

D. Weishaupt  
V. D. Köchli  
B. Marincek

# Wie funktioniert MRI?

Eine Einführung in Physik und Funktionsweise  
der Magnetresonanzbildgebung

6. Auflage

Unter Mitarbeit von  
J. M. Froehlich, D. Nanz, K. P. Prüßmann

Mit 61 Abbildungen und 9 Tabellen

**Prof. Dr. Dominik Weishaupt**  
Institut für Radiologie  
Stadtsspital Triemli Zürich  
Birmensdorferstr. 479, CH-8063 Zürich

**Dr. Victor D. Köchli**  
Cistec AG  
Hohlstrasse 283, CH-8004 Zürich

**Prof. Dr. Borut Marincek**  
Institut für Diagnostische Radiologie  
Universitätsspital  
Rämistrasse 100, CH-8091 Zürich

Unter Mitarbeit von:  
**Prof. Dr. Klaas P. Prüssmann**  
Institut für Biomedizinische Technik (IBT)  
Eidgenössische Technische Hochschule (ETH)  
Zürich  
Gloriastrasse 35, CH-8092 Zürich

**Dr. Johannes M. Froehlich**  
Guerbet AG  
Winterthurerstrasse 92, CH-8006 Zürich

**Priv.-Doz. Dr. Daniel Nanz**  
Department Medizinische Radiologie  
Universitätsspital  
Rämistrasse 100, CH-8091 Zürich

ISBN 978-3-540-89572-5 Springer Medizin Verlag Heidelberg

Bibliografische Information der Deutschen Bibliothek  
Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie;  
detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.ddb.de> abrufbar.

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

**Springer Medizin Verlag**  
Ein Unternehmen von Springer Science+Business Media  
[springer.de](http://springer.de)

© Springer Medizin Verlag Heidelberg 2009  
Printed in Germany

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutzgesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Planung: Peter Bergmann, Heidelberg  
Projektmanagement: Willi Bischoff, Heidelberg  
Copyediting: Ursula Illig, Stockdorf

Satz: TypoStudio Tobias Schaedla, Heidelberg  
Druck: Stürtz AG, Würzburg

Gedruckt auf säurefreiem Papier      SPIN 12567850      BF/2111 – 5 4 3 2 1 0

# Vorwort zur 6. Auflage

---

Nach fünf deutschen Auflagen ist dies nun bereits die 6. Auflage des Buchtitels »Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in die Physik und Funktionsweise der Magnetresonanztomographie«. Es freut uns sehr, dass dieses Buch die Leserschaft so nachhaltig anspricht.

Seit der Einführung der Magnetresonanztomographie (MRT, MRI) in die Medizin hat die Methode nichts an ihrer Dynamik und Faszination verloren. MRI ist heute eine etablierte bildgebende Modalität in der medizinischen in-vivo Diagnostik und das Potenzial ist noch lange nicht ausgeschöpft. Ständige Weiterentwicklungen der Methode ermöglichen neue Möglichkeiten und eine präzisere Diagnostik. Erwähnenswert ist auch die Tatsache, dass MRI zunehmend eine Bedeutung bei der Ausführung von bildgesteuerten Interventionen zukommt. Die herausragende Bedeutung von MRI für die Medizin wurde zusätzlich im Jahre 2003 durch die Verleihung des Nobelpreises an Paul C. Lauterbur und Peter Mansfield, unterstrichen. Die Herren Lauterbur und Mansfield haben die Grundlagen geschaffen, dass der Kernspinresonanzeffekt (nuclear magnetic resonance; NMR), der von F. Bloch und M. Purcell 1948 etwa gleichzeitig entdeckt wurde, in ein Bild umgewandelt werden kann.

Ziel dieses Buches ist es, allen Interessierten, die physikalischen Grundlagen von MRI in einer einfachen Weise näher zu bringen. Dies ist kein Buch für MR-Spezialisten oder MR-Physiker, sondern es richtet sich an unsere Studentinnen und Studenten, Assistenzärzte und -innen, Fachleute für medizinisch-technische Radiologie (MTRA) oder kurz an alle jenen Personen, die sich für MRI interessieren oder am Anfang ihrer Ausbildung in MRI stehen und einen einfachen Leitfaden suchen, sich in die technischen Grundlagen dieser Methode einzulesen.

Verglichen mit der 5. Auflage haben wir die vorliegende 6. Auflage wiederum komplett überarbeitet. Besonderes Augenmerk haben wir darauf gerichtet, dass die neuesten Tendenzen und Entwicklungen, die im klinischen MRI in der Humanmedizin eine Rolle spielen, im Buch integriert sind. Neu haben wir ein Kapitel über funktionelle MRI-Diagnostik (d. h. MRI jenseits von Morphologie und Struktur) eingefügt. Die funktionelle MRI ist von besonderem Interesse, da es das konventionelle MRI um eine funktionelle Dimension erweitert.

An dieser Stelle möchte ich den Mitautoren Priv. Doz. Dr. Daniel Nanz, Dr. Johannes Fröhlich und Prof. Klaas P. Prüssmann für ihre Buchbeiträge danken. Danken möchte ich auch all denen Personen, die uns ein Feedback oder Verbesserungsvorschläge für das Buch gegeben haben. Alle diese Rückmeldungen sind wichtig, um dieses Buch noch zu verbessern und die Grundlagen von MRI noch verständlicher zu machen.

Abschließend möchte ich auch dem Springer Verlag, insbesondere Herr Dr. Peter Bergmann für die gute Zusammenarbeit danken.

Dominik Weishaupt  
Zürich, im Frühjahr 2009

# Inhaltsverzeichnis

---

|          |                                                         |           |
|----------|---------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b> | <b>Spins und das MR-Phänomen</b>                        | <b>1</b>  |
| <b>2</b> | <b>Relaxation</b>                                       | <b>5</b>  |
| 2.1      | T1: Longitudinale Relaxation                            | 5         |
| 2.2      | T2/T2*: Transversale Relaxation                         | 6         |
| <b>3</b> | <b>Bildkontrast</b>                                     | <b>9</b>  |
| 3.1      | Repetitionszeit TR und T1-Gewichtung                    | 9         |
| 3.2      | Echozeit TE und T2-Gewichtung                           | 11        |
| 3.3      | Sättigung bei kurzer Repetitionszeit                    | 14        |
| 3.4      | Pulswinkel (»Flip Angle«)                               | 15        |
| 3.5      | Vorsättigung (»Presaturation«)                          | 15        |
| 3.6      | Magnetisierungstransfer                                 | 15        |
| <b>4</b> | <b>Schichtwahl und Ortskodierung</b>                    | <b>17</b> |
| 4.1      | Dreidimensionale Ortskodierung                          | 21        |
| 4.2      | K-Raum                                                  | 22        |
| <b>5</b> | <b>Determinanten des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses</b> | <b>25</b> |
| 5.1      | Pixel, Voxel, Matrix                                    | 26        |
| 5.2      | Schichtdicke und Bandbreite                             | 26        |
| 5.3      | Field-of-View und Matrix                                | 28        |
| 5.4      | Anzahl der Messungen                                    | 32        |
| 5.5      | Bildparameter                                           | 32        |
| 5.6      | Magnetfeldstärke                                        | 32        |
| 5.7      | Spulen                                                  | 32        |
| 5.8      | Parallele Bildgebung                                    | 34        |
| <b>6</b> | <b>Aufbau eines MR-Tomographen</b>                      | <b>37</b> |
| 6.1      | Magnet                                                  | 37        |
| 6.2      | Gradientensystem                                        | 39        |
| 6.3      | Hochfrequenzsystem                                      | 40        |
| 6.4      | Computer                                                | 40        |
| <b>7</b> | <b>Basis-Pulssequenzen</b>                              | <b>41</b> |
| 7.1      | Spinecho(SE)-Sequenz                                    | 42        |
| 7.2      | Outflow-Effekt                                          | 43        |
| 7.3      | Mehrschichtaufnahme (»Multislice Imaging«)              | 43        |
| 7.4      | Inversion-Recovery(IR)-Sequenz                          | 44        |
| 7.5      | STIR-Sequenz (»Short TI Inversion Recovery«)            | 45        |
| 7.6      | FLAIR-Sequenz (»Fluid Attended Inversion Recovery«)     | 45        |
| 7.7      | Gradientenecho(GRE)-Sequenz                             | 46        |
| 7.8      | Mehrfache Echos (Multi-Echo-Sequenzen)                  | 48        |

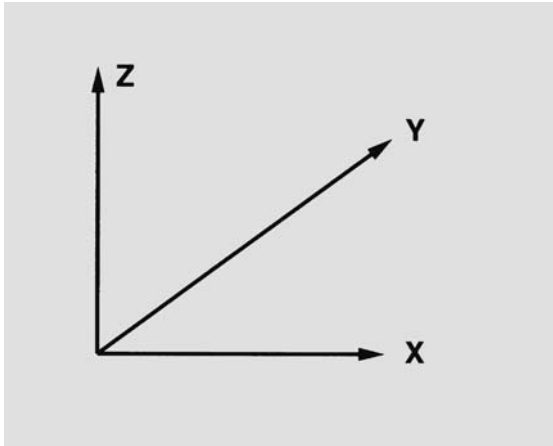
|           |                                                                                   |           |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>8</b>  | <b>Schnelle Pulssequenzen</b>                                                     | <b>49</b> |
| 8.1       | Schnelle (Fast, FSE)- oder Turbo-Spinecho(TSE)-Sequenzen                          | 49        |
| 8.2       | Single-Shot-Fast-Spine-Echo(SSFSE)-Sequenz                                        | 51        |
| 8.3       | Schnelle (Fast) oder Turbo-Inversion-Recovery (Fast STIR)-Sequenzen               | 51        |
| 8.4       | Schnelle Gradientenecho(GRE)-Sequenzen                                            | 52        |
| 8.5       | Echoplanare (EPI-) Sequenz                                                        | 53        |
| 8.6       | Hybridsequenz                                                                     | 54        |
| 8.7       | Gradient and Spinecho(GRASE)-Sequenz                                              | 54        |
| 8.8       | Spiralsequenz                                                                     | 54        |
| 8.9       | Echozeit und T2-Kontrast in schnellen Sequenzen                                   | 54        |
| <b>9</b>  | <b>Techniken zur Fettsuppression</b>                                              | <b>55</b> |
| 9.1       | Fettsuppression durch Nutzen der chemischen Verschiebung zwischen Wasser und Fett | 55        |
| 9.2       | Frequenzselektive Fettsuppression                                                 | 57        |
| 9.3       | Short-Time Inversion Recovery (STIR)                                              | 58        |
| 9.4       | Spectral Presaturation with Inversion Recovery (SPIR)                             | 58        |
| <b>10</b> | <b>Parallele Bildgebung</b>                                                       | <b>59</b> |
| 10.1      | Hintergrund                                                                       | 59        |
| 10.2      | Prinzip der parallelen Bildgebung                                                 | 59        |
| 10.3      | Besondere Anforderungen                                                           | 60        |
| 10.4      | Anwendungsbereich                                                                 | 61        |
| <b>11</b> | <b>Kardiovaskuläre Bildgebung</b>                                                 | <b>63</b> |
| 11.1      | Angiographie                                                                      | 63        |
| 11.2      | Perfusionsbildgebung                                                              | 77        |
| 11.3      | Diffusionsbildgebung                                                              | 78        |
| 11.4      | Der BOLD-Effekt in der funktionellen Hirnbildgebung                               | 81        |
| 11.5      | Bildgebung am Herzen                                                              | 83        |
| 11.6      | Herzbildgebung mit SSFP-Sequenzen                                                 | 84        |
| 11.7      | Myokardperfusionsbildgebung                                                       | 85        |
| 11.8      | Späte Signalverstärkung: »Late-Enhancement«                                       | 86        |
| 11.9      | Nachweis pathologisch hoher Eisenkonzentrationen im Herzmuskel                    | 87        |
| <b>12</b> | <b>MR-Kontrastmittel</b>                                                          | <b>89</b> |
| 12.1      | Wirkungsweise                                                                     | 89        |
| 12.2      | Chemische Struktur/Komplexchemie                                                  | 93        |
| 12.3      | Relaxivität und Dosis-Wirkungs-Beziehung                                          | 97        |
| 12.4      | Pharmakologische Eigenschaften der extrazellulären Kontrastmittel                 | 100       |
| 12.5      | Leberspezifische Kontrastmittel                                                   | 106       |
| 12.6      | Intravaskuläre oder Blood-Pool-Kontrastmittel                                     | 109       |
| 12.7      | MR-Athrographie mit extrazellulären Gadoliniumkomplexen                           | 111       |
| 12.8      | Magen-Darm-Kontrastierung                                                         | 112       |
| 12.9      | Weitere MR-Kontrastmittel und Kontrastierungskonzepte                             | 114       |

|           |                                                                 |            |
|-----------|-----------------------------------------------------------------|------------|
| <b>13</b> | <b>Artefakte im MR-Bild</b>                                     | <b>121</b> |
| 13.1      | Bewegungs- und Flussartefakte (»Ghosting«)                      | 121        |
| 13.2      | Phase Wrapping                                                  | 123        |
| 13.3      | Chemische Verschiebung (»Chemical Shift«)                       | 124        |
| 13.4      | Suszeptibilität                                                 | 126        |
| 13.5      | Trunkationsartefakt                                             | 126        |
| 13.6      | Magic Angle                                                     | 127        |
| 13.7      | »Eddy Currents«                                                 | 127        |
| 13.8      | Partialvolumenartefakte                                         | 127        |
| 13.9      | Inhomogene Fettsuppression                                      | 127        |
| 13.10     | Linienartefakte (»Zipper-Like Artifacts«), Radiofrequenzstörung | 128        |
| 13.11     | Criss-Cross- oder Herring-Bone-Artefakte, Datenfehler           | 128        |
| 13.12     | Dielektrische Effekte                                           | 128        |
| <b>14</b> | <b>Hochfeld-MRI</b>                                             | <b>129</b> |
| 14.1      | Gewebekontrast                                                  | 130        |
| 14.2      | Suszeptibilität                                                 | 130        |
| 14.3      | Chemische Verschiebung                                          | 130        |
| 14.4      | Hochfrequenz(HF)-Absorption                                     | 131        |
| 14.5      | Dielektrische Effekte                                           | 131        |
| 14.6      | Klinische Bildgebung                                            | 132        |
| <b>15</b> | <b>Bildgebung jenseits von Morphologie und Struktur</b>         | <b>133</b> |
| <b>16</b> | <b>Sicherheit und Risiken</b>                                   | <b>137</b> |
| 16.1      | Biologische Effekte                                             | 137        |
| 16.2      | Lärm                                                            | 138        |
| 16.3      | Patientensicherheit                                             | 139        |
|           | <b>Weiterführende Literatur</b>                                 | <b>143</b> |
|           | <b>Glossar</b>                                                  | <b>147</b> |
|           | <b>Stichwortverzeichnis</b>                                     | <b>167</b> |

# Vorbemerkung

---

In diesem Buch werden wiederholt die Begriffe »Z-Richtung« und »XY-Ebene« auftauchen. In allen Abbildungen verläuft das äußere Magnetfeld  $B_0$  von unten nach oben, und wir bezeichnen diese Richtung als Z. Die beiden anderen Dimensionen sind X und Y. Die XY-Ebene steht senkrecht auf der Z-Achse und läuft somit in unseren Abbildungen horizontal.



# Abkürzungen

---

|               |                                                          |
|---------------|----------------------------------------------------------|
| <b>2D</b>     | zweidimensional                                          |
| <b>3D</b>     | dreidimensional                                          |
| <b>FID</b>    | Free Induction Decay                                     |
| <b>FSE</b>    | Fast-Spin-Echo                                           |
| <b>Gd</b>     | Gadolinium                                               |
| <b>GRE</b>    | Gradienten-Echo                                          |
| <b>HF</b>     | Hochfrequenz                                             |
| <b>IR</b>     | Inversion Recovery                                       |
| <b>MHz</b>    | Megahertz                                                |
| <b>MR</b>     | Magnetresonanz                                           |
| <b>MRA</b>    | MR-Angiographie                                          |
| <b>MRI</b>    | Magnetresonanz-Imaging                                   |
| <b>msec</b>   | Millisekunden                                            |
| <b>NSF</b>    | Nephrogene systemische Fibrose                           |
| <b>PC-MRA</b> | Phasenkontrast-MR-Angiographie                           |
| <b>PD</b>     | Protonen-gewichtet                                       |
| <b>Ppm</b>    | Parts per million                                        |
| <b>RES</b>    | Retikuloendotheliales System                             |
| <b>RF</b>     | Radiofrequenz                                            |
| <b>SAR</b>    | Specific Absorption Rate                                 |
| <b>SE</b>     | Spinecho                                                 |
| <b>SNR</b>    | Signal-zu-Rausch-Verhältnis                              |
| <b>SPIO</b>   | Superparamagnetic nanoparticles of iron oxide            |
| <b>T</b>      | Tesla                                                    |
| <b>TE</b>     | Echozeit                                                 |
| <b>TOF</b>    | Time-of-Flight                                           |
| <b>TR</b>     | Repetitionszeit                                          |
| <b>USPIO</b>  | ultrasmall superparamagnetic nanoparticles of iron oxide |

# Spins und das MR-Phänomen

Das klinische MRI verwendet die Kerne von Wasserstoffatomen ( $^1\text{H}$ ) zur Bildgebung.

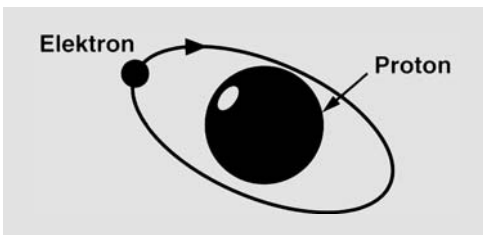
Wasserstoffatome besitzen als Kern nur ein einziges Teilchen, ein *Proton*, um welches das Elektron der Hülle kreist (■ Abb. 1). Das Proton ist positiv, das Elektron negativ geladen, und das ganze Atom ist somit elektrisch neutral. Im Folgenden beschäftigen wir uns nur noch mit dem Proton.

Neben seiner positiven elektrischen Ladung besitzt das Proton noch die Eigenschaft des *Spins*, eine Grundeigenschaft der Elementarteilchen. Er ist eigentlich nichts anderes als ein Drall (engl. »to spin« = sich drehen). Das Proton dreht sich also um sich selber wie ein Kreisel. Das hat zwei Auswirkungen:

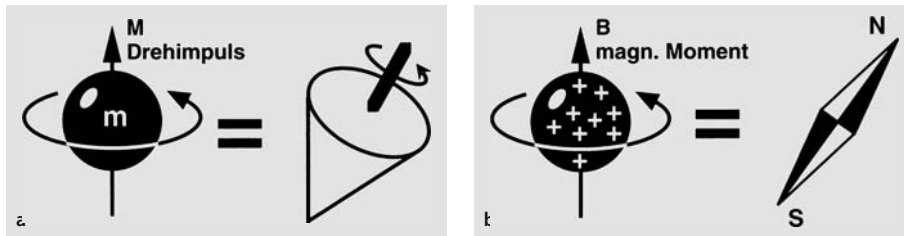
Da es eine rotierende Masse  $m$  ist, besitzt es einen *Drehimpuls*. Das bedeutet, dass sich das Proton wie ein Kreisel verhält, also die räumliche Lage der Rotationsachse beibehalten will (■ Abb. 2a).

Da es gleichzeitig eine rotierende elektrische Ladung ist, besitzt es zudem ein *magnetisches Moment*  $B$  und verhält sich wie ein kleiner Magnet, d. h. es wird von Magnetfeldern und elektromagnetischen Wellen beeinflusst, und wenn es sich bewegt, wird in einer Empfangsspule eine Spannung induziert (■ Abb. 2b).

Im Gegensatz zum Kreisel können wir allerdings in den Wasserstoffkern nicht hineinsehen, und auch seine Eigenrotation, der Spin eben, ist von außen nicht sichtbar. Das Proton ist für uns geschlossen, eine »Black Box«. Wir können aber die *Lage der Rotationsachse* am Magnetvektor  $B$  erkennen. Wenn wir in Zukunft davon sprechen, wie so ein Spin sich bewegt, dann meinen wir also nicht den (unsichtbaren) Drall des Protons, son-



■ Abb. 1.



■ Abb. 2.

dern immer die Bewegung seiner »sichtbaren« magnetischen Achse B. Diese Bewegung können wir außerdem »sehen«, weil sie in einer Empfangsspule ein Signal erzeugt, wie dies auch der Magnet in einem elektrischen Generator (z. B. Fahrraddynamo) tut.

Es gibt noch einen weiteren, sehr wichtigen Unterschied: Während ein Kreisel abgebremst werden und schlussendlich zum Stillstand kommen kann, ist dies beim Spin nicht möglich. *Er ist immer gleich stark* und kann nie beschleunigt oder abgebremst werden, eben weil er eine Grundeigenschaft der Elementarteilchen ist. Der Spin ist einfach immer da!

Wie verhält sich nun so ein Spin, wenn er in ein starkes Magnetfeld gebracht wird? Wir wollen dies am analogen Beispiel des Kreisels untersuchen:

Wirkt eine äußere Kraft (in der Regel die Schwerkraft G) auf einen Kreisel und versucht, die Lage der Rotationsachse zu verändern, so macht der Kreisel eine Ausweichbewegung, die wir als *Präzessionsbewegung* bezeichnen. Weil aber die Reibung (z. B. an der Spitze) dem Kreisel Energie entzieht und ihn bremst, neigt sich seine Achse immer mehr, bis er schließlich umfällt (■ Abb. 3).

Ebenso versucht ein äußeres Magnetfeld  $B_0$ , die Spins wie Kompassnadeln entlang des Feldes auszurichten. Da die Spins auch Kreisel sind, reagieren sie ebenfalls mit einer Präzessionsbewegung (■ Abb. 4). Sie erfolgt mit einer charakteristischen Frequenz, die *Larmorfrequenz* genannt wird und proportional zur Stärke des Magnetfeldes ist. Erst allmählich richten sich die Spins parallel zum Feld aus, indem sie, wie der Kreisel, Energie an die Umgebung abgeben (► Kap. 2.1).

Die Larmorfrequenz ist sehr wichtig. Auf ihr beruht die ganze MR-Bildgebung. Deshalb hier nochmals:

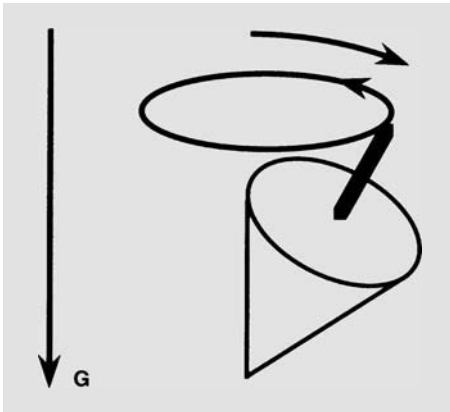
**Larmorfrequenz nennen wir die Präzessionsfrequenz der Spins in einem Magnetfeld.**

Sie ist *exakt proportional zur Stärke des Magnetfeldes*  $B_0$  und kann berechnet werden mit der *Larmorgleichung*:

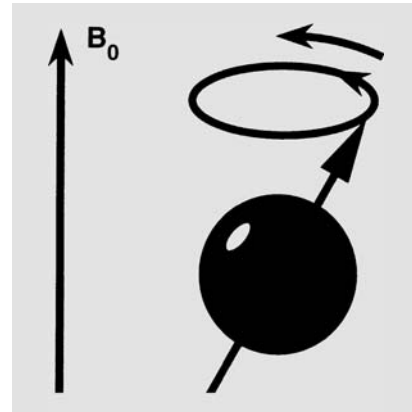
$$\omega_0 = \gamma_0 \cdot B_0$$

dabei sind

- $\omega_0$  die Larmorfrequenz in Megahertz [MHz],
- $\gamma_0$  das so genannte gyromagnetische Verhältnis, eine Konstante, die für jedes Element einen typischen Wert besitzt – für Protonen ist  $\gamma = 42,58 \text{ MHz/T}$  –, und
- $B_0$  die Stärke des Magnetfeldes in Tesla [T].



■ Abb. 3.



■ Abb. 4.

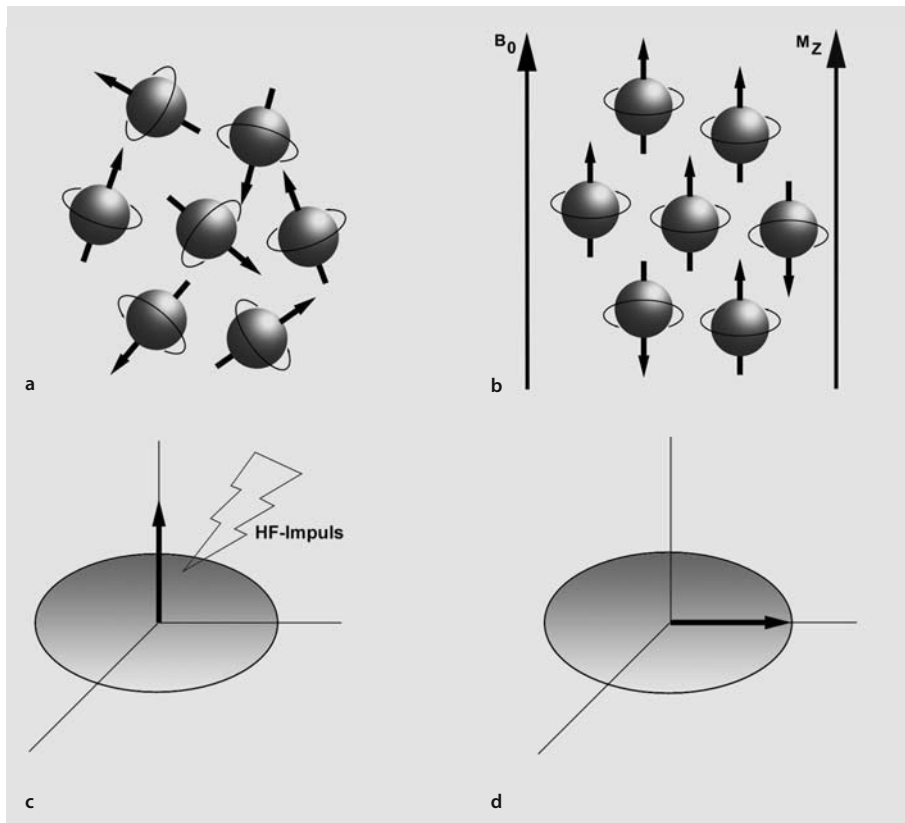
Für Protonen beträgt die Larmorfrequenz somit 63,9 MHz bei 1,5 T, im Erdmagnetfeld hingegen nur ca. 1 kHz (zum Vergleich: UKW-Radiosender arbeiten mit 88–108 MHz).

Was geschieht mit den Spins, die jetzt im Magnetfeld präzessieren und sich langsam ausrichten? Sehen wir weiter ...

Während sich das Spin-System beruhigt und in einen stabilen Zustand kommt, baut sich eine *Längsmagnetisierung*  $M_Z$  in der Z-Richtung auf, weil sich nun die Magnetvektoren der einzelnen Spins addieren. Dies geschieht bereits im Erdmagnetfeld, allerdings ist dann die Längsmagnetisierung gering. Das Magnetfeld  $B_0$  eines MR-Tomographen ist 60.000-mal stärker und die entstehende Längsmagnetisierung entsprechend größer. Erst eine genügend große Magnetisierung ermöglicht es, das äußerst schwache MR-Signal überhaupt zu messen. Eigentlich ist es noch ein bisschen komplizierter: Die Spins können sich nämlich parallel oder antiparallel ausrichten, wobei die parallele Ausrichtung energiemäßig minimal günstiger ist und daher leicht bevorzugt wird. Im stabilen Zustand findet man dann einige Spins mehr, die parallel liegen, als solche, die umgekehrt ausgerichtet sind, und nur dieser kleine Unterschied macht die messbare Längsmagnetisierung  $M_Z$  aus. Da der Energieunterschied zwischen den beiden Orientierungen von der Magnetfeldstärke abhängig ist, erhalten wir umso mehr  $M_Z$ , je stärker unser Magnetfeld ist.

In dieses stabile Spin-System kann nun mit einer elektromagnetischen Welle wieder *Energie* eingebracht werden mit einer Frequenz, die genau der Larmorfrequenz entspricht. Dieser Zustand wird als *Resonanzbedingung* bezeichnet. Die nötige Energie wird in einem starken Radiosender erzeugt und mit einer Antennenspule auf das Untersuchungsobjekt eingestrahlt. Durch die Energiezufuhr kippen die Spins und mit ihnen die Längsmagnetisierung immer mehr aus der Z-Richtung heraus. Man sagt, das Spin-System wird angeregt.

Mit einem Hochfrequenzimpuls (HF- oder RF (Radiofrequency)-Impuls) der richtigen Leistung und Dauer kann z. B. eine Auslenkung um genau 90° erreicht werden (90°-Impuls). Damit wird die gesamte Magnetisierung  $M_Z$  in die XY-Ebene umgeklappt. Dort dreht sich der magnetische Summenvektor, den wir nicht mehr  $M_Z$  nennen, sondern  $M_{XY}$ , weil er jetzt in der XY-Ebene liegt. Die Bewegung von  $M_{XY}$  wirkt wie ein elektrischer



■ **Abb. 5a–d.** Sofern kein magnetisches Feld vorhanden ist, rotieren die Spins um ihre eigene Achse in beliebiger Richtung (a). In einem Magnetfeld ist ein Teil der Spins in Richtung des Hauptmagnetfeldes  $B_0$  ausgerichtet, was sich als Längsmagnetisierung  $M_z$  äußert (b). Durch einen geeigneten RF(HF)-Impuls (c) kann (z. B. wie in diesem Beispiel gezeigt) eine Auslenkung dieses Vektors um genau  $90^\circ$  erreicht werden, wodurch die gesamte Längsmagnetisierung in die  $M_{xy}$  umgeklappt ist und jetzt als Transversalmagnetisierung vorhanden ist (d)

Generator und induziert in der Empfangsspule eine Wechselspannung, deren Frequenz gleich der Larmorfrequenz ist: das *MR-Signal*. Es wird mit empfindlichen Verstärkern und Computern für die Bildgebung weiterverarbeitet. Der gesamte Vorgang der Anregung des Spin-Systems ist graphisch in ■ Abb. 5 zusammengefasst.

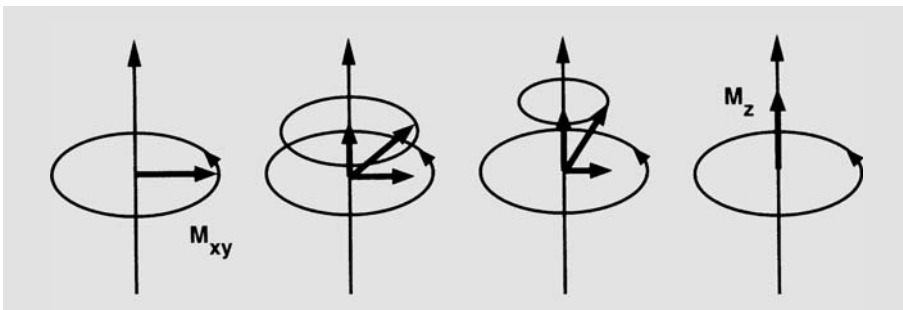
# Relaxation

Was geschieht mit den Spins, nachdem sie, wie beschrieben, angeregt worden sind?

Unmittelbar nach der Anregung kreist die Magnetisierung in der XY-Ebene. Wir nennen sie deshalb jetzt *transversale Magnetisierung*  $M_{xy}$ . Ihr Kreisen erzeugt in der Empfangsspule das MR-Signal. Zwei unabhängige Vorgänge bewirken nun, dass die transversale Magnetisierung und damit das MR-Signal abnimmt und der stabile Ausgangszustand vor der Anregung wieder erreicht wird: Die Spin-Gitter-Wechselwirkung und die Spin-Spin-Wechselwirkung. Beide Vorgänge werden auch als *T1-* respektive *T2-Relaxation* bezeichnet.

## 2.1 T1: Longitudinale Relaxation

Mit der Zeit klappt die Magnetisierung aus der transversalen Ebene in die Z-Richtung, entlang des äußeren Magnetfeldes  $B_0$ , wie wir dies schon am Anfang besprochen haben. Die in der XY-Ebene verbleibende transversale Magnetisierung – genau genommen die Projektion des Magnetisierungsvektors auf die XY-Ebene (■ Abb. 6) – nimmt langsam ab,



■ **Abb. 6.** T1-Relaxation: Zurückkippen der Transversalmagnetisierung in die Z-Richtung, indem Energie an die Umgebung weitergegeben wird

und entsprechend wird auch das MR-Signal immer kleiner. Dafür baut sich langsam die Längsmagnetisierung  $M_Z$  – die Projektion des Magnetisierungsvektors auf die Z-Achse – wieder auf: *longitudinale Relaxation*.

Sie ist verbunden mit der *Abgabe von Energie* an die Umgebung (das »Gitter«, weshalb sie auch Spin-Gitter-Relaxation genannt wird). Die Zeitkonstante dieses Vorgangs heißt  $T_1$  und ist abhängig von der Stärke des äußeren Magnetfeldes  $B_0$  sowie der inneren Bewegung der Moleküle. Sie liegt für Gewebe (bei 1,5 T) in der Größenordnung von einer halben bis mehreren Sekunden.

## 2.2 $T_2/T_2^*$ : Transversale Relaxation

Um die transversale Relaxation zu erklären, muss zuerst der Begriff der »Phase« klar sein. Das Wort Phase bezeichnet einen *Winkel*. Nehmen wir als Referenz einen Spin A, der in der XY-Ebene präzediert, und betrachten wir einen zweiten Spin B, der gleich schnell präzediert, aber dem ersten in der Drehbewegung  $10^\circ$  voraus ist, so können wir sagen: B hat gegenüber A eine Phase von  $+10^\circ$ . Entsprechend hat ein Spin C, der A um  $30^\circ$  hinterherläuft, eine Phase von  $-30^\circ$  (■ Abb. 7).

Unmittelbar nach der Anregung präzedieren ein Teil der Spins synchron, sie haben alle eine Phase von  $0^\circ$ . Wir sagen dann, diese Spins sind »in Phase«, und nennen das *Phasenkohärenz*.

Aus Gründen, die wir gleich behandeln werden, geht aber mit der Zeit diese Phasenkohärenz verloren, weil einige Spins etwas voraus-, andere etwas hinterherlaufen. Die einzelnen Magnetvektoren beginnen sich gegenseitig aufzuheben, anstatt sich zu addieren. Der resultierende Gesamtvektor, die transversale Magnetisierung, wird immer kleiner und verschwindet schlussendlich, und damit verschwindet auch das MR-Signal (■ Abb. 8).

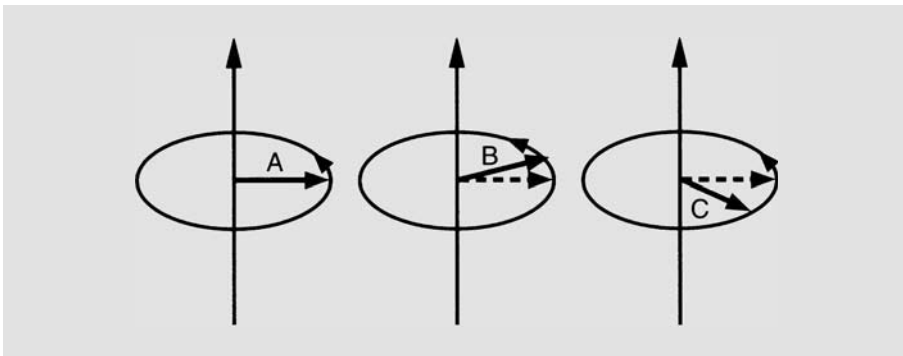
Die transversale Relaxation ist also der *Verlust der transversalen Magnetisierung durch Außer-Phase-Geraten (Dephasierung) der Spins*. Wichtig ist, dass dabei *keine Energie* an die Umgebung abgegeben wird, die Spins tauschen vielmehr untereinander Energie aus. Die transversale Relaxation besitzt zwei Komponenten:

- *Energieaustausch* der Spins untereinander durch fluktuierende, d. h. rasch wechselnde *lokale Magnetfeldveränderungen* aufgrund benachbarter Spins. Die Spins beeinflussen sich nämlich gegenseitig: Als kleine Magnete, die sie sind, verändern sie einander ständig das Magnetfeld und machen es einmal etwas stärker, dann wieder etwas schwächer. Das bedeutet aber, dass jeder Spin einmal etwas schneller, dann wieder etwas langsamer präzediert, weil ja seine Präzessionsfrequenz von der Magnetfeldstärke abhängt. So zerfällt die Phasenkohärenz, es kommt zur Dephasierung. Das ist die *reine Spin-Spin-Wechselwirkung*. Sie ist durch einen  $180^\circ$ -Impuls (► Kap. 7) nicht beeinflussbar. Ihre Zeitkonstante ist  $T_2$ . Sie ist mehr oder weniger unabhängig von der Stärke des Magnetfeldes  $B_0$ .
- *Zeitlich konstante*, d. h. immer gleich starke *Inhomogenitäten des äußeren Magnetfeldes*  $B_0$ . Sie werden verursacht durch die Maschine selber sowie den Körper der untersuchten Person und bewirken eine *zusätzliche Dephasierung*, sodass das Signal nicht mit  $T_2$ , sondern rascher mit einer Zeitkonstanten  $T_2^*$  zerfällt. Die Relaxationszeit  $T_2^*$  ist in der Regel kürzer als die  $T_2$ -Zeit. Der Hauptanteil der Inhomogenitäten, welche den  $T_2^*$ -Effekt ausmachen, treten an Gewebegrenzflächen (z. B. Gewebe/Luft)

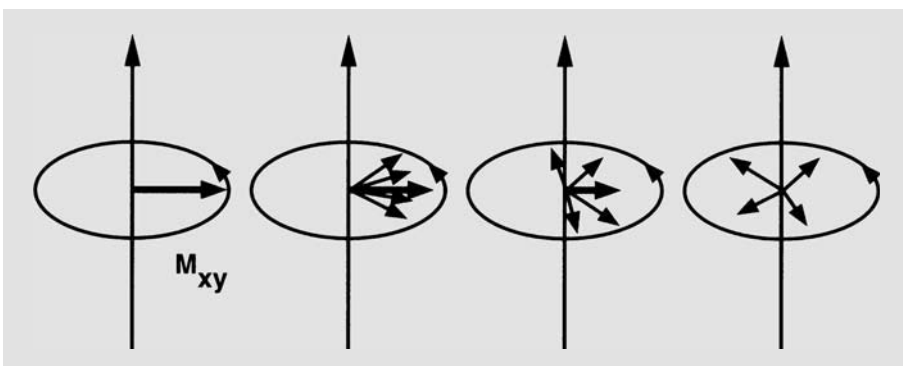
auf oder werden durch lokale magnetische Felder (z. B. Eisenpartikel) induziert. Das mit  $T_2^*$  abklingende MR-Signal nennt man auch *Free Induction Decay (FID)*. Mittels Spinecho-Sequenzen kann der  $T_2^*$ -Effekt eliminiert werden.

**T2 beschreibt also den eigentlichen Prozess des Energieaustausches unter den Spins, während weitere Inhomogenitäten zu einem zusätzlichen Phasenzerrfall führen, den wir mit  $T_2^*$  charakterisieren.**

T1- und T2-Relaxation sind voneinander vollkommen *unabhängig* und laufen *gleichzeitig* ab! Tatsächlich ist es aber so, dass aufgrund der T2-Relaxation das MR-Signal bereits in den ersten 100–300 msec zerfällt, lange bevor sich die Längsmagnetisierung  $M_z$  aufgrund der T1-Relaxation wieder voll aufgebaut hat (0,5–5 s).



■ **Abb. 7.** Phase. Vektor *B* hat gegenüber *A* eine Phase von  $+10^\circ$ , während *C* gegenüber *A* eine Phase von  $-30^\circ$  aufweist. Achtung: Alle Vektoren drehen sich um die Z-Achse, sie sind einfach um den erwähnten Phasenwinkel gegeneinander verschoben



■ **Abb. 8.** T2- und T2\*-Relaxation: Verlust der Gleichphasigkeit der Spins (Dephasierung) und damit Verschwinden des Summenvektors in der XY-Ebene ohne Abgabe von Energie an die Umgebung

# Bildkontrast

Wovon hängt der Bildkontrast im MR-Bild ab, und wie können wir ihn beeinflussen?

Jetzt, wo wir über Anregung und Relaxation Bescheid wissen, können wir diese Fragen beantworten. *Drei Parameter* eines Gewebes bestimmen seine Helligkeit im MR-Bild und damit den Bildkontrast:

- Die *Protonendichte*, also die Anzahl anregbarer Spins pro Volumeneinheit, gibt quasi das Maximum an Signal an, das ein Gewebe abgeben kann. Die Protonendichte kann betont werden, indem man versucht, den Einfluss der beiden anderen Parameter T1 und T2 möglichst gering zu halten. Man spricht dann von *protonengewichteten* oder *dichtegewichteten* Bildern (*»proton density weighted«*).
- Die *T1-Zeit* eines Gewebes bestimmt, wie schnell sich die Spins von einer Anregung »erholen« und wieder anregbar werden. Damit wird indirekt die Signalintensität beeinflusst. Der Einfluss von T1 auf den Bildkontrast kann nach Belieben variiert werden. Bilder, deren Kontrast hauptsächlich von T1 bestimmt wird, nennt man *T1-gewichtete Bilder (T1w)*.
- Die *T2-Zeit* bestimmt im Wesentlichen, wie rasch das MR-Signal nach einer Anregung abklingt. Auch der T2-Kontrast eines Bildes kann beeinflusst werden. Bilder, deren Kontrast vor allem von T2 bestimmt wird, heißen entsprechend *T2-gewichtet (T2w)*.

Protonendichte, T1 und T2 sind spezifische Merkmale, anhand derer sich verschiedene Gewebe teilweise sehr stark unterscheiden. Je nachdem, welcher Parameter in einer MR-Messesequenz betont wird, entstehen Bilder mit unterschiedlichem Gewebe-zu-Gewebe-Kontrast. Darin liegt das Geheimnis des großen diagnostischen Potenzials des MRI: Bereits ohne Kontrastmittel ist es möglich, Gewebe aufgrund ganz spezifischer Merkmale voneinander abzugrenzen, die z. B. in der Röntgen-Computertomographie (CT) praktisch nicht unterscheidbar sind.

## 3.1 Repetitionszeit TR und T1-Gewichtung

Um ein MR-Bild zu erhalten, muss eine Schicht viele Male nacheinander angeregt und gemessen werden. Die Gründe dafür werden später im ► Kap. 4 erläutert.

Die Zeit, die zwischen zwei aufeinander folgenden Anregungen derselben Schicht verstreicht, nennen wir *Repetitionszeit (TR)*.

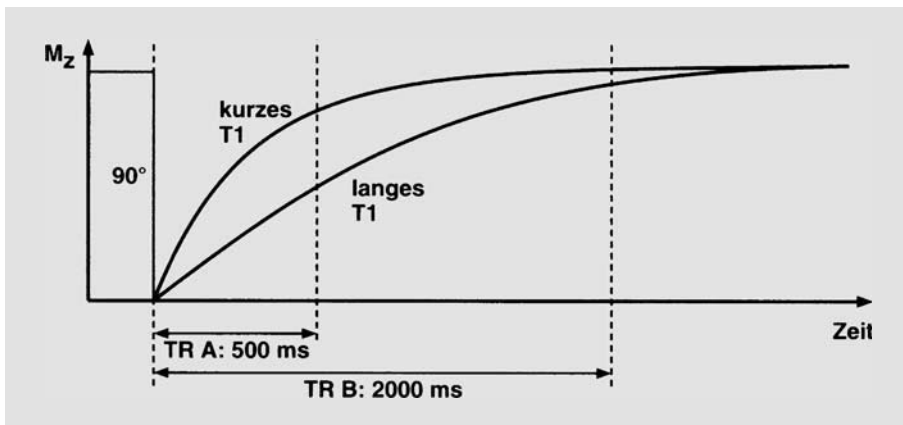
Die Repetitionszeit TR beeinflusst entscheidend den T1-Kontrast, denn sie bestimmt, wie lange die Spins Zeit haben, sich von der letzten Anregung zu »erholen«. Je länger dies dauert, desto mehr kippen die angeregten Spins in die Z-Richtung zurück und desto mehr Längsmagnetisierung steht bei der nächsten Anregung zur Verfügung. Eine größere Magnetisierung ergibt aber auch ein größeres Signal nach der nächsten Anregung.

Wird die Repetitionszeit *kurz* gewählt (unter ca. 600 msec), so beeinflusst T1 wesentlich den Bildkontrast (TR A in ■ Abb. 9). Gewebe mit kurzem T1 relaxieren rasch und geben nach einer erneuten Anregung viel Signal (sie erscheinen also im Bild hell). Gewebe mit langem T1 haben hingegen noch wenig relaxiert und stellen nur wenig Längsmagnetisierung zur Verfügung. Sie erzeugen deshalb weniger Signal als Gewebe mit kurzem T1 und erscheinen im Bild dunkel. Ein solches Bild enthält also viel T1-Information, es ist *T1-gewichtet*.

Wird die Repetitionszeit hingegen relativ *lang* gewählt (größer als etwa 1500 msec), so haben alle Gewebe, auch jene mit langem T1, genügend Zeit zu relaxieren, und alle geben ähnlich viel Signal (TR B in ■ Abb. 9). Der T1-Einfluss auf den Bildkontrast ist also nur noch gering, die *T1-Gewichtung hat abgenommen*.

Durch die Wahl der Repetitionszeit können wir uns also die T1-Gewichtung aussuchen:

Kurzes TR → starke T1-Gewichtung  
Langes TR → geringe T1-Gewichtung



■ Abb. 9. TR und der T1-Kontrast: Bei kurzem TR (A) weist ein Gewebe mit kurzem T1 schon wieder viel Längsmagnetisierung auf und gibt viel Signal, während ein Gewebe mit langem T1 noch wenig Signal gibt. Bei langem TR (B) haben beide Gewebe eine ähnlich große Magnetisierung aufgebaut und geben etwa gleich viel Signal

Aus ■ Abb. 9 ersehen wir außerdem folgenden wichtigen Zusammenhang:

**Gewebe mit *kurzem T1* erscheinen auf T1-gewichteten Bildern *hell*, weil sie sich rascher erholen und deshalb mehr Signal geben.**

**Gewebe mit *langem T1* erscheinen auf T1-gewichteten Bildern *dunkel*, weil sie weniger rasch relaxieren und deshalb weniger Signal geben.**

### 3.2 Echozeit TE und T2-Gewichtung

#### Was ist überhaupt ein Echo?

Im ► Kap. 4 werden wir sehen, dass bei einer MR-Messung verschiedene Gradientenspulen ein- und ausgeschaltet werden müssen, um ein Bild zu erhalten. Im Moment genügt es zu wissen, dass diese Gradienten Magnetfeldinhomogenitäten bewirken und deshalb die T2- und T2\*-Effekte noch verstärken: Sie bringen die angeregten Spins außer Phase und zerstören damit das MR-Signal. Vor der Messung müssen diese Effekte der Dephasierung zuerst rückgängig gemacht werden, damit die Spins wieder in Phase kommen. Im Moment, wo dies geschehen ist und das Signal wiederhergestellt wird, sprechen wir von einem *Echo*. Jetzt können wir das MR-Signal messen.

**Die *Echozeit (TE)* ist diejenige Zeitspanne, die man nach der Anregung bis zur Messung des MR-Signals verstreichen lässt.**

Die Echozeit bestimmt den Einfluss von T2 auf den Bildkontrast. T2 ist, wie bereits erwähnt, viel kürzer als T1 und liegt im Bereich von bis zu einigen hundert Millisekunden.

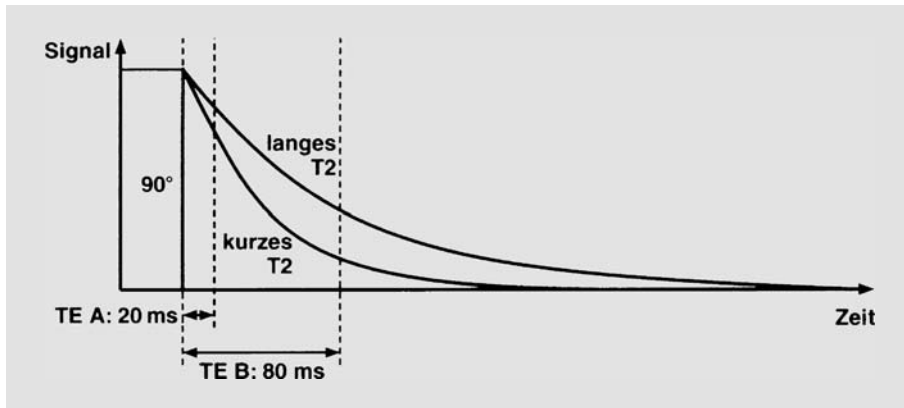
Wird die Echozeit kurz gewählt (weniger als ca. 30 msec), so sind die Signalintensitätsunterschiede noch klein (TE A in ■ Abb. 10). Die T2-Relaxation hat eben erst begonnen, und die Signale sind noch nicht stark abgeklungen. Entsprechend ist die T2-Gewichtung eines solchen Bildes gering.

Wird die Echozeit hingegen länger gewählt, sodass sie im Bereich der vorkommenden T2-Zeiten liegt (mehr als etwa 60 msec), so manifestieren sich die Unterschiede zwischen verschiedenen Geweben deutlich (TE B in ■ Abb. 10): Gewebe mit kurzem T2 haben zu diesem Zeitpunkt schon die meiste Signalintensität verloren und geben wenig Signal, sie erscheinen also auf dem Bild dunkel. Gewebe mit langem T2 weisen jedoch immer noch relativ viel Signal auf und erscheinen im Bild hell. So erscheint z. B. Liquor auf T2-gewichteten Bildern heller als die Hirnsubstanz, weil Liquor, wie Wasser, ein langes T2 besitzt.

Durch die Wahl der Echozeit TE können wir also die T2-Gewichtung bestimmen:

**Kurzes TE → geringe T2-Gewichtung**

**Langes TE → starke T2-Gewichtung**



■ **Abb. 10.** TE und der T2-Kontrast: Bei sehr kurzem TE (A) besteht noch praktisch kein Signalabfall für beide Gewebe, bei längerem TE (B) bestehen hingegen deutliche Unterschiede: Ein Gewebe mit kurzem T2 verliert rasch Signal und wird rasch dunkel, ein Gewebe mit langem T2 bleibt länger hell

Aus ■ Abb. 10 ersehen wir außerdem den Zusammenhang zwischen dem T2 eines Gewebes und seiner Erscheinung im T2-gewichteten Bild:

**Gewebe mit *kurzem* T2 erscheinen auf T2-gewichteten Bildern *dunkel*,  
Gewebe mit *langem* T2 erscheinen auf T2-gewichteten Bildern *hell*!**

Die ■ Tab. 1 bis 3 fassen den Zusammenhang zwischen TR, TE und dem entstehenden Bildkontrast zusammen (■ Tab. 1) und geben einen Überblick über die Signalintensität (■ Tab. 2) respektive die Absolutwerte (■ Tab. 3) von verschiedenen Geweben.

Typische Parameter für ein T1-gewichtetes Spinecho (SE) sind z. B. TR/TE, 340/13 msec. Ein T2-gewichtetes Fast-Spinecho (FSE) MR-Bild hat z. B. folgende Parameter TR/TE 3500/120 msec. Als *protonengewichtete* Bilder werden MR Bilder bezeichnet, welche Charakteristika von T1- und T2-Kontrast haben. Sie sind durch eine langes TR und ein kurzes TE gekennzeichnet und wenn TE ungefähr 40 msec beträgt, werden sie von gewissen Autoren auch als »intermediär gewichtet« (»intermediate weighted«) bezeichnet. *Protonen (PD)- oder intermediär gewichtete* Bilder haben im Allgemeinen ein höheres Signal-zu-Rausch Verhältnis (► Kap. 5) als vergleichbare T1- und T2-gewichtete Bilder, da durch die lange TR Zeit genug Zeit vorhanden ist, um die longitudinale Magnetisierung wieder aufzubauen und durch die kurze Echozeit (TE) der Signalabfall durch Abnahme der transversalen Magnetisierung gering gehalten werden kann.

Typische Parameter für eine PD-gewichtete SE-Sequenz sind z. B. TR/TE, 2000/15 msec und für eine PD-gewichtete FSE Sequenz TR/TE, 4400/40 msec. PD- oder intermediär gewichtete Sequenzen sind besonders hilfreich zur Darstellung von Strukturen mit geringer Signalintensität wie Knochen und bindegewebige Strukturen wie Ligamente und Sehnen. PD-gewichtete Bilder werden oft für die hochauflösende Bildgebung benutzt, wobei in der Regel PD-gewichtete Bilder von SE Sequenzen sich durch bessere Bildqualität

auszeichnen, als PD-gewichtete FSE Bilder, da die letzteren in Regel mehr Verzerrungen haben. Klinisch sind PD- oder intermediär gewichtete Bilder besonders nützlich in der MR-Bildgebung des Hirns, der Wirbelsäule und des muskuloskelettalen Systems.

■ Tab. 1. Zusammenhang zwischen TR, TE und dem entstehenden Bildkontrast

|                                           | TR   | TE   |
|-------------------------------------------|------|------|
| T1-gewichtet                              | Kurz | Kurz |
| T2-gewichtet                              | Lang | Lang |
| Protonengewichtet (intermediär gewichtet) | Lang | Kurz |

■ Tab. 2. Signalintensität verschiedener Gewebe in T1- und T2-gewichteten Bildern

| Gewebe                | Im T1-gewichteten Bild                        | Im T2-gewichteten Bild |
|-----------------------|-----------------------------------------------|------------------------|
| Fett                  | Hell                                          | Hell                   |
| Wässrige Flüssigkeit  | Dunkel                                        | Hell                   |
| Tumor                 | Dunkel                                        | Hell                   |
| Entzündung            | Dunkel                                        | Hell                   |
| Muskel                | Dunkel                                        | Dunkel                 |
| Bindegewebe           | Dunkel                                        | Dunkel                 |
| Hämatom akut          | Dunkel                                        | Dunkel                 |
| Hämatom subakut       | Hell                                          | Hell                   |
| Fließendes Blut       | Kein Signal wegen Outflow-Effekt (► Kap. 7.2) |                        |
| Fibröser Knorpel      | Dunkel                                        | Dunkel                 |
| Hyaliner Knorpel      | Hell                                          | Hell                   |
| Kompakta des Knochens | Dunkel                                        | Dunkel                 |
| Luft                  | Kein Signal                                   | Kein Signal            |

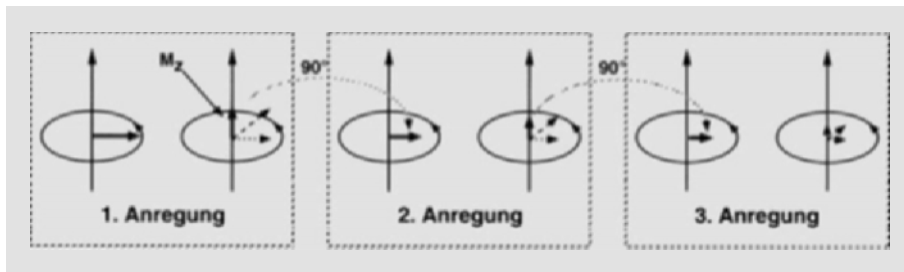
■ Tab. 3. Relative Protonendichte sowie absolute Werte von T1 und T2 (in msec) für verschiedene Gewebe

| Gewebe             | Protonendichte (%) | T1 (1,5 T) | T2 (1,5 T) |
|--------------------|--------------------|------------|------------|
| Liquor             | 100                | > 4000     | > 2000     |
| Weiße Hirnsubstanz | 70                 | 780        | 90         |
| Graue Hirnsubstanz | 85                 | 920        | 100        |
| Meningeom          | 90                 | 400        | 80         |
| Metastase          | 85                 | 1800       | 85         |
| Fettgewebe         | 100                | 260        | 80         |

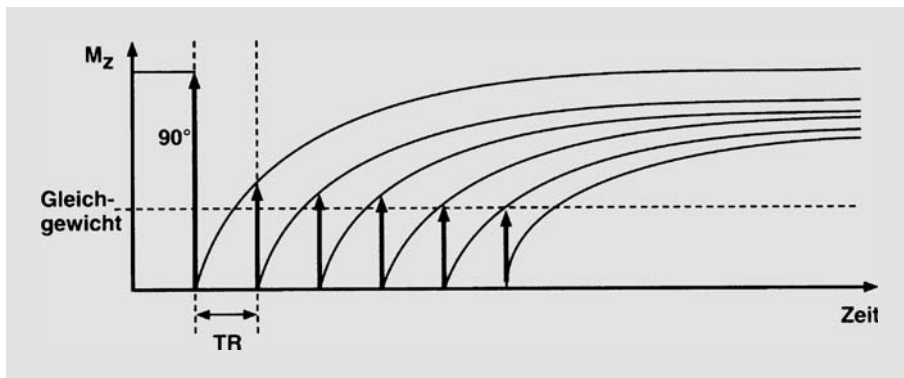
### 3.3 Sättigung bei kurzer Repetitionszeit

Bei der Besprechung der Repetitionszeit wurde gesagt, dass bei sehr kurzem TR die Spins nur wenig Zeit haben, in die Z-Richtung zurückzukippen. Je kürzer die Repetitionszeit ist, desto weniger Längsmagnetisierung kann sich in dieser Zeit wieder aufbauen und desto weniger Signal steht nach einer erneuten Anregung zur Verfügung. Die meiste Magnetisierung hat gar keine Zeit mehr, in die Z-Richtung zurückzukehren und verbleibt in der XY-Ebene. Wird der Vorgang der Anregung mehrere Male hintereinander wiederholt, so erhält man immer weniger Signal. Man spricht dann von *Sättigung* (■ Abb. 11).

Sättigung spielt eine große Rolle bei schnellen und ultraschnellen MR-Sequenzen, bei denen die Repetitionszeiten sehr kurz sind und das Signal entsprechend klein werden kann (■ Abb. 12). Wir werden bei der Behandlung der Gradientenecho-Sequenzen noch über dieses Phänomen sprechen.



■ Abb. 11. Mechanismus der Sättigung: Bei kurzem TR baut sich jedesmal weniger Längsmagnetisierung  $M_z$  auf, die bei der nächsten Anregung wieder umgeklappt werden kann. In diesem Beispiel ist TR so kurz, dass sich jeweils nicht ganz die Hälfte der ursprünglichen Magnetisierung wieder einstellen kann, bis die nächste Anregung erfolgt



■ Abb. 12. Längsmagnetisierung bei kurzer Repetitionszeit: Nach wiederholten Anregungen in sehr kurzen Abständen pendelt sich die jeweils wieder vorhandene Längsmagnetisierung  $M_z$  auf einem tiefen Niveau ein (Gleichgewicht). Entsprechend ergeben die einzelnen Anregungen nur noch sehr wenig Signal

### 3.4 Pulswinkel (»Flip Angle«)

---

Um der Sättigung zu begegnen und trotz sehr kurzer Repetitionszeit genügend Signal zu erhalten, wird ein *reduzierter Pulswinkel* verwendet. Das bedeutet, dass die Spins nicht mehr um  $90^\circ$ , sondern z. B. nur noch um  $30^\circ$  ausgelenkt werden. Damit erhält man zwar weniger Magnetisierung in der XY-Ebene und damit weniger Signal, andererseits verbleibt so aber ein Teil der Magnetisierung in der Z-Richtung und steht für die nächste Anregung zur Verfügung, auch wenn TR sehr kurz ist. Auf die Dauer einer ganzen Sequenz erhält man so mehr Signal als bei einem Pulswinkel von  $90^\circ$ . *Je kürzer TR, desto kleiner muss in der Regel auch der Pulswinkel gewählt werden*, um eine allzu starke Sättigung zu vermeiden. Derjenige Pulswinkel, welcher bei gegebenen TR und TE das maximale Signal ergibt, wird auch als »Ernst-Angle« bezeichnet.

### 3.5 Vorsättigung (»Presaturation«)

---

Eine weitere Methode, um den Bildkontrast zu beeinflussen, kann die *Vorsättigung* (*Vorpulse*) sein. Dabei wird ein  $90^\circ$ - oder  $180^\circ$ -Impuls auf die untersuchte Schicht angewendet, bevor die eigentliche Messung beginnt. Alle Basispulsesequenzen (SE-, FSE-, GRE- und EPI-Sequenzen) können durch Vorsättigung (Vorpulse) erweitert werden. Aber wieso sollten wir so etwas tun?

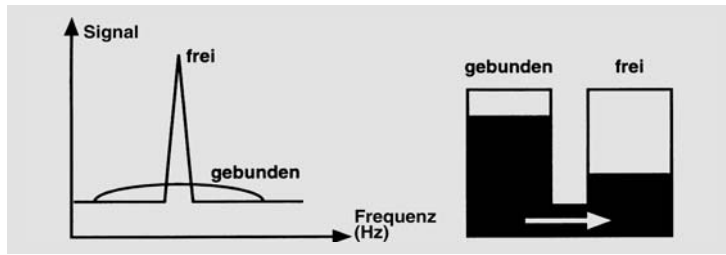
Schnelle GRE-Sequenzen weisen oft einen geringen Bildkontrast auf. Durch die kurzen Repetitionszeiten kommt es zu einer gleichmäßigen Sättigung der Gewebe. In diesem Zustand haben wir zwar eine T1-Gewichtung, wie wir es weiter oben gelernt haben, sie ist aber nicht sehr ausgeprägt. Würden wir den Pulswinkel vergrößern, so erhielten wir zwar eine stärkere T1-Gewichtung, allerdings würde das Signal durch die starke Sättigung viel zu schwach für eine vernünftige Bildqualität.

Mit einem Vorsättigungsimpuls kann der T1-Kontrast verstärkt werden. Der Effekt ist umso stärker, je weniger Zeit zwischen dem Impuls und dem Beginn der eigentlichen Messung verstreicht und ist natürlich bei einem  $180^\circ$ -Puls größer als bei einem  $90^\circ$ -Puls. Der Grund, wieso der T1-Effekt bei einem  $180^\circ$ -Vorsättigungspuls größer ist als bei einem  $90^\circ$ -Puls ist die Tatsache, dass nach einem  $180^\circ$ -Vorsättigungspuls die gesamte Längsmagnetisierung invertiert wird und die T1-Relaxation nicht bei 0 sondern bei  $-1$  beginnt. Damit hat sich der Kontrastbereich verdoppelt. Die Stärke des T1-Kontrastes kann auch durch den Abstand des  $180^\circ$ -Inversionspulses zum Anregungspuls gesteuert werden (= Inversionszeit; TI). Die Inversionszeit kann so gewählt werden, dass die Magnetisierung eines Gewebes bei der Anregung gleich null und somit das Signal des entsprechenden Gewebes verschwindet. So kann mit einer kurzen TI-Zeit das Fettsignal (► Kap. 7.5) und mit einer langen TI-Zeit das Liquorsignal unterdrückt werden (siehe FLAIR-Sequenz ► Kap. 7.6). Eine weitere praktische Anwendung ist unter dem Begriff »Late-Enhancement« im ► Kap. 11 beschrieben.

### 3.6 Magnetisierungstransfer

---

Bisher haben wir, ohne es ausdrücklich zu erwähnen, immer frei bewegliche Protonen (d. h. Protonen im freien Wasser) gemeint, da nur diese im MR Bild zum Signal beitragen.



■ Abb. 13.

Daneben gibt es in Geweben einen je nach Gewebe unterschiedlichen Prozentsatz von »nicht-beweglichen« gebundenen Protonen, welche in Makromolekülen (im Allgemeinen in Eiweißen) gebunden sind. Diese werden auch als makromolekulare Protonen bezeichnet und können nicht direkt sichtbar gemacht werden. Makromolekulare Protonen haben ein breiteres Spektrum von Larmorfrequenzen als die Protonen von freiem Wasser. Makromolekulare Protonen können deshalb auch durch RF-Impulse erregt werden, welche eine etwas andere Larmorfrequenz als diejenige von Wasserstoffprotonen besitzen. Wenn nun ein Gewebe, welches reich an makromolekularen Protonen ist, mit einem RF-Impuls angeregt wird, dessen Frequenzspektrum gegenüber der Larmorfrequenz von freien Protonen verschoben ist, so kommt es zu einer ausschließlichen Anregung dieser makromolekularen Protonen. Dieser Prozess führt schließlich zu einer Sättigung der Magnetisierung von makromolekularen Protonen. Die Sättigung der Magnetisierung überträgt sich dann auf die in unmittelbarer Nachbarschaft liegenden freien Protonen, was zu einem Signalabfall führt. Dieser Signalabfall hängt einerseits von der Konzentration von Makromolekülen und andererseits von der Interaktion mit freiem Wasser ab und wird als *Magnetisierungstransfer* bezeichnet (■ Abb. 13). Während der Abfall der Signalintensität durch Magnetisierungstransfer bei soliden Geweben deutlich ist, ist der Effekt bei Flüssigkeiten (sofern ihr Anteil an Makromolekülen gering ist) und Fettgewebe gering.

Wie wir oben gesehen haben, sind die makromolekularen Protonen im MR unsichtbar, bedingt durch ihre sehr kurze T1-Relaxationszeit. Die indirekten Effekte des Austausches der Sättigung der Magnetisierung zwischen freien und gebundenen Protonen kann aber sichtbar gemacht bzw. gemessen werden. Dies wird als *Magnetisierungstransfer-Kontrast* oder *Magnetization Transfer Contrast (MTC)* bezeichnet. Die Technik des Magnetisierungstransfer-Kontrasts wird beispielsweise in der Knorpelbildgebung angewendet, um den Kontrast zwischen Synovialflüssigkeit und Knorpel zu verbessern. Dabei nutzt man die Tatsache aus, dass Synovialflüssigkeit wenig gebundene Protonen und somit nur ein geringes Ausmaß an Magnetisierungstransfer hat, hingegen Knorpel einen großen Anteil gebundener Protonen hat, was sich in hohem Ausmaß als Magnetisierungstransfer äußert. Auch die Erkennbarkeit von gadoliniumanreichernden ZNS Läsionen konnte mit Hilfe des Magnetisierungstransfer-Kontrasts verbessert werden.

# Schichtwahl und Ortskodierung

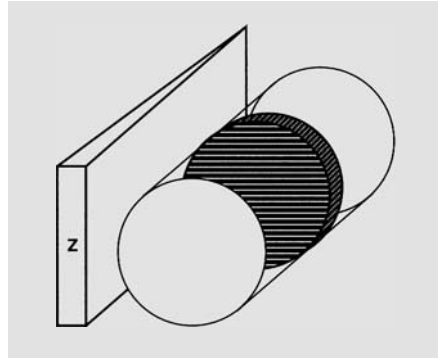
Wir haben nun das MR-Phänomen, die Relaxation und die Bedeutung von Repetitions- und Echozeiten besprochen. Jetzt möchten wir endlich ein Bild machen! MRI ist ein tomographisches Verfahren, d. h. es werden Schnittbilder durch den Körper angefertigt. Das beginnt damit, dass wir mit dem Anregungsimpuls nicht den ganzen Körper, sondern gezielt nur die Schicht erfassen, die wir untersuchen wollen. Wie bringen wir das fertig, und wie erhalten wir aus dem MR-Signal Informationen über seine Herkunft innerhalb der Schicht?

Wir wollen als Beispiel eine transversale (axiale) Schicht akquirieren, also einen Querschnitt durch den Körper. In den meisten MR-Tomographen verläuft das Magnetfeld nicht von oben nach unten, wie dies in den bisherigen Abbildungen gezeigt wurde, sondern entlang des Körpers der untersuchten Person. Deshalb wird diese Richtung in den folgenden Abbildungen als »Z« bezeichnet, denn wir haben ja gesagt: *Z ist immer die Richtung des Magnetfeldes*. Die Magnetfeldgradienten, von denen wir gleich sprechen werden, sind durch Keile dargestellt: Wo der Keil dick ist, ist das Magnetfeld stärker als am dünnen Ende.

Sowohl die selektive Anregung einer Schicht als auch die Verschlüsselung des Herkunftsortes basieren auf der Tatsache, dass die *Präzessions- oder Larmorfrequenz proportional zur Magnetfeldstärke* ist. Außerdem erinnern wir uns, dass eine Anregung nur erfolgt, wenn die Anregungsfrequenz ungefähr gleich der Larmorfrequenz ist (*Resonanz*). Solange das Magnetfeld über den ganzen Körper hinweg gleich stark (also homogen) ist, haben alle Spins genau die gleiche Larmorfrequenz, und mit einem Anregungsimpuls würde immer der ganze Körper gleichzeitig angeregt.

Um selektiv eine Schicht anzuregen, wird deshalb das Magnetfeld entlang der Z-Richtung *inhomogen* gemacht. Dazu dient eine zusätzliche Magnetspule, die das Magnetfeld am Kopfende des Tomographen etwas verstärkt, am Fußende etwas abschwächt. Anstatt homogen zu sein, besitzt das Magnetfeld also jetzt einen *Gradienten* – einen Anstieg – entlang der Z-Richtung. Das heißt aber, dass jetzt auch die Larmorfrequenz der Spins am Kopfende höher ist als am Fußende. Es ergibt sich eine fließende Änderung der Larmorfrequenzen entlang der Z-Richtung, und jede Schicht besitzt nun eine eigene Frequenz. So können wir mit einer bestimmten Frequenz *genau eine* entsprechende Schicht anregen, der Rest des Körpers wird nicht beeinflusst (■ Abb. 14).

■ **Abb. 14.** Schichtwahl durch den Z-Gradienten: Mit einer bestimmten Frequenz wird genau eine bestimmte Schicht (schraffiert) angeregt, die angrenzenden Schichten besitzen andere Resonanzfrequenzen und werden nicht beeinflusst

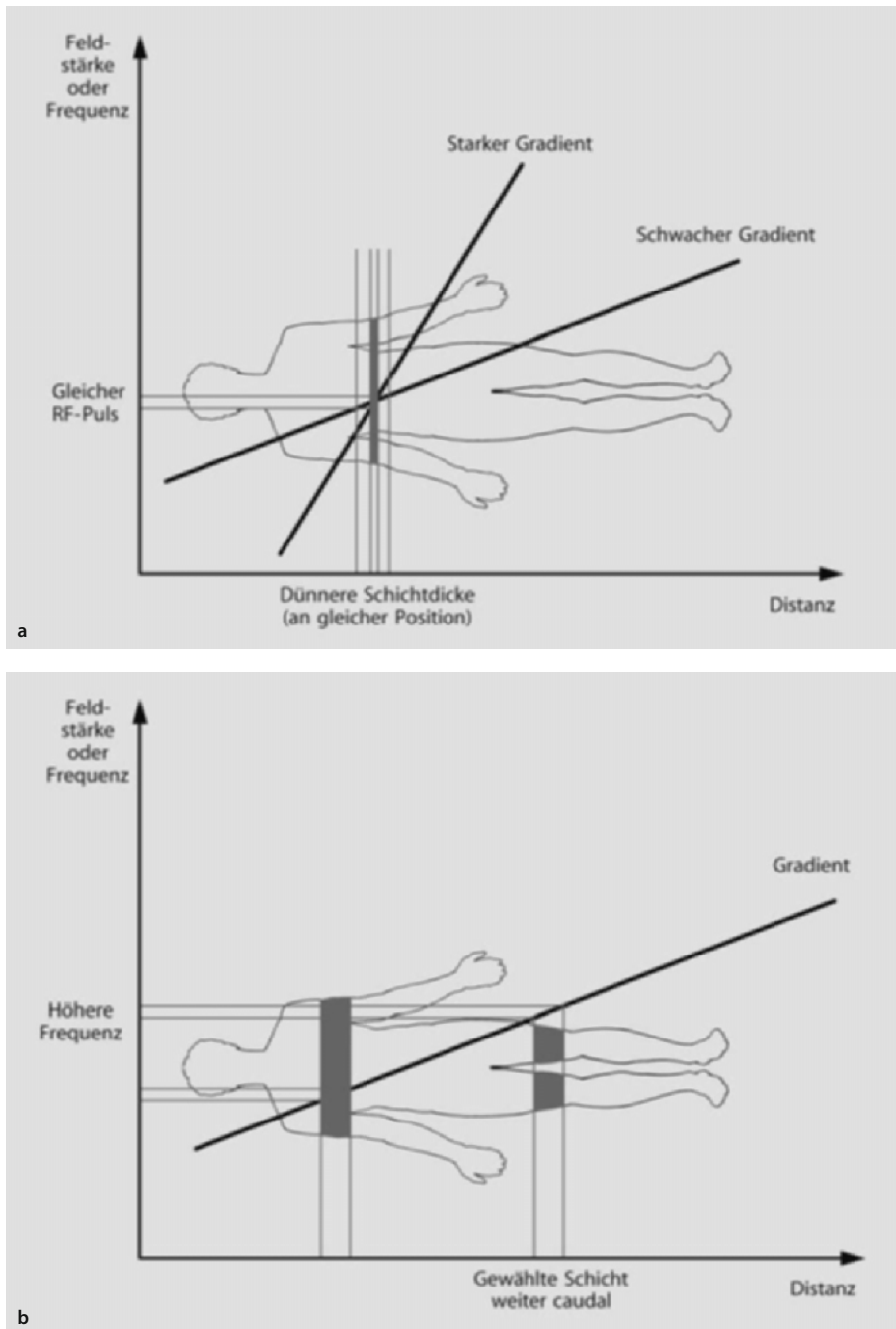


Gradienten sind somit eigene Magnetfelder, welche das Hauptmagnetfeld überlagern und durch Gradientenspulen erzeugt werden. Die Protonen in den verschiedenen Schichten sind somit vorübergehend unterschiedlich starken Magnetfeldern ausgesetzt und weisen damit auch unterschiedliche Präzessionsfrequenzen auf. Die Schichtdicke wird durch einen Wechsel der Gradientenstärke des Schichtwahlgradienten geändert: Eine geringere Gradientenstärke ergibt dickere Schichten, währenddessen starke Gradienten zur Erzeugung von dünnen Schichten gebraucht werden (■ Abb. 15a). Die Schichtposition wird durch eine Änderung der Frequenzbandbreite des RF-Impulses verändert (■ Abb. 15b).

Schichtdicke und -position sind nun durch den Schichtgradienten festgelegt. Es muss nun eine *Ortskodierung* stattfinden. Dazu verwendet man Gradientenspulen in Y- und in X-Richtung, um das MR-Signal weiter aufzuschlüsseln. Dies ist der schwierigste Teil der MR-Bildgebung. Ist erst einmal die Ortskodierung klar, dann können auch die verschiedenen Artefakte, mit denen man es in der Praxis zu tun hat, leicht begriffen werden. Wir wollen die beiden Schritte, aus denen die Ortskodierung besteht, in der richtigen Reihenfolge anschauen, nämlich zuerst die schwierigere *Phasenkodierung* und dann die einfachere *Frequenzkodierung*.

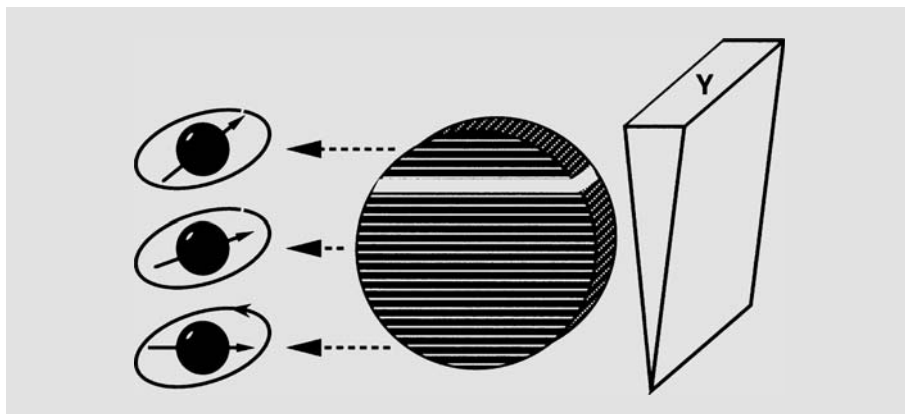
Zur Phasenkodierung wird nach der Anregung ein Gradient in Y-Richtung (von oben nach unten) eingeschaltet (*Phasengradient*). Er bewirkt, dass oben im Tomographen die Larmorfrequenz etwas höher ist als unten. Da die Spins bereits angeregt sind und in der XY-Ebene präzedieren, kreisen jetzt die oberen etwas schneller und laufen den unteren, die langsamer kreisen, davon. Es entsteht so eine *Phasenverschiebung* der Spins gegeneinander (■ Abb. 16). Sie ist einerseits abhängig von Dauer und Stärke des Phasenkodiergradienten, andererseits vom Ort jedes einzelnen Spins: Je weiter oben einer liegt, desto größer sein Phasenvorsprung. Schaltet man den Gradienten nach einer gewissen Zeit wieder ab, so präzedieren alle Spins wieder genauso schnell wie vor der Anregung, aber der Phasenvorsprung, den die oberen vor den unteren bekommen haben, bleibt. So kann jede Zeile innerhalb der Schicht durch ihre Phase identifiziert werden. Die Spins sind jetzt entlang der Y-Richtung in ihrer Phase aufgeteilt.

Nun bleibt noch die Aufschlüsselung in der zweiten, der X-Richtung. Diese erreicht man durch *Frequenzkodierung* – in unserem Beispiel mit dem X-Gradienten (*Frequenzgradient*). Er bewirkt, dass das Magnetfeld von rechts nach links zunimmt, und die Larmorfrequenzen verhalten sich natürlich genau gleich: Links präzedieren die Spins jetzt

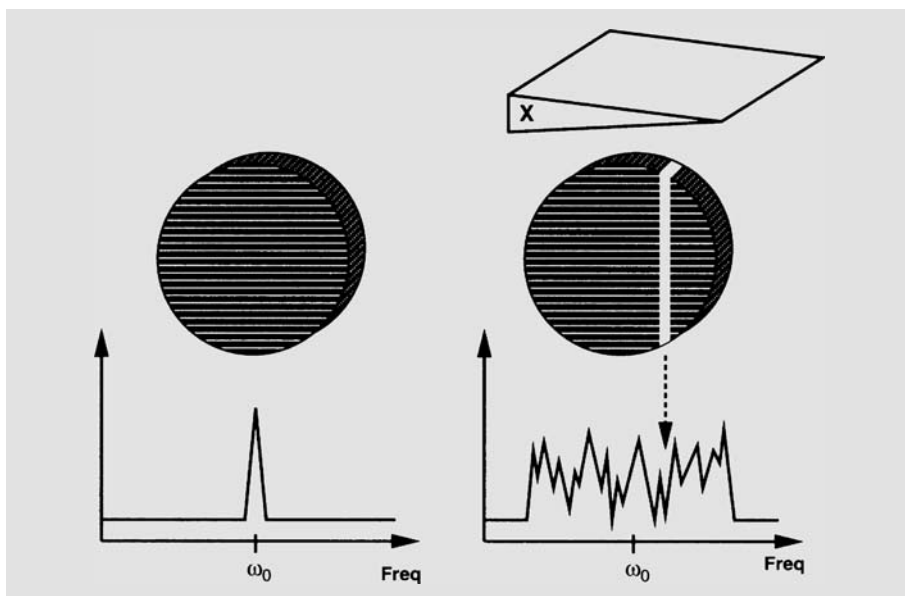


■ **Abb. 15. a** Einfluss eines starken resp. schwachen Gradienten auf die Schichtdicke. Bei gleicher Frequenzbandbreite des RF-Impulses ergibt sich mit einem stärkeren Schichtgradienten eine dünnere Schichtdicke. Umgekehrt ergibt ein schwächerer Gradient eine dickere Schicht. **b** Beeinflussung der Schichtposition durch die Wahl der Frequenz des RF-Pulses

schneller als rechts. Wird jetzt das MR-Signal gemessen, so empfängt man nicht eine einzige Frequenz, sondern ein ganzes *Frequenzspektrum* (■ Abb. 17). Dabei kommen die hohen Frequenzen vom linken, die tiefen vom rechten Rand der Schicht. Jede Spalte kann nun durch ihre Frequenz identifiziert werden. Durch Frequenz und Phase ist jedes Volumelement (*Voxel*) eindeutig charakterisiert.



■ Abb. 16. Phasenkodierung durch den Y-Gradienten: Jede horizontale Zeile (z. B. die weiße Zeile in der Abbildung) erhält einen bestimmten Phasenvorsprung, der sie eindeutig identifiziert



■ Abb. 17. Frequenzkodierung durch den X-Gradienten: Ohne den Gradienten (*links*) empfangen wir nur eine einzige Frequenz, die Larmorfrequenz  $\omega_0$ . Mit eingeschaltetem Gradienten (*rechts*) wird ein Frequenzspektrum empfangen, wobei jede Spalte durch ihre Frequenz identifiziert werden kann

Das so gemessene Signal enthält also zwei Informationen. Über die Frequenz erhält man weitere Angaben über die Herkunft des Signals aus der X-Richtung. Diese Information erhalten wir sofort, wenn wir das Signal, das ja die Summe aller vorkommenden Frequenzen ist, einer *Fourier-Transformation* (auch Frequenzanalyse genannt) entlang der Frequenzrichtung unterziehen. Diese mathematische Operation ist nämlich in der Lage, aus einem Signal alle darin vorkommenden Frequenzen zu bestimmen. Zum anderen bedeutet die *Phasenaufteilung* innerhalb jeder einzelnen Frequenz die Herkunft des entsprechenden Signalanteils in der Y-Richtung. Wie aber bekommt man diese zweite Information? Was wir sehen können, ist ja nur die Summe aller Spins, die die gleiche Frequenz, aber unterschiedliche Phasen besitzen. Die Phasen der einzelnen Spins können wir jedoch aus einer einzigen Messung nicht erkennen. Man kann sich das wie eine mathematische Gleichung mit vielen (z. B. 256) Unbekannten vorstellen, von der wir lediglich das Ergebnis kennen, nicht aber die einzelnen Unbekannten.

Will man die Unbekannten ausrechnen, so müssen gleich viele *verschiedene* Gleichungen zur Verfügung stehen, wie Unbekannte zu lösen sind. Die Messsequenz muss deshalb viele Male wiederholt werden, und jedes Mal wird eine andere Phasenkodierung angewandt, z. B. jedes Mal eine etwas stärkere als vorher. So erhalten wir viele Messungen, jede mit einer anderen Phasenkodierung und jede mit einem anderen Ergebnis. Aus den Zusammenhängen zwischen den verschiedenen Stärken des Phasenkodiergradienten und den gemessenen Signalen kann dann die Phasenaufteilung berechnet werden, und zwar mit einer zweiten Fourier-Transformation, diesmal entlang der Phasenrichtung. So haben wir schlussendlich eine *zweidimensionale Fourier-Transformation* durchgeführt, was abgekürzt auch als *2D-FT-Rekonstruktion* bezeichnet wird. Für diese komplizierte Berechnung – mithin vergleichbar mit der Lösung eines Gleichungssystems mit z. B. 256 Gleichungen und 256 Unbekannten – besitzt das MR-Gerät einen eigenen Rechner, einen so genannten Array-Prozessor. Ist das Gleichungssystem gelöst, so erhalten wir endlich die Y-Information.

Zwischen den vielen wiederholten Messungen (Repetitionen) lässt man jedes Mal eine bestimmte Zeitspanne, eben die schon früher erwähnte *Repetitionszeit*, verstreichen. Wie viele Phasenkodierungen aufgenommen werden sollen, ist lediglich eine Frage der gewünschten Bildqualität. So enthalten natürlich 256 fein abgestufte Phasenkodierungen mehr Information und ergeben folglich ein besseres (schärferes) Bild als 128 gröber abgestufte, dafür dauert aber auch die Bildaufnahme länger.

## 4.1 Dreidimensionale Ortskodierung

Manchmal ist es vorteilhaft, ein ganzes Volumen auf einmal zu untersuchen, anstatt nur eine Anzahl einzelner Schichten zu messen. Die Gründe dafür können sein:

- Man will die gemessenen Daten nachher in einem Computer weiterverarbeiten, z. B. um elektronische Rekonstruktionen in verschiedenen Richtungen anzufertigen.
- Man will dünne Schichten aufnehmen, ohne dass dabei das MR-Signal im Rauschen untergeht. Das Signal wird nämlich umso schwächer, je dünner die angeregte Schicht ist, weil ja immer weniger Spins angeregt werden. Wenn man aber ein ganzes Volumen anregen kann, aus dem man nachher die Schichten herausrechnet, dann profitiert man vom starken Signal, das ein ganzes Volumen erzeugt.

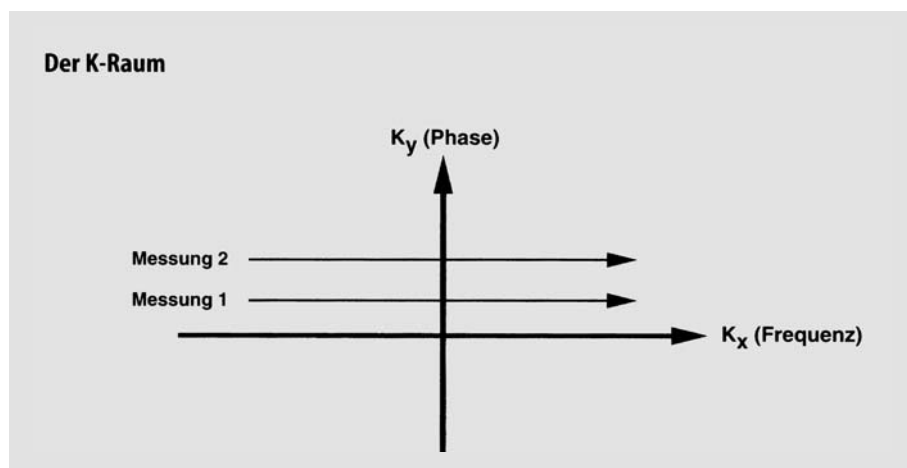
Wenn wir ein ganzes Volumen anregen anstatt nur eine einzige Schicht, so müssen wir einen Weg finden, auch noch *Ortsinformation über die dritte Richtung (Z)* zu erhalten. (Bei der Anregung einer einzelnen Schicht stellt sich dieses Problem natürlich nicht, weil wir ja schon mit der Schichtwahl bestimmt haben, woher aus der Z-Richtung die Signale kommen).

Die Ortsinformation über die Z-Richtung erhalten wir mit einer weiteren *Phasenkodierung*, diesmal mit dem Z-Gradienten. Genau wie mit dem Y-Gradienten bestimmt auch hier die Anzahl der Wiederholungen mit jeweils verschiedenem Z-Phasengradienten, wie fein die Information in der Z-Richtung aufgelöst wird. Die Auflösung in Z-Richtung entspricht der Schichtdicke. Der Rekonstruktionsrechner hat jetzt noch mehr zu tun: Nebst einer Fourier-Transformation in X- und in Y-Richtung muss er jetzt auch noch eine in Z-Richtung durchführen, also insgesamt eine *dreidimensionale Fourier-Transformation (3D-FT)*. Das Ergebnis ist ein dreidimensionaler Datensatz aus einem lückenlosen Volumen, aus dem mit einem geeigneten Computer beliebige Rekonstruktionen, Projektionen etc. gerechnet werden können. Diese Verfahren sind sehr nützlich für die MR-Angiographie sowie für die Darstellung anderer Körperabschnitte, wo 3D-Sequenzen verwendet werden.

Der Hauptnachteil dieser Methode ist die unter Umständen deutlich längere Bildaufnahmezeit, da die ganze XY-Ortskodierung für jeden Z-Phasengradienten wiederholt werden muss (wir haben es ja mittlerweile mit einem dreidimensionalen Gleichungssystem zu tun!).

## 4.2 K-Raum

Die gemessenen Daten liegen zunächst in einem mathematischen Datenraum, dem so genannten K-Raum, vor. Im K-Raum ist die horizontale Richtung ( $K_x$ ) die Frequenz-, die vertikale ( $K_y$ ) die Phasenrichtung (■ Abb. 18). Der K-Raum ist somit eine graphische



■ **Abb. 18.** Der K-Raum.  $K_x$  ist die Frequenz-,  $K_y$  ist die Phasenrichtung. Jede Messung liegt auf einer anderen  $K_y$ -Koordinate (»Höhe«)

Matrix von digitalisierten MR-Daten, welche das MR-Bild repräsentieren, bevor die Fourier-Transformation durchgeführt wird. Jede Zeile im K-Raum entspricht einer Messung, und für jeden der verschiedenen Phasengradienten wird eine eigene Zeile aufgenommen. Die Zeile auf der Höhe 0 ist diejenige Messung, die man ohne einen Phasengradienten erhalten würde.

Ein Bild entsteht aus diesen Daten erst, wenn der Datenraum gefüllt ist und die 2D-FT darauf angewendet wird. Das bedeutet aber, dass eine Zeile im K-Raum *nicht* einer Zeile im fertigen Bild entspricht! Vielmehr ist es so, dass das *Zentrum des K-Raumes* hauptsächlich die *Kontrastinformation, die Peripherie (also die äußeren Linien)* vor allem die *Rauminformation* enthält. Bei den schnellen Sequenzen (► Kap. 8) werden wir Möglichkeiten kennen lernen, mehr als eine K-Linie mit einer Anregung aufzunehmen und so ein Bild schneller zu Ende zu bringen.

# Determinanten des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses

Bis jetzt haben wir uns mit der Entstehung des MR-Signals und wie dieses Signal zu einem Bild verarbeitet werden kann, beschäftigt. Dabei haben wir aber außer Acht gelassen, dass das MR-Signal durch das so genannte »Bild-Rauschen« gestört werden kann. Folgende Faktoren tragen zum Bildrauschen bei:

- Imperfektionen des MR-Systems, wie z. B. durch Inhomogenität des Magnetfeldes, durch »thermisches Rauschen« in HF-Spulen, Nicht-Linearität von Signalverstärker.
- Der Vorgang der Bildverarbeitung selbst.
- Patientenspezifische Faktoren, wie z. B. durch Körper- oder Atembewegungen.

Die Wechselwirkung zwischen dem MR-Signal und der Stärke des Rauschen wird als *Signal-zu-Rausch-Verhältnis* (»Signal-to-Noise-Ratio«; *SNR*) ausgedrückt. Mathematisch besteht das SNR aus dem Quotienten zwischen der Signalintensität einer interessierenden Fläche (»Region of Interest«; *ROI*) geteilt durch die Standardabweichung der Signalintensität einer Fläche außerhalb des abgebildeten Körperteils oder Gegenstandes (d. h. wo kein Gewebesignal ausgesandt wird).

Ziel der MR-Bildgebung ist es, ein hohes SNR zu erzielen. Allerdings muss dabei berücksichtigt werden, dass das SNR von folgenden Parametern bestimmt wird.

- Schichtdicke und Bandbreite
- Gesichtsfeld (»Field-of-View«)
- Größe der (Bild-)Matrix
- Anzahl der Messungen
- Bildparameter (TR, TE, Flip-Winkel)
- Magnetfeldstärke
- Wahl der Sende- und Empfangsspule (RF-Spule)

Bevor wir den Effekt jedes einzelnen Parameters auf das SNR besprechen, sind einige Begriffsbestimmungen nötig.

## 5.1 Pixel, Voxel, Matrix

MR-Bilder sind digital und bestehen aus einer Matrix von *Pixeln*. Eine *Matrix* ist ein zweidimensionales Raster, welches aus Reihen und Spalten besteht. Jedes Quadrat des Rasters ist ein Pixel. Jedem Pixel ist eine Nummer zugeordnet, welche einer Signalintensität entspricht. Da die MR-Bildgebung ein Schnittbildverfahren ist, enthält jedes Pixel Information über ein Volumen (genannt *Voxel*; ■ Abb. 19). Die räumliche Auflösung eines Bildes wird somit durch die Größe seiner Volumenelemente (Voxel) bestimmt.

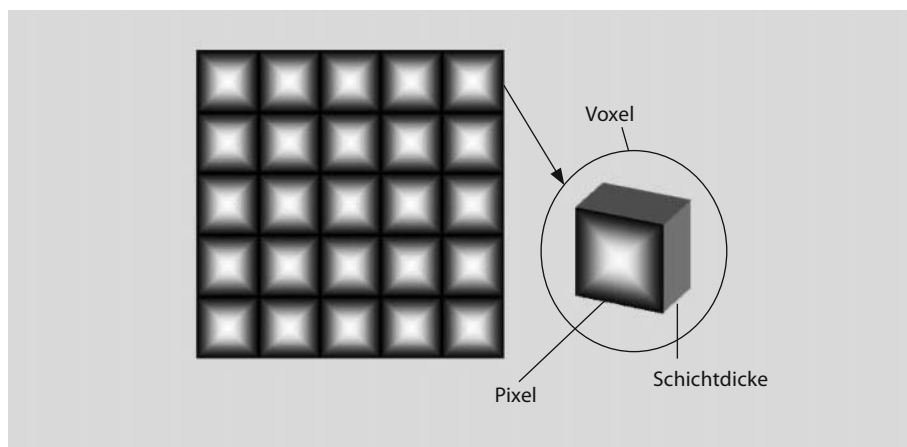
Die Dimensionen der Voxelgröße kann durch das Field-of-View, die Größe der Matrix und die Schichtdicke berechnet werden. Allgemein gilt, je kleiner die Voxelgröße ist, umso besser ist die Auflösung des MR-Bildes.

## 5.2 Schichtdicke und Bandbreite

Für eine optimale Bildauflösung sind möglichst dünne Schichten mit hohem SNR wünschenswert. Allerdings sind dünnere Schichten proportional zu einem verminderten SNR, da dünne Schichten mit mehr Bildrauschen verbunden sind. Umgekehrt sind dicke Schichten zur Erhöhung des SNR mit anderen Problemen verbunden; beispielsweise sind sie anfälliger auf Partialvolumenartefakte.

Der Verlust von SNR in dünnen Schichten kann durch Erhöhung der Anzahl der Messungen oder Erhöhung der TR-Zeit vermindert werden, allerdings auf Kosten der Bildaufnahmezeit (Scanzeit), was kritisch für die Rentabilität des MR-Systems ist.

Die *Bandbreite* ist das Spektrum der Spin-Frequenzen, welches ein MR-System bei der Frequenzkodierung erfasst. Bei gewissen MR-Systemen wird die Bandbreite automatisch festgelegt, bei anderen MR-Systemen wiederum kann die Bandbreite vom Bediener selbst



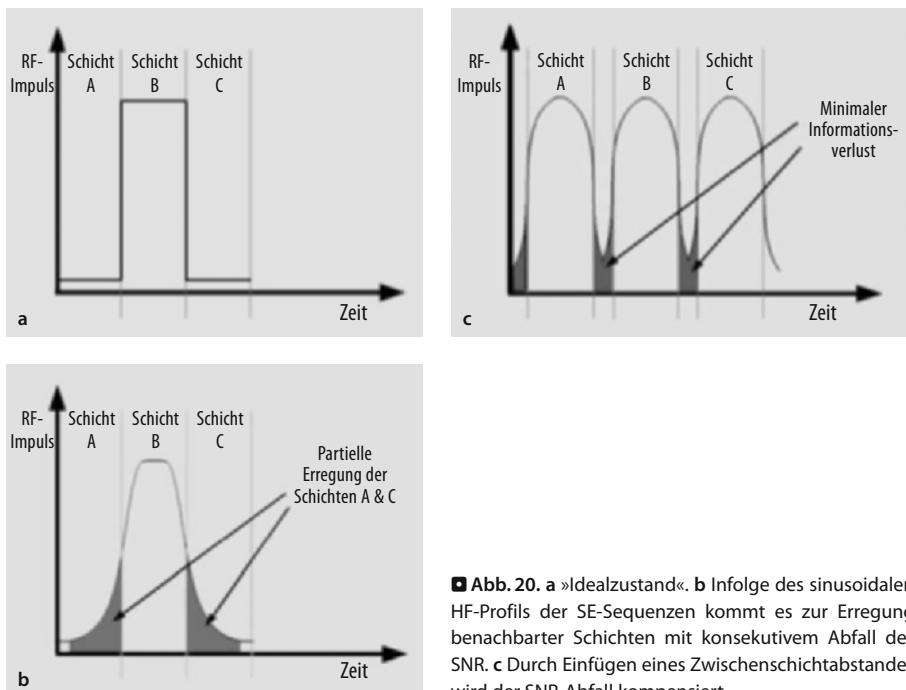
■ Abb. 19. Ein Voxel stellt das Volumen des Gewebes dar, welches im zweidimensionalen Bild als Pixel vorliegt

festgelegt werden. Eine hohe Bandbreite ermöglicht eine raschere Datenakquisition und hat eine verminderte Anfälligkeit für Chemical-Shift-Artefakte (► Kap. 13.3). Umgekehrt vermindern jedoch hohe Bandbreiten das SNR, da vermehrt auch Rauschen gesammelt wird. Eine Halbierung der Bandbreite bewirkt eine Verbesserung des SNR um ca. 30%. Eine Bildgebung mit tiefer Bandbreite ist jedoch anfällig auf Chemical-Shift- und Bewegungsartefakte. Zudem sind die Anzahl Schichten, welche mit niedriger Bandbreite bei gegebenen TR gemacht werden können, limitiert.

Der *Zwischenschichtabstand* (»Interslice Space«; »Gap«) ist der Abstand zwischen zwei Schichten. Er berechnet sich aus der Schichtdicke (»Slice Thickness«) minus dem Schichtintervall (»Slice Interval«). An sich wäre es wünschenswert, dass es keinen Abstand zwischen den einzelnen Schichten gäbe, jedoch ist dies bei SE-Sequenzen nicht möglich, da das HF-Profil von SE-Sequenzen nicht rechteckig sondern sinusoidal ist (■ Abb. 20). Das sinusoidale HF-Profil von SE-Sequenzen führt dazu, dass sich zwei unmittelbar benachbarte Schichten gegenseitig beeinflussen und zu einer Abnahme des SNR-Verhältnisses führen können (■ Abb. 20b). Dieses Phänomen wird im Englischen als »Cross Talk« bezeichnet.

Somit werden bei SE-Sequenzen durch den 180°-Impuls auch benachbarte Schichten angeregt, was das SNR durch Sättigungseffekte vermindert.

Mit der Verwendung eines Zwischenschichtabstandes wird die partielle Anregung von benachbarten Schichten minimiert und zwar umso mehr, je grösser der Abstand ist. Mit wachsenden Abstand steigt aber auch die Gefahr, dass Bildinformation, welche zwischen



■ **Abb. 20.** a »Idealzustand«, b Infolge des sinusoidalen HF-Profiles der SE-Sequenzen kommt es zur Erregung benachbarter Schichten mit konsekutivem Abfall des SNR. c Durch Einfügen eines Zwischenschichtabstandes wird der SNR-Abfall kompensiert

den Schichten liegt, verloren gehen kann. Deshalb wird in der Praxis ein Zwischenschichtabstand von 25–50% der Schichtdicke verwendet.

Eine andere Möglichkeit, das Problem der partiellen Saturation von Protonen benachbarter Schichten zu vermindern ist die *Mehrschichtaufnahme*, welche im ► Kap. 7.3 besprochen wird. Ein Nachteil dieser Methode ist, dass die Bildaufnahmezeit bei gleichbleibendem TR etwas länger wird.

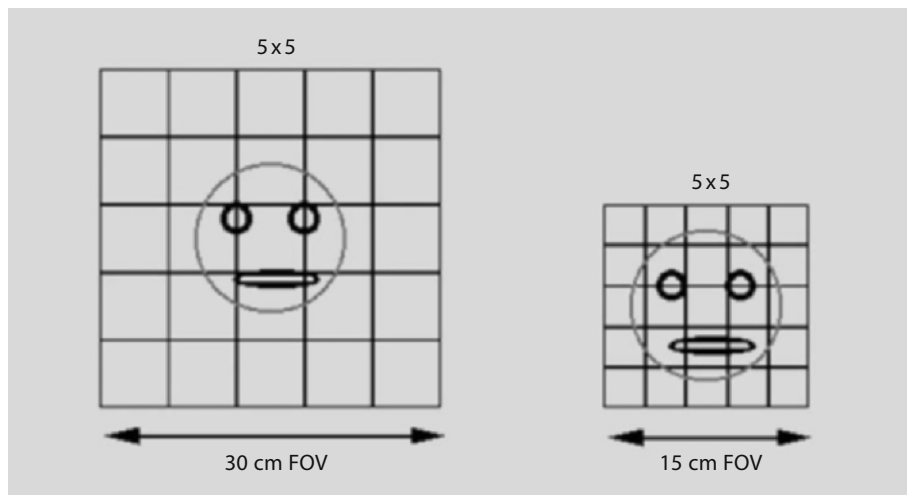
Eine Ausnahme bilden Gradientenecho (GRE)-Sequenzen. Da bei GRE-Sequenzen kein 180°-Refokussierungspuls nötig ist, können Schichten ohne Zwischenschichtabstand akquiriert werden. Damit wird die Aufnahme von fortlaufenden Schichten (ohne Zwischenschichtabstand) möglich.

### 5.3 Field-of-View und Matrix

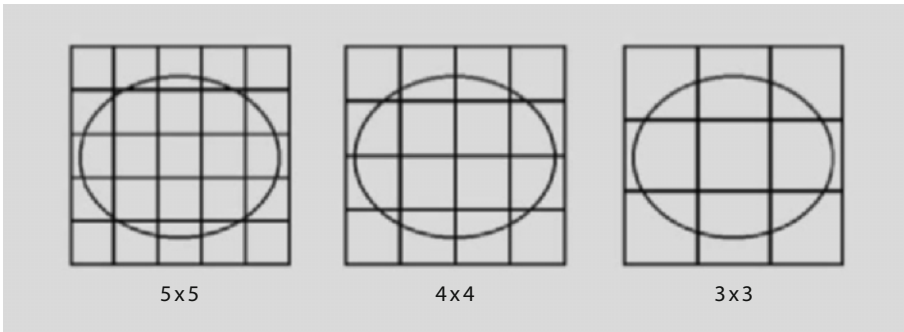
Die Beziehung zwischen Field-of-View und SNR ist eng. Bei gegebener Matrixgröße bestimmt das Field-of-View die Pixelgröße. Die *Pixelgröße in Frequenzrichtung* beträgt: Field-of-View in mm/Matrix in Frequenzrichtung; die *Pixelgröße in Phasenrichtung* demnach: Field-of-View in mm/Matrix in Phasenrichtung.

Wie man aus ■ Abb. 21 erkennt, ändert sich die Pixelgröße, wenn sich das Field-of-View ändert. Eine Verkleinerung des Field-of-View führt auch zu einer Verkleinerung der Pixelgröße, sofern die Matrixgröße konstant gehalten wird. Die Pixelgröße ist eng mit der räumlichen Auflösung verknüpft. Sofern das Field-of-View konstant gehalten wird, resultiert eine feinere Matrix (d. h. eine Matrix mit mehr Pixeln) in einer besseren Ortsauflösung (■ Abb. 22 und 23).

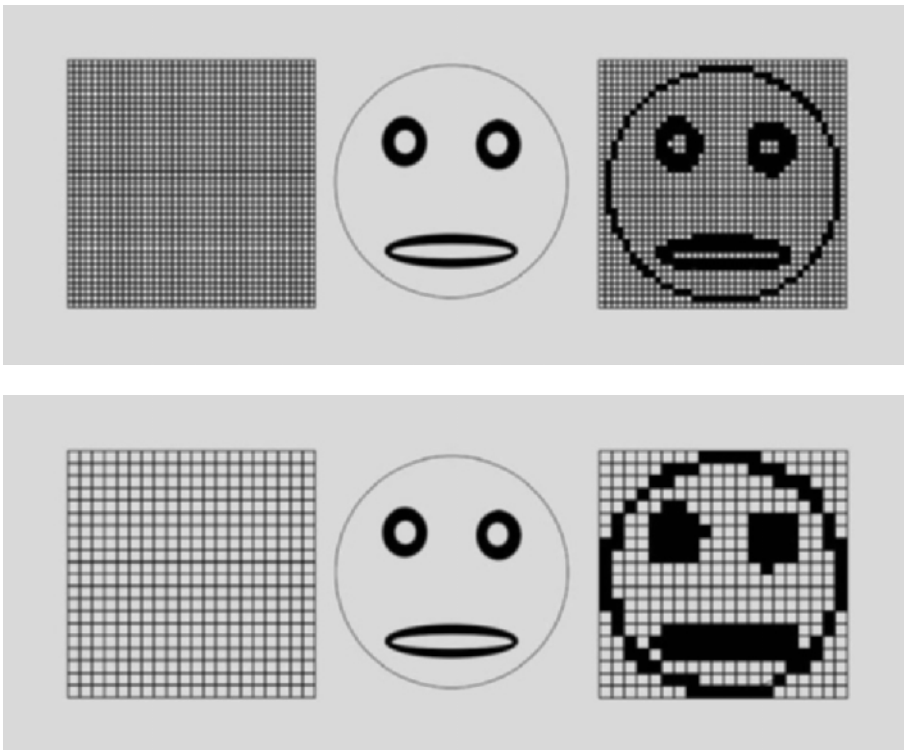
Umgekehrt resultiert eine gröbere Matrixgröße (d. h. weniger Pixel) bei unverändertem Field-of-View in einer geringeren örtlichen Auflösung (■ Abb. 23).



■ Abb. 21. Einfluss des Field-of-View auf die Pixelgröße bei konstanter Matrixgröße



■ **Abb. 22.** Verkleinerung der Matrixgröße bei konstantem Field-of-View resultiert in größeren Pixeln und damit geringerer Ortsauflösung



■ **Abb. 23.** Effekt der Matrixgröße auf die Ortsauflösung. Eine feinere Matrix (*obere Reihe*) resultiert bei gegebenem Field-of-View in einer größeren Anzahl Pixel. Deshalb wird die Ortsauflösung besser. Das Bild oben links zeigt einen »Smilie« als Objekt. Im Bild oben rechts sind diejenigen Pixel eingefärbt, welche in Kontakt mit dem Objekt sind. Die untere Bildreihe zeigt den Einfluss einer gröberen Matrix auf die Ortsauflösung. Die Auflösung von Detailstrukturen ist hier deutlich vermindert; z. B. kann die Pupille nicht mehr vom Auge abgegrenzt werden und der offene Mund wird als geschlossen abgebildet

Aus dem Gesagten könnte man folgern, dass die Matrixgröße möglichst fein sein sollte, d. h. möglichst viele Bildelemente umfassen sollte. Dies ist allerdings ein Trugschluss, da die Pixelgröße neben der räumlichen Auflösung auch das SNR definiert. Allgemein gilt: *Je kleiner das Voxel ist, desto geringer das SNR.*

Hinzu kommt die Tatsache, dass die Bildaufnahmezeit direkt proportional zur Matrixgröße ist, d. h. je größer die Bildmatrix desto länger dauert die Bildgebung. Damit sind wir bei einem Kernpunkt der MR-Bildgebung angelangt, welche die ökonomische Rentabilität eines jeden MR-Gerätes bestimmt: die *Bildaufnahmezeit (Akquisitionszeit)*. Die Bildaufnahmezeit wird durch folgende einfache Gleichung bestimmt:

$$\text{Bildaufnahmezeit} = \text{TR-Zeit} \times \text{Anzahl Kodierungsschritte in Phasenrichtung} \times \text{Anzahl der Messungen einer Schicht (NSA)/Länge des Echozugs (ETL)}.$$

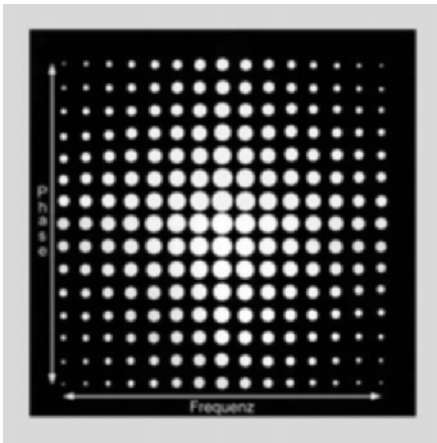
Diese Formel gilt es, im Folgenden im Hinterkopf zu behalten.

Eine hohe räumliche Auflösung in vernünftiger Zeit kann mit einem »Trick« erreicht werden, indem das Field-of-View nur in Phasenrichtung reduziert wird (*»Rectangular Field-of-View«*). Da die örtliche Auflösung durch die Matrixgröße in Frequenzrichtung, die Bildaufnahmezeit durch die Matrixgröße in Phasenrichtung bestimmt ist, kann die Matrixgröße in Phasenrichtung reduziert werden, ohne dass die örtliche Auflösung verringert wird. Bei der Bildgebung mit einem Rectangular Field-of-View wird nur die Hälfte der K-Linien in Phasenrichtung im K-Raum gesammelt. Dies führt einerseits zu einer Halbierung der Bildaufnahmezeit, andererseits zu einer Halbierung des Field-of-View. Allerdings kann es andere Probleme geben, wie z. B. Umklappphänomene in Phasenrichtung (*»Phase Wrapping«*; ► Kap. 13), welche jedoch durch das Anwählen einer Anti-Aliasing Option im MR-Gerät wie z. B. *»No Phase Wrap«* korrigiert werden können. Zusätzlich führt die Verminderung des Field-of-View in Phasenrichtung zu einem leichten Abfall des SNR. Bildgebung mit einem Rectangular Field-of-View wird häufig zur Abbildung von Extremitäten, der Wirbelsäule sowie in der MR-Angiographie eingesetzt.

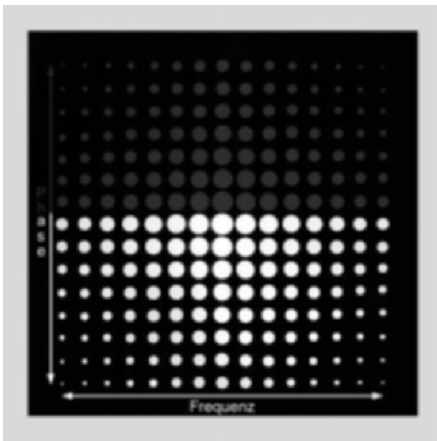
Neuere Systeme erlauben eine MR-Bildgebung mit rechteckigen Gesichtsfeldern und rechteckigen Pixeln. Dies führt zu einer weiteren Verminderung der Bildgebungszeit.

Eine weitere Möglichkeit die Bildaufnahmezeit zu verringern ohne die Voxelgröße zu beeinflussen, besteht in den *Techniken der unvollständigen Abtastung des K-Raumes* (■ Abb. 24, 25 und 26). Wenn nur die Hälfte des K-Raumes in Phasenrichtung abgetastet wird, wird dies als *»Partial-Fourier-Technik«* bezeichnet (■ Abb. 24). Wenn nur die Hälfte der K-Linien in Frequenzrichtung gefüllt wird, wird dies als *»Fractional Echo«* oder *»partielle Echotechnik«* (■ Abb. 25) bezeichnet. Beide Techniken nützen die Symmetrie des K-Raumes aus, indem der K-Raum nur gut zur Hälfte (oder etwas mehr) in Phasen- oder Frequenzrichtung gefüllt wird. Der Rest des K-Raumes wird rechnerisch interpoliert. Beide Methoden führen zu einer *Verkürzung der Messzeit sowie zu einer Verminderung des SNR*, da nur gut die Hälfte des K-Raumes (oder etwas mehr) gefüllt wird. *»Partial-Fourier-Technik«* und *»Fractional Echo«* sind bei den schnellen Sequenzen von großer Bedeutung (► Kap. 8).

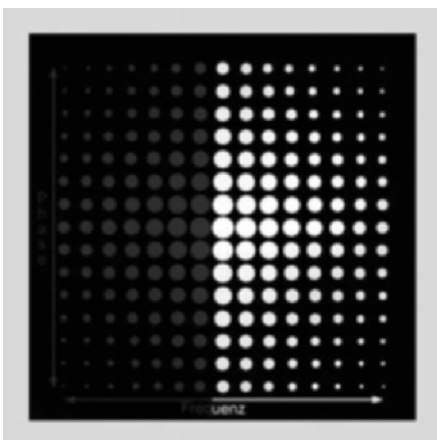
Wenn wir bisher von der K-Raum-Akquisition gesprochen haben, sind wir davon ausgegangen, dass der K-Raum Linie um Linie gefüllt wird (lineare oder kartesische K-Raum-Akquisition). Bei gewissen Sequenzen wird aber heute der K-Raum nicht mehr



■ **Abb. 24.** Graphische Darstellung bei vollständiger K-Raum-Akquisition: Jeder Bildpunkt repräsentiert eine K-Raum-Linie in Frequenz- und Phasenrichtung



■ **Abb. 25.** Graphische Darstellung der »Partial-Fourier-Technik«. Etwas über die Hälfte der K-Linien in Phasenrichtung werden nicht gesammelt (*graue Punkte*). Der Rest des K-Raumes wird durch rechnerische Interpolation gefüllt



■ **Abb. 26.** Graphische Darstellung der »Fractional-Echo-Technik«. Etwas weniger als die Hälfte des K-Raumes in Frequenzrichtung wird nicht direkt gefüllt (*graue Punkte*). Die »nicht-gefüllten« Anteile entsprechen den partiellen Echos, welche nicht gemessen wurden. Das resultierende Bild wird eine ähnliche Auflösung wie Abb. 21 haben, jedoch wird das SNR geringer sein (weniger »echte Daten«)

linear sondern spiralförmig vom Zentrum gegen die Peripherie gefüllt («*Centric Elliptic*«, «*CENTRA*«). Dies ermöglicht, z. B. bei der MR-Angiographie, dass die für die Kontrastinformation wichtigen Daten im Zentrum des K-Raumes optimal aufgenommen werden.

## 5.4 Anzahl der Messungen

Die *Anzahl der Messungen* («*Number of Excitations*« (NEX) oder «*Number of Signal Averages*« (NSA)) ist die Anzahl, wie oft das Signal von einer bestimmten Schicht gemessen wurde. Da die Anzahl der Messungen direkt proportional zur Aufnahmezeit ist, resultiert eine Verdopplung der Anzahl Messungen in einer Verdopplung der Bildaufnahmezeit. Eine Erhöhung der Anzahl Messungen führt aber auch zu einer Erhöhung des SNR, da das SNR proportional zur Wurzel der Anzahl von Messungen ist.

## 5.5 Bildparameter

Sequenztyp, Echozeit (TE), Repetitionszeit (TR) und der Flip-Winkel beeinflussen ebenfalls das SNR. Je länger das TR, umso höher das SNR, allerdings geht der T1-Effekt verloren, je länger das TR wird. Umgekehrt gilt: je länger TE, umso geringer wird das SNR, jedoch ist bei kurzen TE-Zeiten kein T2-Kontrast vorhanden. Deshalb kann eine Erhöhung des SNR durch eine Reduktion von TE nur bei T1-gewichteten Sequenzen erreicht werden.

## 5.6 Magnetfeldstärke

Bei höheren Magnetfeldstärken wird die longitudinale Magnetisierung größer, da sich mehr Protonen entlang der Hauptachse des Magnetfeldes ausrichten. Damit wird auch das SNR größer. Der Vorteil des besseren SNR von Hochfeldsystemen (► Kap. 14) wird für eine Verbesserung der Ortsauflösung oder zur Möglichkeit der (ultra-) schnellen Bildgebung genutzt.

## 5.7 Spulen

Eine wirkungsvolle Weise, das SNR ohne Vergrößerung der Voxeldimensionen oder ohne Verlängerung der Bildaufnahmezeit zu erhöhen, besteht in der Wahl der *HF-Spule* (*Hochfrequenz-Spule*), welche einerseits zur Einstrahlung des die Protonen erregenden HF-Impulses dient und andererseits zum Empfang des erzeugten Signals gebraucht wird. Allgemein sollten HF-Spulen so nahe wie möglich an die zu untersuchende Körperregion gebracht werden und das zu untersuchende Organ umschließen. Das Signal ist umso besser, je näher das zu untersuchende Gewebe bei der Spule ist. HF-Spulen können entweder nur auf Empfang des Signals geschaltet sein, wobei in diesem Fall die Körperspule für das Aussenden des HF-Pulses dient, oder sie können für Empfang und Senden benutzt werden. Grundsätzlich unterscheidet man folgende Arten von HF-Spulen:

### 5.7.1 Volumenspulen

---

Volumenspulen können als *reine Empfangsspule* oder auch als *kombinierte Sende- und Empfangsspule* arbeiten. Volumenspulen umgeben den darzustellenden Körperteil vollständig. Zwei vielfach eingesetzte Geometrien von Volumenspulen sind die *Sattelspule* (*»Saddle Shaped Coil«*) und die *»Vogelkäfig-Spule«* (*»Birdcage Coil«*). Der Vorteil der Volumenspulen liegt in ihrer Signalthomogenität. Zu den Volumenspulen gehört auch die *Körperspule* (*»Body Coil«*), welche ein fester Bestandteil des MR-Gerätes ist, d. h. im Magnet eingebaut ist. Weitere Beispiele für Volumenspulen sind die Kopf- und Extremitätenspulen.

### 5.7.2 Oberflächenspulen

---

Die meisten Oberflächenspulen können das Signal lediglich empfangen, d. h. sie sind auf das Funktionieren der Körperspule angewiesen, welche den HF-Impuls aussendet. Es gibt aber auch Oberflächenspulen, welche das Signal senden und empfangen können. Oberflächenspulen sind geeignet für Wirbelsäulen- und Gelenksdiagnostik oder für die Bildgebung von kleineren anatomischen Strukturen.

### 5.7.3 Intrakavitäre Spulen

---

Intrakavitäre Spulen sind kleine *Oberflächen-Empfänger-Spulen*, welche in Körperöffnungen eingeführt werden, um damit eine Bildgebung in möglichst naher räumlicher Beziehung zum interessierenden Organ zu ermöglichen. In der klinischen Routine werden intrakavitäre Spulen zur Bildgebung der Prostata und zur Darstellung des anorektalen Sphinkterapparates eingesetzt. Intrakavitäre Spulen sind auch zur intraluminalen Darstellung von Gefäßen oder zur Darstellung von Hohlorganen in Erprobung.

### 5.7.4 Phased-Array-Spulen

---

Phased-Array-Spulen werden zum *Empfangen* des MR-Signals benutzt und bestehen aus mehreren einzelnen Spulen, welche in Serie oder parallel geschaltet sind. Ein kleiner Spulendurchmesser ermöglicht ein stärkeres Signal zu empfangen, was im Vergleich zu einem grösseren Durchmesser der Spule in einem besseren SNR resultiert. In einer Phased-Array Spule wird das Signal von jeder einzelnen Spule (auch Spulenelement genannt) detektiert und zu spuleneigenen Empfängern weitergeleitet. Jedes Spulenelement hat ein begrenztes Empfangsvolumen und eine variable Empfindlichkeit, welche vom Abstand der einzelnen Spulenelemente vom untersuchten Objekt abhängt. Die Bildrekonstruktion erfolgt schließlich aus der Information von allen einzelnen Empfängern. Phased-Array-Spulen ermöglichen Bilder mit hoher räumlicher Auflösung sowie eine Bildgebung über ein größeres Field-of-View, da sie sowohl das SNR als auch die Homogenität des Signals verbessern. Phased-Array-Spulen sind heute der Standard für die meisten Anwendungen in der MR-Bildgebung von fast allen Körperabschnitten und sind eng verknüpft mit der parallelen Bildgebung (► Kap. 10).

5.8 Parallele Bildgebung

Die parallele Bildgebung resultiert mit Ausnahme einiger wenigen besonderen Situationen zu einer Abnahme des SNR. Allerdings ist die Beziehung des SNR bei der parallelen Bildgebung eng an die Geometrie der Spule geknüpft. Eine detaillierte Besprechung des Zusammenhangs zwischen paralleler Bildgebung und SNR erfolgt in ► Kap. 10.

■ Tab. 4 fasst die Determinanten des SNR zusammen.

■ Tab. 5 fasst den Einfluss von Matrix, Schichtdicke und Field-of-View auf die räumliche Auflösung zusammen.

■ Tab. 6 fasst den Einfluss von verschiedenen Sequenzparametern auf die Bildaufnahmezeit zusammen.

■ Tab. 4. Effekt von verschiedenen Bild- und Sequenzparametern auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR)

| Geänderter Parameter                                               | Effekt auf SNR |
|--------------------------------------------------------------------|----------------|
| Größere Schichtdicke                                               | Nimmt zu       |
| Größeres Field-of-View                                             | Nimmt zu       |
| Verminderung des Field-of-View in Phasenrichtung (Rectangular FOV) | Nimmt ab       |
| Erhöhung von TR                                                    | Nimmt zu       |
| Erhöhung von TE                                                    | Nimmt ab       |
| Erhöhung der Matrixgröße in Frequenzrichtung                       | Nimmt ab       |
| Erhöhung der Matrixgröße in Phasenrichtung                         | Nimmt ab       |
| Erhöhung der Anzahl der Signalmessungen                            | Nimmt zu       |
| Erhöhung der Magnetfeldstärke                                      | Nimmt zu       |
| Erhöhung der Bandbreite                                            | Nimmt ab       |
| Gebrauch von lokalen Spulen                                        | Nimmt zu       |
| Partial-Fourier-Technik                                            | Nimmt ab       |
| Fractional-Echo-Technik                                            | Nimmt ab       |
| Parallele Bildgebung                                               | Nimmt ab       |

■ Tab. 5. Einfluss von Matrix, Schichtdicke und Field-of-View auf die räumliche Auflösung

| Geänderter Parameter   | Einfluss auf die räumliche Auflösung |
|------------------------|--------------------------------------|
| Höhere Matrix          | Nimmt zu                             |
| Dickere Schichten      | Nimmt ab                             |
| Größeres Field-of-View | Nimmt ab                             |

**Tab. 6.** Einfluss von verschiedenen Sequenzparametern auf die Bildaufnahmezeit

| Geänderter Parameter                          | Einfluss auf die Bildaufnahmezeit |
|-----------------------------------------------|-----------------------------------|
| Größere Schichtdicke                          | Nimmt ab                          |
| Größeres Field-of-View                        | Kein direkter Effekt              |
| Rectangular Field-of-View (in Phasenrichtung) | Nimmt ab                          |
| Erhöhung von TR                               | Nimmt zu                          |
| Erhöhung von TE                               | Nimmt zu                          |
| Größere Matrix in Frequenzrichtung            | Nimmt zu                          |
| Partial-Fourier-Technik                       | Nimmt ab                          |
| Fractional-Echo-Technik                       | Nimmt ab                          |
| Erhöhung der Anzahl der Signalmessungen (NEX) | Nimmt zu                          |

# Aufbau eines MR-Tomographen

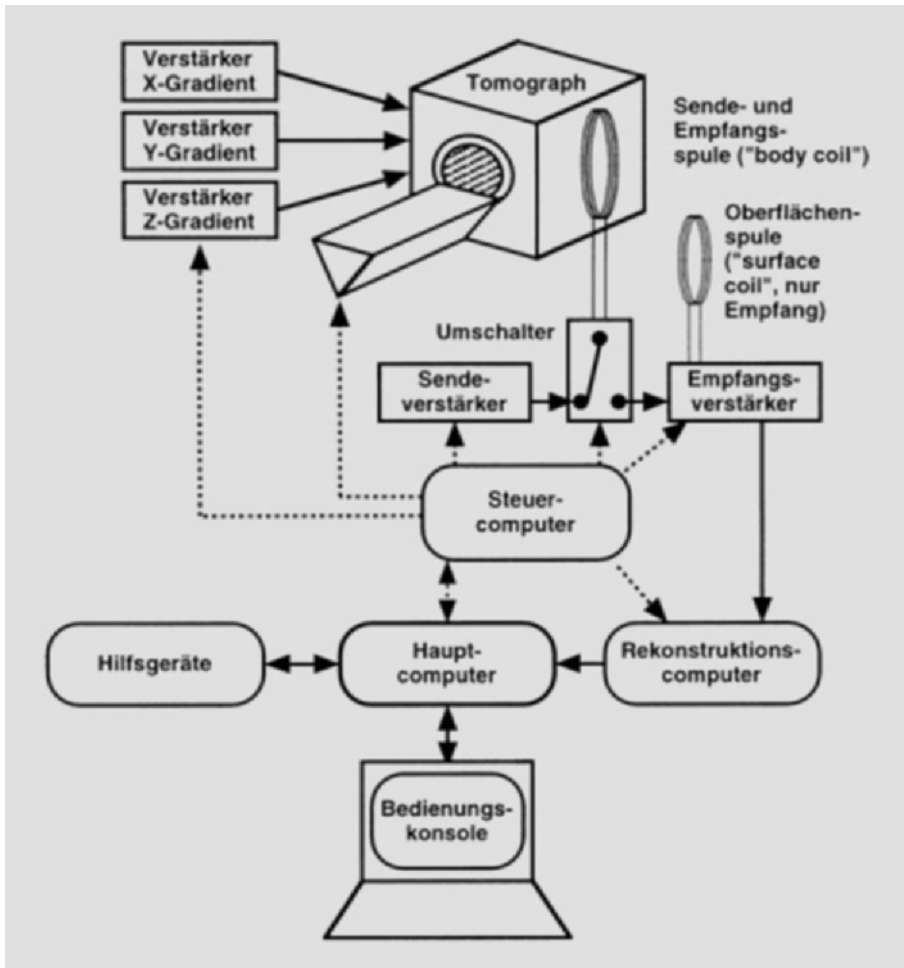
Wir haben nun alle wesentlichen Komponenten eines MR-Gerätes schon einmal erwähnt. Konkret benötigen wir (■ Abb. 27):

- Einen starken *Magneten*, der das stationäre Magnetfeld  $B_0$  erzeugt.
- *Gradientenspulen* in X-, Y- und Z-Richtung mit den zugehörigen *Verstärkern*.
- Den *Hochfrequenzsender* mit im Tomographen eingebauter Sendespule.
- Einen höchstempfindlichen *Hochfrequenzempfänger*, der das MR-Signal aufnimmt und verstärkt. Durch einen automatischen *Umschalter* kann die Sendespule auch für den Empfang benutzt werden.
- Weitere Spulen, entweder nur zum Empfang oder zum Senden und Empfangen
- Verschiedene *Computer*, die den Tomographen und die Gradienten steuern (*Steuercomputer*), die MR-Bilder rekonstruieren (*Rekonstruktionscomputer*) und das Ganze koordinieren (*Hauptcomputer*, daran angeschlossen die *Bedienungskonsole* und die *Bildarchivierung*).
- Weitere *Hilfsgeräte* wie die Steuerung des Untersuchungstisches, EKG- und Atmungsmonitor zur entsprechenden Steuerung der Sequenzen, Kühlanlagen für den Magneten, zweite Bearbeitungskonsole, Filmbelichter oder ein PACS (Picture Archiving and Communication-System).

## 6.1 Magnet

Er hat die Aufgabe, das Hauptmagnetfeld zu erzeugen. Dabei sind wichtig:

- Die Stärke des Magnetfeldes. Übliche Werte sind 0,1–3,0 T.
- Die Stabilität des Feldes, d. h. die Abwesenheit von Fluktuationen der Feldstärke.
- Die Homogenität des Feldes, d. h. die Tatsache, dass das Feld überall gleich stark sein sollte und keine »Löcher« aufweisen darf. Auf jeden Fall sollte die Inhomogenität über das gesamte untersuchte Volumen unter 5 ppm (0,0005%) liegen.



■ Abb. 27. Komponenten eines MR-Gerätes. Die Hilfsgeräte sind der Übersichtlichkeit halber weggelassen

Wir unterscheiden drei verschiedene Magnettypen:

- *Resistive Magnete* sind »normale« *Elektromagnete*, durch die ständig ein großer Strom fließt. Die maximale Feldstärke liegt bei ca. 0,3 T. Hauptnachteile sind die Abhängigkeit von einer permanenten und hochstabilen Stromzufuhr und die oft bescheidene Homogenität. Vorteilhaft ist, dass der Magnet im Notfall sofort abgeschaltet werden kann.
- *Permanentmagnete* erzeugen ihr Feld immer und ohne externe Energiezufuhr. Allerdings sind sie sehr schwer, erreichen maximal 0,5 T und sind auf eine konstante Temperatur angewiesen.
- *Supraleitende Magnete* bestehen aus einer Spule aus einer *Niobium-Titan (NbTi)-Legierung*, deren elektrischer Widerstand durch Kühlung auf ungefähr 4°Kelvin oder -269°C auf praktisch null gesenkt wird. Damit wird die Spule supraleitend, d. h. ein Strom, der einmal in ihr fließt, tut dies für immer. Als Kühlmittel für diesen Pro-

zess (Kryogen) wird flüssiges Helium verwendet. Der Magnet ist also, wenn das Feld einmal aufgebaut ist, von der Stromzufuhr unabhängig. Auf diese Art können sehr starke Magnetfelder (bis 18 T) erzeugt werden, und dies bei exzellenter Homogenität. Allerdings muss regelmäßig flüssiges Helium nachgefüllt werden, da es verdunstet, und im Notfall kann der Magnet nicht einfach abgeschaltet werden. Heute haben ca. 95% der installierten MR-Systeme einen supraleitenden Magneten. Als »Quench« bezeichnet man einen Verlust der Supraleitfähigkeit der Magnetspule mit konsekutivem Verlust des Magnetfeldes. Ein »Quench« kann z. B. bei kleinsten Bewegungen der Spule vorkommen, wobei die freigesetzte Reibungsenergie das Kryogen leicht erwärmt und die Supraleitfähigkeit durch die konsekutive Erhöhung des elektrischen Widerstandes verloren geht. Um die Gefahr eines Quenches zu verringern, ist die NbTi-Spule zusätzlich in Kupfer eingewickelt, welches zur Isolation dient. Quenches sind, obschon dramatisch, heute aber dank der modernen Technologie der Magnetkonstruktion selten.

Unabhängig vom Magnettyp ist die Feldhomogenität von entscheidender Bedeutung. Der »nackte« Magnet besitzt oft noch nicht die gewünschte Homogenität. Zur Korrektur werden entweder an sorgfältig berechneten Stellen Metallteile in die Magnetöffnung eingebracht oder es werden eigens eingebaute Korrekturspulen verwendet, von denen es oft mehr als 20 geben kann! Das »Tunen« des Magneten auf optimale Homogenität wird als »Shimming« bezeichnet.

Ein wichtiger Punkt ist auch die Abschirmung des Magneten, um die Ausdehnung seines Streufeldes zu reduzieren. Dazu wurde früher oft eine größere Menge Eisen in Wände und Decke des Untersuchungsraumes eingebaut (10–20 Tonnen!). Wegen der hohen Kosten und des großen Aufwandes werden heute Magnete mit integrierter Abschirmung (»Active Shielding«) gebaut. Diese enthalten eine doppelte Magnetspule, von denen die innere das Feld erzeugt, während die äußere die Rückführung der Magnetfeldlinien übernimmt.

## 6.2 Gradientensystem

---

Es wird für die Schichtwahl und die Ortskodierung gebraucht (► Kap. 4). Für jede der drei Richtungen X, Y und Z wird eine separate Gradientenspule mit jeweils eigenem Verstärker benötigt, da die Gradienten einzeln oder in Kombination geschaltet werden (z. B. für schräge Schichten). Als *Isocenter* wird das Zentrum des Magneten bzw. derjenige Punkt bezeichnet, an dem keine der drei Gradientenspulen ein magnetisches Zusatzfeld erzeugt. Die Magnetfelder, die die Gradientenspulen erzeugen, sind klein verglichen mit dem Hauptmagnetfeld, und trotzdem benötigen sie noch Stromstärken von einigen hundert Ampere. Das Ein- und Ausschalten der Gradientenspulen ist mit elektrischen Wechselfeldern verbunden und verursacht auch das typische Hämmern, das während der Messungen hörbar ist: Genau wie bei einem Lautsprecher, der auch nichts anderes als eine Spule in einem Magnetfeld ist, »möchten« sich die Gradientenspulen beim Ein- und Ausschalten des Stromes bewegen, was als lautes Knacken hörbar ist.

Trotz der hohen Ströme müssen die Gradientenfelder extrem stabil sein, da es sonst zu Bildverzerrungen kommt. Außerdem hat sich auch bei den Gradienten gezeigt, dass

die aktiv abgeschirmten Gradientenspulen (► Kap. 6.1) den einfacheren Konstruktionen überlegen sind: Durch ihr geringeres Streufeld treten weniger Interaktionen mit der Umgebung auf (so genannte »Eddy Currents«, ► Kap. 13.7).

Die Stärke der Gradienten wird durch drei Parameter ausgedrückt:

- Maximale Gradientenstärke (Einheit mT/m)
- »Rise Time« – Die Zeit, welche bis zum maximalen Anstieg der Gradientenstärke verstreicht
- »Slew rate« – Maximale Gradientenamplitude/Rise Time

### 6.3 Hochfrequenzsystem

Das *Hochfrequenzsystem* (HF-System, RF-System) besteht einerseits aus einem leistungsstarken *Hochfrequenzsender* (die Larmorfrequenz bei 1,5 T beträgt 63,8 Mhz, liegt also in der Größenordnung von UKW-Sendern), andererseits aus einem hochempfindlichen *Empfänger*. Die Stabilität dieser Komponenten ist sehr kritisch: Da sowohl Frequenz als auch Phase des Signals zur Ortskodierung benötigt werden, darf der Empfänger keinerlei Verzerrungen, z. B. durch Phasendrehungen, einbringen, sonst würde das Bild erheblich verzerrt. Weil das MR-Signal sehr schwach ist, wird außerdem eine gute Hochfrequenzabschirmung benötigt, die oft in Wände, Boden und Decke des Untersuchungsraumes integriert wird, um Störeinstrahlungen von außen zu verhindern.

Zum Hochfrequenzsystem gehören die *Sende- und Empfangsspulen* (HF-Spulen, RF-Spulen). Dies kann eine Kombispule sein, die sowohl zum Senden wie zum Empfang dient, wie z. B. die im Gerät integrierte *Körperspule* (»Body Coil«), welche von außen nicht gesehen werden kann. Die Körperspule besteht aus einem »Käfig« von Kupferdrähten, welche den Patienten umgeben und RF-Impulse abgeben. Die HF-Spulen sind so konstruiert, dass ihre abgegebene HF-Energie der Resonanzfrequenz von Wasserstoffatomen entspricht.

Wie im ► Kap. 5 erwähnt, ist es möglich, das SNR mittels anderer Spulen als der Körperspule zu verbessern. Die Wahl der Spule ist zum Erreichen der bestmöglichen Bildqualität wichtig.

### 6.4 Computer

Der Computer steuert und kontrolliert zahlreiche Funktionen wie den Wechsel zwischen den Gradienten, den HF-Spulen und die Weiter- und Nachverarbeitung der Daten.

# Basis-Pulssequenzen

Gehen wir noch einmal alle Schritte einer *MR-Sequenz* einzeln durch:

- Anregung
  - Einschalten des Schichtwahlgradienten,
  - Anregungsimpuls (HF-Puls),
  - Ausschalten des Schichtwahlgradienten.
- Phasenkodierung
  - Einschalten des *Phasenkodiergradienten* für eine kurze Zeit, jedes Mal mit anderer Stärke.
- Echoerzeugung
  - Dafür gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten, die wir sogleich besprechen werden.
- Messung
  - Einschalten des *Frequenzgradienten*,
  - *Empfang* des Echos.

Diese Schritte müssen, wie gesagt, viele Male wiederholt werden, je nach gewünschter Bildqualität. Im MRI gibt es mittlerweile eine Vielzahl von Sequenzen zur Bildgebung. Drei davon spielen immer noch eine große Rolle: Die Spinecho(SE)-Sequenz, die Inversion-Recovery (IR)- und die Gradientenecho (GRE)-Sequenz, welche wir als Basis-Pulssequenzen bezeichnen.

Vom *Echo* haben wir bereits gesprochen (► Kap. 3) und wir haben erwähnt, dass eine gewisse minimale Zeit verstreichen muss, bis nach einer Anregung die Messung des MR-Signals erfolgen kann. Nun kennen wir auch die Gründe dafür:

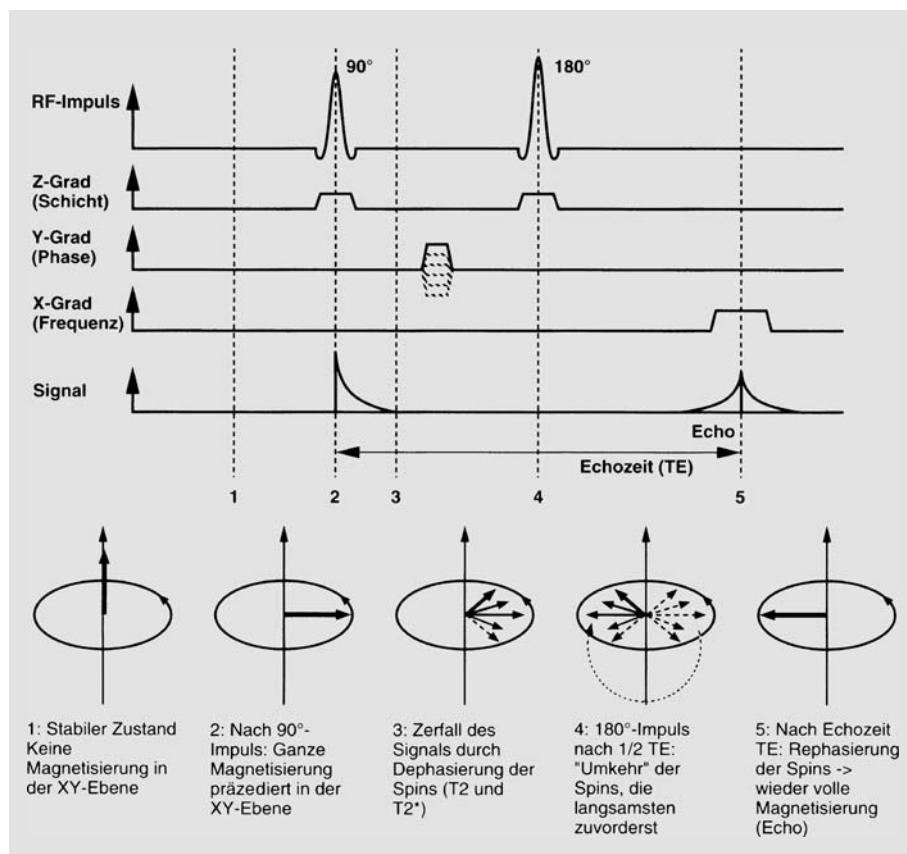
- Vor der Messung muss der Phasenkodiergradient für eine bestimmte Zeit eingeschaltet werden, um die Ortskodierung zu ermöglichen.
- Das Ausschalten des Schichtwahl- und das Einschalten des Frequenzkodiergradienten braucht ebenfalls etwas Zeit.
- Die Erzeugung des Echos ist je nach Sequenz unterschiedlich zeitraubend.

Die beiden Sequenzen, die wir nun besprechen wollen, unterscheiden sich vor allem durch die Art, wie das Echo erzeugt wird.

## 7.1 Spinecho(SE)-Sequenz

Bei der SE-Sequenz erfolgt die Anregung mit einem schichtselektiven  $90^\circ$ -RF-Impuls. Danach zerfällt die transversale Magnetisierung mit T2 und T2\*, wie im ► Kap. 2 besprochen: Aufgrund statischer, d. h. immer gleich starker Feldinhomogenitäten laufen einige Spins schneller als andere und es kommt zur Dephasierung. Nachdem die Hälfte der gewünschten Echozeit (TE/2) verstrichen ist, wird ein  $180^\circ$ -Impuls gesendet. Er kehrt die Reihenfolge der Spins um: Diejenigen, die vorher zuvorderst waren, sind nachher zuhinterst, und umgekehrt. Da erstere aber wiederum schneller laufen als die anderen (die Feldinhomogenitäten, die den Unterschied verursacht haben, sind ja immer noch da!), holen sie wieder auf, und nachdem die zweite Hälfte der Echozeit TE verstrichen ist, treffen sich alle wieder in Phase: Es kommt zum Echo (■ Abb. 28).

Durch die Einstrahlung des  $180^\circ$ -Refokussierungspulses werden die statischen Magnetfeldinhomogenitäten praktisch korrigiert, um ein T2 gewichtetes Echo zu erhalten.



■ Abb. 28. SE-Sequenz: Der Pulswinkel beträgt immer  $90^\circ$ , das Echo wird mit einem  $180^\circ$ -Impuls erzeugt. Die verschiedenen Stufen des Phasengradienten sind gestrichelt angedeutet

Eine ähnliche Situation werden wir auch bei den Bewegungs- und Flussartefakten antreffen.

Der Vorteil der SE-Sequenz liegt genau in ihrer Unempfindlichkeit gegenüber statischen Feldinhomogenitäten und in der daraus resultierenden sehr guten Bildqualität; ihr Nachteil ist jedoch eine recht lange Messzeit und deshalb auch eine große Empfindlichkeit gegenüber Bewegungsartefakten. SE-Sequenzen gehören heute immer noch zu den Standardsequenzen für T1-gewichtete Bilder oder für PD- (intermediär) gewichtete Bilder. Allerdings werden T1- und PD-gewichtete Bilder auch zunehmend mit schnellen (fast) SE-Sequenzen akquiriert.

## 7.2 Outflow-Effekt

Eine spezifische Erscheinung der SE-Sequenzen ist der *Outflow-Effekt*. Er bewirkt, dass die Blutgefäße in der Regel schwarz, also ohne Signal, erscheinen. Der Grund dafür liegt in der verhältnismäßig langen Echozeit. Während sie verstreicht, geschehen zwei Dinge:

- Das Blut fließt ganz oder zum Teil aus der untersuchten Schicht heraus und wird vom 180°-Impuls nicht mehr erfasst. Sein Signal ist verloren.
- Das Blut fließt mehr oder weniger turbulent und verliert so sein Signal durch Dephasierung.

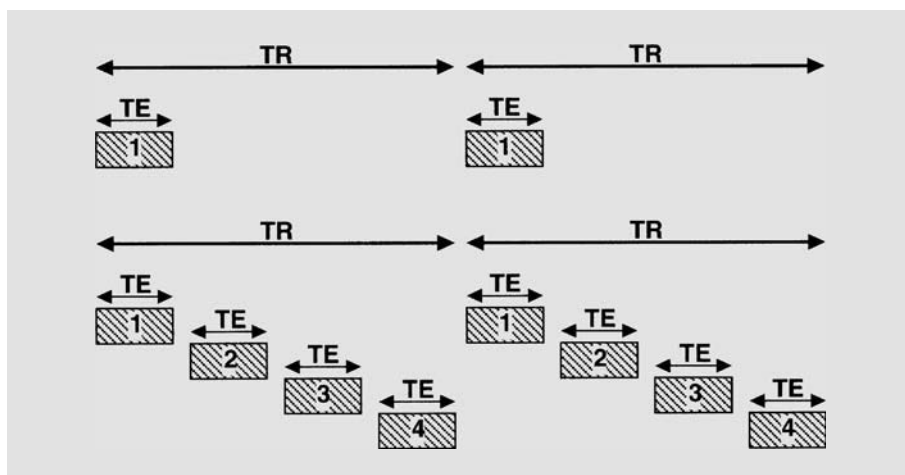
Als vereinfachte Vorstellung kann genügen, dass das Blut die untersuchte Schicht verlässt und das Signal deshalb verloren geht. So lassen sich auch die Fälle erklären, in denen der Outflow-Effekt *nicht* auftritt:

- Wenn das Blut *sehr langsam fließt* (»Slow Flow«), bleibt angeregtes Blut in der Schicht zurück und gibt Signal.
- Wenn ein Blutgefäß über eine längere Strecke *in der Schicht* verläuft, kann ebenfalls noch angeregtes Blut in der Schicht bleiben und sichtbar werden.
- Wenn ein Blutgefäß *thrombosiert* ist, sehen wir ein helles Signal von einem frischen oder ein etwas dunkleres von einem alten, organisierten Thrombus.

## 7.3 Mehrschichtaufnahme (»Multislice Imaging«)

Zwischen zwei Anregungen verstreicht jedes Mal die Repetitionszeit TR, während der das Gerät nichts tut. Da dies äußerst ineffizient ist, vor allem bei langem TR, und weil die SE-Sequenzen an sich schon recht lange dauern (z. B. T1-gewichtetes Spinecho-Bild: 256 Anregungen im Abstand von je 500 msec=fast 3 min), nützt das MR-Gerät die Wartezeit aus, um weitere Schichten anzuregen. So ist es möglich, in derselben Zeit 12 Schichten zu messen anstatt nur eine einzige (bei T2-gewichteten Sequenzen mit ihren Repetitionszeiten von 2000–4000 msec sogar bis zu 30 Schichten; ■ Abb. 29).

Ein Nachteil dieser Technik ist die Tatsache, dass infolge Imperfektion des Schichtprofils oder der Frequenz des HF-Impulses Protonen außerhalb der gewünschten Schicht angeregt werden. Dies führt zu einem Abfall der longitudinalen Magnetisierung und kann das Signal vermindern.



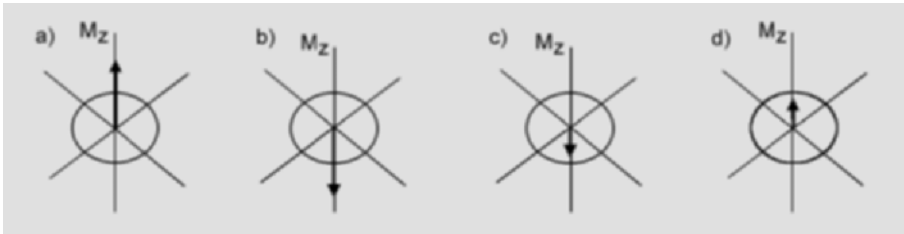
■ **Abb. 29.** Aufnahme von mehreren Schichten (»Multislice Imaging«): Während für die erste Schicht die Repetitionszeit TR verstreichen muss, können weitere Schichten angeregt und gemessen werden. So erhält man in diesem Beispiel statt nur einer gleich vier Schichten in derselben Zeit. (Die Rechtecke repräsentieren die verschiedenen Schichten)

## 7.4 Inversion-Recovery(IR)-Sequenz

Generell werden *Inversion-Recovery(IR)*-Sequenzen zur Aufnahme von *T1-gewichteten* oder *fettsupprimierten Bildern* verwendet. Allerdings ist es auch möglich, mittels IR *T2-gewichtete Bilder* zu produzieren.

IR-Sequenzen sind SE-Sequenzen, denen ein  $180^\circ$ -Impuls vorausgeht. Im Gegensatz zur SE-Sequenz, wo jedoch zuerst ein  $90^\circ$ -Impuls ausgesendet wird, welcher die Längsmagnetisierung aus der Z-Richtung in die transversale Ebene klappt, und dann durch einen  $180^\circ$ -Impuls rephasiert wird, wird bei der IR-Sequenz zuerst ein  $180^\circ$ -Impuls ausgesandt. Dieser klappt die Längsmagnetisierung von der positiven Z-Richtung in die negative Z-Richtung (■ Abb. 30). Der Vektor der Längsmagnetisierung zeigt nun in die entgegengesetzte Richtung wie vor dem Aussenden des  $180^\circ$ -Impulses. Da kein Anteil des Vektors in der transversalen Ebene liegt, wird vorerst kein Signal ausgesendet. Es erfolgt nun die Relaxation des invertierten Längsmagnetisierungsvektors durch die transversale Ebene in seine ursprüngliche Ausrichtung. Nach einiger Zeit der Relaxation wird dann der initiale Puls der SE-Sequenz eingestrahlt. Die Zeit zwischen dem Einstrahlen des  $180^\circ$ -Impulses und dem  $90^\circ$ -Impuls wird als *Inversionszeit* (»*Inversion Time*«; *TI*) bezeichnet.

Durch Veränderung der Inversionszeit kann der Bildkontrast verändert werden. Wenn der  $90^\circ$ -Impuls sofort dem  $180^\circ$ -Impuls folgt, wird die gesamte Magnetisierung aus der negativen Z-Richtung in die transversale Ebene gedreht. Wenn das Intervall verlängert wird, wird der Vektor der Längsmagnetisierung, welcher in die transversale Ebene geklappt wird, kleiner sein und demzufolge wird auch das Signal schwächer sein. Wenn die Inversionszeit so lange ist, dass eine volle Relaxation stattgefunden hat, wird das Signal wieder stärker sein.



■ **Abb.30a–d.** Inversion-Recovery-Sequenz mit T1-Relaxation. **a** Nach dem Aussenden des 180°-Impulses ist die Längsmagnetisierung in die entgegengesetzte Richtung geklappt (**b**). **c, d** Die T1-Relaxation erfolgt entlang von  $-Z$  nach  $+Z$ . Solange keine Vektorkomponente in der Transversalebene ist, erfolgt kein Aussenden von Signal (Nulldurchgang)

Gewöhnlich wird bei einer IR-Sequenz ein 180°-Inversionspuls ausgesandt, welcher gefolgt ist von einem 90°-Impuls. Anschließend erfolgt wiederum ein 180°-Impuls um ein Spinecho zu erhalten.

In der klinischen Routine werden vor allem zwei Inversion-Recovery-Sequenzen angewendet: Die »Short Inversion Time Inversion Recovery« (STIR)-Sequenz sowie die »Fluid Attended Inversion Recovery« (FLAIR)-Sequenz.

## 7.5 STIR-Sequenz (»Short TI Inversion Recovery«)

Die STIR-Sequenz ist eine häufig gebrauchte Sequenz zur Fettsuppression. Der Vorteil dieser Sequenz ist, dass sie bei allen Magnetfeldstärken eine zuverlässige Fettsuppression ergibt. Bei einer Standard STIR-Sequenz wird die longitudinale Magnetisierung sowohl von Fett wie auch von Wasser durch den 180°-Puls invertiert. Nach dem 180°-Puls folgt eine Pause von wenigen hundert Millisekunden (Inversionszeit, TI). Die Inversionszeit wird so gewählt, dass der 90°-Impuls gerade zu dem Zeitpunkt gesendet wird, wo die T1-Relaxationskurve für Fett einen Null-Durchgang hat. So wird das Signal für Fett unterdrückt. Bei einer Feldstärke von 1,5 T beträgt die erforderliche TI-Zeit ungefähr 150 msec, bei einer Feldstärke von 0,5 T ist sie ungefähr 100 msec.

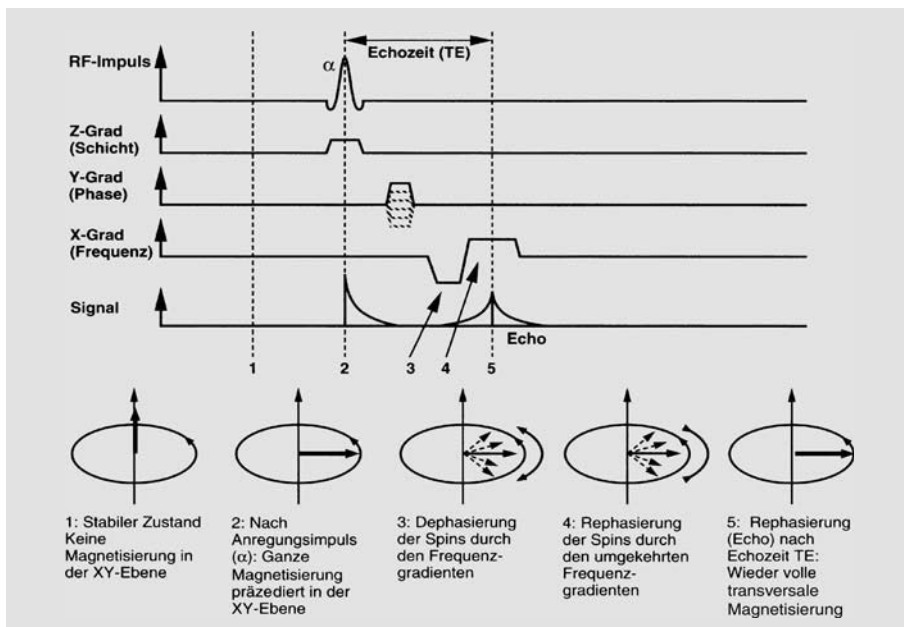
## 7.6 FLAIR-Sequenz (»Fluid Attended Inversion Recovery«)

Die FLAIR-Sequenz ist eine Variante der IR-Sequenz, wo im Gegensatz zur STIR-Sequenz sehr lange Inversionszeiten (TI ca. 2000 msec) verwendet werden. Ein weiterer Unterschied der FLAIR-Sequenz zur STIR-Sequenz ist die Tatsache, dass FLAIR-Sequenzen FSE-Sequenzen sind. Durch die Verwendung solch langer Inversionszeiten wird das zerebrospinale Liquorsignal praktisch vollständig unterdrückt. Hingegen können Signale aus dem Gehirngewebe, Tumoren, Ödeme oder Fett sehr gut detektiert werden. Die FLAIR-Sequenz ist gut geeignet, um Läsionen mit geringem Kontrastverhalten im Hirnparenchym darzustellen.

## 7.7 Gradientenecho(GRE)-Sequenz

Für diesen Sequenz-Typ existieren verschiedene Namen, z. B. Gradientenecho (GRE) oder Fast-Field-Echo (FFE). Schon der Name deutet an, dass bei der GRE-Sequenz nicht ein Hochfrequenzimpuls, sondern *nur die Gradientenspulen* zur Erzeugung des Echos verwendet werden. Zu diesem Zweck wird der Frequenzkodiergradient zuerst mit negativer Polarität eingeschaltet. Er bewirkt zunächst eine *Dephasierung* der Spins. Danach schaltet man ihn auf positive Polarität um. Jetzt macht er die vorher bewirkte Dephasierung wieder rückgängig (man spricht logischerweise von *Rephasierung*), und es kommt zum Echo (■ Abb. 31).

Da bei Gradientenechos der zeitraubende  $180^\circ$ -Impuls wegfällt, können sehr kurze Repetitionszeiten (TR) erreicht werden. Da TR bei GRE – wie auch bei den meisten anderen Sequenzen – die Bildaufnahmezeit wesentlich bestimmt ist, verglichen mit SE- und IR-Sequenzen, eine viel *schnellere Bildaufnahme* möglich, was den Hauptvorteil von GRE-Sequenzen darstellt. Damit sind GRE-Sequenzen auch weniger anfällig für Bewegungsartefakte und machen sie zur Sequenz der Wahl, wenn kurze Bildaufnahmezeiten gewünscht werden. Das Problem von kurzen TR-Zeiten ist, dass die Zeit für die T1-Relaxation auch kurz ist und damit bei großen Pulswinkeln SNR infolge Sättigung vermindert sein kann. Da bei GRE-Sequenzen der  $180^\circ$ -Impuls wegfällt, werden statische Feldinhomogenitäten nicht ausgeglichen und das Signal zerfällt mit T2\*. Der Bildkontrast, welcher aus den Differenzen des T2\*-Zerfalls von den verschiedenen Geweben resultiert, wird als *T2\*-Kontrast* bezeichnet. Bei GRE-Sequenzen wird der T2\*-Kontrast durch TE beeinflusst. Um eine optimale T1-Gewichtung zu erreichen (d. h. um den T2\*-



■ **Abb. 31.** Gradientenecho-Sequenz. Der Einfachheit halber wurde ein Pulswinkel  $\alpha$  von ebenfalls  $90^\circ$  angenommen

Kontrast zu minimieren und Suszeptibilitätsartefakte zu vermindern), sollte deshalb TE so kurz wie möglich gewählt werden. Hingegen wird bei GRE-Sequenzen TE erhöht, wenn ein T2\*-Kontrast gewünscht wird. Um T1-Effekte zu verringern, wird gleichzeitig TR lang gewählt. T2\*-gewichtete Bilder sind bei der Detektion von Kalkablagerungen oder Blutprodukten der Gewebe mit sehr kurzer T2-Zeit (z. B. Bindegewebe) von Nutzen. Auch werden diese Sequenzen in Kombination mit eisenhaltigen MR-Kontrastmitteln (► Kap. 12) angewendet.

Ein Problem soll noch kurz angesprochen werden: Da gewisse GRE-Sequenzen sehr schnell sind und sehr kurze Repetitionszeiten haben können, steigt die Wahrscheinlichkeit, dass von der vorherigen Anregung noch Signal »übrig« ist. Für einen T1-gewichteten Kontrast muss es vor der nächsten Messung zerstört werden. Dies geschieht durch Dephasierung der Spins. Einerseits tut dies der Schichtwahlgradient der nächsten Anregung, andererseits schaltet man dafür spezielle Gradienten- oder auch Hochfrequenzimpulse. Dies nennt man »*Spoiling*«, also das absichtliche Zerstören des verbleibenden MR-Signals. Gespoilte GRE-Sequenzen werden heute von allen Herstellern von MR-Geräten angeboten und werden in der Klinik sehr häufig gebraucht.

Typische kommerzielle Namen von gespoilten GRE-Sequenzen sind SPGR (»Spoiled Gradienten Echo«) oder FLASH (»Fast Low Angle Shot«). Das Kontrastverhalten von gespoilten GRE-Sequenzen ist wie folgt:

- Mit abnehmender TR nimmt die T1-Wichtung zu;
- Die T1-Wichtung nimmt mit zunehmendem Puls-Winkel (Flip-Winkel) zu;
- Die T2\*-Wichtung nimmt mit zunehmendem TE zu.

So resultieren bei relativ langem TR (100–400 msec), kleinem Flip-Winkel ( $-20^\circ$ ) und kurzem TE (5–10 msec) protonengewichtete Bilder. T2\*-gewichtete Bilder sind charakterisiert durch ein langes TR (20–500 msec) und ein langes TE (2–50 msec). T1-gewichtete Bilder sind charakterisiert durch ein kurzes TR (20–80 msec), ein kurzes TE ( $-10$  msec) und einen Flip-Winkel von  $30-50^\circ$ .

Bei den gespoilten GRE Sequenzen wird zusätzlich zwischen 2D- und 3D-Sequenzen unterschieden. 3D-gespoilte GRE-Sequenzen ermöglichen die Aufnahme eines volumetrischen Dünnschicht-Datensatzes ohne einen Zwischenschichtabstand. Damit ist eine Reformation des Datensatzes in jeder beliebigen Richtung möglich.

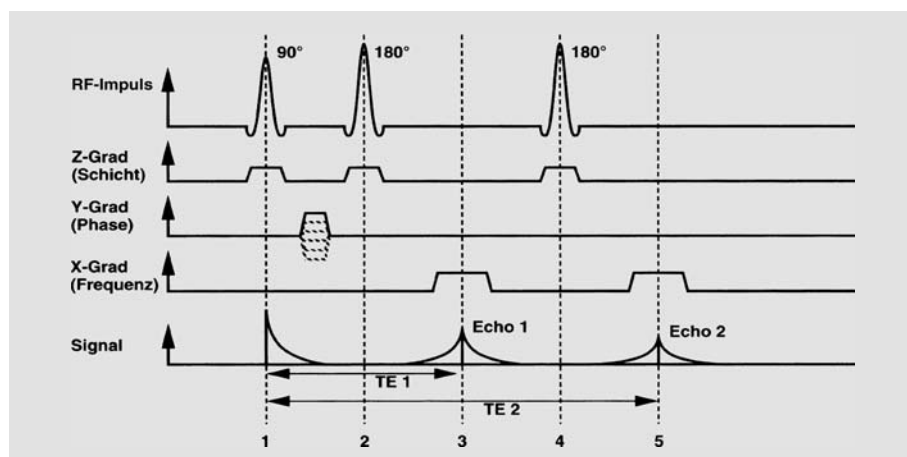
Eine spezielle Art von GRE-Sequenzen, welche in der klinischen Routine angewendet werden, sind die »Steady-State Free Precession« (SSFP)-Sequenzen. Bei diesen Sequenzen wird die Phasenkohärenz der transversen Magnetisierung von TR zu TR teilweise aufrechterhalten, d. h. es handelt sich um »ungespoilte« Sequenzen. Dies bedeutet, dass die transverse Magnetisierung, welche mit dem RF-Puls erzeugt wird, zu mehreren Echos beiträgt. Die herstellenspezifischen Bezeichnungen für diese Art von Sequenzen sind GRASS (Gradient Recalled Echo with Steady-State) oder FISP (Fast Imaging with Steady-State Precession). Weiterentwicklungen der SSFP-Sequenz sind die FIESTA (Fast Imaging Employing Steady-State Acquisition), Balanced FFE (Fast Field Echo)- und die True-FISP (Fast Imaging with Steady State Precession)-Sequenzen. Die FIESTA und die True-FISP sind T2-gewichtete Gradientenecho-Sequenz, die von der T2-zu-T1-Ratio abhängig sind. Da Blut eine hohe T2-zu-T1-Rate hat, erscheint Blut als helles Signal auf True-FISP-Sequenzen. Ein weiterer Vorteil dieser Sequenzen ist, dass sie besonders unempfindlich gegenüber fließendem Blut sind. Die SSFP-Sequenzen zeichnen sich durch sehr kurze

Akquisitionszeiten aus und eignen sich besonders für die vaskuläre Bildgebung und die Echtzeitbildgebung beispielsweise des Herzens.

## 7.8 Mehrfache Echos (Multi-Echo-Sequenzen)

Bei SE- und GRE-Sequenzen ist es möglich, mehrere Echos zu erzeugen: Beim SE appliziert man weitere  $180^\circ$ -Impulse, beim Gradientenecho kehrt man die Polarität des Frequenzkodiergradienten erneut um, worauf es jeweils zu weiteren Echos kommt. Es gibt zwei Gründe für die Erzeugung von mehrfachen Echos:

- In einer Sequenz können *mehrere Messungen mit unterschiedlichen Echozeiten und folglich unterschiedlicher T2-Gewichtung* gemacht werden. Beispielsweise kann eine Repetitionszeit von 2000 msec mit Echozeiten von 20 msec für das erste und 80 msec für das zweite Echo eingestellt werden. Das Ergebnis ist ein protonengewichtetes (20 msec) und ein T2-gewichtetes (80 msec) Bild mit einer einzigen Messung. Dieses Vorgehen ist in der Praxis Routine und bei beiden Sequenzen möglich (■ Abb. 32).
- Man kann so auch eine Messung schneller zu Ende bringen und so ultraschnelle Sequenzen erhalten (► Kap. 8).



■ **Abb. 32.** Multi-Echo-SE-Sequenz: Mit einem zweiten  $180^\circ$ -Impuls (4) wird ein zweites Echo (5) erzeugt, das wegen der längeren Echozeit eine stärkere T2-Gewichtung hat. Dieser zweite  $180^\circ$ -Impuls befindet sich genau in der Mitte zwischen dem ersten (3) und dem zweiten (5) Echo

# Schnelle Pulssequenzen

Aus einer Vielzahl von Gründen ist es wünschenswert, eine Messung schneller zu Ende zu bringen:

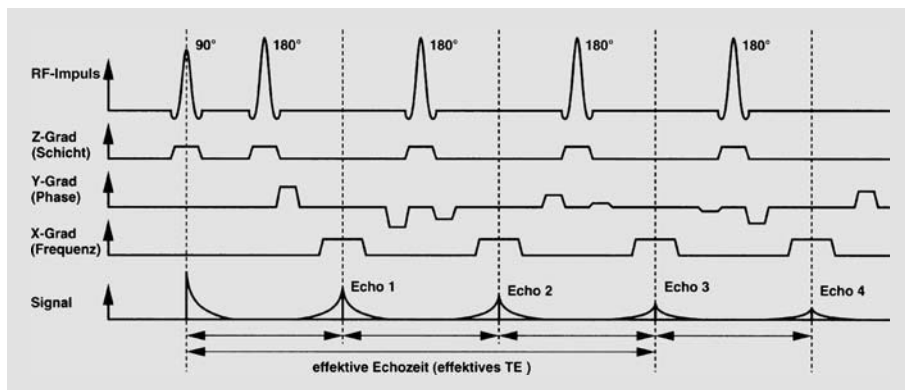
- Eine schnelle Sequenz erlaubt dynamische Untersuchungen, z. B. das Verfolgen eines Kontrastmittelbolus.
- Je kürzer die Bildaufnahme dauert, desto weniger anfällig ist sie für Bewegungsartefakte, speziell bei unkooperativen Patientinnen und Patienten.
- Wenn die Sequenz schnell genug ist, kann eine Aufnahme bei angehaltenem Atem (»Breath Hold«) und somit ohne störende Atembewegung aufgenommen werden.

Verschiedene Techniken ermöglichen es, mit einer Aufnahme rascher zu Ende zu kommen:

- Ausnützen aller Reserven der modernen Gradienten- und Hochfrequenzsysteme und knappes Timing herkömmlicher Sequenzen ([ultra-]schnelles GRE).
- Akquisition mehrerer Echos pro Anregung mit unterschiedlichen Phasenkodierungen (FSE, Echoplanar).
- Messung einer reduzierten Anzahl von K-Linien (»Fractional Echo Sampling«, »Half Fourier Technique«, »Rectangular Field-of-View«).

## 8.1 Schnelle (Fast, FSE)- oder Turbo-Spinecho(TSE)-Sequenzen

Fast-Spinecho-Sequenzen (FSE-Sequenzen; von gewissen Herstellern auch als Turbo-Spinecho (TSE)-Sequenzen bezeichnet) sind modifizierte SE-Sequenzen, welche die Bildaufnahmezeiten im Vergleich zu konventionellen SE-Sequenzen erheblich reduzieren. In FSE-Sequenzen werden mehrere  $180^\circ$ -Pulse pro TR appliziert, wobei zwischen den einzelnen Echos der Phasenkodiergradient jedesmal kurz eingeschaltet wird. Somit kann man mehrere Messungen *mit unterschiedlichen Phasenkodierungen* pro Anregung (und ohne Verstreichenlassen der Repetitionszeit!) aufnehmen (■ Abb. 33), was eine Serie von Spinechos (Echozüge; »Echo Train«) hervorruft. Die Anzahl der erhaltenen Echos pro TR wird auch als Echozuglänge (»Echo Train Length«, ETL) bezeichnet. Die Bildaufnahmezeit ist bei der FSE-Sequenz wie folgt definiert:



■ **Abb. 33.** Fast-Spinecho: Mit vier 180°-Impulsen werden vier Echos erzeugt (Echozug). Da aber im Gegensatz zur Multi-Echo-Sequenz vor jedem Echo der Phasengradient erneut eingeschaltet wird, erhält man vier Messungen mit unterschiedlichen Phasenkodierungen mit einer anstatt vier Anregungen. In diesem Beispiel bestimmt das dritte Echo hauptsächlich den T2-Kontrast (effektives TE; s. unten)

**Bildaufnahmezeit = TR × Anzahl Kodierungsschritte in Phasenrichtung × Anzahl Messungen/ETL**

**ETL steht für »Echo Train Length« und bezieht sich auf die Anzahl der Echos im Echozug.**

FSE-Sequenzen unterscheiden sich von SE-Sequenzen auch abgesehen von der kürzeren Bildaufnahmezeit in mehrerer Hinsicht:

- FSE-Sequenzen benötigen längere TR-Zeiten, damit möglichst viele 180°-HF-Pulse gesetzt werden können. Die TR-Zeiten von FSE-Sequenzen sind zwischen 4000 msec und mehr, diejenigen von SE-Sequenzen bei 2000–2500 msec. Dies macht verständlich, dass FSE-Sequenzen vor allem für T2-gewichtete Bilder geeignet sind.
- Echozeiten von FSE-Sequenzen für T2-gewichtete Bilder sind ebenfalls länger.

Wie bereits erwähnt, können mit einer einzigen Anregung mehrere Echos aufgenommen werden. In der konventionellen Bildgebung benutzt man dies, um z. B. ein Protonen (intermediär)-gewichtetes und ein T2-gewichtetes Bild in der gleichen Sequenz aufzuzeichnen (► Kap. 7.8). Alternativ kann man die Multi-Echo-Techniken aber auch nutzen, um schnellere Sequenzen zu erhalten.

Auch bei FSE-Sequenzen ist es möglich, ein Doppelecho zu erhalten, indem die ETL halbiert wird. Bei einer ETL von acht beispielsweise werden die ersten vier Echos für das protonengewichtete Bild und die zweiten vier Echo zur Herstellung des T2-gewichteten Bildes verwendet.

FSE-Sequenzen können auch für die Akquisition von T1-gewichteten oder PD-gewichteten Bildern gebraucht werden. Der Vorteil des Einsatzes von T1- oder PD-gewichteten FSE-Sequenzen im Vergleich zu konventionellen SE-Sequenzen ist vor allem der Zeitgewinn. Zusätzlich kann der durch die wiederholt eingestrahlten 180°-Refokussierungspulse resultierende größere Magnetisierungstransfer-Kontrast (► Kap. 3.6) von FSE-

Sequenzen für T1-gewichtete Bilder (insbesondere nach Applikation von extrazellulären Gadolinium-haltigen Kontrastmitteln) vorteilhaft sein. Allerdings ist bei T1- und PD-gewichteten FSE-Sequenzen die Anzahl möglicher Echos im Echozug (ETL) begrenzt, da die Kombination von kurzer TE und großer ETL in Bildunschärfe und vermindertem Kontrast resultieren kann.

### 8.1.1 Fast Recovery Fast Spinecho Sequenz

---

Die Fast Recovery fast Spinecho (FRFSE) Sequenz (auch DRIVE oder RESTORE-Option) ist eine Modifikation der FSE Sequenz. Unmittelbar nach dem letzten Echo des Echozuges, welches für den Empfang des Signals verwendet wird, wird die residuelle Magnetisierung in der Transversalebene refokussiert und die longitudinale Magnetsierung durch Refokussierungspulse beschleunigt. Dies bedeutet, dass der T1-Relaxationsprozess bereits vor der nächsten Anregung beginnen kann, was das SNR bei gegebener TR Zeit verbessert. Alternativ kann mittels FRFSE Sequenzen die TR unter Beibehaltung des SNR reduziert werden. Der Effekt von FRFSE Sequenzen ist am ausgeprägtesten bei Geweben mit langen T2-Relaxationszeiten, da bei diesen Geweben am Ende des Echozuges relativ viel Magnetisierung in der Transversalebene zurückbleibt. Deshalb sind FRFSE Sequenzen besonders zur Akquisition stark T2-gewichteten MR Bildern geeignet.

### 8.2 Single-Shot-Fast-Spine-Echo(SSFSE)-Sequenz

---

Die *Single-Shot-Fast-Spinecho* (SSFSE)- oder *Half-Fourier-Acquisition-Single-Shot-Fast-Spinecho*(HASTE)-Sequenzen sind sehr schnelle Sequenzen mit Messzeiten von 1 s oder weniger. Die Messungen basieren auf der Technik der unvollständigen Abtastung des K-Raumes (»Fractional-Echo« und »Partial-Fourier-Technik«). »Single Shot« bedeutet, dass die Hälfte des K-Raumes mit einem einzigen HF-Puls gefüllt wird. Durch die Schnelligkeit ist die Sequenz wenig anfällig für Bewegungsartefakte. SSFSE- und HASTE-Bilder mit längerer Echozeit haben nur ausreichend Signalintensität für Kompartimente mit langen TE-Zeiten, d. h. Kompartimente mit freier Flüssigkeit. Gewebe mit kurzen und intermediären T2-Zeiten werden nicht abgebildet. Diese Sequenzen sind deshalb geeignet für die MR-Myelographie, MR-Urographie und die MR-Cholangiopankreatikographie (MRCP).

### 8.3 Schnelle (Fast) oder Turbo-Inversion-Recovery (Fast STIR)-Sequenzen

---

Die Veränderung von IR-Sequenzen durch Modifikation der Echozüge ist besonders wirksam, da IR-Sequenzen besonders lange TR-Zeiten haben, damit eine volle T1-Relaxation ermöglicht wird. Der initiale 180°-Puls und die Inversionszeit sind genau gleich wie bei konventionellen STIR-Sequenzen, jedoch gibt es nun einen Echozug nach dem 90°-Puls, wobei jedes Echo einen anderen Phasenkodierungsgradienten hat.

## 8.4 Schnelle Gradientenecho(GRE)-Sequenzen

Schnelle GRE-Sequenzen (als »Turbo-Gradientenecho« oder »ultraschnelle Gradientenecho« bezeichnet) erreichen in Kombination mit moderneren Gradientensystemen (aktive Abschirmung) Echozeiten bis unter 1 msec und Repetitionszeiten um 5 msec und weniger. Die Sequenz sieht nicht anders aus als eine normale, wird aber »schneller« geschaltet und verwendet einige mathematische Tricks. Im Vordergrund stehen dabei die Techniken der unvollständigen K-Raum-Abtastung (Messung des partiellen Echos (»Fractional Echo«) und »Partial-Fourier-Technik«). Die Bildqualität ist exzellent, obwohl eine Schicht in sehr geringer Zeit aufgenommen werden kann. Eine solche Sequenz eignet sich hervorragend für kontrastmittelverstärkte Untersuchungen, z. B. dem Verfolgen eines einfließenden Kontrastmittelbolus. Im klinischen Alltag werden schnelle GRE üblicherweise als T1-gewichtete Sequenzen mit Fettsuppression gefahren, wobei die Fettsuppression durch »Spoiling« erreicht wird (Spoiling; ► Kap. 9). Typischerweise werden schnelle GRE Sequenzen in Atemanhalte-Technik und mit paralleler Bildgebung (parallele Bildgebung; ► Kap. 10) durchgeführt.

Schnelle »gespoilte« T1-gewichtete GRE-Sequenzen werden heute vor allem für die Kontrastmittel-unterstützte MR-Angiographie (► Kap. 11) und für die dynamischen Bildgebung des Abdomens nach intravenöser Gabe von Gadolinium-haltigen Kontrastmitteln (z. B. Bildgebung der Leber) eingesetzt. Je nach Sequenz können diese Sequenzen zwei-(2D-) wie auch dreidimensionale (3D-)Datensätze liefern, wobei der Trend zu Sequenzen geht, welche die Erfassung von 3D-Volumina ermöglichen. 3D-Aufnahmen erlauben in der Regel die Akquisition von dünneren Schichten ohne Schichtabstand mit besserem SNR im Vergleich zu 2D-Aufnahmen. Zudem sind 3D-Sequenzen auch in der Bildnachverarbeitung (Postprocessing) für die Generierung von sekundären Reformationen bzw. Rekonstruktionen und dem Durchführen von anderen Techniken wie Maximums-Intensitätsprojektionen (MIP), Volume-Rendering etc. vorteilhaft.

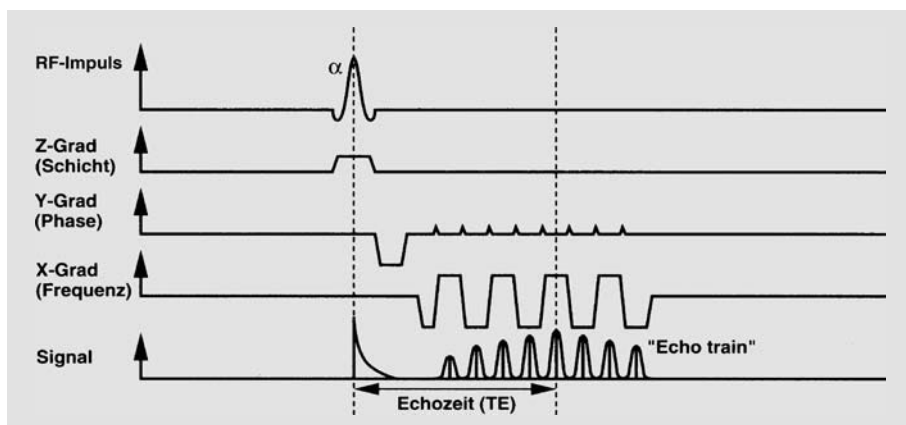
Schnelle spoiled GRE-Sequenzen für die MR-Angiographie verwenden einen kleinen Flip-Winkel, typischerweise weniger als 45°, um eine optimale T1-Gewichtung zu erreichen. Damit kann das SNR verbessert werden, da ja bei kurzen Repetitionszeiten (TR) auch wenig Zeit für die T1-Relaxation besteht (Sättigung; ► Kap. 3).

Volumetrische spoiled fett-gesättigte 3D-Sequenzen (wie LAVA, THRIVE, VIBE) haben eine breite Anwendung in der Diagnostik von Abdomen, Becken und Thorax gefunden. In Kombination mit paralleler Bildgebung ermöglichen sie eine hohe örtliche Auflösung in kurzer Akquisitionszeit. Im Gegensatz zu den schnellen 3D-Sequenzen, die für die MR-Angiographie verwendet werden, verwenden diese Sequenzen einen noch niedrigeren Flip-Winkel (ca. 15°). Der niedrigere Flip-Winkel resultiert in einem stärkeren Hintergrundsignal und einer homogenen Ausleuchtung. Volumetrische spoiled fett-gesättigte 3D GRE-Sequenzen wie LAVA, THRIVE, VIBE sind heute meist Standard von Bildgebungsprotokollen von Abdomen, Thorax und Becken insbesondere für die dynamischen kontrastmittelverstärkten Sequenzen. Für die dynamische Leberbildgebung bedeutet dies, dass mit diesen Sequenzen nach intravenöser Gabe von Gadolinium basierten extrazellulären Kontrastmittel in der gleichen Sitzung T1-gewichtete fettsupprimierte MR Bilder der verschiedenen Kontrastmittelpasen (hepatisch arterielle, portalvenöse und extrazelluläre Phase) akquiriert werden können. Morphologisch ähneln diese Bilder einem multiphasisch akquirierten kontrastmittelverstärkten CT mit gutem Gefäßkontrast kombiniert mit dem inhärentem Weichteilkontrast von MRI.

## 8.5 Echoplanare (EPI-) Sequenz

Der Vorteil von EPI-Sequenzen ist die sehr schnelle Akquisitionszeit. Deshalb ist sie sehr gut für dynamische und funktionelle Bildgebung geeignet. Die Echos werden durch wiederholtes Hin- und Herschalten des Frequenzgradienten erzeugt, man spricht, wie bei den FSE-Sequenzen, von einem Echozug, der aus bis zu 128 Echos bestehen kann (■ Abb. 34). Damit kann ein Bild mit Auflösung  $256 \times 128$  mit einer einzigen Anregung (»One-Shot«, ein Schuss) in 70 msec aufgenommen werden, d. h. 16 Bilder pro Sekunde! EPI hat allerdings mit einigen Problemen zu kämpfen, die bislang den Einsatz in der klinischen Routine verhindert haben:

- Da EPI auf der GRE-Sequenz basiert, kann es Feldinhomogenitäten nicht ausgleichen, sondern muss einen Signalabfall mit  $T_2^*$  akzeptieren.
- Durch das repetitive Schalten des Frequenzgradienten werden zusätzliche Inhomogenitäten erzeugt, die sich mit der Zeit aufaddieren und zu geometrischen Verzerrungen des MR-Bildes führen.
- Wegen des raschen Signalabfalls mit  $T_2^*$  bleibt zur Aufnahme der Echos nur wenig Zeit. Will man eine brauchbare Anzahl Messungen in der verfügbaren Zeitspanne machen, so wird ein sehr starker und schneller Gradient benötigt. Dies bereitet einerseits technische Schwierigkeiten (die Gradientenspule hat eine elektrische »Trägheit«, die dem raschen Schalten entgegenwirkt), andererseits können die rasch wechselnden Magnetfelder auch zu Nervenstimulationen führen, und zum Dritten werden die Gradientenspulen bei dieser Belastung so laut, dass die untersuchte Person einen Gehörschutz benötigt!
- Der Bildkontrast ist oft recht gering, da bei einer Single-Shot-Aufnahme keine Repetition erfolgt und demzufolge kein  $T_1$ -Einfluss feststellbar ist. Dem kann mit einem Vorsättigungsimpuls begegnet werden, allerdings leidet dann der schon geringe Rauschabstand noch mehr.



■ Abb. 34. Echoplanar-Sequenz: Wie beim Fast-Spinoecho werden mehrere (in diesem Beispiel acht) Echos mit verschiedenen Phasenkodierungen erzeugt. Im Gegensatz zum Fast-Spinoecho verwendet aber Echoplanar keine  $180^\circ$ -Impulse, sondern erzeugt die Echos wie beim Gradientenecho mit dem Frequenzgradienten. Dies erfordert kräftige Verstärker, da der Frequenzgradient sehr schnell hin und her geschaltet werden muss. Die Spitzen des Phasengradienten heißen »Blips«

## 8.6 Hybridsequenz

---

Mehrere Pulssequenz-Techniken bestehen aus einer Kombination, oder einem »Hybrid«, von SE- und GRE-Methoden. Dazu gehören Bildgebung mit Gradienten- und Spinecho(GRASE)-Sequenzen sowie die Bildgebung mit Spiralsequenzen.

## 8.7 Gradient and Spinecho(GRASE)-Sequenz

---

Die GRASE-Sequenz besteht aus einer Kombination von FSE- und einer EPI-Sequenz. Mit einer Serie von  $180^\circ$ -Impulsen werden mehrere Spin Echos erzeugt (wie bei FSE), aber pro Echo erfolgen durch Hin- und Herschalten des Frequenzgradienten mehrere Messungen (wie bei EPI). Durch die bessere Ausnutzung der zeitraubenden  $180^\circ$ -Impulse ist diese Sequenz noch schneller als eine FSE Sequenz. Trotzdem verschlechtert sich die Bildqualität nicht, denn der Signalabfall erfolgt mit T2 und nicht mit T2\*, und auch das Kontrastverhalten bleibt erhalten, wie wir dies von den konventionellen Spinecho-Sequenzen her kennen.

## 8.8 Spiralsequenz

---

Bei Spiralsequenzen wird der K-Raum spiralförmig gefüllt. Grundlage der Spiralsequenzen sind GRE-Sequenzen, welche mit zwei oszillierenden Gradienten kombiniert werden. Spiralsequenzen scheinen ihr Potenzial vor allem in der Echtzeitbildgebung des Herzens zu haben.

## 8.9 Echozeit und T2-Kontrast in schnellen Sequenzen

---

Bei den konventionellen SE- und GRE-Sequenzen wird nur ein Echo pro Anregung erzeugt. Schlussendlich haben alle Echos, die zum Aufbau eines Bildes gemessen wurden, die gleiche Echozeit und somit die gleich starke T2-Gewichtung. So ein Bild hat deshalb eine genau definierte T2-Gewichtung.

Bei den schnellen Techniken FSE und EPI ist das anders. Mit jeder Anregung werden ja mehrere Echos erzeugt, die unterschiedliche Echozeiten und deshalb verschieden starke T2-Gewichtungen haben. In einem solchen Bild kommen also *mehrere T2-Gewichtungen* vor. Darum bestimmen wir eines dieser Echos als dasjenige, das hauptsächlich den T2-Kontrast beeinflussen soll (in  Abb. 34 ist es das dritte von vier Echos). Seine Echozeit nennen wir *effektive Echozeit (effektives TE)*, müssen uns aber immer bewusst sein, dass der T2-Kontrast nicht ausschließlich von dieser, sondern auch noch von anderen Parametern bestimmt wird.

Technisch erreichen wir das, indem wir die Messung so planen, dass das gewünschte Echo in die Mitte des K-Raumes (► Kap. 4) zu liegen kommt. Die dort gespeicherten Daten beeinflussen nämlich den Bildkontrast am stärksten.

# Techniken zur Fettsuppression

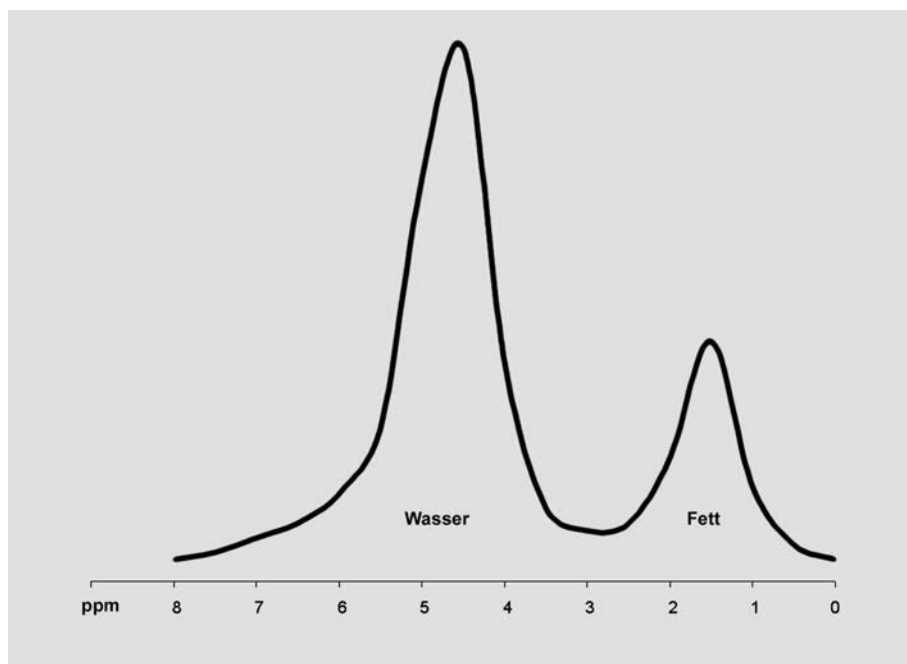
In der klinischen MR-Bildgebung stehen folgende Techniken zur Unterdrückung des Fett-Signals zur Verfügung:

- Fettsuppression durch Nutzen der chemischen Verschiebung zwischen Wasser und Fett
- Frequenzselektive Fettsuppression
- T1-abhängige Fettsuppression (STIR)
- Spectral Presaturation with Inversion Recovery (SPIR)

## 9.1 Fettsuppression durch Nutzen der chemischen Verschiebung zwischen Wasser und Fett

Wie in den vorhergehenden Kapitel besprochen, besteht eine leicht unterschiedliche Resonanzfrequenz für gleichartige Atomkerne, die in unterschiedlichen Molekülen oder Molekülorten gebunden sind. Die Tatsache, dass die Resonanzfrequenz von Protonen von der molekularen Umgebung abhängt, wird als *Chemische Verschiebung (Chemical Shift)* bezeichnet. Die chemische Verschiebung zwischen Protonen in Hz ist proportional zur Magnetfeldstärke, wo sie sich befinden. Die Differenz der Resonanzfrequenz der Protonen wird auch in »parts per million« (ppm) ausgedrückt. Die Einheit ppm ist unabhängig von der Magnetfeldstärke.

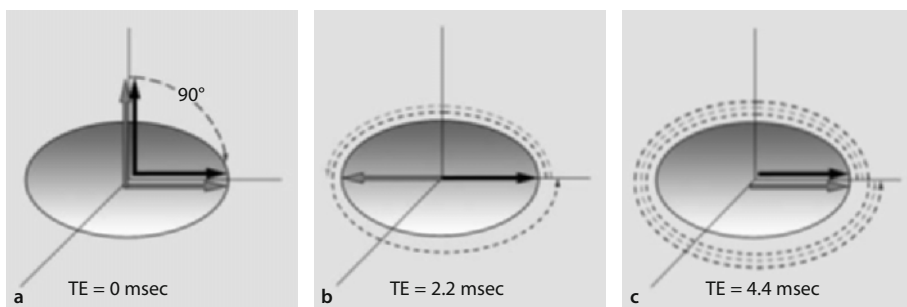
Im klinischen Alltag hat die chemische Verschiebung zwischen Protonen in Wasser- und Methylenprotonen, welche in langkettigen Fettsäurenketten (z. B. Triglyzeride) gebunden sind am meisten Bedeutung. Der Frequenzunterschied zwischen der Resonanz der Wasserprotonen und der Methylenprotonen der Fettsäureketten beträgt 225 Hz oder 3,5 ppm bei einer äußeren Feldstärke von 1,5 T (■ Abb. 35). Wenn die Protonen im Wasser und die Protonen im Fett im gleichen Voxel sind, dann wird sich der Unterschied in der Präzessionsfrequenz als Phasendifferenz zwischen den Protonen in Fett und Wasser äußern, nachdem beide Protonen in die XY-Ebene ausgelenkt wurden bzw. die transversale Relaxation erreicht haben. Da die Protonen in Wasser eine höhere Resonanzfrequenz als die Protonen in Fett haben, wird die Phase für Wasserprotonen größer als diejenige von Protonen in Fett sein. Am Zeitpunkt 0 (Beginn der transversalen Relaxation) sind die



■ **Abb. 35.** Ursache des chemischen Verschiebung zwischen Fett und Wasser: Die Resonanzfrequenz von Protonen in Wasser und Fett liegen bei 1,5 T 220 Hz oder 3,5 ppm auseinander

Protonen in Wasser und Fett in Phase (»in-phase«). Mit der Zeit geraten sie außer Phase, was auch als »opposed phase« oder »out-of-phase« bezeichnet wird. Bei einer Magnetfeldstärke von 1,5 T sind 2,2 msec nach der Anregung (Echozeit) die Phasen von Wasser- und Fettprotonen um  $180^\circ$  entgegengesetzt (»opposed phase« oder »out-of-phase«). Nach einer Echozeit von 4,4 msec ist die Phasendifferenz wieder 0, d. h. die beiden Protonen sind wieder in Phase (»in-phase«). Nach weiteren 2,2 msec sind die Protonen wieder »out-of-phase« usw. Auf das MR-Bild bezogen bedeutet dies, dass die transversale Magnetisierung bei »In-phase«-Bedingung die Wasser- und Fettmagnetisierung sich addieren und zu einem starken Signal beitragen, während sich in der »Out-of-phase«-Situation die transversale Magnetisierung von Wasser und Fett in einem Voxel subtrahieren (■ Abb. 36). Dies gilt natürlich nur, wenn die Fett- und Wasserprotonen im gleichen Voxel sind. Dieser Sachverhalt kann zur Gewebscharakterisierung in der MR-Bildgebung benutzt werden: Enthält z. B. eine Organläsion Fett, dann zeigt sich dies durch einen Abfall des Binnensignal der Läsion im »Out-of-Phase«-MR-Bild verglichen mit dem »In-phase«-MR-Bild. Diese Art von Bildgebung, welche auch als *Chemical Shift Imaging* bezeichnet wird, ist von klinischer Bedeutung beispielsweise bei der Charakterisierung von Nebennierenläsionen, wo das Vorhandensein von Fett innerhalb der Läsion ein wichtiges Kriterium für die Dignitätsbestimmung der Läsion ist.

Die beschriebene chemische Verschiebung von Fett und Wasser kann auch zur Fettsuppression benutzt werden. Diese Methode ist in der Literatur als *Dixon-Technik*



■ **Abb. 36a–c.** Phasendifferenz von Fett (grauer Pfeil) und Wasser (schwarzer Pfeil) in Abhängigkeit von der Echo-Zeit (TE). Die TE-Werte gelten für ein 1,5-T-MR-System. Die Vektoren der Transversalmagnetisierung von Fett und Wasser sind bei TE=2,2 msec (b) entgegengesetzt oder außer Phase (Out-Phase), was in einem schwachen MR-Signal resultiert. (c) Bei einer TE=4,4 msec ist die Transversalmagnetisierung von Wasser und Fett in Phase, was sich in einer Summation des Signals ausdrückt

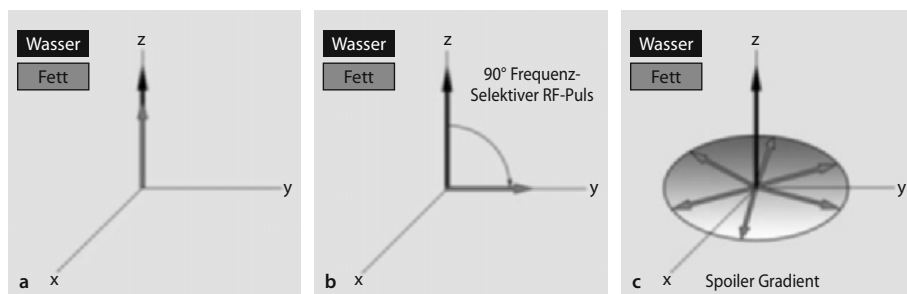
bekannt und kann dazu benutzt werden, um Wasser oder Fett selektiv zu unterdrücken. Dixon beschrieb eine Technik, wo zwei Bilddatensätze akquiriert wurden: ein Bilddatensatz wird unter »In-phase«-Bedingungen und ein zweiter in »Out-phase«-Bedingungen akquiriert. Die Signalintensitäten dieser beiden Bilder (Bild 1 und Bild 2) kann beschrieben werden als:

- Bild 1 = Wasser und Fett und
- Bild 2 = Wasser – Fett

Durch Addition von Bild 1 und Bild 2 kann ein »Wasser«-Bild und durch Subtraktion von Bild 1 minus Bild 2 kann ein reines Wasser und reines Fett-Bild rekonstruiert werden.

## 9.2 Frequenzselektive Fettsuppression

Da Wasser und Fett eine unterschiedliche Resonanzfrequenz haben, ist es möglich, selektiv den spektralen Peak von Wasser oder Fett mit einem frequenzselektiven HF-Impuls zu sättigen. In diesem Fall wird zu Beginn der Puls-Sequenz ein HF-Puls eingestrahlt, welcher das Fett sättigt. Bei »echten Sättigungsmethoden«, wird ein HF-Puls eingestrahlt, nachdem durch die Kalibration der spektrale Fett-Peak exakt bestimmt wurde. Diese Art der Sättigungs-Technik wird heute vorwiegend noch in der MR-Spektroskopie durchgeführt, in der klinischen Routine hat sich die Technik des »Spoiling« zur Fettsuppression durchgesetzt. Beim »Spoiling« wird ein kurzer, frequenzselektiver RF-Puls eingestrahlt, welcher die Magnetisierung der Protonen im Fett in die transversale Ebene legt. Während der transversalen Magnetisierungsphase des Fettes wird ein Gradient eingeschaltet (»Spoiler-Gradient«), welche die transversale Magnetisierung zersört. Zurück bleibt nur noch die longitudinale Magnetisierung des Wassers (■ Abb. 36 und 37). Bei gewissen gespoilteten 3D-GRE-Sequenzen wie z. B. der LAVA-Sequenz (Liver Acquisition with Volume Acquisition) werden mehrmals, d. h. vor jedem Phasenkodierschritt in Schichttrich-



■ **Abb. 37.** Frequenzselektive Fettsuppression. **a** Ein für Fett frequenzselektiver 90°-RF-Puls wird eingestrahlt und klappt den Magnetisierungsvektor von Fett in die transversale Ebene (**a**, **b**). Die Fett-Spins beginnen zu dephasieren, wobei die Dephasierung durch einen Spoiler-Gradient beschleunigt wird und somit am Ende nur noch die Längsmagnetisierung des Wassers übrig bleibt (**c**)

ung, ein frequenzselektiver HF-Impuls zur Fettsuppression eingestrahlt. Dies ermöglicht eine sehr homogene Fettsättigung.

In der Regel ist die frequenzselektive Technik zur Fettunterdrückung an Hochfeld-Systemen geeignet, bei Niederfeld-Systemen werden STIR-Sequenzen zur Fettsuppression bevorzugt.

### 9.3 Short-Time Inversion Recovery (STIR)

STIR-Sequenzen sind zur Unterdrückung des Fettsignal sehr geeignet und bieten bei allen Feldstärken eine zuverlässige Fettsuppression. Vor allem bei Niederfeld-Geräten wird die STIR-Sequenz oft zur Erzeugung von fettsupprimierten Bildern eingesetzt. STIR-Sequenzen zur Fettsuppression werden auch überall dort eingesetzt, wo mittels frequenzselektiver Fettsuppression keine verlässliche Fettunterdrückung erreicht werden kann. Die Basisphysik der STIR-Sequenz ist weiter vorne exakt beschrieben (► Kap. 7.5).

### 9.4 Spectral Presaturation with Inversion Recovery (SPIR)

*SPIR* ist ähnlich STIR eine Inversionstechnik zur Unterdrückung des Fettsignals. Im Gegensatz zur STIR-Sequenz, welche mit einem 180°-Sättigungspuls beginnt, ist der initiale Puls bei SPIR exakt ein auf den Fett-Peak abgestimmter frequenzselektiver Puls. Ein wichtiger Punkt ist die Tatsache, dass SPIR keine eigene Pulssequenz ist. SPIR ist vielmehr ein Zusatz, welcher Pulssequenzen vorangestellt werden kann. Typischerweise wird SPIR mit einer T1-gewichteten Sequenz kombiniert, um fettsupprimierte MR Bilder zu erhalten.

# Parallele Bildgebung

*Klaas Prüssmann*

## 10.1 Hintergrund

---

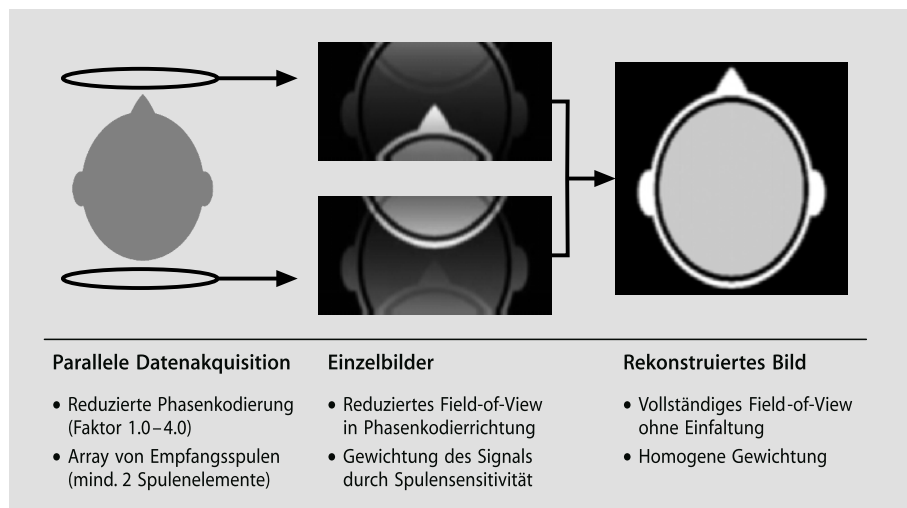
In den bereits vorgestellten schnellen Pulssequenzen werden die notwendigen Phasenkodierschritte in schnellerer Folge ausgeführt als in den elementaren Sequenzen. Auf diese Weise werden wesentlich kürzere Aufnahmezeiten erreicht als mit den konventionellen Techniken. Allerdings hat die Beschleunigung der Datenakquisition Grenzen. Die Geschwindigkeit aller schnellen Sequenzen hängt unter anderem entscheidend von der Stärke und der Schaltrate der Frequenz- und Phasenkodiergradienten ab. Zu schnelles Schalten starker Gradientenfelder erzeugt übermäßig starke elektrische Wirbelfelder im Gewebe, welche zur Stimulation peripherer Nervenzellen führen können. Dadurch sind dem Einsatz immer schnellerer Gradientensysteme physiologische Grenzen gesetzt.

Als weiterer kritischer Faktor kommt die Erwärmung des Gewebes durch die Hochfrequenz-Anregungspulse hinzu (spezifische Absorptionsrate, SAR). Zur Sicherheit der Patienten ist die absorbierte Energie pro Zeiteinheit durch Grenzwerte limitiert. Auch diese Grenzwerte können bei der Verwendung großer Pulswinkel die Geschwindigkeit der Akquisition einschränken.

## 10.2 Prinzip der parallelen Bildgebung

---

Angesichts dieser Limitationen bildet die parallele Bildgebung eine interessante methodische Ergänzung. Sie basiert auf der gleichzeitigen Signaldetektion mit mehreren Empfangspulen, die meist nebeneinander und nah an der Körperoberfläche platziert werden. Mit einem solchen so genannten Spulenarray lässt sich ein weiterer Geschwindigkeitsgewinn erzielen, dies allerdings auf grundlegend andere Weise als mit den schnellen Sequenzen. In parallelen Methoden wird nicht die Abfolge der Phasenkodierschritte weiter beschleunigt, sondern stattdessen deren Anzahl reduziert. Die gewünschte Zeitersparnis wird damit ohne höhere Schaltraten der Gradienten und ohne vermehrte Geweberwärmung erreicht.



■ **Abb. 38.** In der parallelen Bildgebung wird das MR-Signal mit mehreren Empfangsspulen gleichzeitig detektiert. Dies erlaubt es, die Schrittweite der Phasenkodierung zu erhöhen und so die Akquisition insgesamt zu beschleunigen. In Einzelspulenbildern führt die reduzierte Akquisition zur Einschränkung des Field-of-View und der typischen Einfaltung überstehender Bildanteile. Durch Kombination der Einzelbilder kann jedoch ein vollständiges Bild ohne Faltungsartefakte rekonstruiert werden

Die Reduktion der Phasenkodierung erfolgt konkret durch die Vergrößerung des Abstandes der Kodierschritte im K-Raum. Wird der Abstand z.B. verdoppelt, so wird die maximale Phasenkodierung mit nur der Hälfte der Schritte und damit in der Hälfte der Zeit erreicht. In der rein gradientenbasierten Bildgebung führt eine solch reduzierte Akquisition zur Verkleinerung des Field-of-View in der Richtung der Phasenkodierung (■ Abb. 38). Überstehende Bildanteile erscheinen dabei am gegenüberliegenden Bildrand als Faltungsartefakte.

Bei der Vermeidung der Faltungsartefakte spielt nun die parallele Detektion die entscheidende Rolle. Von jedem Element des Spulenarrays erhält man ein separates Bild mit reduziertem Field-of-View. In diesen Einzelbildern sind durch die Faltung verschiedene Bildanteile überlagert und dadurch nicht unterscheidbar. Allerdings geschieht die Überlagerung mit verschiedenen Gewichtungen, die von der räumlichen Empfindlichkeit des jeweiligen Spulenelements abhängen. In ■ Abb. 38 ist z.B. die vordere Spule empfindlicher für das Gesicht, während die hintere vor allem den Hinterkopf abbildet. Dank dieser verschiedenen Perspektiven ist es möglich, die überlagerten Bildanteile mathematisch zu trennen und so ein faltungsfreies Bild im ganzen Field-of-View zu rekonstruieren. Für die hierzu notwendige Signalverarbeitung gibt es verschiedene Formalismen (z.B. SENSE, GRAPPA), die jedoch in der Regel zu ähnlichen Ergebnissen führen. Im Unterschied zur konventionellen MRT mit reiner Fourier-Rekonstruktion führt die besondere Mathematik der parallelen Bildgebung dazu, dass die Stärke des Rauschens im Bild variiert. Dies ist bei der radiologischen Analyse der Bilder und insbesondere bei der Bestimmung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) zu berücksichtigen.

### 10.3 Besondere Anforderungen

---

Für die parallele Bildgebung benötigt man auf der Geräteseite in erster Linie ein geeignetes Array von Empfangsspulen. Diese sollten nah an den abzubildenden Strukturen platziert werden und sie vorzugsweise umgeben, um möglichst verschiedene Perspektiven zu erhalten. Wichtig ist weiterhin, dass sich die Empfindlichkeitsprofile der Arrayelemente während einer Untersuchung nicht erheblich verändern. Um diese Anforderungen zu erfüllen werden meist starre Anordnungen verwendet, die spezifisch für einzelne Körperteile optimiert sind, wie z. B. für Kopf, Schulter, Wirbelsäule, Handgelenk oder Knie. Für die parallele Bildgebung von Thorax und Abdomen werden allerdings auch flexible Arrays verwendet, die sich am Patienten individuell fixieren lassen.

Die Zahl der Spulenelemente variiert je nach Anwendung typischerweise zwischen 2 und 16, wobei mehr Elemente grundsätzlich ein höheres SNR liefern und stärkere Beschleunigungen erlauben. Im Forschungsbereich wird derzeit mit Arrays von bis zu 128 Elementen experimentiert. Für den Betrieb des Spulenarrays benötigt man schließlich eine entsprechende Anzahl unabhängiger Empfangskanäle am MR-Gerät. Um die Zahl der benötigten Kanäle zu begrenzen bieten einige Geräte die Möglichkeit, aus einer großen Zahl von montierten Spulenelementen für eine gegebene Aufnahme nur die jeweils wichtigsten zur Datenakquisition auszuwählen.

**Für die zuverlässige Bildrekonstruktion ist es bei parallelen Techniken entscheidend, die kodierende Wirkung der individuellen Empfangssensitivitäten präzise zu bestimmen. Dies kann durch eine Kalibration zum Beginn der Untersuchung oder durch eingebettete Referenzmessungen während der eigentlichen Bildakquisition geschehen.**

### 10.4 Anwendungsbereich

---

Die parallele Akquisition lässt sich mit praktisch allen bekannten Sequenzen und Kontrastmechanismen kombinieren und zu deren Beschleunigung einsetzen. Von zentraler Bedeutung ist dabei, dass die Beschleunigung den Bildkontrast in der Regel nicht verändert. Daher können parallel akquirierte Bilder nach den gleichen Kriterien interpretiert werden wie ihre herkömmlichen Pendanten.

Der Geschwindigkeitsgewinn ergibt sich direkt aus der Reduktion der Phasenkodierung. Der Faktor, um den der Abstand der Phasenkodierschritte erhöht wird, ist gleich dem *Beschleunigungsfaktor*. Dieser kann beliebige ganzzahlige oder gebrochene Werte annehmen und variiert in klinischen Anwendungen meist zwischen 2,0 und 4,0. Die Grenze der Beschleunigung ist mathematischer Natur und widerspiegelt die Tatsache, dass die Verschiedenheit der Empfindlichkeitsprofile im Gewebe limitiert ist. Eine Ausnahme bilden 3D-Verfahren, die mit zwei Phasenkodierrichtungen mehr Spielraum für die Beschleunigung bieten. Zu hohe Beschleunigungsfaktoren äußern sich generell in geringem SNR mit lokal überhöhtem Rauschen oder Faltungsartefakten.

Auf kommerziellen MR-Geräten werden parallele Methoden derzeit unter den Bezeichnungen SENSE, IPAT, ASSET und SPEEDER angeboten und in der klinischen Bildgebung vielseitig eingesetzt. Eine erste Klasse von Anwendungen bilden Aufnahmen,

in denen besonders große Mengen an Bildinformation (hohe Auflösung, viele Schichten, 3D) in zumutbarer Zeit gewonnen werden müssen. Dies trifft auf viele anatomische und insbesondere angiographische Untersuchungen zu. Häufig wird die Parallelisierung auch eingesetzt, um für Patienten das Anhalten des Atems zu verkürzen oder um die zeitliche Auflösung z. B. der Herzbewegung oder einer Kontrastmittelpassage zu erhöhen. Ein drittes Anwendungsgebiet für die parallele Bildgebung ist die Unterdrückung von Bildfehlern. Die Reduktion der Aufnahmedauer verringert generell die Gefahr von Bewegungsartefakten. In Sequenzen mit langen Akquisitionsintervallen kann außerdem durch die Verkürzung des Auslesezugs der Einfluss diverser Fehlerquellen reduziert werden. Dies gilt besonders für die echoplanare Bildgebung (EPI), bei der Inhomogenitäten des statischen Magnetfelds und Relaxation während der Akquisition häufig zu erheblichen Artefakten und Verlust an Auflösung führen. Als wirksame Abhilfe gegen diese Probleme hat sich die Parallelisierung speziell in der Diffusionsbildgebung etabliert. Durch besonders schnelles Umschalten der Gradientenfelder ist EPI außerdem eine der lautesten gebräuchlichen Sequenzen. Bei Bedarf bietet sich die parallele Akquisition hier alternativ als Mittel zur Lärmreduktion an. Denn durch die Verkürzung des Auslesezugs bei gleichbleibender Dauer kann die Schaltrate der Gradienten reduziert werden.

Generell sollte der Einsatz einer parallelen Methode immer dann in Betracht gezogen werden, wenn eines der vorgenannten Motive vorliegt. Eine weitere Bedingung ist allerdings, dass die geplante Sequenz eine gewisse SNR-Reserve aufweist. Diese ist notwendig, weil die Reduktion der Akquisitionsdauer mit Ausnahme weniger spezieller Situationen einen SNR-Verlust mit sich bringt.

# Kardiovaskuläre Bildgebung

Daniel Nanz

Das Blutkreislauf-System kann mit der Magnetresonanztomographie auf unterschiedlichen Ebenen untersucht werden.

*Gefäße* lassen sich direkt abbilden (MR-Angiographie, MRA) und im Hinblick auf anatomische Besonderheiten, Verengungen, Ausweitungen oder Dissektionen untersuchen. Dieses Gebiet ist in den letzten Jahren durch die Einführung von Kontrastmitteln stark beeinflusst worden, welche auch zeitaufgelöste Untersuchungen einfacher gemacht haben. Die Magnetresonanz kann nicht nur das Blut in den Gefäßen abbilden, sondern auch Gefäßwände und ihre pathologischen Veränderungen darstellen.

Blutgefäße und Kapillaren mit Durchmessern deutlich unter einem Millimeter können normalerweise nicht direkt abgebildet werden. Es ist jedoch möglich, das Signal eines Gewebes vom Grad seiner Durchblutung abhängig zu machen und so relative regionale Unterschiede der Organperfusion direkt sichtbar zu machen.

Auswirkungen von *Durchblutungsstörungen* bei einem Hirnschlag lassen sich schon Minuten nach dem Auftreten der ersten Symptome auf diffusionsgewichteten MR-Bildern beurteilen. Dabei gibt die Signalstärke Auskunft über die Beweglichkeit der Wassermoleküle auf einer mikroskopisch kleinen Ebene.

Im Hirn lässt sich eine durch »Hirnaktivität« verursachte Veränderung der *Sauerstoffsättigung* des Kapillarblutes mit der funktionellen MR-Tomographie indirekt beobachten.

Die MR-Bildgebung am Herzen zeichnet sich durch einige Besonderheiten aus. Mit einer Kombination mehrerer MR-Aufnahmen des *Herzmuskels* können breitgefächerte klinische Fragestellungen beantwortet werden.

## 11.1 Angiographie

Angiographische Techniken sind dafür optimiert, das Blut und seine Umgebung mit möglichst unterschiedlichen Signalstärken abzubilden. Drei der vorgestellten Techniken (»Time-of-Flight«-, Phasenkontrast- und »Black-Blood«-MRA) gelingt das, wenn sich das Blut schneller als seine Umgebung bewegt. Die vierte Technik, die kontrastmittelunterstützte MRA, bildet dagegen Körperregionen hell ab, in denen ein Kontrastmittel die Relaxationszeit der Wasser-Längsmagnetisierung auf Werte unter 100 msec verkürzt. Kurz nach einer direkten Injektion in das Gefäßsystem ist das nur in den Blutgefäßen der Fall.

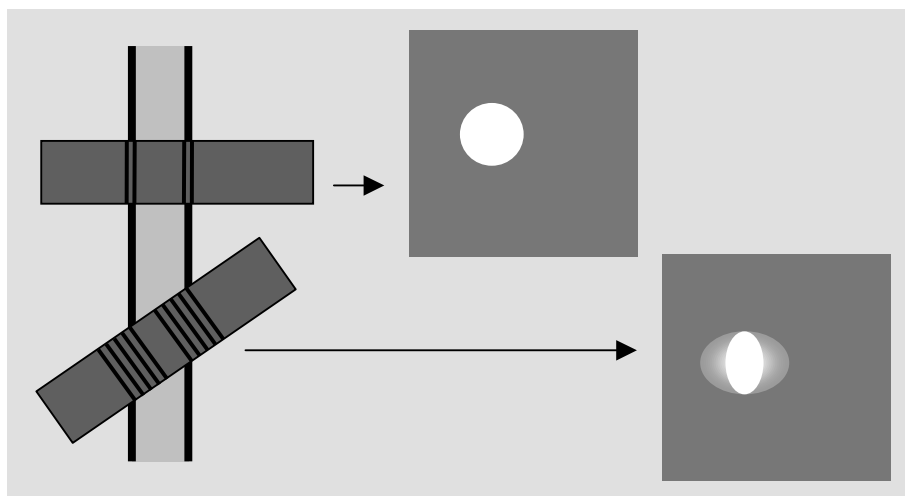
### 11.1.1 Darstellung des Blutes mit positivem Kontrast

In der klinischen Routine werden MRA-Techniken, die das Blut hell abbilden, am häufigsten eingesetzt (»Bright-Blood«-Techniken). Positiv kontrastierte Gefäße sind einfacher zu erkennen. Bei der elektronischen Nachverarbeitung können sie zudem mit weniger Aufwand auf Projektionen durch den Datensatz gut sichtbar gemacht werden. Es ist jedoch ein gemeinsamer Nachteil dieser Methoden, dass turbulent fließendes Blut meist kein Signal liefert und sich somit nicht vom Hintergrund kontrastiert. Davon sind häufig auch wichtige Gefäßabschnitte betroffen, wie z. B. Verzweigungen oder Ausflussbereiche von Verengungen. Das Problem kann im Allgemeinen nur dadurch gelindert werden, dass die Echozeit so kurz wie möglich gehalten wird.

Die angiographischen Verfahren können zwei- (2D-) wie auch dreidimensionale (3D-)Datensätze liefern, wobei auch 2D-Bilder in der Nachverarbeitung zu 3D-Volumina kombiniert werden können. 3D-Aufnahmen haben im Allgemeinen den Vorteil, dass dünnere Schichten ohne Schichtabstand und teilweise mit besserem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) abgebildet werden können. Sie können auch in der Nachverarbeitung mit guter Auflösung aus allen Richtungen betrachtet und reformatiert werden. Bei 2D-Aufnahmen werden die Schichten mit Vorteil senkrecht zur Flussrichtung der interessierenden Gefäße gelegt und der Reihe nach entgegen der Flussrichtung gemessen. So können unerwünschte Sättigungs- und Partialvolumen-Effekte minimiert werden (■ Abb. 39).

#### Time-of-Flight(TOF)-Angiographie

Die TOF-MR-Angiographie stellt (schnell) fließendes Blut hell dar, dessen Flussrichtung durch die Abbildungsebene hindurch führt. Schwerpunktmäßig wird sie heute mit axialer



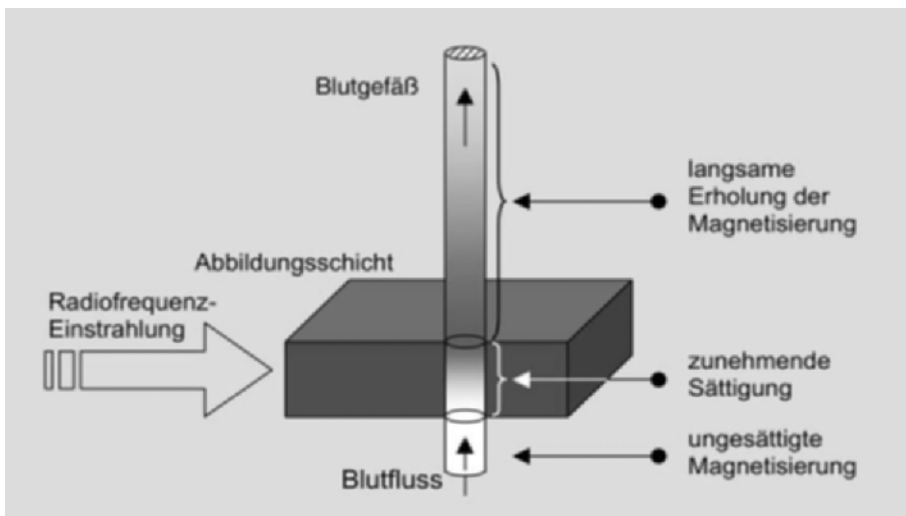
■ Abb. 39. Partialvolumeneffekte beim Kippen der Abbildungsschicht aus der Ebene, die senkrecht auf die Gefäß-Längsachse steht. Der Gefäßdurchmesser scheint in der Abbildung der gekippten Ebene verkleinert

Schichtführung für die Darstellung der Gefäßsysteme in Hals und Kopf eingesetzt (z. B. für die Karotiden und den »Circulus arteriosus Willisii«). Sie bleibt aber für Gefäße in allen Körperregionen eine Option.

Der Ausdruck »time of flight« ist wahrscheinlich von einer Massenspektroskopie-Technik übernommen worden, bei der Molekülfragmente mit unterschiedlichen Massen, aufgrund unterschiedlich langer Flugzeiten durch eine Vakuumröhre, voneinander getrennt werden. In der TOF-Angiographie sind es die Spins der Wassermoleküle, die sich im Blut durch die Gefäße bewegen. Ein Gefäß wird dann hell abgebildet, wenn kontinuierlich Spins in der Abbildungsebene durch neu hereinfließende »frische« Spins ersetzt werden (»In-flow«-Effekt (■ Abb. 40).

TOF-MRA-Sequenzen sind GRE-Sequenzen mit kurzen Repetitionszeiten (30–50 msec) und möglichst kurzen Echozeiten. Die Pulswinkel variieren von ca. 20–40° in 3D-Aufnahmen bis zu 50° oder noch größer in 2D-Aufnahmen. Die Magnetisierung von Spins, die unbewegt im abgebildeten Volumen ruhen, wird durch die in rascher Folge eingestrahnten Anregungspulse stark gesättigt (■ Abb. 11 und 12). Sie erzeugt nur ein sehr kleines Signal und stationäres Gewebe erscheint im MR-Bild dunkel. Die Magnetisierung von Spins, die mit dem Blut in die Abbildungsebene hineinfließen, ist dagegen noch nicht durch die Anregungspulse beeinträchtigt worden. Sie ist maximal groß und entspricht der Gleichgewichtsmagnetisierung. Nach der Auslenkung durch einen Puls im Abbildungsvolumen erzeugt sie ein entsprechend großes Signal.

Wenn die frisch zugeströmten Spins das Abbildungsvolumen nicht innerhalb einer TR-Periode wieder verlassen, wird ihre Magnetisierung durch nachfolgende Pulse ebenfalls weiter abgesättigt. Ihr MR-Signal wird immer kleiner, je weiter sie sich vom Eintrittsort in die Abbildungsschicht entfernen. Das kann zum Problem werden, wenn sich das Blut lange im Abbildungsvolumen aufhält. Das geschieht z. B. bei langsamem Fluss (Aneurysmen, falsche Lumen, Gefäßwandnähe, Gefäßmalformationen etc.), kurvigem



■ Abb. 40. Prinzip der TOF-Angiographie. Die Graustufen reflektieren die Größe der Längsmagnetisierung

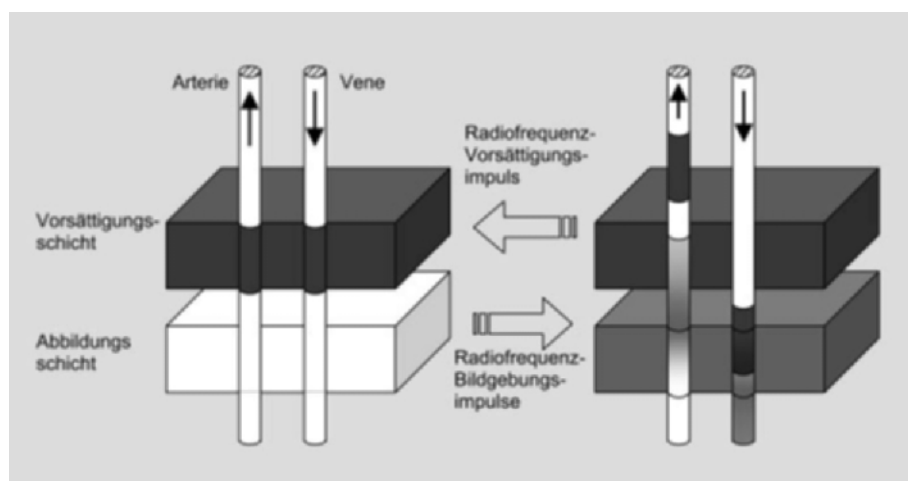
Gefäßverlauf durch das Volumen oder wenn dicke Schichten gemessen werden (vor allem 3D-Aufnahmen). Bis zu einem gewissen Grad kann der zunehmende Signalverlust durch eine allmähliche Vergrößerung des Pulswinkels kompensiert werden, den die Spins auf ihrem Weg durch das Abbildungsvolumen erfahren (»Tilted Optimized Non-Saturating Excitation«, TONE). Die Aufnahme eines dickeren 3D-Volumens kann auch in die Aufnahme mehrerer dünnerer Subvolumina aufgeteilt werden (»Multiple Overlapping Thin Slab Acquisitions«, MOTSA).

Ein maximaler »In-flow«-Effekt wird bei der Aufnahme dünner 2D-Schichten senkrecht zur Flussrichtung eines Gefäßes erzielt. 2D-Aufnahmen können deshalb bei der Untersuchung von Gefäßen mit langsamem Fluss, z. B. im portalvenösen System, vorteilhaft sein.

Probleme mit der Sättigung der Magnetisierung können auch dann entstehen, wenn ein Gefäß nicht geradlinig verläuft, sondern aus der Abbildungsebene heraus- und auch wieder in sie hineinführt. Die Signalintensität in distalen Abschnitten kann dann stark reduziert sein.

Die Signalvergrößerung durch das einfließende Blut ist unabhängig davon, von welcher Seite her der Einstrom in die Abbildungsschicht erfolgt. Deshalb können Venen in der TOF-MRA nicht ohne weiteres von Arterien unterschieden werden. Hier hilft eine regionale Vorsättigung, bei der die Magnetisierung in einer Schicht distal (Arteriographie), respektive proximal (Phlebographie) zur Abbildungsschicht vor Beginn der Datenaufnahme vollständig abgesättigt wird. Blut, das aus der Vorsättigungsschicht in das Abbildungsvolumen einströmt, wird dunkel abgebildet (■ Abb. 41).

Die Unterdrückung des Signals von ruhendem Gewebe kann durch die Sättigung der Magnetisierung im Pool der »gebundenen Protonen« (► Kap. 3.6) verstärkt werden, was in den meisten Fällen die Kontrastierung der Gefäße verbessert. Auch eine Unterdrückung des Fettsignals kann nützlich sein.



■ **Abb. 41.** Unterscheidung von Arterien und Venen in der TOF-Angiographie. Nach dem Vorsättigen der Magnetisierung in einer der Abbildungsschicht benachbarten Region wird die Signalintensität in einem Gefäß stärker abhängig von der Flussrichtung des Blutes

In der Anwesenheit von moderaten Konzentrationen eines MRA-Kontrastmittels ist die Signalintensität der Gefäße höher, die Unterscheidung von Venen und Arterien wird jedoch erschwert.

Bei der Befundung von TOF-MRA-Daten gilt es zu bedenken, dass im Allgemeinen Gefäßdurchmesser unterschätzt und Stenosen tendenziell überschätzt werden, sowie dass Gefäße mit langsamem Fluss oder kurvigem Verlauf schlecht kontrastiert sein können. Es kann umgekehrt aber auch Gewebe mit außergewöhnlich kurzen Relaxationszeiten, z. B. durch Methämoglobin in subakuten Hämatomen oder Thromben verursacht, unerwartet hell abgebildet werden.

**Zu den Pluspunkten der TOF-Angiographie zählen ihre Robustheit in der Routine und die effiziente Datenaufnahme.**

### Phasenkontrastangiographie

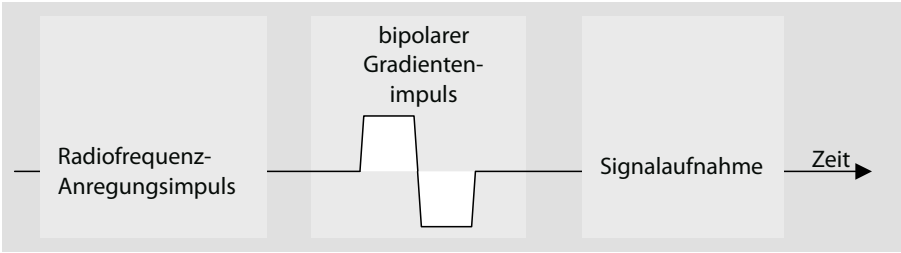
Die Phasenkontrastangiographie (»Phase-Contrast Angiography«, PC-Angiography) stellt Blut hell dar, das sich in die Richtung eines vom MR-Tomographen erzeugten Gradientenfeldes bewegt. Sowohl die Richtung wie auch die Stärke des Feldes kann bei der Datenaufnahme gewählt werden. Damit kann die Flussrichtung und auch der Bereich der Flussgeschwindigkeiten festgelegt werden, für die die Sequenz empfindlich ist. Für alle abgebildeten Voxel können gemittelte Flussgeschwindigkeiten quantitativ gemessen werden.

2D-Aufnahmen vor und hinter einer Stenose, z. B. in einer Nierenarterie, erlauben eine Schätzung des Druckabfalls über die Verengung. Mit einer Messung durch die Stenose können zudem die maximale Strömungsgeschwindigkeit und die prozentuale Einengung des Lumens ermittelt werden.

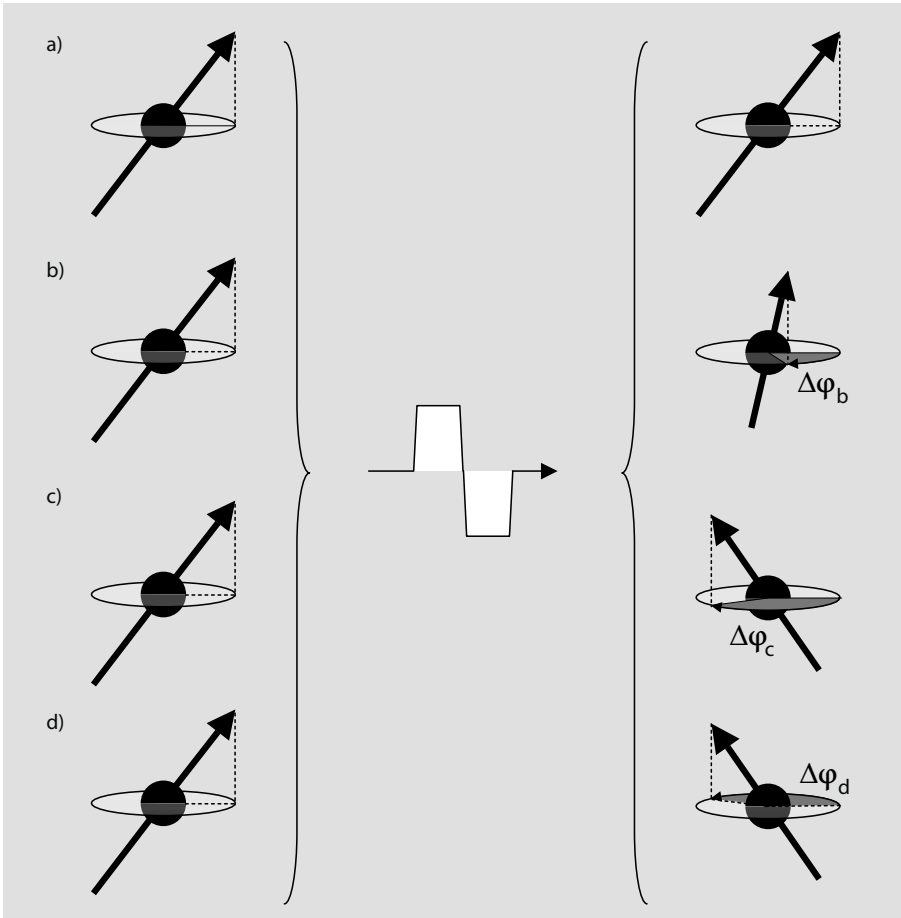
In einem anderen Beispiel kann mit einer 2D-Schichtführung durch die aufsteigende Aorta, nahe oberhalb der Aortenklappe, eine Verteilung der Ausflussgeschwindigkeiten des Blutes über den Aortenquerschnitt für »alle« (z. B. 20) Phasen des Herzschlags ermittelt werden. Dazu müssen mehrere 2D-Phasenkontrastangiogramme in Synchronisation mit dem Herzrhythmus und in unterschiedlichen Herzphasen aufgenommen werden (»CINE phase contrast imaging«). Aus solch einem Datensatz kann das Herzschlagvolumen und das Herzminutenvolumen geschätzt werden. Zudem könnte das Vorliegen einer Aortenklappeninsuffizienz festgestellt und das entsprechende Rückflussvolumen im Verhältnis zum Ausstoßvolumen quantifiziert werden. Aus dem Geschwindigkeitsprofil können auch Informationen über die an den Gefäßwänden wirkenden Scherkräfte abgeleitet werden.

3D-Phasenkontrast-Aufnahmen kommen hauptsächlich bei der Abbildung der Gefäße im Kopf zum Einsatz, wobei auch mit einer sagittalen Schichtführung sehr gute Resultate erhalten werden können.

Phasenkontrast-MRA-Sequenzen sind GRE-Sequenzen mit Repetitionszeiten im Bereich von 10 bis 20 msec und möglichst kurzen Echozeiten (ca. 5–10 msec). Die Sequenzen werden durch einen »bipolaren Gradientenimpuls«, der zeitlich zwischen der Hochfrequenz-Anregung und der Signalaufnahme angelegt wird, auf Flusseffekte empfindlich gemacht (■ Abb. 42). Er bewirkt eine Veränderung der Signalphase von sich bewegenden Spins, während das Signal von stationären Spins unverändert ist (■ Abb. 43).



■ Abb. 42. Schematische Darstellung einer PC-MRA-Sequenz



■ Abb. 43a–d. Durch einen bipolaren Gradientenimpuls verursachte Phasenänderung von ruhenden Spins (a,  $\Delta\varphi_a=0$ ), langsam entlang des Gradientenfeldes fließenden Spins (b,  $\Delta\varphi_b>0$ ), schneller fließenden Spins (c,  $\Delta\varphi_c>\Delta\varphi_b$ ), und schnell in die Gegenrichtung fließenden Spins (d,  $\Delta\varphi_d=-\Delta\varphi_b$ ). In einem Phasenkontrast-Bild kodiert der Graustufenwert eines Pixels den gemittelten Differenzwinkel,  $\Delta\varphi$ , der im entsprechenden Voxel gemessen wird

Für Spins, die beide Hälften des bipolaren Impulses am gleichen Ort erfahren, hat der Impuls nur vernachlässigbare Auswirkungen. Durch die erste Impulshälfte wird zwar die Feldstärke, die sie erfahren, verändert. Ihre Larmorfrequenz ändert sich proportional und sie drehen sich unterschiedlich weit um das äußere Magnetfeld, je nachdem wo im Gradientenfeld sie sich befinden. Da sie während der zweiten Impulshälfte immer noch am gleichen Ort sind, erfahren sie eine Feldveränderung, deren Betrag genau gleich groß ist wie in der ersten Hälfte, deren Vorzeichen jedoch umgekehrt ist. Spins, die zuvor eine Verstärkung des Feldes erfahren haben, und in der Drehung um das Feld vorausgeeilt sind, erfahren jetzt eine gleich starke Feldabschwächung und verlieren ihren ganzen Vorsprung in der Drehbewegung wieder. Somit hat die Magnetisierung stationärer Spins nach dem bipolaren Gradientenimpuls die gleiche Phasenlage, wie wenn der Puls nicht angelegt worden wäre.

Die Situation ist anders, wenn sich Spins während des Gradientenimpulses verschieben. Wegen des Ortswechsels kann die Feldänderung, die sie während der zweiten Impulshälfte erfahren, keine vollständige Kompensation der Phasenänderung aus der ersten Hälfte mehr bewirken. Die Phase der Magnetisierung bleibt um einen Betrag verändert, der von der Geschwindigkeit abhängt, mit der die Spins entlang der Gradientenrichtung vorankommen. Die Geschwindigkeit lässt sich mit Kenntnis des angelegten Gradientenimpulses aus der Phasenänderung berechnen.

Das Vorzeichen der Phasenänderung ist durch die Flussrichtung im Verhältnis zur Gradientenrichtung gegeben. Wenn es für Arterien positiv ist (Phasenänderung von 0 bis  $+180^\circ$ ) und Arterien im MR-Bild hell dargestellt werden, ist es in Venen typischerweise negativ (0 bis  $-180^\circ$ ) und Venen werden dunkel abgebildet. Oder gerade umgekehrt.

Phasenwinkel zwischen  $-180^\circ$  und  $+180^\circ$  können ohne weitere Vorkehrungen korrekt den entsprechenden Flussgeschwindigkeiten zugeordnet werden. Wenn sich aber Spins so schnell bewegen, dass sie eine Phasenänderung erfahren, die größer ist als  $+180^\circ$ , z. B.  $+200^\circ$ , dann wird dies vom Rechner als negative Phasenänderung von  $-160^\circ$  interpretiert. Im Bild zeigt sich das etwa daran, dass ein am Rand hell abgebildetes Gefäß im schnell fließenden Zentrum plötzlich ganz dunkel ist, oder umgekehrt. Dieses Phänomen wird in der Literatur als »phase wrapping« oder »phase aliasing« bezeichnet. Es kann durch eine geeignete Wahl des »VENC«-Parameters (»Velocity Encoding«) bei der Messung vermieden werden. Die VENC-Geschwindigkeit sollte auf einen Wert gesetzt werden, der etwas größer ist als die schnellste erwartete Flussgeschwindigkeit im Abbildungsvolumen. Dafür sind einige Vorkenntnisse erforderlich. So variieren arterielle Flussgeschwindigkeiten von wenigen cm/s bis zu über 200 cm/s in der Aorta ascendens. Eine bewusst zu tiefe Wahl der VENC-Geschwindigkeit kann aber sinnvoll sein, wenn die Empfindlichkeit der Sequenz auf kleine Flussgeschwindigkeiten erhöht werden soll. So kann etwa die Unterschätzung von Gefäßdurchmessern reduziert werden. Der VENC-Parameter bestimmt die Stärke des bipolaren Gradientenpaares und damit die Proportionalitätskonstante zwischen einer Phasenänderung und der Flussgeschwindigkeit.

Die absolute Phasenlage eines MR-Signals hängt von vielen Faktoren und Störfaktoren ab. Deshalb wird in der Phasenkontrast-MRA eine Messung wiederholt, wobei im zweiten Durchgang der bipolare Gradientenimpuls verändert wird: Entweder wird die Impulsstärke auf Null gesetzt oder ihr Vorzeichen wird umgedreht, so dass ein  $(+/-)$ -Impuls zu einem  $(-/+)$ -Impuls wird. Mit einer Subtraktion der beiden Datensätze kann ein konstanter Fehlbetrag in der Phasenmessung korrigiert werden. Die minimale Messzeit wird dadurch allerdings verlängert.

Mit der Aufnahme von vier Datensätzen, mit variierender Ausrichtung des bipolaren Gradientenimpulses, können die drei Komponenten des Flussgeschwindigkeitsvektors quantitativ und fehlerkorrigiert bestimmt werden. So können Datensätze rekonstruiert werden, die fließendes Blut unabhängig von der Flussrichtung hell abbilden, und die anderen Angiographie-Datensätzen sehr ähnlich sehen. Solche Phasenkontrastangiogramme haben aber etwa gegenüber TOF-Angiogrammen den Vorteil, dass die Helligkeit, mit der das Blut abgebildet wird, nicht von der Flussrichtung abhängt, sondern rein durch die Flussgeschwindigkeit bestimmt ist.

In der Anwesenheit von moderaten Konzentrationen eines MRA-Kontrastmittels ist die Signalintensität der Gefäße höher und das SNR verbessert.

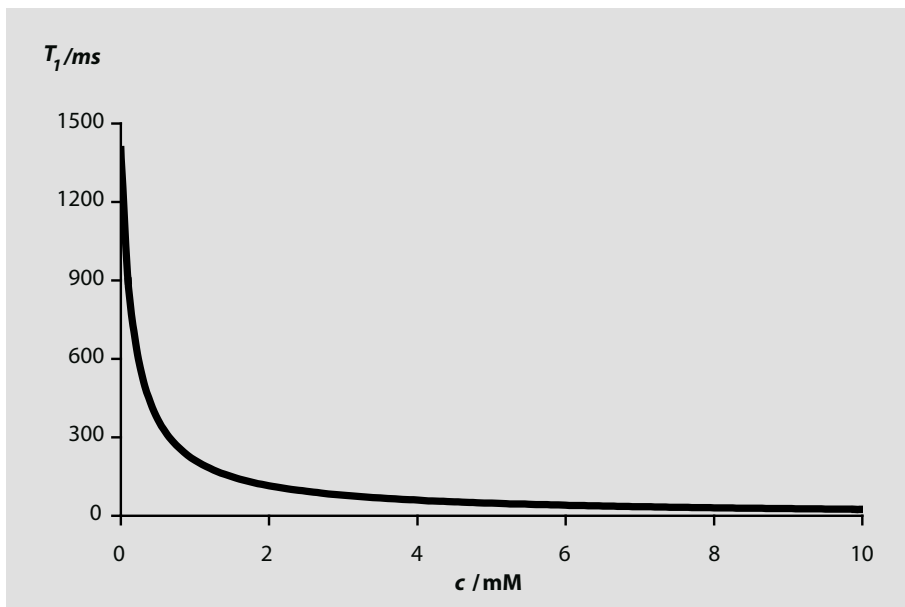
Die Aufnahme von 3D-Phasenkontrastangiogrammen mit einer Flusskodierung in drei Raumrichtungen kann zeitaufwändig sein. Schnell fließendes Blut in größeren Arterien und beinahe ruhendes Blut, z. B. in Aneurysmen oder Malformationen, kann nicht in einer einzigen Messung mit guter Empfindlichkeit korrekt abgebildet werden. Auch bei der Phasenkontrastangiographie gilt, dass tendenziell Gefäßdurchmesser unterschätzt und Stenosen überschätzt werden.

Zu den Pluspunkten der Phasenkontrastangiographie zählen die quantitative und örtlich aufgelöste Messung von Flussgeschwindigkeiten und Flussrichtungen, sowie die gute Unterdrückung des Signals von stationären Strukturen. Phasenkontrast-MRA-Messungen können am besten für kleine Flussgeschwindigkeiten oder Fluss innerhalb der Abbildungsschicht optimiert werden. Die quantitativen Daten, die die CINE-Phasenkontrastangiographie, mit den zeitaufgelösten Geschwindigkeits- und Flussprofilen für verschiedene Phasen des Herzrhythmus liefert, können nicht mit anderen MR-Methoden gewonnen werden.

### Kontrastmittelunterstützte MR-Angiographie

Die kontrastmittelunterstützte MRA stellt Blut hell dar, sofern die Relaxationszeit seiner Längsmagnetisierung durch die Anwesenheit eines Kontrastmittels genügend stark verkürzt ist (■ Abb. 44). Sie ermöglicht sekundenschnelle dreidimensionale Abbildungen großer Abschnitte des Gefäßsystems in allen Körperregionen mit einem guten SNR und einer Auflösung im Millimeter-Bereich. Die kontrastmittelunterstützte MRA der größeren Gefäße im Torso wie auch in der Peripherie ist gut etabliert. Sie wird aber auch häufig in Kombination mit anderen Techniken zur Beurteilung der Gefäße in Hals und Kopf eingesetzt.

Das Kontrastmittel wird meistens über einen Zugang in der Armbeuge intravenös injiziert. Es werden sehr gut verträgliche, aufgrund ihres Gadolinium-Gehaltes paramagnetische MR-Kontrastmittel (► Kap. 12) in Dosen von 0,05–0,1 Millimol Gadolinium pro Kilogramm Körpergewicht verwendet. Für eine Arteriographie, bei der ein möglichst großes arterielles Signal und ein möglichst kleines venöses Signal angestrebt werden, muss die Messung während des ersten Kontrastmitteldurchgangs durch die Arterien gemacht werden. Die Kontrastierung der Arterien verschlechtert sich danach mit dem Signalanstieg im venösen Blut und in den durchbluteten Geweben. Die meisten Kontrastmittel diffundieren rasch durch die Kapillarwände in den extravaskulären, extrazellulären Raum der Organe, mit Ausnahme des Hirns. Das Zeitfenster, zwischen dem arteriellen Einstrom des Kontrastmittels und dem Ansteigen seiner venösen Konzentration beträgt nur einige



■ **Abb. 44.** Verkürzung der Wasser- $T_1$ -Zeit im Blut mit wachsender Kontrastmittel-Konzentration. Genähert für eine native  $T_1$ -Zeit von 1,4 s und eine molare Relaxivität des Kontrastmittels von 4 l/(mmol  $\times$  s)

Sekunden. Die Geschwindigkeit wie auch der Zeitpunkt der Datenaufnahme sind deshalb sehr wichtig. Die Messzeiten sind normalerweise nicht länger als 20 Sekunden. Die Abbildungsqualität von thorakalen und abdominalen Gefäßen kann so durch das Anhalten des Atems verbessert werden.

Wenn die Messzeit so weit wie möglich verkürzt und die Abbildung der gleichen Körperregion mehrfach wiederholt wird, kann die Dynamik der Kontrastmittelverteilung in drei Dimensionen zeitaufgelöst verfolgt werden.

Es besteht aber auch die Möglichkeit, die abgebildete Körperregion mit dem Vorankommen des Kontrastmittelbolus zu verschieben und so ein großes Gebiet mit mehreren Aufnahmen abzubilden (»Multi-Station Bolus Chase«). Der Patiententisch wird dabei automatisch verschoben. Die Datensätze können in der elektronischen Nachbearbeitung zu einem Gesamtbild zusammengesetzt werden. Im Extremfall kann das arterielle System vom Kopf bis zu den Sprunggelenken mit einer einzigen optimierten Kontrastmittelinjektion abgebildet werden. Dank der guten Verträglichkeit der Kontrastmittel können aber auch mehrere Kontrastmittelinjektionen in einer Untersuchung kombiniert werden.

Kontrastmittelunterstützte MRA-Sequenzen sind »gespoilte« Gradientenecho-Sequenzen mit sehr kurzen TR-Zeiten (ca. 1,7–6 msec) und sehr kurzen Echozeiten (unter 2 msec), d. h. hoher  $T_1$ -Gewichtung. Die Pulswinkel variieren von ca. 15–50°. Die Sequenzen sind eng verwandt mit den TOF-MRA-Sequenzen, nur sind hier die Repetitions- und Echozeiten noch einmal stark verkürzt. Die Magnetisierung von stationären Spins im Abbildungsvolumen wird dadurch noch stärker abgesättigt und ergibt ein kleines Hintergrundsignal. Die Magnetisierung des Blutes erholt sich dagegen in Anwesenheit

eines Kontrastmittels in genügend hoher Konzentration (in der Größenordnung von etwa 5 Millimol/Liter, abhängig vom Kontrastmittel) so schnell, dass sie trotz der rasch eingestrahlten Anregungspulse ein starkes Signal erzeugt und die entsprechenden Gefäße leuchtend hell abgebildet werden. Einige Sequenzen unterdrücken zusätzlich das Fettsignal durch selektive Pulse, die nur die Fettmagnetisierung beeinflussen.

Die *Messzeit* ist entscheidend. Es werden deshalb alle Tricks angewendet, mit denen sie verkürzt werden kann. Zu diesen Methoden, die fast immer das SNR vermindern, gehören die folgenden:

- Eine Verkürzung der Echo- und Repetitionszeiten durch das unvollständige Auslesen der Daten in Frequenzrichtung (»Fractional-Echo-Technik«, ► Kap. 5.3).
- Eine Verringerung der Anzahl Phasenkodier- und/oder Schichtkodier-Schritte durch das unvollständige Auslesen der Daten in Phasenkodier- und Schichtselektions-Richtung (»Partial-Fourier-Technik«, ► Kap. 5.3). Die fehlenden Daten werden jeweils entweder aus den gemessenen Daten aufgrund von Symmetrie-Beziehungen geschätzt oder intelligent interpoliert.
- Eine Verkürzung der minimalen Echo- und Repetitionszeiten durch eine Erhöhung der Empfängerbandbreite (»receiver bandwidth«, »water-fat shift«).
- Die parallele Bildgebung (► Kap. 10) ermöglicht bei der Verwendung von geeigneten Empfangsspulen-Arrays eine weitere Reduktion der Phasenkodier- und/oder Schichtkodier-Schritte, oder eine Verbesserung der Auflösung bei gleicher Messzeit.

Das Zeitfenster, in dem eine Veränderung der Kontrastmittelkonzentration das Signal im MR-Bild empfindlich beeinflusst, kann zudem weiter verkürzt werden. Dabei wird ausgenutzt, dass die Signalstärke und der Kontrast eines Bildes wesentlich durch die Daten im Zentrum des K-Raumes (s. dort) bestimmt sind (■ Abb. 45). Die entsprechenden Daten können gebündelt direkt zum Beginn der Messung aufgenommen werden, indem zuerst nur schwache Gradienten in die Phasen- und Schichtkodier-Richtungen angelegt werden. Wenn sich in dieser anfänglichen Messperiode das Kontrastmittel noch ausschließlich im arteriellen System befindet, ist das venöse Signal im Angiogramm gut unterdrückt. Das gilt auch dann, wenn die Messung von Datenpunkten im peripheren K-Raum zu einer Zeit erfolgt, zu der die Kontrastmittelkonzentration in den Venen schon nicht mehr vernachlässigt werden kann. Mit dieser zentrischen Füllung des K-Raumes lässt sich die Messzeit verlängern und die Bildauflösung verbessern, ohne dass die Arterienkontrastierung schlechter wird. Kommerzielle Umsetzungen der Technik sind als »CENTRA-« oder »Elliptical-centric«-Phasenkodiermethoden bekannt.

Es ist wichtig, dass die Aufnahme der zentralen Bereiche des K-Raums zeitlich mit dem Erreichen der höchsten Kontrastmittel-Konzentration in den Zielgefäßen zusammenfällt. Der *Zeitpunkt der Datenaufnahme* kann mit verschiedenen Techniken optimiert werden:

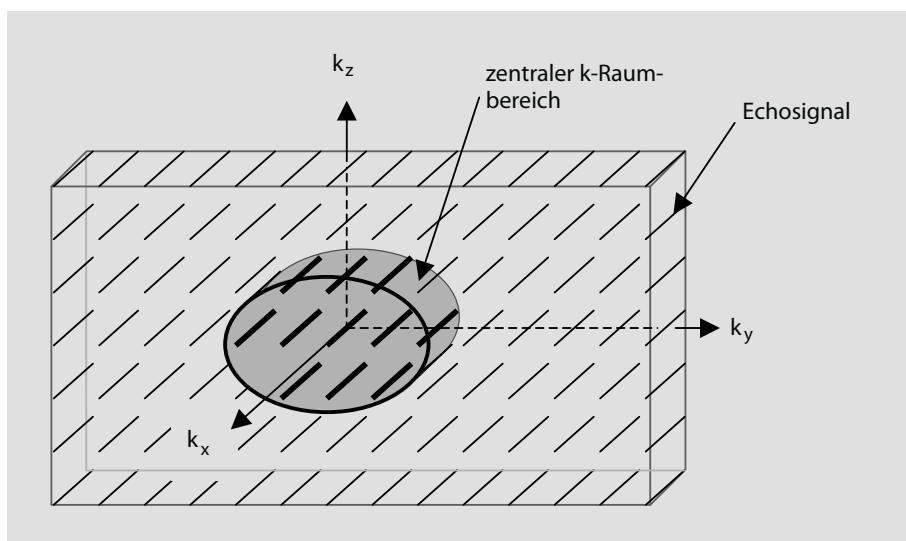
- Beim Testbolusverfahren wird die Kreislaufzeit des Kontrastmittels von der Injektionsstelle bis zum interessierenden Gefäß direkt gemessen. Dabei wird ein kleines Kontrastmittelvolumen (1 bis 2 ml/plus NaCl) eingespritzt und der zu untersuchende Gefäßabschnitt mit einer schnellen Sequenz wiederholt abgebildet. Das kann z. B. eine »gespoilte« T1-gewichtete 2D-Gradientenecho-Sequenz sein, die ein Bild einmal pro Sekunde erneuert. Die Ankunft des Kontrastmittels führt zu einer Signalverstärkung. Der Testbolus ist aber klein genug, dass das Hintergrundsignal im anschließend aufgenommenen 3D-Angiogramm nicht störend groß wird. Mit der Kenntnis der Kreis-

laufzeit und der Methode der K-Raum-Füllung in der 3D-Angiographie-Sequenz kann die 3D-Datenaufnahme zeitlich optimal mit der Injektion des Kontrastmittels abgestimmt werden.

- Die Aufnahme eines 3D-Angiogrammes kann auch automatisch vom Tomographen ausgelöst werden. Dazu wird das Signal in einem proximalen Testvolumen innerhalb eines Gefäßes ab der Injektion des angiographischen Bolus des Kontrastmittels kontinuierlich gemessen. Sobald es einen vorgegebenen Schwellenwert überschreitet, löst der Tomograph die 3D-Aufnahme mit einer wählbaren Verzögerung aus. Für eine Darstellung der Nierenarterien könnte das Testvolumen zum Beispiel in die abdominale Aorta gelegt werden.
- Auf ähnliche Weise kann die Aufnahme des 3D-Angiogrammes auch von Hand gestartet werden, sobald die Ankunft des Kontrastmittels im Zielvolumen auf schnell erneuerten 2D-Bildern beobachtet wird. Diese Methode wird mitunter als »fluoroscopic triggering« bezeichnet.

Die Bestimmung des Aufnahmezeitpunktes mit einer der beiden letztgenannten Methoden bedingt im Allgemeinen die Aufnahme des K-Raumzentrums zu Beginn der Messung. Das garantiert im Idealfall ein optimales Signal in den Arterien, macht aber die Sequenzen anfälliger für leicht verfrühte oder verspätete Datenaufnahmen. Falls ein Anhalten des Atems nötig ist, muss zudem die Patienteninstruktion ziemlich schnell erfolgen. Das Testbolusverfahren ist dagegen mit allen Methoden der K-Raum-Füllung vereinbar.

Das Hintergrundsignal kann häufig noch besser unterdrückt werden, wenn die Angiographiesequenz zweimal gefahren wird, wobei ein erster Datensatz mit identischen



■ **Abb. 45.** Schematische Darstellung der MR-Rohdaten im »K-Raum« für eine dreidimensionale Abbildung. Jede diagonale Linie repräsentiert ein Echosignal, das innerhalb von 1 oder 2 msec gemessen wird. Die Signalintensitäten im Bild und somit der Kontrast werden vorwiegend von den Daten im Zentrum des K-Raums beeinflusst

Messparametern vor der Kontrastmittel-Injektion aufgenommen wird. Diese so genannte »Maske«, kann dann vom eigentlichen angiographischen Datensatz rechnerisch abgezogen werden. Signalveränderungen, die durch das Kontrastmittel verursacht sind, sind in den Differenzbildern noch prominenter hervorgehoben.

Der kontrastmittelunterstützten MRA ist in zahlreichen Studien eine hohe diagnostische Treffsicherheit im Vergleich zu durchleuchtenden oder anderen Referenzmethoden zugeschrieben worden. Die meisten Probleme in der klinischen Routine betreffen die zeitliche Koordination der Datenaufnahme mit der Kontrastmittelinjektion. Während dies rein technische Gründe haben kann, spielt auch die Dynamik der Kontrastmittelverteilung eine Rolle. Aneurysmen, falsche Lumen oder arteriovenöse Malformationen sind unter Umständen zum Zeitpunkt der Datenaufnahme noch nicht vollständig mit Kontrastmittel gefüllt, auch wenn der Rest des arteriellen Systems gut kontrastiert ist. In den Unterschenkelbildern von Mehrstationenaufnahmen können störend helle, in den Projektionen die Arterien überlappende, Venen eine Beurteilung des arteriellen Gefäßbaums erschweren. Das kann insbesondere bei Patienten mit Diabetes mellitus häufiger vorkommen. Die Diagnose von Gefäßverschlüssen kann durch eine retrograde Zufuhr des Kontrastmittels erschwert sein. Tendenziell werden aber auch in der kontrastmittelverstärkten MRA Stenosen eher über- als unterschätzt. Mit zeitaufgelösten Aufnahmen (► Kap. 11.1.3) können viele Probleme mit der zeitlichen Abstimmung der Messung auf den Durchgang des Kontrastmittels gelöst werden. Ein jeweils sehr geringes Risiko besteht durch die minimal-invasive Kontrastmittelinjektion und seltene allergische Reaktionen (► Kap. 12)

Je nach Alternativmethode zählen die folgenden Punkte zu den Vorteilen der kontrastmittelunterstützten MR-Angiographie:

- die schnellen Messzeiten,
- die dreidimensionale Abbildung großer, beliebig orientierter Volumen,
- das hohe SNR und die gute Gefäßkontrastierung, die Vermeidung ionisierender Strahlung,
- die gute Verträglichkeit der Kontrastmittel,
- der nur minimal-invasive Charakter der Kontrastmittelapplikation
- sowie eine vernünftige Robustheit in der klinischen Routine.

### 11.1.2 Darstellung des Blutes mit negativem Kontrast (»Black-Blood«-MRA)

Die Black-Blood-MR-Angiographie stellt Raumbezirke dunkel dar, in denen Blut während der Datenaufnahme durch Blut ersetzt wird, das von außen in die Abbildungsebene einströmt und das – anders als in der TOF-MRA – kein Signal erzeugt.

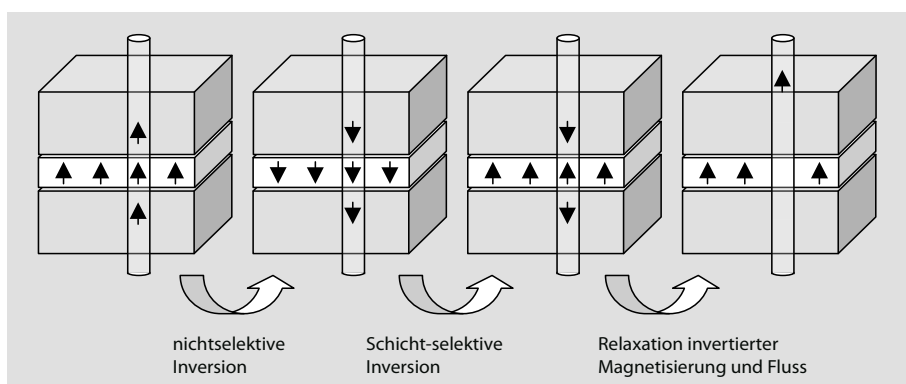
Mit Black-Blood-MRA-Sequenzen können Gefäßwände oder der Herzmuskel gut untersucht werden. Es können Fragestellungen nach der Wanddicke, nach dem Vorliegen entzündlicher Wandveränderungen, oder nach den Abmessungen und der stofflichen Zusammensetzung von Gefäßwandthromben nachgegangen werden. Bislang sind vorwiegend große Gefäße, wie die thorakale und abdominale Aorta und auch die Herzkammern, oder leicht zugängliche Gefäße, wie die Karotiden, untersucht worden. Es gibt aber auch schöne Beispiele von Black-Blood- Darstellungen der Herzkranzgefäße.

Die unterschiedlichen Auswirkungen von frisch in die Abbildungsebene einströmendem Blut in der TOF-MR-Angiographie und der Black-Blood-MRA erklären sich vor allem daraus, dass die TOF-MRA auf Gradientenecho-Sequenzen und die Black-Blood-MRA auf Spinecho-Sequenzen basiert. Blut, dessen Magnetisierung zwar vom 90°-Anregungspuls einer SE-Sequenz ausgelenkt wird, das aber bei der Einstrahlung des 180°-Refokussierungspulses die Abbildungsebene schon verlassen hat, erzeugt kein Signal (► Kap. 7.2). Die beiden Pulse sind zeitlich durch die halbe Echozeit voneinander separiert. Ebenfalls kein Signal erzeugt Blut, das sich bei der Einstrahlung des 90°-Anregungspulses noch nicht in der Abbildungsebene befindet, das aber zwischen der Anregung und der Signalaufnahme in das Abbildungsvolumen hinein fließt.

Die Unterdrückung des Blutsignals kann durch eine Doppelinversion von Längsmagnetisierung einige hundert Millisekunden vor der Datenaufnahme noch verbessert werden (»double inversion recovery«, ■ Abb. 46). Dabei wird durch einen nicht-selektiven 180°-Puls, gefolgt von einem schichtselektiven 180°-Puls, gezielt nur die Magnetisierung außerhalb der Abbildungsebene in die negative z-Achse gedreht. Sie relaxiert und geht durch den Nullpunkt, bevor sie wieder entlang der positiven z-Richtung wächst. Für eine Verbesserung der Blutsignal-Unterdrückung im MR-Bild müssen drei Bedingungen erfüllt sein:

- Das Blut muss sich zur Zeit der Doppelinversion außerhalb der Abbildungsebene befinden, so dass seine Magnetisierung invertiert wird.
- Es muss in der Zeit zwischen der Doppelinversion und der Signalaufnahme in die Abbildungsebene hinein fließen.
- Die Bildgebungssequenz muss das Zentrum des K-Raums dann mit Daten füllen, wenn die relaxierende Blutmagnetisierung durch den Nullpunkt geht. Die Zeit zwischen der Doppelinversion und dem Start der Datenaufnahme wird von der Software auf dem Tomographen automatisch berechnet.

Die Doppel-Inversions-Methode kann auch mit einem weiteren Inversions-Puls kombiniert werden, der selektiv nur die Längsmagnetisierung von Fett vor der Datenaufnahme in die negative z-Achse dreht. Damit kann zusätzlich das Fettsignal unterdrückt werden, ähnlich wie in einer STIR-Sequenz (► Kap. 7.5).



■ **Abb. 46.** Schematische Darstellung der Doppelinversion in der Black-Blood-MRA. Die schwarzen Pfeile repräsentieren die Längsmagnetisierung in den entsprechenden Voxeln

Die Black-Blood-MR-Angiographie ist in der Routine zurzeit auf 2D-Abbildungen beschränkt. Das Signal von langsam fließendem Blut, z. B. in wandnahen trabekulären Strukturen der Herzkammern, kann teilweise schlecht unterdrückt sein. Die verwendeten Spinecho-Sequenzen sind im Vergleich zu Gradientenecho-Sequenzen eher etwas langsamer. Die »Black-blood«-MRA ist aber die angiographische Technik, die ihren Namen im engeren Sinn verdient, da sie primär die eigentlichen Gefäße abbildet und nicht das darin fließende Blut. Die diagnostische Treffsicherheit der Black-Blood-Angiographie wird nicht durch turbulenten Fluss beeinträchtigt. Sie ist auch weniger anfällig auf falsch negative Resultate bei der Fragestellung nach arteriosklerotischen Veränderungen, die im Anfangsstadium ohne signifikante Verkleinerung des Gefäß-Innendurchmessers verlaufen.

### 11.1.3 Zeitaufgelöste MR-Angiographie

Unter der »zeitaufgelösten MR-Angiographie« versteht man heute meistens die dynamische Darstellung der Kontrastmittelverteilung im Gefäßsystem. Dabei wird nach einer einzelnen Kontrastmittelinjektion eine Gefäßregion schnell und wiederholt mit Techniken der kontrastmittelunterstützten MR-Angiographie abgebildet. Jedes der so aufgenommenen Angiogramme zeichnet dabei eine Phase der fortschreitenden Kontrastmittelverteilung nach.

Die zeitaufgelöste MR-Angiographie bildet im Idealfall frühe Phasen des Kontrastmittel-Einstroms mit einer rein arteriellen Verteilung des Kontrastmittels ab, gefolgt von »venösen Phasen«, in denen sich das Kontrastmittel sowohl in arteriellen als auch venösen Gefäßabschnitten befindet. Es kann auch eine Abbildung der Organdurchblutung in die Messung integriert werden, wie das etwa am Beispiel der Nieren gezeigt worden ist.

Die zeitaufgelöste MRA kann bei genügend schneller Bilderneuerungsrate die Unterscheidung von Venen und Arterien fast unabhängig von der Wahl eines optimalen Aufnahmezeitpunktes erleichtern. Sie kann bei der Identifikation des »falschen« Lumens im Falle einer Dissektion helfen oder die Erkennung von retrograd gefüllten Gefäßabschnitten vereinfachen. Weiter kann das versorgende wie auch das abführende Gefäß-System von arteriovenösen Malformationen oder Tumoren im Detail identifiziert und studiert werden.

Die Anforderungen an die Messzeit sind bei der zeitaufgelösten MRA im Vergleich zur kontrastmittelunterstützten MRA noch einmal gesteigert. Eine möglichst kurze Messzeit hat hohe Priorität, was aber im Allgemeinen auf Kosten der räumlichen Auflösung geht. Es kommen Methoden der Messzeitverkürzung zum Einsatz, die spezifisch für eine dynamische Bildgebung sind. Insbesondere werden Datensätze rekonstruiert, für die die Peripherie des K-Raumes noch gar nicht wieder neu vermessen worden ist (TRICKS, »Time-Resolved Imaging of Contrast Kinetics«, »Keyhole Imaging«). Dazu werden periphere K-Raumdaten aus einer früheren Periode mit neu aufgefrischten Daten im K-Raumzentrum zu neuen, vollständigen Datensätzen kombiniert. Die zentralen K-Raumdaten liefern dabei die Informationen über die letzte Veränderung der Signalintensitäten. Der dreidimensionale K-Raum kann so in mehrere Bereiche unterteilt werden, deren Daten unterschiedlich schnell erneuert werden. Die Auffrischung erfolgt umso häufiger, je zentraler ein Bereich im K-Raum liegt. Durch die Kombination solcher Techniken mit schon besprochenen Methoden der Messzeitverkürzung, können Messzeiten für 3D-

Datensätze bis in den Bereich von einer bis zu einem halben Dutzend Sekunden gedrückt werden, je nach Größe des abzubildenden Volumens und der verlangten Auflösung.

Wenn es noch schneller gehen soll, kann auf die Phasenkodierung in der Schichtrichtung verzichtet werden. Es werden dann zweidimensionale Abbildungen erhalten, die Projektionen der Signalintensität durch das Abbildungsvolumen entsprechen, in enger Analogie zu Durchleuchtungstechniken. Damit können die Bilder unter Umständen mehrmals pro Sekunde mit guter räumlicher Auflösung aufgefrischt werden.

## 11.2 Perfusionsbildgebung

---

Eine MR-Perfusionsmessung bildet ein Gewebe mit einer Signalstärke ab, die von seiner Durchblutung auf mikroskopisch kleiner Ebene abhängt (»Perfusion-Weighted Imaging«, PWI). Sie liefert direkte Information über die Versorgung eines Gewebes, unabhängig vom Versorgungsweg, etwa durch Haupt- oder Kollateralgefäße. Die meisten Perfusionsmessungen werden im Hirn, im Myokard, in der Lunge und in den Nieren gemacht. Der Grad der Durchblutung wird daran gemessen, wie stark die Signalveränderung ist, die durch das Einströmen eines Markers in das untersuchte Gewebe verursacht wird.

Als Marker können einerseits die gleichen Gadolinium-haltigen Kontrastmittel wie in der kontrastmittelverstärkten MRA verwendet werden. Sie verändern das Gewebesignal bei ihrem Anfluten in das Zielorgan so stark, dass regionale Durchblutungsunterschiede direkt auf den Bildern beobachtet werden können (Kontrastmittel-Erstdurchgangs- oder »First-pass«-Methode).

Andererseits, kann eine veränderte Längsmagnetisierung des versorgenden Blutes als körpereigener Marker verwendet werden. Dazu wird sie in einem zuführenden Gefäß entweder gesättigt oder invertiert (»Arterial Spin Labeling«, ASL). Wenn das Blut im Zielorgan ankommt, bevor seine Magnetisierung wieder vollständig relaxiert ist, bewirkt es eine Signalabschwächung im Zielgewebe. Die Signalabschwächung liegt im Prozentbereich und ist normalerweise zu klein für eine direkte Beobachtung. Es werden deshalb Datensätze ausgewertet, die durch die Subtraktion von Bildern mit und ohne Vorsättigung des zuführenden Blutes erhalten werden.

Die Passage eines paramagnetischen Kontrastmittels durch eine Gewebe bewirkt eine vorübergehende Verkürzung seiner Relaxationszeiten. In  $T1$ -gewichteten Bildern wird dadurch ein Signalanstieg, in  $T2$ - oder  $T2^*$ -gewichteten Bildern ein Signalabfall verursacht. Beide Effekte können ausgenutzt werden.

Auf Kontrastmitteln beruhende Perfusionsmessungen von Organen im Torso (Herz, Lungen, Nieren) nutzen häufiger den Signalanstieg in  $T1$ -gewichteten GRE-Sequenzen. Bei Messungen am Herzmuskel muss die Sequenz mit dem Herzschlag synchronisiert sein und für alle 2D-Schichten mindestens ein Bild jeden zweiten Herzschlag, in der konstant gleichen Phase des Herzschlags, liefern. Sequenzen, die mehr als ein Signalecho pro Anregungspuls aufnehmen (»Multi-Shot«-Echoplanar-Sequenzen, ► Kap. 8.5) sind momentan wegen ihrer kurzen Messzeiten am gebräuchlichsten. Lungen- und Nierenperfusionsmessungen werden öfter mit  $T1$ -gewichteten 3D-GRE-Sequenzen gemacht. Alternativ zur Beobachtung des Einwaschens des Kontrastmittels in das Gewebe von Interesse, kann auch die Geschwindigkeit seines Auswaschens erfasst werden. Solche Messungen dauern aber tendenziell länger.

Bei der kontrastmittelunterstützten Messung der Hirnperfusion kommen häufiger  $T2^*$ -gewichtete, 2D- oder 3D-Echoplanar-Sequenzen zum Einsatz, die die Kontrastmittelpassage durch eine vorübergehende Signalverringierung anzeigen (»Dynamic Susceptibility Contrast-Enhanced MR Imaging«). Sie erlauben die Abbildung eines Großteils des Hirns mit Bilderneuerungszeiten im Sekundenbereich.

Idealerweise würde für jedes Voxel im untersuchten Organ die absolute Blutzufuhr pro Zeiteinheit ermittelt und zum Beispiel in Millilitern pro Sekunde und Gramm Gewebe angegeben. Damit könnte sichergestellt werden, dass nicht nur räumlich beschränkte minderdurchblutete Regionen im Vergleich zu ihrer besser perfundierten Umgebung identifiziert werden könnten, sondern dass auch eine generelle Minderdurchblutung eines Organs zuverlässig diagnostiziert werden könnte. Die absolute Quantifizierung der Resultate ist aber für Messungen mit beiden Marker-Typen nicht unproblematisch, obwohl in zahlreichen Arbeiten absolut quantitative Resultate kommuniziert werden. Bei beiden Techniken müssen dazu viel Faktoren berücksichtigt werden, und auch eine Durchsicht der aktuellsten Literatur scheint zumindest für die kontrastmittelunterstützten Verfahren noch keine Einigung auf eine befriedigende Methode der Wahl zu dokumentieren.

Als Alternative zum quantitativen Blutfluss werden auch Parameter angegeben, die die Signalveränderung beschreibend charakterisieren. Von mehreren Parametern ist gezeigt worden, dass sie einigermaßen konsistent mit Werten der Durchblutung aus unabhängigen Messungen korrelieren. Dazu gehören bei den dynamischen Kontrastmittelunterstützten Messungen z. B. die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Signalveränderung, gemessen ab der ersten beobachteten Veränderung, oder die Geschwindigkeit der relativen Signalveränderung pro Zeiteinheit (Steigung). Obwohl solche Parameter eine numerische und weitgehend Beobachter-unabhängige Datenauswertung erlauben, haben sie den Nachteil, dass sie von der verwendeten Pulssequenz und anderen Messparametern abhängen. Sie müssen deshalb nach jeder Änderung in der Versuchsdurchführung neu normiert werden und sind schwierig zwischen verschiedenen Untersuchungszentren zu vergleichen.

Je nach betrachteter Alternativmethode haben MR-Perfusionsmessungen den Vorteil, dass die Gewebeversorgung nicht oder minimal invasiv mit einer guten Auflösung, ohne Strahlenbelastung und vergleichsweise schnell beurteilt werden kann. Dies ermöglicht auch wiederholte Untersuchungen, etwa zur Therapie- oder Operationskontrolle. Außerdem können die Perfusionsmessungen in der gleichen Untersuchung mit weiteren MR-Messungen kombiniert werden, die etwa detaillierte anatomische Informationen liefern oder auch minderdurchblutete vitale Regionen von Narbengewebe oder akuten Infarktregionen unterscheiden helfen.

### 11.3 Diffusionsbildgebung

In Diffusions-gewichteten Bildern hängt die Signalstärke einer Körperflüssigkeit oder eines Gewebes von der mittleren Distanz ab, über die ein Wassermolekül pro Zeiteinheit aufgrund der Wasser-Selbstdiffusion verschoben wird (»Diffusion-Weighted Imaging«, DWI). Die Verschiebung der Moleküle führt zu einem Signalverlust, der umso größer ist, je schneller sich die Wassermoleküle in der Richtung eines vom MR-Tomographen angelegten Gradientenfeldes bewegen. Die Diffusionsrichtung und der Grad der Diffusionsge-

wichtung im Bildkontrast kann durch die Wahl einer geeigneten Richtung und Stärke des Gradientenfeldes festgelegt werden.

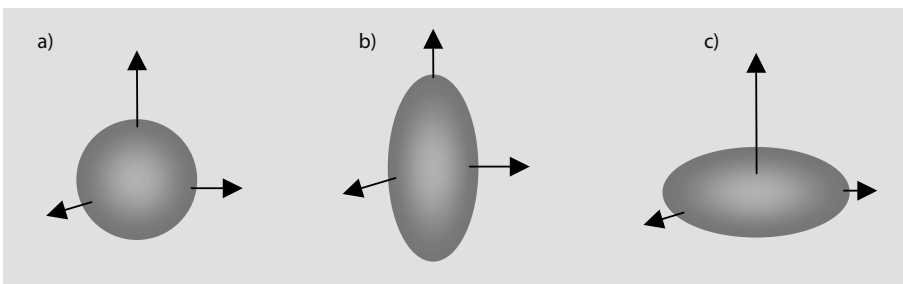
Die Ausmaß der Verschiebung der Wassermoleküle wird quantitativ mit der Diffusionskonstanten erfasst. Sie ist im Allgemeinen richtungsabhängig.

Diffundieren die Wassermoleküle in alle Richtungen gleich weit, spricht man von einer isotropen Diffusion (■ Abb. 47). Das Resultat einer Messung hängt dann nicht davon ab, in welche Richtung das sensibilisierende Gradientenfeld angelegt wird. Diese Situation kann näherungsweise in Körperflüssigkeiten mit frei beweglichen Wassermolekülen angetroffen werden, etwa im Liquor der Hirnventrikel oder in Zysten. Hier ist die Diffusionskonstante vergleichsweise groß und in alle Richtungen gleich groß. Der Signalverlust in diffusionsgewichteten Bildern ist dann ebenfalls groß.

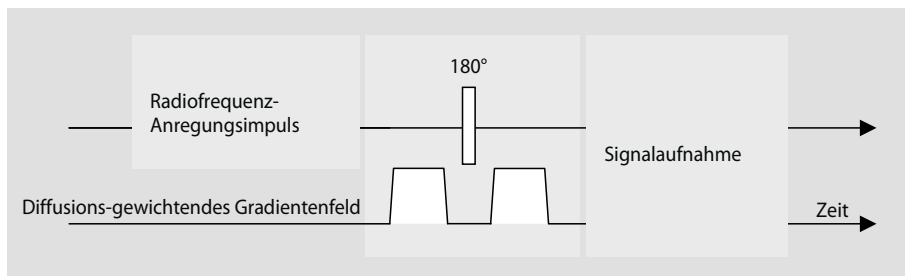
In Umgebungen, die auf mikroskopischer Ebene strukturiert sind, werden Wassermoleküle durch die Diffusion nicht mehr in alle Richtungen gleich weit verschoben. Sie diffundieren z. B. entlang von Axonen mit intakter Myelinhülle schneller in der Faser-Längsrichtung als senkrecht dazu. Man spricht von einer anisotropen oder richtungsabhängigen Diffusion. Die Diffusionskonstante in der Faser-Längsrichtung ist größer als die Diffusionskonstante in der Ebene senkrecht dazu. Wenn die Richtung des sensibilisierenden Gradientenfeldes senkrecht zur Faserrichtung gelegt wird, ist der diffusionsbedingte Signalverlust kleiner als wenn die Gradientenfeldrichtung mit der Faser-Längsrichtung übereinstimmt.

Das Vorankommen von anisotrop diffundierenden Wassermolekülen wird von Strukturen begrenzt, die viel kleiner sind als die Auflösung des MR-Bildes. Die richtungsabhängigen Unterschiede sind deshalb nur dann beobachtbar, wenn in einem Voxel die meisten Fasern parallel ausgerichtet sind und sich die Effekte aufsummieren.

Mit diffusionsgewichteter Bildgebung lassen sich Auswirkungen eines Hirnschlags schon in den ersten 6 Stunden nach dem ersten Auftreten von Symptomen beurteilen – bevor traditionelle, z. B. T2-gewichtete, MR-Bilder signifikante Veränderungen zeigen. In der akuten Phase ist der diffusionsbedingte Signalverlust in den betroffenen Arealen verringert und sie kontrastieren sich in diffusionsgewichteten Bildern hell gegenüber vergleichbaren, nicht betroffenen Arealen. Im Verlauf von einigen Tagen schwächt sich die positive Kontrastierung ab und kippt in eine negative Kontrastierung, die auf eine vergrößerte Beweglichkeit der Wassermoleküle hindeutet.



■ **Abb. 47a–c.** Schematische Darstellung von Diffusionstensor-Ellipsoiden für isotrope (a), röhrenförmige (b) und geschichtete Umgebungen (c)



■ Abb. 48. Schematische Darstellung einer Diffusions-gewichtenden-Sequenz

Meistens werden diffusionsgewichtete Bilder mit Echoplanar-Sequenzen aufgenommen. Zwischen dem Anregungspuls und der Signalaufnahme wird ein Gradientenimpuls-Paar geschaltet, welches die Sequenz für Diffusionseffekte empfindlich macht (■ Abb. 48). Anders als in der Phasenkontrastangiographie, haben hier beide Hälften des Impulspaares das gleiche Vorzeichen. Dank eines  $180^\circ$ -Radiofrequenz-Inversionsimpulses, der zwischen den beiden Gradientenimpulshälften eingestrahlt wird, ist der Effekt jedoch sehr ähnlich: Nur Signalphasen von Spins, die sich während des Impuls-Paares entlang des Gradientenfeldes verschieben, werden durch das Impulspaar verändert. Die Signalanteile einzelner Spins in einem Voxel, die alle aufgrund unterschiedlicher Verschiebungen unterschiedliche Phasen haben, addieren sich nicht mehr konstruktiv. Es resultiert ein kleineres Signal, dessen Abschwächung von der Stärke und der Dauer der Gradientenimpulse, ihrer zeitlichen Separierung und der Diffusionskonstanten entlang der Gradientenfeldrichtung abhängt.

Die Empfindlichkeit auf Diffusionseffekte, die ein gegebenes Gradientenimpuls-paar-Inversionsimpuls-Sandwich einer Sequenz verleiht, wird mit dem »b-Faktor« gemessen. Er bestimmt den Signalverlust, der mit dieser Pulssequenz für eine gegebene Diffusionskonstante zu erwarten ist.

Die Diffusionskonstante kann quantitativ bestimmt werden, wenn eine Messung mit unterschiedlichen b-Faktoren wiederholt wird. Die Richtung des Gradientenfeldes wird dabei unverändert beibehalten. Die gemessene Diffusionskonstante wird in der Literatur als »Apparent Diffusion Coefficient«, ADC, bezeichnet, um sie von der Konstanten der ungehinderten Selbstdiffusion in reinem Wasser zu unterscheiden.

Bilder, deren Graustufenwerte den mittleren ADC in den abgebildeten Voxeln repräsentieren, werden als »ADC maps« bezeichnet. Eine akut infarzierte Region, die sich auf einem diffusionsgewichteten Bild hell kontrastiert (reduzierte Beweglichkeit der Wassermoleküle), zeichnet sich auf der entsprechenden ADC-Karte dunkel ab (verringerte Diffusionskonstante).

Die Diffusionskonstante kann auch in mehrere Richtungen gemessen werden, indem zusätzlich die Richtung des sensibilisierenden Gradientenfeldes variiert wird. Mit solchen Messungen werden detaillierte Informationen über die lokale Geometrie der mikroskopisch kleinen Strukturen erhalten, die die Wasserdiffusion behindern. Nach der Messung der Diffusionskonstanten in sechs ausgewählte Richtungen kann diese Geometrie mit dem Formalismus dreidimensionaler Tensoren behandelt werden. Man spricht deshalb von der

Diffusionstensor-Bildgebung (»diffusion-tensor imaging«, DTI). In diesem Formalismus wird die mittlere Verschiebung eines Wassermoleküls in alle Richtungen durch ein Ellipsoid angenähert, dessen drei Hauptachsen im Falle anisotroper Diffusion unterschiedliche Längen haben können (■ Abb.47). Die Diffusionskonstante kann aber auch für weitere Richtungen ermittelt werden. Das erlaubt eine zunehmend genauere Nachzeichnung einer gemittelten Geometrie von den die Diffusion einschränkenden Strukturen innerhalb eines Voxels.

Das Hauptanwendungsgebiet der Diffusionstensor-Bildgebung ist die so genannte Traktographie (»Fiber Tracking, Tractography«) in der weißen Hirnsubstanz. Dabei wird versucht, aus der relativen Orientierung und Größe von Diffusionsellipsoiden in benachbarten Voxeln den räumlichen Verlauf von Nervenfasern über längere Distanzen zu rekonstruieren.

Die Aufnahme diffusionsgewichteter Bilder wird durch Bewegung aller Art empfindlich gestört. Dazu gehören sowohl ein Drehen oder Zittern des Kopfes oder durch das Atmen verursachte Verschiebungen bei Messungen im Torso. Eine schnelle Messzeit hat deshalb hohe Priorität. Die schnelle Schaltung der starken Gradientenimpulse stellt hohe Anforderungen an den Tomographen. Wenn eine Sequenz nur für die Diffusion in einer bestimmten Richtung sensibilisiert ist, können in den Bildern auch gesunde Areale »falsch« positiv kontrastiert sein, wenn die dominierende Faserrichtung senkrecht zur vorgewählten Diffusionsrichtung orientiert ist. Es sollten deshalb bei der Befundung Informationen über die Diffusion in 3 orthogonale Richtungen berücksichtigt werden. Das kann jedoch mit einer einzigen Aufnahme erreicht werden.

Das Gradientenpaar, das eine Messung für Diffusionsprozesse sensibilisiert, bewirkt nur eine Signalabschwächung im Vergleich zur Messung ohne die Zusatzgradienten. Strukturen, die im Vergleichsbild sehr hell sind, etwa der Liquor, können in einem leicht bis moderat diffusionsgewichteten Bild auch dann noch hell kontrastiert sein, wenn ihre Diffusionskonstante groß ist. Diese Tatsache wird in der Literatur manchmal als »T2-shine-through« bezeichnet. Erst bei sehr starker Diffusionsgewichtung sind die Signalintensitäten dominant durch die Diffusion bestimmt.

Die diffusionsgewichtete Bildgebung ist ein Gebiet intensiver Forschung. Sie liefert Informationen, die mit anderen Methoden nicht oder nur sehr beschränkt gewonnen werden können.

## 11.4 Der BOLD-Effekt in der funktionellen Hirnbildgebung

Die funktionelle MR-Bildgebung (fMRI) am Hirn, versucht Hirnregionen zu identifizieren, die auf eine möglichst genau definierte äußere Anregung mit einer Veränderung des Signals reagieren (»brain mapping«). Signalveränderungen werden meistens auf T2\*-gewichteten Bildern beobachtet. Klassische Anregungen sind zum Beispiel visueller (etwa das Betrachten von sich verändernden Mustern) oder sensomotorischer (etwa das Bewegen der Finger gemäß einem vorgegebenen Muster) Natur. Es gibt eine große Vielfalt verschiedener Protokolle der Hirnaktivierung und deren Abgleichung mit der Datenaufnahme (»Paradigmen«).

Es wird davon ausgegangen, dass die Stimuli den Sauerstoffbedarf spezifischer, »aktivierter« Hirnregionen erhöhen, worauf das Hirn mit einer lokalen Gefäßerweiterung

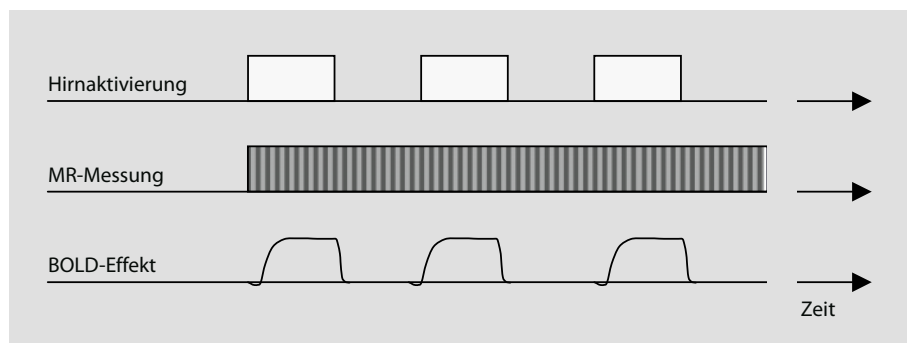
reagiere. Dies erhöhe sowohl den kapillaren Blutfluss als auch das Blutvolumen in den aktivierten Regionen. Die gesteigerte Sauerstoffzufuhr übertreffe ab einer physiologisch bedingten Reaktionszeit den Bedarf, so dass der Sauerstoffgehalt im Blut des lokalen Kapillarbets vorübergehend ansteige. Der erhöhte Anteil an sauerstofftragenden Hämgruppen im Hämoglobin verursache eine verlängerte  $T2^*$ -Zeit des umgebenden Wassers, was den beobachteten Signalanstieg in  $T2^*$ -gewichteten Bildern bedinge. BOLD steht für »Blood-Oxygen-Level Dependent«.

Das zweifach positiv geladene Eisenion einer Hämgruppe ohne koordiniertes Sauerstoffmolekül ist aufgrund ungepaarter Elektronen in seiner Elektronenhülle paramagnetisch. Es verursacht eine Verkürzung des  $T2^*$ -Wertes im umgebenden Wasser. Im Gegensatz dazu sind die Elektronen einer sauerstofftragenden Hämgruppe alle gepaart und die Gruppe ist diamagnetisch. Sie hat keinen nennenswerten Einfluss auf die Relaxationszeiten des umgebenden Wassers. Eine Erhöhung der Sauerstoffsättigung des Hämoglobins sollte deshalb den  $T2^*$ -Wert des Wassers im Blut verlängern.

Neben dem Sauerstoffgehalt des Blutes und dem BOLD-Kontrast kann mit anderen Techniken auch die erhöhte Perfusion oder das erhöhte Blutvolumen für einen Nachweis erhöhter Hirnaktivität ausgenutzt werden.

Für den Nachweis des BOLD-Effektes werden meistens stark  $T2^*$ -gewichtete GRE-EPI Sequenzen (► Kap. 8.5) eingesetzt, mit denen das ganze Hirn in wenigen Sekunden abgebildet werden kann. Da die Signalveränderungen relativ klein sind, werden üblicherweise alle Schichten wiederholt aufgenommen. Die Messung wird kontinuierlich weitergeführt, während zwischen Perioden der Hirnaktivierung und Ruheperioden abgewechselt wird (»Block-Design-Paradigmen«, ■ Abb. 49). Für jedes Voxel wird darauf eine Wahrscheinlichkeit dafür ermittelt, dass der zeitliche Ablauf der lokalen Signalveränderungen durch das Ein- und Ausschalten der äußeren Anregung verursacht worden ist. Voxel, für die die Wahrscheinlichkeit einen Schwellenwert überschreitet, werden auf einer Aktivierungskarte (»activation map«) eingefärbt. Für die visuelle Beurteilung und die Lokalisierung der aktivierten Stellen im Hirn werden solche Karten auf traditionelle MR-Bilder überlagert, die die Anatomie mit größerer Auflösung und besserem Signal abbilden.

Der BOLD-Kontrast wächst mit der Magnetfeldstärke des MR-Tomographen. Aufgrund des Lärms bei der Datenaufnahme sind Reaktionen der Hirntätigkeit auf audito-



■ Abb. 49. Schematische Darstellung einer Block-Design-Untersuchung in der funktionellen Hirnbildgebung

rische Reize etwas schwierig zu messen. Die zeitliche Auflösung für die Erfassung von physiologischen Veränderungen ist zudem bei den Standardverfahren limitiert. Ein Trend geht deshalb hin zu »ereignisbezogenen («event related») Paradigmen«, in denen die Perioden der Aktivierung kurz gehalten werden. Die Region mit erhöhter Sauerstoffsättigung des Blutes ist unter Umständen einiges größer, als die ursprünglich aktivierte Region, was die erreichbare Auflösung limitiert. Weiter hängen  $T2^*$ -Werte kritisch von vielen mikroskopischen Gegebenheiten ab, die schwierig zu isolieren sind. Das Ausmaß der Signalveränderung kann deshalb nicht mit konkreten physiologischen Parametern in eine quantitative Beziehung gebracht werden.

Im Vergleich zu den Forschungsaktivitäten ist die Bedeutung der funktionellen MR-Tomographie in der klinischen Routine an den meisten radiologischen Zentren relativ klein. Sie wird etwa bei der Planung von Interventionen eingesetzt. Trotz ihrer Limitationen erlaubt die funktionelle BOLD-Kontrast-Bildgebung einen vollständig nicht-invasiven und strahlungsfreien Nachweis von subtilen Veränderungen der Hirntätigkeit mit einer räumlichen Auflösung im Bereich von 1–2 mm oder besser und einer zeitlichen Auflösung bis in den Bereich von 100 msec.

## 11.5 Bildgebung am Herzen

Die rasche Bewegung des Herzmuskels erzeugt bei langen Messzeiten Verwischungen und andere Artefakte entlang der Phasenkodierrichtung von MR-Bildern. Die Messzeit einer Einzelschicht kann heute so weit verkürzt werden, dass die Herzbewegung mit wiederholten Aufnahmen in »Beinahe-Echtzeit« beobachtet werden kann, ohne dass die Herz- oder die Atembewegung gröbere Artefakte verursachen. Für weitgehend artefaktfreie Bilder sollte dafür die Messzeit unter ca. 50 msec für systolische Herzphasen, respektive unter 200 msec für diastolische Phasen bleiben.

**Die Echtzeitbildgebung wird bislang vor allem dafür eingesetzt, das Herz und seine Kurz- und Langachsenschnitte zu Beginn einer Untersuchung schnell zu lokalisieren.**

Falls die räumliche oder zeitliche Auflösung von »Echtzeitaufnahmen« verbessert werden soll, muss die Aufnahme eines Einzelbildes auf mehrere Herzschläge verteilt («segmentiert») werden. Das ist möglich, weil die Herzbewegung im Normalfall periodisch ist und sich der Herzmuskel in der gleichen Phase unterschiedlicher Zyklen jeweils am selben Ort befindet. Um sicherzustellen, dass alle Daten für ein Bild in der gleichen Herzphase aufgenommen werden, müssen segmentierte Messungen mit dem Herzschlagrhythmus abgeglichen werden. Dazu werden dem Tomographen EKG-Signale zugeführt. Die Software versucht dann, die R-Zacke des QRS-Komplexes in jedem Herzschlag zu detektieren. Mit dieser Information kann entweder eine Datenaufnahme in einer bestimmten Herzphase gestartet werden («cardiac triggering», »prospective cardiac gating») oder aber es können kontinuierlich gemessene Daten im Nachhinein den zugehörigen Herzphasen zugeordnet werden («retrospective cardiac gating»).

Die Messzeit pro Herzschlag wird durch eine Verteilung der Bildaufnahme in mehrere Herzschläge kürzer, so dass die Herzbewegung mit besserer zeitlicher Auflösung

abgebildet werden kann. Die Zeit zwischen Beginn und Ende der Datenaufnahme für ein Bild wird jedoch länger, so dass sich Verschiebungen der Anatomie, die durch das Atmen verursacht sind, stärker auswirken.

Ein Lösungsansatz besteht darin, die Messung unter Anhalten des Atems durchzuführen. Wenn man z. B. annimmt, dass die Repetitionszeit ( $TR$ ) 3,5 msec kurz sei, und in jeder Repetitionsperiode nur die Daten eines Phasenkodierschrittes gemessen werden, können in 50 msec 14 Phasenkodierschritte aufgenommen werden. Wenn 224 Bildpunkte in der Phasenrichtung eines Bildes aufgelöst werden sollen, muss die Aufnahme auf  $224/14=16$  Herzschläge verteilt werden. Ein Atemanhalten über 16 Herzschläge kann aber für Patienten mit Herzproblemen schon kritisch lang sein.

Da die Atembewegung ebenfalls periodisch ist, kann die Datenaufnahme nicht nur in verschiedene Herzschläge, sondern auch in unterschiedliche Atemzüge verteilt werden. Dazu wird der Atemrhythmus beobachtet: Mit einer kurzen eindimensionalen Messung wird abwechselnd mit der Bilddatenaufnahme immer wieder die Grenze zwischen dem Zwerchfell und der Lunge in der Körperlängsrichtung lokalisiert. Mit dieser Information können die Bilddaten prospektiv oder retrospektiv mit Phasen des Atemzyklus verknüpft werden (Navigator-Technik). Mit der Navigator-Technik ist die Messzeit nicht auf die Dauer eines Atemanhaltens beschränkt, sondern die Messungen können bei freier Atmung durchgeführt werden. Die Datenaufnahme ist jedoch weniger effizient, was zu langen Messzeiten führen kann. Außerdem funktionieren Navigator-Techniken tendenziell besser bei gesunden Probanden, mit vergleichsweise regelmäßigen Herzschlag- und Atemrhythmen.

In Kombination mit den Gating-Techniken erlauben die schon besprochenen Techniken der kardiovaskulären Bildgebung eine Darstellung der Anatomie aller Herzkammern und der zu- und abführenden Gefäß – in drei Dimensionen, ohne Strahlenbelastung und mit durchweg guter Empfindlichkeit. Dies ermöglicht wiederholbare Untersuchungen mit Fragestellungen nach angeborenen Fehlbildungen, nach verschiedenen Formen der Kardiomyopathie, nach Klappenfehlern, nach Erkrankungen des Perikards, sowie nach dem Zustand von Bypass-Gefäßen oder von Transplantatherzen. Für eine Abbildung der Herzkranzgefäße gibt es eine große Vielfalt von Pulssequenzen und Sequenzmodifikationen, die alle ihre Vor- und Nachteile haben. Die Stärken der MR-Bildgebung bei Fragestellungen im Zusammenhang mit der koronaren Herzkrankheit liegen zurzeit vor allem in einem strahlungsfrei wiederholbaren Erfassen von Morphologie, Funktion und Perfusion, sowie in der Lokalisierung und genauen Abgrenzung von Infarktregionen.

Im Folgenden wird auf einige spezifische Anwendungen etwas näher eingegangen.

## 11.6 Herzbildgebung mit SSFP-Sequenzen

Die Aufnahme von »Steady-State-Free-Precession«-Bildern ist in den letzten Jahren zu einem festen Bestandteil der Herz-MRI-Protokolle geworden. Im Vergleich zu anderen Gradientenecho-Sequenzen liefert die SSFP-Sequenz (► Kap. 7.7) mit kürzeren  $TR$ -Zeiten (ca. 2–5 msec) ein größeres Blutsignal. Die Sequenz erlaubt deshalb eine schnelle Abbildung des Blutes in den Herzkammern mit einer guten Kontrastierung zum Herzmuskel. Der Kontrast bleibt auch dann erhalten, wenn der Blutfluss durch die Abbildungsebene klein ist, und das Blutsignal nicht durch »In-flow«-Effekte verstärkt wird. Das kann insbesondere für Bilder, die die Längsachse der linken Herzkammer abbilden, ein wichtiger Vorteil sein.

Meistens wird die Sequenz im »CINE«-Modus gefahren, in dem jede Schicht in mehreren Phasen des Herzzyklus abgebildet wird. Im Beispiel mit Messzeitsegmenten von 50 msec könnte die Bewegung des Herzmuskels nach einer Aufnahme bei einem Puls von 70 Schlägen pro Minute auf 17 Abbildungen unterschiedlicher Phasen verfolgt werden. Nach der Aufnahme mehrerer Schichten, in separaten Atemhalte-Perioden, kann die Bewegung des ganzen Herzens beurteilt und quantifiziert werden. Dabei kann auch die Herzspitze auf Langachsenschnitten mit guter Qualität abgebildet werden.

Solche Datensätze erlauben eine Bestimmung von »globalen« morphologischen und funktionellen Parametern, wie z. B. der Masse des Myokards, der Auswurfraction beider Ventrikel, oder des Schlagvolumens. Die Daten können ohne geometrische Annahmen direkt gemessen werden und mit guter Genauigkeit auch von anderen messenden und/oder auswertenden Untersuchenden reproduziert werden.

Neben den globalen Parametern können auch regionale funktionelle Parameter, wie z. B. die lokale Wandbewegung und -verdickung des linksventrikulären Myokards von Diastole zu Systole, vermessen werden. Für Myokardregionen, die unter medikamentös induziertem Stress (Dobutamin) hypokinetisch sind, sich in Ruhe aber normal bewegen, können mit guter diagnostischer Treffsicherheit Durchblutungsprobleme diagnostiziert werden.

Das in SSFP-Bildern beobachtete Blutsignal ist in Anwesenheit eines MRA-Kontrastmittels in moderaten Konzentrationen noch einmal leicht erhöht.

Die SSFP-Sequenz reagiert empfindlich auf Unterschiede im statischen Magnetfeld, insbesondere im Zusammenhang mit Flusseffekten, sowie auf eine falsch eingestellte Radioimpuls-Frequenz. Die Probleme sind aber technisch so weit gelöst, dass die Sequenz mit sehr guter Zuverlässigkeit in der Routine eingesetzt werden kann.

## 11.7 Myokardperfusionsbildgebung

Die Durchblutung des Myokards wird im MRI meistens über Signalverstärkungen auf *T1*-gewichteten Bildern untersucht, die während des ersten Durchgangs eines paramagnetischen Kontrastmittels durch das Muskelgewebe aufgenommen. Die Bilder werden idealerweise in jedem Herzschlag neu gemessen. Das Kontrastmittel wird intravenös appliziert, meistens in niedrigeren Dosen, als sie in der Angiographie verwendet werden. Lokal begrenzte ischämische Myokard-Regionen können direkt beobachtet werden. Sie zeichnen sich durch ein verspätetes Anfluten des Kontrastmittels und/oder eine niedrigere maximale Signalintensität während des Kontrastmitteldurchgangs aus. Die Unterschiede zu benachbartem, normal versorgtem Myokard sind insbesondere in Filmsequenzen der schnell nacheinander abgespielten Bilder gut zu erkennen. Es lassen sich so auch Durchblutungsprobleme gut nachweisen, die auf innere Schichten des Herzmuskels beschränkt sind, was mit den meisten konkurrierenden Methoden nicht gleich gut möglich ist.

Die Untersuchungen werden unter pharmakologisch induzierter Belastung (Adenosin, Dipyridamol) und unter Atemhalten durchgeführt. Die eigentliche Messung dauert weniger als eine Minute. Zur Differenzierung der minderdurchbluteten Regionen in vitale (»viable«) und infarzierte Bereiche, werden die Stressmessungen mit einer Perfusionsmessung in Ruhe oder aber mit einer »Late-Enhancement«-Messung (► Kap. 11.8) kombiniert.

Am häufigsten werden schnelle Gradientenecho- oder Multishot-EPI-Sequenzen eingesetzt, denen ein »Präparations«-Radiofrequenzimpuls vorgeschaltet ist. Je nachdem ob es sich dabei um einen 90°-Sättigungs- oder einen 180°-Inversions-Impuls handelt, spricht man von einer »Saturation-Recovery«- oder einer »Inversion-Recovery«-Sequenz. Während letztere das Potenzial für eine stärkere *T1*-Gewichtung hat, bietet erstere den Vorteil einer besser reproduzierbaren Messung, die etwa durch arhythmische Herzschläge weniger stark verzerrt wird. Je nach Parametern und Tomographen-spezifischen Tricks können momentan bis zu etwa vier Schichten pro Herzschlag oder acht Schichten jeden zweiten Herzschlag abgebildet werden.

Für eine quantitative Auswertung muss der Zeitverlauf der Kontrastmittelkonzentration im Herzmuskel in Relation zum Zeitverlauf der Kontrastmittelkonzentration im versorgenden arteriellen Blut gesetzt werden. Da dieser nicht für jedes Voxel direkt gemessen werden kann, wird er mit dem des Blutes in der linken Herzkammer angenähert. Zu den Problemen, die sich dabei ergeben, und für die unterschiedlichste Lösungsansätze existieren, gehören die folgenden: Eine unterschiedliche Signalverstärkung in Myokard und Blut, ein schlecht abschätzbarer Einfluss des Wasseraustausches durch Zell- und Kapillarmembranen, die Unkenntnis der Durchlässigkeit der Kapillarmembran für das Kontrastmittel, Signalunterschiede aufgrund unterschiedlicher Empfindlichkeit der signalempfangenden Spule, sowie nicht quantifizierbare Signalverstärkungen durch atembedingte Verschiebungen der Anatomie durch die Abbildungsebene.

Trotz solcher Probleme berichtet die Literatur von weitgehend Beobachter-unabhängigen, numerischen Auswertungen mit hoher diagnostischer Treffsicherheit gegenüber verschiedenen Referenzmethoden.

## 11.8 Späte Signalverstärkung: »Late-Enhancement«

Die Late-Enhancement-Bildgebung kontrastiert Myokard-Areale hell, in denen die Kontrastmittelkonzentration etwa 10–20 Minuten nach der intravenösen Gabe einer angiographischen Kontrastmitteldosis höher ist als im umgebenden, gesunden Myokard. Damit kann sowohl akut infarziertes Gewebe, wie auch Narbengewebe von älteren Infarkten mit hoher Auflösung gut abgegrenzt werden (»bright is dead«). Es wird davon ausgegangen, dass die Kontrastmittelkonzentration aufgrund eines größeren Anteils des extravaskulären, extrazellulären Volumens und/oder einer langsameren Auswaschung erhöht ist. Die bisherigen Validierungsstudien deuten darauf hin, dass die Infarktgröße aus den Bildern sehr genau abgeleitet werden kann.

Ein Late Enhancement wird aber nicht nur bei myokardialen Infarkten beobachtet. Auch von anderen Erkrankungen betroffene Myokardregionen können ähnliche Signalverstärkungen zeigen. Während Infarktregionen normalerweise auf subendokardiale Regionen beschränkt sind, oder aber in schwereren Fällen transmurale Ausdehnung erreichen, können hier die Bereiche später Signalverstärkung auch auf die Wandmitte beschränkt sein.

Es sind andererseits auch Fälle von besonders schlecht durchbluteten Arealen dokumentiert worden, in die das Kontrastmittel bis zur Datenaufnahme nicht einströmen kann, und die sich deshalb trotz fehlender Vitalität nicht positiv kontrastieren. Das gilt insbesondere für Bilder, die in den ersten Minuten nach der Kontrastmittelapplikation

aufgenommen werden. Davon kann etwa das Zentrum von ausgedehnten Infarkten betroffen sein, das sich dann auf den Bildern dunkel von einer hell kontrastierten Infarkt-peripherie abhebt. Berichte zu solchen Fällen findet man in der Literatur z. B. unter dem Begriff »microvascular obstruction«. Es gibt gute Hinweise darauf, dass ein über mehrere Tage unveränderter Befund einer mikrovaskulären Blutflussblockade mit besonders schlechten Prognosen assoziiert ist.

Late-Enhancement-Bilder werden mit GRE-basierten »Inversion-Recovery«-Sequenzen aufgenommen. Die Erholungszeit zwischen dem vorgeschalteten Radiofrequenz-Inversionspuls und der Datenaufnahme (*TI*, »Inversion Time«) wird so eingestellt, dass die Magnetisierung des gesunden Myokards zum Zeitpunkt der Aufnahme des K-Raumzentrums durch Null durchgeht, so dass vitale Myokardbereiche dunkel abgebildet werden. Die *TI*-Zeit muss unter Umständen der sich verändernden Kontrastmittelkonzentration angepasst werden, wenn die Datenaufnahme mehrere Minuten dauert. Es gibt sowohl 2D- wie auch 3D-Versionen der Pulssequenzen.

Während die Unterscheidung von infarziertem und gesundem Gewebe traditionell gut gelingt, kann der Kontrast zwischen subendokardialen Infarkten und dem Blut in der linken Herzkammer zum Teil ungenügend sein und Zusatzexperimente, etwa mit verändertem *TI*, nötig machen.

Der Late-Enhancement-Bildgebung wird verschiedentlich das Potenzial zugeschrieben, zur Methode der Wahl für den Nachweis, die Lokalisierung und die Vermessung von Myokardinfarkten zu werden.

### 11.9 Nachweis pathologisch hoher Eisenkonzentrationen im Herzmuskel

---

Es scheint möglich, dass pathologisch hohe Eisenkonzentrationen im Myokard mit genau definierten Aufnahme- und Auswerteprotokollen anhand von  $T2^*$ -Verkürzungen mit der Magnetresonanztomographie verlässlich nachgewiesen werden können. Dazu wird ein Kurzachsenschnitt durch einen zentralen Bereich des linken Ventrikels mehrmals mit einer GRE-Sequenz und unterschiedlichen Echozeiten abgebildet. Aus dem mit wachsender Echozeit beobachteten Signalabfall kann die  $T2^*$ -Relaxationskonstante in einer beispielsweise im Septum platzierten »Region of Interest« ermittelt werden. In vorläufigen Studien, insbesondere an Thalassämie-Patienten, ist gezeigt worden, dass erst unterhalb eines Schwellenwerts eine weitere  $T2^*$ -Verkürzung mit einer Verschlechterung der Herzfunktion einhergeht. Der Schwellenwert lag bei 1,5 T bei 20 msec, während ein Mittelwert von 52 msec für gesunde Probanden ermittelt wurde. Eine Evaluation der  $T2^*$ -Relaxationszeiten könnte demnach eine Entscheidungsgrundlage dafür bieten, bei welchen Patienten eine intensive und aufwändige Behandlung mit eisenbindenden Chelatliganden angezeigt ist, um eine Beeinträchtigung der Herzfunktion, mit entsprechend schlechten Prognosen, zu verhindern.

# MR-Kontrastmittel

*Johannes M. Froehlich*

## 12.1 Wirkungsweise

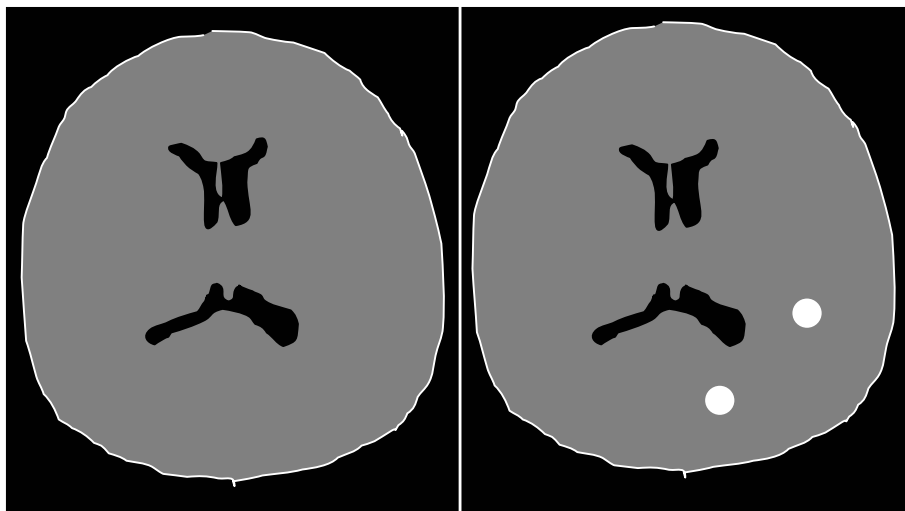
Die Signalintensitätsdifferenz (SI-Differenz) zweier Gewebe bestimmt im MR den Bildkontrast. Er ist sowohl von intrinsischen (körpereigenen Gewebeeigenschaften) als auch von extrinsischen (gerätespezifischen) Faktoren, insbesondere der verwendeten Pulssequenz, abhängig.

MR-Kontrastmittel sind Pharmazeutika, welche dank Kontrastanhebung und ihrer dynamischen Information (Pharmakokinetik) zur Verbesserung der diagnostischen Aussage (höhere Sensitivität, Spezifität, funktionelle Aussage) in der Kernspintomographie eingesetzt werden. Neben den spezifischen physikochemischen Anforderungen, die sich aus ihrem Einsatz in der MR-Bildgebung ergeben, muss selbstverständlich auch ihr pharmakologisches Profil berücksichtigt werden. Nach ihrem Einsatz sollten MR-Kontrastmittel den Körper rasch wieder verlassen und selbstverständlich möglichst inert (ohne eigene Wirkung) sein.

Bei der Wirkungsweise der MR-Kontrastmittel kommen im Prinzip alle bereits besprochenen physikalischen Grundlagen der Kernspintomographie wie die Spin-Spin-Wechselwirkung, die gepulste Anregung mit Relaxation, oder auch die magnetischen Eigenschaften einer Substanz in Frage. MR-Kontrastmittel verändern die auch sonst spontan ablaufenden Resonanzvorgänge und führen dank Signalveränderung zur (veränderten) Darstellung gewisser Strukturen oder Pathologien. Hierbei werden die MR-Eigenschaften der Gewebe verändert:

- Verkürzung der T1-, T2- oder auch T2\*-Relaxationszeit,
- Veränderung/Störung der lokalen Magnetfeld-Homogenität (Suszeptibilitätseffekte),
- Veränderung der Protonendichte (Anzahl Protonen pro Voxel) eines Gewebes,
- Verschiebung der Resonanz- oder Larmorfrequenz.

Welcher Einflussfaktor das Bild dominiert, hängt von der Wahl des eingesetzten Kontrastmittels, der Sequenzgewichtung oder auch physiologischen Parametern ab. Gut veranschaulichen das die am häufigsten klinisch eingesetzten Gadoliniumkomplexe, die prinzipiell alle drei Relaxationszeiten (T1, T2 und T2\*) verkürzen. Typischerweise wird in der Praxis vor allem die T1-Verkürzung mit entsprechendem Signalanstieg bei der kontrastmittelgestützten MR-Bildgebung ausgenutzt. Dies führt bei entsprechender Sequenzwahl



■ **Abb. 50.** T1-gewichtetes Nativ-MRT-Bild (links) sowie das nach i.v. Verabreichung von 0,1 mmol Gd/kg Körpergewicht erzielte Kontrastbild (auch T1-gewichtet; rechts): Zwei zusätzliche Läsionen sind im ZNS nach Kontrastmittelgabe sichtbar geworden. Im Unterschied zum Röntgenkontrastbild (Absorptionsbild) sieht man nicht etwa das Kontrastmittel (also beispielsweise Gd) selber, sondern nur dessen Einfluss auf die Relaxationseigenschaften der sie umgebenden Protonen. Der Signalanstieg der Protonen in den beiden Läsionen beruht auf der lokalen T1-Verkürzung (Relaxations-Energietransfer wird katalysiert) bei extravaskulärer Verteilung des Kontrastmittels innerhalb der Pathologie. Das Kontrastmittel hat die sonst hermetisch dicht verschlossene Blut-Hirn-Schranke passiert. Damit werden alle interstitiellen Bereiche der Läsion, wohin das Kontrastmittel sich verteilen kann, sichtbar gemacht

mit T1-Gewichtung (kurze TR, kurze TE, angepasste Flip-Winkel) zum Signalanstieg im »kontrastierten« Gewebe (■ Abb. 50).

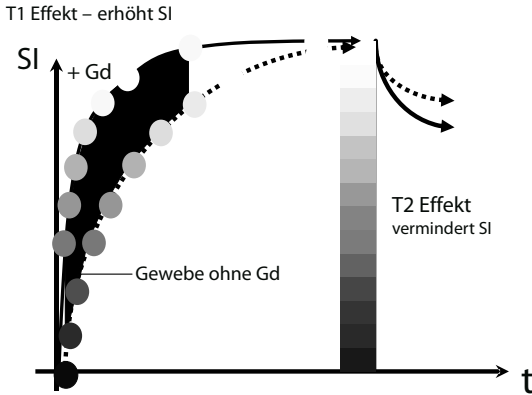
Bei höheren Konzentrationen, wie sie beispielsweise beim »First-pass« (erster arterieller Durchgang des KM) durch die ZNS-Gefäße auftreten, also bei sog. Perfusionsuntersuchungen, kann allerdings auch der T2/T2\*-Signalabfall mit Hilfe einer T2- oder T2\*-Gewichtung (längere TE) gemessen werden. Vorteil bietet die relativ lineare Dosis-Wirkungs-Beziehung, die im Gegensatz zu T1-Effekten eine bessere Quantifizierung der Perfusion oder Durchblutung erlaubt.

Zum besseren Verständnis der Wirkungsweise von MR-Kontrastmitteln soll auf die einzelnen physikalischen Vorgänge näher eingegangen werden:

### Verkürzung der T1- und T2-Relaxationszeiten (am wichtigsten)

Das Kontrastmittel beschleunigt (katalysiert, stimuliert) sowohl die T1- (longitudinale Komponente; Spin-Gitter-Relaxation) als auch die T2-Relaxation (transversale Relaxation, skalare, Spin-Spin-, Dipol-Dipol-Wechselwirkung) der sie umgebenden Protonen.

Bei der T1-Relaxation wird die longitudinale Relaxationskomponente d. h. die bei der Larmor-Anregung aufgenommene Energie durch das Kontrastmittel rascher vom Protonenspin auf seine Umgebung transferiert (Energietransfer). Die Energieabgabe führt



■ **Abb. 51.** Relaxations-Zeitkurve eines Gewebes mit respektive ohne Gd. Die T1-Verkürzung mit höherem Signal ist nur über einen bestimmten Zeitraum zu erkennen (schraffierter Bereich). Dies entspricht der T1-Gewichtung mit kurzen TR-Zeiten. Bei längeren Repetitionszeiten ergibt sich kein SI-Unterschied (außer bei hohen Konzentrationen aufgrund des zunehmenden T2-Effektes)

zu einer rascheren Relaxation der benachbarten Protonen. Weil die Protonenspins sich schneller »erholen«, nimmt das Signal bei einer T1-Gewichtung (d. h. bewussten Akquisition der longitudinalen Relaxationskomponente) im MR-Bild zu (■ Abb. 51). Somit werden diese Kontrastmittel als *positive Kontrastmittel* bezeichnet. Parallel hierzu nimmt auch die  $B_0$ -Magnetisierung wieder zu, da die Protonen vom »antiparallelen« Energiestatus zunehmend in den »parallelen« umklappen (T1-Kurve; exponentiell). Die spontane, d. h. ohne KM erfolgende Energieabgabe der stimulierten Protonen erfolgt im relativ niedrigen RF-Bereich des MR ziemlich langsam. Nach MR-Kontrastmittelgabe »stimuliert« sozusagen die Wechselwirkung zwischen angeregten Protonen und lokalen elektromagnetischen Feldern die Energieabgabe mit verkürzten T1-Relaxationszeiten. Dahinter verbirgt sich die Interaktion ungepaarter Elektronenspins des Kontrastmittels mit den umliegenden Wasserstoffkernen (Wasser-, Fett- oder Eiweißmoleküle des Gewebes). Somit haben wir es bei MR Kontrastmitteleffekten streng genommen auch mit Phänomenen der Elektronenhülle und nicht nur mit denjenigen der Atomkerne zu tun. Beispielsweise treten beim Gadolinium mit seinen sieben einzelnen Elektronenspins (■ Abb. 52) Wechselwirkungen mit ihnen nahe kommenden Protonenspins auf. Hierbei werden »innersphärische« (Wechselwirkung mit fest ans Gadolinium gebundenem Wasser) und »außersphärische« Phänomene (Wechselwirkung mit ungebundenem, in der Nähe diffundierendem Wasser) unterschieden. Beide Phänomene tragen entscheidend zur Relaxation bei und können u. a. chemisch mit der Komplexstruktur und dem Chelator beeinflusst werden.

Zeitlich gesehen dominant sind bei der Relaxation gelöster und damit frei beweglicher Protonen die Dipol-Dipol-Wechselwirkungen, die sich auf die transversale Relaxation auswirken ( $T_2 < T_1$ ). MR-Kontrastmittel verstärken die bei T2-Gewichtung erkennbaren Spin-Spin-Effekte, die zu einer rascheren Dephasierung und somit Beschleunigung der Phaseninkohärenz (Verkürzung der T2-Relaxation) führen. Dies führt zu einer Signalabnahme besonders auf T2-gewichteten Pulssequenzen. Voraussetzung sind ein hohes magnetisches Moment, welches bei ungepaarten Elektronen ca. 657-mal stärker als bei den Protonen ist. Zudem muss bei der Larmor-Anregungsfrequenz, die allerdings von der Feldstärke abhängt, eine Spin-Transition oder Anregung der Elektronen möglich sein. Eine langsame Spin-Relaxationszeit der Kontrastmittel-Elektronen begünstigt ebenfalls die Dipol-Dipol-Wechselwirkungen. Schließlich ist auch eine gewisse räumliche Nähe entscheidend, die wiederum strukturabhängig ist (► Kap. 12.3). Gadolinium mit seinen

sieben ungepaarten Elektronen,  $7/2$ -Spins und einer relativ langen Elektronen-Spin-Relaxationszeit weist auch bezüglich der T2-Relaxation optimale Voraussetzungen auf.

Bei hohen Kontrastmittelkonzentrationen, z. B. in den ableitenden Harnwegen oder Fehlverdünnungen in der MR-Arthrographie, kommt es zunehmend zu einer Dominanz des rascheren T2-Effektes, sodass das Signal abnimmt, besonders auf T2-gewichteten Bildern (■ Abb. 51).

Aus mechanistischer Sicht sollten die T1- (longitudinal, Spin-Gitter-Energieabsorption) aber auch die T2-Relaxation (transversal, Dipol-Dipol-Wechselwirkung) von der ebenfalls zum Signalabfall führenden T2\*-Relaxation (= Suszeptibilitätseffekt), die praktisch überlagert durch paramagnetische, superparamagnetische oder ferromagnetische MR-Kontrastmittel provoziert wird, differenziert werden (s. u.). Der T2\*-Effekt lässt sich durch lokale Feldinhomogenität aufgrund von Suszeptibilität erklären (→ beschleunigte Dephasierung aufgrund von Suszeptibilitätseffekten).

Die Bedeutung des Umgebungseinflusses erkennt man gut an der unterschiedlichen Relaxationsdauer:

- im Vakuum spontane Relaxation in  $10^{16}$  Jahren,
- in einer wässrigen Lösung in ca. 1 s,
- in einer wässrigen Kontrastmittellösung in wenigen Millisekunden.

Das unterschiedliche Signal im Kontrastmittel durchfluteten Gewebe (im Allgemeinen in der T1-Wichtung ein deutlich höheres Signal, in der T2-Wichtung bei höheren Konzentrationen ein niedrigeres Signal) beruht also auf unterschiedlichen Relaxationszeiten gegenüber Gewebe ohne Kontrastmittelaufnahme (■ Abb. 51). Auf den Bildern erkennbar wird dies allerdings erst unter Voraussetzung, dass die richtige Pulssequenz oder Bildgewichtung (z. B. bei Gd vorwiegend eine T1-Gewichtung mit kurzen TR) sowie eine entsprechende Kontrastmittelverteilung vorliegen. Praktisch gesehen wählt man durch Einstellung der Sequenzparameter einen bestimmter Abszissen-Kurvenschnittpunkt auf der Relaxations-Zeitkurve (■ Abb. 51) mit entsprechendem Kontrast. Lange Repetitionszeiten erhöhen zwar das Signal, verringern aber zunehmend den Kontrast; längere Echozeiten hingegen führen zu erhöhter T2-Wichtung und entsprechendem Signalabfall. Auch hier ist bei sehr langen Echozeiten mit einem Verlust an Kontrast zu rechnen. Praktische Beispiele für Relaxationsbeschleuniger sind die klinisch eingesetzten Gadolinium-, Mangan- oder Eisenverbindungen.

### **Beschleunigung der Dephasierung durch lokale Feldinhomogenitäten (Suszeptibilitätseffekte)**

Aufgrund des hohen Magnetfeldes werden paramagnetische, superparamagnetische oder auch ferromagnetische Kontrastmittel im MR-Gerät positiv magnetisiert. Diese induzierten positiven Magnetfelder führen dort, wo sich das Kontrastmittel ansammelt, zu einer Störung des sonst homogenen Feldes, was die T2-Dephasierung der Protonen über die normale FID-Relaxation hinaus beschleunigt. Die zusätzliche Verkürzung der T2-Zeit wird deshalb auch als T2\*-Zeit oder Suszeptibilitätseffekt bezeichnet. Auf T2-gewichteten Sequenzen führt das Kontrastmittel zu sog. T2\*-Effekten, die das Signal weiter reduzieren. Man bezeichnet sie deshalb als *negative Kontrastmittel*. Praktische Beispiele sind die superparamagnetischen Eisenoxidnanopartikel (SPIO; retikuloendotheliales System

(RES-)spezifische Leberkontrastmittel), die als leberspezifische Kontrastmittel das Signal des normalen Leberparenchyms unterdrücken. Ähnliche Phänomene können auch zu Artefakten führen (→ Metallartefakte). T2\*-Effekte werden bei hohen Feldstärken, wechselnden Gradienten-Feldern, langen Echozeiten und an Grenzflächen begünstigt.

### Beeinflussung der Spin- oder Protonendichte

Die Anzahl Protonen pro Voxel hat einen direkten Einfluss auf das Signal. Je mehr Protonen angeregt werden können, desto höher fällt das Signal aus. Kontrastmittel können die Protonenzahl durch eine Verdrängung oder Verschiebung des vorhandenen Wassers verändern. Praktisch gesehen erfolgt am häufigsten eine Reduktion der Protonenzahl (z. B. mittels freonartiger Verbindungen wie Perfluorooctylbromid [PFOB], Bariumsulfat oder auch Fettemulsionen etc.). Daraus ergibt sich aufgrund der niedrigeren lokalen Protonendichte ein Signalverlust z. B. nach oraler Gabe von Bariumsulfat-Suspensionen.

### Verschieben der Resonanzfrequenz (Dysprosium)

Ähnlich wie bei der chemischen Verschiebung verursachen gewisse Kontrastmittel eine Verschiebung der Resonanzfrequenz der sie umgebenden Protonen um mehrere hundert ppm. Hierdurch kommt es zu einer Abnahme des messbaren Protonensignals. Dies ist von Dysprosiumverbindungen her bekannt, wird aber praktisch nicht klinisch eingesetzt.

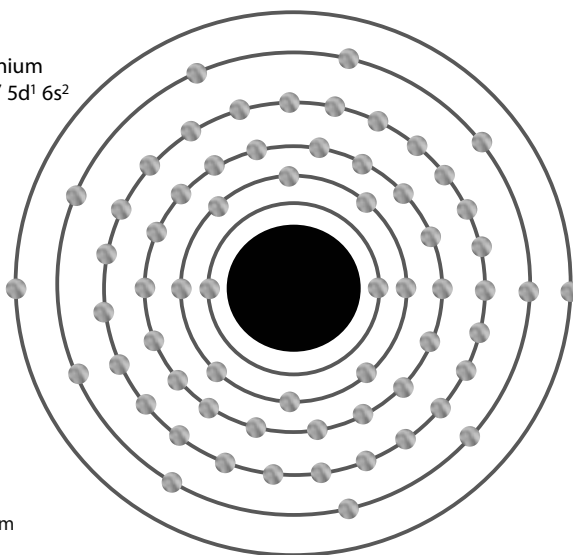
## 12.2 Chemische Struktur/Komplexchemie

Substanzen mit hoher Anzahl singulärer Spins und entsprechender Magnetfeldinduktion (Radikale; (super)paramagnetische Metalle) eignen sich als MR Kontrastmittel. Aus chemischer Sicht handelt es sich bei den klinisch eingesetzten MR Kontrastmitteln um Gadolinium- oder Manganlösungen respektive Eisenoxid-Nanopartikel. Das zu den seltenen Erden (Lanthanoide) gehörende Gadolinium weist in gelöster Form ( $Gd^{3+}$ ) sieben singuläre Elektronenspins auf (■ Abb. 52). Dies erklärt die hohen Dipol-Dipol- und Dipol-Gitter-Wechselwirkungen neben seinen paramagnetischen Eigenschaften.

Die relativ ausgeprägte Giftigkeit des Gadoliniums (z. B. als Gadoliniumchlorid) beruht auf dem praktisch identischen Ionendurchmesser (1,08 Å) im Vergleich zum Kalzium (1,14 Å). Damit blockiert gelöstes oder freies Gadolinium zahlreiche im Körper vom Kalzium abhängige Prozesse (Zellatmung, Muskelaktivität, Blutgerinnung, Transmission von Nervenimpulsen, Enzymfunktionen, zytokin-gesteuerte Transkription).  $Gd^{3+}$  ist einer der wirksamsten Kalziumantagonisten. Bei pH-Werten  $>6,4$  fällt Gadolinium zudem als unlösliches Gadoliniumhydroxid oder -phosphat aus. Die entstehenden Partikel werden von Makrophagen (u. a. Kupffer-Sternzelle, Histiozyten) endozytiert, was zu einer erhöhten Aufnahme durch das unspezifische Immunsystem führt. Damit verteilt sich frei werdendes Gadolinium ( $Gd^{3+}$ ) bevorzugt in makrophagenartigen Zellen und typischen Speicherorganen wie Leber, Milz oder auch Knochenmark.

Damit Gadolinium nicht in freier Form in den Körper gelangt, d. h. zur Reduktion seiner Toxizität sowie zur Optimierung seiner Kinetik, wird es an Chelat-Liganden gebunden. Der entstehende Gadoliniumkomplex (rechte Seite der Reaktionsgleichung) steht im

Gadolinium  
[Xe] 4f<sup>7</sup> 5d<sup>1</sup> 6s<sup>2</sup>



■ **Abb. 52.** Dank sieben ungepaarten Elektronen in der f-Schale ist Gadolinium stark paramagnetisch

Gleichgewicht mit den beiden freien Komponenten (linke Seite), wobei das Gleichgewicht in der Regel deutlich nach rechts verschoben ist:



Klinisch eingesetzt werden Gadoliniumkomplexe, die aus Chelat-Liganden (mehrzählige Liganden: -DTPA, -DOTA, -DTPA-BMA, -HP-DO3A, -BT-DO3A, -BOPTA), die sich möglichst fest und spezifisch an das Zentralatom, hier also an das Gadolinium binden (■ Abb. 53), bestehen. Die Gd-Komplexe weisen eine hohe Wasserlöslichkeit und damit eine vaskulär-interstitielle Verteilung bei vorwiegend renaler Elimination auf. Die Chelat-Liganden steuern die Pharmakokinetik. Unterschieden werden ringförmige Liganden (wie -DOTA, -BT-DO3A, -HP-DO3A), die auch als Makrozyklen bezeichnet werden sowie lineare – lang gestreckte (wie -DTPA, -DTPA-BMA, -BOPTA, -DTPA-BMEA), die sich dank ihren zahlreichen Koordinationsstellen Schritt für Schritt um das Zentralatom legen. Die Bindung des Zentralions erfolgt sowohl durch *ionische Bindungen* zwischen den negativ geladenen Säuregruppen und dem Gd als auch durch *van-der-Waals-Kräfte* zwischen den Stickstoff-Elektronenpaaren und Gd. Die Anzahl solcher Bindungen oder Koordinationsstellen wird auch als *Zähnigkeit* bezeichnet. Da ionische Bindungen thermodynamisch gesehen stärker sind, hängt die Komplexstabilität (s. u.) u. a. von der Anzahl ionischer Bindungen und Ionizität des Komplexes als Ganzes ab.

In den meisten der kommerziell erhältlichen Kontrastmittellösungen wird durch die Überschussgabe freier Chelat-Liganden (meist als Ca/Na-Komplex) eine zusätzliche Sicherheit hinsichtlich Gadoliniumfreisetzung erreicht. Die Liganden fangen eventuell freiwerdendes Gadolinium frühzeitig ab. Ausserdem verschieben sie das Gleichgewicht nach rechts in Richtung Gd-Komplex anstelle der Dissoziation (s. o. Reaktionsgleichung; Rechtsverschiebung).

Gadolinium als Zentralatom weist drei positive Ladungen auf, während der Chelat-Ligand drei bis fünf negative Ladungen aufweist. Je nach Chelat-Ligand muss die Gesamtladung mit Hilfe eines positiv geladenen Zuckermonomer-Zusatzes (Meglumin<sup>+</sup>, Methylglucamin<sup>+</sup>) in der Lösung ausgeglichen werden. Entsprechend werden ionische, geladene (z. B. Gd-DOTA<sup>-</sup>, Gd-DTPA<sup>2-</sup>, Gd-BOPTA<sup>2-</sup>, alle mit Meglumin-Zusatz) und nicht-ionische, neutrale Komplexe (z. B. Gd-DTPA-BMA, Gd-HP-DO3A, Gd-BT-DO3A, Gd-DTPA-BMEA) unterschieden. Der Begriff »nicht-ionisch«, welcher sich hier auf die Gesamtladung des Gd-Komplexes bezieht, kann nicht mit Röntgenkontrastmittel-Eigenschaften wie eine geringere Neurotoxizität oder bessere Verträglichkeit assoziiert werden.

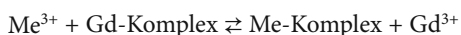
### Thermodynamische Stabilität

Die oben gezeigte Komplexbindung stellt einen reversiblen Vorgang dar, d. h. es findet laufend ein Gleichgewicht zwischen freier (linke Seite = Dissoziation) und gebundener Form (rechte Seite = Komplexbindung) statt. Das Gleichgewicht ist üblicherweise aufgrund der günstigeren Bindungseigenschaften und Energie deutlich nach rechts verschoben. Das Maß für dieses Gleichgewicht wird als »thermodynamische Stabilität« (logK) bezeichnet. Man spricht auch von der Komplexbildungskonstante (entsprechend dem Massenwirkungsgesetz):

$$K = \frac{[\text{Gd} - \text{Komplex}]}{[\text{Gd}] \times [\text{Chelat} - \text{Ligand}]} = \frac{[\text{Gd} - \text{DTPA}]}{[\text{Gd}] \times [\text{DTPA}]} = 10^{22,1}$$

Je höher der Wert für K, desto stabiler ist der Komplex; umgekehrt bei niedrigerem Wert kommt es rascher zu einer Dissoziation, d. h. Freisetzung der einzelnen Komponenten (Linksverschiebung in der oberen Reaktionsgleichung). Praktisch gesehen bedeutet der K-Wert, dass man pro 10<sup>22,1</sup>-Komplexe ein freies Gd respektive DTPA nachweisen kann (In-vitro-Simulation). Dies hängt u. a. auch vom pH der Lösung ab. Bei einem pH von 7,4 fällt logK von Gd-DTPA auf 17,7 zurück – d. h. das Gleichgewicht verschiebt sich in Richtung Dissoziation mit höherem freien Anteil an Gd und DTPA. Die thermodynamische Stabilität bei pH 7,4 wird als »konditionelle Stabilität« bezeichnet. Schließlich vergleicht man noch die »kinetische Stabilität« bei einem saurem pH von 1,0 (in 0,1 N Salzsäure HCl), wobei es um die Zeitdauer geht, bis die Hälfte aller Komplexe dissoziiert oder freigesetzt wird (Dissoziations-Halbwertszeit). Die einzelnen Gd-Komplexe unterscheiden sich deutlich hinsichtlich ihrer Komplexstabilität (■ Tab. 9).

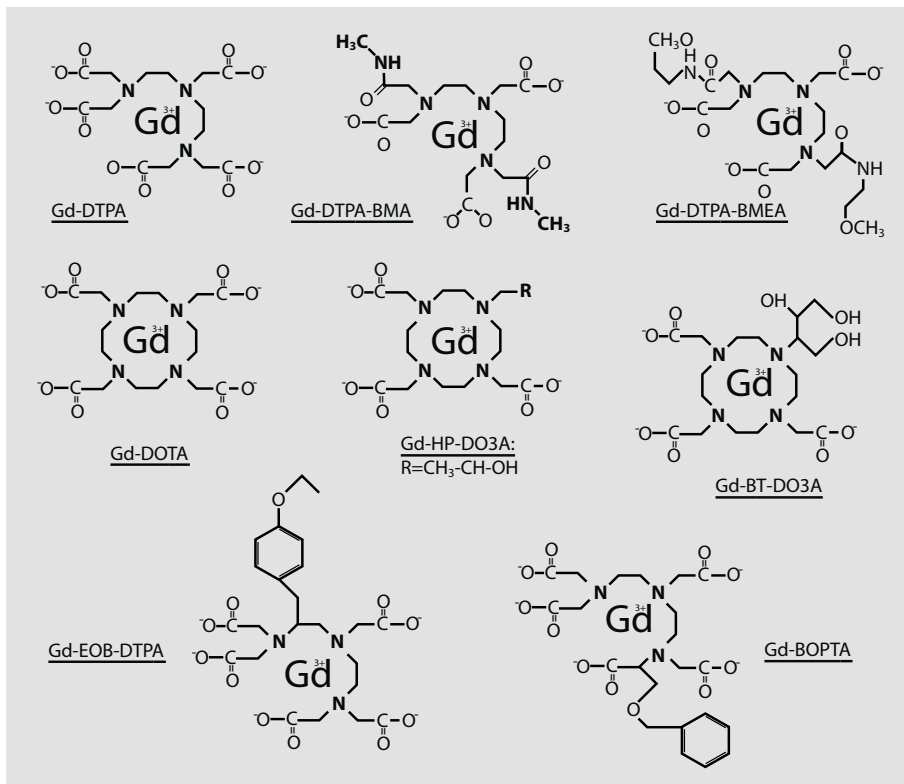
Neben der pH-Abhängigkeit der Komplexstabilität (die erhöhte Anzahl Protonen schwächt die von den Säuregruppen im Chelat-Ligand ausgehenden ionischen Bindungen), können auch körpereigene Elektrolyte oder Metallionen (z. B. Cu<sup>2+</sup>, Ca<sup>2+</sup>, Zn<sup>2+</sup>, Fe<sup>2/3+</sup>, aber auch Ga<sup>3+</sup>) um die Komplexbindungs-Stelle mit dem Gadolinium konkurrieren. Dieser Austauschvorgang wird als *Transmetallation* bezeichnet. Auch hier besteht ein Gleichgewicht, welches von zahlreichen Faktoren wie pH, weiteren Reaktionspartnern sowie thermodynamischen Grundbedingungen abhängt.



Me<sup>3+</sup> = Metallion

Damit hängt die Stabilität eines Gadoliniumkomplexes und umgekehrt die Wahrscheinlichkeit einer Gadolinium-Dissoziation sowohl von zahlreichen Struktureigenschaften des Gd-Komplexes (makrozyklisch, Anzahl ionischer Bindungen, Ladung des Komplexes, Zähigkeit, Energiebilanz bei der Komplexbildung) als auch von seiner Umgebung (pH, Überschuss in der Formulierung, Fremdelektrolyte, Temperatur, Löslichkeit der Einzelkomponenten) ab. In-vitro-Hochrechnungen können nur begrenzt auf In-vivo-Verhältnisse übertragen werden, da sich dort meist mehrere Einflussfaktoren überlagern.

Neben der starken Reduktion der Gadolinium-Toxizität steuern die Liganden auch deren Verteilung, so dass wir unspezifische nierengängige, leberspezifische oder vaskuläre Gadoliniumkomplexe kennen. Die Liganden beeinflussen zudem die Zugänglichkeit des Zentralatoms für Wasser, was sich auf die Relaxivität  $r_1/r_2$  der einzelnen Gd-Komplexe auswirkt.



■ **Abb. 53.** Strukturformel der Gadoliniumkomplexe (lineare Strukturen: Gd-DTPA, Gd-DTPA-BMA, Gd-DTPA-BMEA, Gd-BOPTA, Gd-EOB-DTPA; makrozyklische Struktur: Gd-DOTA, Gd-HP-DO3A, Gd-BT-DO3A). Die beiden reversibel proteinbindenden Gd-BOPTA und Gd-EOB-DTPA weisen eine hydrophobe Seitenkette mit Benzylring auf. Diese Seitenkette führt zudem zur Aufnahme durch die Leber-Hepatozyten und partiellen hepatobiliären Elimination (► Kap. 12.5.1). Bei den übrigen Gd-Komplexen handelt es sich um unspezifische mit renaler Elimination

## 12.3 Relaxivität und Dosis-Wirkungs-Beziehung

Die Wirkungsstärke eines MR-Kontrastmittels und damit seine Signalwirkung wird durch die Relaxivität bestimmt. Damit stellt die Relaxivität ein Maß für die Relaxationszeitverkürzung dar. Die Relaxivität widerspiegelt das Ausmaß an »stimulierter« Spin-Gitter und Spin-Spin-Wechselwirkung. Sie ist von der Larmor-Frequenz, der Temperatur aber auch der Konzentration der paramagnetischen Substanz abhängig. Zudem gibt es molekülabhängige Einflussfaktoren (Zugänglichkeit für Wasser, Bewegung der Seitenketten, magnetische Induktion etc.). Schließlich treten auch noch Unterschiede je nach Lösungsmittel (Wasser, Albuminhaltiges Blutplasma) auf. Zur Bestimmung der sog. molaren Relaxivität wird ein Mol der Substanz in einem Liter Wasser gelöst und die T1- oder T2-Zeit dieser einmolaren Lösung bei einer bestimmten Larmor Frequenz/ Feldstärke bestimmt:

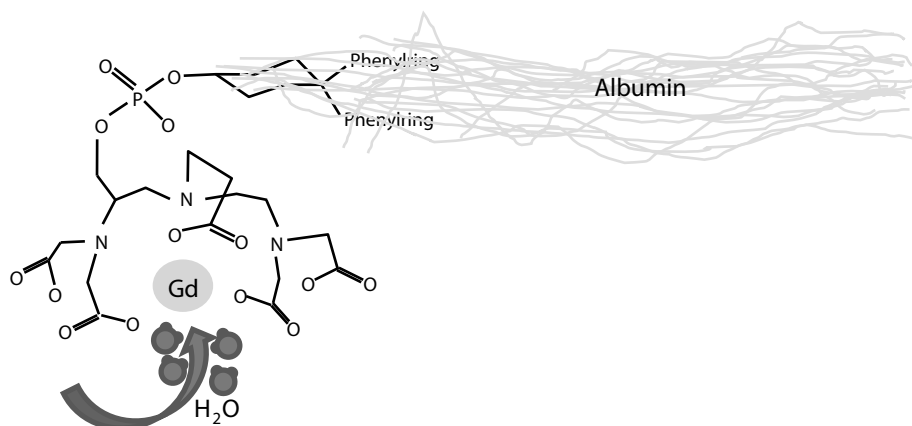
**Relaxivität  $R1=1/T1$  oder  $R2=1/T2$**

**(Konzentration: 1 Mol/Liter, Temperatur bei 20°C, bei einer bestimmten Larmorfrequenz/ Feldstärke)**

Je höher der R-Wert, desto besser tritt das Kontrastmittel mit den umliegenden Protonen in Wechselwirkung, was bedeutet, dass die Wasserzugänglichkeit erhöht ist. Die verbesserte Annäherung wiederum führt zu einer rascheren Relaxation der umliegenden Protonen, wodurch das Kontrastmittel zu einem höheren Signal (auf T1-gewichteten Sequenzen) führt. Bei einem höheren R-Wert könnte man, theoretisch zumindest, auch geringere Dosen einsetzen. Das heißt, die Dosis ist von der Relaxivität des Kontrastmittels abhängig. Die Relaxationszeit-Verkürzung und damit der Signaleffekt eines MR-Kontrastmittels hängt sowohl von der Relaxivität als auch der Konzentration des jeweiligen Kontrastmittels ab:

Signaleffekt ~ Gd-Konzentration × Relaxivität

Die Gadoliniumkonzentration wird von der vorgelegten Konzentration im Kontrastmittelfläschchen (Angaben in Mol pro Liter; deklariert auf der Packung), von der Injektionsweise (Bolus, langsame Infusion) und auch von der Verteilung im Körper (spezifische Aufnahme oder nicht, Pathologie, Zirkulation/Herzminutenvolumen) beeinflusst. Die Relaxivität ist meist substanzspezifisch und differiert je nach Feldstärke. Zudem hat man festgestellt, dass die Relaxivität der Gadoliniumkomplexe im Blutplasma deutlich höher als in wässrigem Medium ist. Diese Zunahme erklärt sich infolge von reversiblen Bindungen zwischen dem Chelat-Liganden und dem im Blutplasma gelösten Albumin. Die Zunahme ist bei einzelnen Gadoliniumkomplexen (Gd-BOPTA = Multihance® – Dimeglumingadobenat; Gd-EOB-DTPA = Primovist® – Dinatriumgadodoxetat – im Handel in 0,25 Mol/l; oder MS-325 EPIX = Vasovist® – Trinatriumgadofosveset) stärker ausgeprägt als bei anderen. Diese werden auch als *Albuminbinder* bezeichnet. Partiiell lipophile Benzylringe in den Ligand-Chelat-Seitenketten fördern die Albumin- oder Proteinbindung. Dank der Bindung kommt es zu einer Stabilisierung der Seitenketten im Gadoliniumkomplex und damit zu einer geringeren Brown'schen Molekularbewegung derselben. Dies wiederum erhöht die Zugänglichkeit des Zentralatoms für Wasser. Dank höherer Proton-Gd-Wechselwirkung



■ **Abb. 54.** RR: Relaxivitätszunahme der Gd-Komplexe hier am Beispiel von Gadovosfet (Vasovist®) infolge der Albumin-Wechselwirkung. Dank reversibler Bindung des Albumins an die beiden Phenylreste wird die Seitenkette stabilisiert. Damit kann mehr Wasser mit Gd interagieren. Gleichzeitig bewirkt die Bindung eine veränderte Pharmakokinetik mit verringerter Extravasation und auch langsamerer renaler Elimination

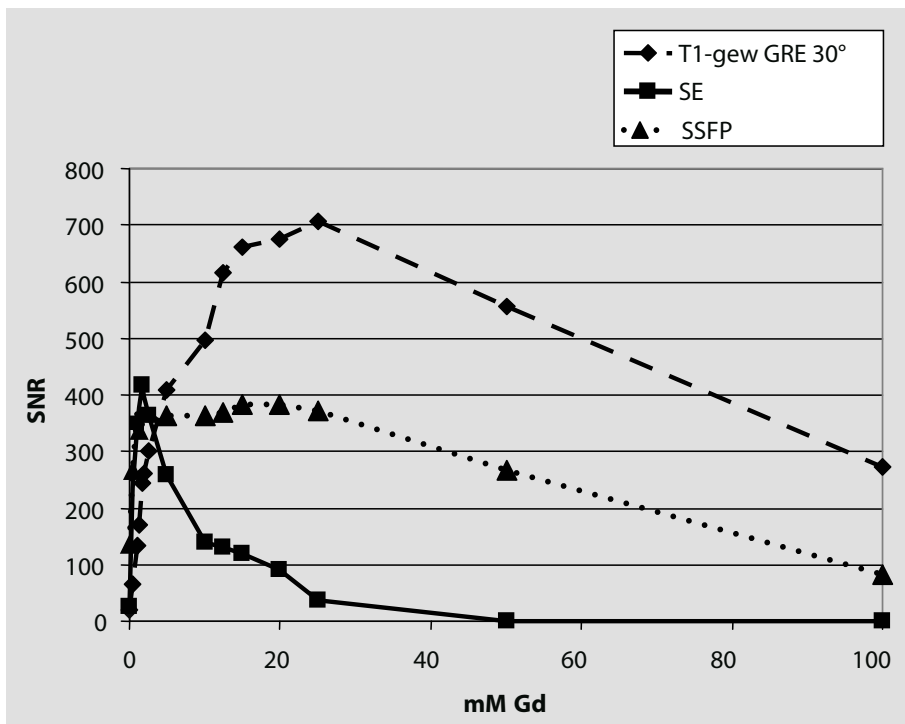
nimmt die molare Relaxivität des MR-Kontrastmittels zu. Gleichzeitig ändert sich aber auch die Pharmakokinetik desselben, denn die Albuminbindung erhöht den vaskulären Anteil des Kontrastmittels auf Kosten des interstitiellen. Eine erhöhte T1-Signalstärke kann also auf eine erhöhte molare Relaxivität und unterschiedliche Verteilung (erhöhter vaskulärer Anteil) zurückgeführt werden (■ Abb. 54).

Die meisten unspezifischen Gadoliniumkomplexe (Gd-DTPA, Gd-DTPA-BMA, Gd-DOTA, Gd-HP-DO3A) unterscheiden sich klinisch gesehen nicht hinsichtlich ihrer Kontrasteigenschaft (und damit auch nicht hinsichtlich ihrer Dosierung). Die angebotene Konzentration beträgt 0,5 Mol/l (0,5 mmol/ml). Damit sind die Gadoliniummenge sowie Dosierung mit 0,2 ml/kg Körpergewicht (=0,1 mmol Gd/kg KG) normiert. Die Dosierungsempfehlungen beruhen auf klinischen Studiendaten (► Kap. 12.4.4). Bei Gadobutrol (Gd-BT-DO3A; Gadovist®) reichen dank doppelt so hoher Gadolinium-Konzentration das halbe Volumen (=0,1 ml/kg KG = 0,1 mmol Gd/kg KG).

Besondere Dosierungshinweise gelten in der *direkten MR-Arthrographie*, bei der 100- bis 500-fach verdünnte, isoosmolare Gadoliniumkomplex-Lösungen (Magnevist® 2.0 mit 0,002 mmol/ml; Artirem® mit 0,0025 mmol/ml) intraartikulär injiziert werden. Bereits diese geringe Konzentration führt zum Signalanstieg der Gelenkflüssigkeit während unverdünnte 0,5 Mol/l Lösungen wegen des starken T2-Effektes zum Signalabfall führen. Auch beim leberspezifischen MR-Kontrastmittel Primovist® (Dinatriumgadoxetat mit 0,25 mmol/ml) sind andere Dosierungen (0,1 ml/kg Körpergewicht = 0,025 mmol/kg = 25 micromol/kg) vorgegeben. Bei Vasovist® (Gadofosveset-Trinatrium) reichen dank Albuminbindung und Relaxivitätsanstieg 0,12 ml/kg Körpergewicht entsprechend 0,030 mmol/kg.

Schließlich sollte man je nach Pulssequenz auch die R1/R2-Verhältnisse berücksichtigen, da diese sich gegenseitig beeinflussen.

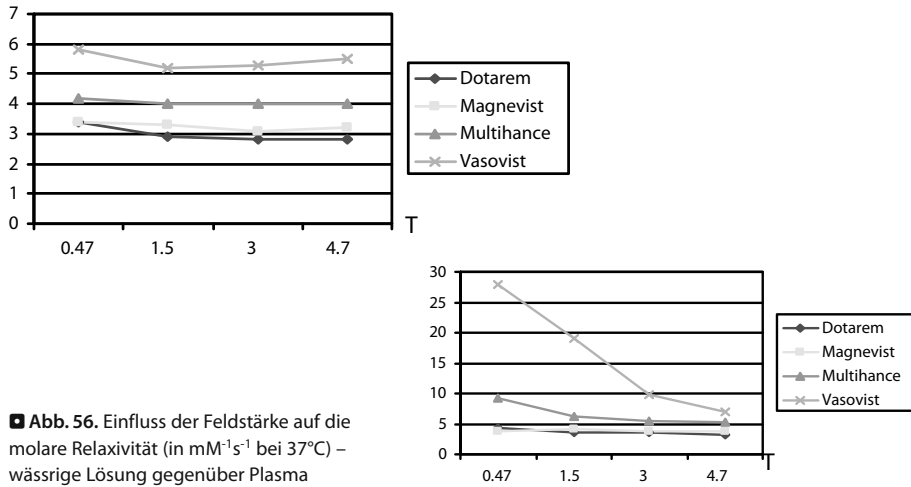
Die Dosis-Wirkungs-Kurven der MR-Kontrastmittel sind im Unterschied zu den Röntgenkontrastmitteln keine linearen Kurven, sondern weisen einen Peak mit optimaler



■ **Abb. 55.** Bei 1,5T gemessene Dosis-Wirkungs-Kurve der Signalstärke von extrazellulärem Kontrastmittel (Gd-DOTA) bei drei unterschiedlichen Pulssequenzen: Spinecho-Sequenz, Flash = Gradientenecho-Sequenz, True-Fisp = Steady-State-Free-Precession-Sequenz. Man achte auf die sich deutlich unterscheidenden Peakmaxima

Kontrastmittelkonzentration auf (■ Abb. 55). Die Kurven und damit auch die Peakmaxima sind sowohl vom MR-Kontrastmittel als auch von der Pulssequenz abhängig. Niedrige Kontrastmittel Konzentrationen können tendenziell eher mit T1-gewichteten Pulssequenzen visualisiert werden, während höhere zunehmend durch T2-Effekte und Signalabfall charakterisiert sind. Praktisch gesehen folgert hieraus, dass nicht unbedingt die höchste Gadoliniumkonzentration oder -menge zum höchsten Signalanstieg respektive Kontrast führt. Auch entspricht eine doppelt so hohe Relaxivität nicht unbedingt einer doppelt so hohen Signalstärke!

Signalstärke und Relaxivität differieren schließlich auch je nach Feldstärke. Bei niedrigeren Feldstärken (0,2–0,6 T) wird teilweise zur Erhöhung des Signals höher dosiert. Umgekehrt sind die Signal-Rausch Verhältnisse bei 3 T höher als bei 1,5 T. Da der Kontrast allerdings auch vom umliegenden Gewebe (Fett- oder Muskelanteil) abhängt, kann nicht generell bei höheren Feldstärken niedriger dosiert werden. Interessanterweise verringert sich die molare Relaxivität der albuminbindenden MR Kontrastmittel im Plasma deutlich bei höheren Feldstärken (■ Abb. 56), so dass der Vorteil hier schwindet.



■ **Abb. 56.** Einfluss der Feldstärke auf die molare Relaxivität (in  $\text{mM}^{-1}\text{s}^{-1}$  bei  $37^\circ\text{C}$ ) – wässrige Lösung gegenüber Plasma

## 12.4 Pharmakologische Eigenschaften der extrazellulären Kontrastmittel

Trotz ihres Schwermetallgehalts haben sich die zugelassenen Gadoliniumpräparate dank ihrer exzellenten Verträglichkeit und hohen Stabilität als eine der risikoärmsten Pharmaka erwiesen. Dank Ihrer hohen Sicherheit, raschen Elimination und geringen Allergisierung wurden sie fälschlicherweise als vollkommen inert und risikolos klassiert. Insbesondere die Nephrogene Systemische Fibrose (NSF), die bei terminaler Niereninsuffizienz u.a. mit der Gadoliniumgabe assoziiert auftreten kann, unterstreicht die Wichtigkeit des pharmakologischen Verständnisses. Ausführlicher soll dies am Beispiel der intravenös zugelassenen, nierengängigen, unspezifischen Gadoliniumkomplexe (extrazelluläre) diskutiert werden. Weitere Kontrastmittelgruppen folgen im ► Kap. 12.5 (■ Tab. 9):

### 12.4.1 Übersicht/Indikation

Extrazelluläre Kontrastmittel sind niedermolekulare wasserlösliche Verbindungen, die sich nach ihrer i.v. Applikation vaskulär und im interstitiellen Raum des Körpers verteilen. Klinisch gesehen dienen sie dem Nachweis von gut vaskularisierten Läsionen, dem Nachweis einer unterbrochenen Kapillarschranke im intraaxialen ZNS-Bereich, zur kontrast-verstärkten Darstellung der Gefäße (first-pass; ► Kap. 11.1.1), zum Nachweis einer verzögerten Auswaschkinetik bei Infarkten oder der Funktionsdarstellung im Bereich der Niere. Der Kontrasteffekt kann oftmals in Kombination mit T1-gewichteten, vorzugsweise fettsupprimierten Sequenzen optimal herausgeholt werden. Ihr Bildeffekt ist mit demjenigen der wasserlöslichen Röntgenkontrastmittel vergleichbar, d. h. frühvaskulärer Effekt mit rascher Diffusion des Kontrastmittels ins Gewebe sowie Konzentrationsausgleich zwischen Gefäßraum und interstitiellem Raum.

Die meisten der heute klinisch eingesetzten Kontrastmittel fallen in diese Gruppe der Gadolinium(III)-Komplexe (■ Abb. 52) mit ähnlicher chemischer Zusammensetzung (► Kap. 12.2):

- Gd-DTPA (Gadopentetatsäure, Dimeglumin- = Magnevist®/ionischer linearer Komplexligand),
- Gd-DOTA (Gadotersäure, Meglumin- = Dotarem®/ionischer makrozyklischer Komplexligand),
- Gd-DTPA-BMA (Gadodiamid = Omniscan®/nicht-ionischer linearer Komplexligand),
- Gd-HP-DO3A (Gadoteridol = ProHance®/nicht-ionischer makrozyklischer Komplexligand),
- Gd-DTPA-BMEA (Gadoversetamide = OptiMARK®/nicht-ionischer linearer Komplexligand),
- Gd-BT-DO3A (Gadobutrol = Gadovist®/nicht-ionischer makrozyklischer Komplexligand),
- Gd-BOPTA (Gadobenatsäure, Dimeglumin = MultiHance®/ionischer linearer Komplexligand; wird auch zu den leberspezifischen Kontrastmitteln gezählt).

Die klinisch eingesetzten sterilen, klaren Lösungen weisen je nach Wirkstoff und Konzentration eine unterschiedliche Osmolalität (meist hyperosmolar; ■ Tab. 9) und Viskosität auf. Im allgemeinen spielen diese beiden physiko-chemischen Parameter aufgrund der geringeren Dosierungen eine untergeordnete Rolle. Als Ausnahme wäre die akzidentelle Extravasation zu nennen, bei der Entzündungsreaktionen bis zu Nekrosen je nach Osmolalität und Chemotoxizität beschrieben wurden. Die Handelspräparate unterscheiden sich weiter wie bereits oben beschrieben hinsichtlich ihrer Chelat-Ligandenüberschüsse, ihrer Gadoliniumkonzentrationen und der diversen Chelat-Ligand betreffenden Eigenschaften.

### 12.4.2 Pharmakokinetik

Klassisches Zweikompartiment-Profil mit extrazellulärer Verteilung und renaler Elimination. Nach der intravenösen Injektion kann die vaskuläre Frühphase als »first-pass« zur Gefäßdarstellung verwendet werden. Der rasch erfolgende venöse Rückfluss begrenzt die überlagerungsfreie Aufnahmezeit der Arterien. Nach ca. 2,5–5 min (Verteilungs-Halbwertszeit) besteht ein Konzentrationsausgleich zwischen dem Gefäß- und interstitiellem Raum. Ausgenommen hiervon ist der ZNS-Bereich mit seiner intakten Blut-Hirnschranke, wo sich das Kontrastmittel aufgrund seiner hohen Hydrophilie ausschließlich vaskulär verteilt. Die veränderte Kinetik bei Kontrastmittelaufnehmenden Läsionen stellt ein wichtiges Differenzierungsmerkmal dar. Als praktische Konsequenz der ca. 2,5–5 min dauernden Verteilung sollte man mit Vorteil bei der Suche nach extravaskulären Läsionen entsprechend lange mit der Bildgebung zuwarten. Vorbehalten bleiben Anwendungen, bei denen es um die Darstellung der früharteriellen oder vaskulären Phase geht (dynamische Untersuchungen in der Leber, Hypophysenadenome, Mammæ u. a.).

Als nierengängige Kontrastmittel erfolgt die Ausscheidung unverändert ohne die Bildung von Metaboliten praktisch vollständig über eine passive glomeruläre Filtration. In

den ableitenden Harnwegen können sowohl die T1-Verkürzung als auch die funktionell bedingte Aufkonzentrierung des Harns mit T2-Verkürzung und entsprechender Signalgebung verfolgt werden. Die Plasma-Eliminationshalbwertszeit beträgt beim Nierengesunden ca. 90 min. Bei eingeschränkter Nierenfunktion verlängert sich die Elimination entsprechend. Während bei Nierengesunden nach 24 Stunden weit über 90% der verabreichten Dosis renal eliminiert sind, verzögert sich dies bei eingeschränkter renaler Funktion. Die Gadoliniumkomplexe sind dialysierbar, benötigen allerdings mindestens drei Dialysesitzungen zur vollständigen Elimination. Sowohl aus Tier- als auch aus Humanversuchen ist bekannt, dass Gadoliniumspuren im Körper nachgewiesen werden können. Faktoren wie die Transmetallation oder auch eine geringe Komplexstabilität scheinen dies eher zu begünstigen. Wieweit sich solche Spuren bei Mehrfachanwendung, hohen Dosen respektive bereits bestehender Schwermetallbelastung klinisch toxisch manifestieren werden ist unklar. Entsprechende Diskussionen wurden nach dem Bekanntwerden von NSF und der Assoziation mit Gadolinium vermehrt geführt.

Geringe Mengen an Kontrastmittel passieren die Plazenta und können im fötalen Gewebe sowie Fruchtwasser nachgewiesen werden. Während hohe wiederholte Dosen in Tierversuchen teratogen wirkten, konnten keine teratogenen oder mutagenen Effekte nach Exposition während der Schwangerschaft nachgewiesen werden. Gadolinium sollte deshalb während der Schwangerschaft und insbesondere im ersten Trimenon nur bei vitaler Indikation verabreicht werden. Die über die Muttermilch ausgeschiedene Fraktion beträgt maximal 0,4%, so dass die European Society of Urogenital Radiology ([www.esur.org](http://www.esur.org); Version 6.0) bei stillenden Müttern nicht unbedingt zum Unterbrechen des Stillens rät.

### 12.4.3 Verträglichkeit und Vorsichtsmaßnahmen

Qualitativ gesehen entspricht das Nebenwirkungsprofil mehrheitlich demjenigen der iodierten Röntgenkontrastmittel mit ähnlichen unerwünschten Arzneimittelwirkungen allerdings ohne Schilddrüsen-Wechselwirkungen, da keine Iodidbelastung erfolgt. Die Nebenwirkungsrate der Gadoliniumkomplexe ist auch aufgrund niedrigerer Substanzmengen, die gespritzt werden, deutlich geringer als bei den nicht-ionischen Jodkontrastmitteln. Leichte Nebenwirkungen wie Wärmegefühl, Kopfschmerzen, Nausea bis zu Erbrechen oder auch leichte pseudoallergische Haut- und Schleimhautreaktionen treten in ca. 1–2% aller Fälle auf. In den wenigen kontrollierten klinischen Vergleichsstudien konnte kein Verträglichkeitsunterschied zwischen den einzelnen Gadoliniumpräparaten nachgewiesen werden.

*Allergoide Reaktionen* treten häufiger bei Patienten unter Asthmatherapie oder bei Kontrastmittelunverträglichkeit in der Anamnese auf, so dass diese Patienten als Risikopatienten klassiert werden müssen. Eine antiallergische Prämedikation mit Steroiden oder Antihistaminika wie bei den iodierten Röntgenkontrastmitteln wird aufgrund der niedrigeren Inzidenzraten nicht unbedingt empfohlen. Zudem gilt es zu beachten, dass, wenn auch äußerst selten (in ca. 1:50.000 Fällen), anaphylaktoide Schockreaktionen mit Gd-Komplexen auftreten können. Die besonderen Umstände einer MR-Untersuchung mit eingeschränkter Zugänglichkeit und Überwachung des Patienten müssen berücksichtigt werden.

Extravasate können wie oben beschrieben infolge der hohen Osmolalität der Lösungen zu lokalen Schmerzen, Entzündungsreaktionen bis zu Nekrosen führen. Ansonsten sind allerdings sehr wenige Spätreaktionen beschrieben. Während der Verabreichung von gewissen Gadolinium-Komplexen wurden EKG-Veränderungen mit vorübergehender QTc-Verlängerung unklarer klinischer Relevanz beobachtet. Sicherheitshalber wird deshalb bei Patienten mit QT-Syndrom, entsprechender Familienanamnese oder Rhythmusstörungen zu Vorsicht geraten.

Die *Nierenverträglichkeit* der Gadoliniumkomplexe wird kontrovers diskutiert. Einzelberichte nephrotoxischer Folgen nach Gadoliniumgabe sind publiziert worden. Höhere Dosen  $>0,25 \text{ mmol/kg KG}$  führten bei vorbestehender chronischer Niereninsuffizienz in 7/195 Fällen in einer retrospektiven Studie zu einem akuten Nierenversagen. Bei gleichen Volumina erscheinen die Gadoliniumkomplexe im Vergleich zu den Röntgenkontrastmitteln besser nierenverträglich zu sein. Allerdings gilt dies nicht auf der Ebene der absoluten Substanzmengen (Molaritäten). Wie bei anderen Kontrastmitteln auch gilt es bei hohen Dosen sowie Risikopatienten (hepatorenales Syndrom, akut sich verschlechternder Nierenfunktion) besonders vorsichtig zu sein. Die deutlich verlangsamte renale Elimination bei Niereninsuffizienz begünstigt die Dissoziation der Gadoliniumkomplexe mit Freisetzung von Gadolinium. Diese erhöhte Gadoliniumbelastung wird unter anderem mit der Entstehung von NSF in Verbindung gebracht. Zwar sind die unspezifischen Gadoliniumkomplexe bei einer terminalen Niereninsuffizienz dialysierbar, doch einmal freigesetztes Gadolinium wird offensichtlich nur sehr langsam wieder aus dem Organismus entfernt.

Seit 2006 haben diverse Berichte und Studien Gadolinium mit der Entwicklung der sehr seltenen, nur bei terminaler oder deutlich ausgeprägter Niereninsuffizienz auftretenden *nephrogenen systemischen Fibrose* (NSF; früher auch nephrogene fibrosierende Dermopathie) in Verbindung gebracht. Meist manifestiert sich die Fibrose zuerst im subkutanen Hautgewebe der Extremitäten mit Hyperpigmentierung. Die weitere Progression führt zu einer zunehmenden Verhärtung der Haut und Muskeln, zu subkutanen Knoten und Pruritus mit Ödemen, Kontraktionsverlust, Kachexie und zunehmendem Beweglichkeitsverlust. In 5% der Fälle verläuft die Krankheit fulminant mit systemischer Fibrosierung der Skelettmuskulatur, des Myokards, der Lunge, der Leber, der Niere, des Diaphragma oder Oesophagus und kann bis zum Tod führen. Differenzialdiagnostisch werden CD34+-Dendrozyten, CD68+-Monozyten, Muzin und auch Fibrozyten biotisch nachgewiesen. Bei ca. 10% der Patienten konnte keine Verbindung zu einer Gadoliniumadministration nachgewiesen werden. Andererseits trat NSF häufiger nach der Gabe instabiler Gadoliniumkomplexe nach höheren Gadoliniumdosen (Zweifach- und Dreifachdosen, höhere Gesamtdosen) auf. In Gewebeproben von Patienten konnten hohe Gadoliniumablagerungen nachgewiesen werden. In 85% aller Fälle sind die Patienten dialysepflichtig. Häufiger trat NSF bei Patienten mit besonderen proinflammatorischen Risiken wie einer grösseren Operation, vaskulär-thrombogene Risiken, nach Interventionen sowie Infekten auf. Andere Risiken wie hohe Erythropoetindosen, hohe Serumeisen-, Serumphosphat- oder Serumkalziumspiegel, eine Lebertransplantation oder auch die metabolische Azidose werden kontrovers diskutiert.

Auch wenn die Mehrheit der bekannten NSF-Fälle nach der Gabe instabiler Gadoliniumkomplexe wie Gadodiamid (Omniscan®) oder (in allerdings geringer Häufigkeit) auch nach Gadopentetat (Magnevist®) auftraten, fehlt der Kausalbeweis. Grundsätzlich muss bei allen Gadoliniumkomplexen mit einer Dissoziation und Freisetzung von Gadolinium

gerechnet werden. Selbst wenn bei stabileren Komplexen und solchen die hepatobiliär eliminiert werden mit einer geringeren systemischen Belastung zu rechnen ist, muss in jedem Fall von einem Restrisiko ausgegangen werden. Ab einer geschätzten glomerulären Filtrationsrate von 60 ml/min/1,73 m<sup>2</sup> Körperoberfläche, bei Lebertransplantierten und Neugeborenen heißt es vorsichtig zu sein. Patienten mit deutlich eingeschränkter Nierenfunktion (eGFR <30 ml/min/1,73 m<sup>2</sup> Körperoberfläche) sollten kein Gadodiamid (Omniscan®), Gadoversetamid (Optimark®) oder Gadopentetat (Magnevist®) erhalten (ESUR-Guidelines). Die Dosis muss aufs Minimale, wenn möglich auf die halbe Dosis (0,05 mmol/kg) beschränkt werden. Möglichst stabile Gadoliniumkomplexe (Makrozyklen) oder solche mit einer höheren Relaxivität sollten bevorzugt werden. Eine frühest mögliche Dialyse ist bei Dialysepflichtigen angezeigt. Falls ein Wechsel an den CT erwogen wird, sollte das Risiko einer kontrastmittelinduzierten Nephropathie (CIN) dem NSF-Risiko gegenüber gestellt werden.

Ausgehend vom gemessenen Serumkreatinin-Wert kann die Kreatinin-Clearance (estimated glomerular filtration rate = eGFR) gemäß der Cockcroft-Gault-Formel abgeschätzt werden. Dies erlaubt eine bessere Riskoeinschätzung. Als Alternative kann auch die MDRA-Formel verwendet werden (► [www.nephron.com/preESRDcalc.html](http://www.nephron.com/preESRDcalc.html)).

$$eGFR = \frac{(140 - \text{Alter}) \times \text{Körpergewicht [kg]}}{\text{Serumkreatinin [\mu mol]}} \times k$$

Umrechnungsfaktor für Serumkreatinin von μmol/l in mg/dl: μmol/88,4 = mg/dl.

#### 12.4.4 Praktischer Einsatz

Die extrazellulären Gadoliniumpräparate können sowohl im Bolus als auch langsam intravenös verabreicht werden. Als gebrauchsfertige Lösungen werden sie meist gefolgt von einem Kochsalzspülbolus i.v. gespritzt. Dank rascher T1-Bildgebung können die Gefäße oder die Perfusion eines Organes signalreich dargestellt werden. Auch die T2/T2\*-Perfusion kann gemessen werden. Dank der Möglichkeit wiederholt ein Organ abzubilden, können unterschiedliche Kontrastmittelpasen so z. B. in der Leber (früh-, spärarteriell, Parenchymphase, Auswaschphase) oder Niere (vaskulär, Kortex-Parenchymperfusion, Exkretionsphase) dargestellt werden. 3–5 min nach der Injektion erfolgt ein Konzentrationsausgleich zwischen dem Gefäß- und dem interstitiellen Raum. Bei Staging-Fragen oder der Suche nach Metastasen sollte die Bildakquisition deshalb mit Vorteil erst nach diesem Zeitabstand erfolgen. Spätbilder werden oftmals verwendet, um spezifische Auswaschphänomene zu verfolgen (z. B. das »Late-Enhancement« mit verzögerten Auswaschkinetiken beim Myokardinfarkt nach 10–20 min).

Die extrazellulären Kontrastmittel werden in einer Dosis von 0,05–0,3 mmol/kg Körpergewicht (KG) intravenös (als Bolus oder Tropfinfusion, ► MR-Angiographie; ► Dosis-Wirkungsbeziehung [► Kap. 12.3]) verabreicht. Allerdings wird heute unabhängig von der Nierenfunktion empfohlen, bei den extrazellulären Kontrastmitteln die Dosis von 0,1 mmol/kg KG nur bei klarer Indikationsstellung zu überschreiten. Die Dosierung erfolgt meist mit Fixdosen oder leicht gewichtsangepasst bei der MR-Angiographie und gewichtsbezogen bei den Staging-Indikationen (■ Tab. 7). Da die vorliegenden Lösungen mehrheitlich 0,5 molar sind, entspricht die Normal- oder Einfachdosis 0,2 ml/kg KG.

■ **Tab. 7.** Körpergewichtsabhängige Einfach-Dosierung der unspezifischen Gadoliniumkomplexe. Bei gewissen Fragestellungen kann bis zur Dreifachmenge entsprechend dem dreifachen Volumen dosiert werden. Die Dosierung von Gadovist® mit der doppelten Gadoliniumkonzentration pro Milliliter muss entsprechend angepasst werden

| Patienten-gewicht | Dosis in mmol Gd | Einfachdosis bei einer Gd-Konzentration von 0,5 M/l (Magnevist®, Dotarem®, Omniscan®, Prohance®, Optimark®, Multihance®) | Einfachdosis Gadovist® (1,0 M/l) |
|-------------------|------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------|
| 10 kg             | 1 mmol           | 2 ml                                                                                                                     | 1 ml                             |
| 20 kg             | 2 mmol           | 4 ml                                                                                                                     | 2 ml                             |
| 30 kg             | 3 mmol           | 6 ml                                                                                                                     | 3 ml                             |
| 40 kg             | 4 mmol           | 8 ml                                                                                                                     | 4 ml                             |
| 50 kg             | 5 mmol           | 10 ml                                                                                                                    | 5 ml                             |
| 60 kg             | 6 mmol           | 12 ml                                                                                                                    | 6 ml                             |
| 70 kg             | 7 mmol           | 14 ml                                                                                                                    | 7 ml                             |
| 80 kg             | 8 mmol           | 16 ml                                                                                                                    | 8 ml                             |
| 90 kg             | 9 mmol           | 18 ml                                                                                                                    | 9 ml                             |
| 100 kg            | 10 mmol          | 20 ml                                                                                                                    | 10 ml                            |

Während bei niedrigeren Feldstärken (<0,5 T) eher höhere Kontrastmitteldosen erwogen werden, diskutiert man niedrigere bei Hochfeldgeräten mit 3 T. Klinische Daten fehlen allerdings mehrheitlich. Auch die Halbierung der Dosis mit Gadobenat (Multihance®), welche aufgrund der höheren Relaxivität im Blutplasma erwogen wird, sollte klinisch noch besser validiert werden.

Schließlich kann der Kontrastmitteleffekt mit Hilfe der Magnetisierungs transfertech-nik (MTC) (► Kap. 3.6) ebenfalls erhöht werden.

Zwei Gadoliniumkomplexe, Gadodiamid und auch Gadoversetamid, weisen Wechselwirkungen mit der kolorimetrischen Serumkalziumbestimmung mit OCP (ortho-cre-solphthalein complexon) auf. Dies kann zu einer falsch diagnostizierten Hypokalziämie (ca. 10–20%) oder auch unerkannten Hyperkalziämie führen. Bei Nierengesunden geht man von einem kritischen Zeitraum von ca. 24 Stunden nach Gadoliniumgabe aus. Da auch fehlerhafte Galliumszintigraphien nach Gd-DTPA-Gabe berichtet wurden, empfiehlt sich auch hier ein 24-stündiger Sicherheitsabstand.

Gadolinium-Kontrastmittel sind dank ihres Schwermetallgehaltes auch röntgendicht. Allerdings beträgt die Röntgenstrahl-Absorption (zudem unterschiedliches kV-Optimum) aufgrund der geringeren Metallkonzentration nur ungefähr ein Drittel der wasserlöslichen Jodkontrastmittel. Bei Kontraindikationen auf Jodverbindungen (z. B. Schilddrüse) sowie Niereninsuffizienz wurden oftmals Gadoliniumkontrastmittel als Alternative im Röntgen eingesetzt. In anbetracht des NSF-Risikos und der hohen benötigten Gadoliniumdosen, wird von einem klinischen Einsatz als Röntgenkontrastmittel abgeraten.

Beim praktischen Einsatz der Präparate gilt es zudem, deren unterschiedliche Zulassung insbesondere hinsichtlich der Indikationen, der pädiatrischen Anwendbarkeit oder

bezüglich der diversen Vorsichtsmaßnahmen bei Allergie, Arrhythmie oder Dosierungsvorschriften zu berücksichtigen.

## 12.5 Leberspezifische Kontrastmittel

### 12.4.1 Hepatobiliäre Kontrastmittel

Drei sich von der Pharmakokinetik und ihren physiko-chemischen Eigenschaften her relativ stark unterscheidende hepatobiliäre MR-Kontrastmittel sind verfügbar – Trinatrium-Mangafodipir (Mn-DPDP; Teslascan® mit 0,01 Mol/l), Dimeglumingadobenat (Gd-BOPTA; MultiHance® mit 0,5 Mol/l) und Dinatrium-Gadoxetat (Gd-EOB-DTPA; Primovist® mit 0,25 Mol/l). Zugelassen sind sie für den Nachweis fokaler Leberläsionen (Anzahl, Größe, segmentale Verteilung und Visualisierung), wobei aufgrund von Zusatzinformationen auch eine verbesserte Klassifikation und Charakterisierung mit entsprechend erhöhter diagnostischer Sicherheit ermöglicht wird.

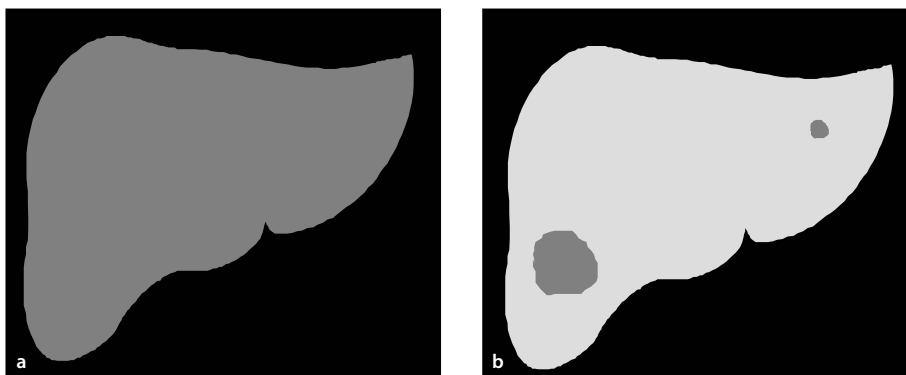
Im Gegensatz zur unspezifischen vaskulären interstitiellen Verteilung der extrazellulären Kontrastmittel werden die hepatobiliären Kontrastmittel im Laufe der vaskulären Phase über den Anionenrezeptor in den Leberhepatozyten angereichert (■ Abb. 57), intrazellulär über das Glutathion-S-Transferase-System transportiert und schließlich biliär sezerniert. Die vaskuläre Frühphase, die gerade für die Detektion von HCC bei Leberzirrhose äusserst wichtig ist, wird von einer zellulären Phase abgelöst. In der Spätphase erfolgt eine hepatobiliäre Exkretion, die auch für eine MR-Cholangiographie genutzt werden kann. Diagnostisch gesehen können dank der Hepatozytenanreicherung Läsionen auf ihre Hepatozytenfunktion und -gehalt hin charakterisiert werden. Während benigne Strukturen wie fokale noduläre Hyperplasie (FNH) oder Regeneratknoten eine Aufnahme zeigen, weisen »leberfremde« Metastasen oder auch undifferenzierte hepatozelluläre Karzinome keine Kontrastmittelaufnahme auf. Hepatobiliäre Kontrastmittel sind vor allem in der Differenzialdiagnose von Leberzelladenomen versus FNH nützlich. Die Tatsache, dass Leberzelladenome keine Gallenwegskanälchen haben, resultiert in einer fehlenden Kontrastmittelausscheidung innerhalb der Läsion in der hepatobiliären Phase des Kontrastmittels, während die FNH einen Signalanstieg zeigt.

Bei allen drei hepatozytenspezifischen Kontrastmitteln handelt es sich um paramagnetische Komplex-Lösungen. Dank spezifischen Ligandenseitenketten (Benzyl-, Pyridoxylringe) sowie negativen Teilladungen erfolgt die zelluläre Aufnahme und biliäre Exkretion über den organischen Anionentransporter und die Glutathion-S-Transferase. Die hepatobiliären Aufnahmeraten differieren von Spezies zu Spezies, von Substanz zu Substanz und auch je nach Zirrhosegrad des Leberparenchyms. Die kompetitive Hemmung der Transportwege durch Bilirubin sowie eine geringer Anzahl funktionstüchtiger Hepatozyten erklären die reduzierte Aufnahmerate und biliäre Exkretion bei Leberzirrhose. Die veränderte Kinetik sollte bei entsprechenden biliären Fragestellungen berücksichtigt werden. Dank der dualen renalen und hepatobiliären Ausscheidung bietet diese Gruppe von MR-Kontrastmitteln eine willkommene Alternative bei renaler Dysfunktion.

Mangafodipir (Mn-DPDP; Teslascan®) ist ein Mn(II)-Vit.B6 Chelatkomplex, der im Unterschied zu den Gadoliniumkomplexen sowohl metabolisiert als auch transmetalliert wird: Durch Dephosphorylierung entstehen Mn-DPDM und Mn-PLD sowie

infolge Mangan-Dekomplexierung die entsprechenden Zinkkomplexe (Zn-DPDM; Zn-PLD). Mangan als Signalgeber wird proteingebunden und verteilt sich in Leber, Milz, Pankreas, Dünndarm, Nebennierenrinde, Niere und Myokardgewebe. Obwohl die empfohlene Dosis ( $0,5 \text{ ml/kg KG} = 5 \mu\text{mol/kg KG}$ ) nahe an die Gesamtkörpermenge von Mangan von 12–20 mg herankommt, wurde keine akute oder subchronische Toxizität beobachtet. Verabreicht wird Mn-DPDP als langsame Infusion mit 2–3 ml/min, so dass keine dynamische Untersuchung möglich ist. Bereits 20 min nach Injektionsbeginn ist die Kontrastierung maximal und verhält sich relativ konstant für ein mehrstündiges Zeitfenster. Auf Spätbildern nach 18 Stunden wiesen Metastasen charakteristische periphere Randzonen mit erhöhter Kontrastmittelaufnahme auf. Als häufigste Nebenwirkungen werden Flush, Nausea und Kopfschmerz berichtet, die bei schneller Verabreichung häufiger auftreten.

Dimeglumingadobenat (Gd-BOPTA; MultiHance® mit 0,5 Mol/l), welches dank einer reversiblen Albuminbindung erhöhte Plasmarelativitäten sowie eine bevorzugt vaskuläre Distribution mit verzögertem interstitiellem Ausgleich gefolgt von einer Leberphase aufweist, kann zur Gefäßdarstellung in der MR-Angiographie, zur Detektion von ZNS-Läsionen, dem Nachweis von Mammatumoren sowie zur Detektion von fokalen Leberläsionen eingesetzt werden. Nach einer relativ langen extrazellulären Phase von ca. 30–60 min, kommt es über den multispezifischen Anionentransporter zu einer Leberparenchymanreicherung von ca. 2–7% der verabreichten Dosis, die auch biliär ausgeschieden werden. Das Kontrastmittel kann zudem im Bolus verabreicht werden, was die Detektion hypervaskularisierter Läsionen deutlich verbessert. Dank Proteinwechselwirkung und intrazellulärer Mikroviskosität reicht dieser relativ geringe zelluläre Anteil bei entsprechend höherer Relaxivität ( $30 \text{ mmol}^{-1}\text{s}^{-1}$ ) für eine Differenzierung von normalem Hepatozytenhaltigem Leberparenchym und malignen Prozessen ohne Hepatozytenpräsenz. Bei entsprechender Geduld ermöglichen die kombinierte First-pass- und nach einer Stunde erfolgende Darstellung ein hohes diagnostisches Treffpotenzial. Während der Lagerung



■ **Abb. 57a, b.** Hepatozyten-spezifische MR-Kontrastmittel wie Mn-DPDP, Gd-BOPTA, Gd-EOB-DTPA führen im Vergleich zum Nativbild (a) zu einem diffusen SI-Anstieg des normalen Lebergewebes auf T1-gewichteten Sequenzen (b). Dadurch zeichnen sich die Läsionen ohne Hepatozytenfunktion (z. B. Metastasen) negativ oder signalarm ab. Der Kontrastanstieg ist also ein Funktionsbild. Neben einer erhöhten Sensitivität können fokale Läsionen auch besser charakterisiert werden

aus dem Wirkstoff freigesetzter Benzylalkohol kann zu Allergien und Unverträglichkeitsreaktionen führen. Ansonsten ist das Präparat gut verträglich.

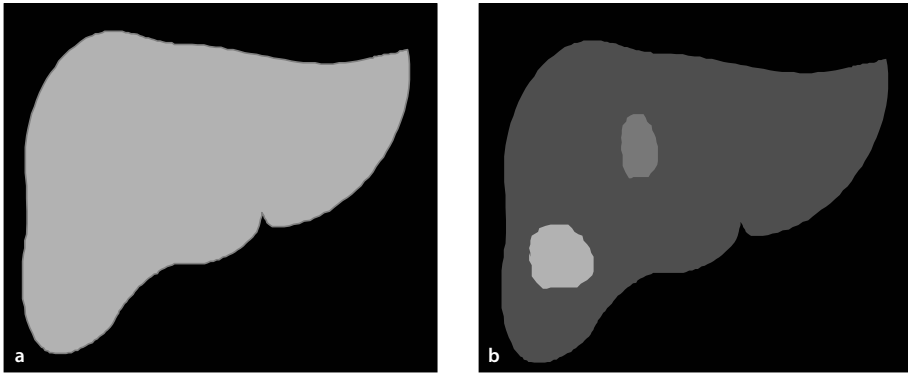
Dinatrium-Gadoxetat (Gd-EOB-DTPA; Primovist® mit 0,25 Mol/l) weist mit einer ca. 50%-igen hepatobiliären Elimination die höchste hepatozytenspezifische Aufnahme auf. Bei biliären Obstruktionen oder Leberzirrhose erfolgt keine oder eine geringere hepatozelluläre Aufnahme des Kontrastmittels. Neben dem verbesserten Nachweis und Charakterisierung fokaler Leberläsionen wird auch die Anwendung in der kontrastmittelverstärkten MR-Cholangiographie (MRC) zur Positivdarstellung der Gallengänge aufgrund der hohen biliären Elimination diskutiert. Im Unterschied zur MRCP ist aber bei der kontrastmittelverstärkten MRC der Pankreasgang nicht dargestellt.

In Wasser gelöst ist die Relaxivität von Gd-EOB-DTPA um ca. 30% höher als bei Gd-DTPA; noch ausgeprägter ist dieser Effekt im Blutplasma aufgrund einer relativ hohen Proteinbindung von  $10,7 \pm 3,4\%$ . Enterohepatisch rezirkulieren nur  $2,1 \pm 0,56\%$ . Die optimale Dosis von  $25 \mu\text{mol/kg KG}$  ( $= 0,1 \text{ ml/kg KG}$ ) erlaubt sowohl eine dynamische Leberuntersuchung als auch die Darstellung der Hepatozyten-Akkumulationsphase bereits ca. 20 min nach der Injektion. Relativ selten werden Nebenwirkungen wie Nausea, Vasodilatation, Kopfschmerz, Geschmacksveränderungen oder Schmerzen an der Injektionsstelle beschrieben. Aufgrund der kompetitiven Hemmung der Anionenrezeptoren und Glutathiontransferase können Substanzen wie Rifampicin oder auch erhöhte Bilirubin- oder Ferritinspiegel die hepatische Kontrastwirkung von Gd-EOB-DTPA verringern.

### 12.5.1 RES-spezifische Kontrastmittel

Nach der i.v. Gabe werden die sich vaskulär verteilenden Eisenoxid-Nanopartikel hauptsächlich von den Zellen des retikuloendothelialen Systems (RES) phagozytiert, d. h. vor allem in der Leber von den kupfferschen Sternzellen und in geringerem Ausmaß auch in der Milz sowie dem Knochenmark. Diese superparamagnetischen Kontrastmittel führen zu einer ausgeprägten T2/T2\*-Verkürzung und damit zu einer SI-Abnahme des normalen Lebergewebes mit RES-Zellen, während Neoplasien ohne RES hell bleiben (■ Abb. 58). Damit können fokale Leberläsionen mit einer erhöhten Detektionsrate sowie besser charakterisiert werden. Benigne Leberläsionen wie Adenome, FNH oder Hämangiome weisen eine gewisse RES-Aktivität auf, während Metastasen, Cholangiokarzinome oder undifferenzierte hepatozelluläre Karzinome (HCC) keine entsprechende Aufnahme zeigen. Vorteilhaft für die optimale Kontrastierung sind intermediäre T2-gewichtete Sequenzen mit längeren TR und nicht zu langen TE – also mit hoher Suszeptibilitätsempfindlichkeit. Im vaskulären Kompartiment führt die vor allem initiale T1-Verkürzung zu einer SI-Zunahme, was ebenfalls diagnostisch verwendet werden kann (Vaskularisierung von Leberläsionen, Hämangiome etc.).

Klinisch angewendet werden Ferumoxida (AMI-25/Endorem®/Feridex®) oder Ferucarbotran (SH U 555 A/Resovist®), die sich hinsichtlich ihrer Partikeldurchmesser, ihrer Dextranumhüllung, des Eisengehalts und Oxidationsstufe sowie Bolusverträglichkeit unterscheiden. Beide RES-spezifischen Kontrastmittel bestehen aus Dextran- respektive Carboxydextran-beschichteten Eisenoxidnanopartikeln unterschiedlicher Teilchengröße. Sie werden in einer Dosierung von 8–15  $\mu\text{mol Fe/kg KG}$  als Bolus oder Infusion ver-



■ **Abb. 58a, b.** RES-spezifische MR-Kontrastmittel wie die Eisenoxide (SPIO) führen im Vergleich zum Nativbild (a) zu einem diffusen SI-Abfall des normalen Lebergewebes auf kurzen T2-gewichteten Sequenzen (b). Dadurch zeichnen sich die Läsionen ohne Kupffer'sche Sternzellen-Funktion (z. B. Metastasen) positiv oder signalreich ab (b, hellere Läsion). Benigne Läsionen weisen häufig eine im Vergleich zum normalen Leberparenchym reduzierte RES-Aktivität auf, sind deshalb signalreicher als Leberparenchym – allerdings signalärmer gegenüber dem Nativbild (siehe Läsion rechts oben). Der Kontrastanstieg ist also ein Funktionsabbild der RES-Aktivität. Neben einer erhöhten Sensitivität können fokale Läsionen auch besser charakterisiert werden

abreicht. Das optimale diagnostische Fenster bezüglich des T2\*-Effektes beginnt ca. 15 Minuten nach Injektion und währt 8 Stunden, die messbare SI-Reduktion des Leberparenchyms hält 3–7 Tage an. Das metabolisierte Eisen erscheint im normalen Eisenstoffwechsel. Vereinzelt treten lumbale Schmerzen respektive auch pseudoallergische Reaktionen als Nebenwirkung auf.

Mit der Einführung der positiven hepatobiliären Kontrastmittel hat die klinische Bedeutung der eher als Negativkontrastmittel eingesetzten RES-spezifischen Kontrastmittel, die nur begrenzt dynamisch eingesetzt werden können, tendenziell abgenommen. Bei Patienten mit Leberzirrhose, die eine deutlich verringerte hepatobiliäre Aufnahme der hepatozytenspezifischen MR-Kontrastmittel aufweisen, kann von einer Renaissance der RES-spezifischen Kontrastmittel gesprochen werden.

## 12.6 Intravaskuläre oder Blood-Pool-Kontrastmittel

Intravaskuläre oder »Blood-Pool-Kontrastmittel« diffundieren gar nicht oder nur verzögert durch die Kapillarwände und weisen deshalb eine längere Verweildauer in den Blutgefäßen auf. Meist sind die Moleküle größer als die Kapillarfenster. Je nach Molekulargewicht beeinflusst dies auch die Eliminationsgeschwindigkeit respektive glomeruläre Filtration.

Definitionsgemäß handelt es sich bei den intravaskulären Kontrastmitteln um eine eher heterogene Gruppe, die alle MR-Kontrastmittel mit längerer vaskulärer Verweildauer mit einschließt. Im Vordergrund stehen gadolinium- oder eisenhaltige Makromoleküle, Nanopartikel, Liposomen oder Mizellen. Das erste klinisch zugelassene Präparat Gado-

fosveset Trinatrium (Vasovist®, MS-325 mit 0,25 Mol/l) weist dank ausgeprägter humaner Serumalbuminbindung eine deutlich verlängerte vaskuläre Verweildauer auf:

- Gd- oder Eisenoxidmizellen, -liposomen oder -nanopartikel (SPIO, USPIO, MION, CLIO – ► Kap. 12.5.2 und 12.7). Aufgrund der partikulären Strukturen weisen sie relativ lange vaskuläre Zirkulationszeiten auf und werden mehrheitlich durch das RES-System inaktiviert. In Entwicklung sind diverse Eisenoxidnanopartikel-Systeme oder Fraktionen u. a. Sinerem®/Combidex®, Supravist® oder die Very Small Superparamagnetic Iron Oxide Particles (VSOP).
- Gd-Makromoleküle wie -dextrane, -polylysine oder die Kaskadenpolymere wie Gadomer-17-Gd-Makromoleküle zeichnen sich durch eine höhere Relaxivität, teilweise durch die mehrfache Bindung von Gadoliniumatomen bei verbleibender renaler Elimination aus.
- Niedermolekulare Gd-Komplexe wie Gadofosveset binden dank hydrophober Seitenkette (■ Abb. 52) reversibel an die körpereigenen Proteine und insbesondere an das humane Serumalbumin, wodurch die extravaskuläre Diffusion reduziert wird.

Im Vordergrund der klinischen Anwendung steht die kontrastverstärkte MR-Angiographie, wobei im Unterschied zu den unspezifischen Gd-Komplexen nicht nur der arterielle first-pass, sondern auch der »steady-state« (die Äquilibriumsphase), d. h. die Spätphase noch für die Gefäßdarstellung genutzt werden können. Allerdings sind dann neben den Arterien auch Venen sichtbar. Dies ermöglicht längere und wiederholte Messungen vaskulärer Malformationen, schwierig darzustellender Gefäßabschnitte oder von Thromboembolien. Weitere mögliche Indikationen könnten umgekehrt die Darstellung eines vaskulärer Lecks mit Blutung oder Störung der Kapillarbarriere sein. Eine erhöhte Permeabilität könnte auf Tumoren, Trauma, Infekte oder entzündliche Erkrankungen hinweisen. Dank deutlich stabileren Konzentrationen im vaskulären Kompartiment eignen sich vaskuläre MR-Kontrastmittel auch besser für die Perfusions-Quantifizierung oder Berechnung der Input-Funktion. Schließlich hofft man die lang anhaltende intravasale Signalveränderung auch gezielt für MR-kontrollierte Gefäßinterventionen und die Platzierung von Stents nutzen zu können.

### 12.6.1 Gadofosveset als Albuminbindendes Gefäßkontrastmittel

Das Präparat Gadofosveset Trinatrium (Vasovist®, MS-325) ist je nach Land für einzelne Gefäße oder generell für die kontrastmittelverstärkte MR-Angiographie zugelassen. Die gebrauchsfertige Lösung enthält 0,25 Mol/l Gd und wird in einer Dosis von 0,12 ml/kg (=0,03 mmol/kg KG) intravenös injiziert. Im Gefäßkompartiment bindet sich der Wirkstoff bis zu 87% reversibel an humanes Serumalbumin. Parallel dazu steigt die molare T1-Relaxivität bei 1,5 Tesla von ca. 5,2 im Wasser auf  $19 \text{ mM}^{-1} \text{ s}^{-1}$  im Blutplasma an. Ausserdem kann nur noch der freie, ungebundene Anteil aus dem Gefäßraum austreten, während der gebundene Anteil vasa »gefangen« bleibt. Dies erklärt die verlängerte Verteilungs-Halbwertszeit von  $0,48 \pm 0,11$  Stunden und verlängerte Eliminations-Halbwertszeit von  $16,3 \pm 2,6$  Stunden, so dass der Gd-Komplex deutlich länger zirkuliert als die unspezifischen Gd-Komplexe. Hochauflösende MRA-Scans wurden bis zu einer Stunde nach Kontrastmittelverabreichung gemessen. Gadofosveset ist ebenfalls dialysierbar.

Grundsätzlich ist aufgrund der hohen Albuminbindung an die Möglichkeit von Wechselwirkungen mit anderen Plasmaprotein bindenden Arzneimitteln (Antirheumatika, Antidiabetika, Warfarin) zu denken. In-vitro-Studien sowie eine klinische Studie mit Warfarin konnten allerdings keine Wechselwirkungen nachweisen. Die häufigsten unerwünschten Arzneimittelwirkungen waren Pruritus, Parästhesien, Kopfschmerzen, Übelkeit, Vasodilatation und Geschmacksveränderungen. EKG mit verlängerten QT-Intervallen oder unregelmäßigem Rhythmus traten während der klinischen Entwicklung auf.

### 12.6.2 Eisenoxidnanopartikel (USPIO) als Gefäßkontrastmittel

Im Vordergrund der seit längerem andauernden klinischen Entwicklung stehen die auch unter ► Kap. 12.9 erwähnten superparamagnetischen Eisenoxidnanopartikel-Systeme. Je nach Partikeldurchmesser, Oberflächenladung und Hüllmaterial kann die Endozytoserate und Verteilung im Organismus gesteuert werden. Mit abnehmender Partikelgröße nimmt die intravasale Verweildauer zu, die T2-Relaxivität ab und in der Regel das Verhältnis zwischen T1- und T2-Relaxivität zu. Dies ermöglicht die signalreiche Gefäßdarstellung auf T1-gewichteten MR-Angiographie Pulssequenzen. Falls die partikulären Systeme im Bolus verabreicht werden können, entspricht die erste Kontrastmittelpassage praktisch den niedermolekularen Gadolinium-haltigen MR-Kontrastmitteln. Aufgrund der langen vaskulären Verweildauer mit beispielsweise 24–36 Stunden Eliminations-Halbwertszeit für Ferumoxtran (Sinerem®) können die Gefäße selbst noch nach diesem Zeitraum kontrastreich dargestellt werden. Dies kann bei chirurgischen Fragestellungen im Zusammenhang mit dem Staging von Tumoren eine Rolle spielen. Dank langer Steady-state-Bedingungen erhofft man sich auch eine Verbesserung der Darstellung der Koronararterien.

## 12.7 MR-Athrographie mit extrazellulären Gadoliniumkomplexen

Bei der MR-Arthrographie werden die nierengängigen unspezifischen Gadoliniumkomplexe (► Kap. 12.4) klinisch eingesetzt. Im Unterschied zur intravenösen Anwendung wird das Kontrastmittel bei der direkten MR-Arthrographie intraartikulär in den Gelenksraum gespritzt. Es handelt sich um eine Kompartimentfüllung unter Distension des intraluminalen Raumes. Gleichzeitig erhöht man auch den Kontrast gegenüber umliegenden Strukturen.

Zwei Präparate sind für die direkte MR-Arthrographie in Form verdünnter, isoosmolarer, gebrauchsfertiger Gd-Lösungen (Artirem® 0,0025 Mol/l als 200-fache Verdünnung von Gadoterat (Dotarem®); Magnevist 2.0 als 250-fache Verdünnung von Gadopentetat (Magnevist) mit 0,002 Mol/l), die in den Gelenkraum intraartikulär injiziert werden, zugelassen. Diese Konzentrationen eignen sich für praktisch alle Feldstärken (0,2–3,0 Tesla) und auch für die größeren Gelenke. Bei kleineren Gelenken wie dem Handgelenk können höhere Konzentrationen von 5 mmol/ml nötig sein. Auf T1-gewichteten Bildern grenzt sich die signalreiche Kapselflüssigkeit deutlich gegen umliegendes Gewebe ab – zudem ist die Kapsel deutlich distendiert. Dies ermöglicht eine raschere Differenzierung umliegender Strukturen, eine einfachere Abgrenzung der Hohlräume, die Darstellung oberflächlicher Läsionen z. B. im Knorpel oder Labrum, die Suche nach Gelenkskörpern

oder auch den spezifischen Nachweis partieller oder kompletter Rupturen oder Risse. Praktisch gesehen erfolgt die Injektion unter fluoroskopischer Kontrolle zusammen mit jodierten Kontrastmitteln, die teilweise gemischt oder separat hinzugespritzt werden. Zur Unterdrückung des Punktionsschmerzes wird mit Lokalanästhetika kombiniert. Nach Kontrolle der intraartikulären Position und Füllung des Gelenks mit dem Arthrographikum wird der Patient vorwiegend mit T1-, T1-fettgesättigten und protonengewichteten Sequenzen untersucht. Spezialsequenzen zur besseren Knorpeldarstellung werden ebenfalls eingesetzt. Sog. 180° Inversionspulse, die zur Fettsättigung eingesetzt werden (TIRM, Inversion-Recovery) können das Gadoliniumsignal ebenfalls neben dem Fett supprimieren, was zu Fehldiagnosen führen kann.

Das intraartikulär verabreichte Gadolinium weist über ca. 30–45 min eine relativ konstante Kontrastierung auf, womit das Untersuchungs-Zeitfenster definiert ist. Danach erfolgt ein rascher synovialer Abtransport, der bei älteren Patienten eher verzögert hingegen bei Entzündungen beschleunigt ist. Das Kontrastmittel wird renal eliminiert. Restmengen konnten keine im Knorpel oder Knochen nach mehr als 24 Stunden gefunden werden. Aufgrund der geringen Dosen ist bei der direkten MR-Arthrographie nicht mit einer nennenswerten Dissoziation des Gadoliniumkomplexes sowie NSF-Risiko zu rechnen.

Die Komplikationen der direkten MR-Arthrographie unterscheiden sich kaum von denen anderer Arthrographien. Die Infektionsrate wird mit ca. 0,003% hochgerechnet; daneben werden alle möglichen Punktionsbeschwerden, Synovitis, lokale Schmerzen, pseudoallergische Reaktionen, Arthritis, oder auch vaskuläre Komplikationen beschrieben. Besonders vorsichtig gilt es bei septischer Arthritis, Hautverletzungen oder -infekten im Gelenksbereich und bekannter Allergie auf einen der Inhaltsstoffe zu sein. Bei einem Quickwert <50 oder INR >1,5 sollte man vorsichtig sein, eine avaskuläre Nekrose oder komplexes regionales Schmerzsyndrom können reaktiviert werden.

Neben der direkten MR-Arthrographie wird aufgrund geringerer Invasivität auch die indirekte beschrieben. Hierbei wird extrazelluläres Gadolinium als Normaldosis intravenös gespritzt, das betroffene Gelenk ca. 30 min leicht bewegt und dann die übliche MR-Untersuchung vorgenommen. Der Signalanstieg der Gelenksflüssigkeit auf T1-gewichteten Sequenzen ist meist geringer als bei der direkten Methode, auch ist die Kompartimentabgrenzung deutlich schlechter; allerdings ist die klinische Wertigkeit oftmals vergleichbar.

## 12.8 Magen-Darm-Kontrastierung

Das Prinzip beruht auf der unterschiedlichen Kontrastierung des Magen-Darm Traktes gegenüber umliegenden Strukturen. Die Füllung des Gastrointestinaltraktes mit Kontrastmittel ermöglicht gleichzeitig eine Distension des Lumens, so dass die Darmwand oftmals besser abgegrenzt werden kann. Auch wenn sich die Magen-Darmtrakt spezifischen MR-Kontrastmittel im Unterschied zum CT nur bedingt durchgesetzt haben, gilt es ihre weitläufigen Anwendungsmöglichkeiten in der klinischen Routine zu berücksichtigen:

- Bessere Differenzierung und Abgrenzung des Magen-Darm-Traktes auf den Schnittbildern gegenüber umliegenden Strukturen,
- Erhöhung des Kontrastes zwischen Lumen und Darmwand mit der Möglichkeit, Stenosen oder Darmwandpathologien differenzierter darzustellen,

- Nachweis einer intraluminalen Kontrastdynamik,
- Nachweis von Fisteln,
- Unterdrückung des Magen-Darm-Trakt-Signals zur besseren Darstellung der Gallenwege (MRCP) mit Hilfe negativer MR-Kontrastmittel.

Gastrointestinale Kontrastmittel können oral (mit oder ohne Sonde) oder rektal analog den Kontrastmitteln, welche in der Computertomographie eingesetzt werden, verabreicht werden. Zusätzlich wird Buscopan® oder Glukagon intravenös zur Reduktion der Peristaltikartefakte appliziert. Unterschieden werden mit dem Darminhalt mischbare oder unmischbare, positive oder negative Kontrastmittel (■ Tab. 8).

Bei den positiven wasserlöslichen Kontrastmitteln handelt es sich um unspezifische Gd-(III-)Komplex-, Eisen- respektive Manganlösungen, die das Lumen signalreich auf T1-gewichteten Pulssequenzen darstellen. Während die Gadoliniumlösungen meist nicht resorbiert werden, müssen die Eisen- oder Manganverbindungen durch Zusätze oder mit Hilfe einer Umhüllung der Wirkstoffe vor Resorption geschützt werden. Beim früher erhältlichen Magnevist® enteral (Gd-DTPA) wurde das im Sauren wesentlich weniger stabile Gadolinium mit Mannitol abgepuffert (Puffer → geringerer pH-Abfall). Dank Mannitol erhöht sich zudem die gastrointestinale Osmolalität, wodurch der Magen-Darm-Trakt infolge von Wassereinstrom ins Lumen distendiert wird. Nach der Untersuchung kann dies bei einzelnen Patienten abführend wirken und zu Diarrhö führen. Das liposomal verkapselte Manganchlorid-Präparat Lumenhance® sowie Eisenammoniumziträt (FerriSelz®) wurden nur vorübergehend in den USA als orale MR-Kontrastmittel vermarktet. Falls man das Lumen signalreich darstellen möchte, muss man praktisch auf nicht zugelassene off-label Lösungen zurückgreifen. Eine davon stellt das säurestabile Gd-DOTA, welches nachweislich bei gesunden Probanden nicht resorbiert wird, dar. Es wurde in einzelnen klinischen Studien sowohl mit oder ohne Distendiermitteln erfolgreich eingesetzt. Bestimmte metallionenreiche Säfte wie Heidelbeer-, Johannisbeer- oder Hagebuttensaft führen ebenfalls zu einer Signalerhöhung im Darmlumen.

Das einzige noch oral/rektal zugelassene gastrointestinale MR-Kontrastmittel ist das im T2-Bild negative oder signalarme Ferumoxsil (Lumirem®). Es besteht aus silikonumhüllten superparamagnetischen Eisenoxidnanopartikeln (300 nm) mit zahlreichen die Viskosität und den Geschmack beeinflussenden Zusätzen. Es wird als Suspension oral oder auch rektal verabreicht. Die nicht abbaubare Silikonumhüllung soll eine Resorption

■ Tab. 8. Beispiele für die verschiedenen Kategorien von gastrointestinalen MR-Kontrastmitteln

|                             | Mit Darminhalt mischbare KM                                                                                                           | Mit Darminhalt unmischbare KM                             |
|-----------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|
| Positive KM<br>(SI-Zunahme) | Gd-DOTA (off-label)<br>Fruchtsäfte mit hohem Metallionengehalt<br>MnCl <sub>2</sub> = Lumenhance®<br>Eisenammoniumziträt (FerriSelz®) | Fette<br>Pflanzenöle                                      |
| Negative KM<br>(SI-Abnahme) | Ferumoxsil (Lumirem®/GastroMARK®)<br>Bariumsulfat-Suspensionen<br>Tonerde                                                             | Perfluorocarbone<br>CO <sub>2</sub><br>Kakao-Suspensionen |

des Eisens verhindern. Einzelne Patienten klagen über den Geschmack sowie Diarrhö im Anschluss an die Untersuchung. Eingesetzt wird Ferumoxsil hauptsächlich zur Unterdrückung des Gastrointestinaltraktsignals bei der MRCP sowie zur besseren Abgrenzung des Darmlumens versus umliegendes Gewebe.

Bariumsulfat oder Tonerde führen zu einem relativem Signalabfall dank Wasserverdrängung respektive Viskositätserhöhung im Darmlumen. Bei hohen Dosen kann es wie bei konventionellen Röntgenuntersuchungen aufgrund der hypotonen Suspensionscharakteristiken zu Obstipation kommen. Auch bei den aus preislichen Gründen nur kurzzeitig eingesetzten Perfluorocarbonen (z. B. Perfluorooctylbromid) kommt es durch eine Verringerung der örtlichen Protonendichte zum Signalabfall.

Das preislich gesehen wohl billigste orale MR-Kontrastmittel ist Wasser, welches ebenfalls zur Markierung des Darmlumens benutzt werden kann. Wasser hat ein niedriges Signal auf T1-gewichteten Sequenzen, während es ein hohes Signal auf T2-gewichteten Sequenzen hat. Die Vermischung mit Gelbildnern (z. B. Metamucil®) oder die Zugabe von osmolalitätserhöhenden Substanzen (Mannitol, PEG) verbessern gleichzeitig die Distension des Darmlumens.

## 12.9 Weitere MR-Kontrastmittel und Kontrastierungskonzepte

Die Entwicklung neuer MR-Kontrastmittel stellt sowohl an die forschende Industrie als auch an ihre Partner, die Radiologenschaft, hohe Anforderungen bezüglich dem Nachweis eines klinischen Nutzens, der weit über die einfache Tatsache besserer Bilder mit höherem Kontrast hinausgeht. Erwartet werden konsequenterweise dank hoher diagnostischer Effizienz auch therapeutische Vorteile, was in dem sich rasch wandelnden technologischen Umfeld immer schwerer zu realisieren respektive nachweisbar ist. Weitere Stichworte sind eine gute Kosteneffizienz, eine optimale Verträglichkeit, praktisch gesehen eine hohe Convenience bei höchstmöglicher klinischer Treffsicherheit. Dies umzusetzen in die klinische Realität, wird gerade auch bei MR-Kontrastmitteln eine große Herausforderung darstellen (■ Tab. 8).

### 12.9.1 Lymphknotenspezifische Kontrastmittel

In Analogie zur Lymphknotenszintigraphie mit kolloidalen Markern hofft man superparamagnetische Eisenoxidnanopartikel (SPIO, USPIO, MION, VSOP) auch für die MR-tomographische Lymphknotendiagnostik einsetzen zu können. Sowohl subkutan, endolymphatisch, interstitiell oder intravenös applizierte superparamagnetische Eisenoxidnanopartikel (AMI-227, Ferumoxtran, Sinerem®-Combidex®) weisen eine Anreicherung in normalen Lymphknoten mit entsprechendem T2-Signalabfall auf. Bei metastatischem Befall der Lymphknoten fehlt hingegen der Signalabfall. Tumorbefallene Lymphknoten können, indem sie kein Kontrastmittel aufnehmen, sichtbar gemacht werden. Nach intravenöser Anwendung erreicht die lymphatische Signalveränderung in normalen Lymphknoten nach 24–36 Stunden ihr Maximum mit ca. 11% der Gesamtdosis in den Lymphbahnen. Voraussetzung für die relativ lange vaskuläre Verweildauer, interstitielle Makrophagenaufnahme und lymphotrope Verteilung sind ein relativ kleiner Teilchen-

durchmesser und geeignete Oberflächenbeschichtung (Maskierung vor der frühen Aufnahme durch RES). Die hohe Variabilität des Lymphflusses, die schwierige Suche nach Lymphknoten und deren Beurteilung erklären zum Teil die anhaltenden Schwierigkeiten bei der klinischen Entwicklung. Die kombinierte Anwendung von Diffusions-sensiblen Sequenzen mit USPIO versprechen eine raschere und einfachere Beurteilung suspekter Lymphknoten, was allerdings weiter validiert werden muss.

Außerdem werden diese Eisenoxidnanopartikel auch als vaskuläre Kontrastmittel (Blood Pool Agents), zum Markieren von Entzündungszellen und als Träger für gewebespezifische MR-Kontrastmittel entwickelt.

### 12.9.2 Tumorspezifische Kontrastmittel

---

Tumorspezifische Kontrastmittel sind Verbindungen (z. B. Metallporphyrine), welche sich in rasch teilenden Zellen anreichern. Der Aufnahmemechanismus in die Zellen ist noch ungeklärt. Neben dem Nachweis von primären und sekundären Tumoren oder auch von Entzündungsgewebe besteht die Möglichkeit einer gleichzeitigen photodynamischen Laserlichttherapie (PDT), indem die angereicherten Metallporphyrine durch energiereiche Strahlung aktiviert werden und das umliegende Tumorgewebe zerstören. Solche Kontrastmittel sind aufgrund ihrer hohen systemischen Toxizität bisher erst tierexperimentell erprobt.

Ähnlich können auch superparamagnetische Eisenoxid-Nanopartikel (SPIO) mittels Embolisation, starker Magnetfelder oder mit Hilfe von im Zielgewebe bindenden Molekülen eingebracht werden. Mit Hilfe eines elektromagnetischen Wechselfeldes kann eine Hyperthermie vermittelt werden.

### 12.9.3 Weitere gewebespezifische Kontrastmittel im Entwicklungsstadium

---

Ganz unterschiedliche Strategien werden beim sog. »Targeting« von Kontrastmitteln angewandt. Neben gewebespezifischen Antigenen oder Epitopen werden auch molekularbiologische Unterscheidungsmerkmale auf genetischer und funktioneller Ebene anvisiert. Solche MR-Kontrastmittel bestehen aus einem paramagnetischem oder superparamagnetischem Signalgeber, einem Trägergerüst (Spacer) sowie einem Steuersystem (monoklonaler Antikörper, Polysaccharid-Hülle, Koordinationsstelle für Enzyme). Nach dem »Andocken« des Kontrastmittels führen Enzyme zu einer Freisetzung einer Bindungsstelle oder zu einer Relaxivitätsänderung, die dann visualisiert werden kann (*Aktivierung*). Ähnlich funktioniert der Nachweis von Blutgerinnseln mit Hilfe des Forschungspräparates EPIX 2104R (thrombinspezifisch). Erfolgreich wurden auch Folatrezeptoren-spezifische MR-Kontrastmittel hergestellt, die damit verbundene Pathologien visualisieren können (z. B. Präkanzerosen, Polypen etc.). Limitierender Faktor sind die nach wie vor relativ hohen Substanzmengen, die in der MRT nötig sind.

Einfachere Prinzipien wie die Aufnahme in den Lipidstoffwechsel können zum Nachweis einer arteriosklerotischen Plaque verwendet werden (Gadoflurine). Die lipidreiche Plaque kann mit Hilfe dieser Gadoliniumderivate signalreich dargestellt werden.

Zahlreiche Forschungsarbeiten zeigten zudem, dass die bereits diskutierten lymphknotenspezifischen respektive vaskulären Eisenoxidnanopartikel (USPIO) auch von Entzündungszellen (Makrophagen oder Histiozyten, Lymphozyten) aufgenommen werden und ein sog. Entzündungs-Imaging (sowohl mit T1- als auch mit T2-gewichteten Sequenzen) ermöglichen. Vielversprechend erscheinen Anwendungen wie die frühzeitige Detektion einer Transplantatabstoßung, der Nachweis und die Differenzierung einer vulnerablen Arteriosklerose-Plaques, die Unterscheidung einer akuten von einer chronischen Glomerulonephritis, der Nachweis der Entzündungsaktivität bestimmter Multiple Sklerose Plaques, die Anwendung in der MRT des Knochenmarks um bestrahlungsbedingte funktionelle Veränderungen abschätzen zu können, die Aufnahme in Synovialmakrophagen bei rheumatoider Arthritis oder auch die peritumorale Anreicherung. In all diesen Fällen können endozytoseaktive Zellen in unterschiedlichem Ausmaß als Signalveränderung dargestellt werden.

Bei Stammzelltherapien wird zudem das Markieren der Zellen mit SPIO/USPIO und das in vivo Monitoring der Zellmigration bereits erfolgreich praktiziert. Ähnlich können auch Entzündungszellen wie z. B. T-Zellen oder neutrophile Granulozyten ex vivo mit USPIO oder MION markiert werden. Nach ihrer Injektion reichern sich die Zellen in Entzündungsherden an, wo sie mit Hilfe des MR nachgewiesen werden können.

#### 12.9.4 Hyperpolarisierte Gase

Die Grundlage dieser Technologie ist die Polarisierung des Kernspins, welche bei Edelgasen mit Hilfe von Lasern unter hoher Ausbeute erfolgen kann. Medizinisch eingesetzt werden Helium-3 und Xenon-129, die zur Darstellung der Lungenventilation oder anderer Hohlkörper (Gastrointestinaltrakt, Nasennebenhöhlen) dienen können. Bei der Bildgebung müssen spezifische Pulssequenzen mit angepassten Resonanzfrequenzen und weiteren Optimierungsschritten für ein möglichst hohes SNR eingesetzt werden. Es resultieren zuverlässige diagnostische Bilder eines im MR sonst nur schwer darzustellenden Organs wie der Lunge. Der relativ hohe apparative Aufwand hat eine breitere klinische Anwendung bisher verhindert.

■ Tab. 9. Übersicht der in der klinischen Routine eingeführten MR-Kontrastmittel mit ihren Eigenschaften

| Marke                      | DCI                        | Komplexkonzentration     | Element          | Indikation                         | Relaxivität<br>1,5T in Wasser | Osmolalität,<br>37°C<br>Osm/kg H <sub>2</sub> O | Stabilität                                                        | Zusatz in Formel                                                                             | Bemerkung                                                                                                                                          |
|----------------------------|----------------------------|--------------------------|------------------|------------------------------------|-------------------------------|-------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Artirem®                   | Wie Dotarem                | Gd-DOTA<br>0,0025 Mol/l  | Gd <sup>3+</sup> | Arthrographie                      | s. u.                         | 250–320                                         |                                                                   |                                                                                              | Gleicher Wirkstoff wie Dotarem®<br>– Intraartikuläre Anwendung                                                                                     |
| Dotarem®                   | Gadoterzäure,<br>Meglumine | Gd-DOTA<br>0,5 Mol/l     | Gd <sup>3+</sup> | ZNS, Ganzkörper, Angiographie      | R1=2,9<br>R2=3,2              | 1350                                            | Log<br>K <sub>therm</sub> =19,3<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =25,6 |                                                                                              | Unspezifisches wasserlösliches KM                                                                                                                  |
| Endorem®<br>= Feridex™     | Ferumoxida                 | 11,2 mg<br>Fe/ml         | FeO              | Fokale Leberläsionen               | R1=4,7<br>R2=41               | 340                                             |                                                                   | Zitronensäure,<br>Mannitol                                                                   | Leber: RES-spezifisch<br>Dosis: 15 µmol Fe/kg=0,075 ml/kg KG=15 µmol Fe/kg KG als Infusion<br>Teilchendurchmesser: 80–150 nm<br>Nicht bei Hämolyse |
| Gadovist®                  | Gadobutrol                 | Gd-BT-DO3A<br>1,0 Mol/l  | Gd <sup>3+</sup> | Perfusion, ZNS, Angiographie       | R1=3,3<br>R2=3,9              | 1603                                            | Log<br>K <sub>therm</sub> =14,7<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =21,8 | Na-Ca-butrol                                                                                 | Unspezifisches wasserlösliches KM<br>Doppelte Konzentration: Volumen oder Inj. rate halbieren                                                      |
| Lumirem®<br>= Gastro-mark™ | Ferumoxsilum               | FeO<br>0,175 mg<br>Fe/ml | FeO              | Gastrointestinaltrakt oral, rektal |                               | 250                                             |                                                                   | E110, E216, E218, Monoammonii glycyrrhizinas, Sorbitol, Saccharin Na, Carboxymethylcellulose | Negatives orales MR-KM<br>Oral oder rektal 300–900 ml                                                                                              |

Tab. 9. Fortsetzung

| Marke               | DCI                       | Komplexkonzentration      | Element          | Indikation                    | Relaxivität<br>1,5T in Wasser                              | Osmolalität,<br>37°C<br>Osm/kg H <sub>2</sub> O | Stabilität                                                         | Zusatz in Formel                               | Bemerkung                                                                                                                     |
|---------------------|---------------------------|---------------------------|------------------|-------------------------------|------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Magnevist®          | Gadopen-tetat, Dimeglumin | Gd-DTPA<br>0,5 Mol/l      | Gd <sup>3+</sup> | ZNS, Ganzkörper, Angiographie | R1=3,3<br>R2=3,9                                           | 1940                                            | Log<br>K <sub>therm</sub> =17,7<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =22,1  | 0,2% Dimgl-DTPA                                | Unspezifisches wasserlösliches KM                                                                                             |
| Magnevist® 2 mmol/l | Wie Magnevist             | Gd-DTPA<br>0,002 Mol/l    | Gd <sup>3+</sup> | Arthrographie                 |                                                            | 290                                             |                                                                    |                                                | Intraartikuläre Anwendung                                                                                                     |
| Multihance®         | Gadobenate, Dimeglumin    | Gd-BOPTA<br>0,5 Mol/l     | Gd <sup>3+</sup> | Leber, ZNS, Angiographie      | R1=4,0; R1=6,3 (Blutplasma)<br>R2=4,3; R2=8,7 (Blutplasma) | 1970                                            | Log<br>K <sub>therm</sub> =18,4<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =22,6  |                                                | Leber: Hepatozytenspezifisch<br>Niedrige Albuminbindung<br>Freisetzung von Benzylalkohol                                      |
| Omniscan®           | Gadodiamid                | Gd-DTPA-BMA<br>0,5 Mol/l  | Gd <sup>3+</sup> | ZNS, Ganzkörper, Angiographie | R1=3,3<br>R2=3,6                                           | 790                                             | Log<br>K <sub>therm</sub> =14,9<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =16,9  | 5% CaNa-DTPA-BMA                               | Unspezifisches wasserlösliches                                                                                                |
| Optimark®           | Gadoversetamid, bisamid   | Gd-DTPA-BMEA<br>0,5 Mol/l | Gd <sup>3+</sup> | ZNS, Leber                    | R1=3,8<br>R2=4,2                                           | 1110                                            | Log<br>K <sub>therm</sub> =15,0<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =16,6  | 0,05 Mol/l Ca-Na-versetamid, CaCl <sub>2</sub> | Unspezifisches wasserlösliches<br>Nur als Einzeldosis zugelassen                                                              |
| Primovist®          | Gadoxetsäure, Dinatrium   | Gd-EOB-DTPA<br>0,25 Mol/l | Gd <sup>3+</sup> | Leber                         | R1=4,7; R1=6,9 (Blutplasma)<br>R2=5,1; R2=8,7 (Blutplasma) | 690                                             | Log<br>K <sub>therm</sub> =18,7<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =23,46 | Caloxetsäure<br>Trinatrium, Trimetamol         | Leber: Hepatozytenspezifisch<br>11% Proteinbindung<br>Dosis: 0,1 ml/kg KG<br>10 min bis 2 h<br>Vorsicht bei Leberinsuffizienz |

| ■ Tab. 9. Fortsetzung |                          |                         |                  |                               |                                                          |                                                 |                                                                   |                                 |                                                                                                                 |
|-----------------------|--------------------------|-------------------------|------------------|-------------------------------|----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|---------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Marke                 | DCI                      | Komplexkonzentration    | Element          | Indikation                    | Relaxivität<br>1,5T in Wasser                            | Osmolalität,<br>37°C<br>Osm/kg H <sub>2</sub> O | Stabilität                                                        | Zusatz in<br>Formel             | Bemerkung                                                                                                       |
| Prohance®             | Gadoteridol              | Gd-HP-DO3A<br>0,5 Mol/l | Gd <sup>3+</sup> | ZNS, Ganzkörper, Angiographie | R1=2,9<br>R2=3,2                                         | 630                                             | Log<br>K <sub>therm</sub> =17,1<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =23,8 | 0,1% Ca-HP-DO3A                 | Unspezifisches wasserlösliches                                                                                  |
| Resovist®             | Ferucarbotran            | 28 mg Fe/ml             | FeO              | Fokale Lebertläsionen         | R1=8,7<br>R2=61                                          | 333                                             |                                                                   | Milchsäure, Mannitol, NaOH      | Leber: RES-spezifisch<br>Dosis <60 kg 0,9 ml; >60 kg:<br>1,4 ml als Bolus<br>Teilchendurchmesser 60 nm          |
| Teslascan®            | Mangafodipir-Tri-natrium | Mn-DPDP<br>0,01 Mol/l   | Mn <sup>2+</sup> | Leber                         | R1=1,6<br>R2=2,1                                         | 290                                             |                                                                   | Vitamin C, NaCl                 | Leber: Hepatozytenspezifisch<br>Mangan-Freisetzung und Metabolismus<br>Dosis: 0,5 ml/kg KG=5 µmol/kg            |
| Vasovist®             | Gadofosveset-tri-natrium | MS-325<br>0,25 Mol/l    | Gd <sup>3+</sup> | Angiographie                  | R1=5,2; 19<br>(Blutplasma)<br>R2=5,1; 34<br>(Blutplasma) | 825                                             | Log<br>K <sub>therm</sub> =18,9<br>Log<br>K <sub>cond</sub> =22,1 | Fosvetes Ligand<br>0,325 mmol/l | Blood Pool Agent<br>80–87% reversible Proteinbindung<br>Dosis: 0,03 mmol/kg KG<br>Lange Elim-HWZ von 16,3±2,6 h |

# Artefakte im MR-Bild

## 13.1 Bewegungs- und Flussartefakte (»Ghosting«)

Die klassischen MR-Sequenzen sind relativ langsam. Die Aufnahme eines T1-gewichteten Bildes mit einer SE-Sequenz dauert Minuten. Es ist deshalb offensichtlich, dass MRI sehr empfindlich auf jegliche Bewegung reagiert. In der täglichen Praxis sind zwei Arten von Bewegungsartefakten von Bedeutung:

- Artefakte, welche durch die Atmung, Peristaltik oder das schlagende Herz bedingt sind (Atem- und Herzbewegungsartefakte)
- Artefakte, welche durch einen pulsatilen Fluss von Blutgefäßen oder der Liquorzirkulation bedingt sind (Flussartefakte).

### Atem- und Herzbewegungsartefakte sowie Artefakte bedingt durch die Darmperistaltik

Diese Art von Bewegungsartefakten ist in der täglichen Praxis sehr häufig und waren in der Vergangenheit oftmals auch ein Argument gegen die MR-Bildgebung des Abdomens. Bewegungsartefakte können sich entweder als Bildverzerrungen oder als so genannte »Ghosts« äußern. »Ghost«-Artefakte können sich z. B. bei der Darstellung des Thorax als eine bandförmige Rauschzone durch das Herz und Mediastinum in Phasenrichtung äußern, verursacht einerseits durch das schlagende Herz und andererseits durch die Atemexkursionen.

Heute gibt es verschiedene Möglichkeiten, diese Art von Artefakten zu verhindern bzw zu minimieren:

- Um die Atembewegungen auszugleichen, sind spezielle Kompensationsalgorithmen entwickelt worden (*Atemkompensation*). Im einfacheren Fall wird dabei nur in einem Fenster am Ende der Expiration gemessen (»Respiratory Gating« analog zum »Cardiac Gating«). Raffiniertere Methoden messen aber während des gesamten Atemzyklus und sorgen dafür, dass die (qualitativ besten) expiratorischen Messungen im Zentrum des K-Raumes zu liegen kommen, wo ihr Beitrag zum Bildkontrast am größten ist.

- Mittels schnellen Gradientenecho-Sequenzen ist es möglich, das gesamte Volumen während einer Phase mit Atemstillstand zu messen. Andernfalls kann das MR-Gerät so gesteuert werden, dass es nach jeder Schicht eine (Atem-)Pause einschreibt, sodass alle Schichten nacheinander in *Atemstillstand* aufgenommen werden können. Falls möglich, ergeben sich bei dieser Methode stets die besseren Resultate als mit einem Atemkompensationsalgorithmus; allerdings benötigt es auch mehr Zeit sowie eine gute Kooperation von Seiten des untersuchten Patienten.
- Um die Bewegungen des Herzens abzufangen, können Sequenzen *mittels EKG gesteuert* werden (»Cardiac Gating«). Jede R-Zacke dient dann als Startpunkt für die nächste Anregung, d. h. TR ist gleich dem R-R-Intervall oder einem Vielfachen davon.
- Zur Reduktion der Artefakte durch Darmbewegungen kann auch ein die Peristaltik relaxierendes Medikament wie z. B. *Buscopan*® verabreicht werden.
- Der Einsatz von paralleler Bildgebung (► Kap. 10) hilft ebenfalls, Bewegungsartefakte bedingt durch das schlagende Herz, durch die Atmung oder durch die Darmperistaltik zu vermindern.
- Eine Alternative zur Aufnahme der Datensätze im Atemstillstand ist die Navigator-technik. Die Navigator-technik ermöglicht eine Suppression respiratorisch bedingter Bewegungsartefakte und erlaubt somit z. B. die MR-Bildgebung des Herzens bei freier Atmung anzufertigen.
- Ein besonderes Phänomen sind Liquorpulsationsartefakte. Dabei handelt es sich um intradurale hypointense Areale, welche vor allem bei sagittalen T2-gewichteten SE- und FSE-Aufnahmen gesehen werden können. Liquorpulsationsartefakte können durch das Verwenden von GRE-Sequenzen verhindert werden.

### Flussartefakte

Flussbedingte Artefakte werden durch fließendes Blut oder durch den zerebro-spinalen Liquorfluss verursacht und äußern sich in Richtung des Phasengradienten. Dies deshalb, weil die Spins, die sich entlang eines Magnetfeldgradienten (egal, ob Schichtwahl-, Phasen- oder Frequenzgradient) bewegen oder bewegt werden, eine Phasenverschiebung erfahren (s. auch Abschnitt »Phasenkontrastangiographie«). Da jedoch die Phase für die Ortskodierung verwendet wird, stört jede Bewegung die korrekte räumliche Zuordnung der Signale, indem sie die Phase verfälscht. Dies kann häufig daran erkannt werden, dass z. B. ein Blutgefäß entlang der Phasenrichtung mehrmals abgebildet wird. Diese Artefakte werden im Englischen auch als »Ghosts« bezeichnet.

Flussartefakte können vermieden resp. vermindert werden durch:

- Das Schalten spezieller Gradientenimpulse. Man spricht dann von einer *flusskompensierten Sequenz*.
- Die Verwendung einer spezifischen Vorsättigung (»Presaturation«). Dabei erfolgt eine magnetische Absättigung an den Rändern der untersuchten Schicht z. B. ober- oder unterhalb der Schicht mit entsprechenden Anregungsimpulsen, die der eigentlichen Messsequenz unmittelbar vorausgehen. Damit kann einfließendes Blut bereits vor der Messung magnetisch abgesättigt werden und gibt dann kein Signal mehr (und folglich auch keine Artefakte).
- Frequenz- und Phasenrichtung können vertauscht werden, sodass die Artefakte, die ja nur in Phasenrichtung auftreten, nicht die zu untersuchende Körperregion stören.

Noch ein Wort zur *Vorsättigung (Presaturation)*: Wir haben bereits in den ► Kap. 3 und 11.1.1 gezeigt, dass eine Schicht gesättigt wird, wenn sie mit kurzer Repetitionszeit angeregt wird und somit den Spins keine Zeit zur Erholung gelassen wird. Diesen Effekt kann man ausnützen, um gewisse Gewebeanteile auszublenden, indem sie unmittelbar vor der Anregung der untersuchten Schicht angeregt und abgesättigt werden. Sie geben dann in der nachfolgenden Messung kein Signal, weil sie zwei Anregungen in ganz kurzer Folge erfahren haben. In der Time-of-Flight-Angiographie kann auf diese Weise das Signal von Blut, das aus einer Richtung einfließt, unterdrückt werden, während Blut aus der anderen Richtung weiterhin Signal gibt. So können Venen oder Arterien selektiv dargestellt werden.

## 13.2 Phase Wrapping

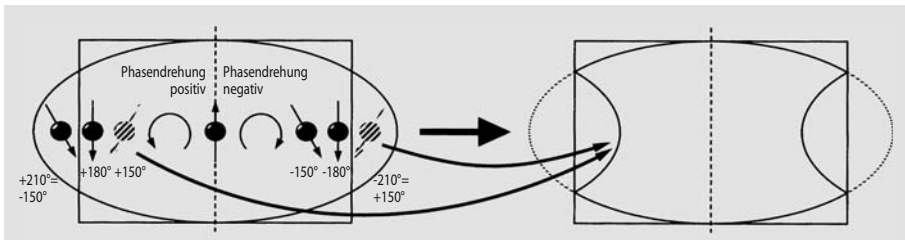
Ein weiteres Problem, das in der Praxis sehr lästig sein kann, ist »Phase Wrapping« (auch »Phase Wrap-around« oder »Foldover« genannt). Dabei werden anatomische Strukturen, die sich außerhalb des gewählten Bildausschnittes (Field-of-View) befinden, ins Bild hinein gefaltet (■ Abb. 59). Dieser Effekt hängt mit der *Phasenkodierung* zusammen.

Wird ein bestimmter Bildausschnitt gewählt, so muss der MR-Tomograph voraussetzen, dass alle möglichen Phasenverschiebungen, d. h.  $-180^\circ$  bis  $+180^\circ$ , in diesem Bildausschnitt vorkommen. Probleme treten jedoch auf, wenn sich das untersuchte Objekt in der Phasenrichtung über die Grenzen des Field-of-View hinaus erstreckt: In diesem Falle erhalten die außerhalb des Bildausschnittes liegenden Regionen eine Phasenverschiebung von mehr als  $+180^\circ$  respektive weniger als  $-180^\circ$ . Eine Phase von z. B.  $+190^\circ$  entspricht jedoch einer solchen von  $-170^\circ$ . Die beiden Objekte können also nicht unterschieden werden und erscheinen im Bild an der gleichen Stelle. Deshalb werden Strukturen, die jenseits des rechten Bildrandes liegen, vom linken Rand her ins Bild hineinragen und umgekehrt.

Verschiedene Wege helfen, dieses Problem zu vermeiden:

Das *Field-of-View* kann größer gewählt werden, sodass kein Wrap-around auftritt. Dabei wird jedoch die räumliche Auflösung geringer.

Frequenz- und Phasenrichtung können vertauscht werden, weil in Frequenzrichtung kein Wrap-around auftritt (die tiefen Frequenzen des einen Bildrandes können von den hohen Frequenzen des anderen Randes problemlos unterschieden werden). Beispielsweise wird man bei Brust- oder Beckenuntersuchungen die Phase in anterior-posteriorer Richtung legen, weil der Körper in dieser Richtung die geringere Ausdehnung hat.



■ Abb. 59. Phase Wrapping: Strukturen außerhalb des Bildausschnittes erhalten die gleiche Phasenverschiebung wie Strukturen innerhalb des Bildes und werden deshalb übereinander projiziert

Spezielle Algorithmen (»No Phase Wrap«, »Foldover Suppression«) eliminieren das Phase Wrapping mit einem Trick: Das Field-of-View wird vergrößert, sodass es nicht zu einem Wrap-around kommt, und die unnötigen Daten werden bei der Bildrekonstruktion eliminiert. Diese Technik kann allerdings nicht immer verwendet werden und hat unter gewissen Umständen auch Einschränkungen.

Durch die Verwendung einer *Oberflächenspule* kann erreicht werden, dass Objekte, die sich ins Bild hineinfalten könnten, außerhalb des Empfangsbereichs der Spule zu liegen kommen und deshalb nicht abgebildet werden (z. B. bei Wirbelsäulenuntersuchungen und Phase anteroposterior).

Man kann auch eine *Vorsättigung* (*Presaturation*; ► Kap. 3.5«) verwenden, um das Signal von Regionen außerhalb des gewählten Bildausschnittes zu unterdrücken.

### 13.3 Chemische Verschiebung (»Chemical Shift«)

Im ► Kap. 9 haben wir den Begriff der chemischen Verschiebung (Chemical Shift) eingeführt. Unter chemischer Verschiebung versteht man die Abhängigkeit der Resonanzfrequenz der Protonen von der molekularen Umgebung. Das Phänomen der chemischen Verschiebung kann bei MR-Geräten mit einer Feldstärke von 1,0 T und höher zur Gewebe-Differenzierung zwischen einer fetthaltigen und einer nicht-fetthaltigen Läsion benutzt werden. Zusätzlich ermöglicht das Phänomen der chemischen Verschiebung auch Fett-unterdrückte MR-Bilder zu erzeugen.

Die chemische Verschiebung ist aber auch Ursache eines häufigen Artefaktes im MR-Bild, welcher als Chemical-Shift-Artefakt bezeichnet wird. Im Prinzip umfasst der Chemical-Shift-Artefakt zwei Aspekte: die Verschiebung des Signals von Fett und Wasser bzw. von Silikon und Wasser und die Signalauslöschung an der Grenzfläche zwischen Fett und Wasser.

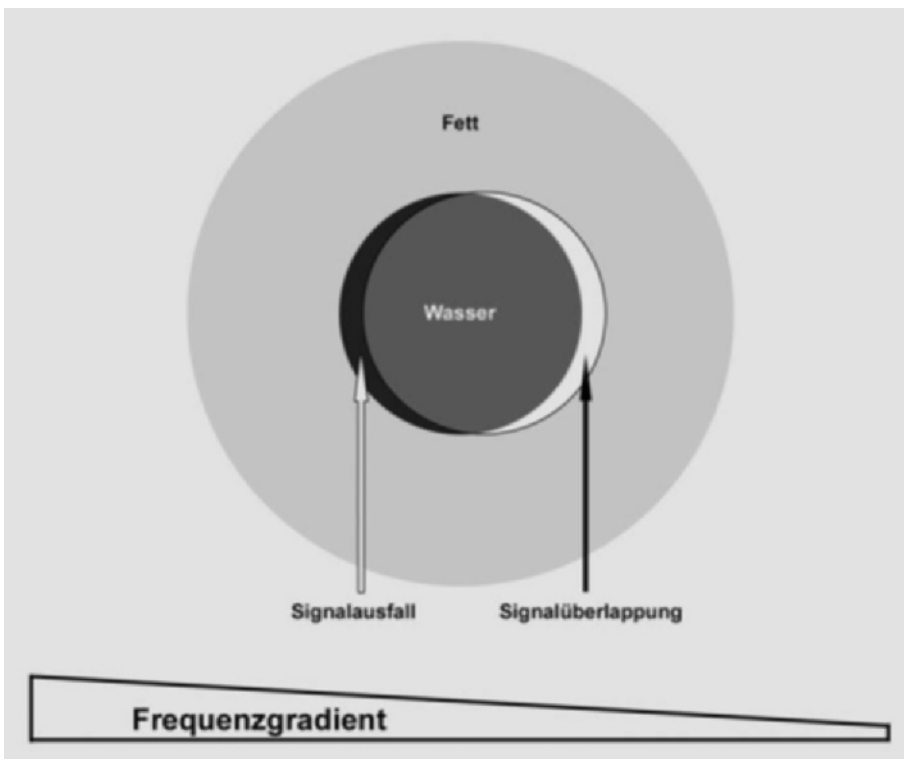
#### Chemical-Shift-Artefakt mit Verschiebung des Signal von Fett und Wasser bzw. von Silikon und Wasser

Bei diesem Aspekt des Chemical-Shift-Artefakts werden Protonen mit verschiedenen Präzessionsfrequenzen (Fett, Wasser und Silikon) entlang der Frequenzrichtung an einem anderen Ort abgebildet als sie sich tatsächlich befinden. Praktisch bedeutet dies, dass das Signal von Fett und Wasser oder das Signal von Silikon und Wasser in der Frequenzkodierichtung zueinander verschoben abgebildet wird. Klassischerweise entsteht an Stellen, wo Fett und Wasser unmittelbar benachbart liegen oder Fett von Wasser umgeben ist, auf der Seite, die durch die höhere Ortsfrequenz kodiert ist, eine dunkle (signalarme oder signallose) Begrenzung und auf anderen Seite, wo die geringere Frequenz ortskodiert ist, eine helle (signalreiche) Zone (Signalüberlappung) (■ Abb. 60). Helle Signalbanden entstehen, wenn Protonen mit verschiedenen Resonanzfrequenzen so abgebildet werden, als ob sie sich im gleichen Voxel befänden. Dieser Aspekt des Chemical-Shift-Artefakt kann bei allen Pulssequenzen auftreten und die Ausprägung des Artefakts ist einerseits abhängig von der Bandweite des Empfängers und andererseits von der Magnetfeldstärke. Das Ausmaß dieses Chemical-Shift-Artefaktes mit Verschiebung des Fett und Wassersignals kann durch eine größere Empfängerbandbreite vermindert werden. Wie wir jedoch im ► Kap. 5

gelernt haben, geht eine Erweiterung der Empfängerbandbreite mit einer Abnahme des SNR einher. Andere Möglichkeiten zur Verminderung dieses Artefakts sind die Umkehr von Phase und Frequenz oder die Anwendung einer Fettsuppressionstechnik.

### Chemical-Shift-Artefakt mit Signalauslöschung an Grenzflächen zwischen Fett und Wasser

An der Grenzfläche zwischen Fett und Wasser kann es bei Gradientenecho-Sequenzen zu einem Band mit Signalauslöschung kommen. Dieses Phänomen kann z. B. an der Grenzfläche zwischen dem perirenal Fett und dem Nierenparenchym beobachtet werden, wo in Kombination mit Gradientenecho-Sequenzen ein signalarmes (signal-loses) Band gesehen werden kann. Dieser Teilaspekt des Chemical-Shift-Artefaktes kommt zustande, wenn sich Fett und Wasser in »opposed phase« befinden. Dieser Artefakt kann durch den Gebrauch von Spinecho-Sequenzen vermieden werden, da bei Spinecho-Sequenzen dieser Teilaspekt des Chemical-Shift-Artefaktes nicht zum Tragen kommt. Wenn jedoch Gradientenecho-Sequenzen verwendet werden, sollte man zur Verminderung dieses Artefaktes die Bildgebung unter »In-phase«-Bedingungen machen.



■ **Abb. 60.** Chemical-Shift-Artefakt: Fett und Wasser werden an ihren Grenzflächen in Frequenzrichtung örtlich verschoben abgebildet. Es resultiert eine dunkle Zone (Signalausfall) und eine helle Zone (Signalüberlappung). Details siehe Text

### 13.4 Suszeptibilität

Jedes Gewebe und jedes Fremdmaterial ist bis zu einem gewissen Grad »empfindlich« für ein Magnetfeld, d. h. es kann selbst magnetisiert werden. Diese Eigenschaft bezeichnen wir als *magnetische Suszeptibilität*.

Die Suszeptibilität ist besonders ausgeprägt, wenn sich ein metallisches Material (metallische Fremdkörper, Implantate usw.) im Magnetfeld befindet. In diesem Fall kann es zu Signalausfällen und/oder Bildverzerrungen an den Phasengrenzen der jeweiligen Materialien resp. Gewebe kommen, was als Suszeptibilitätsartefakt bezeichnet wird. Suszeptibilitätsartefakte können aber auch an Phasengrenzen von unterschiedlichen Geweben (z. B. Knochen und Muskel) oder an der Phasengrenze zwischen Knochen und Luft auftreten. Ein klassisches Beispiel ist der Übergang zwischen dem paranasalen Sinus und den knöchernen Schädelbasis, wo es sehr oft zum Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten kommt. Des Weiteren können lokale Depots von Kalziumhydroxyapatit, konzentriertes Gadoliniumchelate oder eisenhaltige Kontrastmittelpartikel zu Suszeptibilitätsartefakten führen.

Suszeptibilitätsartefakte können in Prinzip bei jeder Pulssequenz auftreten. Da jedoch SE-Sequenzen mit ihrem  $180^\circ$ -Impuls  $T2^*$ -Effekte ausgleichen und für statische Feldinhomogenitäten weitestgehend unempfindlich sind, sind Suszeptibilitätsartefakte bei SE-Sequenzen gering. Besonders anfällig für Suszeptibilitätsartefakte sind GRE-Sequenzen, was aber umgekehrt auch in diagnostischer Hinsicht, wie beispielsweise bei der Suche nach kleinen Blutungsherden oder kleinen Kalkablagerungen, ausgenutzt werden kann. Aus praktischer Sicht besonders wichtig ist die Reduktion von Suszeptibilitätsartefakten bei MR-Bildgebung von Körperregionen mit orthopädischen Implantaten. Allgemein kann eine Reduktion von Suszeptibilitätsartefakten bei der Bildgebung von Körperregionen mit metallischen Implantaten erreicht werden durch: Vorzugsweise Bildgebung mit SE- und FSE-Sequenzen, Vermeidung von GRE-Sequenzen, Vertauschen von Phasen- und Frequenzrichtung, Bildgebung mit höherer Empfängerbandbreite, wenn möglich Ausrichtung der Längsachse des metallischen Implantates entlang der Hauptrichtung des Magnetfeldes, Verwendung von STIR-Sequenzen anstelle von frequenz-selektiven Techniken zur Fettsuppression.

### 13.5 Trunkationsartefakt

Trunkationsartefakte, welche auch als »Ringing-« oder »Gibbs-Artefakte« bezeichnet werden, sind eine Folge der Fourier-Transformation. Trunkationsartefakte äußern sich als parallele gerade oder »halbkreisartige« Streifen in unmittelbarer Nähe von Gewebegrenzflächen mit unterschiedlichen Signalintensitäten wie z. B. an der Grenzfläche zwischen Muskel und Fett oder zwischen zerebrospinalen Liquor und dem Rückenmark. Diese Artefakte sind vor allem bei der MR-Bildgebung der Wirbelsäule bekannt, wo sie eine Syrinx oder eine Erweiterung des Rückenmarks vortäuschen können. Trunkationsartefakte treten immer dann auf, wenn die hohen Ortsfrequenzen nur ungenügend aufgenommen werden. Deshalb können Trunkationsartefakte vermindert werden, wenn das gleiche MR-Bild mit einer höheren Bildmatrix in Phasenrichtung aufgenommen wird.

### 13.6 Magic Angle

---

Der »Magic-Angle-Artefakt« betrifft vor allem Sehnen und Ligamente mit parallelen Faserstrukturen. Sehnen und Ligamente sind durch eine kurze T2-Zeit charakterisiert, was dazu führt, dass diese Strukturen auf den meisten Sequenzen als hypointense Strukturen sichtbar sind. Wenn jedoch diese Faserstrukturen in einem Winkel von  $55^\circ$  zum Hauptmagnetfeld  $B_0$  angeordnet sind, kann dies zu einer erhöhten Signalintensität führen, was pathologische Befunde vortäuschen kann.

### 13.7 »Eddy Currents«

---

»Eddy Currents« sind Ströme, welche beim schnellen An- und Abschalten der Gradienten entstehen. Die Ströme können durch im Patienten sich befindende Kabel oder Drähte oder durch den Magneten selbst induziert werden. »Eddy Currents« sind, sofern sie vom Magneten ausgelöst werden als Signalabfall am Bildrand zu sehen. »Eddy Currents« können durch eine präzise Folge der Gradienten-Pulse vermindert werden.

### 13.8 Partialvolumenartefakte

---

Partialvolumenartefakte treten immer dann auf, wenn es eine Limite für die Ortsauflösung gibt. Die Signalintensitäten von verschiedenen Geweben und Strukturen in einem Voxel werden gemittelt und nicht einzeln aufgelöst. So kann an der Grenzfläche zwischen einer hyperintensiven und einer hypointensen Struktur ein intermediäres Signal entstehen, welches durch die Mittelung der verschiedenen Signalintensitäten im gleichen Voxel entsteht. Das Risiko des Auftretens von Partialvolumenartefakten kann durch eine Erhöhung der Anzahl Schichten in z-Richtung vermindert werden.

### 13.9 Inhomogene Fettsuppression

---

Sofern das magnetische Feld homogen ist, kann eine gleichmäßige Fettsuppression (Fettsaturation) durch die Einstrahlung eines HF-Impulses in der Resonanzfrequenz der Fettprotonen erreicht werden. Eine wichtige Voraussetzung dafür ist, dass alle Fettprotonen mit der gleichen Frequenz präzessieren. In der Praxis ist das magnetische Feld aber oft inhomogen. Der Hauptgrund für Feldinhomogenitäten sind oft die Patienten selbst, welche das magnetische Feld inhomogen machen. Dies kann dazu führen, dass nicht alle Fettprotonen mit der gleichen Resonanzfrequenz präzessieren. Das Resultat ist eine inhomogene Fettunterdrückung bei fettsupprimierten Sequenzen, da der eingestrahlte HF-Impuls nicht die Präzessionsfrequenz von allen Fettprotonen trifft.

Wenn immer das Vorliegen einer bedeutenden Inhomogenität des Magnetfeldes vermutet werden kann, wie z. B. beim Vorhandensein eines metallischen Fremdkörpers, sollte eine Fettsuppression mit STIR-Sequenzen in Betracht gezogen werden, da die Fettsuppression mit STIR-Sequenzen in der Regel in diesen Fällen besser wirkt als die Fettsuppressionstechniken in Kombination mit SE-, FSE- oder GRE-Sequenzen.

### 13.10 Linienartefakte (»Zipper-Like Artifacts«), Radiofrequenzstörung

---

Linienartefakte, oder wie sie im amerikanischen Sprachgebrauch als »Zipper-Like-Artefakte«, bezeichnet werden sind Bänder oder Linien von punktiertem Signal, welche das Bild in Phasenrichtung oder Frequenzrichtung durchqueren. Linienartefakte in Phasenrichtung sind durch ein »Radiofrequenz-Loch« bedingt, wie es beispielsweise beim nicht vollständigen Schließen der MR-Scanner-Türe vorkommen kann. Linienartefakte in Phasenrichtung können aber beim Vorhandensein von externen Radiofrequenz-Quellen, wie beispielsweise von im Scannerraum befindlichen Anästhesiegeräten oder von Pulsoximetern, vorkommen. Linienartefakte in Phasenrichtung sind häufig durch Imperfektionen im Schichtwahlprofil oder Fehler in der RF-Transmission bedingt.

### 13.11 Criss-Cross- oder Herring-Bone-Artefakte, Datenfehler

---

Diese Artefakte sind durch Fehler in der Datenrekonstruktion bedingt. Criss-Cross- oder Herring-Bone-Artefakte kennzeichnen sich dadurch aus, dass sie als schräg verlaufende Streifen über das ganze Bild hinwegziehen. Oft verschwinden diese Artefakte, wenn das Bild neu rekonstruiert wird.

### 13.12 Dielektrische Effekte

---

Dielektrische Effekte sind Artefakte, welche in der Hochfeld-MR-Bildgebung vorkommen (► Kap. 14.5).

# Hochfeld-MRI

MRI hat sich in den letzten Jahren rasant entwickelt. Für die MR-Bildgebung in der klinischen Praxis werden heute meist Magnetfeldstärken von 0,2–1,5 T verwendet. Zwischenzeitlich sind auch MR-Systeme mit einer Feldstärke von 3,0 T für den klinischen Gebrauch von den Behörden zugelassen. Mit dem Begriff »Hochfeld-MRI« bezeichnet man MR-Systeme, welche bei einer Feldstärke oberhalb von 2,0 T arbeiten. Im Moment werden Magnetfeldstärken bis zu 8,0 T für den humanen Gebrauch als sicher angesehen.

Von besonderem Interessen sind 3,0 T-MR-Systeme, welche an vielen Orten im klinischen Routine Betrieb sind. Wohl deswegen verwenden viele Leute den Begriff »Hochfeld MR« synonym mit MR-Bildgebung bei 3,0 T. Es ist allerdings absehbar, dass künftig MR-Bildgebung am Menschen bei noch höheren Feldstärken durchgeführt wird. In der Forschung werden bereits 7,0 T-MR-Systeme für die MR-Bildgebung am Menschen evaluiert.

Bezüglich der Architektur unterscheiden sich die heutigen kommerziell erwerblichen 3,0 T MR-Systeme nicht von 1,5 T-Systemen. Die 3,0 T-Systeme sind, wie die 1,5 T-Systeme (oder die MR-Systeme mit einer noch geringeren Magnetfeldstärke) als Ganzkörpersysteme ausgelegt.

Das wichtigste Argument zu Gunsten des Umstiegs auf eine höhere Magnetfeldstärke ist das zu erwartende bessere Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR), da das MR-Signal in etwa proportional mit der Feldstärke ansteigt. Somit kann man theoretisch bei 3,0 T eine Verdopplung des SNR im Vergleich zu 1,5 T erwarten. In der Praxis fällt allerdings der SNR-Gewinn bei 3,0 T-Geräten geringer aus als erwartet. Der Grund dafür ist die Tatsache, dass außer der Magnetfeldstärke zahlreiche andere Faktoren das SNR beeinflussen (► Kap. 5).

Diesen Zugewinn an SNR bei Hochfeld-MR Geräten kann entweder zur Erreichung einer verbesserten Ortsauflösung oder für eine schnellere Bildgebung verwendet werden. Investiert man das größere SNR Verhältnis allein in eine höhere räumliche Auflösung, so wird eine bessere Abbildung von bislang nur unzureichend auflösbaren anatomischen Strukturen möglich. Alternativ kann das größere SNR auch für eine Verkürzung der Untersuchungszeit eingesetzt werden, was umgekehrt einen erhöhten Patientendurchsatz pro System und damit einer verbesserten Rentabilität dienen kann.

Von besonderer Wichtigkeit ist es aber zu erkennen, dass die Hochfeld-Bildgebung Besonderheiten aufweist, welche einerseits vorteilhaft für gewisse Anwendungen sind, sich jedoch bei wiederum anderen Anwendungen nachteilig auswirken können.

## 14.1 Gewebekontrast

Bei höheren Feldstärken verändern sich T1- und T2-Gewebe-Relaxationszeiten. Die T1-Relaxationszeiten bei 3,0 T sind im Vergleich zu 1,5 T um ca. 20–40% verlängert. Die verlängerte T1-Relaxationszeit resultiert in einem verminderten T1-Kontrast, was sich in einer verminderten Erkennbarkeit von Läsionen äussern kann. Die veränderten Relaxationszeit wird durch die Wahl von längeren TR-Zeiten kompensiert, was jedoch bei gewissen Anwendungen nachteilig sein kann, da der Zeitbedarf für die einzelne Sequenz grösser ist. Bei GRE-Sequenzen wird bei 3,0 T ein kleinerer Flip Winkel verwendet, um die verkürzte T1-Relaxationszeit zu kompensieren. Eine Möglichkeit den T1-Kontrast bei nativen Sequenzen bei höheren Feldstärken zu verbessern, ist das Einfügen eines Inversionspulses in das Sequenzprofil. Da der T1-verkürzende Effekt von Gadolinium-haltigen Kontrastmitteln bei höheren Feldstärken nicht beeinflusst wird, ist die Gadolinium-bedingte Signalverstärkung bei 3,0 T stärker ausgeprägt als bei 1,5 T. Dies führt zu einer Verbesserung der Qualität von Kontrastmittel-unterstützten MR Angiographien bei 3,0 T im Vergleich zu 1,5 T.

Die T2- und T2\*-Relaxationszeiten sind bei 3,0 T im Vergleich zu niedrigeren Feldstärken leicht verkürzt oder unverändert, weswegen in den Sequenzprotokollen die TE-Zeit leicht kürzer ist. In der Regel ist aber die Bildqualität von T2-gewichteten Sequenzen deutlich besser im Vergleich zu entsprechenden Sequenzen auf einem 1,5 T-Gerät, da die T2-Bildgebung vom verbesserten SNR profitieren kann.

## 14.2 Suszeptibilität

MR-Bildgebung bei Hochfeld führt zu einer Verstärkung der Suszeptibilitätseffekte (► Kap. 13) proportional zur Feldstärke. Diese verstärkten Suszeptibilitätseffekte können einerseits zu ausgeprägteren Bildverzerrungen insbesondere in Kombination mit GRE-Sequenzen führen. Umgekehrt können die verstärkten Suszeptibilitätseffekte auch vorteilhaft sein, insbesondere bei Bildgebungstechniken wo Suszeptibilität als Bildkontrast gewünscht wird (z. B. bei der Perfusionsbildgebung). Mit der Feldstärke nimmt auch der BOLD-Effekt (► Kap. 11.4) zu. Zusammen mit dem höheren SNR bietet somit die Bildgebung bei höheren Feldstärken (z. B. bei 3,0 T) signifikante Vorteile in der funktionellen MR-Bildgebung (fMRI).

## 14.3 Chemische Verschiebung

Die chemische Verschiebung in Hz nimmt proportional zur steigenden Magnetfeldstärke zu. Die größere chemische Verschiebung lässt sich wegen der Aufspreizung der Spektrallinien vorteilhaft in der Spektroskopie nutzen. Die Aufspreizung der Spektrallinien verläuft

linear mit der Magnetfeldstärke und verdoppelt sich daher von 1,5 auf 3,0 T. Dies führt zu einer höheren spektralen Auflösung und einer schärferen Abgrenzung des Spektrums. Dadurch kann das Messvolumen für das zu untersuchende Gebiet reduziert werden und das Spektrum wird weniger durch nicht interessierende Regionen kontaminiert.

Die grössere Verschiebung zwischen Fett- gegenüber Wasserprotonen bei 3,0 T ist auch vorteilhaft für die Fettsuppression mit frequenzselektiven Fettsuppressionstechniken (► Kap. 9.2). Umgekehrt kommt es bei 3,0 T auch zu verstärkten Chemical-Shift-Artefakten an Grenzflächen zwischen Wasser und Fett (► Kap. 13.3). Die Chemical-Shift-Artefakte lassen sich durch eine Erhöhung der Empfängerbandbreite reduzieren, was aber zu einer Abnahme des SNR führt.

#### 14.4 Hochfrequenz(HF)-Absorption

---

Die HF-Einstrahlung und damit die Energieabsorption im Körper steigen nicht nur proportional, sondern quadratisch mit der Feldstärke an. Die über die »Specific Absorption Rate« (SAR) definierten Schwellenwerte der Energieabsorption (vorwiegend in Form von Wärme) werden somit eher erreicht. Dies stellt ein Hauptproblem der MR bei hohen Feldstärken dar, da u. a. prinzipiell mögliche Messzeitverkürzungen hierdurch limitiert werden, denn tatsächlich mögliche Pulsfolgen werden zur Vermeidung einer Überwärmung quasi gebremst. Dies hat bei der Anwendung von optimierten 1,5 T-Sequenzen auf 3,0 T-Systemen Auswirkungen auf die HF-Deposition. Insbesondere gilt, dass die zur Ausführung eines bestimmten Pulswinkels in einer bestimmten Zeit erforderliche HF-Leistung bei 3,0 T um den Faktor 4 höher ist. Wenn die Pulsdauer und Amplitude für 1,5 T direkt unter der bei 1,5 T für SAR gültigen Grenze liegen, überschreitet die gleiche Sequenz bei 3,0 T die Grenzwerte. Dies ist besonders kritisch bei SE- und FSE-Sequenzen, welche sehr SAR-intensiv sind.

Die Gesamtbelastung durch SAR lässt sich auf verschiedenen Wegen minimieren. Ein viel versprechender Ansatz zur Reduktion der SAR ist die »Variable-Flip-Angle« (VFL)-Strategie. Durch die Wahl von Pulswinkeln in unterschiedlicher Stärke und unterschiedlichen Abständen können mehr Pulse pro Zeiteinheit eingestrahlt werden, was zu einer Verkürzung der Messzeit führt. Damit kann einerseits der Abstand zwischen zwei Refokussierungspulsen verkürzt (d. h. die Messzeit reduziert werden) und andererseits das Signal erhalten werden. Ein weiterer erfolgversprechender Ansatz zur Reduktion der SAR sind die parallelen Bildgebungsverfahren (► Kap. 10), welche die HF-Einstrahlung durch eine Reduktion der Refokussierungspulse des Echozugs bei gleicher Echozeit reduzieren.

#### 14.5 Dielektrische Effekte

---

Entsprechend der Larmorgleichung (► Kap. 1) kommt es mit der Erhöhung der Feldstärke zu einer entsprechenden Erhöhung der Resonanzfrequenz der Protonen (Präzessionsfrequenz). Die Wellenlänge des HF-Pulses, welcher der Resonanzfrequenz von Protonen (64 MHz) bei 1,5 T entspricht, beträgt 52 cm. Beim Übergang zu 3,0 T verdoppelt sich die Protonenresonanzfrequenz auf 130 MHz entsprechend einer Wellenlänge von 26 cm.

Diese Verkürzung der Wellenlänge des HF-Pulses kann zu einem Phänomen führen, welches als dielektrischer Effekt bezeichnet wird. Dielektrische Effekte treten lediglich bei der Hochfeldbildgebung auf und werden auch als »standing waves« beschrieben. Dielektrische Effekte werden dann von Bedeutung, wenn die Wellenlänge des HF-Pulses die Dimensionen des anzubildenden Objekts erreicht und sich die Leitfähigkeit des menschlichen Körpers negativ auf die HF-Feldverteilung im Körper im Körper auswirkt. Kritisch für das Auftreten von dielektrischen Effekten bei 3,0 T sind die Dimensionen bei der MR Bildgebung des Abdomens und Beckens, insbesondere wenn der Durchmesser des Abdomens durch Adipositas, Schwangerschaft oder dem Vorliegen von Aszites zusätzlich vergrößert ist. Dielektrische Effekte äußern sich als inhomogene Signalverteilung respektive Modulationen der Bildhelligkeit innerhalb des MR-Bildes, wobei FSE- im Vergleich zu GRE-Sequenzen in der Regel anfälliger sind. Das Risiko von dielektrischen Effekten kann durch das Platzieren von speziellen Lagerungshilfen (»HF-Kissen«) oder die Konstruktion von speziellen HF-Sendespulen gesenkt werden.

## 14.6 Klinische Bildgebung

---

Der Gewinn an SNR mit der Erhöhung der Feldstärke stellt den Hauptvorteil für die klinische diagnostische MR Bildgebung dar. In der Bildgebung lässt sich der Zugewinn an SNR sowohl zur Erhöhung der räumlichen Auflösung als auch umgekehrt bei nahezu gleicher Auflösung zur Verkürzung der Messdauer nutzen. Besonders vorteilhaft ist das erhöhte SNR von Hochfeldsystemen für funktionelle Anwendungen (► Kap. 15) insbesondere die Spektroskopie. Für die Spektroskopie bedeutet eine Verdopplung der Feldstärke neben dem Gewinn an SNR aufgrund der Verdopplung der Resonanzfrequenz eine Verdopplung der Frequenzdifferenzen der Metaboliten und damit theoretisch eine doppelte Frequenzauflösung. Gleichzeitig verändern sich aber auch die Relaxationsraten der Metabolite und die Linienbreite nimmt zu.

Allerdings bedingen die mit der Hochfeldbildgebung assoziierten Veränderungen bzw. Eigenschaften auch Anpassungen in der Bildgebungstechnik und der Zugewinn der Hochfeldbildgebung ist nicht für alle MR-Anwendungen gleich gegeben.

# Bildgebung jenseits von Morphologie und Struktur

*Dominik Weishaupt und Daniel Nanz*

Seit der Einführung von MRI in die klinische Medizin steht die Darstellung der Morphologie und Struktur von Gewebestrukturen im Vordergrund. In den letzten Jahren richtet sich das Interesse vermehrt auch auf die Analyse von Funktionen und die Verknüpfung von Form und Struktur. Unter dem Begriff *funktionelle MRI* werden heute eine ganze Reihe von Techniken zusammengefasst, welche nichtinvasiv Gewebeaktivitäten durch Darstellung von Stoffwechselvorgängen oder durch die Abbildung von Durchblutungsverhältnissen erfassen. Historisch gesehen wurden funktionelle MRI-Techniken zuerst in der Neuroradiologie eingesetzt. In der Neuroradiologie versteht man unter dem Begriff funktionelle MRI (fMRI) Techniken, welche eine kortikale Reaktion auf externe Reize mit einer hohen räumlichen und zeitlichen Auflösung nichtinvasiv messen können. Im Vordergrund der fMRI-Techniken in der Neuroradiologie stehen drei relevante Kontrastmechanismen, welche gemessen werden können:

- die Blutvolumenänderung,
- die Blutflussänderung und
- der BOLD-Kontrast.

In einer Erweiterung der Begriffsdefinition können aber unter dem Begriff funktionelle MRI alle Anwendungen oder Techniken zusammengefasst werden, welche sich nicht nur auf die Darstellung von Form und Struktur beschränken, sondern Informationen über die Zusammensetzung von Geweben ermöglichen, Stoffwechselvorgänge darstellen oder vaskuläre Verhältnisse parametrisieren. Diese erweiterte Definition der funktionellen MR Bildgebung schließt somit auch Techniken wie Spektroskopie, Chemical Shift Imaging, Diffusionsbildgebung sowie die MR-Bildgebung mit gewebespezifischen Kontrastmitteln ein.

Von den funktionellen MR-Techniken abzugrenzen sind das kinematische und das dynamische MRI. *Kinematisches MRI* umschreibt die Bildgebung im muskuloskelettalen Apparat (vorwiegend Gelenke und Wirbelsäule), wo eine anatomische Struktur, nicht nur in Ruheposition, sondern auch in funktionellen Positionen untersucht wird. Als Beispiel sei die kinematische MR-Bildgebung der Lendenwirbelsäule erwähnt, wo die Bildgebung nicht nur in liegender Position, sondern auch in sitzender oder stehender Position mit zusätzlichen Aufnahmen in Flexion, Extension oder Rotation durchgeführt wird. Der

rationale Hintergrund für eine solche Bildgebung ist die Überlegung, dass gewisse Befunde positionsabhängig sind und deshalb in der Standard-Untersuchungsposition verpasst werden können. Weitere Beispiele für kinematische MR-Untersuchungen ist die kinematische Untersuchung des femoro-patellären Gelenks, die kinematische MR-Untersuchung der Halswirbelsäule in Rotation und die kinematische Untersuchung des Kiefergelenks mit offenem und geschlossenem Mund.

Neben dem muskuloskelettalen System findet MRI in anderen Körperpositionen als der Ruheposition auch Anwendungen in anderen anatomischen Regionen. In der *dynamischen MRI-Darstellung* des Beckenbodens (auch MR-Defäkographie genannt) wird dieser in Ruhe, mit Beckenbodenpresse, Kneifen des Beckenbodens und während dem Defäkationsvorgang untersucht. Damit können wichtige Pathologien dargestellt werden, welche in der Ruheposition nicht erkennbar sind. Grundlagen für die kinematische und dynamische MRI sind schnelle MR-Sequenzen, welche über eine gute zeitliche und räumliche Auflösung verfügen. Geeignete Sequenzen sind SSFE, SSFP oder multiphasische GRE-Sequenzen. Für gewisse Untersuchungen sind auch Lagerungs- oder Positionierungshilfen nötig. Je nach Anwendung sind kinematische MR Untersuchungen nur in MR-Geräten mit spezieller Magnetarchitektur (offene und halb-offene MR-Systeme) möglich.

Innerhalb dieses Buches wurden bereits verschiedene Techniken der funktionellen Bildgebung vorgestellt: Bildgebung der chemischen Verschiebung (► Kap. 9.1), Bildgebung der Perfusion (► Kap. 11.2) und BOLD-Effekts (► Kap. 11.3), Diffusionsbildgebung (► Kap. 11.4) sowie die Bildgebung mit gewebespezifischen Kontrastmitteln (► Kap. 12).

### In-vivo-Spektroskopie

Die Magnetresonananzspektroskopie liefert nichtinvasiv Informationen über die chemische Zusammensetzung und somit über den Metabolismus, gemittelt über Gewebebereiche, die mindestens etwa  $1 \text{ cm}^3$  groß sind. So kann in Meningiomen, Glioblastomen, fortgeschrittenen Astrozytomen, oder Tumormetastasen im Kopf ein reduzierter Gehalt an N-Acetylaspartat nachgewiesen werden, welches als »neuronaler Marker« gilt.

Diagnostische MR-Geräte empfangen nicht nur Signale von Wasser- und Fettmolekülen, sondern von allen kleinen wasserstofftragenden Molekülen in Lösung. Die Konzentration der Metaboliten ist im Vergleich zur Wasserkonzentration jedoch so klein, dass ihre Signale in der Bildgebung vernachlässigt werden können. Auch in Spektren können Metabolitensignale erst bei fast vollständiger Unterdrückung des Wassersignals erfolgreich analysiert werden.

Die Frequenzen der Metabolitensignale hängen von den Positionen der Wasserstoffatome innerhalb eines Moleküls ab. Sie werden in »parts per million« oder »ppm« gemessen, damit nicht für jede Feldstärke ein anderer Wert tabelliert werden muss. Die Frequenzdifferenz zwischen dem Wasser- (bei 4,7 ppm) und dem N-Acetylaspartat-Signal (2,0 ppm) in einem Feld von 1,5 Tesla kann wie folgt berechnet werden:  $(2,0 - 4,7 \text{ ppm}) \times 42,58 \text{ MHz/T} \times 1,5 \text{ T} = -172 \text{ Hz}$ . Die Frequenz des N-Acetylaspartat-Signals ist also auf dem 1,5 T-Tomographen etwa um 172 Hz tiefer als die des Wassersignals. Die 42,58 MHz/T entsprechen dem magnetogyrischen Verhältnis des Wasserstoffkerns (► Kap.1).

Normalerweise wird der Frequenzbereich zwischen den Fettsignalen (ab ca. 0,9 ppm) und dem unterdrückten Wassersignal (bis maximal etwa 4,3 ppm) untersucht. Die hier

beobachteten Signalgruppen werden – je nach untersuchtem Gewebe – Fett-, Lactat-, N-Acetylaspartat-, Glutamin-/Glutamat-, Ziträt-, (Phospho-)Kreatin-, Cholin-, oder Myoinositol-Molekülen oder Substanzfamilien zugeordnet. Es wird dann versucht, aus den Signalintensitäten Rückschlüsse auf den Stoffwechsel in den untersuchten Bereichen zu ziehen, um etwa eine gutartige von einer bösartigen Läsion zu unterscheiden.

Mit »Single-Voxel-« Techniken werden nur Signale aus einem im voraus definierten kleinen Volumen, z. B. innerhalb eines Tumors empfangen. Es muss dann weder eine Frequenz- noch eine Phasenkodierung vorgenommen werden, sodass die Aufnahmezeit für klinische Untersuchungen kurz gehalten werden kann. Mittels »Multi-Voxel-« oder »CSI-« (Chemical Shift Imaging) Techniken werden Signale aus größeren Bereichen detektiert, so dass ihr Entstehungsort für diagnostische Aussagen genauer lokalisiert werden muss. Die Aufnahmezeit ist hier im Allgemeinen länger. Es können aber Spektren von kleineren Volumina erhalten werden, und es kann die großräumigere Verteilung von Metaboliten, z. B. innerhalb eines axialen Hirnschnitts, beurteilt werden.

Die Intensität verschiedener Metabolitensignale in Wasserstoffspektren hängt stark von der Echozeit ab. Metabolitensignale, die das Spektrum bei kurzen Echozeiten (z. B. 35 msec) dominieren, können bei langen Echozeiten (z. B. 144 oder 288 msec) aufgrund kurzer T2-Zeiten schon zu klein sein, um noch ausgewertet zu werden. Die Signale von koppelnden Wasserstoffkernen, z. B. im Lactat, verändern sich mit wachsender Echozeit auch qualitativ: Bei einer Echozeit von 144 msec zeigen die Lactatsignale gerade in die andere Richtung (»negative« Signale) als etwa das Wassersignal (»positiv«).

Neben Wasserstoffspektren werden auf Forschungsgeräten auch Spektren von anderen Atomkernen als Wasserstoffkernen, etwa von Phosphor- oder Natriumkernen, aufgenommen. Das Verhältnis von freiem Phosphat zu Phosphokreatin, wie es aus einem Phosphorspektrum erhalten wird, erlaubt Rückschlüsse auf den Energiehaushalt eines Muskelgewebes.

Eine absolute Quantifizierung der Metabolitenkonzentrationen in »Mikromol pro Liter« wäre wünschenswert. Sie ist aber schwierig zu bewerkstelligen. Ein relativer Vergleich von Metabolitensignalen ist einfacher reproduzierbar. Als Referenzsignal kann ein anderes Signal als das von Interesse im gleichen Spektrum dienen. Alternativ, etwa bei der Single-Voxel-Spektroskopie im Hirn, kann ein zweites Spektrum als Referenz verwendet werden. Das zweite Voxel wird dafür an derselben Stelle wie das erste Voxel für die Untersuchung der Läsion platziert, aber in der anderen, hoffentlich gesunden, Hirnhälfte.

Wegen der kleinen Metabolitenkonzentrationen ist das Signal-zu-Rauschen-Verhältnis fast immer kritisch. Es wächst mit der Feldstärke; klinische Anwendungen im Kopf sind ab einer Feldstärke von ca. 1,5 T möglich, ein 3,0-T-Gerät bietet Vorteile. Eine erfolgreiche Unterdrückung des Wassersignals ist äußerst wichtig für eine Beurteilung, vor allem wenn Metabolitenkonzentrationen quantifiziert werden sollen. Auch kleine Variationen der Wasserunterdrückung können das Aussehen eines Spektrums stärker verändern als unterschiedliche Pathologien. Bei der Befundung sollte auf die Echozeit, TE, geachtet werden und relative Vergleiche sollten auf mit identischer Echozeit aufgenommene Spektren beschränkt bleiben. Institutionen, die die Spektroskopie erfolgreich anwenden, sammeln üblicherweise eine große Datenbank von genau gleich aufgenommenen Spektren, um die Diagnose auf dieser Basis abzustützen.

# Sicherheit und Risiken

## 16.1 Biologische Effekte

---

Für die klinische MR-Bildgebung werden heute Magnetfeldstärken von 0,2–3,0 T verwendet. Für die Forschung stehen MR-Systeme mit einer Feldstärke von 7,0 oder 8,0 T bereit. Nach den Richtlinien der US-amerikanischen Food and Drug Administration (FDA) bestehen keine relevanten gesundheitsschädlichen Bedenken für Patienten, welche mit MR-System bis zu einer Feldstärke von 8,0 T untersucht werden.

Der Effekt von *statischen Magnetfeldern* auf den Organismus ist breit untersucht. Aufgrund der Datenlage kann geschlossen werden, dass statische Magnetfelder keine schädlichen Effekt auf den Organismus haben. Die wenigen Fallberichte, wo es in Zusammenhang mit einem statischen Magnetfeld zu Personenschäden kam, waren in Kombination mit dem Gebrauch von ferromagnetischen Gegenständen oder Fremdkörpern. Auch bezüglich Langzeiteffekten von statischen Magnetfeldern kann davon ausgegangen werden, dass wahrscheinlich keine Gefährdung für den menschlichen Organismus besteht. Im Jahr 2008 versuchte die Europäische Gemeinschaft jedoch eine Richtlinie in Kraft zu setzen, die den Betrieb von Geräten mit einem statischen Magnetfeld von 1,5 T oder höher faktisch verunmöglicht hätte (Richtlinie 2004/40/EG). Dies vor allem aus Sorge um das bedienende Personal. Aufgrund der schlechten Datenlage und den Auswirkungen auf den diagnostischen Betrieb ist die Einführung einer verbindlichen Richtlinie vorerst auf Ende April 2012 verschoben worden.

Neben dem statischen Magnetfeld hat ein MR-Gerät auch Zusatz-Magnetfelder, welche von den Gradientenspulen erzeugt werden. Bei diesen Zusatz-Magnetfeldern handelt es sich um *Wechselfelder*, welche periphere Nerven stimulieren können. Patienten oder Probanden nehmen dies in seltenen Fällen als Kribbeln in den Extremitäten oder in Form von optischen Halluzinationen (z. B. Beobachtung von Blitzen) wahr. Theoretisch besteht auch die Gefahr, dass die Zusatz-Magnetfelder die Reizleitung im Herzen stören und Rhythmusstörungen verursachen könnten, wenn sie extrem stark wären. Die Gradientenfelder werden deshalb vom Tomographen so begrenzt, dass solche Befürchtungen für den routinemäßigen Betrieb nicht relevant werden.

**Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die heutigen MR-Systeme so ausgelegt sind, dass auch von den durch das Gradientensystem erzeugten magnetischen Zusatzfeldern keine gesundheitsschädigenden Effekte zu erwarten sind.**

Ein weiteres Risiko für biologische Effekte während der MR-Untersuchung ist das Einstrahlen von Radiowellen (HF-Impulse). Der Großteil der durch einen HF-Impuls eingestrahlten Radiowellen durchquert den Körper, ohne dass ihre Energie aufgenommen wird. Der kleine, vom Körper aufgenommene Energieanteil führt zu einer Erwärmung des Gewebes. Die maximal zulässige Erwärmung wie auch die maximale vom Körper pro Zeiteinheit absorbierte Energie (Specific Absorption Rate, SAR) sind vom Gesetzgeber definiert worden. Die MR-Tomographen halten diese Grenzwerte sehr genau ein und es besteht heute ein breiter Konsens unter den Experten, dass bei den klinischen Anwendungen diese thermischen Effekte keine Rolle spielen.

Die Situation ist anders, wenn sich ein längerer metallischer Draht oder ein metallischer Gegenstand im Körper befindet. Im Fall eines Patienten mit einem Herzschrittmacher können die Elektroden elektrisch leitend sein und sich wie Empfangsantennen verhalten, indem sie Energie aus dem Radiowellenfeld aufnehmen. Die Elektroden werden dann von einem Strom durchflossen, welcher Nerven stimuliert und zu Verbrennungen führen kann. Aus diesen Gründen ist es wichtig, dass ein Patient während der Untersuchung möglichst wenig Kontakt mit inneren oder äusseren Metallteilen hat, auch wenn diese nicht-magnetisch sind. Allerdings ist die Größendimension und Geometrie des metallischen Teils für die Abschätzung des Risikos der Erwärmung entscheidend. Kritisch bezüglich Erwärmung sind metallische Gegenstände, welche sich durch eine Kombination von kleinem Durchmesser (unter einem 1 cm) und einer Länge zwischen 10 und 30 cm auszeichnen. Bei metallischen Gegenständen jenseits dieser Größendimensionen besteht üblicherweise kein Risiko einer relevanten Erwärmung.

## 16.2 Lärm

Das schnelle Ein- und Ausschalten der magnetischen Zusatzfelder (Gradientenfelder) erzeugt in einem 1,5 T-MR-Tomographen einen Lärm von etwa 65–100 Dezibel (A), in selteneren Extremfällen bis ca. 120 Dezibel (A). Ein Vergleich: In der Schweiz sind gegenwärtig Konzerte, die einen Konzertbesucher über eine Stunde gemittelt mit einem Lärm von über 93 Dezibel (A) beschallen, bewilligungspflichtig. Kurzfristig darf die Lautstärke an Konzerten maximal 125 Dezibel (A) erreichen. Der Lärm im MR-Tomographen ist umso größer, je stärker das Magnetfeld ist. Es werden von den Herstellern verschiedene Anstrengungen gemacht, den Lärm zu reduzieren. Neuere Magneten sind meistens etwas weniger laut als ältere Magneten.

Als Faustregel sollte in einem Magnetfeld von mehr als 0,3 T möglichen Schäden des Gehörs mit einem Gehörschutz vorgebeugt werden. Dazu gehören Ohrstöpsel oder Kopfhörer. Die letzteren haben den Vorteil, dass die Kommunikation mit dem Bedienungspersonal einfacher ist, und dass auch Musik gehört werden kann. Mit diesen Vorsichtsmaßnahmen kann eine mögliche Gesundheitsschädigung durch die Lärmbelastung fast vollständig eliminiert werden.

### 16.3 Patientensicherheit

---

MRI ist eine sehr sichere Methode, sofern Sicherheitsvorschriften eingehalten werden. Wichtig ist die Schulung des MR Personals, welches das MR-Gerät bedient. Vordringlich ist jedoch die Erfassung des Risikoprofils von Patienten und Personen, welche nicht oder nur unter besonderen Bedingungen in einem MR-Gerät untersucht werden sollten. Die Abschätzung des Risikos erfolgt heute in den meisten MR-Zentren in mehreren Stufen. In einer ersten Stufe werden anhand eines standardisierten Fragebogens allgemeine Risiken erfasst (z. B. Vorhandensein von metallischen Fremdkörpern, nicht MR-kompatible Implantate, Prothesen oder Geräte, Tätowierungen oder anderer permanenter Körperschmuck, Klaustrophobie und Anamnese von Allergien sowie dem Vorhandensein von Nierenerkrankungen (Erfassung des Risikoprofils für nephrogene systemische Fibrose [NSF])). Aus praktischer Sicht ist es wichtig, dass dieser Fragebogen in mehreren Fremdsprachen vorliegt, damit alle Patienten zuverlässig befragt werden können. In einer zweiten Stufe erfolgt (nach Durchsicht des Fragebogens) unmittelbar vor der Untersuchung eine nochmalige mündliche Befragung zu den wichtigsten sicherheitsrelevanten Punkten durch das MR-Bedienungspersonal. Vor der Untersuchung muss der Patient alle magnetischen Gegenstände (inklusive Schmuck, Mobiltelefone, Kreditkarten, Brille etc.) ablegen und überlicherweise wird der Patient gebeten, spezielle Kleidung frei von Metallteilen, welche die Untersuchung stören könnten (z. B. Reißverschlüsse, Knöpfe etc.) anzuziehen.

Nachfolgend folgt eine Übersicht über besondere Situationen, welche für die MR-Sicherheit relevant sind. Zusätzlich werden die wichtigsten Aspekte der MR-Kompatibilität von Implantaten und anderen Fremdkörpern diskutiert. Es muss an dieser Stelle aber betont werden, dass insbesondere die MR-Kompatibilität von Implantaten und Fremdkörpern Gegenstand der medizinischen Entwicklung sind. Eine Implantatgruppe, welche noch vor wenigen Jahren aufgrund ihrer Eigenschaften als absolute Kontraindikation für eine MR-Untersuchung galt, kann heute unter Umständen MR-kompatibel sein. Auch gibt es innerhalb einer Implantatgruppe verschiedene Fabrikate von unterschiedlichen Herstellern, unter denen gewisse Implantate MR-kompatibel sind, während andere Implantate nicht MR-tauglich sind. Deshalb kann eine exakte Abklärung der MR-Kompatibilität eines Implantates oder medizinischen Gerätes unumgänglich sein.

#### Verbrennungen bei MR-Untersuchungen

In der Literatur sind mehrere Fallberichte von Patienten publiziert, bei denen es während der MR-Untersuchung zu Verbrennungserscheinungen der Haut kam, auch ohne dass ein metallisches Risiko-Objekt (z. B. Elektrode, Führungsdraht etc.) innerhalb oder außerhalb des Körpers vorhanden war. Bei den meisten dieser Zwischenfälle bestand eine direkter Hautkontakt mit der metallischen Röhreninnenwand, mit leitenden Komponenten einer HF-Spule oder ein direkter Haut-zu-Haut-Kontakt des Patienten. Deshalb ist die Lagerung des Patienten, insbesondere die Vermeidung eines direkten Kontaktes zwischen Haut und HF-Spule oder die Vermeidung eines direkten Haut-zu-Haut Kontaktes, besonders wichtig.

### Ferromagnetische Gegenstände und Fremdkörper

Ferromagnetische Gegenstände und Fremdkörper, welche sich in der Nähe der MR-Tomographen befinden, können sich zu gefährlichen Geschossen entwickeln (»Missile-Effekt«). Deshalb müssen alle Geräte und Gegenstände, welche in unmittelbarer Nähe des Magneten sind (oder in die unmittelbare Nähe des Magneten kommen) aus nicht-ferromagnetischem Material sein. Um Verwechslungen bei Gegenständen des häufigen Gebrauchs zu vermeiden (z. B. Infusionsständer, Patientenliege etc) sind nicht-ferromagnetische Gegenstände in MR-Zentren oft mit einer anderen Farbe optisch gekennzeichnet.

Die Instruktion aller in einem MR-Zentrum arbeitenden Personen ist von höchster Wichtigkeit. Besonderes Augenmerk ist auf die Instruktion von Personen zu richten, welche an Schnittstellen des MR-Betriebes arbeiten. Solche Schnittstellen sind das Reinigungspersonal oder das medizinische Personal von Intensivpatienten oder Patienten, welche in einer Voll- oder Teilnarkose untersucht werden.

Patienten mit möglicherweise ferromagnetischen Metallsplintern oder inkorporierten Schussprojektilen bedürfen ebenfalls besonderer Beachtung vor einer geplanten MR-Untersuchung. Generell ist die mit Metallsplintern oder Schussprojektilen verbundene Gefahr abhängig von der anatomischen Lage dieser Fremdkörper und der Tatsache, ob diese ferromagnetisch sind oder nicht. Besonders kritisch sind ferromagnetische Metallsplinter, welche im Auge sitzen. Diese können während der Exposition im Magneten dislozieren und den Sehnerven schädigen. Im Zweifelsfall fertigen wir bei betroffenen Patienten eine konventionelle Röntgenaufnahme des Schädels in einer Ebene an. Vorsicht ist ebenfalls bei Patienten mit inkorporierten ferromagnetischen Metallsplintern oder Schussprojektilen geboten, welche im Hirnparenchym, Spinalkanal, Lungen, Mediastinum oder in den Bauchorganen liegen. Falls die Fremdkörper in einer anderen anatomischen Lokalisation (als vorher erwähnt) liegen, kann in der Regel eine MR-Untersuchung durchgeführt werden, wobei wir den Patienten vermehrt überwachen und ihn nach besonderen Sensationen, insbesondere während des Hineinfahrens in den Magneten befragen. Zahnprothesen enthalten oft ferromagnetisches Material. Hier empfehlen wir den Patienten vor der Untersuchung, die entsprechenden Zahnprothesen zu entfernen; dies weniger aus Angst einer Dislokation als vielmehr wegen der durch diese Prothesen induzierten Artefakte.

### Körperschmuck (Piercing), Tätowierungen und permanentes Make-up

Die MR-Kompatibilität von Piercings hängt von der Materialbeschaffenheit ab. Piercings können aus metallischem oder nicht-metallischem Material gearbeitet sein. Falls das Piercing aus Metall besteht, kann das Metall ferromagnetisch und nicht-ferromagnetisch sein. Wir empfehlen deshalb, das Piercing vor der MR-Untersuchung zu entfernen. Falls dies nicht möglich ist, empfiehlt sich ein individuelles Vorgehen mit einer Beurteilung des Verhältnisses zwischen medizinischem Nutzen und dem Risiko einer MR-induzierten Nebenwirkung (in diesem Fall: Risiko einer Verbrennung oder Dislokation bei entsprechender Materialbeschaffenheit).

Großflächige Tätowierungen der Haut können ein Problem darstellen, indem diese in seltenen Fällen zu Verbrennungen führen. Deshalb empfehlen wir, Patienten mit Hauttätowierungen während der MR-Bildgebung besonders aufmerksam zu überwachen und den Patienten vor der Untersuchung zu instruieren, dass er sich bei Hitzegefühl oder dem Auftreten von Schmerzen im Bereich der Tätowierung unverzüglich melden soll.

### **Implantate, Prothesen und andere medizinische Fremdkörper**

Die meisten heute verwendeten biomedizinischen Implantate können bei der MR-Bildgebung bis zu einer Feldstärke von 3,0 T als sicher betrachtet werden. Zwar enthalten die meisten Implantate Metallkomponenten, welche zu Bildartefakten und Bildverzerrungen führen, jedoch sind die heute gebräuchlichen Metalle »nicht-ferromagnetisch«, sodass man mit keiner Dislokation rechnen muss. Insbesondere stellt die Hauptzahl der heute verwendeten orthopädischen Implantate (inklusive Hüftprothesen) keine Kontraindikation zur MR-Untersuchung dar. Auch die meisten in der Neurochirurgie verwendeten zerebralen Gefäßklips zur Behandlung von Hirnbasis-Aneurysmen sowie andere chirurgisch verwendete Gefäßklips oder Hautklammern sind MR-tauglich. Ebenfalls sind die meisten heutzutage implantierten Herzklappen und Gefäßendoprothesen (inklusive endovaskulären Prothesen für Koronararterien) MR-kompatibel. Im Einzelfall ist es aber ratsam, die MR-Kompatibilität anhand von gut verfügbaren Datenbanken, die die MR-Kompatibilität praktisch jedes verfügbaren bzw. weltweit verwendeten kommerziellen Implantates auflisten, zu prüfen.

Eine Kontraindikation zur MR-Untersuchung sind nach wie vor Patienten mit permanenten oder temporären Herzschrittmachern, wobei sich hier die Situation durch die Verfügbarkeit von MR kompatiblen Geräten in naher Zukunft mindestens für gewisse Produkte ändern könnte. Kontraindiziert sind zur Zeit der Drucklegung dieses Buches interne kardiale Defibrillatoren, links-ventrikuläre kardiale Pumpen oder Neurostimulatoren, bei denen die Elektroden im Hirnparenchym oder im Rückenmark implantiert sind. Die MR-Kompatibilität von Kochlea-Implantate ist produktspezifisch und muss im Einzelfall abgeklärt werden. Hingegen sind heute praktisch alle verwendeten Medikamentenpumpen MR-kompatibel.

### **MR-Kontrastmittel**

Relevante Aspekte der Sicherheit im Gebrauch von MR-Kontrastmitteln sind in ► Kap.12 beschrieben.

### **Schwangerschaft**

Die MR-Bildgebung bei der schwangeren Patientin zur Diagnose von mütterlichen und fetalen Pathologien ist heute etabliert. Im Moment gibt es keine sichere wissenschaftliche Evidenz, dass die MR-Bildgebung in irgendeinem Stadium der fetalen Entwicklung auf den mütterlichen oder kindlichen Organismus schädigende Wirkung hätte. Trotzdem muss in jedem Einzelfall und unabhängig vom Trimester eine sorgfältige Abwägung zwischen medizinischen Nutzen und Risiko gemacht werden. Insbesondere ist eine gute Aufklärung der Patientin bzw. der Angehörigen wichtig und es empfiehlt sich, eine schriftliche Einverständniserklärung einzuholen. Die intravenöse Gabe von MR-Kontrastmitteln sollte in der Schwangerschaft sehr restriktiv indiziert werden. Auch hier ist eine genaue Aufklärung der Patientin über mögliche Risiken obligat und es sollte auch eine schriftliche Einverständniserklärung vorliegen.

Ein besonderer Aspekt ist die Arbeitsfähigkeit einer schwangeren Frau, welche beruflich im Umfeld eines MR-Tomographen arbeitet. Auch hier ist die Datenlage so, dass es aktuell keine wissenschaftlichen Hinweise dafür gibt, dass das Arbeiten im MR das Risiko

für eine mütterliche oder kindliche Pathologie erhöht bzw. eine Pathologie aufgrund eines schädlichen biologischen Effektes induziert. Die Empfehlungen für die tägliche praktische Arbeit sind jedoch eher konservativ. Es wird empfohlen unabhängig vom Zeitpunkt der Schwangerschaft, sich nicht in unmittelbarer Nähe des Magneten bzw. in unmittelbarer Nähe des statischen Feldes aufzuhalten. Aus praktischer Sicht bedeutet dies, dass eine schwangere Person in einem MR-Zentrum arbeiten kann, jedoch die Arbeiten in unmittelbarer Nähe des Magneten (d. h. Arbeiten innerhalb der 200 mT-Linie, welche üblicherweise als optisch sichtbare Linie am Boden des Scanner-Raumes vorhanden ist) auf ein Minimum begrenzen sollte. (Als Faustregel: Die 200 mT-Linie bei einem 1,5 T-MR-Gerät verläuft in einem Abstand von ca. 1 m vom Magneten.)

### Klaustrophobie

In der klinischen Routine muss mit Patientinnen und Patienten gerechnet werden, die wegen Klaustrophobie nicht untersucht werden können. Weit mehr Menschen verspüren allerdings Angst oder ein ungutes, mulmiges Gefühl, wenn sie mit einem MR-Tomographen konfrontiert werden. Ob eine bestimmte Person die Untersuchung toleriert oder nicht, hängt allerdings stark von der Betreuung, der Information und dem daraus resultierenden Vertrauen in das Personal ab. Diesen Aspekten kommt daher bei der Vorbereitung große Bedeutung zu. Oft kann auch durch medikamentöse Sedation, im Scanner montierte Spiegel oder Prismenbrillen, welche dem Patienten erlauben, außerhalb des Scanners zu sehen, die Toleranz gegenüber einer MR-Untersuchung verbessert werden. Heute bieten zusätzlich »offene« Magneten, welche im Gegensatz zu konventionellen geschlossenen Systemen einen vertikalen oder zweiten horizontalen Zugang haben, eine weitere Alternative für Patienten mit ausgeprägter Klaustrophobie.

# Weiterführende Literatur

## Spins und das MR-Phänomen

Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging, 2nd ed. Mosby, St. Louis

Mitchell DG, Cohen M (2004). MRI principles, 2nd ed. Saunders, Philadelphia.

## Relaxation

Gore JC, Kennan RP (1999) Physical principles and physiological basis of magnetic relaxation. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds). Magnetic resonance imaging, 3rd ed. Mosby-Year Book no 33, Mosby, St. Louis

Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging. 2nd ed. Mosby, St. Louis

Mitchell DG, Cohen M (2004). MRI principles, 2nd ed. Saunders, Philadelphia.

## Bildkontrast

Duerk JL (1997) Relaxation and contrast in MR imaging. In: Riederer SJ, Wood ML (eds) Categorical course in physics: the basic physics of MR imaging. RSNA Publications no 19, Oak Brook

Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging. 2nd ed. Mosby, St. Louis

Mitchell DG, Cohen M (2004). MRI principles, 2nd ed. Saunders, Philadelphia.

## Schichtwahl und Ortskodierung

Wehrli FW (1997) Spatial encoding and k-space. In: Riederer SJ, Wood ML. Categorical course in physics: The basic physics of MR imaging. RSNA Publications no 31, Oak Brook

Wood ML, Wehrli FW (1999) Principles of magnetic resonance imaging. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds) Magnetic resonance imaging, 3rd ed. Mosby-Year Book no 28, Mosby, St. Louis

Mitchell DG, Cohen M (2004). MRI principles, 2nd ed. Saunders, Philadelphia.

## Determinanten des Signal-zur-Rausch-Verhältnisses

Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging. 2nd ed. Mosby, St. Louis

Mitchell DG, Cohen MS (2004) MRI principles. 2nd ed. Saunders, Philadelphia

Hendrick RE (1999) Image contrast and noise. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds) Magnetic resonance imaging. 3rd ed. Mosby-Year Book no 43. Mosby, St. Louis

## Aufbau eines MR-Tomographien

McFall JR (1997) Hardware and coils for MR imaging. In: Riederer SJ, Wood ML (eds) Categorical course in physics: The basic physics of MR imaging. RSNA Publications no 41, Oak Brook

### Basis-Puls-Sequenzen

- Mitchell DG, Cohen MS (2004) MRI principles. 2nd ed. Saunders, Philadelphia
- Elster AD (1993) Gradient-echo MR imaging: Techniques and acronyms. *Radiology* 186:1
- Haacke EM, Frahm J (1991) A guide to understanding key aspects of fast gradientecho imaging. *J Magn Reson Imaging* 1:621
- Frahm J, Häenicke W (1999) Rapid scan techniques. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds) *Magnetic resonance imaging*. 3rd ed. Mosby-Year Book no 87, Mosby, St. Louis
- Mitchell DF, Cohen M (2004) MRI principles. Saunders, Philadelphia.

### Techniken zur Fettsuppression

- Mitchell DG, Cohen MS (2004) MRI principles. 2nd ed. Saunders, Philadelphia

### Parallele Bildgebung

- Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P (1999) *Magn Reson Med* 42:952–962
- Griswold MA et al (2002) *Magn Reson Med* 47:1202–1210

### Kardiovaskuläre Bildgebung

- Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR) (2004) Consensus panel report. *European Heart Journal* 25:1940–1965

### MR-Kontrastmittel

- Bellin M-F, Webb JAW, Der Molen AJ, Thomsen HS, Morcos SK (2005) Safety of MR liver specific contrast media. *Eur Radiol* 15:1607–1614
- Hodler J (2008) Technical errors in MR arthrography. *Skeletal Radiol* 37: 9-18.
- Kirchin MA, Runge VM (2003) Contrast agents for magnetic resonance imaging: safety update. *Top Magn Reson Imaging* 14:403–425
- Lin Shao-Pow, Brown JJ (2007) MR contrast agents: physical and pharmacologic basics. *J Magn Reson Imaging* 25: 884-899.
- Port M, Idée JM, Medina C, Robic C, Sabatou M, Corot C (2008) Efficiency, thermodynamic and kinetic stability of marketed gadolinium chelates and their possible clinical consequences: a critical review. *Biomaterials* 21: 469-490.
- Reimer P, Vosschenrich R (2004) Contrast agents in MRI. Substance, effects, pharmacology and validity. *Radiologe* 44: 273–283
- Rohrer M, Bauer H, Mintorovitch J, Requardt M, Weinmann H-J (2005) Comparison of magnetic properties of MRI contrast media solutions at different magnetic field strengths. *Invest Radiol* 40: 715-724.
- Runge VM (2000) Safety of approved MR contrast media for intravenous injection. *J Magn Reson Imag* 2:205-213
- Saeed M, Wndland MF, Higgins CB (1998) Blood pool MR contrast agents for cardiovascular imaging. *J Magn Reson Imaging* 12:890
- Semelka RC, Helmberger TK (2001) Contrast agents for MR imaging of the liver. *Radiology* 218:27-38
- Taupitz M, Schmitz S, Hamm B (2003) Superparamagnetic iron oxide particles: current state and future development. *Fortschr Roentgenstr (RÖFO)* 175:752–765
- Thomsen HS, Marckmann P, Logager VB (2008) Update on nephrogenic systemic fibrosis. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 16: 551-560.
- Thomsen HS, European Soc of Urogenital Radiology (ESUR) (2007) ESUR Guideline: gadolinium-based contrast media and nephrogenic systemic fibrosis. *Eur Radiol* 17: 2692-2696.
- Tschirch FT, Struwe A, Petrowsky H, Kakales I, Marincek B, Weishaupt D (2008) Contrast-enhanced MR cholangiography with Gd-EOB-DTPA in patients with liver cirrhosis: visualisation of the biliary ducts in comparison with patients with normal liver parenchyma. *Eur Radiol* 18: 1577-86.
- Webb JAW, Thomsen HS, Morcos SK (2005) The use of iodinated and gadolinium contrast media during pregnancy and lactation. *Eur Radiol* 15:1234–1240
- Weinmann HJ, Ebert W, Misselwitz B, Schmitt-Willich H (2003) Tissue-specific MR contrast agents. *Eur J Radiol* 46: 33-44.

### Artefakte im MR-Bild

Peh CG, Chan JH (2001). Artifacts in muskuloskeletal magnetic resonsance imaging: identification Skeletal Radiol 30:179–191

Wood ML, Henkelmann WR (1999) Artifacts. In: Stark DD, Bradley WG (eds) Magnetic Resonance Imaging. 3rd ed. Mosby, St. Louis, p 215

### Hochfeld MRI

Kuhl CK, Träber F, Schild HH (2008). Whole-body high-field-strength (3.0-T) MR imaging in clinical practice. Part I. Technical considerations and clinical applications. Radiology 246:16-35

Kuhl CK, Träber F et al (2008). Whole-body high-field-strength (3.0-T) MR imaging in clinical practice. Part I. Technical considerations and clinical applications. Radiology 47:675-696

### MR Bildgebung jenseits von Morphologie und Struktur

Jänke L, Lutz K (2005). Die funktionelle Kernspintomographie. In: Jäncke L. Methoden der Bildgebung in der Psychologie und den kognitiven Neurowissenschaften. 1. Auflage, Kohlhammer, Stuttgart, 78-135

Shellock FG, Powers CM. (2001). Kinematic MRI of the joints. 1<sup>st</sup> Ed. CRC Press, Boca Raton

Hajek M (Editor) (2008). Clinical 1H MR spectroscopy. Eur J Radiol;67:183-376

### Sicherheit und Risiken

Kanal E et al (2002). American College of Radiology – white paper on MR safety. Amer J Radiol 2002 178;1335-1347

Shellock FG, Crues JV (2004). MR procedures: biologic effects, safety, and patient care. Radiology 232:635-652

Shellock FG, Spinazzi A (2008). MRI safety update 2008; part 2, screening patients for MRI. Amer J Radiol 191;1140-1149

Shellock FG (2008). Reference manual for magnetic resonance safety, implants and devices: 2008 edition. Biomedical Research Publishing Group and Shellock R&D Services Inc., Los Angeles.

Richtlinie 2004/40/EG des Europäischen Parlamentes und des Rates (<http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2004:184:0001:0009:DE:PDF>)

# Glossar

Pfeile (→) verweisen auf Begriffe, die ebenfalls im Glossar erklärt werden.

|                              |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
|------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Active Shielding</b>      | Technik, welche die Abschirmung eines Magneten beschreibt. MR-Magnete mit Active Shielding haben eine doppelte Magnetspule, von denen die innere Spule das Feld erzeugt, während die äußere die Rückführung der Magnetfeldlinien übernimmt.                                                                    |
| <b>3D-Akquisition</b>        | <p>Technik, bei der ein ganzes Volumen anstelle einzelner Schichten aufgenommen wird. Dazu werden → Phasengradienten in zwei Richtungen (Phasen- und Schichtwahlrichtung) verwendet.</p> <p><i>Vorteile:</i> Gutes → SNR, sehr dünne Schichten möglich, ideal für sekundäre Rekonstruktionen und → 3D-MRA.</p> |
| <b>Aliasing</b>              | → Phase-Wrapping.                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>Atemkompensation</b>      | (»Resp Comp«, »Respiratory Compensation«) Algorithmus, der die Bildaufnahme mit der Atmung synchron steuert, sodass Artefakte durch die Atembewegungen reduziert werden. Wird auch → Exorcist genannt.                                                                                                         |
| <b>Atemtriggerung</b>        | Erfassung der Daten innerhalb eines bestimmten Atemzyklus (z. B. während der Inspiration oder Expiration). Zur Messung wird meist ein Atemgürtel verwendet.                                                                                                                                                    |
| <b>Bandbreite</b>            | (»Bandwidth«) Spektrum der Spin-Frequenzen, welches ein MR-System bei der Frequenzkodierung erfasst.                                                                                                                                                                                                           |
| <b>Beschleunigungsfaktor</b> | Bezeichnet bei der parallelen Bildgebung den Faktor, um den der Abstand der Phasenkodierschritte erhöht wird.                                                                                                                                                                                                  |

Der Wert kann beliebige, ganzzahlige oder gebrochene Werte zwischen 1,0 (keine Beschleunigung) und höchstens etwa 3,0–4,0 annehmen.

|                                  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
|----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>B0</b>                        | Bezeichnung für das stationäre äußere Magnetfeld eines MR-Tomographen. Gebräuchlich sind Feldstärken von 0,064–3,0 T (Forschung bis 8 T).                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| <b>Bildaufnahmezeit</b>          | (»Scantime«) Wird bestimmt durch Anzahl der Kodierungsschritte in Phasenrichtung, Anzahl der Messungen, Repetitionszeit und die Länge des Echozugs (→Echo train length).                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Blips</b>                     | Name für die Phasenkodierungsspitzen der → Echoplanar-Sequenz.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| <b>Blood Pool Kontrastmittel</b> | → Intravaskuläre Kontrastmittel.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>Blooming</b>                  | Als Blooming werden »Signalausfälle« bezeichnet, welche an der Grenze zwischen Kalzium und Gewebe in Kombination mit GRE-Sequenzen auftreten. Das Blooming ist im Prinzip ein T2*-Effekt.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| <b>Body Coil</b>                 | Die im Gerät integrierte HF-Spule, welche auch Körperspule genannt wird.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Bound Pool</b>                | → Gebundene Spins.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Chemical-Shift-Artefakt</b>   | Örtliche Verschiebung des Fett- und Wassersignals bzw. des Silikon- und Wassersignals in Frequenzrichtung an Orten, wo diese nebeneinander liegen. Im weiteren versteht man unter dem Chemical-Shift-Artefakt auch den Signalausfall bei Opposed-Phase Bedingungen.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Chemische Verschiebung</b>    | (Chemical Shift) Die Protonen besitzen je nach ihrer chemischen Umgebung eine andere, gegenüber Protonen in Wasser leicht verschobene Resonanzfrequenz. Diese Abhängigkeit der Resonanzfrequenz von Protonen von der molekularen Umgebung wird als chemische Verschiebung bezeichnet. Wenn die transversale Magnetisierung von Protonen von Fett und von Wasser, welche im gleichen Voxel liegen, sich addieren so spricht man von In-phase-Bedingungen, wenn die beiden Magnetisierungsvektoren entgegengesetzt sind, dann wird dies als »out-phase« oder »opposed-phase« bezeichnet. Der In-phase- resp. Out-of-phase-Effekt kann zur Unterscheidung von fetthaltigem |

|                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
|--------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                | (Signalabfall bei Out-of-phase-Bedingungen) versus nicht-fetthaltigem Gewebe (kein Signalabfall bei Out-of-phase-Bedingungen) verwendet werden.                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Centric-Elliptic</b>        | Art der Akquisition der Daten im K-Raum, wo die Daten nicht »Linie um Linie«, sondern spiralförmig vom Zentrum gegen die Peripherie aufgenommen werden.                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>Contrast-to-Noise-Ratio</b> | (CNR) Maß für die Fähigkeit, zwei benachbarte anatomische Strukturen voneinander zu unterscheiden. CNR ist der Kontrast zwischen zwei Strukturen mit Überlagerung durch das Bildrauschen.                                                                                                                                                                                            |
| <b>Criss-Cross-Artefakt</b>    | (»Herring Bone« oder Datenfehler) Diese Artefakte sind durch Fehler in der Datenrekonstruktion bedingt. Oft verschwinden diese Artefakte, wenn das Bild neu rekonstruiert wird.                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Cross Talk</b>              | Entsteht durch »ungewollte« Erregung von benachbarten Schichten, bedingt durch das nicht-sinusoidale HF-Profil. »Cross Talk« führt deshalb zu einer Abnahme des SNR.                                                                                                                                                                                                                 |
| <b>Diamagnetismus</b>          | Aufgrund der Orbitalbewegung der Elektronen im Gegenurzeigersinn kommt es bei den meisten Substanzen ohne oder mit wenigen Spins beim Platzieren in einem äusseren Magnetfeld zu einer schwach induzierten Magnetisierung in Gegenrichtung (-Z).                                                                                                                                     |
| <b>Dielektrische Effekte</b>   | (»standing waves«). Artefakt, welcher bei der Hochfeld-Bildgebung auftritt (3.0T und höhere Magnetfeldstärken). Dielektrische Effekte treten dann auf, wenn die Wellenlänge des HF-Pulses die Dimensionen des anzubildenden Objekts erreicht. Dielektrische Effekte äussern sich als inhomogene Signalverteilung, respektive Modulationen der Bildhelligkeit innerhalb des MR-Bildes |
| <b>Dixon-Technik</b>           | Technik, welche auf der → chemischen Verschiebung von Wasser und Fett beruht und als Resultat ein »Wasser« und ein »Fett« Bild rekonstruiert.                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>Echoplanar-Sequenz</b>      | (»Echo Planar Imaging«, EPI) Eine beschleunigte Variante der Gradientenecho-Sequenz, bei der mit einem sehr schnellen → Frequenzgradienten eine Kette (Züge) von Gradientenechos (bis zu 128) erzeugt wird. Damit lässt sich ein Bild in einem Schuss in weniger als 100 msec aufnehmen.                                                                                             |

|                                      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
|--------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Echo Train Length (ETL)</b>       | Anzahl der gemessenen Echos pro TR bei → Fast-Spinecho-Sequenzen.                                                                                                                                                                                                                                 |
| <b>Echozeit TE</b>                   | Die Zeitspanne zwischen der Anregung der Spins und der Messung des MR-Signals. Die Echozeit beeinflusst maßgeblich den T2-Kontrast.                                                                                                                                                               |
| <b>Echozugslänge</b>                 | → ETL.                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
| <b>Effektive Echozeit</b>            | Beschreibt bei FSE-Sequenzen diejenige Echozeit, welche vor allem den T2-Kontrast bestimmt.                                                                                                                                                                                                       |
| <b>Eddy Current</b>                  | Elektrische Ströme, welche durch schnelles Ein- und Abschalten der Gradienten induziert werden. Sie äußern sich in einem Signalabfall am Bildrand.                                                                                                                                                |
| <b>EKG-Steuerung</b>                 | → Gating.                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>EKG-Triggerung</b>                | Die Datenerfassung erfolgt nur in einem bestimmten Abschnitt des Herzzyklus (z. B. Systole oder Diastole) (→ Gating)                                                                                                                                                                              |
| <b>EPI</b>                           | (»Echo Planar Imaging«) → Echoplanar-Sequenz.                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Ernst Angle</b>                   | Derjenige Flip-Winkel, welcher bei gegebenem TR und T1, das beste Signal gibt.                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Exorcist</b>                      | Herstellerspezifischer Kompensationsalgorithmus, der das durch die Atembewegungen verursachte → Ghosting reduziert. Weil er diesen »Geist« austreiben soll, wird er Exorcist genannt.                                                                                                             |
| <b>Extrazelluläre Kontrastmittel</b> | Extrazelluläre Kontrastmittel sind niedermolekulare wasserlösliche Verbindungen, die sich nach ihrer i.v. Applikation vaskulär und im interstitiellen Raum des Körpers verteilen. Die meisten der heute klinisch eingesetzten Kontrastmittel fallen in diese Gruppe der Gadolinium(III)-Komplexe. |
| <b>Fast Recovery Fast-Spinecho</b>   | Modifikation der Fast-Spinecho Sequenz (DRIVE, RESTORE-Option). Besonders geeignet zur Akquisition von stark T2-gewichteten Bildern.                                                                                                                                                              |
| <b>Fast-Spinecho</b>                 | Eine beschleunigte Variante der → Spinecho-Sequenz. Je nach Hersteller auch Turbo-Spinecho oder RARE genannt. Mit einer Serie von 180°-Impulsen werden bis zu 16 Echos                                                                                                                            |

erzeugt, und entsprechend wird die Bildaufnahmezeit stark reduziert. Fast-Spinecho (FSE) besitzt die Bildqualität von Spinecho und annähernd die Geschwindigkeit des Gradientenechos.

**Fettsaturation**

(Fettsuppression) Technik, um fetthaltige Gewebe im Bild zu unterdrücken. Dazu wird ein um 220 Hz (bei 1,5 T) verschobener Hochfrequenzimpuls appliziert, der die im Fett enthaltenen Spins selektiv sättigt (Frequenz selektive Fettsaturation). Alternativ kann zur Fettsuppression auch der Effekt der → chemischen Verschiebung oder eine → STIR-Sequenz verwendet werden.

**Ferromagnetismus**

bestehen ebenfalls aus Atomverbänden mit magnetischen Momenten, die über viele Atome hinweg gekoppelt sind (Festzustand). Solche Atome können auch ohne äußeres Magnetfeld ein permanentes makroskopisches magnetisches Moment (Permanentmagnet) aufweisen und repräsentieren deshalb selber einen Magneten. Das bekannteste Beispiel ist Eisen (Fe).

**Funktionelle MRI**

(fMR) Begriff, welcher ursprünglich aus der Neuroradiologie kommt. Man versteht darunter alle Techniken, welche eine kortikale Reaktion auf externe Reize mit einer hohen räumlichen und zeitlichen Auflösung nicht invasiv messen können (Messung des zerebralen Blutflusses und der Blutvolumenänderung, BOLD Kontrast). In einem erweiterten Verständnis werden versteht man heute unter fMRI alle MR-Techniken, welche sich nicht nur auf die Darstellung von Form und Struktur beschränken, sondern Informationen über die Zusammensetzung von Geweben ermöglichen, Stoffwechselvorgänge darstellen oder vaskuläre Verhältnisse parametrisieren

**FFE**

(»Fast Field Echo«) → Gradientenecho.

**Field-of-View**

(FOV) Größe des gewählten Bildausschnitts. Das FOV ist normalerweise quadratisch, außer wenn eine rechteckige Akquisition gewählt wird (→ Rectangular FOV). Je kleiner das FOV, desto besser die räumliche Auflösung, aber je geringer das → SNR.

**Flip Angle**

(»To flip« = umklappen) →Pulswinkel.

**FLAIR**

»(Fluid Attenuated Inversion Recovery«) Variante einer Inversion-Recovery-Sequenz, welche auf einer Fast-Spinecho-

Sequenz mit einer sehr langen Inversionszeit basiert. Die Sequenz, welche vor allem in der neuroradiologischen Diagnostik verwendet wird, führt zu einer vollständigen Unterdrückung des Flüssigkeitssignals zerebrospinal und ist geeignet Läsionen mit geringem Kontrastverhalten im Hirnparenchym darzustellen.

|                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|--------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Fourier-Transformation</b>  | Mathematisches Verfahren, um ein Signal in das Frequenzspektrum aufzulösen, aus dem es besteht. Beim MRI wird eine zwei- oder dreidimensionale Fourier-Transformation (2D-FT, 3D-FT) zur Bildrekonstruktion verwendet.                                                                                                                                |
| <b>Free Induction Decay</b>    | (FID) Das mit $T_2^*$ abklingende MR-Signal.                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| <b>Fractional-Echo-Technik</b> | Technik der beschleunigten Bildaufnahme. Es wird nur die Hälfte (oder etwas mehr) der K-Linien in Frequenzrichtung gefüllt. Oft auch als partielle Echotechnik bezeichnet. → Partielle K-Raum-Akquisition.                                                                                                                                            |
| <b>Freie Spins</b>             | Die frei beweglichen Spins eines Gewebes kommen oft mit der Umgebung in Kontakt (kurzes $T_1$ ), hingegen seltener untereinander (langes $T_2$ ). Im MR-Bild sind nur die freien Spins sichtbar. → Gebundene Spins, → MTC.                                                                                                                            |
| <b>Frequenzkodierung</b>       | (»Frequency Encoding«) Bestandteil der → Ortskodierung. Hierbei wird während der Messung des MR-Signals ein Gradient eingeschaltet, sodass statt einer einzigen Resonanzfrequenz ein ganzes Frequenzspektrum empfangen wird (→ Fourier-Transformation). Aufgrund der Frequenz kann die örtliche Herkunft der einzelnen Signalanteile bestimmt werden. |
| <b>Frequenzgradient</b>        | Der Gradient, der während der Messung des MR-Signals aktiv ist (daher der alternativ verwendete Name Readout-Gradient) und für die → Frequenzkodierung des Signals sorgt.                                                                                                                                                                             |
| <b>FOV</b>                     | → Field-of-View.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Free Induction Decay</b>    | (FID) Das mit $T_2^*$ abklingende MR-Signal.                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| <b>FSE</b>                     | → Fast-Spinecho.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Gating</b>                  | (»Gate« = Tor) Bezeichnung für die EKG-gesteuerte Aufnahme eines MR-Bildes. Hierbei wird jede Anregung durch die R-Zacke ausgelöst, sodass jede Messung an                                                                                                                                                                                            |

der genau gleichen Stelle des Herzzyklus erfolgt. Damit werden die Bewegungsartefakte durch die Herzaktion eliminiert.

**Gebundene Spins**

Die gebundenen, also nicht frei beweglichen Spins eines Gewebes. Es handelt sich um Wasserprotonen, die durch Hydratation an Makromoleküle gebunden sind (makromolekulare Protonen). Die geringere Beweglichkeit führt zu einem geringeren Energieaustausch mit der Umgebung (langes T1), die feste Nachbarschaft weiterer Spins zu einer intensiven Interaktion der Spins untereinander (extrem kurzes T2, < 0,1 msec), weshalb die gebundenen Spins im MR-Bild nie sichtbar werden. → Freie Spins, → MTC.

**Ghosting**

(»Ghost« = Geist) Bezeichnung für das bandförmige Rauschen im Bereiche des Herzens und des Mediastiniums oder für die repetitive Darstellung einer anatomischen Struktur in Phasenrichtung (z. B. der Aorta). Ghosting wird meist durch eine anatomische Struktur mit pulsatilem Fluss, seltener durch eine Herz- oder Atembewegung verursacht.

**Gibbs-Artefakt**

→ Trunkationsartefakt.

**Gradient**

Bezeichnung für ein Gefälle, das eine bestimmte Größe entlang einer Dimension aufweist. Im Fall des MRI ist damit eine kontinuierliche Veränderung der Magnetfeldstärke entlang der X-, Y- oder Z-Richtung gemeint. Solche Gradienten werden für die → Schichtwahl und für die → Ortskodierung benötigt und von eigenen, im Gerät eingebauten Spulen erzeugt. Oft werden auch die Gradientenspulen einfach als »Gradienten« bezeichnet.

**Gradientenecho-Sequenz**

Besitzt im Gegensatz zum → Spinecho keinen 180°-Impuls. Inhomogenitäten des Magnetfeldes und der Gradienten werden deshalb nicht ausgeglichen, und das MR-Signal zerfällt effektiv mit T2\* anstatt mit T2.

*Vorteil:* Große Geschwindigkeit.

**GRASE**

(»Gradient and Spin Echo«) Pulssequenz, die die Techniken von → Fast-Spinecho und → Echoplanar kombiniert: Es werden mehrere Spinechos erzeugt, und jedes wird mit mehreren Gradientenechos gemessen.

*Vorteil:* Schnell und kontrastreich (ähnlich wie → SE).

*Nachteil:* Hohe Anforderungen an die Technologie, klinischer Stellenwert noch unklar.

|                                      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
|--------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>GRE</b>                           | → Gradientenecho.                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
| <b>Hyperpolarisierte Gase</b>        | Mittels Laser können Kernspins von Edelgasen (z. B. Helium-3, Xenon-129) polarisiert werden und können so als MR-Kontrastmittel für spezielle Indikationen verwendet werden.                                                                                                                                  |
| <b>Inflow-Angiographie</b>           | → Time-of-Flight-Angiographie.                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Inflow-Effekt</b>                 | (Auch: »Flow Related Enhancement«) Bezeichnet die Beobachtung, dass bei schnellen → Gradientenecho-Sequenzen in die Schicht einfließendes Blut hell erscheint, das umgebende stationäre Gewebe hingegen durch → Sättigung dunkel.                                                                             |
| <b>In Phase</b>                      | → Chemische Verschiebung.                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Interslice Space/Gap</b>          | → Zwischenschichtabstand.                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Intermediär-gewichtet</b>         | → Protonen-gewichtet.                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Intravaskuläre Kontrastmittel</b> | Intravaskuläre oder »Blood-Pool-Kontrastmittel« sind höhermolekulare Verbindungen oder auch partikuläre Strukturen, die nicht oder nur sehr langsam durch die Kapillärwände diffundieren können (Moleküle sind größer als die Kapillarfenster) und deshalb eine längere Verweilzeit in den Blutgefäßen haben. |
| <b>Inversion-Recovery</b>            | Pulssequenz, die mit einem 180°-Impuls beginnt. Nach der Inversionszeit TI wird ein weiterer Impuls (z. B. 90°) appliziert, um das Ausmaß der bereits erhaltenen Magnetisierung sichtbar zu machen. In der klinischen Praxis werden vor allem zwei IR-Sequenzen benutzt: die → STIR- und die → FLAIR-Sequenz  |
| <b>Inversionszeit</b>                | (TI) Zeit zwischen dem Einstrahlen des 180°-Impulses und dem 90°-Impuls bei der → IR-Sequenz. Die TI kann so gewählt werden, dass die Magnetisierung eines Gewebes bei der Anregung gleich Null ist und somit das Signal des entsprechenden Gewebes verschwindet (z. B. Fett).                                |
| <b>IR</b>                            | → Inversion-Recovery.                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Isocenter</b>                     | Derjenige Punkt im Magneten, wo keine der drei Gradientenspulen ein magnetisches Zusatzfeld erzeugt.                                                                                                                                                                                                          |

|                                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
|---------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>K-Raum</b>                   | Der mathematische Datenraum, in dem die gemessenen Daten vorliegen, bevor mit der → zweidimensionalen (2D-FT) oder dreidimensionalen (3D) Fourier-Transformation daraus das Bild berechnet wird. Die zentralen Linien des K-Raumes bestimmen am stärksten den Bildkontrast, die äußersten Linien hauptsächlich die räumliche Auflösung.           |
| <b>Kinematische MRI</b>         | MRI, wo eine anatomische Struktur, nicht nur in Ruheposition, sondern auch in funktionellen Positionen untersucht wird (z. B. MRI von Gelenken in anderen Positionen als die Ruheposition (Abduktion, Adduktion oder Elevation)).                                                                                                                 |
| <b>Komplex</b>                  | Unter einem Komplex versteht man ein zusammengesetztes Teilchen (Ion oder Molekül), das durch die Vereinigung von einfachen, selbständig und unabhängig voneinander existenzfähigen Molekülen oder Ionen entstanden ist. Der Zusammenhalt erfolgt durch koordinative Bindungen zwischen dem Zentralteil und dem Liganden z. B. Gadoliniumkomplexe |
| <b>Körperspule</b>              | → Body Coil.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Lanthanoide</b>              | Siehe seltene Erden                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| <b>Larmorfrequenz</b>           | Präzessionsfrequenz der Spins im Magnetfeld. Sie ist proportional zur Magnetfeldstärke                                                                                                                                                                                                                                                            |
| <b>Longitudinale Relaxation</b> | → T1-Relaxation.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| <b>Matrix</b>                   | Zweidimensionales Raster, welches aus Reihen und Spalten besteht. Jedes Quadrat des Rasters ist ein Pixel (Bildelement). Die Matrix bestimmt die Anzahl der Bildpunkte.                                                                                                                                                                           |
| <b>Magnetisierungstransfer</b>  | Austausch der Sättigung der Magnetisierung zwischen »gebundenen« makromolekularen Protonen und freien Protonen. Der Effekt führt zu einem Abfall der Signalintensität von freiem Wasser.                                                                                                                                                          |
| <b>MIP</b>                      | Maximum-Intensitäts-Projektion; Rekonstruktionsmethode, bei der die starken Signale herausgefiltert und in eine Ebene projiziert werden.                                                                                                                                                                                                          |
| <b>3D-MRA</b>                   | MR-Angiographie-Technik auf Basis einer 3D-Akquisition. Ein ganzes Volumen wird oft in einem einzigen Atemstillstand aufgenommen. Die 3D-MRA ist heute die Standardtechnik für die Darstellung von Gefäßen.                                                                                                                                       |

|                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|--------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>MR-Angiographie</b>         | Verwendet Sequenzen, die einen besonders guten Gefäß-Gewebe-Kontrast aufweisen, um Angiogramme herzustellen. → Phasenkontrast, → Inflow-Angiographie, → 3D-MRA.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
| <b>MR-Arthrographie</b>        | Technik zur Darstellung von Gelenken. Vor der eigentlichen MR-Untersuchung wird, meist unter Durchleuchtung, eine verdünnte Gadolinium-Chelat-Lösung intraartikulär appliziert. Durch Füllung des Gelenkbinnenraumes mit Kontrastmittel wird der Gelenkbinnenraum distendiert, was eine verbesserte Abgrenzung der intraartikulären Strukturen ergibt, was in einer erhöhten Treffsicherheit für gewisse Gelenkspathologien resultiert.                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| <b>Navigator</b>               | Technik zur Suppression respiratorisch bedingter Bewegungsartefakte. Mittels Navigatortechnik ist es möglich, Bilddatensätze z. B. des Herzens in freier Atmung anzufer-tigen.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>Negative Kontrastmittel</b> | Die einen Signalverlust verursachen und deshalb im MR-Bild dunkel erscheinen. Solche Kontrastmittel enthalten in der Regel → paramagnetische oder → superparamagnetische Substanzen.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| <b>NEX, NSA</b>                | (»Number of Excitations«; oder »Number of Signal Averages«, NSA) Entspricht der Anzahl, wie oft das Signal von einer bestimmten Schicht pro Phasenkodierung gemessen wird. Eine Erhöhung der NEX verbessert in der Regel das SNR.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>NSF</b>                     | = Nephrogene Systemische Fibrose (früher auch als NFD = nephrogene fibrosierende Dermopathie bezeichnet). Seltene, seit 1997 bis 2007 bei Niereninsuffizienten und Dialysepatienten auftretende systemische Bindegewebs-erkrankung, welche zur Bewegungseinschränkung und dem Kontraktionsverlust der Gelenke mit fortschreitender Behinderung führt. Die Differentialdiagnose muss his-tologisch gestellt werden (CD34+ Dendrozyten, CD68+ Monozyten, Mucin, Fibrozyten). Die Gabe von gadolini-umhaltigen MR-Kontrastmitteln mit der Freisetzung von Gadoliniumionen wird auf Grund der langen Zirkulati-onszeiten und deutlich verringerten renalen Elimination in Verbindung mit der Entstehung von NSF gebracht. |
| <b>Ortskodierung</b>           | Alle Maßnahmen, die notwendig sind, um herauszufin-den, welcher Teil einer untersuchten Schicht welchen Teil                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |

|                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |
|-----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                   | des MR-Signals erzeugt hat. Die Ortskodierung besteht aus der → Phasenkodierung und der → Frequenzkodierung.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>Outflow-Effekt</b>             | Verlust des Signals von fließendem Blut in Spinecho-Sequenzen wegen der relativ langen Echozeit, des Wegfließens des Blutes aus der Schicht und der irreversiblen Dephasierung durch die verschiedenen Gradienten.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>Opposed Phase</b>              | → Chemische Verschiebung.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <b>Out Phase</b>                  | → Chemische Verschiebung.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <b>Parallele Bildgebung</b>       | Parallele Signaldetektion mit mehreren, nebeneinander platzierten Oberflächenspulen.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Paramagnetisch</b>             | Substanzen, die in einem äußeren Magnetfeld ein positives magnetisches Moment besitzen, jedoch nicht die Fähigkeit haben, selber Magnete zu sein. Ein typischer Vertreter ist das Metallion $Gd^{3+}$ , welches in einem Chelatkomplex gebunden als Kontrastmittel gebraucht wird. Bestimmte paramagnetische Metallionen wie z. B. $Gd^{3+}$ wirken in geringer Konzentration T1-verkürzend und somit als → positive Kontrastmittel. In genügend hoher Konzentration verursachen sie jedoch lokale Magnetfeldinhomogenitäten und so einen Signalverlust. → Suszeptibilität, → negative Kontrastmittel.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Paramagnetische Substanzen</b> | Atome oder Moleküle, die durch ungepaarte Elektronenorbitale in den äußeren Elektronenschalen oder auch ungepaarte Nukleonen im Atomkern ein magnetisches Moment (dank einzelner Spins) besitzen. Wird eine derartige Substanz in ein Magnetfeld gebracht, so richten sich die magnetischen Momente im Feld zur Mehrheit in (+Z)-Richtung aus, und es resultiert eine makroskopische positive Magnetisierung (so wie bei den Protonen selber auch). Dies verstärkt also gleichzeitig das äußere Feld. Ohne äußeres Magnetfeld sind die magnetischen Momente hingegen wahllos angeordnet, und das makroskopische magnetische Moment verschwindet. Viele gelöste Metallionen (z. B. auch das Blut mit Eisen) aber auch stabile Radikale weisen dank einzeln besetzter Elektronenorbitale diese paramagnetische Eigenschaft auf, z. B. $Co^{2+}$ , $Co^{3+}$ , $Fe^{2+}$ , $Fe^{3+}$ , $Gd^{3+}$ , $Mn^{2+}$ , $Mn^{3+}$ und $Ni^{3+}$ . Als Kontrastmittel kommen wegen des hohen magnetischen Moments (s.o.) vorwiegend Substanzen mit ungepaarten Elektronen in Frage. Die meisten der klinisch eingesetzten MR-Kontrastmittel sind para- |

magnetische Metallionen Lösungen (Gadolinium-Chelate, Mangan, Eisen).

|                                     |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
|-------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Partial-Fourier-Technik</b>      | Technik, bei der nur eine Hälfte des K-Raumes in Phasenrichtung gemessen wird, die andere Hälfte wird aus einigen wenigen Zeilen rechnerisch simuliert. Ergibt praktisch eine Halbierung der Aufnahmezeit bei erhaltener Auflösung, aber geringerem Bildrauschen. → Partielle K-Raum-Akquisition.                            |
| <b>Partialvolumen-Artefakte</b>     | Entstehen wenn mehr als ein Gewebe mit jeweils unterschiedlicher Signalintensität im gleichen Voxel eingeschlossen ist, respektive abgebildet wird.                                                                                                                                                                          |
| <b>Partielle K-Raum-Akquisition</b> | Oberbegriff für Techniken, die nur einen Teil des K-Raumes aufnehmen und so die Bildaufnahme beschleunigen: → Rectangular FOV, → Partial-Fourier-Technik, → Fractional-Echo-Technik.                                                                                                                                         |
| <b>Phase</b>                        | Der Winkel, um den ein rotierender Vektor (in diesem Fall der magnetische Vektor eines präzedierenden Spins) einem zweiten Vektor in der XY-Ebene voraus- oder hinterherläuft.                                                                                                                                               |
| <b>Phased Array Spule</b>           | Spulenkonfiguration, bei der mehrere Oberflächenspulen gleichzeitig eingesetzt werden, um die Bildqualität drastisch zu verbessern. Liefert das Signal einer Oberflächenspule mit dem FOV einer Körperspule. Damit können auch von Organen tief im Körperinneren, besonders im Becken, hochauflösende Bilder gemacht werden. |
| <b>Phase Wrapping</b>               | Das »Umfalten« (»to wrap«) von außerhalb des Bildausschnittes gelegenen Strukturen in das Bild hinein in der Richtung des Phasengradienten.                                                                                                                                                                                  |
| <b>Phasenkodierung</b>              | (»Phase encoding«) Bestandteil der → Ortskodierung. Bei der Phasenkodierung wird ein Gradient dazu verwendet, den Spins einer bereits angeregten Schicht je nach ihrem Ort eine unterschiedliche Phasenverschiebung zu geben, durch die sie später identifiziert werden können.                                              |
| <b>Phasengradient</b>               | Der Gradient, der vor der Messung des MR-Signals aktiviert wird, um für die → Phasenkodierung zu sorgen.                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Phasenkontrast</b>               | (»Phase Contrast«; PC) Eine Technik, die mit einem zusätzlichen Gradienten eine Geschwindigkeitskodierung von fließenden Spins (z. B. fließendem Blut) vornimmt.                                                                                                                                                             |

|                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
|--------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                | <p>Mit Phasenkontrast-Technik können einerseits Fluss-Geschwindigkeiten quantitativ exakt gemessen werden, andererseits eignet sie sich auch für die → MR-Angiographie.</p> <p><i>Vorteile:</i> Wählbare Empfindlichkeit, Quantifizierbarkeit des Flusses.</p> <p><i>Nachteile:</i> Langsam aufgrund zusätzlicher Gradienten und weil für jede Richtung, in der die Sequenz empfindlich sein soll, eine eigene Messung nötig ist; artefaktanfällig bei pulsierendem Fluss.</p>              |
| <b>Pixel</b>                   | Zweidimensionales Bildelement. Die Pixel bilden eine → Matrix.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>Positive Kontrastmittel</b> | Kontrastmittel, die einen Signalanstieg bewirken und deshalb auf MR-Bildern hell erscheinen. Solche Kontrastmittel verkürzen in der Regel T1.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| <b>Preparation Gradient</b>    | Anderer Name für den → Phasengradienten.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Presaturation</b>           | → Vorsättigung.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
| <b>Protonen-gewichtet</b>      | (Auch: dichtegewichtet, »density-weighted«, intermediär-gewichtet, intermediate-weighted) MR-Bilder, deren Kontrast hauptsächlich von der Protonendichte der untersuchten Gewebe abhängt. Sie sind charakterisiert durch eine relativ lange Repetitionszeit (um den T1-Einfluss gering zu halten) und eine relativ kurze Echozeit (um den T2-Einfluss gering zu halten) und haben ein hohes → SNR. Eine typische Kombination für eine Spin Echo Sequenz ist z. B. TR/TE=2000/20 msec.       |
| <b>Pulswinkel</b>              | (»Flip angle«, Kippwinkel). Der Auslenkungswinkel bei der Anregung des Spin-Systems. Er kann durch Verändern von Stärke und Dauer des Anregungsimpulses beliebig gewählt werden. Ein Winkel von genau 90° entspricht einem Umlappen der gesamten Längsmagnetisierung MZ in die XY-Ebene. Bei der → Spinecho-Sequenz beträgt der Pulswinkel immer 90°, bei der → Gradientenecho-Sequenz ist auch ein anderer Winkel, z. B. 30°, möglich. Das Maß des Pulswinkels bestimmt die T1-Gewichtung. |
| <b>Quench</b>                  | Verlust der Supraleitfähigkeit von supraleitenden Magneten mit konsekutivem Verlust des Magnetfeldes.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
| <b>Readout</b>                 | (»To read out« = auslesen) Bezeichnung für den Vorgang der Messung des MR-Signals.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |

|                           |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
|---------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Readout Gradient</b>   | Andere Bezeichnung für den → Frequenzgradienten.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
| <b>Rectangular FOV</b>    | Technik, bei der weniger K-Linien in Phasenrichtung aufgezogen werden. Das Ergebnis ist ein Bild mit einem rechteckigen FOV und kürzerer Bildaufnahmezeit gegenüber einer vollen, quadratischen Akquisition mit leichter Verminderung des SNR.                                                                                                                                               |
| <b>Region-of-Interest</b> | (ROI) Beschreibt eine kleine Fläche eines Gewebes, in der z. B. die Signalintensität gemessen wird.                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| <b>Relaxivität</b>        | Beschreibt, wie stark ein Stoff die Relaxationszeit eines Gewebes beeinflusst. Üblicherweise wird der Begriff »Relaxivität« in Zusammenhang mit Kontrastmitteln gebraucht, um die Stärke des Kontrastmittels auf die T1-(R1)- und die T2-Zeit (R2) zu beschreiben. Sie ist zudem Temperatur- und auch Feldstärken abhängig. Die Werte beziehen sich auf 1 Mol Substanz (molare Relaxivität). |
| <b>R1 oder R2</b>         | Relaxivitäten $R1=1/T1$ ; oder $R2=1/T2$ Einheit: $(s \text{ Mol/l})^{-1}$                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
| <b>Repetitionszeit TR</b> | Die Zeitspanne, die verstreicht zwischen zwei aufeinanderfolgenden Anregungen derselben Schicht. Die Wahl der Repetitionszeit beeinflusst wesentlich den T1-Kontrast.                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>Resonanzfrequenz</b>   | Frequenz, welche der Larmorfrequenz des Protons entspricht.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| <b>Ringig-Artefakt</b>    | → Trunkationsartefakt.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
| <b>Rise Time</b>          | Parameter, welcher die Gradientenstärke beschreibt. Bei der »Rise Time« handelt es sich um die Zeit, welche bis zum Erreichen der maximalen Gradientenstärke verstreicht.                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>SAR</b>                | (»Spezifische Absorptionsrate«). Wird definiert als die während des MR-Experimentes eingestrahlte Hochfrequenz, welche zu einer Erwärmung des Gewebes führt. Für die SAR gibt es Grenzwerte, welche von den Behörden festgesetzt sind.                                                                                                                                                       |
| <b>Sättigung</b>          | Effekt, der bei sehr kurzer → Repetitionszeit zu einem Signalabfall führt. Ursache ist eine zu geringe Erholungszeit für die Spins zwischen den Anregungen. Gegenmaßnahme ist die Anwendung eines reduzierten → Pulswinkels. → Gradientenecho-Sequenz.                                                                                                                                       |

|                                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
|------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Seltene Erden</b>               | Lanthanoide: Gruppe von metallartigen Elementen, die ähnliche Eigenschaften aufweisen und im Periodensystem zu den Übergangsmetallen gehören. Die Bezeichnung <i>seltene Erden</i> ist missverständlich und stammt aus der Zeit der Entdeckung dieser Elemente. Meist wurden die Elemente nur in seltenen Mineralien gefunden und waren relativ schwer zu isolieren. Gold oder Platin sind immer noch seltener als einige der Seltenen Erden. |
| <b>Schichtwahlgradient</b>         | (»Slice Select Gradient«) Derjenige Gradient, der aktiviert wird, um die selektive Anregung einer Schicht zu ermöglichen.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Shimming</b>                    | Verbessern der Homogenität des Magneten.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Signal-zu-Rausch-Verhältnis</b> | (»Signal-Noise-Ratio«; SNR) Beschreibt die Wechselwirkung zwischen MR-Signal und Bildrauschen.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Slew Rate</b>                   | Parameter, welcher die Gradientenstärke beschreibt, definiert als Maximale Gradientenamplitude/Rise Time.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Spektroskopie</b>               | MR-Spektroskopie; liefert nicht-invasiv Informationen über die chemische Zusammensetzung und somit über den Metabolismus, gemittelt über Gewebebereiche, die mindestens etwa 1 Kubikzentimeter gross sind.                                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Spin</b>                        | Grundeigenschaft aller Elementarteilchen (Protonen, Neutronen und Elektronen). Der Spin ist eigentlich ein Drall, d.h. eine Rotation um sich selbst. Alle Atomkerne, die einen resultierenden Spin besitzen, sind prinzipiell für die MR-Bildgebung geeignet (z. B. auch Phosphor oder Fluor). Im klinischen MRI werden ausschließlich Wasserstoffkerne, also Protonen, benutzt.                                                              |
| <b>Spinecho-Sequenz</b>            | Die in der klinischen Routine am häufigsten verwendete MR-Sequenz. Spinecho besitzt einen Pulswinkel von genau 90°, gefolgt von einem 180°-Impuls zur Rephasierung der T2*-Effekte. Der Vorteil dieser Sequenz ist ihre Unempfindlichkeit gegenüber Feld- und Gradienteninhomogenitäten, ihr Nachteil ist die lange Akquisitionszeit.                                                                                                         |
| <b>SPIO</b>                        | Superparamagnetic iron oxide particle; Eisenoxidnanopartikel, welche als superparamagnetische Kontrastmittel vor allem in der Leberbildgebung als RES-spezifische Kontrastmittel eingesetzt werden (Durchmesser größer als die → USPIO)                                                                                                                                                                                                       |

|                                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
|---------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>SPIR</b>                     | (»Spectral presaturation with inversion recovery«) SPIR ist keine eigentliche Sequenz, sondern ein exakt auf den Fett-Peak abgestimmter 180°-Vorpuls, mit welchem eine Fettsaturation einer Sequenz erreicht werden kann.                                                                                                                                         |
| <b>Spoiling</b>                 | (»To spoil« = plündern) Spoiling wird meist in Zusammenhang mit GRE-Sequenzen gebraucht. Bei einer spoiled GRE Sequenz wird die Quermagnetisierung absichtlich durch ein spezielles Gradientenfeld zerstört, damit nur die Längsmagnetisierung genutzt werden kann. Mittels spoiled GRE Sequenzen kann ein T1-, oder T2*-Kontrast erreicht werden.                |
| <b>Spulen</b>                   | Empfangs- oder Sendeanlagen für die vom Magneten ausgesendeten bzw. empfangenen Signale. Es gibt reine Empfangs-, reine Sende- und gemischte Spulen (Sende- und Empfangsspule).                                                                                                                                                                                   |
| <b>Spulenarray</b>              | Spulenkonfiguration mit mehreren, nebeneinander platzierten Oberflächenspulen zur parallelen Signaldetektion (parallele Bildgebung).                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>SSFP</b>                     | Steady-State Free Precession Sequence. Beispiele solcher Sequenzen sind TrueFISP, FIESTA und Balanced FFE Sequenzen. SSFP-Sequenzen sind GRE-Sequenzen, bei denen die Längs- und Quermagnetisierung zur Bildgebung beitragen; der Kontrast ist ein Verhältnis von T1 zu T2.                                                                                       |
| <b>STIR</b>                     | (»Short time inversion recovery«) Die STIR-Sequenz ist eine → IR-Sequenz zur Fettsuppression, wo die Inversionszeit so gewählt wird, dass der 90°-Impuls gerade zum Zeitpunkt gesendet wird, wenn die T1-Relaxationskurve für Fett einen Null-Durchgang hat. Bei der STIR-Sequenz werden alle Signale mit kurzen, denen von Fett ähnlichen T1-Werten unterdrückt. |
| <b>Suszeptibilität</b>          | Eigenschaft eines Gewebes oder eines Materiales selbst magnetisiert zu werden.                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Suszeptibilitätsartefakt</b> | Signalausfall, welcher aufgrund der Suszeptibilität eines Gewebes oder eines Fremdkörpers induziert wird.                                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Superparamagnetismus</b>     | Im Vergleich zu paramagnetischen Substanzen eine gleichgerichtete, Vervielfachung des magnetischen Moments (10-1000fach). Dank regelmässiger meist kristalliner Anordnung der paramagnetischen Ionen in einem festen Kristallgitter und der dadurch erhöhten Elektronenbeweg-                                                                                     |

lichkeit kommt es in einem äusseren starken Magnetfeld zur Induktion des magnetischen Moments. Meist handelt es sich um Festsubstanzen, die neben T1- und T2-Effekten auch die Homogenität des lokalen Magnetfeldes beeinträchtigen (Suszeptibilität).

**Superparamagnetisch**

Stoffe mit besonders starken  $\rightarrow$  paramagnetischen Eigenschaften (10- bis 1000-fach). Superparamagnetische Kontrastmittel sind z. B. Eisenoxidkristalle in Form superparamagnetischer Nanopartikel. Auch sie können als  $\rightarrow$  negative Kontrastmittel eingesetzt werden.

**T1**

Zeitkonstante der  $\rightarrow$  T1-Relaxation. Von der Magnetfeldstärke  $B_0$  abhängig, bei 1,5 T im Bereich von einer bis mehreren Sekunden.

**T1-gewichtet (T1w)**

Bezeichnung für MR-Bilder, deren Kontrast hauptsächlich (aber nicht ausschließlich!) von T1 bestimmt wird. Zu diesem Zweck wird eine eher kurze Repetitionszeit mit einer ebenfalls kurzen Echozeit (um den T2-Einfluss gering zu halten) kombiniert. Beispiel:  $TR/TE=500/20$  msec. Gewebe mit kurzem T1 sind hell, während Gewebe mit langem T1 als dunkel erscheinen.

**T1-Relaxation**

(Auch: Spin-Gitter-Relaxation, longitudinale Relaxation) Zurückkippen der Spins in die (Längs-)Richtung des äusseren Magnetfeldes, verbunden mit Energieabgabe an die Umgebung.

**T2**

Zeitkonstante der  $\rightarrow$  T2-Relaxation. Bereich: bis zu einigen hundert Millisekunden, unabhängig von der Stärke des Magnetfeldes.

**T2\***

Zeitkonstante der  $\rightarrow$  T2\*-Relaxation.

**T2-gewichtet (T2w)**

MR-Bilder, deren Kontrast vor allem von T2 bestimmt wird. Dabei wird eine lange Repetitionszeit (um den T1-Einfluss gering zu halten) mit einer ebenfalls langen Echozeit kombiniert. Beispiel:  $TR/TE=2000/80$  msec. Gewebe mit langem TR erscheinen bei T2-Gewichtung hell, während Gewebe mit kurzem TR dunkel erscheinen.

**T2\*-Kontrast**

Bildkontrast, welcher aus den Differenzen des T2\*-Zerfalls von den verschiedenen Geweben resultiert. Bei GRE-Sequenzen wird der T2\*-Kontrast durch die Echozeit (TE) beeinflusst.

|                                         |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
|-----------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>T2-Relaxation</b>                    | (Auch: Spin-Spin-Relaxation, Transversale Relaxation) Dephasierung der Spins durch Energieaustausch untereinander und Magnetfeldinhomogenitäten ohne Energieabgabe an die Umgebung.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>T2*-Relaxation</b>                   | Bezeichnung für die Gesamtheit aller Vorgänge, welche zum Verlust der Gleichphasigkeit (Phasenkohärenz) der Spins und damit zum Verschwinden des MR-Signals durch → transversale Relaxation führen. Die T2*-Relaxation setzt sich zusammen aus der reinen Spin-Spin-Wechselwirkung (→ T2-Relaxation) einerseits sowie den dephasierenden Einflüssen durch statische Magnetfeld-Inhomogenitäten andererseits. Während die T2-Relaxation selbst mit einem → 180°-Impuls nicht rückgängig gemacht werden kann, ist dies für die Effekte der statischen Inhomogenitäten möglich. → Spinecho-Sequenz. |
| <b>TI</b>                               | → Inversionszeit.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Time-of-Flight(TOF)-Angiographie</b> | (Inflow-Angiographie) Eine Technik, die unter Ausnutzung des → In-flow-Effektes MR-Angiogramme herstellt. Gut geeignet für Venen, weniger für Arterien (Artefaktanfälligkeit), dort kommt die kontrastverstärkte → 3D-MRA zum Zuge.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>TIRM</b>                             | (»Turbo Inversion Recovery Measurement«) → FLAIR.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Transmetallation</b>                 | = Transmetallisation; Streng genommen die Austauschreaktion zweier Metalle mit zwei Liganden. Im Rahmen der Gd-Komplexbindung geht es um die Wechselwirkung von Metallionen wie Zink, Kupfer, Kalzium oder Eisen mit Gadolinium. Die Metallionen verdrängen das Gadolinium aus seiner Komplexbindung, so dass dieses freigesetzt wird während die Metallionen komplex gebunden im Organismus zirkulieren.                                                                                                                                                                                        |
| <b>Transversale Relaxation</b>          | → T2-Relaxation.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <b>True-FISP-Sequenz</b>                | Gradientenecho-Sequenz, bei welcher die Signalintensität im Steady-State von der T2-zu-T1- Ratio abhängt.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>TSE</b>                              | (»Turbo-Spinecho«) → Fast-Spinecho.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>USPIO</b>                            | (»Ultrasmall Superparamagnetic Iron Oxide Particles«) Sehr kleine Eisenoxidnanopartikel, welche vor allem als Lymphknotenspezifische Kontrastmittel eingesetzt werden.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |

|                               |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
|-------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Vorsättigung, Vorpuls</b>  | (Presaturation) Absättigen von Gewebe unmittelbar vor der eigentlichen Anregung mit einem Hochfrequenzimpuls (Vorpuls, Vorsättigungspuls), um Artefakte oder das Signal von Gefäßen zu eliminieren (Impuls außerhalb der untersuchten Schicht) oder die T1-Gewichtung zu vergrößern (Impuls innerhalb der untersuchten Schicht).                                                                                                              |
| <b>Voxel</b>                  | Volumenelement, welches als → Pixel im zweidimensionalen Raum wahrgenommen wird; die Größe der Voxel bestimmt → SNR und räumliche Bildauflösung.                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>Zeitaufgelöse MRA</b>      | Unter der »zeitaufgelösten MR-Angiographie« versteht man heute meistens die dynamische Darstellung der Kontrastmittelverteilung im Gefäßsystem. Dabei wird nach einer einzigen Kontrastmittelinjektion eine Gefäßregion schnell und wiederholt mit Techniken der kontrastmittelunterstützten MR-Angiographie abgebildet. Jedes der so aufgenommenen Angiogramme zeichnet dabei eine Phase der fortschreitenden Kontrastmittelverteilung nach. |
| <b>Zero Filling</b>           | Rechnerisches »Vergrößern« der Bildmatrix durch Hinzufügen von 0-Werten in die Peripherie des K-Raumes, des »wirklich gemessenen« Datensatzes. Damit kann (durch Hinzufügen von rechnerisch interpolierten Pixeln) eine höhere Bildmatrix rekonstruiert werden. Das Zero-Filling wird vor allem bei der Rekonstruktion von MR Angiographien angewendet.                                                                                       |
| <b>Zwischenschichtabstand</b> | (»Interslice Space«; Gap) Abstand zwischen zwei Schichten. Er berechnet sich aus der Schichtdicke (»Slice Thickness«) minus dem Schichtintervall (»Slice Interval«).                                                                                                                                                                                                                                                                          |



# Stichwortverzeichnis

## A

Activation Map 82  
ADC 80  
Adenom 106, 108  
Adenosin 85  
Akquisitionszeit 30  
Aktive Abschirmung  
(Active Shielding) 39  
Albumin 98, 107, 110, 111  
Albuminbinder 97  
Anionenrezeptor 106  
Anionentransporter 107  
Antidiabetika 111  
Antirheumatika 111  
Apparent Diffusion Coefficient,  
ADC 80  
Artefakte  
– Bewegungs- und Flussarte-  
fakte (Ghosting) 121  
– Chemische Verschiebung  
(Chemical Shift) 124  
– Criss-Cross- oder Herring-  
Bone-Artefakte, Daten-  
fehler 128  
– dielektrische Effekte 128  
– Eddy Currents 127  
– Faltungsartefakte 60  
– Flussartefakte 122  
– inhomogene Fettsuppres-  
sion 127

– Linienartefakte (Zipper-Like  
Artifacts), Radiofrequenz-  
störung 128  
– Magic Angle 127  
– Partialvolumenartefakte  
127  
– Phase Wrapping 123  
– Suszeptibilität 126  
– Trunktionsartefakt 126  
Arterial Spin Labeling, ASL  
77  
Arteriographie 66  
Arteriosklerose 115  
Arteriosklerose-Plaques 116  
Arthritis, rheumatoide 116  
ASL 77

## B

Bandbreite 26  
Bariumsulfat 93, 114  
Benzylalkohol 108  
Beschleunigungsfaktor 61  
b-Faktor 80  
Bildaufnahmezeit 30  
Bilderneuerungsrate 76  
Bildkontrast  
– Protonendichte 9  
– T1-Zeit 9  
– T2-Zeit 9

Bilirubin 106  
Black-Blood-MRA 74  
Blut, turbulent fließendes 64  
Blut-Hirn-Schranke 90, 101  
Blutplasma 108  
Blutzufuhr 78  
BOLD 82  
BOLD-Effekt 81, 130  
Bolus Chase 71  
Brain Mapping 81  
Bright-Blood 64  
Bright is Dead 86

## C

Carboxydextran 108  
Cardiac Gating 83, 122  
Cardiac Triggering 83  
CENTRA 72  
Chelat-Liganden 93, 94  
Chemical Shift Artefakte 125  
Chemical Shift Imaging 135  
Chemische Verschiebung  
(Chemical Shift) 55, 93,  
124  
– in-phase 56  
– out-of-phase 56  
Cholangiokarzinome 108  
Clearance 104  
Cockcroft-Gault-Formel 104

**D**

Darm, Distension 114  
 Dendrozyten 103  
 Dephasierung 91, 92  
 – der Spins 6  
 – und Rephasierung 46  
 Dextran 108  
 Diabetes mellitus 74  
 Dialyse 102, 103, 104  
 Dielektrische Effekte 131  
 Diffusion, isotrope 79  
 Diffusionsbildgebung 78  
 Diffusionsellipsoide 81  
 Diffusionskonstante 79  
 Diffusionstensor-Bildgebung 81  
 Dipol-Dipol-Wechselwirkung 91–93  
 Dipol-Gitter-Wechselwirkungen 93  
 Dipyridamol 85  
 Dissektion 76  
 Dissoziation 103, 112  
 Dixon-Technik 56  
 Dobutamin 85  
 Doppelinversion 75  
 Druckabfall 67  
 DTI 81  
 DWI 78  
 Dynamic Susceptibility Contrast-Enhanced MR Imaging 78  
 Dynamische MRI 134  
 Dysprosium 93

**E**

Echo 48  
 Echoplanare Bildgebung (EPI) 62  
 Echoplanare (EPI-) Sequenz 53  
 Echozeit (TE), effektive 54

Echozeit TE und T2-Gewichtung 11  
 Echtzeitaufnahmen 83  
 Edelgase 116  
 Eisen 113, 114  
 Eisenammoniumzitat 113  
 Eisenoxid 93, 110, 114  
 Eisenoxide (SPIO) 109  
 Eisenoxidnanopartikel 108, 116  
 – retikuloendotheliales System 92  
 – superparamagnetische 111, 113, 114  
 EKG 83, 111  
 Elektronenspin 91  
 Elliptical-centric 72  
 Entzündungsaktivität 116  
 EPI-Sequenz, Blip 53  
 Extravasation 101, 103  
 – T1-abhängige 55  
 Fibrose 103  
 – nephrogene systemische 103  
 Fibrozyten 103  
 Field-of-View 28, 60  
 First-pass-Methode 77  
 FLAIR-Sequenz 45  
 Flip-Winkel 47  
 Fluoroscopic Triggering 73  
 Flussgeschwindigkeit 67  
 Flussgeschwindigkeitsvektor 70  
 Flussrichtung 70  
 FNH 108  
 Fokale noduläre Hyperplasie 106  
 Folatrezeptoren 115  
 Fourier-Transformation, zweidimensionale 21  
 Fourier-Transformation (3D-FT), dreidimensionale 22  
 Fractional Echo 30  
 Free Induction Decay (FID) 7  
 Frequenzkodierung, X-Gradient 18

**F**

Fast Recovery Fast Spinecho Sequenz (FRFSE) 51  
 Fast-Spinecho-Sequenzen 49  
 Ferromagnetische Gegenstände 140  
 Ferucarbotran 108, 119  
 Ferumoxida 108, 117  
 Ferumoxsil 113, 114  
 Ferumoxsilum 117  
 Ferumoxtran 111, 114  
 Fettsättigung 112  
 Fettsuppression (STIR) 131  
 – durch Nutzen der chemischen Verschiebung zwischen Wasser und Fett 55  
 – Frequenzselektive 55  
 – Spectral Presaturation with Inversion Recovery (SPIR) 55  
 – Spoiling 57  
 Fruchtsäfte 113  
 Funktionelle MRI 133  
 – BOLD-Effekt 81  
 Funktionelle MR-Bildgebung (fMRI) 130

**G**

Gadobenat 97, 105, 106, 107, 118  
 Gadobenatsäure 101  
 Gadobutrol 98, 101, 117  
 Gadodiamid 101, 103, 104, 118  
 Gadoflurine 115  
 Gadofosveset 97, 98, 109, 110, 119  
 Gadolinium 90, 91, 93, 94, 95, 97, 113

- Giftigkeit 93
- Konzentration 97
- Toxizität 96
- Gadolinium(III)-Komplex 101
- Gadoliniumkomplexe 93
  - linear 94
  - makrozyklisch 94
- Gadolinium-Verteilung 93
- Gadomer 110
- Gadopentetat 103, 104, 111, 118
- Gadopentetatsäure 101
- Gadoterat 111, 113
- Gadoteridol 101, 119
- Gadotersäure 101, 117
- Gadoversetamide 101, 104, 118
- Gadovosfeset 98
- Gadoxetat 97, 98, 106, 108
- Gadoxetsäure 118
- Galliumszintigraphien 105
- Gd-Komplex
  - Allergoide 102
  - Dissoziation 95, 96
  - Dosierung 98
  - Dosis 104, 105
  - Dosis-Wirkung 99
  - Elimination 102
  - extrazelluläre 100
  - Indikation 100
  - intraartikulärer 111
  - ionischer 95
  - linearer 96
  - Makrozyklen 104
  - makrozyklischer 96
  - Nebenwirkungsprofil 102
  - nicht-ionischer 95
  - Nierenverträglichkeit 103
  - Osmolalität 101
  - Pharmakokinetik 98, 101, 106
  - Schwangerschaft 102
  - Stabilität 95, 96
  - Strukturformel 96
  - teratogener 102
  - unspezifischer 98, 111
- Verteilung 106
- Verträglichkeit 102
- Wechselwirkungen 105
- Gd-Makromoleküle 110
- Gelbildner 114
- Geschwindigkeitsprofil 67
- Glomerulonephritis 116
- Gradienten 17
- Gradientenecho(GRE)-Sequenz 46
- Gradientenimpuls, bipolarer 67
- Gradientensystem 39
- GRE-Sequenz
  - Flip-Winkel 47
  - LAVA 52
  - Spoiling 47
  - THRIVE 52
  - VIBE 52
  - volumetrische gespoilte fett-gesättigte 3D-Sequenzen 52

## H

- Half-Fourier-Acquisition-Single-Shot-Fast-Spinecho (HASTE) 51
- Hämangiome 108
- Hämgruppe 82
- Helium-3 116
- Hepatozelluläre Karzinome (HCC) 108
- Hepatozyten 106
- HF-Spule (Hochfrequenz-Spule) 32, 40
  - Intrakavitäre Spule 33
  - Oberflächenspule 33
  - Phased-Array-Spule 33
  - Volumenspule 33
- Hochfeldgerät 99
- Hochfeld-MRI 129
  - chemische Verschiebung 130
  - Gewebekontrast 130

- Hochfrequenz(HF)-Absorption 131
- Suszeptibilität 130
- Hochfrequenzimpuls (HF- oder RF (Radiofrequency) 3
- Hybridsequenz 54
- Hyperkalziämie 105
- Hyperplasie, fokale noduläre 106
- Hyperpolarisierte Gase 116
- Hyperthermie 115
- Hypokalziämie 105

## I

- In-flow-Effekte 66, 84
- INR 112
- Interslice Gap 27
- Inversion-Recovery 86
- Inversion-Recovery(IR)-Sequenz 44
- FLAIR 45
- STIR 45
- Inversionspule 112
- Inversionszeit (Inversion Time, TI) 44

## K

- Kalzium 105
- Kalziumantagonisten 93
- Kardiale Bildgebung 83
  - Late-Enhancement 86
  - Myokardperfusions-bildgebung 85
  - SSFP-Sequenzen 84
- Karzinome, hepatozelluläre 106
- Keyhole Imaging 76
- Kinematisches MRI 133
- Klappeninsuffizienz 67
- Klaustrophobie 142

Komplexstabilität 94, 95, 102  
 – pH 113  
 Kontrastmittel  
 – ferromagnetische 92  
 – negative 92  
 – paramagnetische 92  
 – superparamagnetische 92  
 Kontrastmittel-Erstdurchgangs-  
 Methode 77  
 Kontrastmittelunterstützte  
 MR-Angiographie 70  
 Koronararterien 111  
 K-Raum 22, 51, 60  
 – Fractional Echo 30  
 – kartesische K-Raum-  
 Akquisition 30  
 – linearer 30  
 – partielle Echotechnik 30  
 – rechteckiges Gesichtsfeld  
 30  
 – unvollständige Abtastung  
 52  
 Kreislaufzeit 72

## L

Längsmagnetisierung 75, 77  
 Längsmagnetisierung  $M_z$  3  
 Larmorfrequenz 2, 89  
 Larmorgleichung 2  
 – dielektrische Effekte 131  
 Late-Enhancement 86, 104  
 Leberzirrhose 108, 109  
 Liposom 109, 110  
 Lokalanästhetika 112  
 Lungenventilation 116

## M

Magnet 37, 39  
 – Gradientensystem 39  
 – Isocenter 39

– Permanentmagnet 38  
 – Quench 39  
 – resistiver 38  
 – Shimming 39  
 – supraleitender 38  
 Magnetfeld 17  
 Magnetisierungstransfer 15  
 – Kontrast 16, 50  
 – Technik 105  
 Magnetization Transfer  
 Contrast (MTC) 16  
 Makromoleküle 109  
 Makrophagen 116  
 Mangafodipir 106, 119  
 Mangan 93, 107, 113  
 Mannitol 113, 114  
 Marker, neuronaler 134  
 Maske 74  
 Matrix 26, 28  
 MDRA-Formel 104  
 Mehrschichtaufnahme  
 (Multislice Imaging) 28, 43  
 Metabolismus 134  
 Metallartefakte 93  
 Metallporphyrine 115  
 Metastasen 108  
 Methämoglobin 67  
 Microvascular Obstruction 87  
 MION 110, 114, 116  
 Mizellen 109  
 $MnCl_2$  113  
 Monozyten 103  
 MOTSA 66  
 MRA 63  
 MR-Angiographie 63, 104, 110  
 – Bolus Chase 71  
 – Bright-Blood 64  
 – Fluoroscopic Triggering 73  
 – kontrastmittelunterstützte  
 MRA 70  
 – Phasenkontrastangiographie  
 67  
 – TOF-MR-Angiographie 64  
 – zeitaufgelöste 76  
 MR-Arthrographie 98, 111, 112  
 MR-Cholangiographie 106

MRCP 113, 114  
 MR-Kontrastmittel 92  
 – Dosis-Wirkung 90, 97  
 – gastrointestinale 112  
 – hepatobiliäre 106  
 – Lymphknoten 114  
 – lymphknotenspezifische  
 116  
 – Magen-Darmtrakt spezifi-  
 sche 112  
 – negative 109, 113  
 – orale 112  
 – positive 91, 109, 113  
 – Proteinbindung 97  
 – Röntgenkontrastmittel 105  
 – super-paramagnetische  
 Metalle 93  
 – T2-Effekt 92  
 – T2\*-Effekt 92, 93  
 – tumorspezifische 115  
 – vaskuläre 109, 110, 116  
 MR-Phänomen 1  
 MR-Sicherheit  
 – Ferromagnetische Gegen-  
 stände und Fremdkörper  
 140  
 – Implantate, Prothesen und  
 andere medizinische  
 Fremdkörper 141  
 – Körperschmuck (Piercing),  
 Tätowierungen und perma-  
 nentes Make-up 140  
 – Schwangerschaft 141  
 MR-Signal 4  
 Multi-Echo-Sequenzen,  
 mehrfache Echos 48  
 Multiple Sklerose 116

## N

N-Acetylaspartat 134  
 Nanopartikel 109, 110  
 Navigator 84  
 Navigatortechnik 122

Nephrogene systemische  
Fibrose (NSF) 100, 103  
NEX, Anzahl der Messungen 32  
Niereninsuffizienz 103  
NSA 32  
NSF 103, 104, 112  
NSF-Risiko 105

## O

Obstruktionen, biliäre 108  
Ortskodierung 17  
Outflow-Effekt 43

## P

Paradigmen 81  
Parallele Bildgebung 34, 59  
Partial-Fourier-Technik 30  
Partielle Echotechnik 30  
PEG 114  
Perfluorocarbone 114  
Perfluorooctylbromid 93  
Perfusion 90, 104, 110  
Perfusionsbildgebung 77  
Peristaltikartefakte 113  
Pflanzenöle 113  
Phase 6  
– venöse 76  
Phase Aliasing 69  
Phasenkodierung, Y-Gradient  
18  
Phasenkohärenz 6  
Phasenkontrastangiographie  
67  
Phasenwinkel 69  
Phlebographie 66  
Pixel 26  
Polylysine 110  
Präzession, Präzessions-  
bewegung 2  
Presaturation 15

Proteinbindung 108, 110  
Proton, Drehimpuls 1  
Protonendichte 89, 93  
Protonen (PD)- oder interme-  
diär gewichtete Bilder 12  
Protonenspin 91  
Pulswinkel (Flip Angle) 15, 47  
PWI 77

## Q

Quantifizierung 78  
Quickwert 112

## R

Rechteckiges Gesichtsfeld 30  
Rectangular Field-of-View 30  
Regeneratknoten 106  
Relaxation 5, 89, 90, 91  
– longitudinale 6  
– T1: Longitudinale 5  
Relaxationszeit 89, 90, 91  
Relaxivität 96, 97, 98, 99, 108,  
111  
– Feldstärke 100  
Repetitionszeit (TR) 9, 10  
Resonanzbedingung 3  
Resonanzfrequenz 89  
Resorption 113  
Respiratory Gating 121  
RES-spezifischen Kontrastmittel  
108

## S

SAR 59, 138  
Sättigung 14  
Saturation-Recovery 86  
Schichtselektiv 75

Schnelle (Fast) oder Turbo-  
Inversion-Recovery (Fast  
STIR)-Sequenzen 51  
Schnelle Gradientenecho  
(GRE)-Sequenzen 52  
Schwangerschaft 141  
Segmentation 83  
Selbstdiffusion 80  
Serumkreatinin-Wert 104  
SE-Sequenz, Outflow-Effekt  
43  
Short-Time Inversion Recovery  
(STIR) 58  
Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)  
60  
Signal-zu-Rausch-Verhältnis  
(SNR) 25, 129  
Silikon 113  
Single-Shot-Fast-Spinecho  
(SSFSE) 51  
SNR 25  
– Bandbreite 26  
– Bildparameter 32  
– Field-of-View 28  
– Fractional Echo 30  
– Magnetfeldstärke 32  
– Matrix 28  
– parallele Bildgebung 34  
– partielle Echotechnik 30  
– rechteckiges Gesichtsfeld  
30  
– Rectangular Field-of-View  
30  
– Schichtdicke 26  
– Zwischenschichtabstand  
27  
Specific Absorption Rate (SAR)  
131, 138  
Spectral Presaturation with  
Inversion Recovery (SPIR)  
58  
Spektroskopie 130, 134  
– Multi-Voxel 135  
– Single-Voxel-Techniken 135  
Spezifische Absorptionsrate  
59

Spin 92  
– Dephasierung 46  
– Proton 1  
– Rephasierung 46  
Spinecho(SE)-Sequenz 42  
Spin-Gitter 97  
Spin-Gitter-Relaxation 6, 90  
Spin-Spin-Effekte 91  
Spin-Spin-Wechselwirkung 6, 90, 97  
SPIO 110, 114, 116  
Spiralsequenz 54  
Spoiling 47, 57  
Spulenarray 59  
Stammzelltherapie 116  
Standing Waves 132  
Statische Magnetfelder 137  
Steady-State Free Precession (SSFP)-Sequenzen 47, 99  
Steigung 78  
STIR-Sequenz 45  
Superparamagnetische Eisen-oxid-Nanopartikel (SPIO) 113, 115  
Suszeptibilität 89, 92, 108, 126

## T

T1-Relaxation, Spin-Gitter-Relaxation 6  
T1-Relaxivität 110  
T2\*-Effekt 6, 7  
T2\*-Kontrast 46, 47  
T2-Relaxation 92  
– Spin-Spin-Wechselwirkung 6  
T2\*-Relaxationszeit 87  
T2-shine-through 81  
Targeting 115  
Tätowierungen 140  
Testbolusverfahren 72  
Tilted Optimized Non-Saturating Excitation, TONE 66

Time-of-Flight(TOF)-Angiographie 64  
Time-Resolved Imaging of Contrast Kinetics (TRICKS) 76  
TONE 66  
Tonerde 113, 114  
Traktographie 81  
Transmetallation 95, 102  
Transplantatabstoßung 116  
Transversale Magnetisierung  $M_{xy}$  5  
Transversale Relaxation, Phase 6  
Transversalmagnetisierung 4  
TRICKS, Time-Resolved Imaging of Contrast Kinetics 76

## U

USPIO 110, 111, 114, 116

## V

Velocity Encoding Geschwindigkeit (VENC) 69  
Verschiebung, chemische 93  
Vorsättigung (Presaturation) 15, 66, 123  
Voxel 20, 26  
VSOP 110, 114

## W

Warfarin 111  
Wasser-Längsmagnetisierung 63  
Wasserstoffkerne, koppelnde 135

Wasserunterdrückung 135  
Wechselwirkung 111

## X

Xenon-129 116

## Z

Zeitaufgelöste MR-Angiographie 76  
Zellen 116  
Zirrhose 106  
Zwischenschichtabstand 27