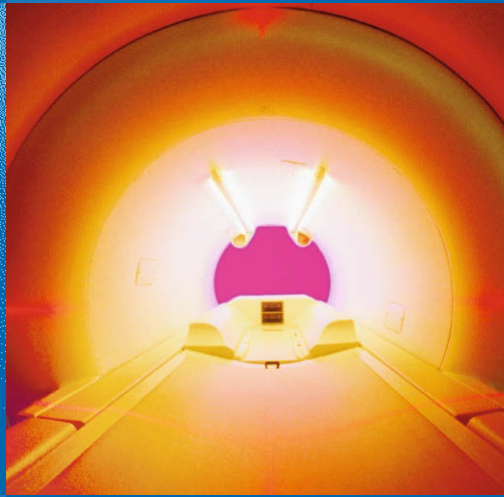


Weishaupt
Köchli
Marincek



Wie funktioniert MRI?

7. Auflage

Eine Einführung
in Physik und
Funktionsweise
der Magnetresonanz-
bildgebung

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

Stadthospital Triemli
Institut für Radiologie
Zürich, Schweiz

Dr. Victor D. Köchli

Cistec AG
Zürich, Schweiz

Prof. Dr. Borut Marincek

Department of Radiology
Case Western Reserve University
Cleveland, USA

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, Assistenzärztinnen 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.

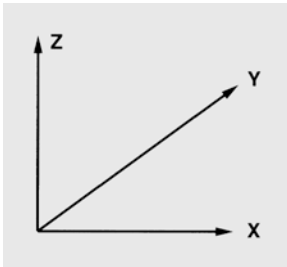
Abschließend möchte ich auch dem Springer Verlag, insbesondere Herrn Daniel Quinones für die gute Zusammenarbeit danken.

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 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.



Inhaltsverzeichnis

1	Spins und das Magnetresonanz-Phänomen	1
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
2	Relaxation	7
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
2.1	T1: Longitudinale Relaxation	8
2.2	T2/T2*: Transversale Relaxation	8
3	Bildkontrast	11
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
3.1	Repetitionszeit und T1-Gewichtung	12
3.2	Echozeit und T2-Gewichtung	13
3.3	Sättigung bei kurzer Repetitionszeit	16
3.4	Pulswinkel	16
3.5	Vorsättigung	17
3.6	Magnetisierungstransfer	18
4	Schichtwahl und Ortskodierung	21
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
4.1	Schichtwahl	22
4.1.1	Phasenkodierung	23
4.1.2	Frequenzkodierung	23
4.2	Dreidimensionale Ortskodierung	26
4.3	K-Raum	27
5	Determinanten des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses	29
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
5.1	Pixel, Voxel, Matrix	30
5.2	Schichtdicke und Bandbreite	30
5.3	Field of view und Matrix	32
5.4	Anzahl der Messungen	35
5.5	Bildparameter	36
5.6	Magnetfeldstärke	36
5.7	Spulen	36
5.7.1	Volumenspulen	37
5.7.2	Oberflächenspulen	37
5.7.3	Intrakavitäre Spulen	37
5.7.4	Phased-Array-Spulen	37
5.8	Mehrkanalspulentechnologie	38
5.9	Parallele Bildgebung	39

6	Aufbau eines MR-Tomographen	41
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
6.1	Magnet	42
6.2	Gradientensystem und Gradientenspulen	44
6.3	Hochfrequenzsystem	44
6.4	Computer	45
7	Basis-Pulssequenzen	47
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
7.1	Spinechosequenz	48
7.2	Outflow-Effekt	49
7.3	Mehrschichtaufnahme	50
7.4	Inversion-Recovery-Sequenz	50
7.5	STIR-Sequenz	51
7.6	FLAIR-Sequenz	52
7.7	Gradientenechosequenz	52
7.8	Multiechosequenzen	54
8	Schnelle Pulssequenzen	55
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
8.1	Schnelle oder Turbo-Spinechosequenzen	56
8.2	Single-Shot-Fast-Spinechosequenz	57
8.3	Schnelle oder Turbo-Inversion-Recovery-Sequenzen	58
8.4	Schnelle Gradientenechosequenzen	58
8.5	Echoplanarsequenz	59
8.6	Hybridsequenz	60
8.6.1	Gradienten-und-Spinechosequenz	60
8.6.2	Spiralsequenz	60
8.7	Echozeit und T2-Kontrast in schnellen Sequenzen	61
8.8	Propellertechnik	61
8.9	Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung	61
9	Techniken zur Fettsuppression	63
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
9.1	Frequenzselektive Fettsuppression	64
9.2	Nutzen der chemischen Verschiebung zwischen Wasser und Fett	64
9.3	Short-Time-Inversion-Recovery-Sequenzen	66
9.4	Spectral-Presaturation-with-Inversion-Recovery-Sequenz	67
10	Parallele Bildgebung	69
	<i>Klaas Prüßmann</i>	
10.1	Hintergrund	70
10.2	Prinzip der parallelen Bildgebung	70
10.3	Besondere Anforderungen	71
10.4	Anwendungsbereich	72

11	Kardiovaskuläre Bildgebung	75
	<i>Daniel Nanz</i>	
11.1	Angiographie	76
11.1.1	Blutdarstellung mit positivem Kontrast	76
11.1.2	Time-of-Flight-Angiographie	77
11.1.3	Phasenkontrastangiographie	79
11.1.4	Volumeneinstromangiographie	82
11.1.5	Herzphasendifferenz-Angiographie	83
11.1.6	Kontrastmittelunterstützte MR-Angiographie	84
11.1.7	Zeitaufgelöste MR-Angiographie	87
11.1.8	Blutdarstellung mit negativem Kontrast	88
11.2	Perfusionsbildgebung	90
11.3	BOLD-Effekt in der funktionellen Hirnbildgebung	92
11.4	Bildgebung am Herzen	93
11.4.1	Steady-State-Free-Precession-Sequenzen	94
11.4.2	Myokardperfusionsbildgebung	95
11.4.3	Späte Signalverstärkung	96
11.4.4	Nachweis pathologisch hoher Eisenkonzentrationen im Herzmuskel	97
12	Diffusionsbildgebung	99
	<i>Daniel Nanz</i>	
12.1	Wasserselbstdiffusion	100
12.2	Diffusionsmessung	101
12.3	Diffusionstensor-Bildgebung	103
13	Bildgebung jenseits von Morphologie und Struktur	105
	<i>Dominik Weishaupt und Daniel Nanz</i>	
14	MR-Kontrastmittel	109
	<i>Johannes M. Fröhlich</i>	
14.1	Wirkungsweise	110
14.1.1	Verkürzung der T1- und T2-Relaxationszeiten	110
14.1.2	Beschleunigung der Dephasierung durch lokale Feldinhomogenitäten	114
14.1.3	Beeinflussung der Spin- oder Protonendichte	114
14.1.4	Verschieben der Resonanzfrequenz	114
14.2	Chemische Struktur/Komplexchemie	115
14.2.1	Pharmakokinetik	115
14.2.2	Thermodynamische Stabilität	117
14.3	Relaxivität und Dosis-Wirkungs-Beziehung	121
14.4	Pharmakologische Eigenschaften extrazellulärer Kontrastmittel	124
14.4.1	Übersicht und Indikation	124
14.4.2	Pharmakokinetik	125
14.4.3	Verträglichkeit und Vorsichtsmaßnahmen	126
14.4.4	Praktischer Einsatz	128

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
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
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
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
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
	<i>Dominik Weishaupt</i>	
17.1	Biologische Effekte	156
17.2	Patientensicherheit	157

17.2.1 Verbrennungen bei MR-Untersuchungen158

17.2.2 Ferromagnetische Gegenstände und Fremdkörper158

17.2.3 Körperschmuck und Tätowierungen159

17.2.4 Implantate, Prothesen und andere medizinische Fremdkörper.159

17.2.5 MR-Kontrastmittel160

17.2.6 Schwangerschaft160

17.2.7 Klaustrophobie161

Serviceteil 163

Glossar164

Stichwortverzeichnis.....174

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

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 das Proton eine rotierende Masse m hat, besitzt es einen *Drehimpuls*. Das bedeutet, dass sich das Proton wie ein Kreisel verhält, also die räumliche Lage der Rotationsachse beibehalten will (■ Abb. 1.2a).
- Da es gleichzeitig eine rotierende elektrische Ladung hat, besitzt es zudem ein *magnetisches 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!

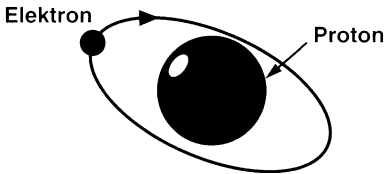
Wie verhält sich nun so ein Spin, wenn er in ein starkes Magnetfeld gebracht wird? Wir wollen dies am analogen Beispiel des Kreisels untersuchen:

Wirkt eine äußere Kraft (in der Regel die Schwerkraft G) auf einen Kreisel und verändert deshalb die Lage der Rotationsachse, so macht der Kreisel eine Ausweichbewegung, die wir als *Präzessionsbewegung* bezeichnen. Weil aber die Reibung (beispielsweise an der Spitze) dem Kreisel Energie entzieht und ihn bremst, neigt sich seine Achse immer stärker, bis er schließlich umfällt (■ Abb. 1.3).

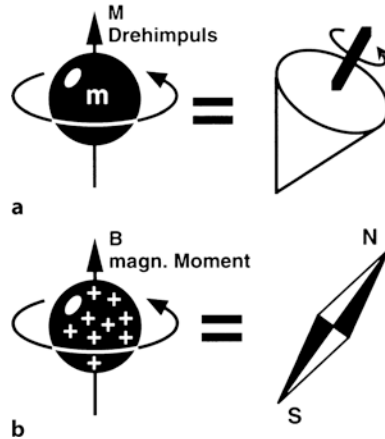
Daneben versucht ein äußeres Magnetfeld B_0 , die Spins wie Kompassnadeln entlang des Magnetfeldes auszurichten. Da die Spins auch Kreisel sind, reagieren sie ebenfalls mit einer Präzessionsbewegung (■ Abb. 1.4). Sie erfolgt mit einer charakteristischen Frequenz, die *Larmorfrequenz* genannt wird und 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 (► 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 B_0 .**



■ **Abb. 1.1** Schematische Darstellung des Wasserstoffatoms



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

Die Larmorfrequenz kann berechnet werden mit der *Larmorgleichung*:

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

dabei sind:

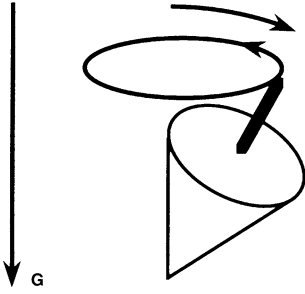
- ω_0 : Larmorfrequenz in Megahertz [MHz]
- γ_0 : sogenanntes gyromagnetisches Verhältnis (Konstante, die für jedes Element einen typischen Wert besitzt; für Protonen ist $\gamma = 42,58 \text{ MHz/T}$)
- B_0 : Stärke des Magnetfeldes in Tesla [T]

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).

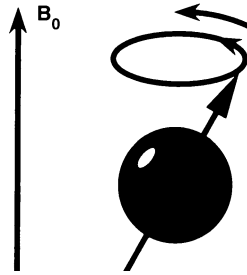
Was geschieht mit den Spins, die jetzt im Magnetfeld präzessieren und sich langsam ausrichten?

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 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 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.

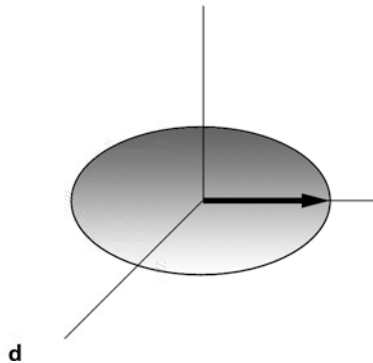
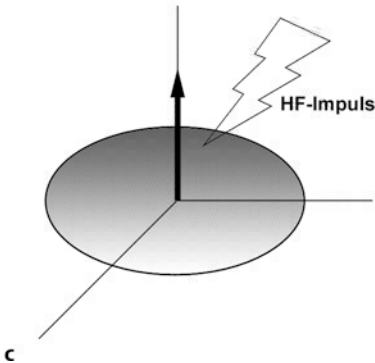
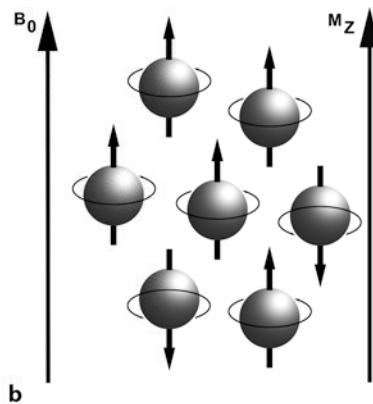
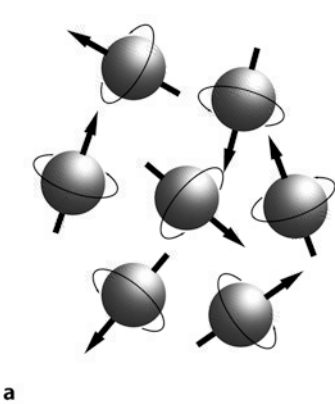
In dieses stabile Spinsystem kann nun mit einer elektromagnetischen Welle wieder *Energie* eingebracht werden mit einer Frequenz, die genau der Larmorfrequenz entspricht. Dieser



■ 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_0



■ 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 B_0 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_{xy} -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 ■ [Abb. 1.5](#) zusammengefasst.

Relaxation

Dominik Weishaupt

2.1 T1: Longitudinale Relaxation – 8

2.2 T2/T2*: Transversale Relaxation – 8