

Edition Radiopraxis

MRT-Guide für MTRA/RT

Wolfgang R. Nitz



Thieme

Edition Radiopraxis

MRT-Guide für MTRA / RT

Wolfgang R. Nitz

340 Abbildungen

Georg Thieme Verlag
Stuttgart · New York

Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Wolfgang R. Nitz
Siemens AG/Healthcare Sector
Imaging & Therapy Division/Magnetic Resonance
Allee am Röthelheimpark 2
91052 Erlangen

*Bibliografische Information
der Deutschen Nationalbibliothek*

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

© 1. Aufl., 2012 Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstraße 14
70469 Stuttgart
Deutschland
Telefon: +49/(0)711/8931-0
Unsere Homepage: www.thieme.de

Printed in Germany

Zeichnungen: Wolfgang R. Nitz, Erlangen,
und Helmut Holtermann, Dannenberg
Umschlaggestaltung: Thieme Verlagsgruppe
Umschlagfoto: Siemens AG, Erlangen
Redaktion: Julia Waldherr, Billigheim
Satz: Ziegler + Müller, Kirchentellinsfurt
gesetzt mit APP/3B2, Version 9 Unicode
Druck: Grafisches Centrum Cuno GmbH & Co. KG, Calbe

ISBN 978-3-13-154801-6
Auch erhältlich als E-Book:
eISBN (PDF) 978-3-13-170081-0

1 2 3 4 5 6

Wichtiger Hinweis: Wie jede Wissenschaft ist die Medizin ständigen Entwicklungen unterworfen. Forschung und klinische Erfahrung erweitern unsere Erkenntnisse, insbesondere was Behandlung und medikamentöse Therapie anbelangt. Soweit in diesem Werk eine Dosierung oder eine Applikation erwähnt wird, darf der Leser zwar darauf vertrauen, dass Autoren, Herausgeber und Verlag große Sorgfalt darauf verwandt haben, dass diese Angabe **dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes** entspricht.

Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag jedoch keine Gewähr übernommen werden. **Jeder Benutzer ist angehalten**, durch sorgfältige Prüfung der Beipackzettel der verwendeten Präparate und gegebenenfalls nach Konsultation eines Spezialisten festzustellen, ob die dort gegebene Empfehlung für Dosierungen oder die Beachtung von Kontraindikationen gegenüber der Angabe in diesem Buch abweicht. Eine solche Prüfung ist besonders wichtig bei selten verwendeten Präparaten oder solchen, die neu auf den Markt gebracht worden sind. **Jede Dosierung oder Applikation erfolgt auf eigene Gefahr des Benutzers.** Autoren und Verlag appellieren an jeden Benutzer, ihm etwa auffallende Ungenauigkeiten dem Verlag mitzuteilen.

Geschützte Warennamen (Marken) werden **nicht** besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, dass es sich um einen freien Warennamen handelt.

Das Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Geleitwort

Der vorliegende „Guide“ richtet sich zwar primär an in der Kernspintomografie tätige MTRA, er ist aber ebenso exzellent geeignet, den Ärztinnen und Ärzten in Ausbildung die Grundlagen der Methode in verständlicher Weise zu vermitteln. Man kann sicher davon ausgehen, dass sich letztlich der überwiegenden Zahl des Personals, welches die Untersuchungen durchführt oder interpretiert, die „Feinheiten“ des physikalischen Backgrounds dieser faszinierenden Bildgebung nur begrenzt erschließt, ohne dass dies zu Defiziten (weder in der Untersuchungstechnik noch in der Bildinterpretation) führen muss. Dieser „Binsenweisheit“, die wir ja aus dem klinischen Alltag nur zu gut kennen, trägt das vorliegende Buch konsequent Rechnung: Physik und Technik werden stringent in jedem Abschnitt zunächst im Fließtext gut verständlich erklärt, so dass beispielsweise das Grundprinzip einer Messsequenz, ihre Abbildungsziele und damit ihr „klinischer Sinn“ verständlich wird – wer mag und es

versteht, darf dem Autor dann auch in die „Welt der Formeln“ folgen. Diese didaktische Struktur des Buches ist ein exzellenter Weg, auch vor allem klinisch und weniger physikalisch orientierten Leserinnen und Lesern die Methode näher zu bringen. Das Buch besticht auch durch seine Vollständigkeit, alle Aspekte, die bei der klinischen Anwendung bedeutsam sind, finden Erwähnung. Der Text wird durch verständliche, sinnvolle Bildbeispiele und Skizzen sehr gut ergänzt. Man kann dem „Guide“, der trotz seiner Vollständigkeit angenehm knapp gehalten und nicht zu umfangreich ist, nur viel Erfolg wünschen. Er hätte es verdient.

Regensburg, im Frühjahr 2012

Prof. Dr. Stefan Feuerbach

ehem. Leiter des Instituts für Röntgendiagnostik
des Klinikums der Universität Regensburg

Vorwort

Es war eine glückliche Fügung, als ich gegen Abschluss meines kernphysikalischen Studiums im Jahr 1985 auf die Anzeige eines deutschen Herstellers für Kernspintomografen stieß. 1983 waren die ersten Geräte installiert worden und ein riesiges Feld bis dato nicht verfügbarer und somit auch noch nicht gebrauchter Anwendungen lag vor uns. Als vorteilhafte Entscheidung stellte sich die Zusammenarbeit mit Nick Bryan am Texas Medical Center Houston, Texas, heraus, die letztlich schon 1987 zu einer Einbindung in das Fortbildungsprogramm des „Baylor College of Medicine“ führte: Was sehen wir in der Kernspintomografie überhaupt? Was ist der Stand der Technik und welche Zukunftsperspektiven erwarten uns? Diese Thematik hat sich seitdem durch mein Berufsleben gezogen und wird mich auch weiterhin begleiten. Eine ganze Reihe von Lehrern, Mentoren und Kollegen haben mich inspiriert und letztlich auch Einfluss auf Struktur und Inhalt des Buches gehabt. An dieser Stelle sei Ihnen herzlich gedankt. Bei einer derartig langen Lehrtätigkeit besteht natürlich die Gefahr, dass man die Schwierigkeiten nicht mehr zur Kenntnis nimmt, die man hat, wenn man gerade erst versucht, sich in die Materie einzuarbeiten. An dieser Stelle darf ich mich bei den vielen Teilnehmern meiner Seminare und Vorlesungen bedanken, für die Kritiken und die durchaus konstruktiven Rückmeldungen. Aus dieser Perspektive heraus habe ich ein gutes Gefühl, dass der nachfolgende Beitrag sicher nicht der schlechteste ist und hilfreich dazu beiträgt, eine aus meiner Sicht beste-

hende Lücke in der deutschsprachigen Fachliteratur zu schließen. Als Physiker bin ich von Formeln insofern fasziniert, dass sie, zumindest meistens, auf einen Blick einen komplexen Sachverhalt in komprimierter Form präsentieren. Diese Faszination konnte ich nicht ganz unterdrücken und es finden sich in diesem Buch eine Reihe von Formeln. Es sei allerdings versichert, dass diese Formeln nur eine ergänzende Information darstellen und der Sachverhalt im Fließtext und den Abbildungen zum Verständnis hinreichend erläutert wird. Es ist mir bewusst, dass es traumatisierte Personen gibt, die beim Anblick einer Formel gleich eine Blockadehaltung einnehmen, aber ich habe auch eine Reihe von MTRA kennengelernt, die meine obige Ansicht zu Formeln teilen. Den anderen Lesern sei empfohlen, die Formeln zuzukleben. Der Inhalt des Buches wird dadurch nicht wesentlich geschmälert. Der Schwerpunkt dieses Buches zielt auf ein „Verständnis“ der Effekte der in einem Protokoll möglicherweise anwählbaren Parameter und es sind weiter keine pathologiespezifischen Protokollvorschläge vorgesehen. Zu letzterem Thema ist hinreichend Literatur verfügbar, die mit fortschreitender technologischer Entwicklung auch einem sukzessiven Wandel unterworfen sein dürfte. Das Wissen um das Wirken der Parameter allerdings dürfte Bestand haben.

Weisendorf, im Frühjahr 2012

Wolfgang R. Nitz

*Meinen Töchtern,
Alexandra und Raphaela,
meiner Frau Angelika,
meinem Vater
und meiner Mutter, die während der Fertigstellung
dieses Buches plötzlich und für alle unerwartet
am 15. Februar 2012 verstorben ist,
in Liebe, Zuneigung und Dankbarkeit.*

Inhaltsverzeichnis

Grundlagen	11
1 Vom Kernspin zur Magnetresonanz	12
Historie	12
Grundlegende Kontraste	13
Vom Bild zum Kernspin	14
Vom Atom zum Kernspin	15
Vom Kernspin zur Magnetresonanz	19
2 Gewebespezifische Parameter in der MRT	20
Protonendichte (PD)	20
T1-Relaxation	21
T2-Relaxation	22
Magnetische Suszeptibilität χ	23
T2*-Relaxation	23
Bloch-Gleichungen	24
3 Anregung und räumliche Kodierung in der MRT	25
Spin-Echo	25
Räumliche Kodierung	27
Sequenz und Sequenzdiagramm	29
k-Raum	30
k-Raum aus der Perspektive der Datenakquisition	30
k-Raum aus der Perspektive der „Raumfrequenzen“	31
k-Raum aus der Perspektive der Bildrekonstruktion	32
4 Systemkomponenten eines MRT	35
Magnet	35
Magnetfeldgradientenspule	36
HF-Spulen	36
„Geräteraum“	37
Steuerrechner und Bedienkonsole	38

5 Sicherheitsrelevante Aspekte in der MRT	40		
Quench – Flüssigkeiten und Gase	40	Mechanische Kontrazeptiva	49
Statisches Magnetfeld B_0 – Anziehungskräfte	42	Zahnspanen und Fixierplättchen	50
Aneurysmen-Clips	43	Körperschmuck	50
Orthopädische Implantate	44	Wechselwirkung mit HF	51
Magnetische Haftimplantate	44	EKG-Elektroden	51
Mechanische Herzklappen	44	Patientenbedingte Stromschleifen	51
Liquorshunts	45	Tätowierungen und permanentes Make-up ..	52
Fixateur interne	46	SAR-Belastung des Patienten	53
Herzschrittmacher	47	Periphere Nervenstimulation (PNS)	54
Neurostimulatoren	48	Lärmbelästigung	54
Cochlea-Implantate	48		
Gefäßprothesen (Stents)	49		
6 Programme, Protokolle und Sequenzen	56		
„Bildqualität“	56	Anzahl der Mittelungen (n_{acq})	64
Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)	57	Schichtdicke (d)	65
Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR)	57	Bildbereich (FoV)	66
Repetitionszeit (TR)	58	Asymmetrisches FoV (FoV _p)	67
Echozeit (TE)	59	Matrixgröße (Mat _b)	68
Distanzfaktor – die Schichtlücke	60	Asymmetrische Matrix (Mat _{asym})	69
Interpolation	61	„Partial Fourier“ (GP _{PF})	70
Swap – Vertauschen von		„Oversampling“ (GP _{ov})	71
GP- und GA-Richtung	62	PAT-Faktor	73
Echozuglänge (ETL)	63	Von 2D nach 3D (GP _{S,3D})	78
7 MR-Sequenzfamilie – die „Wichtigsten“	79		
Einzel-Echo-Techniken	80	Spektral selektive Inversion Recovery (SPIR) .	85
Spin-Echo-Sequenz (SE)	80	Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) .	85
Gradienten-Echo Sequenz (GRE)	80	IR und IRM	86
Steady State Free Precession Sequenzen		TIR, TIRM und IR-FSE	89
(SSFP)	80	SPACE, CUBE, VISTA	90
Fettsättigung (FS)	81	RESTORE, DRIVE und FRFSE	91
Short Tau Inversion Recovery (STIR)	83		
8 MR-Angiografie (MRA) – die „Gängigen“	92		
Interpolation Through Nulling (ITN)	99	Flussquantifizierung mit MR (FQ)	102
2D-ToF-MRA	100	Grundprinzip	103
		TWIST und TRICKS – zeitaufgelöste ceMRA .	103
9 Diffusionsgewichtete Bildgebung (DWI)	104		
Trace-gewichtete Bildgebung	106		

Fortgeschrittene Themen

109

10 MR-Sequenzfamilie – der „Rest“	110
GRE in der ToF-MRA	111
GRE in der PC-MRA und FQ	111
Fourier-Interpolation (VIBE)	112
GRE in der DCE-Bildgebung	112
GRE in der T1w (bei 3 T)	113
GRE bei der In-Phase-/ Opposed-Phase-Bildgebung	114
Steady State Free Precession (SSFP)	116
FLASH, SPGR, FFE-T1	116
trueFISP, FIESTA, bFFE	116
FISP, GRASS, FFE	117
CISS, 3D-PC-FIESTA	118
PSIF, SSFP, FFE-T2	118
DESS	119
TFL, FSPGR, TFE	119
MP-RAGE	120
Multi-Echo-GRE	120
MEDIC, MERGE	120
„Hybride“	121
TGSE, GRASE	121
Single-Shot-Techniken	122
HASTE, SSFSE, UFSE	122
EPI	123
HASTIRM, IR-SS-FSE, IR-SS-TSE	124
SE-EPI, DW-SE-EPI	124
11 k-Raum-Trajektorien	125
FID-EPI	125
„Blipped“ EPI (bEPI)	126
„Spirale“ EPI (sEPI)	126
„Radiale“ EPI (rEPI)	126
BLADE, PROPELLER, MultiVane	127
12 Perfusionsgewichtete Bildgebung (PWI)	128
13 Suszeptibilitätswichtung (SWI)	129
14 Diffusionstensor-Bildgebung (DTI)	130
15 Funktionelle Bildgebung (fMRI)	131
Paradigmen in der fMRI	132
Kartierung von Hirnfunktionen	133
16 Artefakte in der MRT	134
„Nützliche“ Artefakte in der MRT	134
Blutungen	134
BOLD-Imaging	135
PWI-Imaging	135
SWI-Imaging	135
„Lästige“ Artefakte in der MRT	136
Patientenbedingte Artefakte	136
Methodisch bedingte Artefakte	138
Bedienerverursachte Artefakte	140
Systembedingte Artefakte	142

17 Hochfeldbildung	148		
SNR-Steigerung über Tesla	148	Dramatische Zunahme von Metallartefakten	153
T1-Verlängerung durch mehr Tesla	149	Zunahme der B₁-Inhomogenitäten	155
T1-Wichtung über GRE	150	Zunahme von Bewegungsartefakten	156
Bessere Darstellbarkeit von Blutungen	152	SAR-Herausforderung	156
Höhere Signaldifferenzen in der fMRI	153		
18 Stand der Technik und Visionen	158		
Magnet	158	MR-geführter fokussierter Ultraschall (MRgFUS)	168
Magnetfeldgradientenspule	159	MR-Elastografie (MRE)	169
HF-Spulenteknologie	159	Compressed Sensing (CS)	170
Parallele Akquisitionstechniken (PAT)	160	Move During Scan (MDS)	170
TX-Arrays	161	Arbeitsflussoptimierung	171
Anwendungsfelder-Applikationen	162	Automatische Positionierung	171
Bewegungskorrektur	162	Patienten- und situationsangepasste Untersuchungsprogramme	172
Separation von Fett und Wasser	163	Hybrid-Technologien	172
MR-Spektroskopie (MRS)	164	MR-PET	172
Parametrische Bildgebung	165	MR-LINAC	172
Perfusionsmessung ohne Kontrastmittel (ASL)	166		
MRA ohne Kontrastmittel (non-ceMRA)	166		
Literatur	173		
Sachverzeichnis	176		

Grundlagen

1	Vom Kernspin zur Magnetresonanz	12
2	Gewebespezifische Parameter in der MRT	20
3	Anregung und räumliche Kodierung in der MRT	25
4	Systemkomponenten eines MRT	35

1 Vom Kernspin zur Magnetresonananz

Historie

Man könnte argumentieren, dass es die Beatles waren (Abb. 1.1), die einen wesentlichen Beitrag zur Entwicklung der Magnetresonanztomografie (MRT) geleistet haben, oder besser gesagt, die Fans der Beatles. Die Gewinne, die die britische Schallplattenfirma EMI Ltd. mit den Beatles eingefahren hatte, wurden u. a. in die „Spielereien“ von Godfrey N. Hounsfield investiert. Der stellte 1969 die Grundlagen der Computertomografie über eine Transmissionsmessung vor, durchgeführt mit einer Isotopenquelle mit einer Abtastzeit von 9 Tagen pro Bild. Die medizinische Großgeräteindustrie fand sowohl Bildqualität als auch die Messzeiten unpraktikabel. EMI baute als Außenseiter und Seiteneinsteiger den ersten Computertomografen. 1972 gab es die ersten klinischen Untersuchungen und 1973 die ersten Veröffentlichungen. Zwei Jahre sollte EMI eine Monopolstellung auf dem Medizingerätemarkt behalten, bevor die klassischen Medizingerätehersteller den Anschluss gefunden hatten. Als die gleiche englische Firma EMI 1976 die Entwicklung eines „Radiowellenscanners“ ankündigte und die EMI-Mitarbeiter Hugh Clow und Ian Young 1978 die erste kernspintomografische Abbildung eines menschlichen Kopfes vorstellten, lief der Entscheidungsprozess in der Medizingeräteindustrie fast übereilt ab. Am 14. Februar 1980 gelangen bei der Firma Siemens mit einem Prototypen die ersten Bilder des Querschnitts einer Paprikaschote. 1983 wurde die erste supraleitende Siemens-Anlage mit einer Feldstärke von 0,35 T, für die klinische Anwendung, am Mallinckrodt Institute in St. Louis, USA, in Betrieb genommen.

1924 hatte Wolfgang Pauli die Existenz des Kernspins postuliert. Im Jahr 1946 weisen 2 amerikanische Wissenschaftler, Felix Bloch und Edward Purcell, unabhängig voneinander das Phänomen der „nuclear magnetic resonance“ (NMR) nach, welches sich aus der Existenz eines Kernspins ergibt. Im Jahr 1972 weist Raymond Damadian auf die mögliche Anwendung in der Medizin hin, basierend auf den unterschiedlichen Relaxationszeiten gemessen an gutartigem Gewebe im Vergleich zu Krebszellen. 1973 veröffentlicht Paul Lauterbur von der „State

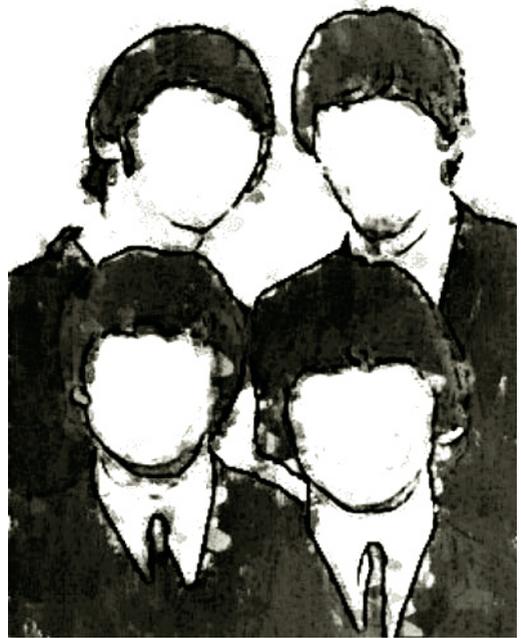


Abb. 1.1 Der durch die Beatles produzierte Gewinn für die Firma EMI Ltd. wurde in die Entwicklung von „Medizintechnik“ investiert.

University of New York at Stony Brook“ in „Nature“ ein NMR-Bild von 2 Wasserröhrchen.

Im Jahr 1975 erkennt Richard Ernst von der Universität Zürich, dass Paul Lauterbur's gefilterte Rückprojektion durch eine Kombination von Frequenz- und Phasenkodierung ersetzt werden kann. Im Jahr 1975 gelingt Peter Mansfield und Andrew A. Maudsley von der Universität von Nottingham das erste Bild menschlicher Anatomie (Querschnitt durch den Finger). 1978 dann der schon erwähnte Durchbruch bei EMI: der erste Axialschnitt durch einen menschlichen Kopf. Auf dem RSNA 1982 stellt die Firma Technicare das erste kommerziell erhältliche MR-System vor.

Die ersten Veröffentlichungen zur Ausnutzung der Kernspintomografie (KST) verwendeten den Ausdruck „nuclear magnetic resonance“ (NMR). Um hier in Zeiten des „Kalten Krieges“ keine Missverständnisse aufkommen zu lassen, wurde ab

1980 das Wort „nuclear“ vermieden und aus NMR wurde MR. Im Zusammenhang mit der Spektroskopie wird daraus MRS, und mit der Bildgebung, dem „Imaging“, das MRI bzw. die Magnetresonanztomografie (MRT).

MERKE

KST, MRT, MRI und NMR sind also alles Begriffe für ein und dieselbe Technologie.

Grundlegende Kontraste

MERKE

Die Magnetresonanztomografie (MRT) gehört zu den sog. Schnittbildverfahren.

Wie später noch erläutert wird, können anatomische Schichten selektiv ausgewählt und zur Darstellung gebracht werden, ähnlich der anderen Schnittbildverfahren Computertomografie und Ultraschall.

Wie wir später noch näher erläutern werden, stützt sich die Kernspintomografie auf ein Signal, welches seinen Ursprung in Protonen findet. Protonen bilden neben den Neutronen die Bausteine eines Atomkerns. Stellt man die Messparameter so ein, dass die Anzahl der Protonen den Bildkontrast dominieren (je mehr Protonen, je heller), so spricht man von protonendichte-gewichteter Bildgebung (PDw; **Abb. 1.2**). Nach einer Anregung braucht das Gewebe unterschiedliche Zeiten, um sich wieder zu erholen. Die Zeitkonstante der Erholung wird mit T1 bezeichnet. Stellt man die Messparameter so ein, dass die unterschiedlichen Erholzeiten im Bildkontrast zum Ausdruck kommen (je schneller, je heller), so spricht man von T1-gewichteter Bildgebung (T1w; **Abb. 1.3**). Nach einer Anregung verschwindet das erzeugte Signal mit einer gewebe-spezifischen Zeitkonstante, die mit T2 bezeichnet wird. Stellt man die Messparameter so ein, dass die unterschiedlichen Signalabfallzeiten im Bildkontrast zum Ausdruck kommen (je langsamer, je heller), so spricht man von T2-gewichteter Bildgebung (T2w, **Abb. 1.4**). Welche Wichtungen und welche Orientierungen zu fahren sind, ist in erster Linie in den Richtlinien der Bundesärztekammer vorgegeben, auf den sich der Einheitsbewertungsmaßstab (EBM) der kassenärztlichen Bundesver-

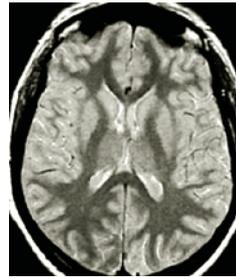


Abb. 1.2 Axiale Bildgebung des Kraniums auf Höhe des Corpus callosum. Die Protokollparameter sind so eingestellt, dass die Höhe der Protonendichte in einem Raumelement die Helligkeit des Bildpunkts bestimmt (PDw).

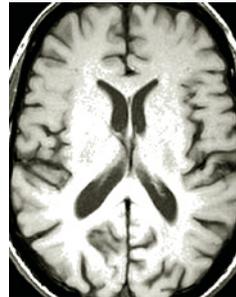


Abb. 1.3 Axiale Bildgebung des Kraniums auf Höhe des Corpus callosum. Die Protokollparameter sind so eingestellt, dass die Schnelligkeit der „Gewebeerholung“ nach Anregung die Helligkeit des Bildpunkts bestimmt (T1w).



Abb. 1.4 Axiale Bildgebung des Kraniums auf Höhe des Corpus callosum. Die Protokollparameter sind so eingestellt, dass die Langsamkeit der „Signalverschwindens“ nach Anregung die Helligkeit des Bildpunkts bestimmt (T2w).

einigung bezieht. Die Richtlinien der Bundesärztekammer (BÄK) geben unter anderem ein Mindestmaß für die räumliche Auflösung vor, die Schichtlage und das abzudeckende Volumen.

Bei der Wichtung werden keine Protokollparameter vorgeschrieben. Hier folgt nur eine indirekte Vorgabe über die Abgrenzbarkeit anatomischer Strukturen. Alle Hersteller haben Messprogramme hinterlegt, nach denen eine Untersuchung gefahren werden kann. Diese Messprogramme werden in der Regel vom Radiologen entsprechend der Erfahrung und Ausbildung modifiziert.

Diese Messprogramme erfahren eine kontinuierliche Veränderung entsprechend den Empfehlungen der einzelnen radiologischen Arbeitsgruppen, entsprechend der Änderung der Leistungsfähigkeit der Kernspintomografen und als Folge neuer klinischer Erkenntnisse.

Vom Bild zum Kernspin

MERKE

Beim Kernspinsignal handelt es sich um eine elektromagnetische Strahlung, die mit einer Antenne empfangen werden kann. Die Signalinduktion in eine solche Antenne lässt sich vergleichen mit der Signalinduktion, die durch einen rotierenden Magneten verursacht wird (Abb. 1.5).

- ▶ Diese Magnetisierung ist tatsächlich nachweisbar, wird über die magnetischen Momente der Wasserstoffkerne (Protonen) gebildet und heißt aus diesem Grunde „Kernmagnetisierung“.
- ▶ Die Komponente, die ein Signal induziert, rotiert in der Transversalebene und heißt daher „transversale Kernmagnetisierung“.
- ▶ Die Rotationsfrequenz dieser in der Transversalebene rotierenden Kernmagnetisierung heißt „Larmorfrequenz“ und ist proportional zu der von den Wasserstoffkernen „gespürten“ Magnetfeldstärke.
- ▶ Der Begriff „Magnetresonanz“ rührt daher, dass man über eine kleine Variation der Magnetfeldstärke in Abhängigkeit des Ortes die Larmorfrequenz ebenfalls zu einer Funktion des Ortes macht. Die „Resonanzbedingung“ erlaubt, dass nur die Schicht angeregt wird, deren Larmorfrequenzen mit den Frequenzen des eingestrahlteten Hochfrequenzpulses (HF-Puls) übereinstimmen.
- ▶ Die gleiche Abhängigkeit der Larmorfrequenz von der örtlich vorliegenden Magnetfeldstärke wird bei der räumlichen Kodierung verwendet. Während der Datenakquisition wird in eine Richtung ein Magnetfeldgradient eingeschaltet, der die Frequenz des empfangenen Signals zu einer Funktion des Ortes macht. Die Richtung wird entsprechend „Frequenzkodierrichtung“ genannt. Senkrecht zur Frequenzkodierrichtung lässt sich noch die Phasenlage der transversalen Kernmagnetisierung analysieren und zur Berechnung der zweiten Raumdimension verwenden (Abb. 1.6). Diese Richtung heißt entsprechend „Phasenkodierrichtung“.

Die Amplitude des induzierten Signals führt dann zu einem entsprechenden Helligkeitswert des Bildpunktes, der den Ort im Patienten repräsentiert. Die transversale Kernmagnetisierung wird über einen hochfrequenten elektromagnetischen Anre-

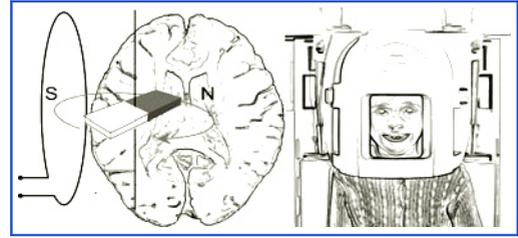


Abb. 1.5 Illustration der Signalinduktion in eine Antenne durch eine rotierende „Kernmagnetisierung“.

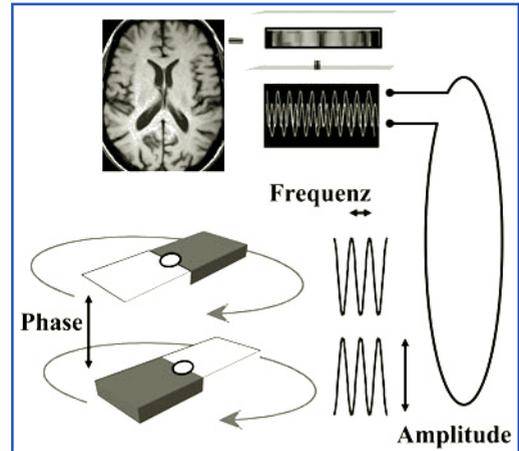


Abb. 1.6 Illustration der räumlichen Kodierung.

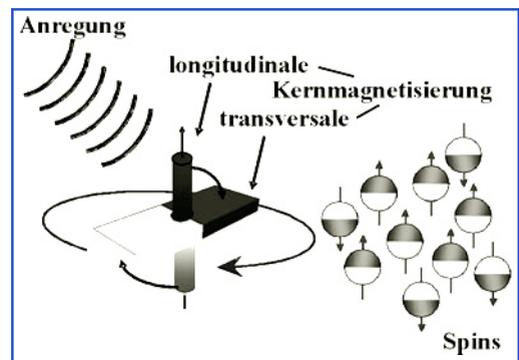


Abb. 1.7 Illustration der Entstehung der „transversalen Kernmagnetisierung“. Es bildet sich eine longitudinale Kernmagnetisierung, weil sich mehr Kernspins parallel zum Feld ausrichten als antiparallel. Über einen HF-Anregungspuls wird diese longitudinale Kernmagnetisierung in eine transversale Kernmagnetisierung umgewandelt. Letztere rotiert mit der Larmorfrequenz und induziert das „Kernspinsignal“.

gungspuls (HF-Puls) aus der longitudinalen Kernmagnetisierung erzeugt. Letztere bildet sich, weil sich in Gegenwart eines starken Magnetfeldes mehr Kernspins parallel zum Feld ausrichten, als antiparallel (Abb. 1.7). Der Kernspin setzt sich zusammen aus einem magnetischen Moment verbunden mit einem Drehimpuls. Letzterer führt dazu, dass eine Abweichung der so gebildeten longitudinalen Kernmagnetisierung von der Parallelausrichtung zum Magnetfeld, zu einer Torkelbewegung führt. Die Frequenz der Torkelbewegung entspricht der oben erwähnten Larmorfrequenz.

Vom Atom zum Kernspin

Im vorherigen Abschnitt wurde erläutert, dass die Helligkeit eines Punktes im Bild ein induziertes Signal repräsentiert, welches durch eine in der Transversalebene rotierende „Kernmagnetisierung“ erzeugt wird. Diese Kernmagnetisierung bildet sich auf Grund der Tatsache, dass sich mehr Kernspins mit ihrem magnetischen Feld parallel zu einem externen Magnetfeld orientieren, als antiparallel. Wie man letztlich auf den Kernspin gekommen ist, ist eine faszinierende Geschichte. Nachfolgend seien auf einer Zeitskala alle „Entdeckungen“ aufgeführt, die letztlich zum „Kernspin“ geführt haben, einschließlich einiger Begriffe, die zum weiteren Verständnis der MRT hilfreich sind:

- ▶ 450 v. Chr.: Der griechische Philosoph Demokrit prägt den Begriff „atomos“.

In einer Zeit, als man Materie als Zusammensetzung aus den 4 Grundelementen Wasser, Erde, Feuer, Luft, verstanden hat, wird der Begriff „Atom“ eingeführt, als nicht weiter zerlegbarer Grundstoff (Abb. 1.8).

- ▶ 1820: Der dänische Physiker und Chemiker Hans Christian Ørsted entdeckt die magnetische Wirkung eines elektrischen Stromes.
- ▶ 1822: Jean Baptiste Joseph Baron de Fourier veröffentlicht die nach ihm benannte Fourier-Analyse.

Bezogen auf ein empfangenes Signal erlaubt die Fourier-Transformation eine Zerlegung in einzelne Frequenzanteile. Praktisch bedeutet dies einen Übergang von der Betrachtung eines Signals entlang einer Zeitachse auf die Betrachtung des Signals entlang einer Frequenzachse (Abb. 1.9). Die Amplitude des auf der Frequenzachse dargestellten Signals wird später den Helligkeitswert eines Bildpunktes auf dem Monitor bestimmen.

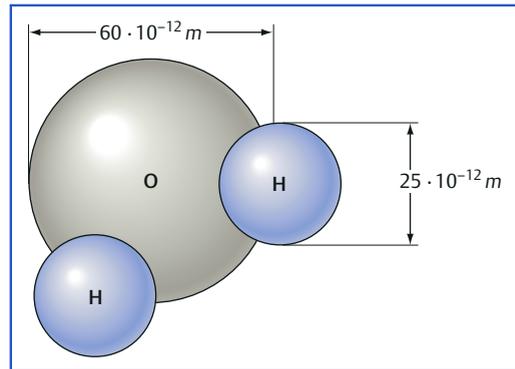


Abb. 1.8 Darstellung eines Wassermoleküls H_2O , bestehend aus einem Sauerstoffatom (Oxygenium, O) und 2 Wasserstoffatomen (Hydrogenium, H). $10^{-12} \text{ m} = 1 \text{ pm}$ (Pikometer) = 0,000000000001 m.

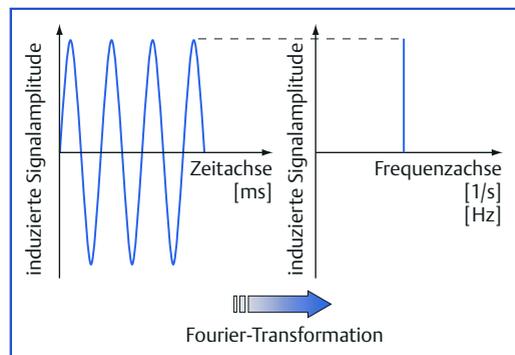


Abb. 1.9 Darstellung einer Fourier-Transformation. Die Oszillation eines Signals entlang einer Zeitachse wird als Linie auf einer Frequenzachse dargestellt.

- ▶ 1861: Der schottische Physiker James Clerk Maxwell formuliert die nach ihm benannten Gleichungen.

Die Maxwell-Gleichungen beschreiben das Zusammenspiel zwischen elektrischen und magnetischen Feldern. Ein hochfrequenter Wechsel (HF) eines elektrischen Feldes führt zur Ablösung des Feldes von einer Antenne und zu einer wellenförmigen Ausbreitung im Raum. Dabei pendelt die Energie zwischen der elektrischen Welle und einer korrespondierenden magnetischen Welle. Man spricht von einer elektromagnetischen Welle (Abb. 1.10).

MERKE

Elektromagnetische Wellen sind elementare Bestandteile von Radar, Funk und Fernsehen, von der Mikrowelle und der Magnetresonanztomografie.

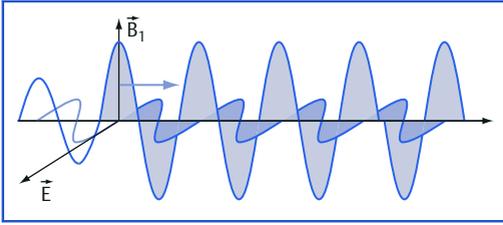


Abb. 1.10 Darstellung der Ausbreitung einer elektromagnetischen Welle im Raum. B steht für das magnetische Feld. Die magnetische Feldstärke H gemessen in A/m (alte Bezeichnung Ørsted; 1820) wird durch Multiplikation mit der magnetischen Permeabilität zur magnetischen Flussdichte, gemessen in Tesla, was in der Medizintechnik als Magnetfeldstärke bezeichnet wird. E steht für das elektrische Feld, gemessen in V/m.

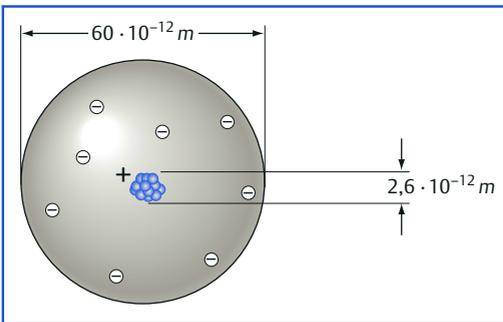


Abb. 1.11 Die Streuexperimente von Ernest Rutherford (1911) zeigen eine dramatische Ladungsverteilung: ein kleiner, positiver geladener „Atomkern“ umgeben von einer negativ geladenen Wolke.

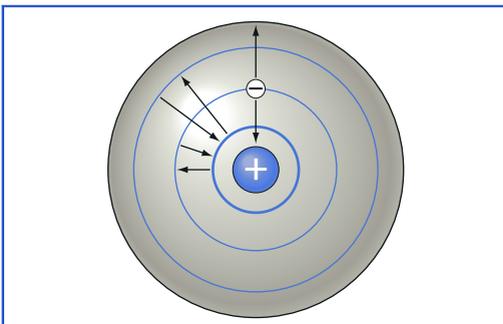


Abb. 1.12 Darstellung des bohrschen Atommodells: Das negativ geladene Elektron wird vom positiv geladenem Kern elektrostatisch angezogen. Die Zentrifugalkraft, die das Elektron auf Grund seiner Kreisbewegung nach außen schleudert, kompensiert die Anziehungskraft.

- ▶ 1885: Der Schweizer Mathematiklehrer an der „Unteren Töcherschule“ in Basel beschreibt die nach ihm benannten Spektrallinien des Wasserstoffs.

Angeregter Wasserstoff (Licht, Hitze) strahlt nur ganz bestimmte Farben ab (Spektrallinien). Balmer etabliert empirisch eine Formel, die das Auftreten dieser Linien beschreibt.

- ▶ 1895: Röntgen entdeckt die nach ihm benannten Röntgenstrahlen.
- ▶ 1896: Der niederländische Physiker Pieter Zeeman entdeckt und beschreibt die Aufspaltung von Spektrallinien für Materie in einem Magnetfeld (normaler Zeeman-Effekt und anomaler Zeeman-Effekt)
- ▶ 1896: Der irische Physiker und Mathematiker Joseph Larmor beschreibt den „Einfluss eines Magnetfeldes auf elektromagnetische Strahlung“.

Später wird die nach Larmor benannte Larmorfrequenz, der Präzessionsfrequenz einer Kernmagnetisierung zugeordnet (oft nicht ganz korrekt als Präzessionsfrequenz des Spins bezeichnet).

- ▶ 1897: Der britische Physiker Joseph John Thomson entdeckt das Elektron.
- ▶ 1905: Der Deutsche Physiker Albert Einstein formuliert seine berühmte Beziehung zwischen der Energie einer elektromagnetischen Welle (HF) und seiner Frequenz: $E = h \cdot \nu$
- ▶ 1911: Der in England arbeitende neuseeländische Physiker Ernest Rutherford zeigt durch Streuung von geladenen Heliumatomen an einer Goldfolie, dass Atome aus einem positiv geladenem Kern bestehen müssen, umgeben von einer negativ geladenen Elektronenwolke (**Abb. 1.11**).
- ▶ 1913: Der dänische Physiker Niels Henrik David Bohr stellt sein Atommodell vor.

Nach dem bohrschen Atommodell bewegen sich die negativ geladenen Elektronen auf Kreisbahnen um den positiv geladenen Kern (**Abb. 1.12**). Niels Bohr verwendet die bekannten Kräfte der elektrostatischen Anziehung ungleicher Ladungen und die Zentrifugalkraft, die eine kreisende Masse nach außen treibt, um die Kreisbahn zu rechtfertigen. Die Sprünge von einer Bahn auf die nächste sind mit Energieabsorption bzw. Energieemission verbunden, d. h. es kommt zur Ausendung elektromagnetischer Strahlung, die evtl. auch im sichtbaren Bereich liegen kann. Das Modell von Niels Bohr erlaubt die Berechnung der von Balmer analysierten Linienspektren des Wasserstoffatoms (1885).

Um zu erklären, dass nur bestimmte Elektronenbahnen erlaubt sind, musste Bohr auf das Konzept gequantelter Energieniveaus zurückgreifen, auch als „alte Quantenmechanik“ bezeichnet.

Aus der alltäglichen Praxis lässt sich hier ein einfaches Beispiel beschreiben: Innerhalb eines Raumes können wir uns entweder auf dem Boden bewegen oder auf den Tisch steigen. Jede Änderung unseres Höhenniveaus bedarf der Unterstützung eines Gegenstandes, der unser Gewicht trägt. Das ist aus vereinfachender Perspektive Quantenmechanik. Für das Elektron gibt es so gesehen „unsichtbare“ Tische. Leider konnten mit diesem einfachen Atommodell nicht alle Spektrallinienaufspaltungen erklärt werden. Zu ihrer Erklärung mussten weitere Phänomene herangezogen werden.

- ▶ 1915: Der deutsche Mathematiker und theoretische Physiker Arnold Sommerfeld stellt eine Verfeinerung des bohrschen Atommodells vor.

Nach dem bohr-sommerfeldschen Atommodell (**Abb. 1.13**) bewegen sich die negativ geladenen Elektronen nicht nur auf reinen Kreisbahnen um den positiv geladenen Kern, sondern auf Ellipsenbahnen. Die Kreisbahn kommt nur noch als Spezialfall der Ellipse vor. Die jeweils erlaubte Kreisbahn wird mit einer „Hauptquantenzahl n “ charakterisiert. Mit der Einführung der „Elliptizität“ als „Nebenquantenzahl“ konnten weitere Aufspaltungen des Linienspektrums erklärt werden.

Das kreisende Elektron erzeugt ein Magnetfeld (s. Ørsted 1820) und das koppelt mit einem externen Magnetfeld und endlich ist der normale Zeeman-Effekt (s. Zeeman 1896) verstanden, nicht aber der anomale.

- ▶ 1922: Den Deutschen Physikern Otto Stern und Walther Gerlach gelingt mit dem Stern-Gerlach-Versuch (Ablenkung von Silberatomen in einem inhomogenen Magnetfeld) der Beweis der Richtungsquantelung des Elektronenspins (Versuchsergebnisse wurden retrospektive gedeutet).

- ▶ 1925: Die niederländischen Physiker Samuel Abraham Goudsmit und George Eugene Uhlenbeck postulieren den Elektronenspin.

Goudsmit ist zu dem Zeitpunkt 23 Jahre alt und studiert noch an der Universität Leiden zusammen mit Uhlenbeck, der mit 25 Jahren auch nicht viel älter ist. Wenn man dem Elektron neben der negativen Ladung und der Masse weitere Eigenschaften zuschreibt, dann lassen sich sowohl die Feinstrukturaufspaltung von Linien in den Spektren

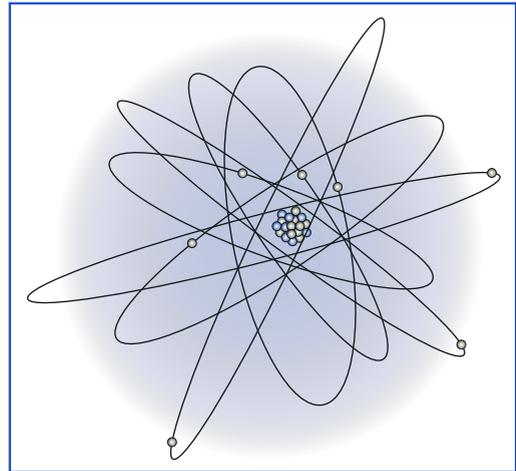


Abb. 1.13 Darstellung des bohr-sommerfeldschen Atommodells. Negativ geladene Elektronen bewegen sich auf Ellipsenbahnen um den positiv geladenen Kern.

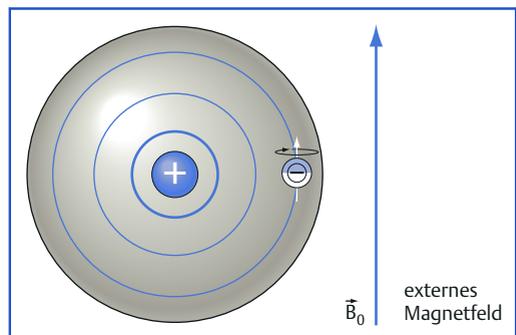


Abb. 1.14 Darstellung des „spinnenden Elektrons“. Der „Spin“ beschreibt ein magnetisches Moment in Kombination mit einem Drehimpuls. Der Elektronenspin darf per Definition, relativ zu einem externen Magnetfeld, nur 2 Orientierungen einnehmen: parallel oder antiparallel. Die Stärke eines externen Magnetfeldes wird allgemein mit der Variablen B_0 bezeichnet und hat die Einheit Tesla. Der Pfeil über der Variablen kennzeichnet, dass es sich um eine gerichtete Größe handelt. Ein Magnetfeld hat einen Nord- und einen Südpol.

wasserstoffartiger Atome erklären, als auch der anomale Zeeman-Effekt. Die erste Eigenschaft ist ein magnetisches Moment, die zweite Eigenschaft ist ein Drehimpuls – und beides zusammengefasst haben Goudsmit und Uhlenbeck „Spin“ genannt (**Abb. 1.14**). Eine dritte Eigenschaft besteht aus der Bedingung, dass dieser Elektronenspin sich nur parallel oder antiparallel zu einem externen Magnet-

feld ausrichten kann. Damit ist auch das Ergebnis des Stern-Gerlach-Versuchs erklärt (1922). Zur vollständigen Erklärung der Spektrallinienaufteilung verbleibt immer noch eine Kleinigkeit: die sog. „Hyperfeinstrukturaufspaltung“.

► 1924: Der Deutsche Physiker Wolfgang Ernst Pauli postuliert den Kernspin zur Erklärung der Hyperfeinstrukturaufspaltung der Atomspektren (Abb. 1.15).

Gleichzeitig wäre damit auch der anomale Zeeman-Effekt erklärt.

► 1926: Der italienische Kernphysiker Enrico Fermi und der britische Physiker Paul Dirac formulieren ihre Fermi-Dirac-Statistik.

Nach dieser Theorie lässt sich die Besetzungswahrscheinlichkeit von Energieniveaus berechnen. Ein Kernspin, der sich parallel zu einem externen Magnetfeld ausrichtet, befindet sich in einer bequemeren Position (niedrigeres Energieniveau) als ein Kernspin, der sich antiparallel zu einem externen Magnetfeld ausgerichtet hat (höheres Energieniveau). Da sich nach der Theorie mehr Kernspins parallel zum Magnetfeld ausrichten als antiparallel, kommt es zur Ausbildung einer longitudinalen Kernmagnetisierung (Abb. 1.16 und 1.17).

► 1933: Den Deutschen Physikern Otto Stern und Walther Gerlach gelingt der Nachweis des Kernspins durch Ablenken eines Strahls von Wasserstoffmolekülen in einem inhomogenen Magnetfeld.

► 1937: Isidor Issac Rabi, ein in Österreich-Ungarn geborener US-amerikanischer Physiker, weist das magnetische Moment des Protons nach.

Der Nachweis gelingt mit Hilfe einer Molekularstrahlmagnetresonanzdetektionsmethode, mit der nicht nur das magnetische Moment des Protons nachgewiesen wird, sondern es wird auch das Phänomen des Umklappens der Spinorientierungen gezeigt, durch Einstrahlen einer hochfrequenten elektromagnetischen Strahlung im Resonanzbereich. Im Zusammenhang mit diesem Umklappen der Kernspins in Kombination mit elektromagnetischen Wellen im Resonanzbereich wurde der Begriff „Nuclear Magnetic Resonance“ (NMR) eingeführt.

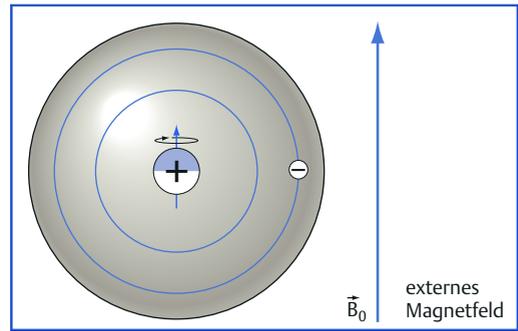


Abb. 1.15 Illustration des Kernspins eines Protons, wie von Wolfgang Pauli postuliert.

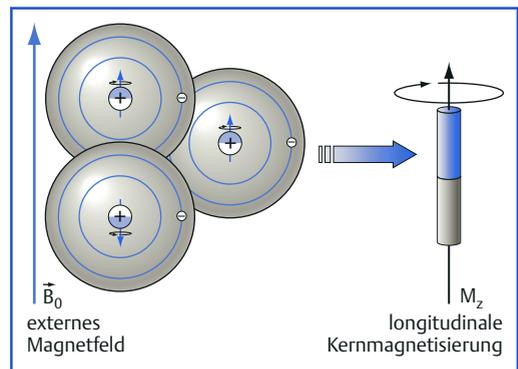


Abb. 1.16 Da sich nach der Fermi-Dirac-Statistik mehr Kernspins parallel zu einem externen Magnetfeld ausrichten als antiparallel, kommt es zur Ausbildung einer longitudinalen Kernmagnetisierung M_z .

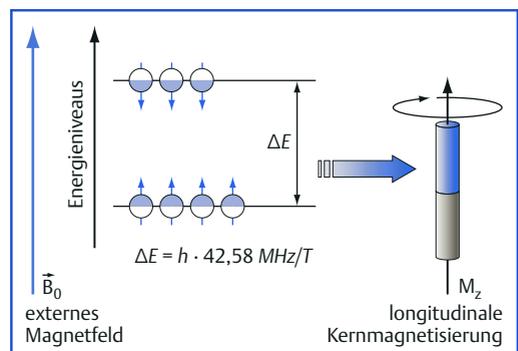


Abb. 1.17 Darstellung der Energieniveaus parallel und antiparallel ausgerichteter Kernspins mit ungleicher Besetzungszahl, entsprechend der Fermi-Dirac-Statistik, und mit einer damit verbundenen Ausbildung einer longitudinalen Kernmagnetisierung M_z . ΔE = Energiedifferenz der beiden Energieniveaus.