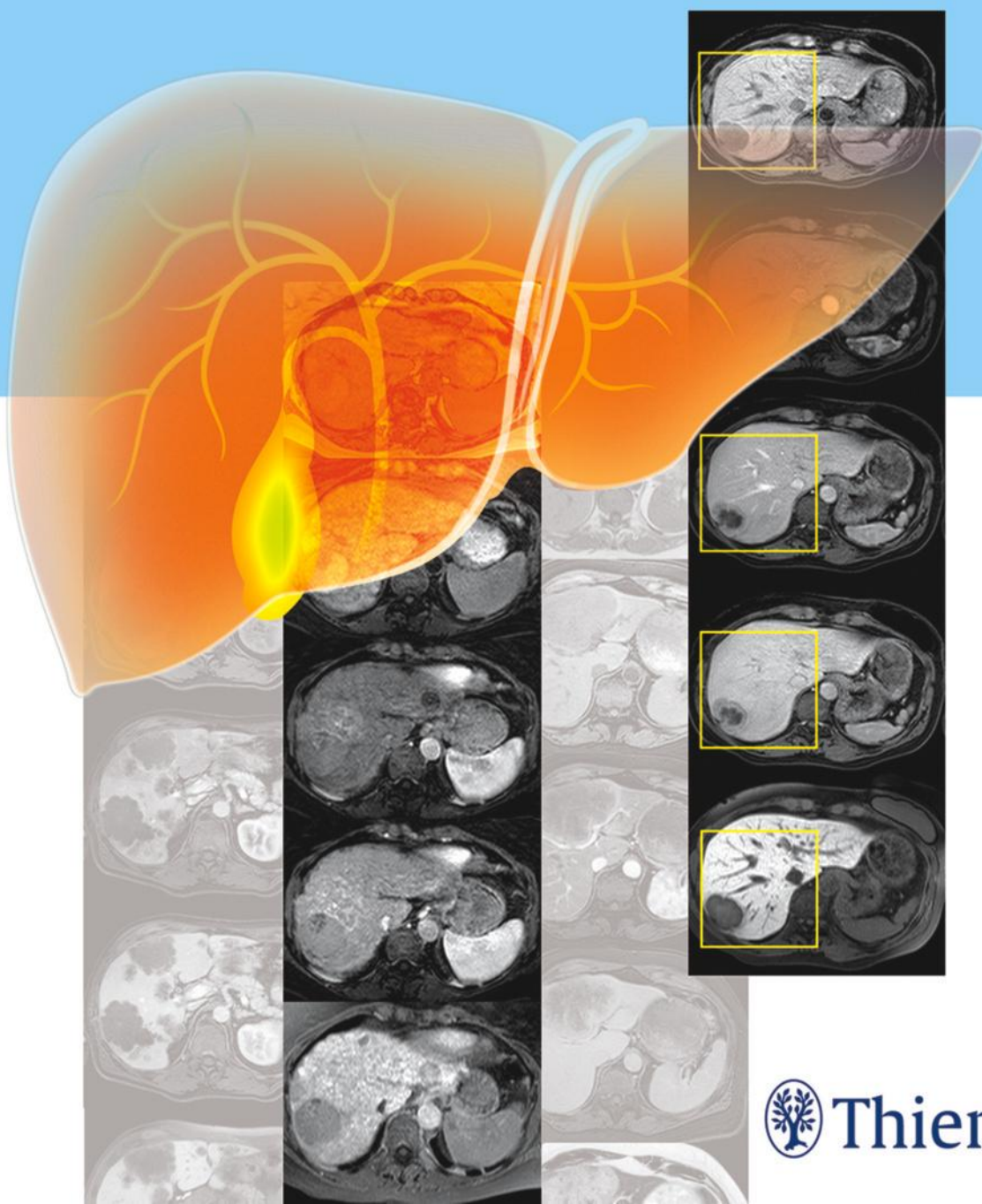


MRT der Leber

Diagnostik, Differenzialdiagnostik, Therapieansätze

Frank Fischbach
Katharina Fischbach

 Online-Version in der eRef



MRT der Leber

Diagnostik, Differenzialdiagnostik, Therapieansätze

**Frank Fischbach
Katharina Fischbach**

620 Abbildungen

Georg Thieme Verlag
Stuttgart • New York

Prof. Dr. med. Frank **Fischbach**
Universitätsklinikum Magdeburg A.ö.R
Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
Leipziger Str. 44
39120 Magdeburg
Deutschland

Priv.-Doz. Dr. med. Katharina **Fischbach**
Universitätsklinikum Magdeburg A.ö.R
Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
Leipziger Str. 44
39120 Magdeburg
Deutschland

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.

Ihre Meinung ist uns wichtig! Bitte schreiben Sie uns unter

www.thieme.de/service/feedback.html



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

© 2017 Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstr. 14
70469 Stuttgart
Deutschland
www.thieme.de

Printed in Germany

Zeichnungen: Heike Hübner, Berlin; Christine Lackner, Ittlingen
Redaktion: Dr. Antje Merz-Schönpflug, Eitelborn
Umschlaggestaltung: Thieme Verlagsgruppe
Umschlaggrafik: Martina Berge, Stadtbergen
Satz: Druckhaus Götz GmbH, Ludwigsburg
Druck: Aprinta Druck GmbH, Wemding

DOI 10.1055/b-003-127 183

ISBN 978-3-13-199441-7

1 2 3 4 5 6

Auch erhältlich als E-Book:
eISBN (PDF) 978-3-13-199451-6
eISBN (epub) 978-3-13-199461-5

Das Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwendung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen oder die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen. Die abgebildeten Personen haben in keiner Weise etwas mit der Krankheit zu tun.

Vorwort

Weiterentwicklungen in der Leberchirurgie und der Einsatz neuartiger minimalinvasiver bildgeführter Interventionen rücken die Leber immer mehr in den Fokus der Radiologie. Gleichzeitig ist es für die Therapieplanung und das interventionelle Vorgehen entscheidend, hepatische Raumforderungen verlässlich nachzuweisen und bereits artdiagnostisch zuzuordnen. Hier ist die MRT der Leber heute für viele die radiologische Modalität der Wahl.

Das vorliegende Buch illustriert die MRT der Leber in Kombination mit leberspezifischen Kontrastmitteln, welche die Detektion kleiner Leberaumforderungen verbessern und die Diagnosefindung erleichtern.

Unser zentrales Anliegen ist es, Ihnen die MRT der Leber von der Sequenztechnik über die Patientenvorbereitung bis hin zur Bildinterpretation systematisch und praxisnah zu vermitteln.

Da ein grundlegendes Verständnis der MR-Sequenztechnik die Voraussetzung für eine optimale Untersuchungsplanung und eine gute Bildqualität darstellt, sind die ersten Kapitel dem Sequenzprotokoll gewidmet. Dabei werden für jeden Sequenztyp die Indikation, die theoretischen Grundlagen und die Möglichkeiten der Bildoptimierung diskutiert.

Das vorgestellte Sequenzprotokoll wird dann schematisch genutzt, um die typischen Charakteristika der wichtigsten hepatischen Raumforderungen zu illustrieren. Auch hier folgt jedes Kapitel dem gleichen Aufbau mit einer kurzen Vorstellung der Raumforderung und den bildmorphologischen Eigenschaften in jeder Sequenz. Abgerundet werden die klinischen Kapitel durch ausführliches Bildmaterial, um die typische Bildmorphologie zu

festigen und Variationen zu trainieren. Das Buch erhebt explizit keinen Anspruch auf Vollständigkeit, sondern beschränkt sich auf die klinisch wichtigsten, zahlenmäßig relevantesten Leberaumforderungen im Sinne eines Nachschlagewerks und Bildatlases.

Wir wünschen Ihnen viel Freude beim Lesen und hoffen, dass dieses Buch Ihnen bei der Befundung von MRT-Untersuchungen der Leber in der klinischen Routine eine Hilfe bietet.

Ein großes Dankeschön geht an Dr. Bernhard Schnackenburg (MR-Physiker, Philips GmbH) für die Unterstützung im klinischen „Sequenz-Alltag“, wie auch für die Überarbeitung der technischen Kapitel. Seinen kritischen Anmerkungen und Tipps verdanken wir die exzellente Qualität unserer MRT-Untersuchungen.

Dank gilt auch Prof. Dr. med. Jens Ricke (Direktor der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin der Universität in Magdeburg). Seine Expertise auf dem Gebiet der lokalen Therapie maligner Leberläsionen, wie auch die Passion für eine klinisch fundierte interventionelle Radiologie haben die Erstellung dieses Buchs erst möglich gemacht.

Besonders bedanken möchten wir uns bei unseren Familien, ohne deren Unterstützung und Verständnis für unsere Projekte dieses Buch nie zustande gekommen wäre.

Magdeburg, im Herbst 2016,
Frank Fischbach
Katharina Fischbach

Abkürzungen

A., Aa.	Arteria, Arteriae	KM	Kontrastmittel
ADC	Apparent Diffusion Coefficient	LAVA	Liver Acquisition with Volume Acceleration
ASSET	Array Spatial Sensitivity Encoding Technique	LFABP	Liver Fatty Acid-binding Protein
B-HCA	β -Catenin-aktiviertes hepatozelluläres Adenom	LGDN	Low-Grade-dysplastischer Knoten
CCC	cholangiozelluläres Karzinom	min	minimal
CLC	cholangiolozelluläres Karzinom	MR	Magnetresonanz
CRC	kolorektales Karzinom	MRP	Multidrug Resistance-associated Protein
CRP	C-reaktives Protein	MRT	Magnetresonanztomografie, -tomogramm
CT	Computertomografie, -tomogramm	NAFLD	Nonalcoholic fatty Liver Disease
CTX	Chemotherapie	NET	neuroendokrine Tumoren
CUP	Cancer of unknown Primary	NEX	Number of Excitations
2D	zweidimensional	NSA	Number of Signal Averages
3D	dreidimensional	OATP	Organic Anion-transporting Polypeptide
DN	dysplastischer Knoten	OP	opposed Phase
DRIVE	Driven Equilibrium	PBC	primär biliäre Zirrhose
DWI	Diffusion weighted Imaging, Diffusionsbildgebung	PSC	primär sklerosierende Cholangitis
EPI	echoplanare Bildgebung	R	Beschleunigungsfaktor
ETL	Echo Train Length, Echozuglänge	RARE	Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement
FFE	Fast Field Echo	RECIST	Response Evaluation Criteria in Solid Tumors
FID	Free Induction Decay	RN	Regeneratknoten
FLASH	Fast Low Angle Shot	ROI	Region of Interest
FNH	fokale noduläre Hyperplasie	RZ	Relaxationszeit
FOV	Field of View, Messfeldgröße	SAA	Serum-Amyloid A
fs	Fat Saturation, fettgesättigt	SENSE	Sensitivity Encoding
Gd	Gadolinium	SIRT	selektive interne Radiotherapie
GIST	gastrointestinale Stromatumoren	SLC	Solute Carrier
GRE-Sequenz	Gradienten-Echo-Sequenz	SNR	Signal to Noise Ratio, Signal-zu-Rausch-Verhältnis
Gz	Gradientenstärke	SPAIR	Spectral attenuated Inversion Recovery
HASTE	Half Fourier acquired single Shot Turbo Spin Echo	SPGR	Spoiled Gradient Echo
HCA	hepatozelluläres Adenom	SPIR	Spatial Inversion Recovery
HCC	hepatozelluläres Karzinom	STIR	Short Tau Inversion Recovery
HF	Hochfrequenz	T	Tesla
HGDN	High-Grade-dysplastischer Knoten	T1w	T1-gewichtet
H-HCA	HNF-1 α -inaktiviertes hepatozelluläres Adenom	T2w	T2-gewichtet
HNF-1α	Hepatocyte Nuclear Factor 1 α	TACE	transarterielle Chemoembolisation
Hz	Hertz	TCF1	T-Cell Factor 1
I-HCA	inflammatorisches hepatozelluläres Adenom	TE	Echozeit
IP	in Phase	THID	transiente hepatische Intensitätsdifferenz
iPAT	integrated Parallel Acquisition Techniques	THRIVE	T1w High Resolution Isotropic Volume Excitation
IPNB	Intraductal papillary Neoplasm of the Bile Duct, intraduktale papilläre Neoplasien der Gallenwege	TI	Inversion Time, Inversionszeit
IR	Inversion Recovery	TR	Repetitionszeit
KG	Körpergewicht	TSE	Turbo-Spin-Echo
		V., Vv.	Vena, Venae
		VEGF	Vascular endothelial Growth Factor
		VIBE	Volume Interpolated Breath Hold Examination

Inhaltsverzeichnis

1	Grundlagen der MR-Bildgebung				11
1.1	Relaxationszeit und Bildkontrast	11	1.5	Gradienten-Echo-Sequenzen	18
1.2	Räumliche Zuordnung der Protonenspins	12	1.6	Beschleunigung der Datenakquisition .	18
1.2.1	Ortskodierung in der Ebene	12	1.6.1	Single-Shot- und Partial-Fourier-Technik (Halfscan)	18
1.2.2	Schichtabgrenzung im 2D-Verfahren	12	1.6.2	Echoplanare Bildgebung	18
1.2.3	Einzel- und Multischichtverfahren	15	1.6.3	Parallele Bildgebung	18
1.2.4	Schichtabgrenzung im 3D-Verfahren	15	1.7	Methoden der Fettsättigung	20
1.3	Räumliche Auflösung, Messzeit und SNR	15	1.8	Bewegungskompensation	21
1.3.1	Bildmatrix und Schichtdicke	15	1.9	Allgemeine Hinweise zur verbesserten Bildqualität	22
1.3.2	Interpolation der Daten	16	1.10	Literatur	23
1.3.3	Mittelung der Daten	16			
1.3.4	Bildfeldgröße	17			
1.4	Spin-Echo-Sequenz und Profilreihenfolge	17			
2	T1-gewichtete Bildgebung				25
2.1	Native Untersuchung	25	2.3	Hepatozytenspezifische Spätphase	34
2.1.1	Sequenztyp und Datenauslese	25	2.4	MR-Kontrastmittel	35
2.1.2	In-Phase-/Opposed-Phase-Technik	26	2.4.1	Leberspezifische Kontrastmittel	35
2.1.3	Reduktion von Artefakten	28	2.4.2	Sequenzprotokoll	38
2.2	Dynamische Untersuchung	28	2.5	Literatur	39
2.2.1	Sequenztyp und Datenauslese	30			
2.2.2	Timing der Phasendynamik	31			
2.2.3	Subtraktionsaufnahmen	32			
2.2.4	Reduktion von Artefakten	33			
3	T2-gewichtete Bildgebung				42
3.1	Eigenschaften	42	3.3	Reduktion von Artefakten	42
3.2	Sequenztyp und Datenauslese	42	3.3.1	Einsatz der Single-Shot-Technik	43
			3.4	Literatur	44

4	Diffusionsgewichtete Bildgebung	46			
4.1	Eigenschaften	46	4.3	b-Wert	50
4.2	Sequenztyp und Datenauslese	47	4.4	ADC-Berechnung	51
4.2.1	Grundlagen der Diffusion	47	4.4.1	Aussagekraft der ADC-Berechnung	51
4.2.2	Matrix, Bandbreite und chemische Verschiebung	48	4.5	Reduktion von Artefakten	52
4.2.3	Technik der diffusionsgewichteten Sequenz	48	4.6	Literatur	53
5	(Kavernöses) Hämangiom	55			
5.1	Epidemiologie	55	5.5	Diffusionsbildgebung	58
5.2	Ätiologie und Aufbau	55	5.6	Differenzialdiagnosen	59
5.3	T1-gewichtete Bildgebung	56	5.7	Klinische Relevanz und aktuelle Therapieansätze	61
5.3.1	Native Bildgebung	56	5.8	Bildbeispiele	62
5.3.2	Kontrastmitteldynamik	56	5.9	Literatur	80
5.3.3	Spätphase	58			
5.4	T2-gewichtete Bildgebung	58			
6	Fokale noduläre Hyperplasie	82			
6.1	Epidemiologie	82	6.5	Diffusionsbildgebung	85
6.2	Ätiologie und Aufbau	82	6.6	Differenzialdiagnosen	86
6.3	T1-gewichtete Bildgebung	82	6.7	Klinische Relevanz und aktuelle Therapieansätze	87
6.3.1	Native Bildgebung	82	6.8	Bildbeispiele	88
6.3.2	Kontrastmitteldynamik	83	6.9	Literatur	103
6.3.3	Spätphase	83			
6.4	T2-gewichtete Bildgebung	85			
7	Hepatozelluläres Adenom	105			
7.1	Epidemiologie	105	7.4	T2-gewichtete Bildgebung	108
7.2	Ätiologie, Aufbau und Subtypen	105	7.5	Diffusionsbildgebung	108
7.2.1	Inflammatorisches Adenom	105	7.6	Differenzialdiagnosen	108
7.2.2	HNF-1 α -inaktiviertes Adenom	105	7.7	Klinische Relevanz und aktuelle Therapieansätze	110
7.2.3	β -Catenin-aktiviertes Adenom	105	7.8	Bildbeispiele	112
7.2.4	Unklassifiziertes Adenom	106	7.9	Literatur	127
7.3	T1-gewichtete Bildgebung	106			
7.3.1	Native Bildgebung	106			
7.3.2	Kontrastmitteldynamik	106			
7.3.3	Spätphase	107			

8	Hepatozelluläres Karzinom	129			
8.1	Epidemiologie	129	8.5	Diffusionsbildgebung	136
8.2	Ätiologie und Aufbau des HCC und seiner Vorstufen	129	8.6	Differenzialdiagnosen	136
8.2.1	Zirrhose und Regeneratknoten	129	8.6.1	In der nicht zirrhotischen Leber	136
8.2.2	Dysplastischer Knoten	129	8.6.2	In der zirrhotischen Leber	137
8.2.3	Kleines HCC	130	8.6.3	Sicherung der Diagnose	140
8.2.4	Klassisches HCC	130	8.7	Staging, Prognose und aktuelle Therapieansätze	140
8.3	T1-gewichtete Bildgebung	130	8.7.1	BCLC-Stadieneinteilung	140
8.3.1	Native Bildgebung	130	8.8	Bildbeispiele	143
8.3.2	Kontrastmitteldynamik	132	8.9	Literatur	173
8.3.3	Spätphase	134			
8.4	T2-gewichtete Bildgebung	135			
9	Cholangiozelluläres Karzinom	176			
9.1	Epidemiologie	176	9.4	T2-gewichtete Bildgebung	180
9.2	Ätiologie, Aufbau und Klassifikation ..	176	9.5	Diffusionsbildgebung	180
9.2.1	Raumfordernd wachsender (Mass-like) Typ	177	9.6	Differenzialdiagnosen	181
9.2.2	Periduktal infiltrierender Typ	177	9.7	Staging, Prognose und aktuelle Therapieansätze	182
9.2.3	Intraduktal wachsender Typ	177	9.8	Bildbeispiele	184
9.3	T1-gewichtete Bildgebung	178	9.9	Literatur	202
9.3.1	Native Bildgebung	178			
9.3.2	Kontrastmitteldynamik	178			
9.3.3	Spätphase	179			
10	Hepatische Metastasen	204			
10.1	Epidemiologie	204	10.5	Diffusionsbildgebung	208
10.2	Ätiologie und Aufbau	204	10.6	Differenzialdiagnosen	209
10.3	T1-gewichtete Bildgebung	204	10.7	Staging, Prognose und aktuelle Therapieansätze	210
10.3.1	Native Bildgebung	204	10.8	Bildbeispiele	212
10.3.2	Kontrastmitteldynamik	205	10.9	Literatur	230
10.3.3	Spätphase	207			
10.4	T2-gewichtete Bildgebung	208			
	Sachverzeichnis	231			

Kapitel 1

Grundlagen der MR-Bildgebung

1.1	Relaxationszeit und Bildkontrast	11
1.2	Räumliche Zuordnung der Protonenspins	12
1.3	Räumliche Auflösung, Messzeit und SNR	15
1.4	Spin-Echo-Sequenz und Profilverfahren	17
1.5	Gradienten-Echo-Sequenzen	18
1.6	Beschleunigung der Datenakquisition	18
1.7	Methoden der Fettsättigung	20
1.8	Bewegungskompensation	21
1.9	Allgemeine Hinweise zur verbesserten Bildqualität	22
1.10	Literatur	23

1 Grundlagen der MR-Bildgebung

1.1 Relaxationszeit und Bildkontrast

► **T2- und T1-Relaxationszeit.** Der außerordentliche Weichteilkontrast der MR-Bildgebung beruht überwiegend auf den Relaxationsphänomenen der Wasserstoffatomkerne (*Protonen*). Die Protonen besitzen eine Eigenrotation (*Spin*), die mit dem Aufbau eines Magnetfeldes einhergeht. Im starken Magnetfeld des Scanners orientieren sich diese einzelnen Magnetfelder überwiegend entlang der Hauptachse des Feldes in paralleler (mit dem Magnetfeld) Ausrichtung und drehen sich um die eigene Achse analog einem Kreisel. Dieser Vorgang wird *Präzession* genannt. Dabei ist die Präzessionsfrequenz proportional zur angelegten Feldstärke (*Larmor-Frequenz*). Die individuellen Magnetfelder addieren sich zu einem Nettomagnetfeld, das parallel zum äußeren Magnetfeld orientiert ist und sich mit der Larmor-Frequenz um die eigene Achse dreht. Durch einen zugeführten Hochfrequenzimpuls wird das Nettomagnetfeld nun aus seiner longitudinalen Ausrichtung in den angeregten Zustand der Quermagnetisierung gekippt und induziert dann in einer Empfangsspule ein Signal (► Abb. 1.1). Dabei kommt es, bestimmt durch die T2-Relaxationszeit (RZ) des Gewebes, zur Auffächerung der Magnetfelder (*Dephasierung*). Daraus resultiert ein deutlicher Signalabfall (*Free Induction Decay, FID*). Die Schaltung der Gradienten und Magnetfeldinhomogenitäten beschleunigen die Dephasierung zusätzlich (s. Kap. 1.2). Durch einen Umkehrimpuls lassen sich die Spins aber wieder rephasieren, indem die Laufrichtung der Protonen gedreht

wird. Es entsteht ein sog. Echo des Signals, das dann ausgelesen wird. Deutlich langsamer als die Dephasierung kehren die Spins in ihren Ausgangszustand der longitudinalen Orientierung zurück. Diese Zeit ist ebenfalls gewebeabhängig und wird als T1-Relaxationszeit (RZ) definiert (► Abb. 1.1).

T1- und T2-RZ des Lebergewebes betragen bei einer Feldstärke von 1,5 T 560 ms (± 50) und 46 ms (± 6). Da die Zeiten von der Feldstärke abhängig sind, steigt die T1-RZ bei einer Feldstärke von 3,0 T auf 800 ms (± 75). Die T2-RZ bleibt nahezu unverändert bei 34 ms (± 4) [1] [5].

► **Repetitionszeit.** Grundsätzlich werden die Protonen im Rahmen einer MRT-Sequenz wiederholt hochfrequenten (HF) Impulsen ausgesetzt: Die Zeit zwischen 2 aufeinanderfolgenden Anregungsimpulsen wird als Repetitionszeit (TR) bezeichnet (► Abb. 1.1). Ist diese kürzer als die T1-RZ, kann sich die Magnetisierung des Gewebes nicht vollständig erholen und die maximal mit einem Anregungsimpuls zu erreichende Signalintensität wird niedriger. Daher unterscheiden sich die Signale unterschiedlicher Gewebe abhängig von ihrer T1-Zeit und der eingestellten TR in der T1w Bildgebung. Will man den Effekt von T1 auf das Signal minimieren, muss TR deutlich länger als T1 sein ($TR > 3 \times T1$).

► **Echozeit.** Die Zeit zwischen der Anregung und der Signalauslese ist die Echozeit (TE) (► Abb. 1.1). Gewebe mit kurzen T2-Zeiten verlieren bei steigender Echozeit durch die beschleunigte Dephasierung der Spins zunehmend an Signal in der T2w Bildgebung.

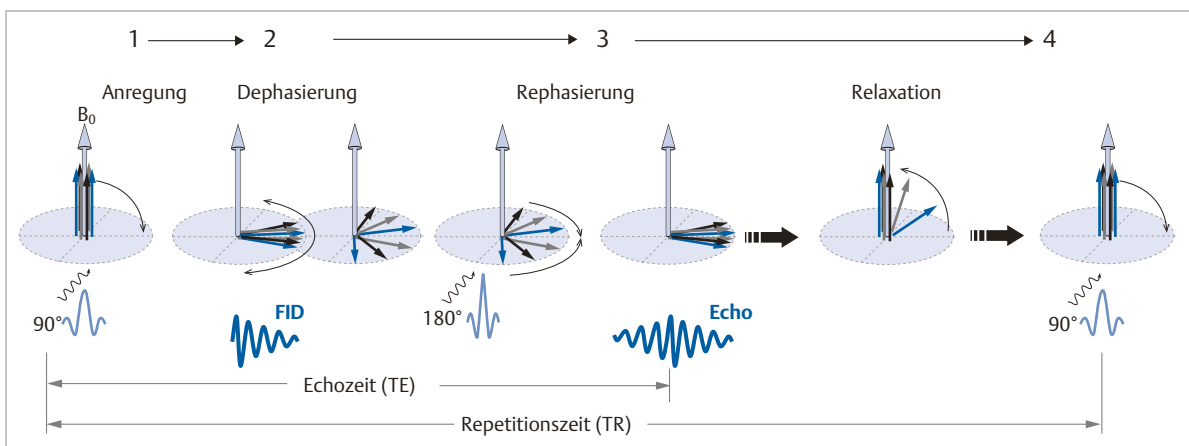


Abb. 1.1 Pulsschema, Anregung und Relaxation.

1: Quermagnetisierung resonanter Protonenspins durch den HF-Anregungsimpuls (90°).

2: Zunehmende Dephasierung und initialer Signalverlust (FID) bestimmt durch die T2-RZ, Gradientenschaltung und Magnetfeldinhomogenitäten.

3: Echosignalauslese nach Rephasierung durch Umkehrimpuls (180°) für Spin-Echo-Technik oder Gradientenumkehr für Gradienten-Echo-Technik.

4: Zunehmende Wiederherstellung der longitudinalen Magnetisierung bestimmt durch die T1-RZ.

1.2 Räumliche Zuordnung der Protonenspins

1.2.1 Ortskodierung in der Ebene

► **Phasenkodier- und Auslesegradient.** Während das externe statische Magnetfeld die Präzessionsfrequenz der Spins bestimmt, entsteht durch die Anlage eines Feldstärkegradienten eine lineare Veränderung der Frequenz der Spins entlang des Gradienten (► Abb. 1.2). Vor der Datenaquisition wird nun ein sog. Phasenkodiergradient kurz ein- und wieder ausgeschaltet. Dadurch wird die Drehung der Magnetfelder der Protonen entlang des Gradienten kurz beschleunigt. Nach Abschalten des Phasenkodiergradienten drehen sich alle Spins zwar erneut mit derselben Geschwindigkeit, aber infolge der kurzen intermittierenden Beschleunigung unterscheidet sich ihre Phasenlage. Im Anschluss erfolgt orthogonal der sog. Frequenz- oder Auslesegradient, der dazu führt, dass das Signal verschiedene Frequenzkomponenten enthält. Dieser Gradient bleibt geschaltet, bis die Signalauslese der Spins abgeschlossen ist. Somit lassen sich die Spins durch eine unterschiedliche Phasenlage und Frequenzkomponenten voneinander unterscheiden (► Abb. 1.2).

► **k-Raum.** Die gesammelten Rohdaten der MR-Bildgebung werden in eine abstrakte Matrix – den k-Raum – transformiert. Den k-Raum kann man sich als viereckigen Datenraum vorstellen, in dem die Frequenzinformationen der Signale gesammelt werden. Die Amplituden der Frequenzkomponenten bestimmen dabei entsprechend ihrer räumlichen Zuordnung die Helligkeit des Bildpunktes.

Der k-Raum wird unterteilt durch 2 senkrecht zueinander stehende Achsen. Die Frequenzachse bildet horizontale Linien oder Zeilen. Die Phasenchse ist vertikal dazu orientiert. Die Anzahl der Linien, die den k-Raum unterteilen, entspricht seiner Phasenmatrix. Diese Linien werden in weitere Datenpunkte unterteilt, welche die Frequenzmatrix des Bildes darstellen. Die Linien in der oberen Hälfte des k-Raumes werden als positive, die in der unteren Hälfte als negative Linien bezeichnet (► Abb. 1.2).

Die Lokalisation der Linien hat einen entscheidenden Einfluss auf das MR-Bild. Der Kontrast des Bildes wird durch die zentralen Linien repräsentiert. Die äußeren Linien zeichnen die Kanten des Bildes – also dessen Schärfe – auf.

Der Gradient wird für die Auslese jeder k-Raum-Linie (Phasenkodiergradient) mit einer zu- oder abnehmenden Amplitude erneut geschaltet. Mit der Steigung des Phasenkodiergradienten können so die verschiedenen Linien ausgewählt werden. Dabei wählen steile Gradienten die äußeren und Gradienten mit einer leichten Steigung die zentralen Linien aus. Die Anzahl der Phasenkodierschritte bestimmt so die Matrix des Bildes in Phasenkodierri-

chtung, und die repetitive Schaltung ist verantwortlich für die Messdauer der Sequenz.

1.2.2 Schichtabgrenzung im 2D-Verfahren

► **Anregungsimpuls.** Die Selektion der Schicht wird bei dem planaren, zweidimensionalen (2D) Verfahren durch den Anregungsimpuls bestimmt. Dabei definiert der schichtkodierende Gradient die Position der Schicht, indem er die Drehfrequenz der Spins linear über das gesamte Volumen leicht ansteigen bzw. abfallen lässt. Da der eingestrahlte Anregungsimpuls eine bestimmte Breite an Frequenzen (*Bandbreite*) besitzt und die longitudinale Magnetisierung nur beeinflusst wird, wenn die Frequenz des eingestrahlten Impulses mit der Präzessionsfrequenz der Protonen übereinstimmt (*Resonanz*), lässt sich über die Breite des abgegebenen Frequenzspektrums als auch über die Steilheit des Gradienten die Position und Dicke der geplanten Schicht definieren (► Abb. 1.3). Die Magnetisierung außerhalb des Frequenzbandes bleibt unbeeinflusst. Phasen- und Frequenzkodiergradienten werden im Anschluss geschaltet und führen zu einer Trennung der Phasenlage der so vorher angeregten Spins.

► **Schichtabstand.** Da die Frequenzbreite technisch bedingt nicht exakt eingehalten werden kann, entsprechen die Anregungsimpulse keinem idealen Rechteck. Um den Kontrast der Nachbarschicht nicht zu beeinflussen, wird beim 2D-Verfahren deshalb ein Abstand zwischen den Schichten eingehalten (ca. 10% der Schichtdicke).

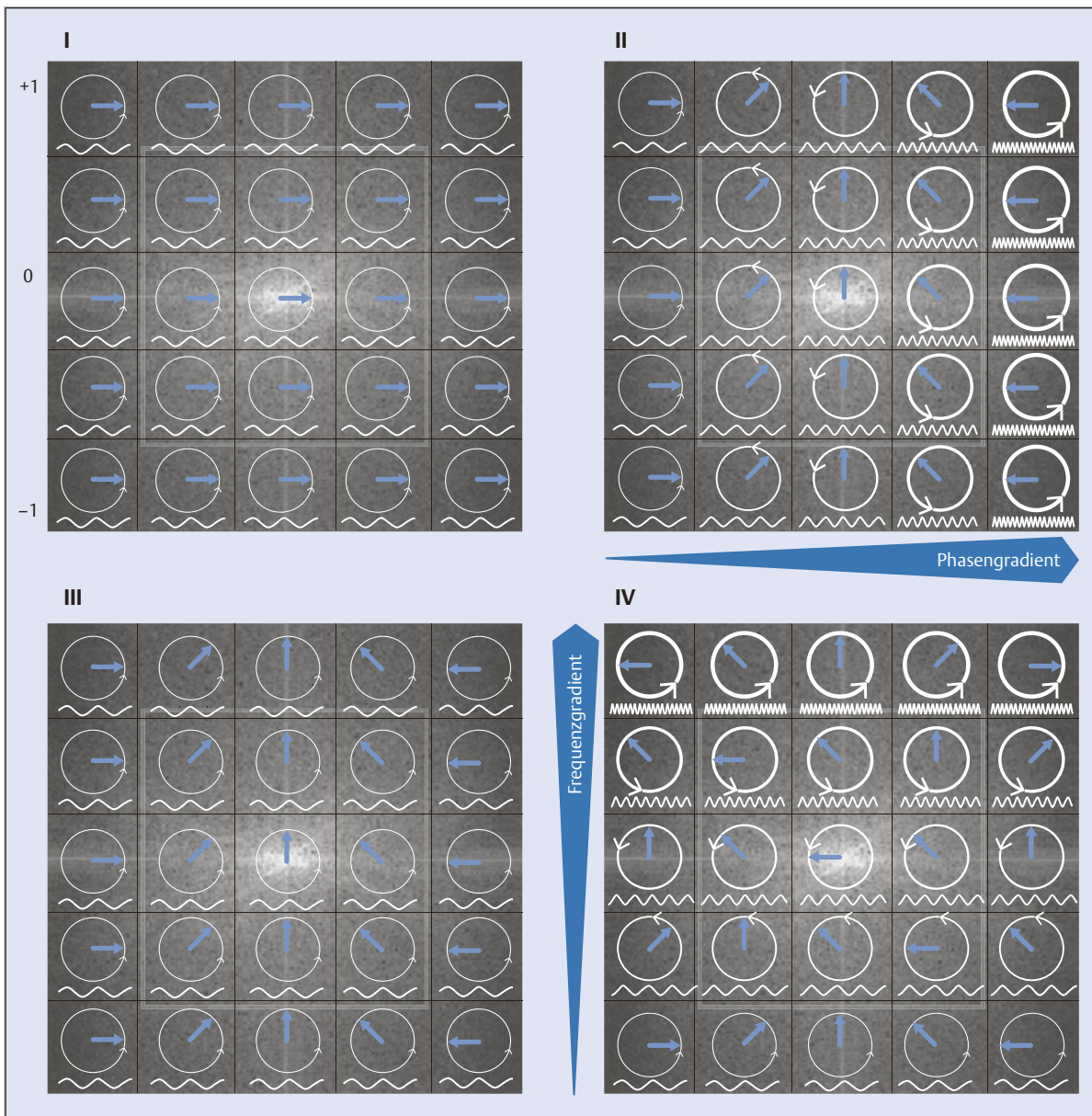


Abb. 1.2 k-Raum und Ortskodierung.

I: Durch das statische Magnetfeld drehen sich die Protonen im Kreis um die eigene Achse (\rightarrow), abhängig von der Feldstärke mit einer bestimmten Frequenz (\sim).

II: Einschalten des Phasenkodiergradienten beschleunigt die Drehung der Protonen entlang der x-Achse von links nach rechts.

III: Nach Abschalten des Phasenkodiergradienten drehen sich alle Protonen wieder mit derselben Frequenz, unterscheiden sich aber von links nach rechts in der Phasenlage.

IV: Einschalten des orthogonalen Frequenzkodiergradienten während der Auslese beschleunigt die Drehung in der y-Achse von unten nach oben. Die Protonen sind nun durch unterschiedliche Phasenlagen und Frequenzen gekennzeichnet und lassen sich im Raum zuordnen.

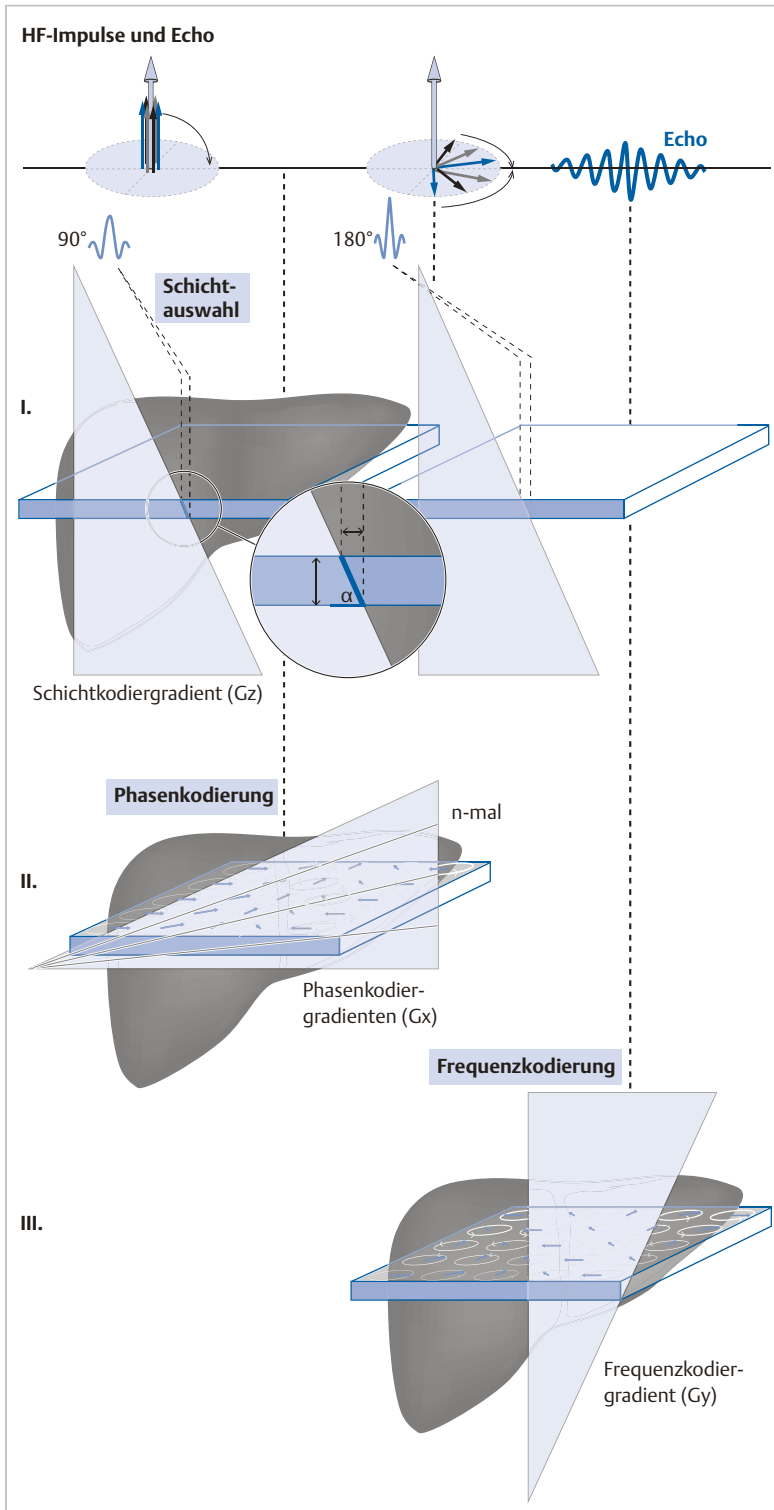


Abb. 1.3 Spin-Echo-Puls-Sequenz und 2D-Schichtauswahl.

I: Durch Schalten der Schichtkodergradienten (G_z) drehen sich die Protonen durch die Abhängigkeit der Drehfrequenz von der Feldstärke in kraniokaudaler Richtung mit unterschiedlicher Geschwindigkeit. Da nur die Protonen angeregt werden, bei denen Drehfrequenz und Anregungsfrequenz übereinstimmen, bestimmt die eingestrahlte Frequenzbreite (\leftrightarrow) und/oder die Steigerung des Gradienten (\updownarrow) die Schichtdicke (\updownarrow). Nur Protonen in dieser Schicht werden in die transversale Ebene gekippt. Protonen oberhalb sind zu langsam, und unterhalb der Schicht zu schnell, um mit dem Impuls in Resonanz zu treten.

II: Schalten des Phasenkodiergradienten (G_x) zwischen den beiden HF-Impulsen, um die Phasenlage der Protonen innerhalb der angeregten Schicht zu verändern. Die Steigerung des Gradienten wird für jede Zeile des k-Raums angepasst. Damit bestimmt die Anzahl der geschalteten Gradienten (n) die Matrix des Bildes in Phasenkodierichtung. Die Anzahl der Wiederholungen führt entsprechend zu einer Verlängerung der Messzeit.

III: Schalten der Frequenzkodiergradienten (G_y) während der Echoauslese für die räumliche Zuordnung der Spins innerhalb der Schicht entlang der y-Achse.

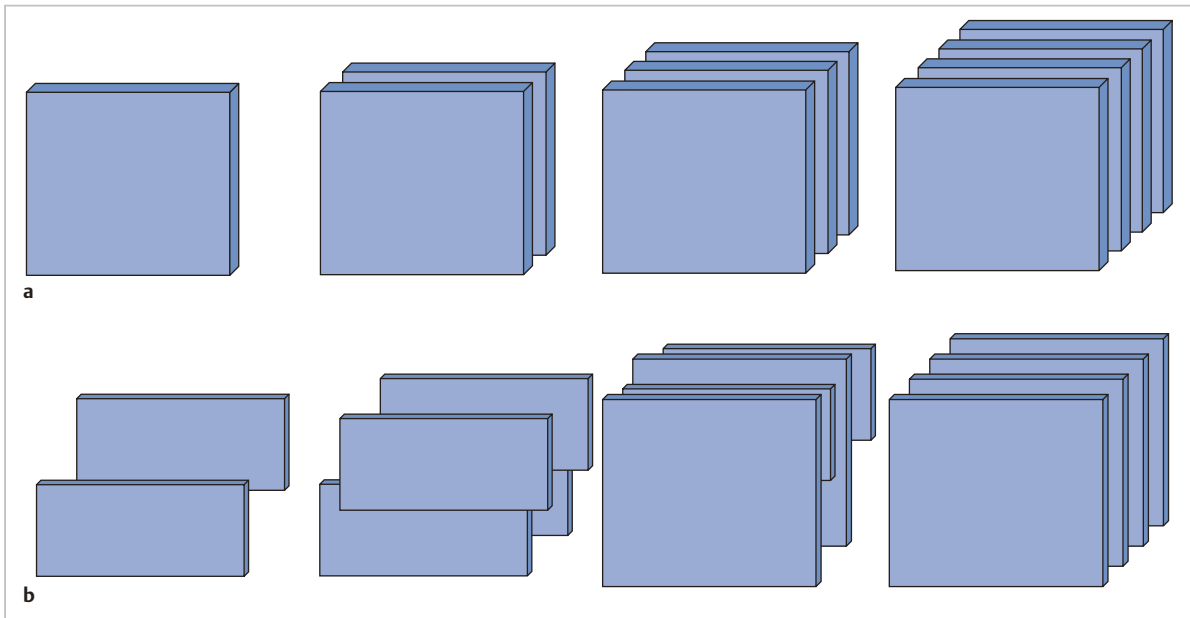


Abb. 1.4 Einzel- und Multischichtverfahren.

a Einzelschichtverfahren mit sequenzieller Schichtauslese.

b Multischichtverfahren mit verschachtelter Schichtmessung.

1.2.3 Einzelschicht- und Multischichtverfahren

Im Einzelschichtverfahren wird die Datenauslese einer Schicht komplett abgeschlossen, bevor die nächste Schicht adressiert wird.

Beim Multischichtverfahren ist die Schichtmessung verschachtelt und läuft verknüpft über das adressierte Volumen (► Abb. 1.4). Man nutzt damit die Wartezeit einer TR-Periode und beginnt weitere Schichten auszulesen. Dadurch verlängert sich allerdings die Zeit für die komplette Auslese der einzelnen Schicht (= *Schichtschleifenzeit*). Grundsätzlich kann es sinnvoll sein, die gewählte Repetitionszeit ein wenig zu variieren, da die mögliche Anzahl an Schichten, die mit einer Anregung ausgelesen werden können, von der Länge der eingestellten TR abhängt.

1.2.4 Schichtabgrenzung im 3D-Verfahren

Im Gegensatz zum 2D-Verfahren wird bei einem dreidimensionalen (3D) Ansatz die räumliche Kodierung über die Phasenlage auf die Schichtselektion erweitert. Dabei werden nicht mehr einzeln dünne Schichten, sondern das gesamte Volumen durch einen selektiven Impuls angeregt. Dieses Volumen wird dann durch weitere Phasenkodiergradienten in Schichtselektionsrichtung unterteilt. Man spricht nicht mehr von Schichten, sondern von *Par-*

titionen. Für jede Partition müssen allerdings alle Phasenkodierschritte in der Bildebene wiederholt werden, so dass sich die Messzeit im Vergleich zur Akquisition einer einzelnen Schicht deutlich verlängert. Der Vorteil der 3D-Technik ist eine lückenlose Abdeckung des Volumens. Zusätzlich kann durch Interpolation der Daten die doppelte Anzahl an Partitionen mit halber Schichtdicke ohne Signalverlust rekonstruiert werden. Dadurch werden Partialvolumeneffekte minimiert und weitere Rekonstruktionen des primären Datensatzes in anderen Raumebenen ermöglicht (s. Kap. 1.3.1).

1.3 Räumliche Auflösung, Messzeit und SNR

1.3.1 Bildmatrix und Schichtdicke

► **Matrix.** Die Matrix des Bildes wird durch die Anzahl der Pixel in x- und y-Richtung und somit durch die Steilheit des Frequenzkodiergradienten und die Anzahl der Phasenkodierschritte in orthogonaler Richtung bestimmt. Sie lässt sich aus der gewählten *Messfeldgröße* (*Field of View, FOV*) und der *Pixelgröße* berechnen. Entscheidend für die Detailerkennbarkeit ist jedoch die räumliche Auflösung, d. h. die Pixelgröße und die Schichtdicke!

$$\text{Matrix} = \frac{\text{FOV}}{\text{Pixel}}$$

Praxistipp



Eine Optimierung der räumlichen Auflösung ist insbesondere notwendig, um auch kleinste Leberläsionen abzugrenzen. Dünne Schichten vermeiden eine unscharfe Abbildung von Gewebegrenzflächen.

Überschreitet die gewählte Schichtdicke die Ausdehnung der abzubildenden Struktur, entsteht eine Signalüberlagerung der Struktur mit dem angrenzenden Gewebe. Dieses Phänomen führt zur Verschlechterung der Detailerkennbarkeit und wird als *Partialvolumeneffekt* bezeichnet.

► **SNR und Messzeit.** Die erreichbare räumliche Auflösung wird aber durch das *Signal-zu-Rausch-Verhältnis* (SNR) und die Messzeit beschränkt. Ein zunehmendes Rauschen verschlechtert den Bildeindruck, und Strukturen mit geringem Kontrast verschwinden durch das abnehmende Signal. Ziel ist die Kombination eines möglichst hohen SNR mit der bestmöglichen Auflösung innerhalb einer möglichst kurzen Messzeit.

Da jeder Wasserstoffkern seinen Beitrag zum Signal leistet, sinkt das Signal, wenn sich die Anzahl der Wasserstoffkerne mit Abnahme der Größe der Volumenelemente (*Voxel*) reduziert. Diese Voxel werden durch die Pixelfläche und die Schichtdicke definiert. Durch eine Halbierung der Schichtdicke reduziert sich so das SNR um den Faktor 2 (► Abb. 1.5). Eine Verdoppelung der Anzahl der Phasenkodierschritte (kleinere Pixel in Phasenkodierichtung) reduziert das SNR etwa um ein Drittel [4], gleichzeitig steigt die Messzeit proportional zur Steigerung der Phasenkodierschritte (► Abb. 1.5).

1.3.2 Interpolation der Daten

Die Dateninterpolation erlaubt, den Bildeindruck zu verbessern und Teilvolumeneffekte zu minimieren, ohne die Messzeit zu beeinflussen.

Die einfachste Form ist die *lineare* Interpolation. Dabei wird zwischen die Pixel jeweils ein weiteres Raumelement geschoben, dessen Signalintensität sich aus den Mittelwerten der direkten Nachbarn ergibt. Bei der *Fourier-Interpolation* oder dem *Zero-Filling* wird die Dimension des k-Raumes in jeder Richtung vergrößert. Das Zentrum wird nun mit den eigentlichen Daten der Messung gefüllt. Die nicht gemessene Umrandung wird mit auf Null gesetzten Daten aufgefüllt. Der Algorithmus entspricht vereinfacht 2 übereinander gelagerten Bildern, die um jeweils ein halbes Pixel oder Raumelement zueinander verschoben sind. Daher wird die Technik auch als *Voxel-Shifted-Interpolation* bezeichnet. Bei dieser Technik teilen sich kleine Strukturen zwischen 2 Pixeln die Signalintensität. Wird die Matrix nun um ein halbes Pixel verschoben, wird auch die gesamte Signalintensität in ein Pixel verschoben, wodurch Teilvolumeneffekte minimiert werden (s. Kap. 2.2.1).

1.3.3 Mittelung der Daten

Ein Verfahren zur Verbesserung des SNR ist die Datenmittelung (Anzahl der Anregungen, NSA/NEX), welche jedoch zu einer Verlängerung der Messzeit führt. Voraussetzung für eine Datenmittelung ist eine wiederholte Auslese jeder k-Raum-Zeile, d.h. eine Wiederholung der Sequenz. Theoretisch verdoppelt sich mit jeder Wiederholung das Signal. Da das Rauschen aber ebenfalls ansteigt, verdoppelt sich das Signal erst nach der 4. Datenmittelung, also nach 4-facher Messzeit. Die Datenmittelung erfordert damit längere Messzeiten.



Abb. 1.5 SNR und Auflösung.

- a T1w 2D-Gradienten-Echo-(GRE-) Sequenz mit Abbildung des Oberbauchs.
- b Verdoppelung der Auflösung durch Steigerung der Anzahl der Phasenkodierschritte um den Faktor 2, dadurch vermehrtes Rauschen durch eine Reduktion des SNR um ca. ein Drittel und Verdoppelung der Messzeit.
- c Halbierung der Schichtdicke, dadurch stark vermehrtes Rauschen durch Reduktion des SNR um ca. die Hälfte, keine Veränderung der Messzeit.

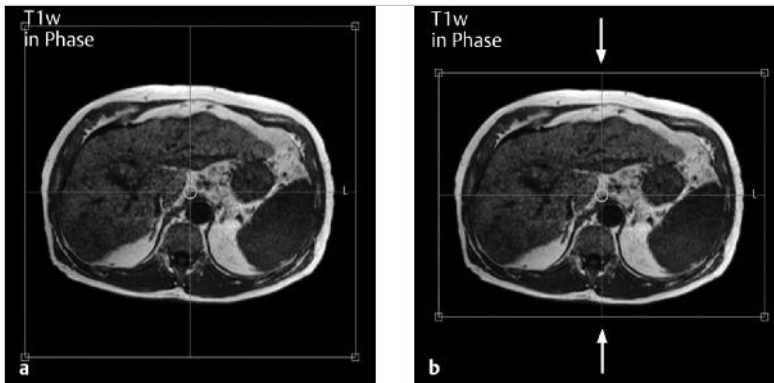


Abb. 1.6 Bildfeld (FOV) und Messzeit.

- a T1w 2D-GRE-Sequenz zur Abbildung des Oberbauchs.
- b Reduktion der Messzeit um ca. ein Drittel und des SNR um ca. 15% durch Anpassung des Bildfeldes (FOV) an die Körperdimensionen, Reduktion in Phasenrichtung (anteroposterior) um ca. ein Drittel (Pfeile).

1.3.4 Bildfeldgröße

Da die Messzeit entscheidend von der Auflösung in Phasenkodierrichtung abhängig ist, sollte die Anzahl der Datenpunkte in Ausleserichtung (= Frequenzkodierrichtung) immer gleich oder größer als die Anzahl der Phasenkodierschritte sein. Eine Halbierung des FOV reduziert die Messzeit entsprechend um die Hälfte, während das Signal nur um ca. 25% abfällt (► Abb. 1.6). Dabei ist darauf zu achten, dass sich das abzubildende Objekt in der Phasenkodierrichtung nicht über den Bildbereich hinaus erstreckt, um Einfaltungen zu vermeiden. Da der Bildbereich nicht unbedingt quadratisch sein muss, kann er im Sinne eines rechteckigen FOV selektiv auch nur in Richtung der zeitraubenden Phasenkodierschritte reduziert und auf die Größe des zu untersuchenden Organs angepasst werden.

1.4 Spin-Echo-Sequenz und Profilreihenfolge

Verursacht durch Magnetfeldinhomogenitäten im menschlichen Körper (z. B. an Gewebegrenzflächen) zerfällt das Signal schneller als die T2-Relaxation erwarten lässt. Deshalb müssen die Spins vor der Signalauslese wieder rephasiert werden. Sie bilden ein Echo (s. ► Abb. 1.1). Diese Rephasierung erfolgt bei Spin-Echo-Sequenzen durch den Einsatz eines 180°-Impulses. Vorteile dieser Technik beinhalten einen guten T1- und T2-Kontrast und eine geringe Anfälligkeit für Magnetfeldinhomogenitäten, die zu Artefakten führen. Der Nachteil ist eine lange Messzeit.

► **Turbo-Spin-Echo.** Mittels RARE-Technik (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement) gelingt eine Beschleunigung der klassischen Spin-Echo-Messung. Inzwischen wurde hierfür der Begriff TSE (Turbo-Spin-Echo) geprägt. Dabei wird die Anzahl der 180°-Refokussierungsimpulse nach der initialen Anregung erhöht. Jeder dieser zusätzlichen Impulse erzeugt ein weiteres Echo, mit dem durch eine jeweils leicht unterschiedliche Phasenkodierung eine zusätzliche k-Raum-Linie des Bildes aufgebaut werden kann (► Abb. 1.8a). So können mit nur einer Anregung, also innerhalb einer einzigen Repeti-

tionszeit TR, mehrere k-Raum-Linien des gleichen Bildes ausgelesen werden. Dadurch wird die Gesamtmesszeit um die zusätzliche Anzahl der 180°-Impulse reduziert.

Die Anzahl der Impulse wird als *Turbofaktor* oder als *Echo-Train-Länge (ETL)* bezeichnet. Allerdings steigt mit jedem 180°-Impuls der zeitliche Abstand zwischen dem Anregungsimpuls und dem Echo. Folglich kommt es zu einem zunehmenden Signalverlust bei den später ausgelesenen Echos und zu Kantenunschärfen, wenn diese den peripheren k-Raum-Zeilen zugeordnet werden (*Blurring*).

► **Auslesereihenfolge.** Das Echo, welches die zentralen Zeilen des k-Raumes ausliest, definiert als effektive Echozeit den Kontrast des Bildes. Durch eine Variation der Auslese- oder Profilreihenfolge lässt sich die effektive Echozeit verändern. So führt z. B. eine *lineare Auslese* des k-Raumes Linie für Linie – ausgehend von der Peripherie – zu einer langen effektiven Echozeit mit hohem T2-Kontrast, während eine *Low-high-Auslese*, die mit zentralen k-Raum-Zeilen beginnt, zu einer T1- oder Protonenwichtung führt (► Abb. 1.7).

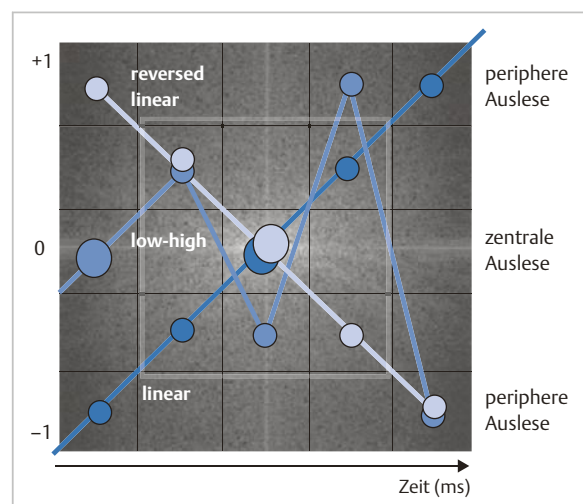


Abb. 1.7 Profilreihenfolge der Turbo-Spin-Echo-Sequenz. Variationen der Auslesezeit der zentralen k-Raum-Zeilen. Verstärkte T2-Wichtung durch verzögerte (lineare) und T1-Wichtung durch direkte (Low-high-)Auslese.

1.5 Gradienten-Echo-Sequenzen

Kennzeichen der Gradienten-Echo-Technik ist der Einsatz kürzerer und schwächerer Anregungsimpulse (*Flipwinkel* α), eine Rephasierung der Spins durch eine Umpolung des Magnetfeldgradienten (*Gradientenumkehr*) und der Verzicht auf den zusätzlichen 180° -Impuls. Nur ein Teil der longitudinalen Magnetisierung wird somit in eine transversale Magnetisierung umgewandelt, und TR und TE lassen sich entscheidend verkürzen. Infolgedessen sind die Messzeiten von Gradienten-Echo-Sequenzen deutlich kürzer als die von Spin-Echo-Sequenzen (s. Kap. 2.1.1). Außerdem ist das SNR der Gradienten-Echo-Sequenzen niedriger als das der Spin-Echo-Sequenzen.

1.6 Beschleunigung der Datenakquisition

1.6.1 Single-Shot- und Partial-Fourier-Technik (Halfscan)

Wie bereits beschrieben, lässt sich die Messzeit der Spin-Echo-Sequenzen durch die RARE-Technik um den Turbofaktor beschleunigen. Die Auslese des gesamten k-Raumes mit nur einer einzigen Anregung nennt man *Single-Shot-Technik* (► Abb. 1.8b). Dabei bestimmt die Anzahl der Echos die Matrix. Mit zunehmenden Echos sinkt jedoch das zur Verfügung stehende Signal, sodass die räumliche Auflösung bei der Single-Shot-Technik limitiert ist.

► **HASTE.** Zur Reduktion der Phasenschritte kann die Single-Shot-Methode mit der sog. *partiellen Fourier-Technik* kombiniert werden. Diese Kombination ist auch bekannt unter dem Namen HASTE (Half Fourier acquired Single Shot Turbo Spin Echo). Da der k-Raum symmetrisch aufgebaut ist, repräsentieren die obersten k-Raum-Zeilen ähnliche Informationen wie die untersten. Diese Redundanz wird in der partiellen Fourier-Technik ausgenutzt, indem lediglich etwas mehr als eine Hälfte des k-Raumes ausgelesen und der Rest mit den symmetrischen Daten aus der anderen Seite des k-Raumes aufgefüllt wird (► Abb. 1.8c). Folglich reduziert sich die Anzahl der notwendigen phasenkodierten Echos auf etwas mehr als die Hälfte. Das verbleibende Signal kann dann für weitere Echos, d. h. eine größere Matrix, genutzt werden. Alternativ verkürzt sich die Messzeit entsprechend den reduzierten Phasenkodierschritten.

Mittels HASTE gelingt es, eine T2w Bildebene in ca. 1 s zu akquirieren. Da es sich um ein Einzelschichtverfahren handelt, bei dem Schicht für Schicht sequenziell mit je einer Anregung gemessen und jedes Bild in der Regel rekonstruiert und dargestellt wird, bevor die nächste Schicht adressiert wird, sind Bewegungsartefakte praktisch nicht möglich.

Praxistipp

Um eine T2-Wichtung zu gewährleisten, empfiehlt sich eine reversed lineare Profilreihenfolge, da die effektive TE bei der linearen Auslese durch den Wegfall der peripheren k-Raum-Zeilen verkürzt wird (s. ► Abb. 1.7).

1.6.2 Echoplanare Bildgebung

Eine weitere, deutliche Verkürzung der Messzeit erreicht man, indem man mit einer einzigen Anregung und einem Refokussierungspuls den gesamten k-Raum ausliest. Damit wird das Bild in einem Bruchteil einer Sekunde akquiriert und daher buchstäblich eingefroren. Diese Auslesetechnik ist unter dem Namen echoplanare Bildgebung (EPI) bekannt und ist die derzeit schnellste Bildgebungsmethode. Bei der klassischen EPI wechselt der Auslesegradient nach dem Refokussierungspuls repetitiv sein Vorzeichen und beschreibt so eine Zickzackbahn durch den k-Raum (► Abb. 1.8d). Jede Änderung der Polarisationsrichtung des Auslesegradienten rephasiert die transversale Magnetisierung und erzeugt somit ein Gradienten-Echo. Der schnelle Vorzeichenwechsel des Auslesegradienten wird *Oszillation* genannt.

Voraussetzung für die schnelle Schaltung der Phasen- und Auslesegradienten sind leistungsstarke Gradienten und moderne Schalttechnologien. Der Nachteil der echoplanaren Bildgebung ist ihre starke Artefaktanfälligkeit und ihr geringes SNR (s. Kap. 4.5).

1.6.3 Parallele Bildgebung

► **Synergie-Oberflächenspulen.** Es besteht auch die Möglichkeit, die Anzahl der zeitraubenden Phasenkodierschritte zu reduzieren, ohne die Größe der Matrix zu verändern. Voraussetzung ist, dass sog. Synergie-Oberflächenspulen (*Phased Array*) verwendet werden, bei denen jede Spule getrennt Informationen empfangen kann und somit mehrere parallele Datensätze gleichzeitig aufgezeichnet werden. Ursprünglich dienten die Synergie-Oberflächenspulen mit überlappenden Aufnahmevolumina dazu, das Signal der Messung zu verbessern. Die parallelen Datensätze können aber auch genutzt werden, um durch eine Reduktion der Phasenkodierschritte die Messung zu beschleunigen (► Abb. 1.8e). Die Zunahme der Abstände der k-Raum-Linien wird als *Beschleunigungsfaktor* R angegeben. R kann theoretisch Zahlen entsprechend der Anzahl der verwendeten Spulenelemente annehmen. In der Praxis nutzt man aber Werte zwischen 1,5 und 4, da die Reduktion der Phasenkodierlinien zu einem Signalverlust führt.

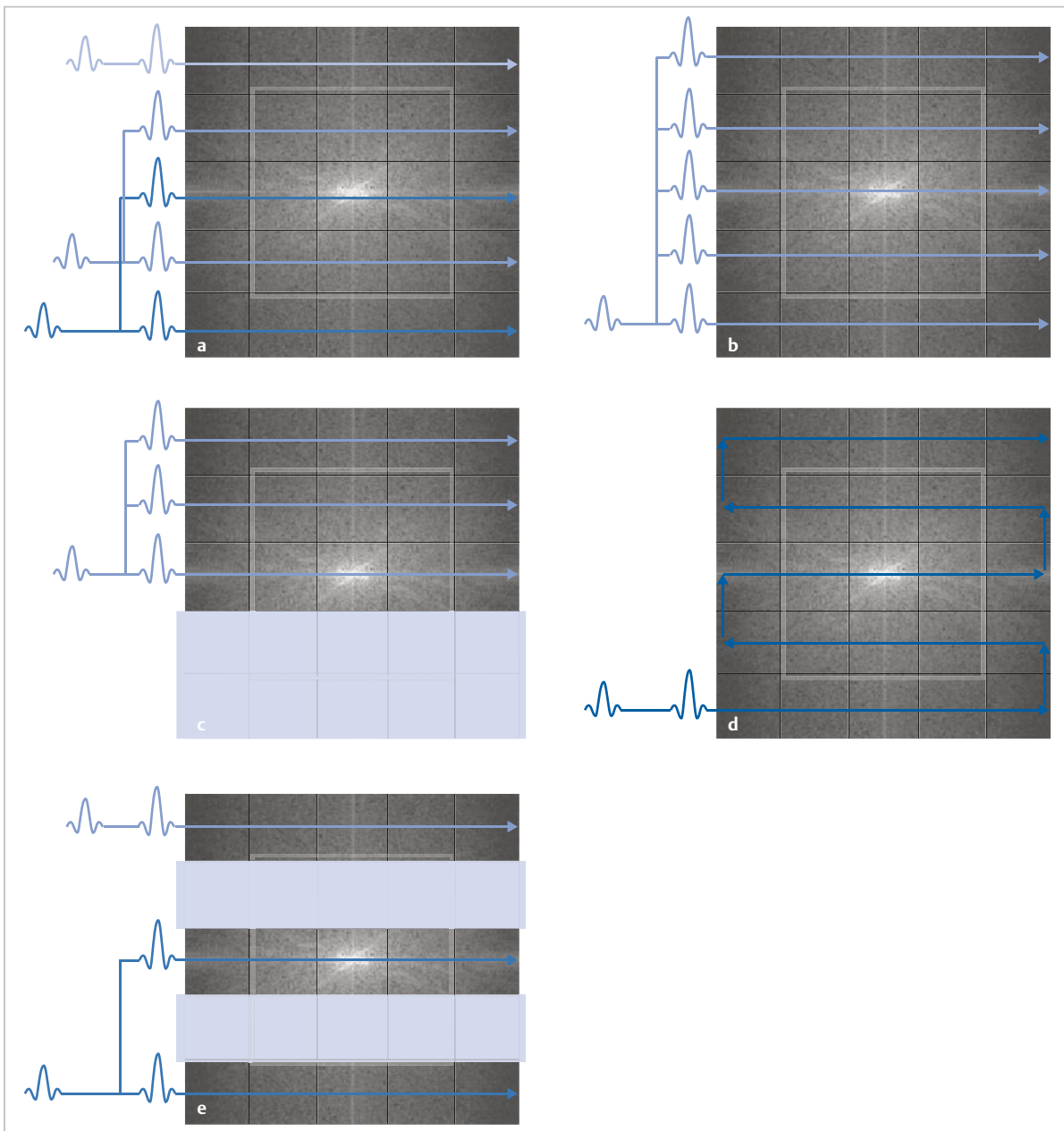


Abb. 1.8 Beschleunigung der Datenakquisition.

- a** Turbo-Spin-Echo-Verfahren mit Auslese mehrerer k-Raum-Zeilen durch einen Anregungsimpuls. Die Anzahl der Zeilen wird durch die Anzahl der Refokussierungsimpulse bestimmt (Echo Train).
- b** Single-Shot-Verfahren mit Auslese aller k-Raum-Zeilen durch einen einzigen Anregungsimpuls. Der Echo Train bestimmt die Matrix.
- c** Partielle Fourier-Technik (Halfscan) mit Reduktion des gesamten k-Raumes um fast die Hälfte.
- d** Echoplanares Verfahren mit Auslese aller k-Raum-Zeilen durch einen einzigen Anregungsimpuls und nur einen Refokussierungsimpuls: schnellste Datenauslese.
- e** Parallele Bildgebung mit Reduktion einzelner Phasenkodierzeilen des k-Raumes. Anzahl der Phasen wird durch den Beschleunigungsfaktor (R) bestimmt ($R = 2$).

► **Rekonstruktionsalgorithmen.** Prinzipiell verursacht die Reduktion der k-Raum-Zeilen ein kleineres Messfeld oder Einfaltungen. Um das zu verhindern, werden spezielle Rekonstruktionsalgorithmen eingesetzt, da die Matrix und der Messbereich konstant bleiben. Dazu stehen unterschiedliche Techniken zur Verfügung, die sich bei den verschiedenen Herstellern hinter unterschiedlichen Namen verbergen:

- iPAT – integrated Parallel Acquisition Techniques (Siemens Healthcare)
- ASSET – Array Spatial Sensitivity Encoding Technique (General Electrics)
- SENSE – Sensitivity Encoding (Philips GmbH)

Praxistipp

Im Rahmen einer MRT der Leber sollten immer parallele Bildgebungstechniken eingesetzt werden. Gerade bei adipösen Patienten, einer hypertrophierten Leber und einem reduzierten Allgemeinzustand kann durch eine Steigerung des Beschleunigungsfaktors die Messzeit verkürzt werden, ohne die Auflösung zu verändern (s. Kap. 1.3).



1.7 Methoden der Fettsättigung

Gelegentlich kann es sinnvoll sein, das im Abdomenbereich sehr hohe Fettsignal im Bild zu unterdrücken. So erlaubt die Fettsättigung z. B. Kontrastmittelanreicherungen und vaskuläre Strukturen in T1w Sequenzen besser abzugrenzen. Außerdem vermindert die Fettsättigung in T2w Sequenzen Bewegungsartefakte von subkutanen

und intraabdominellen fettreichen Strukturen mit hoher Signalintensität (s. Kap. 3.3).

Es existieren mehrere Verfahren der Fettunterdrückung. Sie basieren auf der kurzen T1-Relaxationszeit von Fett und/oder auf dem Frequenzunterschied der Fettprotonen zu den Gewebswasserprotonen.

► **STIR-Technik.** Der traditionelle Ansatz ist die Inversion-Recovery-(IR-) Methode. Dabei wird zunächst mit einem 180°-Inversionsimpuls die Nettomagnetisierung der Protonen praktisch auf den Kopf gestellt, d. h. umgekehrt (► Abb. 1.9). Durch die T1-Relaxation kehrt das Signal der invertierten Protonen aber kontinuierlich in den Ausgangszustand zurück. Nach einer bestimmten Zeit TI (Time from Inversion, tau), die das Fettgewebe benötigt, um aus der Inversion den Nulldurchgang zu erreichen, erfolgt der eigentliche Anregungsimpuls (► Abb. 1.9). Da zu diesem Zeitpunkt (Nulldurchgang) keine longitudinale Magnetisierung der Fettprotonen vorliegt, wird kein Signal in die transversale Ebene gekippt. Somit bleibt das Fettgewebe ohne Signal und stellt sich im Bild dunkel dar. Der Nulldurchgang der Fettprotonen ist aufgrund der kurzen T1-Zeit des Fettgewebes früh, deshalb wird die Messung auch als STIR-Methode (Short Tau Inversion Recovery) bezeichnet.

Cave



Bei Verwendung der STIR-Technik kann allerdings kein Kontrastmittel verwendet werden, da die MR-Kontrastmittel die Relaxationszeiten der betreffenden Gewebe verkürzen und somit den kurzen Relaxationszeiten des Fettgewebes annähern. Es entsteht somit ein paradoxer Signalverlust des KM-anreichernden Gewebes in der STIR-Technik!

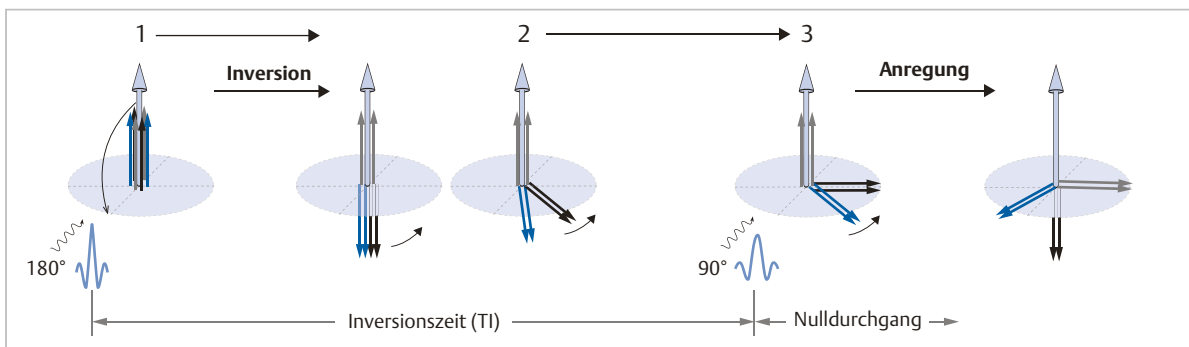


Abb. 1.9 Fettsättigung mittels Inversion Recovery.

1: Inversion der Protonenspins in der longitudinalen Achse durch einen Vorimpuls (180°); nur Protonen, bei denen die Drehfrequenz der Anregungsfrequenz entspricht (blau und schwarz), werden invertiert. Andere Protonen (grau) bleiben unbeeinflusst.
 2: Rückkehr der angeregten Protonen in den Ausgangszustand der longitudinalen Magnetisierung entsprechend der T1-RZ des Gewebes.
 3: Nach der Inversionszeit (TI) des Fettgewebes im Nulldurchgang (schwarz) Anregung aller Protonen durch zweiten HF-Impuls (90°); dadurch Auflösung der Quermagnetisierung und Signalverlust der Fettprotonen, reguläre Anregung mit Quermagnetisierung zur Signalauslese der Protonen außerhalb des Nulldurchganges (grau und blau).

► **SPIR-Technik.** Bei der SPIR-Technik (Spatial Inversion Recovery) regt ein 110° -Puls selektiv nur die Protonen des Fettgewebes an. Das ist möglich, da die Spins in Fettverbindungen sich etwas langsamer drehen als die Spins in wässrigem Gewebe und somit gezielt mit der entsprechenden Bandbreite des Hochfrequenzimpulses angeregt werden können. Dieser Geschwindigkeitsunterschied wird als *chemische Verschiebung* (Chemical Shift) bezeichnet und beträgt bei $1,5 T_{220} \text{ Hz}$. Somit wird mittels SPIR selektiv das Signal der Fettprotonen beeinflusst, während die Magnetisierung der übrigen Protonen unbeeinflusst bleibt. Die SPIR-Technik erlaubt so den Einsatz von MR-Kontrastmitteln. Von Nachteil ist allerdings, dass die spektralselektive Fettsaturierung nur im Falle eines homogenen statischen Magnetfeldes eine gleichmäßige Fettunterdrückung erlaubt.

► **SPAIR-Technik.** Mittels SPAIR-Technik (Spectral attenuated Inversion Recovery) lässt sich durch eine sog. *adiabatische Pulsform* eine etwas homogenere Fettunterdrückung über das gesamte Messfeld erreichen. Der komplexe Pulsaufbau verlängert jedoch die Messzeit u.U. deutlich.

1.8 Bewegungskompensation

Die MR-Bildgebung des Oberbauchs stellt eine besondere Herausforderung dar, da die Oberbauchorgane aufgrund der Atmung ständig in Bewegung sind. Bewegungen führen jedoch zu Artefakten und reduzieren folglich die Bildqualität und damit deren Beurteilbarkeit (s. Kap. 3.3). Um Bewegungsartefakte zu vermeiden, erfolgt die Datenaufnahme des Oberbauches deshalb entweder innerhalb einer Atempause oder fraktioniert mittels Triggerung.

► **Atempause.** Eine kurze Akquisitionszeit ($< 20 \text{ s}$) ist die Voraussetzung für eine Messung in einer Atemanhaltepause. Dafür wird der Patient gebeten, tief ein- und auszuatmen und dann die Luft anzuhalten.

► **Triggerung mit Atemgurt.** Triggern ist die Methode der Wahl zur Aufnahme von Sequenzen mit längerer Messzeit. Dabei wird der Atemzyklus durch einen pneumatischen Gürtel, der um den Oberbauch gewickelt wird, aufgezeichnet. Ein fiberoptisches System reagiert auf die Dehnung eines elastischen Segmentes und überträgt die Information an eine Kontrolleinheit (Receiver Interface). Das gemessene Signal ist dabei proportional zur atembedingten Veränderung des Bauchumfangs.

► **Intrinsischer Navigator.** Eine Alternative zum externen Atemgurt ist der intrinsische Navigator, der eine verbesserte Korrelation der Leberposition innerhalb der Atembewegung ermöglicht. Mittels eines 2D-Anregungspulses mit Gradienten-Echo-Auslese wird ein kleiner, zylinderförmiger Ausschnitt des Diaphragmas aufgenommen und ein eindimensionales Linienbild der Anatomie in Echtzeit aufgezeichnet. Erreicht die wellenförmige Atemkurve einen definierten Triggerpunkt in der endexpiratorischen Phase, wird die Navigatorsequenz gestoppt und die eigentliche Bildsequenz mit einer definierten Anzahl von Schichten gestartet. Danach setzt die Navigatorsequenz wieder ein.

Geplant wird der Navigatorscan in den Scoutbildern auf Höhe des rechten Diaphragmas zwischen Lunge und Leber. Für ein gutes Monitoring sollte der Scanzylinder lang genug sein, damit das Zwerchfell in der gesamten Bewegung abgebildet bleibt. Empfohlen werden 60–80 mm.

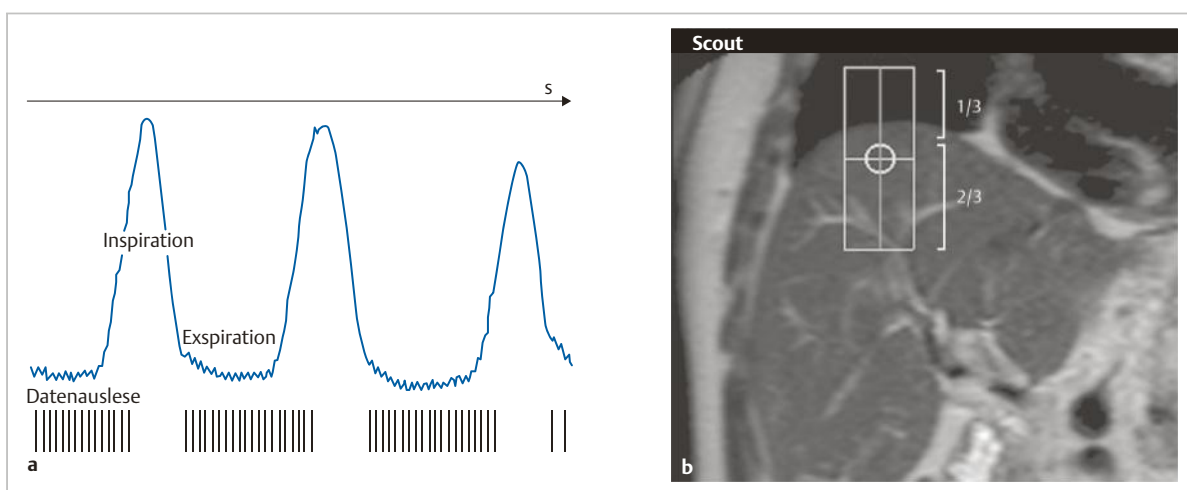


Abb. 1.10 Atemtriggerung und Navigatortechnik.

a Display der Atemkurve zur Triggerung der Auslese, Start der Sequenz jeweils in der Expirationsphase des Atemzyklus.

b Positionierung des Navigators an der Zwerchfellgrenze zu $\frac{2}{3}$ in der Leber und nur zu $\frac{1}{3}$ in der Lunge.

Cave

Der Scanzylinder sollte zu $\frac{2}{3}$ in der Leber und nur zu $\frac{1}{3}$ in der Lunge platziert werden, da das Lungengewebe kein ausreichendes Signal liefert (► Abb. 1.10).

► **Datenakquisition gemäß Atemkurve.** Die mittels Atemgurt oder Navigator ermittelte Atemkurve wird auf dem Monitorbild für weitere Analysen angezeigt (► Abb. 1.10).

Unter dem Atemzyklus versteht man die Anzahl der Atemwellen pro definierte Zeiteinheit. Die Expirationsphase entspricht in etwa der Hälfte der Zeit des Atemzyklus. Eine bestimmte Atemposition inklusive Toleranzfenster innerhalb der Atemkurve definiert die Datenakquisition.

Theoretisch kann dieser Triggerpunkt auf jede Phase der Atemwelle gesetzt werden. Die Bildakquisition in Expiration ist aber empfehlenswert, da diese einen relativ ruhigen, meist reproduzierbaren Bereich des respiratorischen Zyklus darstellt. Der Patient atmet normal und kontinuierlich und die Sequenz wird jeweils in der Expirationsphase des Atemzyklus gestartet.

1.9 Allgemeine Hinweise zur verbesserten Bildqualität

► **Atmung.** Die Einhaltung der Atemkommandos ist essenziell für eine diagnostische Bildqualität. Deshalb sollte die Akquisitionszeit der Daten 15–20 s nicht übersteigen. Kurze Atemmanöver sind insbesondere für ältere und kranke Menschen mit reduziertem Allgemeinzustand notwendig. Zusätzlich verbessern auch ein gezieltes Atemtraining und eine Abschätzung der individuell möglichen Atempause die erreichbare Bildqualität.

Praxistipp

Falls der Patient nicht in der Lage ist, die Luft über die gesamte Messdauer anzuhalten, kann man bei einer Low-high-Auslese den Patienten bitten, bei wieder einsetzender Atmung flach weiterzuatmen und eine tiefe Inspiration zu vermeiden. Da der zentrale k-Raum relativ zu Beginn der Akquisitionszeit ausgelesen wird und diese Phase lediglich $\frac{1}{3}$ – $\frac{1}{2}$ der gesamten Messzeit ausmacht, werden die Aufnahmen nur mäßig beeinträchtigt.

► **Bewegungen.** Willkürliche Bewegungen des Patienten lassen sich am besten durch eine komfortable Lagerung und ggf. durch zusätzlichen Einsatz von Lagerungskissen oder mithilfe elastischer Binden zur Fixation unterdrücken.

► **Patienteninformation.** Der Patient sollte instruiert werden, vor der Untersuchung keinen Kaffee oder größere Mengen zu trinken sowie Diuretika abzusetzen, um unnötigen Harndrang zu vermeiden. Ein kurzer Informationsbogen, den der Patient am Tag oder Tage vor der Untersuchung erhält, ist hier hilfreich. Auch eine gezielte Aufklärung und praktische Anleitung des Patienten unmittelbar vor und während der Untersuchung trägt dazu bei, die Bildqualität und Effizienz der Untersuchung zu verbessern. Gelingt es dem Patienten z. B. bei einer getriggerten Aufnahme, die Zeit zwischen 2 Atemzügen – d. h. die endexpiratorische Phase – zu verlängern, lässt sich die Messzeit um bis zu 30–50 % reduzieren [2].

Grundlagen im Überblick

Hochfrequenzimpulse führen zu einer Auslenkung der im Magnetfeld longitudinal ausgerichteten kreisförmigen Magnetfelder der Protonen. Durch den Einsatz von Feldstärkegradienten können die Frequenzinformationen der Signale gesammelt und räumlich zugeordnet werden. Gewebeabhängige Relaxationsparameter bestimmen die Signalausbeute der Anregung. Bei Turbo-Spin-Echo-Sequenzen ist auf die Profilverfahrenfolge zu achten, welche die effektive Echozeit und somit die daraus resultierende Wichtung festlegt.

Eine qualitativ hochwertige MRT des Oberbauches stellt eine technische Herausforderung dar. Hier gilt es, einen guten Kompromiss zwischen kurzer Aufnahmezeit, Signalausbeute und räumlicher Auflösung zu finden. Wichtig ist eine gute Vorbereitung und Instruktion des Patienten. Die Einhaltung der Atemkommandos ist essenziell für eine diagnostische Bildqualität. Zur Reduktion der Messzeit wird empfohlen, die Untersuchung mit Oberflächen-Mehrkanalspulen und Einsatz paralleler Bildgebungstechniken durchzuführen. Das Bildfeld (FOV) sollte an die Körperdimensionen und die Größe des zu untersuchenden Organs angepasst werden. Die Phasenkodierichtung wird entlang der kürzesten Körperausdehnung geplant. Bei adipösen Patienten und einer vergrößerten Leber kann der Beschleunigungsfaktor der parallelen Bildgebung – unter Berücksichtigung einer verschlechterten Bildqualität durch das fallende SNR – leicht erhöht werden. Die Datenmittelung steigert das SNR, führt aber zu einer deutlichen Verlängerung der Messzeit. Durch eine Interpolation der Daten können – insbesondere bei der 3D-Volumenakquisition – die Schichtdicke reduziert und Partialvolumeneffekte vermieden werden, ohne die Messzeit zu verlängern.

1.10 Literatur

- [1] de Bazelaire CM, Duhamel GD, Rofsky NM et al. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. *Radiology* 2004; 230: 652–659
- [2] Ehman RL, McNamara MT, Pallack M et al. Magnetic resonance imaging with respiratory gating: techniques and advantages. *AJR Am J Roentgenol* 1984; 143: 1175–1182
- [3] Farragher SW, Jara H, Chang KJ et al. Differentiation of hepatocellular carcinoma and hepatic metastasis from cysts and hemangiomas with calculated T2 relaxation times and the T1/T2 relaxation times ratio. *J Magn Reson Imaging* 2006; 24: 1333–1341
- [4] Kuo R, Panchal M, Tanenbaum L et al. 3.0 Tesla imaging of the musculoskeletal system. *J Magn Reson Imaging* 2007; 25: 245–261
- [5] Van Lom KJ, Brown JJ, Perman WH et al. Liver imaging at 1.5 Tesla: pulse sequence optimization based on improved measurement of tissue relaxation times. *Magn Reson Imaging* 1991; 9: 165–171