Weishaupt Köchli Marincek



Wie funktioniert MRI? 7. Auflage Eine Einführung in Physik und Eunktionsweise

Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung



Wie funktioniert MRI?

Dominik Weishaupt Victor D. Köchli Borut Marincek

Wie funktioniert MRI?

Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung

7., überarbeitete und ergänzte Auflage

Mit 74 Abbildungen und 9 Tabellen

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



Prof. Dr. Dominik Weishaupt Stadtspital Triemli Institut für Radiologie Zürich, Schweiz

Prof. Dr. Borut Marincek

Department of Radiology Case Western Reserve University Cleveland, USA **Dr. Victor D. Köchli** Cistec AG Zürich, Schweiz

ISBN 978-3-642-41615-6 ISBN 978-3-642-41616-3 (eBook) DOI 10.1007/978-3-642-41616-3

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über http://dnb.d-nb.de abrufbar.

Springer Medizin

© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1994, 1998, 2001, 2003, 2006, 2009, 2014 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.

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.

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 dürfen.

Planung: Daniel Quinones, Heidelberg Projektmanagement: Christiane Beisel, Heidelberg Lektorat: Cornelia Funke, Mainz Projektkoordination: Cécile Schütze-Gaukel, Heidelberg Umschlaggestaltung: deblik Berlin Herstellung: le-tex publishing services GmbH, Leipzig

Gedruckt auf säurefreiem und chlorfrei gebleichtem Papier.

Springer Medizin ist Teil der Fachverlagsgruppe Springer Science+Business Media www.springer.com

Vorwort zur 7. Auflage

Nach sechs deutschen Auflagen ist dies nun bereits die 7. Auflage des Buchs "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 Einführung der Magnetresonanztomographie (MRT; "magnetic resonance imaging", MRI) in die Medizin hat die Methode nichts an ihrer Dynamik und Faszination verloren. MRI ist heute eine etablierte bildgebende Modalität in der Medizin, deren Potenzial noch lange nicht ausgeschöpft ist. Ständige Weiterentwicklungen ermöglichen neue Möglichkeiten und eine noch präzisere Diagnostik. Erwähnenswert ist auch die Tatsache, dass MRI bei der Ausführung bildgesteuerter Interventionen zunehmend Bedeutung zukommt. Die herausragende Rolle von MRI für die Medizin wurde daneben im Jahre 2003 durch die Verleihung des Nobelpreises im Fach Medizin an Paul C. Lauterbur und Peter Mansfield unterstrichen. Die Herren Lauterbur und Mansfield schufen die Grundlagen dafür, dass der Kernspinresonanzeffekt ("nuclear magnetic resonance", NMR), der von Felix Bloch und Edward Miles Purcell im Jahr 1948 nahezu gleichzeitig entdeckt wurde, in ein Bild umgewandelt werden kann.

Ziel dieses Buches ist es, allen Interessierten die physikalischen Grundlagen von MRI in einfacher und verständlicher Weise näher zu bringen. Dies ist kein Buch für MR-Spezialisten oder MR-Physiker, sondern es richtet sich an Studentinnen und Studenten, Assistenzärtinnen und -ärzte, Medizinisch-technische Radiologieassistentinnen und -assistenten (MTRA) oder kurz an alle jenen Personen, die sich für die Methode interessieren oder am Anfang ihrer Ausbildung in MRI stehen und einen einfachen Leitfaden suchen, um sich in die technischen Grundlagen dieser Methode einzulesen.

Verglichen mit der vorangegangenen haben wir die vorliegende 7. Auflage erneut komplett überarbeitet. Besonderes Augenmerk richteten wir darauf, dass die neuesten Tendenzen und Entwicklungen, die im klinischen MRI in der Humanmedizin eine Rolle spielen, im Buch integriert sind.

An dieser Stelle möchte ich den Mitautoren Priv. Doz. Dr. Daniel Nanz, Dr. Johannes Fröhlich und Prof. Dr. Klaas P. Prüßmann für ihre Buchbeiträge danken. Danken möchte ich auch all jenen Personen, die uns ein Feedback gaben oder Verbesserungsvorschläge für das Buch unterbreiteten. 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 Herrn Daniel Quinones für die gute Zusammenarbeit danken.

Dominik Weishaupt

Zürich, im Sommer 2013

Vorbemerkung

In diesem Buch werden wiederholt die Begriffe "Z-Richtung" und "XY-Ebene" auftauchen. In allen Abbildungen verläuft das äußere Magnetfeld B0 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.



Inhaltsverzeichnis

1	Spins und das Magnetresonanz-Phänomen 1 Dominik Weishaupt
2	Relaxation
	Dominik Weishaupt
2.1	T1: Longitudinale Relaxation
2.2	T2/T2*: Transversale Relaxation
3	Bildkontrast
	Dominik Weishaupt
3.1	Repetitionszeit und T1-Gewichtung12
3.2	Echozeit und T2-Gewichtung13
3.3	Sättigung bei kurzer Repetitionszeit
3.4	Pulswinkel
3.5	Vorsättigung17
3.6	Magnetisierungstransfer
4	Schichtwahl und Ortskodierung
	Dominik weisnaupt
4.1	Schichtwahl
4.1.1	Phasenkodlerung
4.1.2	Preidimensionale Orteko diarung
4.2	V Deum
4.3	K-kaum
5	Determinanten des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses
	Dominik Weishaupt
5.1	Pixel, Voxel, Matrix
5.2	Schichtdicke und Bandbreite
5.3	Field of view und Matrix
5.4	Anzahl der Messungen
5.5	Bildparameter
5.6	Magnetfeldstärke
5.7	Spulen
5.7.1	Volumenspulen
5.7.2	Oberflächenspulen
5.7.3	Intrakavitäre Spulen
5.7.4	Phased-Array-Spulen
5.8	Mehrkanalspulentechnologie
5.9	Parallele Bildgebung

6	Aufbau eines MR-Tomographen
	Dominik Weishaupt
6.1	Magnet
6.2	Gradientensystem und Gradientenspulen44
6.3	Hochfrequenzsystem
6.4	Computer
7	Basis-Pulssequenzen
	Dominik Weishaupt
7.1	Spinechosequenz
7.2	Outflow-Effekt
7.3	Mehrschichtaufnahme
7.4	Inversion-Recovery-Sequenz
7.5	STIR-Sequenz
7.6	FLAIR-Sequenz
7.7	Gradientenechosequenz
7.8	Multiechosequenzen
8	Schnelle Pulssequenzen
	Dominik Weishaupt
8.1	Schnelle oder Turbo-Spinechosequenzen
8.2	Single-Shot-Fast-Spinechosequenz
8.3	Schnelle oder Turbo-Inversion-Recovery-Sequenzen
8.4	Schnelle Gradientenechosequenzen
8.5	Echoplanarsequenz
8.6	Hybridsequenz
8.6.1	Gradienten-und-Spinechosequenz60
8.6.2	Spiralsequenz
8.7	Echozeit und T2-Kontrast in schnellen Sequenzen
8.8	Propellertechnik
8.9	Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung
9	Techniken zur Fettsuppression 63
	Dominik Weishaupt
9.1	Frequenzselektive Fettsuppression
9.2	Nutzen der chemischen Verschiebung zwischen Wasser und Fett64
9.3	Short-Time-Inversion-Recovery-Sequenzen
9.4	Spectral-Presaturation-with-Inversion-Recovery-Sequenz
10	Parallele Bildgebung
	Klaas Prüßmann
10.1	Hintergrund
10.2	Prinzip der parallelen Bildgebung70
10.3	Besondere Anforderungen
10.4	Anwendungsbereich

11	Kardiovaskuläre Bildgebung
	Daniel Nanz
11.1	Angiographie
11.1.1	Blutdarstellung mit positivem Kontrast76
11.1.2	Time-of-Flight-Angiographie77
11.1.3	Phasenkontrastangiographie
11.1.4	Volumeneinstromangiographie82
11.1.5	Herzphasendifferenz-Angiographie
11.1.6	Kontrastmittelunterstützte MR-Angiographie84
11.1.7	Zeitaufgelöste MR-Angiographie87
11.1.8	Blutdarstellung mit negativem Kontrast
11.2	Perfusionsbildgebung
11.3	BOLD-Effekt in der funktionellen Hirnbildgebung92
11.4	Bildgebung am Herzen93
11.4.1	Steady-State-Free-Precession-Sequenzen94
11.4.2	Myokardperfusionsbildgebung95
11.4.3	Späte Signalverstärkung96
11.4.4	Nachweis pathologisch hoher Eisenkonzentrationen im Herzmuskel97
12	Diffusionsbildgebung
	Daniel Nanz
12.1	Wasserselbstdiffusion
12.2	Diffusionsmessung
12.3	Diffusionstensor-Bildgebung103
13	Bildgebung jenseits von Morphologie und Struktur 105
	Dominik Weishaupt und Daniel Nanz
14	MR-Kontrastmittel
	Johannes M. Fröhlich
14.1	Wirkungsweise
14.1.1	Verkürzung der T1- und T2-Relaxationszeiten110
14.1.2	Beschleunigung der Dephasierung durch lokale Feldinhomogenitäten114
14.1.3	Beeinflussung der Spin- oder Protonendichte114
14.1.4	Verschieben der Resonanzfrequenz
14.2	Chemische Struktur/Komplexchemie115
14.2.1	Pharmakokinetik115
14.2.2	Thermodynamische Stabilität117
14.3	Relaxivität und Dosis-Wirkungs-Beziehung121
14.4	Pharmakologische Eigenschaften extrazellulärer Kontrastmittel124
14.4.1	Übersicht und Indikation
14.4.2	Pharmakokinetik125
14.4.3	Verträglichkeit und Vorsichtsmaßnahmen126
1444	Praktischer Einsatz

14.5	Leberspezifische Kontrastmittel	130
14.5.1	Hepatobiliäre Kontrastmittel	130
14.5.2	RES-spezifische Kontrastmittel	132
14.6	Intravaskuläre oder Blood-Pool-Kontrastmittel	133
14.6.1	Gadofosveset als albuminbindendes Gefäßkontrastmittel	134
14.6.2	Eisenoxidnanopartikel als Gefäßkontrastmittel	134
14.7	MR-Arthrographie mit extrazellulären Gadoliniumkomplexen	135
14.8	Magen-Darm-Kontrastierung	136
14.9	Weitere MR-Kontrastmittel und Kontrastierungskonzepte	137
14.9.1	Kontrastmittel zur Darstellung des Lymphsystems	138
14.9.2	Tumorspezifische Kontrastmittel	138
14.9.3	Weitere gewebespezifische Kontrastmittel im Entwicklungsstadium	138
14.9.4	Hyperpolarisierte Gase	139
15	Artefakte im MR-Bild	141
	Dominik Weishaupt	
15.1	Bewegungs- und Flussartefakte	142
15.1.1	Atem-, Herzbewegungs- und durch Darmperistaltik verursachte Artefakte	142
15.1.2	Flussartefakte	143
15.2	Phase wrapping	143
15.3	Chemische Verschiebung	144
15.3.1	Verschiebung des Signals von Fett und Wasser bzw. von Silikon und Wasser	145
15.3.2	Signalauslöschung an Grenzflächen zwischen Fett und Wasser	146
15.4	Suszeptibilität	146
15.5	Trunkationsartefakt	147
15.6	Magic angle	147
15.7	Eddy currents	147
15.8	Partialvolumeneffekt	147
15.9	Inhomogene Fettsuppression	148
15.10	Linienartefakte und Radiofrequenzstörung	148
15.11	Criss-Cross-, Herring-Bone-Artefakte und Datenfehler	148
15.12	Dielektrische Effekte	148
16	Hochfeld-MRI	149
	Dominik Weishaupt	
16.1	Gewebekontrast	150
16.2	Suszeptibilität	151
16.3	Chemische Verschiebung	151
16.4	Hochfrequenzabsorption	151
16.5	Dielektrische Effekte	152
16.6	Klinische Bildgebung	152
17	Sicherheit und Risiken	155
	Dominik Weishaupt	
17.1	Biologische Effekte	156
17.2	Patientensicherheit	157

17.2.1	Verbrennungen bei MR-Untersuchungen	158
17.2.2	Ferromagnetische Gegenstände und Fremdkörper	158
17.2.3	Körperschmuck und Tätowierungen	159
17.2.4	Implantate, Prothesen und andere medizinische Fremdkörper	159
17.2.5	MR-Kontrastmittel	160
17.2.6	Schwangerschaft	160
17.2.7	Klaustrophobie	161
	Serviceteil	
	Glossar	

Autorenverzeichnis

Prof. Dr. Dominik Weishaupt

Institut für Radiologie Stadtspital Triemli Birmensdorferstraße 497 8063 Zürich Schweiz

Victor D. Köchli

Cistec AG Hohlstraße 283 8004 Zürich Schweiz

Prof. Dr. Borut Marincek

Department of Radiology UH Case Medical Center 11100 Euclid Avenue Cleveland, OH 44106 USA

Unter Mitarbeit von:

Prof. Dr. Klaas P. Prüßmann

Institut für Biomedizinische Technik (IBT) Eidgenössische Technische Hochschule (ETH) Zürich Gloriastraße 35 8092 Zürich Schweiz

Dr. Johannes M. Fröhlich

Guerbet AG Winterthurerstraße 92 8006 Zürich Schweiz

Priv.-Doz. Dr. Daniel Nanz

Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie Universitätsspital Rämistraße 100 8091 Zürich Schweiz

Spins und das Magnetresonanz-Phänomen

Dominik Weishaupt

1

Das klinische MRI (engl. "magnetic resonance imaging") 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. 1.1). Das Proton ist positiv, das Elektron negativ geladen; das gesamte 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. Es handelt sich dabei um nichts anderes als einen Drall (engl. "to spin" = sich drehen): das Proton dreht sich also um sich selbst wie ein Kreisel, was zwei Auswirkungen hat:

- Da es gleichzeitig eine rotierende elektrische Ladung hat, besitzt es zudem ein *magne-tisches Moment B* und verhält sich wie ein kleiner Magnet, der von Magnetfeldern und elektromagnetischen Wellen beeinflusst wird und wenn er sich bewegt in einer Empfangsspule eine Spannung induziert (
 Abb. 1.2b).

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, gleich einer Blackbox. Die *Lage der Rotationsachse* am Magnetvektor B können wir jedoch erkennen. Wenn wir in Zukunft davon sprechen, wie sich so ein Spin bewegt, dann meinen wir also nicht den (unsichtbaren) Drall des Protons, sondern 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:

Daneben versucht ein äußeres Magnetfeld B_0 , die Spins wie Kompassnadeln entlang des Magnetfeldes auszurichten. Da die Spins auch Kreisel sind, reagieren sie ebenfalls mit einer Präzessionsbewegung (\Box Abb. 1.4). 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 (\triangleright Abschn. 2.1).

Die Larmorfrequenz ist sehr wichtig. Auf ihr beruht die ganze MR-Bildgebung.

Larmorfrequenz nennen wir die Präzessionsfrequenz der Spins in einem Magnetfeld. Sie ist exakt proportional zur Stärke des Magnetfeldes B₀.



Abb. 1.1 Schematische Darstellung des Wasserstoffatoms



■ Abb. 1.2 Schematische Darstellung von Drehimpuls (a) und magnetischem Moment B (b) des Wasserstoffprotons

Die Lamorfrequenz kann berechnet werden mit der Larmorgleichung:

$$\boldsymbol{\omega}_0 = \boldsymbol{\gamma}_0 \bullet \mathbf{B}_0$$

dabei sind:

- ω0: Larmorfrequenz in Megahertz [MHz]
- γ0: sogenanntes gyromagnetisches Verhältnis (Konstante, die für jedes Element einen typischen Wert besitzt; für Protonen ist γ = 42,58 MHz/T)
- B0: Stärke des Magnetfeldes in Tesla [T]

Für Protonen beträgt die Larmorfrequenz somit 63,9 MHz bei 1,5 T, im Erdmagnetfeld hingegen nur etwa 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?

Während sich das Spinsystem 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 B₀ 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 hinsichtlich der Energie 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; 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 Spinsystem kann nun mit einer elektromagnetischen Welle wieder *Ener*gie eingebracht werden mit einer Frequenz, die genau der Larmorfrequenz entspricht. Dieser



■ Abb. 1.3 Schematische Darstellung des Einflusses der Schwerkraft G auf die Rotationsachse und deren Neigung



■ Abb. 1.4 Schematische Darstellung des Einflusses des äußeren Magnetfeldes B_n



■ Abb. 1.5a-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 B₀ ausgerichtet, was sich als Längsmagnetisierung M_z äußert (b). Durch einen geeigneten RF(HF)-Impuls (c) kann (wie in diesem Beispiel gezeigt) eine Auslenkung dieses Vektors um genau 90° erreicht werden, wodurch die gesamte Längsmagnetisierung in die M_{xx}-Ebene umgeklappt und jetzt als Transversalmagnetisierung vorhanden ist (d)

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 Spinsystem wird angeregt.

Mit einem Hochfrequenz- (HF-) alias 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 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 Spinsystems ist graphisch in \square Abb. 1.5 zusammengefasst.

Relaxation

Dominik Weishaupt

- 2.1 T1: Longitudinale Relaxation 8
- 2.2 T2/T2*: Transversale Relaxation 8

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 abnehmen 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 voranschreitender Zeit klappt die Magnetisierung aus der transversalen Ebene in die Z-Richtung entlang des äußeren Magnetfeldes B₀, wie dies bereits am Anfang dargestellt wurde. Die in der XY-Ebene verbleibende transversale Magnetisierung – genau genommen die Projektion des Magnetisierungsvektors auf die XY-Ebene (\square Abb. 2.1) – nimmt langsam ab, und entsprechend wird auch das MR-Signal immer kleiner. Dafür baut sich langsam die Längsmagnetisierung M_Z – die Projektion des Magnetisierungsvektors auf die Sugnetisierungsvektors auf die Z-Achse – wieder auf: longitudinale Relaxation.

Sie ist verbunden mit der Abgabe von Energie an die Umgebung (das "Gitter", weshalb sie auch als Spin-Gitter-Relaxation bezeichnet wird). Die Zeitkonstante dieses Vorgangs heißt T1 und ist abhängig von der Stärke des äußeren Magnetfelds B₀ 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°. Entsprechend hat ein Spin C, der dem Spin A um 30° hinterherläuft, eine Phase von -30° (\square Abb. 2.2).

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 dieses Phänomen 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 Magnetisierungsvektoren 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. 2.3).

Die transversale Relaxation ist also der *Verlust der transversalen Magnetisierung* durch Außer-Phase-Geraten (*Dephasierung*) der Spins. Wichtig ist, dass dabei *keine Energieabgabe* an die Umgebung passiert, 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