

D. Weishaupt

V. D. Köchli

B. Marincek

Wie funktioniert MRI?

Eine Einführung in Physik und Funktionsweise
der Magnetresonanztomographie

6. Auflage

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

 Springer

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

© 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

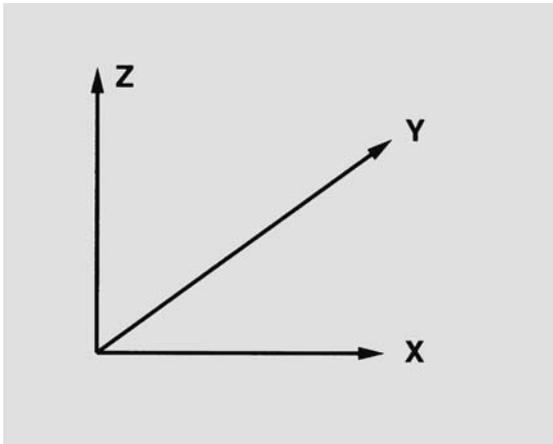
1	Spins und das MR-Phänomen	1
2	Relaxation	5
2.1	T1: Longitudinale Relaxation	5
2.2	T2/T2*: Transversale Relaxation	6
3	Bildkontrast	9
3.1	Repetitionszeit TR und T1-Gewichtung	9
3.2	Echozeit TE und T2-Gewichtung	11
3.3	Sättigung bei kurzer Repetitionszeit	14
3.4	Pulswinkel (»Flip Angle«)	15
3.5	Vorsättigung (»Presaturation«)	15
3.6	Magnetisierungstransfer	15
4	Schichtwahl und Ortskodierung	17
4.1	Dreidimensionale Ortskodierung	21
4.2	K-Raum	22
5	Determinanten des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses	25
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
6	Aufbau eines MR-Tomographen	37
6.1	Magnet	37
6.2	Gradientensystem	39
6.3	Hochfrequenzsystem	40
6.4	Computer	40
7	Basis-Pulssequenzen	41
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

8	Schnelle Pulssequenzen	49
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
9	Techniken zur Fettsuppression	55
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
10	Parallele Bildgebung	59
10.1	Hintergrund	59
10.2	Prinzip der parallelen Bildgebung	59
10.3	Besondere Anforderungen	60
10.4	Anwendungsbereich	61
11	Kardiovaskuläre Bildgebung	63
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
12	MR-Kontrastmittel	89
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

13	Artefakte im MR-Bild	121
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	Trunktionsartefakt	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
14	Hochfeld-MRI	129
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
15	Bildgebung jenseits von Morphologie und Struktur	133
16	Sicherheit und Risiken	137
16.1	Biologische Effekte	137
16.2	Lärm	138
16.3	Patientensicherheit	139
	Weiterführende Literatur	143
	Glossar	147
	Stichwortverzeichnis	167

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

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

Spins und das MR-Phänomen

Das klinische MRI verwendet die Kerne von Wasserstoffatomen (^1H) zur Bildgebung.

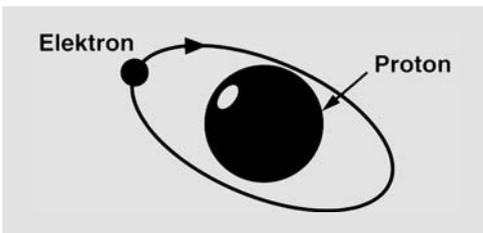
Wasserstoffatome besitzen als Kern nur ein einziges Teilchen, ein *Proton*, um welches das Elektron der Hülle kreist (■ Abb. 1). Das Proton ist positiv, das Elektron negativ geladen, und das ganze Atom ist somit elektrisch neutral. Im Folgenden beschäftigen wir uns nur noch mit dem Proton.

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:

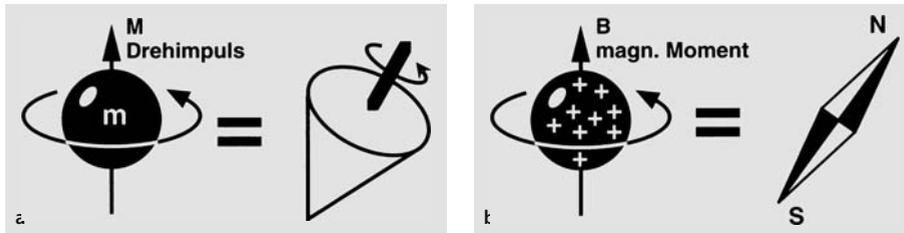
Da es eine rotierende Masse m ist, besitzt es einen *Drehimpuls*. Das bedeutet, dass sich das Proton wie ein Kreisel verhält, also die räumliche Lage der Rotationsachse beibehalten will (■ Abb. 2a).

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:

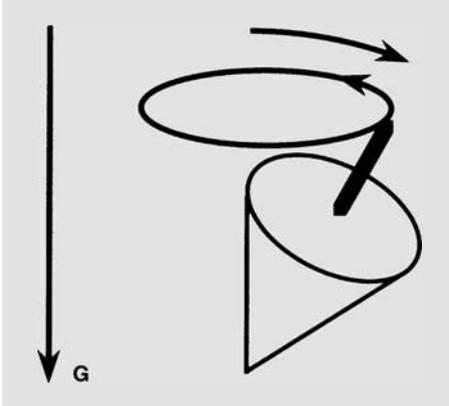
Larmorfrequenz nennen wir die Präzessionsfrequenz der Spins in einem Magnetfeld.

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

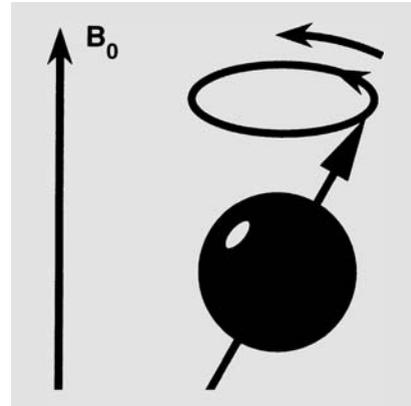
$$\omega_0 = \gamma_0 \cdot B_0$$

dabei sind

- ω_0 die Larmorfrequenz in Megahertz [MHz],
- γ_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.

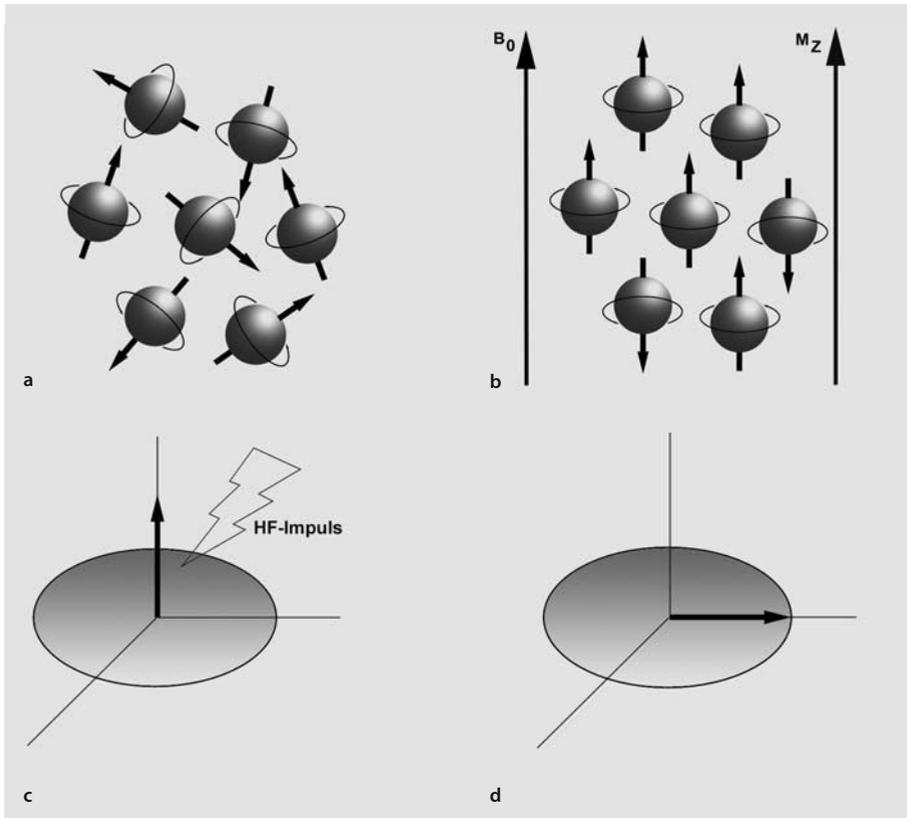
Für Protonen beträgt die Larmorfrequenz somit 63,9 MHz bei 1,5 T, im Erdmagnetfeld hingegen nur ca. 1 kHz (zum Vergleich: UKW-Radiosender arbeiten mit 88–108 MHz).

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° 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.

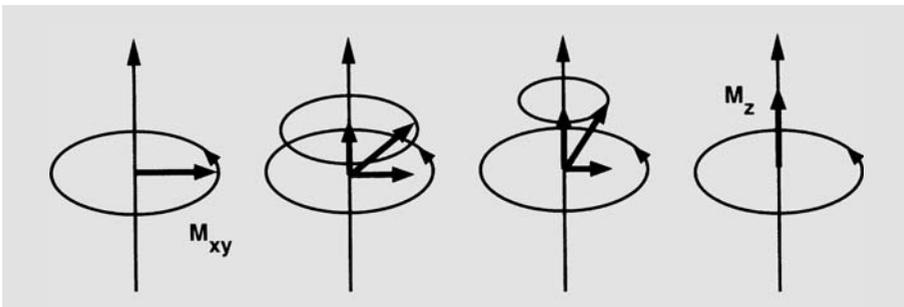
Relaxation

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 $T1$ 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 $T2/T2^*$: 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° voraus ist, so können wir sagen: B hat gegenüber A eine Phase von $+10^\circ$. Entsprechend hat ein Spin C, der A um 30° hinterherläuft, eine Phase von -30° (■ Abb. 7).

Unmittelbar nach der Anregung präzedieren ein Teil der Spins synchron, sie haben alle eine Phase von 0° . 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).

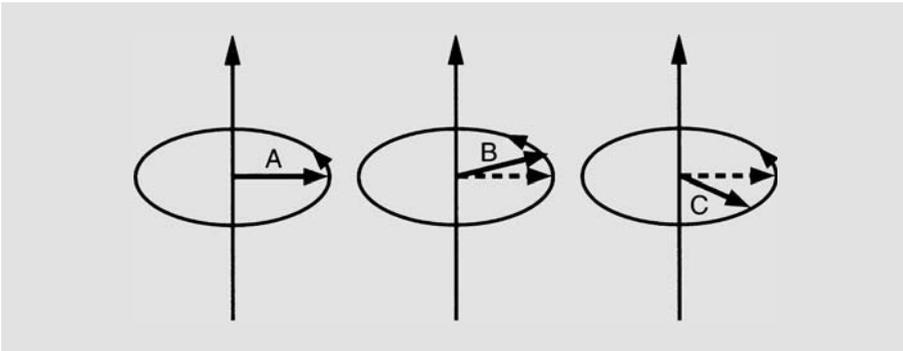
Die transversale Relaxation ist also der *Verlust der transversalen Magnetisierung durch Außer-Phase-Geraten (Dephasierung) der Spins*. Wichtig ist, dass dabei *keine Energie* an die Umgebung abgegeben wird, die Spins tauschen vielmehr untereinander Energie aus. Die transversale Relaxation besitzt zwei 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° -Impuls (► Kap. 7) nicht beeinflussbar. Ihre Zeitkonstante ist $T2$. 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 $T2$, sondern rascher mit einer Zeitkonstanten $T2^*$ zerfällt. Die Relaxationszeit $T2^*$ ist in der Regel kürzer als die $T2$ -Zeit. Der Hauptanteil der Inhomogenitäten, welche den $T2^*$ -Effekt ausmachen, treten an Gewebegrenzflächen (z. B. Gewebe/Luft)

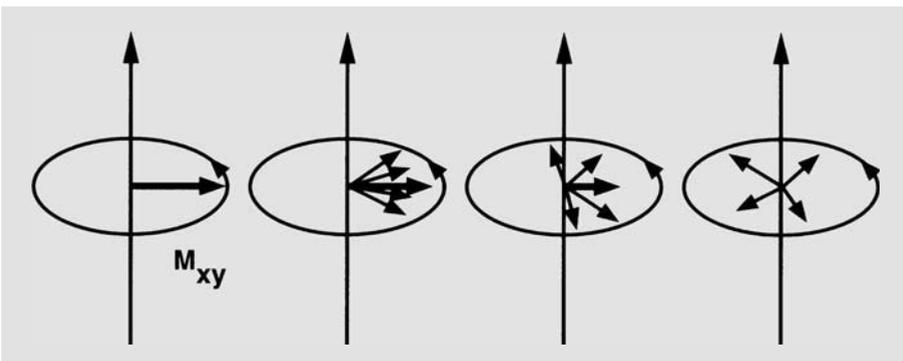
auf oder werden durch lokale magnetische Felder (z. B. Eisenpartikel) induziert. Das mit T_2^* abklingende MR-Signal nennt man auch *Free Induction Decay (FID)*. Mittels Spinecho-Sequenzen kann der T_2^* -Effekt eliminiert werden.

T2 beschreibt also den eigentlichen Prozess des Energieaustausches unter den Spins, während weitere Inhomogenitäten zu einem zusätzlichen Phasenzerfall 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° 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)*.

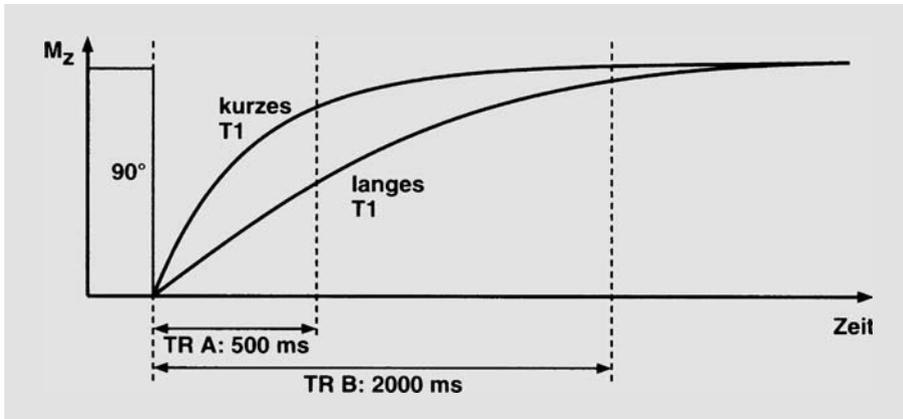
Die Repetitionszeit TR beeinflusst entscheidend den T1-Kontrast, denn sie bestimmt, wie lange die Spins Zeit haben, sich von der letzten Anregung zu »erholen«. Je länger dies dauert, desto mehr kippen die angeregten Spins in die Z-Richtung zurück und desto mehr Längsmagnetisierung steht bei der nächsten 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