

# INAUGURAL - DISSERTATION

zur  
Erlangung der Doktorwürde  
der  
Naturwissenschaftlich-Mathematischen  
Gesamtfakultät  
der  
Ruprecht-Karls-Universität  
Heidelberg

vorgelegt von  
Dipl.-Phys. Falko Lohberger  
aus Neustadt a. Rbge.

Tag der mündl. Prüfung: 18. Oktober 2006



**Entwicklung und Optimierung  
nicht-kartesischer Techniken  
für die Magnetresonanzbildgebung**

Gutachter: Prof. Dr. Ulrich Platt  
Prof. Dr. Lothar Rudi Schad







## Entwicklung und Optimierung nicht-kartesischer Techniken für die Magnetresonanzbildgebung

Die Magnetresonanzbildgebung von Proben mit kurzen effektiven Spin-Spin-Relaxationszeiten, z. B. der Lunge ( $T_2^* \approx 1$  ms), erfordert kurze Echozeiten, die mittels Messsequenzen mit im k-Raum-Zentrum beginnenden Auslesetrajektorien erreicht werden. In dieser Arbeit wurden spiralförmige und radiale Ausleseschemata sowie zugehörige Fourier-Bildrekonstruktionsverfahren entwickelt und für die Bildgebung derartiger Proben an klinischen Tomographen bei einer Magnetfeldstärke von 1,5 T optimiert. Mit beiden Sequenztypen wurde eine auflösungsunabhängige minimale Echozeit von 0,5 ms erreicht. Typische Parameter einer schnellen spiralförmigen Abtastung resultieren in ca. 4...8-fach größeren Auslesezeiten als bei der in dieser Hinsicht optimalen Radial-MRT, bei der Auslesezeiten von  $T_A = 1,3...1,8$  ms zu signifikant geringeren Signalverlusten und *Blurring*-Artefakten durch  $T_2^*$ -Relaxation führen. Beim *Gridding*-Bildrekonstruktionsalgorithmus liefert die Dichte-Präkompensation mit der besten der untersuchten Wichtungsfunktionen eine um 11% schmalere Halbwertsbreite (FWHM) als die Postkompensation, die dafür ein um 67% günstigeres Signal-Artefaktverhältnis bietet. In der *in-vivo* Anwendung konnte mittels der Radial-MRT erstmalig mit einer Gradientenechotechnik bei einer Messdauer von etwa 1 s/Schicht eine Darstellung feiner Gefäße der menschlichen Lunge mit einer effektiven Auflösung von unter 2 mm erreicht werden (nominelle Auflösung 1,4 mm). Im Lungenparenchym wurde  $T_2^*$  mit 0,6...1,7 ms bestimmt. Durch die radiale parallele Bildgebung mit einem Reduktionsfaktor 4...6 ist bei vergleichbarer Messzeit mit konventionellen Techniken eine deutliche Auflösungsverbesserung erzielbar.

## Development and Optimisation of Non-Cartesian Techniques for Magnetic Resonance Imaging

Magnetic resonance imaging of samples with short effective transverse relaxation times (e. g.  $T_2^* \approx 1$  ms in the lung) requires particularly short echo times which are provided by sequences with k-space trajectories starting at the k-space centre. Spiral and radial readout schemes as well as Fourier image reconstruction methods have been developed and optimised with respect to imaging of such samples with clinical MR scanners at magnetic field strengths of 1.5 T. The minimum echo time achieved with both sequences was 0.5 ms, independent of their spatial resolution. A typical fast spiral readout results in a 4...8 times longer readout compared to the radial trajectory which is optimal in this respect. A strong signal gain and reduced blurring artefacts due to  $T_2^*$  relaxation arise from the short radial readout times of  $T_A = 1.3...1.8$  ms. The application of density pre-compensation with the use of the best of the investigated weighting functions in the gridding reconstruction algorithm leads to a 11% narrower FWHM of the point spread function compared to post-compensation whose signal to artefact ratio is 67% lower. *In-vivo* application of the radial technique to the human lung displayed for the first time capillary vessels with an effective spatial resolution of smaller than 2 mm (nominal resolution 1.4 mm).  $T_2^*$  in the lung parenchyma was measured to be 0.6...1.7 ms. A significant resolution enhancement compared to conventional methods with similar measurement times was shown to be attainable by the radial parallel acquisition technique with reduction factors of 4...6.





# Inhaltsverzeichnis

<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>1 Grundlagen</b>	<b>3</b>
1.1 Kernspinresonanz . . . . .	4
1.1.1 Kernspin und magnetisches Moment . . . . .	4
1.1.2 Makroskopische Magnetisierung . . . . .	5
1.1.3 Hochfrequenz-(HF-)Anregung . . . . .	7
1.1.4 Relaxation im homogenen Magnetfeld . . . . .	8
1.1.5 Relaxation im inhomogenen Magnetfeld . . . . .	11
1.1.6 Spinecho . . . . .	12
1.1.7 Gradientenfelder und Gradientenecho . . . . .	12
1.2 Magnetresonanzbildgebung . . . . .	16
1.2.1 Ortskodierung . . . . .	16
1.2.2 Gradientenmomente . . . . .	17
1.2.3 2D und 3D Sequenzen . . . . .	17
1.2.4 k-Raum-Eigenschaften . . . . .	20
1.2.5 k-Raum-Auslesestrategien . . . . .	26
1.2.6 Kontrast in der MRT . . . . .	28
1.3 Aufbau der Lunge . . . . .	30
1.3.1 Anatomie . . . . .	30
1.3.2 MRT der Lunge . . . . .	31

<b>2</b>	<b>Materialien und Methoden</b>	<b>33</b>
2.1	k-Raum Auslesetechniken . . . . .	34
2.1.1	Restriktionen durch das Gradientensystem . . . . .	34
2.1.2	Kartesische Datenabtastung . . . . .	35
2.1.3	Spiralabtastung . . . . .	37
2.1.4	Spiral-Gradientendesign . . . . .	41
2.1.5	Radialabtastung . . . . .	43
2.2	<i>Gridding</i> Rekonstruktion . . . . .	49
2.2.1	<i>Gridding</i> -Formalismus . . . . .	50
2.2.2	Wahl der Wichtungsfunktion . . . . .	51
2.2.3	Wahl der Gittermaschenweite . . . . .	55
2.2.4	Dichtekompensation . . . . .	55
2.2.5	<i>Gridding</i> -Algorithmus . . . . .	58
2.3	Bestimmung von k-Raum Trajektorien . . . . .	60
2.4	Parallele Bildgebung . . . . .	63
2.4.1	SENSE: <i>Sensitivity Encoding</i> . . . . .	65
2.4.2	SMASH: <i>Simultaneous acquisition of spatial harmonics</i> . . . . .	66
2.4.3	Radiale parallele Bildgebung . . . . .	67
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>69</b>
3.1	Spiralabtastung . . . . .	70
3.1.1	Punktantwortfunktion . . . . .	70
3.1.2	Messungen am Phantom . . . . .	75
3.1.3	Trajektorienmessungen . . . . .	78
3.1.4	Automatisierte Bildkorrektur . . . . .	81
3.2	Radialabtastung . . . . .	84
3.2.1	Eigenschaften der Radial-MRT . . . . .	84

---

3.2.2	Rekonstruktionsparameter . . . . .	90
3.3	<i>In-vivo</i> Anwendungen am Menschen . . . . .	94
3.3.1	Spiral-Angiographie mit Deblurring . . . . .	94
3.3.2	Radiale Bildgebung der Lunge . . . . .	97
3.3.3	Parallele Radiale Lungenbildgebung . . . . .	105
<b>4</b>	<b>Diskussion und Ausblick</b>	<b>107</b>
4.1	Diskussion . . . . .	107
4.2	Zusammenfassung und Ausblick . . . . .	116
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>121</b>



# Einleitung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) verbreitet sich als diagnostische Technik in der Biologie und Medizin seit ihrer praktischen Verfügbarkeit Anfang der achtziger Jahre rapide. Sie erlaubt eine sehr genaue und differenzierte volumetrische Darstellung der meisten biologischen Proben, z. B. Organe, Gelenkknorpel und Gehirn. Schon geringfügige Veränderungen können mit hoher Sensitivität entdeckt und physiologische Prozesse nicht-invasiv untersucht werden, z. B. die Gewebepfusion. Ein weiterer großer Vorteil liegt darin, dass die MRT im Gegensatz zu anderen bildgebenden Verfahren wie der Röntgen-Computertomographie (CT) ohne ionisierende Strahlung auskommt, die Schäden in biologischen Systemen verursachen kann.

In einigen Bereichen wird die MRT allerdings bislang nicht bzw. nur zu Forschungszwecken eingesetzt, da die physikalischen Eigenschaften des untersuchten Objektes zu besonderen Problemen führen. Diese können eine niedrige Wasserstoffkerndichte<sup>1</sup> oder physiologische Bewegung sein, z. B. Herzschlag, Atembewegung oder Blutpulsation. Noch schwieriger ist mit MR-Bildgebungstechniken die Abbildung magnetisch inhomogener Proben, die eine auf kleinen Längenskalen variierende magnetische Suszeptibilität<sup>2</sup> aufweisen und daher eine kurze effektive Spin-Spin-Relaxationszeit besitzen. Dies bewirkt einen schnellen Zerfall des gemessenen Signals sowie Fehler in dessen räumlicher Zuordnung.

Um die Vorteile der MRT auch in der Bildgebung von Proben mit kurzer Spin-Spin-Relaxationszeit zur Geltung bringen zu können, müssen Techniken der Datenaufnahme verwendet werden, die eine sehr kurze Echozeit und Auslesezeit ermöglichen, um trotz des schnellen Zerfalls der kohärenten Magnetisierung eine ausreichende Signalintensität zu gewinnen. Die Datenaufnahme findet im Ortsfrequenzraum, dem sog.  $k$ -Raum, statt, aus dem sich durch Fouriertransformation die Information im Ortsraum gewinnen lässt. Die ersten Magnetresonanzbilder

---

<sup>1</sup>Aus dem Kernspin der Wasserstoffkerne der Probe resultiert das Messsignal, s. Kap. 1.1.1.

<sup>2</sup>Die Suszeptibilität beschreibt das Verhalten eines Stoffes in einem externen Magnetfeld, s. Kap. 1.1.5.

wurden von Lauterbur [1973] mit einer als Projektionsrekonstruktion bezeichneten Technik aufgenommen, bei der wie bei der CT eine eindimensionale Projektion der Magnetisierungsverteilung unter verschiedenen Winkeln aufgenommen wurde. Danach haben sich ausschließlich die kurze Zeit später entwickelten Methoden der Fourier-Bildgebung [Kumar et al., 1975] durchgesetzt, bei denen die Datenaufnahme im zum Ortsraum dualen  $k$ -Raum stattfindet. Um für die Fouriertransformation den FFT-Algorithmus [Cooley und Tukey, 1965] verwenden zu können, der in akzeptabler Rechenzeit ausführbar ist, müssen die Abtastpunkte auf einem rechteckigen Gitter liegen. In fast allen heutzutage routinemäßig eingesetzten Messverfahren werden die Daten daher auf den Gitterpunkten liegend zeilenweise aufgenommen (kartesische  $k$ -Raum-Auslese).

Sehr kurze Echozeiten lassen sich mit Auslesetechniken erreichen, bei denen die Signalaufnahme im  $k$ -Raum-Zentrum beginnt, was bei der zeilenweisen kartesischen Abtastung nicht der Fall ist. In dieser Arbeit wurden daher Messtechniken mit nicht-kartesischen Ausleseschemata entwickelt und untersucht. Zum einen die spiralförmige  $k$ -Raum-Auslese, die von Ahn et al. [1986] vorgeschlagen wurde, des Weiteren die von Glover und Pauly [1992] vorgestellte radiale Abtastung. Dazu war auch die Implementierung geeigneter Fourier-Bildrekonstruktionsalgorithmen und Bildkorrekturverfahren erforderlich. Weiterhin sollte eine Charakterisierung und Optimierung der Bildgebungstechniken für eine schnelle Bildgebung von Proben mit kurzer effektiver Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2^*$  erfolgen.

Ein Beispiel der klinischen Anwendung, in der alle o. g. schwierigen Eigenschaften zusammentreffen, ist die Bildgebung der Lunge. In diesem Fall stellte sich die Radialtechnik, deren kürzere Auslesezeit Vorteile gegenüber der Spiralauslese bietet, als besser geeignet heraus, um hochauflösende Schnittbilddatensätze der Lunge in einer Atemanhalteperiode zu akquirieren. In Kooperation mit der Universität Würzburg konnte in ersten Messungen zudem das große Potential gezeigt werden, das die Kombination der parallelen Bildgebung mit nicht-kartesischen Auslesetechniken bietet.

# Kapitel 1

# Grundlagen

## 1.1 Kernspinresonanz

Die Magnetresonanz-Tomographie (MRT) benutzt das physikalische Phänomen der Kernspinresonanz, NMR (*Nuclear Magnetic Resonance*), zur nichtinvasiven Abbildung der räumlichen Verteilung von Wasserstoff- ( $^1\text{H}$ ) und anderen Kernen in biologischem Gewebe. Für die Entdeckung der Kernspinresonanz erhielten Bloch und Purcell 1952 den Nobelpreis für Physik [Bloch, 1946; Purcell et al., 1946]. Die physikalischen Grundlagen des Prinzips der Kernspinresonanz werden im Folgenden zusammengefasst soweit sie von Bedeutung für die vorliegende Arbeit sind. Eine ausführliche Behandlung der Theorie der NMR ist in den Standardwerken von Abragam [1961] und Slichter [1989] zu finden.

### 1.1.1 Kernspin und magnetisches Moment

Alle Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl besitzen einen Eigendrehimpuls oder Spin  $I$ , z. B. das Proton  $I_{\text{H}} = \hbar \cdot \frac{1}{2}$ . Über das für jede Kernart spezifische gyromagnetische Verhältnis  $\gamma$  ist der Kernspin mit einem magnetischen Moment  $\vec{\mu}$  verbunden,

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I}. \quad (1.1)$$

Der Wasserstoffkern hat von allen stabilen Atomkernen das größte gyromagnetische Verhältnis  $\gamma_{\text{H}} = 2,675 \cdot 10^8 \text{ rad s}^{-1} \text{ T}^{-1}$ . Zusätzlich zu der hohen Häufigkeit in biologischen Geweben besitzt er damit eine hohe Sensitivität für das NMR-Signal, so dass in der medizinischen Bildgebung nahezu ausschließlich die Wasserstoffresonanz genutzt wird.

Der Drehimpuls kann quantenmechanisch als Operator  $\hat{I}$  durch folgende Kommutatoren definiert werden:

$$[\hat{I}_i, \hat{I}_j] = \epsilon_{ijk} \hbar I_k; \quad [\hat{I}_i, \hat{I}^2] = 0 \quad (1.2)$$

Bei Festlegung einer Quantisierungsachse, o. B. d. A. die  $z$ -Achse, hat  $\hat{I}$  folgende Eigenwertgleichungen:

$$\hat{I}_z |I, m\rangle = \hbar m |I, m\rangle \quad (1.3)$$

$$\hat{I}^2 |I, m\rangle = \hbar^2 I(I+1) |I, m\rangle \quad (1.4)$$

Der Eigenwert  $m$  kann  $2I + 1$  diskrete Werte zwischen  $-I \dots I$  annehmen, die im feldfreien Raum entartet sind. Eine energetische Aufspaltung erfolgt jedoch bei Wechselwirkung mit einem äußeren Magnetfeld  $\vec{B}$ . Der Hamiltonoperator für dieses als Kern-Zeeman-Effekt bekannte Phänomen ist

$$\hat{H} = -\hat{\mu} \vec{B} = -\gamma \hbar \hat{I} \vec{B}. \quad (1.5)$$



Er vereinfacht sich bei einem zeitunabhängigen, homogenen Feld in  $z$ -Richtung,  $\vec{B} = (0, 0, B_0)$ , zu

$$\hat{H} = -\gamma\hbar I_z B_0. \quad (1.6)$$

Da die Operatoren  $\hat{H}$  und  $\hat{I}$  simultane Eigenvektoren besitzen, können mit Hilfe der Eigenzustände von  $\hat{I}$  die Eigenwerte  $E_m$  der Schrödingergleichung für  $\hat{H}$  bestimmt werden:

$$\hat{H}|I, m\rangle = E_m|I, m\rangle \quad (1.7)$$

$$E_m = -\gamma\hbar m B_0 \quad (1.8)$$

Durch das äußere Magnetfeld wird die Entartung der  $2I + 1$  Energieniveaus aufgehoben. Die Energiedifferenz zwischen zwei benachbarten Niveaus  $\Delta E$  ist

$$\Delta E = E_m - E_{m-1} = \gamma\hbar B_0 = \hbar\omega_0, \quad (1.9)$$

wobei die zu  $\Delta E$  proportionale Frequenz  $\omega_0$  als Larmor-Frequenz bezeichnet wird. Im Fall der Protonen mit  $I = \frac{1}{2}$  existieren dann zwei nicht entartete Energieniveaus. Bei einem Grundmagnetfeld von  $B_0 = 1,5 \text{ T}$  ist der Energieunterschied  $\Delta E = 2,6 \cdot 10^{-7} \text{ eV}$  bzw. die Larmorfrequenz  $\omega_0 = 2\pi \cdot 63,8 \text{ MHz}$ .

### 1.1.2 Makroskopische Magnetisierung

In einer makroskopischen Probe, deren Kerne sich im thermischen Gleichgewicht mit der Umgebung befinden, wird bei hohen Temperaturen die Besetzungswahrscheinlichkeit eines Energieniveaus durch die Boltzmann-Statistik beschrieben:

$$p_m = \frac{1}{Z} e^{-\frac{m\hbar\omega_0}{kT}} \quad \text{mit} \quad Z = \sum_{m=-I}^I e^{-\frac{m\hbar\omega_0}{kT}} \quad (1.10)$$

Die Besetzung der Zustände in einem System von Spin- $\frac{1}{2}$ -Teilchen, das sich im thermodynamischen Gleichgewicht bei einer Temperatur  $T$  befindet, kann mit der quantenmechanischen Dichtematrix  $\rho$  beschrieben werden:

$$\rho = \frac{1}{Z} \begin{pmatrix} p_{+\frac{1}{2}} & 0 \\ 0 & p_{-\frac{1}{2}} \end{pmatrix} \quad (1.11)$$

Die Erwartungswerte der Spinkomponenten  $I_i$  sind aus der Spur von  $\rho \cdot I_i$  zu berechnen. Die Komponenten  $I_i = \frac{\hbar}{2} \cdot \sigma_i$  werden dabei durch die Pauli-Matrizen  $\sigma_i$  ausgedrückt:

$$\sigma_x = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \quad \sigma_y = \begin{pmatrix} 0 & -i \\ i & 0 \end{pmatrix} \quad \sigma_z = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (1.12)$$

Die Spin-Erwartungswerte gilt dann

$$\langle I_x \rangle = \langle I_y \rangle = 0 \quad (1.13)$$

$$\langle I_z \rangle = \frac{\hbar}{2} \tanh \left( -\frac{\hbar\omega_0}{2kT} \right). \quad (1.14)$$

Die Messgröße in der MRT ist die makroskopische Magnetisierung  $\vec{M}$ , d. i. die Summe der magnetischen Momente  $\vec{\mu}_i$  in einem Volumen  $V$  mit  $N$  Spins:

$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N \vec{\mu}_i = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N \gamma \langle \vec{I}_i \rangle \quad (1.15)$$

Da die transversalen Komponenten in  $x$ - und  $y$ -Richtung aufgrund von Gl. 1.14 verschwinden, ist die Magnetisierung parallel zum Magnetfeld entlang der  $z$ -Achse ausgerichtet. Für die  $z$ -Komponente folgt

$$M_0 \equiv \langle M_z \rangle = \frac{\gamma \hbar N}{2V} \tanh \left( -\frac{\hbar\omega_0}{2kT} \right). \quad (1.16)$$

Da  $kT \gg \gamma \hbar B_0$ , die sog. Hochtemperaturnäherung, gilt, kann dieser Ausdruck bis zur linearen Ordnung entwickelt werden, so dass sich für die Magnetisierung der folgende Ausdruck ergibt:

$$M_0 \approx \frac{\gamma \hbar N}{2V} \left( -\frac{\hbar\omega_0}{2kT} \right) = \frac{N}{V} \cdot \frac{\gamma^2 \hbar^2 B_0}{4kT} \quad (1.17)$$

Der Besetzungszahlunterschied zwischen den Zuständen  $|+\frac{1}{2}\rangle$  und  $|-\frac{1}{2}\rangle$  liegt bei einer Temperatur von  $T = 300$  K und einem Grundmagnetfeld von  $B_0 = 1,5$  T in der Größenordnung  $10^{-6}$ . Aufgrund der großen Zahl vorhandener Protonen wird trotz dieses kleinen Verhältnisses eine makroskopische Magnetisierung gemessen.

Die zeitliche Entwicklung der Magnetisierung wird durch den folgenden Kommutator beschrieben:

$$\frac{d\vec{M}(t)}{dt} = -\frac{i}{\hbar} [\vec{M}, \hat{H}] \quad (1.18)$$

Daraus ergibt sich eine Bewegungsgleichung,

$$\frac{d\vec{M}(t)}{dt} = \gamma \vec{M}(t) \times \vec{B}, \quad (1.19)$$

die einer klassischen Kreisgleichung entspricht. Die Lösung ist demnach eine Präzession der Magnetisierung um die  $z$ -Richtung des Magnetfeldes mit der Larmorfrequenz  $\omega_0$ .

### 1.1.3 Hochfrequenz-(HF-)Anregung

Durch die Einstrahlung eines resonanten elektromagnetischen Feldes  $\vec{B}_1(t)$  mit der Frequenz  $\omega_{\text{HF}} = \omega_0$  senkrecht zum statischen  $\vec{B}_0$ -Feld,  $\vec{B}_0 = (0, 0, B_0)$ , lässt sich die Magnetisierung aus dem thermodynamischen Gleichgewicht auslenken. Das eingestrahelte Zusatzfeld wird durch

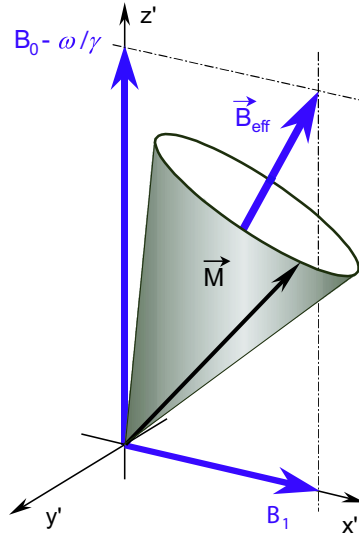
$$\vec{B}_1(t) = B_1 (\cos \omega_{\text{HF}} t, \sin \omega_{\text{HF}} t, 0) \quad (1.20)$$

beschrieben. Analog zu Gl. 1.19 folgt die Bewegungsgleichung

$$\frac{d\vec{M}(t)}{dt} = \gamma \vec{M}(t) \times (B_1 \cos \omega_{\text{HF}} t, B_1 \sin \omega_{\text{HF}} t, B_0). \quad (1.21)$$

Die Transformation in ein mit der Frequenz  $\omega_{\text{HF}}$  um die  $z$ -Achse rotierendes Bezugssystem  $S'$  eliminiert die Zeitabhängigkeit des  $B_1$ -Feldes. Der  $B_1'$ -Vektor ruht auf der  $x'$ -Achse und das zeitliche Verhalten lässt sich mit einem effektiven Magnetfeld  $\vec{B}_{\text{eff}}$  beschreiben:

$$\frac{d\vec{M}'(t)}{dt} = \gamma \vec{M}'(t) \times \left( B_1, 0, B_0 - \frac{\omega_{\text{HF}}}{\gamma} \right) = \gamma \vec{M}'(t) \times \vec{B}_{\text{eff}} \quad (1.22)$$



**Abb. 1.1:** Im rotierenden Bezugssystem  $(x', y', z')$  präzediert die Magnetisierung  $\vec{M}$  um die Richtung des effektiven Magnetfeldes  $\vec{B}_{\text{eff}}$ .

Wiederum in Analogie zu Gl. 1.19 präzediert die Magnetisierung um die Richtung des effektiven Magnetfeldes. Im Resonanzfall mit  $\omega_{\text{HF}} = \gamma B_0$  reduziert sich das effektive Feld auf seine  $x'$ -Komponente. Das bedeutet, dass die Magnetisierung durch eine Einstrahlung des  $B_1$ -Feldes über eine Zeit  $T_B$  um die  $y'$ -Achse gedreht

wird, s. Abb. 1.1. Der Winkel, um den die Magnetisierung um die  $x'$ -Achse gedreht wird, wird als Flipwinkel  $\alpha$  definiert,

$$\alpha \equiv \gamma \int_0^{T_B} B_1(t) dt. \quad (1.23)$$

Die Einstrahlung eines resonanten elektromagnetischen Feldes erfordert Frequenzen im 100 MHz Bereich, die als Hochfrequenz (HF) bezeichnet werden. HF-Pulse, die eine Drehung von genau  $90^\circ$  bzw.  $180^\circ$  bewirken, werden auch als  $\frac{\pi}{2}$  bzw.  $\pi$ -Pulse bezeichnet.

Nach dem Abschalten des  $\vec{B}_1$ -Feldes präzediert die erzeugte Transversalmagnetisierung  $M_{xy} = M_0 \sin \alpha$  im Laborsystem um die  $z$ -Achse. Es ist oft sinnvoll, die Transversalmagnetisierung als komplexe Größe,

$$M_{xy} = M_x + iM_y \equiv M_{xy}(t_0) e^{i\phi}, \quad (1.24)$$

zu schreiben.

#### 1.1.4 Relaxation im homogenen Magnetfeld

Aus der Bewegungsgleichung 1.19 folgt, dass der Magnetisierungsvektor nach der Auslenkung im entsprechenden Winkel  $\alpha$  zur  $z'$ -Achse erhalten bleibt und um diese präzediert. Die in einer Empfangsspule detektierte Gesamtsignalamplitude, die der vorhandenen Transversalmagnetisierung entspricht, wäre damit zeitlich konstant. Experimentell wird jedoch eine Rückkehr der Magnetisierung in den ursprünglichen Gleichgewichtszustand beobachtet. Diese Relaxation wurde von Bloch [1946] durch eine phänomenologische Erweiterung der Bewegungsgleichung beschrieben. Dazu wird angenommen, dass die Longitudinal- und Transversalkomponente der Magnetisierung nach einer Störung wieder in ihren Gleichgewichtszustand  $M_0$  bzw. 0 streben, und zwar mit einer zur Auslenkung aus der jeweiligen Gleichgewichtslage proportionalen Änderungsgeschwindigkeit. Für die drei Komponenten des Magnetisierungsvektors gilt die folgende Differentialgleichung:

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma \left( \vec{M} \times \vec{B} \right)_x - \frac{M_x}{T_2} \quad (1.25)$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma \left( \vec{M} \times \vec{B} \right)_y - \frac{M_y}{T_2} \quad (1.26)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma \left( \vec{M} \times \vec{B} \right)_z + \frac{M_0 - M_z}{T_1} \quad (1.27)$$

Die Zeitkonstante  $T_1$  wird als longitudinale oder Spin-Gitter-Relaxationszeit bezeichnet. Die  $T_1$ -Relaxation beruht auf der Tatsache, dass im thermischen Gleichgewicht alle magnetischen und elektrischen Momente infolge ihrer unkorrelierten

Translations- und Rotationsbewegungen ein breites Spektrum an elektromagnetischen Wechselfeldern erzeugen, deren Anteile, die der Resonanzfrequenz  $\omega_0$  des Spinensembles entsprechen, Übergänge zwischen benachbarten Kernniveaus induzieren, so dass schließlich der thermodynamische Gleichgewichtszustand wiederhergestellt wird. Bei diesem Prozess wird Energie vom Gitter, das die Gesamtheit der umgebenden magnetischen Momente repräsentiert, auf das Spinsystem übertragen.

$T_2$  wird als transversale oder Spin-Spin-Relaxationszeit bezeichnet. Nach dem Einstrahlen des HF-Anregungspulses sind alle Spins phasenkohärent in der Transversalebene ausgerichtet, und sie erfahren alle das gleiche Grundmagnetfeld  $B_0$ . Zusätzlich sind jedoch lokale Störungen vorhanden, die aus der Wechselwirkung mit Feldern benachbarter Kerne (Dipol-Dipol-Wechselwirkung der Spins untereinander) resultieren. Die Phasenkohärenz geht damit mit der Zeit irreversibel verloren, die Transversalmagnetisierung nimmt ab. Es handelt sich hierbei um einen Entropieeffekt, bei dem keine Energie ausgetauscht wird.

Beide Relaxationszeitkonstanten sind charakteristisch für das Material der untersuchten Probe, typische Werte für lebendes menschliches Gewebe liegen bei einer Feldstärke von  $B_0 = 1,5 \text{ T}$  im Bereich von  $T_1 = 300 \text{ ms} \dots 3 \text{ s}$  und  $T_2 = 80 \text{ ms} \dots 1,6 \text{ s}$  [Bottomley et al., 1984; Reiser und Semmler, 1997].

### Freie Relaxation

Unter der Annahme eines homogenen, statischen Magnetfeldes  $B_0$  in  $z$ -Richtung vereinfachen sich die Blochgleichungen in komplexer Schreibweise zu einem entkoppelten Differentialgleichungssystem,

$$\frac{dM_{xy}}{dt} = -i\gamma B_0 M_{xy} - \frac{M_{xy}}{T_2} \quad (1.28)$$

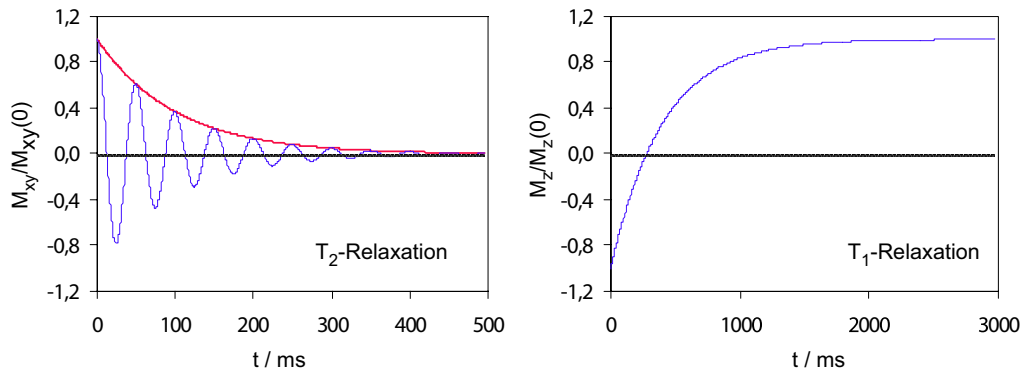
$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{M_0 - M_z}{T_1}. \quad (1.29)$$

Die Lösung ergibt für die beiden Anteile der Magnetisierung

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(t_0) e^{i\omega_0 t - \frac{t}{T_2}} \quad (1.30)$$

$$M_z(t) = M_z(t_0) e^{-\frac{t}{T_1}} + M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right). \quad (1.31)$$

Eine schematische Darstellung dieser als FID (*Free Induction Decay*) bezeichneten Lösungen ist in Abb. 1.2 dargestellt.



**Abb. 1.2:** Freie Relaxation der Magnetisierung: (a.) Transversalkomponente der Magnetisierung in einem ideal homogenem Magnetfeld; (b.) Longitudinalkomponente mit  $M_z(t_0 = 0) = -1$ , wie es z. B. nach einem  $\pi$ -Anregungspuls der Fall ist.

### Messsignal

In einem NMR-Experiment induziert die oszillierende Transversalmagnetisierung  $M_{xy}$  in einer senkrecht zum Grundfeld ausgerichteten Hochfrequenzantenne, die meistens als Spule ausgeführt ist, eine Spannung, die proportional zu  $M_{xy}$  ist. Dieses Induktionssignal ist die Messgröße in einem Kernspinresonanzexperiment. Die Longitudinalmagnetisierung  $M_z$  ist nicht direkt als Messgröße zugänglich. Wenn die Datenaufnahme mit dem Hochfrequenzsender phasenkorreliert gekoppelt ist (sog. Quadraturdetektion), können sowohl die  $x$ - als auch die  $y$ -Komponente der Magnetisierung als Signale getrennt gemessen werden. Die Larmorfrequenz wird dabei durch Multiplikation mit einer Sinus- bzw. Cosinusfunktion demoduliert, so dass idealerweise nur die Hüllkurve des Signalzerfalls, wie z. B. in Abb. 1.2 gezeigt, aufgezeichnet wird.

Im Allgemeinen ist die Magnetisierung in der Probe eine ortsabhängige Größe, d. h. auch die Präzessionsfrequenz der Spins hat lokale Abweichungen von der globalen Demodulationsfrequenz ab, so dass die Spinpräzession eine ortsabhängige zusätzliche Phase akkumuliert:

$$\phi(\vec{x}, t) = \int_t (\omega(\vec{x}, t) - \omega_0) dt' \quad (1.32)$$

Das demodulierte, ortsabhängige Messsignal  $S(\vec{x}, t)$  wird daher in Verallgemeinerung von Gl. 1.30 geschrieben:

$$S(\vec{x}, t) \propto M_{xy}(t_0) e^{i\phi(\vec{x}, t)} \cdot e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (1.33)$$

In einem Experiment wird immer das gemittelte Signal eines Probenvolumens  $V$  detektiert,

$$S(t) \propto \int_V M_{xy}(t_0) e^{i\phi(\vec{x}, t)} \cdot e^{-\frac{t}{T_2}} d\vec{x}. \quad (1.34)$$

Das zeitliche Verhalten des gemessenen Signals ist demnach neben der  $T_2$ -Relaxation von der lokalen Phase der Magnetisierung zum Zeitpunkt der Messung abhängig.

### 1.1.5 Relaxation im inhomogenen Magnetfeld

Lokale Magnetfeldvariationen können neben der unvermeidlichen Dipol-Wechselwirkung benachbarter Kerne, die zur  $T_2$ -Relaxation führt, auch durch Magnetfeldinhomogenitäten des äußeren Feldes und durch magnetisch nicht homogene Proben verursacht werden, die in ein homogenes Feld eingebracht werden.

Die Magnetisierung  $\vec{M}$  ist durch die magnetische Suszeptibilität  $\chi$  mit der magnetischen Feldstärke  $\vec{H}$  verknüpft,

$$\vec{M} = \chi \vec{H}. \quad (1.35)$$

Die lokale Flussdichte  $\vec{B}(\vec{x})$  innerhalb eines Materials der Suszeptibilität  $\chi(\vec{x})$  ist durch die Summe aus Magnetisierung und Feldstärke gegeben [Jackson, 1998]:

$$\vec{B}(\vec{x}) = \vec{H} + 4\pi\vec{M}(\vec{x}) = \vec{H}(1 + 4\pi\chi(\vec{x})) \quad (1.36)$$

Besteht nun eine Probe aus Bereichen mit lokal variierender Suszeptibilität, so wird die Magnetflussdichte in der Probe ebenfalls ortsabhängig. Die genaue Form von  $B_s(\vec{x})$  hängt von der geometrischen Lage der Bereiche im Medium ab. Sie kann als Funktion der Suszeptibilitätsdifferenzen  $\Delta\chi$  zwischen den Komponenten geschrieben werden,

$$B_s(\vec{x}) = f(\vec{x}, \Delta\chi(\vec{x})), \quad (1.37)$$

was zu einer zusätzlichen Phase

$$\phi(\vec{x}, t) = \gamma B_s(\vec{x}) t \quad (1.38)$$

führt, so dass das gemessene Gesamtsignal nach Gl. 1.34 dann durch

$$S(t) \propto \int_V M_{xy}(t_0) e^{i\gamma B_s(\vec{x})t} \cdot e^{-\frac{t}{T_2}} d\vec{x} \quad (1.39)$$

gegeben ist. In einem magnetisch inhomogenen Medium kommt es somit zu einer zusätzlichen Dephasierung der Spins, was eine Relaxationszeitverkürzung bewirkt. Diese zusätzliche Relaxation wird mit einer Zeitkonstante  $T_2'$  beschrieben, die die charakteristische Relaxation der Magnetisierung durch die statischen Magnetfeldinhomogenitäten beschreibt. Damit vereinfacht sich Gl. 1.39 zu

$$S(t) \propto e^{-\frac{t}{T_2}} \cdot e^{-\frac{t}{T_2'}}. \quad (1.40)$$

Die Zeitkonstante  $T_2'$  wird als reversible Relaxationszeit bezeichnet, da dieser Anteil der Signalrelaxation durch eine Inversion der Magnetisierung mit einem  $\pi$ -Puls in einem Spinechoexperiment rückgängig gemacht werden kann (s. Kap. 1.1.6). Zusammenfassend kann dann eine effektive Relaxationszeit  $T_2^*$  definiert werden,

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'}. \quad (1.41)$$

Da die lokalen Feldvariationen im Allgemeinen nicht bekannt sind, lässt sich aus dem direkten FID-Zerfallssignal nur  $T_2^*$  bestimmen, nicht aber die wahre Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2$ .

In der medizinischen MRT treten je nach untersuchter Körperregion sehr unterschiedliche Situationen bzgl. der Suszeptibilitätsinhomogenitäten auf. Im zentralen Teil des Gehirns oder auch im Muskel treten bspw. nur sehr geringe Magnetfeldinhomogenitäten auf. Im Gegensatz dazu ist die Lunge eine Region, in der extrem hohe durch Suszeptibilitätsunterschiede bedingte lokale Feldgradienten auftreten, s. a. Kap. 1.3.

### 1.1.6 Spinecho

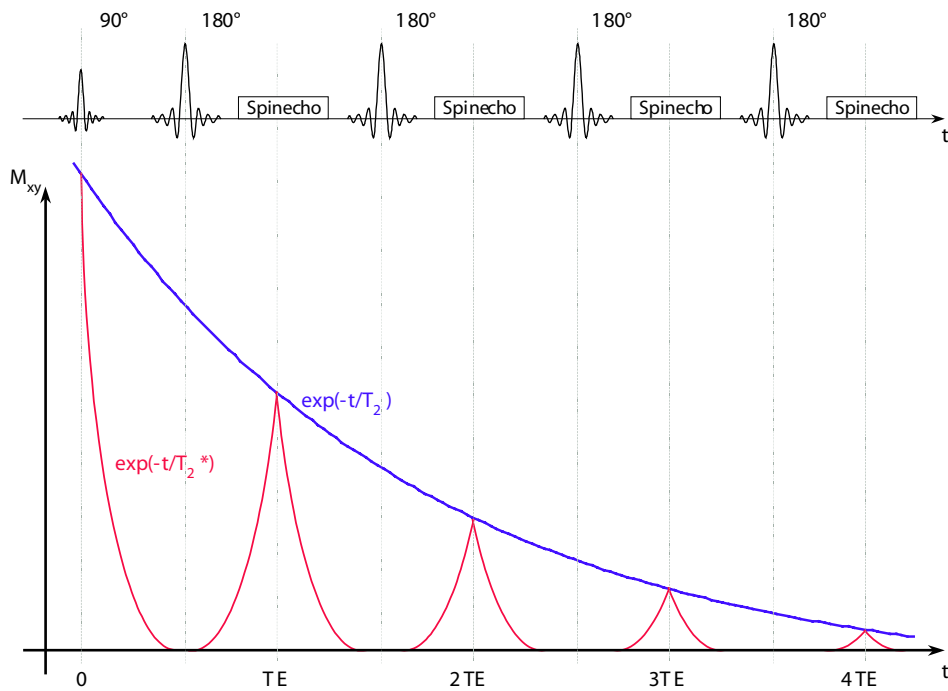
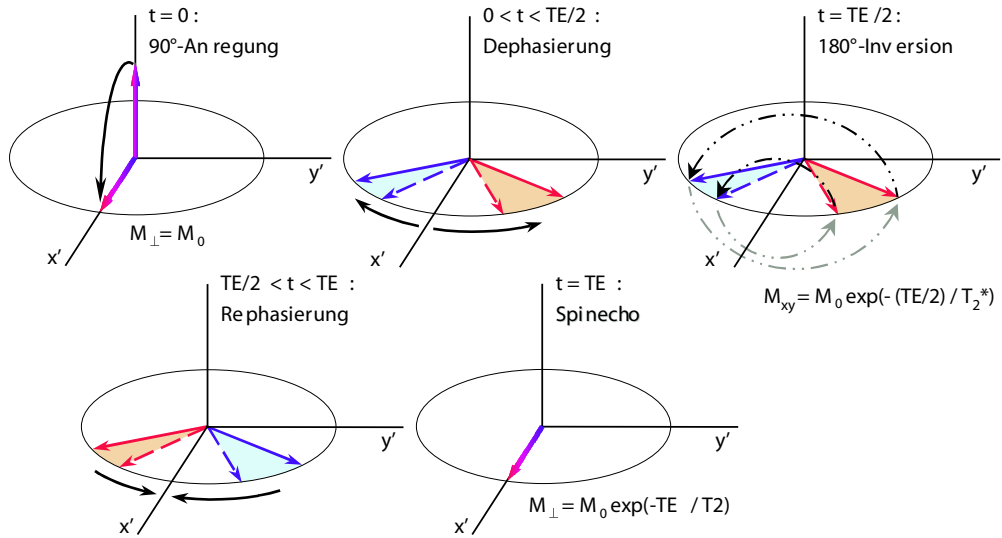
Zur Messung der Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2$ , und nicht von  $T_2^*$  wie es im FID-Zerfallssignal beobachtet wird, stammt von Hahn [1950] die Idee, nach einer Zeitspanne  $\Delta t$  nach der initialen Erzeugung der Transversalmagnetisierung (was durch z.B. einen  $\frac{\pi}{2}$ -Puls möglich ist) einen  $\pi$ -Puls einzustrahlen. Zwischen zwei Spins mit unterschiedlicher Präzessionsfrequenz  $\Delta\omega_L$  bildet sich bis zum Einstrahlen des  $\pi$ -Pulses eine Phasendifferenz  $\Delta\phi = \Delta\omega_L\Delta t$  aus. Der  $\pi$ -Puls bewirkt dann eine Invertierung der Phasen der Spins, d. h.  $\Delta\phi = -\Delta\omega_L\Delta t$ . Da die lokale Frequenz  $\omega_L$  durch den  $\pi$ -Inversionspuls nicht verändert wird, ergibt sich zur Zeit  $TE = 2\Delta t$  eine vollständige Rephasierung der Spins, d. h.  $\Delta\phi = 0$ . Das zum Zeitpunkt  $TE$  gemessene Spinecho-Signal unterliegt damit nur dem  $T_2$ -Zerfall, da die durch die reversible  $T_2'$ -Relaxationszeit beschriebene Spindephasierung durch Inversion der Phasendifferenzen mit dem  $\pi$ -Puls rückgängig gemacht wurde.

Mit einem weiteren  $\pi$ -Puls zum Zeitpunkt  $\frac{3TE}{2}$  ist es möglich, ein zweites Spinecho zur Zeit  $2TE$  zu erzeugen, u. s. w. Die Amplitude des Spinechosignals fällt exponentiell mit der  $T_2$ -Zeitkonstante ab wie in Abb. 1.3 dargestellt.

### 1.1.7 Gradientenfelder und Gradientenecho

Wird eine reine  $T_2$ -Wichtung nicht benötigt, so lässt sich auch ohne die Verwendung weiterer HF-Pulses ein Echosignal erzeugen, das sog. Gradientenecho. Ein





**Abb. 1.3:** Spinecho-Erzeugung: Die nach der  $90^\circ$ -Anregung gleichphasigen Spins beginnen mit  $T_2^*$  zu dephasieren. Die Inversion der Phasen mittels  $180^\circ$ -Puls führt zur Rephasierung, bis zum Zeitpunkt des Spinechos,  $TE$ , die Phasendifferenzen aufgehoben sind. Es wird dann ein Signal gemessen, das exponentiell mit der Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2$  zerfallen ist. Mit weiteren  $180^\circ$ -Pulsen lassen sich zusätzliche Spinechos erzeugen.

Gradientenmagnetfeld  $\vec{G}$  ist parallel zum Grundfeld  $B_0$  in  $z$ -Richtung orientiert und variiert mit dem Ort. Es lässt sich als

$$\vec{G} = \left( \frac{\partial B_z}{\partial x}, \frac{\partial B_z}{\partial y}, \frac{\partial B_z}{\partial z} \right) \quad (1.42)$$

schreiben. Die magnetische Feldstärke und dementsprechend auch die Larmorfrequenz der Spins sind damit ortsabhängig,

$$B_z(\vec{x}, t) = B_0 + \vec{x} \cdot \vec{G}(t) \quad (1.43)$$

$$\omega(\vec{x}, t) = \gamma \left( B_0 + \vec{x} \cdot \vec{G}(t) \right). \quad (1.44)$$

Unter Berücksichtigung der Gradientenfelder lauten die Bloch-Gleichungen

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma \vec{G}(t) \vec{x} M_y - \frac{M_x}{T_2} \quad (1.45)$$

$$\frac{dM_y}{dt} = -\gamma \vec{G}(t) \vec{x} M_x - \frac{M_y}{T_2} \quad (1.46)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{M_0 - M_z}{T_1}. \quad (1.47)$$

Als Lösung hierfür berechnet sich:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(t_0) e^{i\phi(\vec{x}(t), t)} e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (1.48)$$

$$M_z(t) = M_z(t_0) e^{-\frac{t}{T_1}} + M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (1.49)$$

mit der akkumulierten Phase

$$\phi(\vec{x}(t), t) = -\gamma \int_0^t \vec{x}(t') \cdot \vec{G}(t') dt' + \phi(0). \quad (1.50)$$

Damit ergibt sich mit Gl. 1.34 für das Messsignal folgende Gleichung:

$$S \propto \int_V M_{xy}(t_0) e^{-i\gamma \int_0^t \vec{x}(t') \cdot \vec{G}(t') dt'} e^{-\frac{t}{T_2}} d\vec{x} \quad (1.51)$$

Das Gradientenfeld führt also zu einer beschleunigten Dephasierung der einzelnen Magnetisierungsbeiträge. Um ein Gradientenecho zu erzeugen, wird nun das Vorzeichen des Gradientenfeldes zum Zeitpunkt  $\frac{TE}{2}$  invertiert. Damit wird die Dephasierung durch das Gradientenfeld zum Zeitpunkt  $TE$  wieder aufgehoben, und es kann das Echosignal gemessen werden. Bei dieser Art des Echos werden lokale Variationen des Grundfeldes nicht kompensiert, weshalb die Amplitude des Gradientenechosignals proportional zu  $\exp\left(-\frac{t}{T_2^*}\right)$  ist.

Gradientenechos haben gegenüber den Spinechos den Vorteil, dass die minimal erreichbare Echozeit  $TE$  kürzer ist als diejenige des Spinechos, da keine Zeit für

---

das Einstrahlen eines  $180^\circ$ -Pulses benötigt wird. Außerdem relaxiert beim Gradientenecho zwischen zwei aufeinanderfolgenden HF-Anregungspulsen die Longitudinalmagnetisierung schneller als beim Spinecho, bei welchem ein  $180^\circ$ -Puls diese invertiert. In der schnellen MR-Bildgebung, bei der die Magnetisierung vielen HF-Anregungen mit sehr kurzen Zeitabständen ausgesetzt ist, werden daher meistens Gradientenechos in Kombination mit kleinen Flipwinkeln  $\alpha < 90^\circ$  eingesetzt, bspw. die sog. FLASH-Technik (*Fast Low Angle Shot*) [Haase et al., 1986].

## 1.2 Magnetresonanzbildgebung

In diesem Kapitel werden die für die Magnetresonanzbildgebung<sup>1</sup> eingesetzten Techniken der Bilderzeugung kurz dargestellt. Lauterbur und Mansfield erhielten für ihre wichtigen Beiträge (s. z. B. Lauterbur [1973]; Mansfield und Grannell [1973] hierzu im Jahr 2003 den Nobelpreis für Physiologie und Medizin. Ausführlichere Darstellungen der Theorie der Kernspinresonanztomographie sind bspw. bei Haacke et al. [1999] und Bernstein et al. [2004] zu finden.

### 1.2.1 Ortskodierung

Die Kodierung der Ortsinformation wird in der MRT durch Gradientenfelder (s. Kap. 1.1.7) erreicht, mit denen eine zeitlich variable, in allen drei Raumrichtungen lineare Ortsabhängigkeit der Magnetfeldstärke erzeugt werden kann. Das aus einer Probe enthaltene NMR-Signal bei Anliegen eines Gradientenfeldes wird durch Gl. 1.51 beschrieben. Unter Vernachlässigung der  $T_2$ -Relaxation lässt sich das gemessene Signal  $S$  als

$$S \propto \int_V M_{xy}(t_0) e^{-i\gamma \int_0^t \vec{x}(t') \vec{G}(t') dt'} d\vec{x} \quad (1.52)$$

schreiben. Unter der Annahme von ortsfesten Spins während der Aufnahme, lässt sich in der Exponentialfunktion das Skalarprodukt im Integral nach den Ortskoordinaten separieren:

$$\gamma \int_0^t \vec{x}(t') \vec{G}(t') dt' = \gamma \vec{x} \int_0^t \vec{G}(t') dt' \equiv \vec{x} \cdot \vec{k}(t) \quad (1.53)$$

Dabei wurde der sog. Wellenzahlvektor oder Ortsfrequenz  $\vec{k}(t)$  definiert als

$$\vec{k}(t) \equiv \gamma \int_0^t \vec{G}(t') dt'. \quad (1.54)$$

Das detektierte Kernspinresonanzsignal ergibt sich damit als:

$$S(\vec{k}(t), t) \propto \int_V M_{xy}(t_0) e^{-i\vec{k}(t) \cdot \vec{x}} d\vec{x} \quad (1.55)$$

Das heisst, das Signal ist proportional zur Fouriertransformierten der räumlichen Verteilung der Transversalmagnetisierung. Durch eine inverse Fouriertransformation lässt sich daraus die örtliche Verteilung der Transversalmagnetisierung berechnen,

$$M_{xy}(\vec{x}) \propto \int S(\vec{k}(t), t) e^{-i\vec{x}\vec{k}(t)} d\vec{k}. \quad (1.56)$$

---

<sup>1</sup>Für die Magnetresonanzbildgebung (MRI) werden synonym auch die Begriffe Magnetresonanztomographie (MRT), Kernspinresonanztomographie bzw. -bildgebung verwendet.

### 1.2.2 Gradientenmomente

Bewegte Spins erfahren im Gradientenfeld eine von ortsfesten Spins verschiedene Phasenentwicklung. Eine der Gl. 1.53 entsprechende Vereinfachung lässt sich durchführen, wenn der Ort eines Spinpaketes in eine Taylorreihe entwickelt wird, d. h.

$$\vec{x}(t) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{1}{N!} \frac{d^n \vec{x}}{dt^n} \cdot t^n = \vec{x}_0 + \vec{v}_0 \cdot t + \vec{a}_0 \cdot t^2 + \dots, \quad (1.57)$$

wobei  $\vec{x}_0$ ,  $\vec{v}_0$  und  $\vec{a}_0$  den Anfangsort, die Anfangsgeschwindigkeit und die Anfangsbeschleunigung des Spinpaketes bezeichnen. Damit ergibt sich dann

$$\begin{aligned} \gamma \int_0^t \vec{x}(t') \vec{G}(t') dt' &= \gamma \vec{x}_0 \int_0^t \vec{G}(t') dt' + \gamma \vec{v}_0 \int_0^t \vec{G}(t') \cdot t' dt' + \\ &\quad \gamma \vec{a}_0 \int_0^t \vec{G}(t') \cdot t'^2 dt' + \dots \end{aligned} \quad (1.58)$$

Die Zeitintegrale der Form

$$\gamma \int_0^t \vec{G}(t') \cdot t^m dt' \quad (1.59)$$

heissen die Gradientenmomente der Ordnung  $m$  des Gradienten  $\vec{G}$ . Das nullte Gradientenmoment ist die Ortsfrequenz  $\vec{k}$  (s. Gl.1.54). Im Allgemeinen sind die höheren Gradientenmomente nicht Null, so dass Geschwindigkeit und Beschleunigung einen Beitrag zur Phasenentwicklung des Spinpaketes liefern, der u. U. zu Bildartefakten führen kann.

### 1.2.3 2D und 3D Sequenzen

In heutigen MRT-Verfahren wird nur die auf Fourier-Techniken basierte Bildgebung angewendet, die von Kumar et al. [1975] vorgeschlagen wurde. Um einen dreidimensional ortsaufgelösten Datensatz zu erhalten, kommen dabei entweder sog. 2D- oder 3D-Bildgebungssequenzen zum Einsatz. Der Begriff Sequenz steht für die zeitliche Abfolge von HF-Pulsen und Gradientenfeldern in den verschiedenen Richtungen sowie die zeitliche Kontrolle der weiteren Hardwarekomponenten, welche erforderlich sind, um einen kompletten Rohdatensatz aufzunehmen.

#### 3D Sequenzen

In 3D-Verfahren wird mit jedem HF-Anregungspuls in dem kompletten von der Senderspule abgedeckte Probenvolumen Transversalmagnetisierung erzeugt. Ohne das Anliegen eines frequenzselektiven Gradientenfeldes ist die Larmorfrequenz in der gesamten Probe annähernd gleich, so dass eine resonante HF-Anregung

(s. Kap. 1.1.3) das vollständige Spulenvolumen erreicht. Das bedeutet, dass die Ortskodierung durch die Gradientenmagnetfelder in allen drei Raumrichtungen erfolgen muss und die Fouriertransformation nach Gl. 1.56 demzufolge dreidimensional zu erfolgen hat.

## 2D Sequenzen und Schichtanregung

In einer 2D Sequenz wird im Gegensatz zur 3D Technik eine schichtselektive HF-Anregung vorgenommen. Durch die HF-Anregung eines begrenzten Bereichs des Probenvolumens ist bereits eine Raumdimension eingeschränkt, da jedes danach detektierte Signal nur aus der angeregten Schicht stammen kann. Innerhalb der Schicht ist dann durch die Gradientenfelder noch eine 2D-Ortskodierung anstatt einer 3D-Kodierung erforderlich. Zur Bildrekonstruktion nach Gl. 1.56 wird nur eine 2D Fouriertransformation benötigt.

Das Verfahren der Schichtselektion geht zurück auf Garroway et al. [1974], die mit dem Prinzip der selektiven Anregung und Sättigung ein Verfahren zur dreidimensionalen MR-Bildgebung vorgeschlagen haben. Im Folgenden wird o. B. d. A. davon ausgegangen, dass die anzuregende Schicht in der  $xy$ -Ebene liegt, womit für die schichtselektive Anregung ein Gradientenfeld  $G_z$  in  $z$ -Richtung anzulegen ist, s. Abb. 1.4. Die ortsabhängige Resonanzfrequenz der Spins ist dann

$$\omega(z) = \gamma B_z(z) = \gamma (B_0 + zG_z). \quad (1.60)$$

Der HF-Anregungspuls wird nun derart moduliert, dass sein Frequenzspektrum eine begrenzte Bandbreite  $\Delta\omega$  besitzt, so dass nur solche Spins angeregt werden, deren durch den Gradienten eingestellte Resonanzfrequenz in diesem Bereich liegt, s. Abb. 1.5.

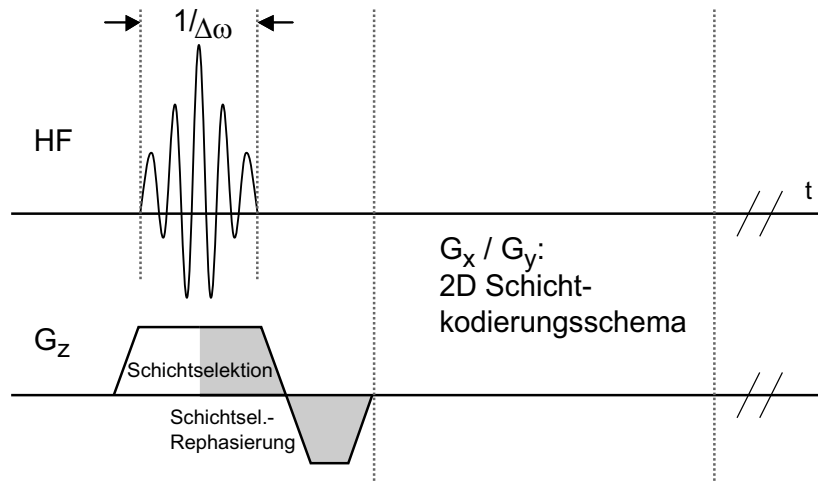
Die Dicke und das Profil der angeregten Schicht sind durch das Frequenzspektrum des HF-Pulses gegeben. Es lässt sich aus den Bloch-Gleichungen herleiten (z. B. [Haacke et al., 1999]), dass bei kleinen Flipwinkeln das Schichtprofil der Fouriertransformierten der einhüllenden Amplitude des HF-Pulses entspricht. Die Schichtdicke ist dann  $\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_z}$ . Um ein rechteckförmiges Magnetisierungsschichtprofil zu erhalten, wäre entsprechend ein HF-Puls in Form einer Sinc-Funktion, die als  $\text{sinc}(x) = \frac{\sin(x)}{x}$  definiert ist, erforderlich,

$$B_1(t) = B_1 \text{sinc}\left(\frac{\pi t}{\tau_s}\right) \quad (1.61)$$

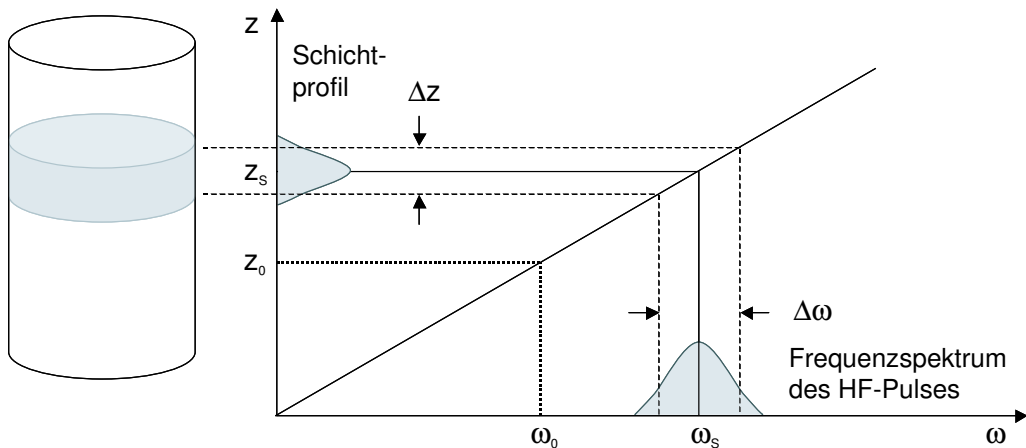
$$\Delta\omega = \frac{1}{\tau_s}, \quad (1.62)$$

worin  $\tau_s$  den Zeitpunkt des ersten Nulldurchgangs angibt.

In der Praxis ist ein unendlich langer Sinc-Puls nicht realisierbar, weshalb auch bei kleinen Flipwinkeln oft Abweichungen vom idealen Rechteckprofil festzustellen



**Abb. 1.4:** Sequenzschema zur schichtselektiven Anregung. Durch das Einschalten des sog. Schichtselektionsgradienten in  $z$ -Richtung wird durch den HF-Anregungspuls nur die Magnetisierung in einer dünnen Schicht des Probenvolumens ausgelenkt. Der folgende Gradient rephasiert die Transversalmagnetisierung in der Schicht. Danach kann eine 2D Ortskodierung des Messsignals durch die  $x$ - und  $y$ -Gradienten erfolgen.



**Abb. 1.5:** Prinzip der schichtselektiven Anregung. Die Frequenzbandbreite  $\Delta\omega$  des HF-Pulses bestimmt die Schichtdicke  $\Delta z$ . Durch die Zentralfrequenz  $\omega_s$  wird die Schichtposition festgelegt.

sind. In der schnellen Bildgebung nähern sich die zeitlich begrenzten Sinc-Profile oft sehr stark einer Gauss-Form an. In diesem Fall wird ein ebenfalls Gaussförmiges Schichtprofil mit

$$\Delta\omega = \frac{2\pi}{\tau_g}, \quad (1.63)$$

angeregt, wobei  $\tau_g$  der Halbwertsbreite (FWHM) des Anregungspulses entspricht.

Auf den Gradienten zur Schichtselektion folgt ein Gradient in der gleichen Richtung mit entgegengesetztem Vorzeichen, der die aufgetretene Dephasierung der Transversalmagnetisierung wieder rückgängig macht. Es schließen sich die  $x$ -,  $y$ -Gradienten zur 2D Ortskodierung innerhalb der angeregten Schicht an.

#### 1.2.4 k-Raum-Eigenschaften

Mit der Einführung des komplexen Wellenzahlvektors  $\vec{k}$  in Gl. 1.54,

$$\vec{k}(t) \equiv \gamma \int_0^t \vec{G}(t') dt',$$

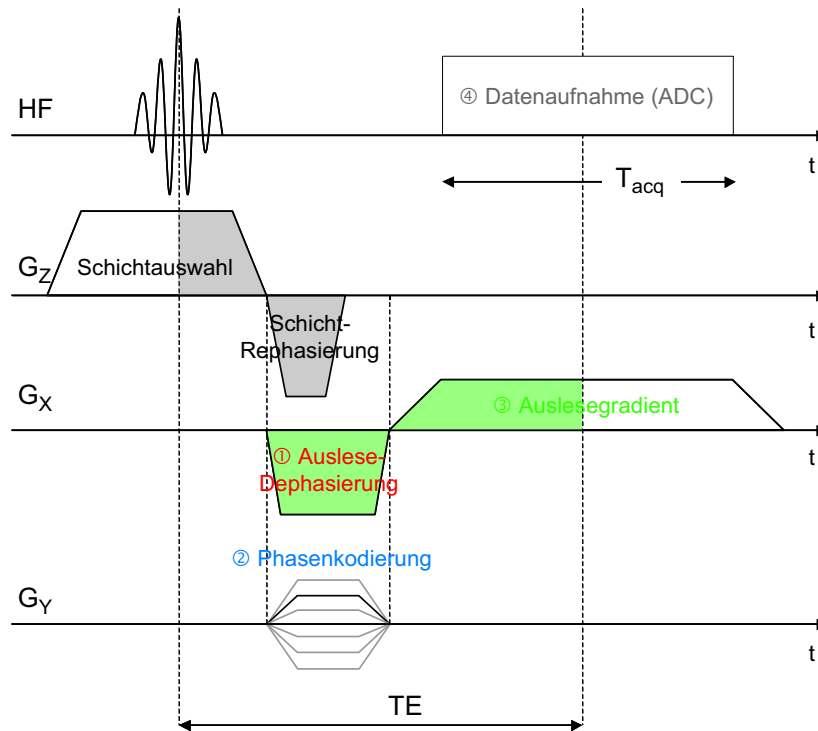
kann der Prozess der Datenakquisition in einem MR-Experiment als Abtastung derjenigen Ortsfrequenzen des Wellenzahlvektor- bzw.  $k$ -Raumes beschrieben werden, die für die Fouriertransformation in den Bildraum notwendig sind. Die gewünschten Bildparameter wie z. B. Auflösung und Gesichtsfeld bestimmen dabei, welche Datenpunkte abgetastet werden müssen. Die Trajektorie durch den  $k$ -Raum wird nach Gl. 1.54 durch die zeitliche Modulation der Gradienten bestimmt. Die bildliche Darstellung von Bildgebungssequenzen als  $k$ -Raum-Trajektorie stammt von Twieg [1983]. Die Darstellung der Signaldaten  $S(\vec{k})$  im  $k$ -Raum wird, analog zur Rolle der Fouriertransformation bei Beugungs- und Interferenzphänomenen in der Optik, auch als Hologramm bezeichnet, die orts aufgelöste Bildraumdarstellung auch als Tomogramm.

Abb. 1.6 zeigt beispielhaft das Sequenzschema der häufig verwendeten 2D FLASH-Sequenz [Haase et al., 1986]. Die zugehörige  $k$ -Raum-Trajektorie dieser Sequenz ist in Abb. 1.7 dargestellt. Die Sequenz besitzt eine kartesische Datenauslese, bei der alle Abtastpunkte Gitterpunkte eines quadratischen bzw. rechteckigen Gitters sind. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten nicht-kartesischen Messesequenzen und ihre  $k$ -Raum-Trajektorien werden in Kap. 2.1 vorgestellt.

#### Einfluss der Ortsfrequenzen

Die Phasenterme in Gl. 1.56 werden zu hohen Ortsfrequenzen hin sehr groß, was eine starke Dephasierung und damit eine geringe Signalamplitude bedeutet. Die



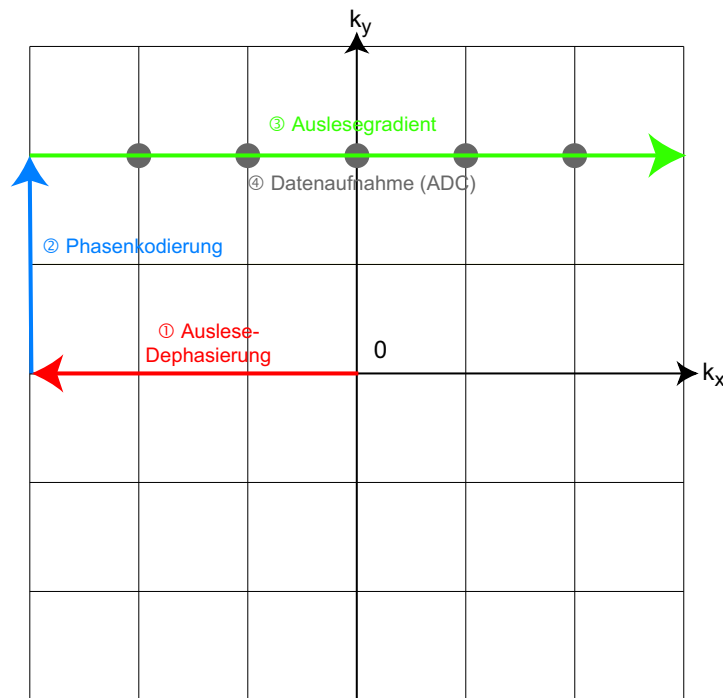


**Abb. 1.6:** Sequenzschema einer 2D *FLASH*-Bildgebungssequenz mit kartesischer Datenaufnahme. Die schichtselektive HF-Anregung erfordert einen Rephasiergradienten nach dem Ende des HF-Pulses. Zeitlich parallel dazu erfolgt die Dephasierung des Auslesegradienten und die Kodierung der Phase mit dem Gradienten der dazu orthogonalen Raumrichtung. Zur Rohdatenakquisition wird das Spulensignal während der anschließenden Schaltung des Auslesegradienten abgetastet. Zwischen zwei aufeinanderfolgenden HF-Anregungen in einer Schicht liegt die Repetitionszeit  $TR$ .

Signalintensität  $S$  ist also im  $k$ -Raum-Zentrum maximal, wo eine große Zahl kohärenter Spins zum Messsignal beiträgt. Die niedrigen Ortsfrequenzen bestimmen wesentlich den Bildkontrast. Das Signal im Zentrum,  $S(\vec{k} = 0)$ , entspricht gerade dem Mittelwert der Intensität des Objektes. Die hohen Ortsfrequenzen beinhalten entsprechend die Detailinformation. Dieser Zusammenhang, der auf der Reziprozität der Fouriertransformation beruht, ist in Abb. 1.8 bildlich veranschaulicht.

### Diskrete $k$ -Raum-Abtastung

In der Realität kann die Datenaufnahme nur mit begrenzter Taktrate erfolgen. Daher erfolgt die Abtastung des Messsignals entlang der  $k$ -Raum-Trajektorie in diskreten und aufgrund technischer Beschränkungen fast immer mit konstanten Zeitabständen  $\Delta t$ .



**Abb. 1.7:** Von der FLASH-Sequenz in Abb. 1.6 realisierte  $k$ -Raum-Trajektorie, dargestellt für eine HF-Anregung. Die 2D Ortskodierung in der Schicht erfolgt durch geeignete Gradientenschaltung des Auslesedephasier- und des Phasenkodiergradienten. Mit einem HF-Anregungspuls wird eine Zeile im  $k$ -Raum aufgenommen.

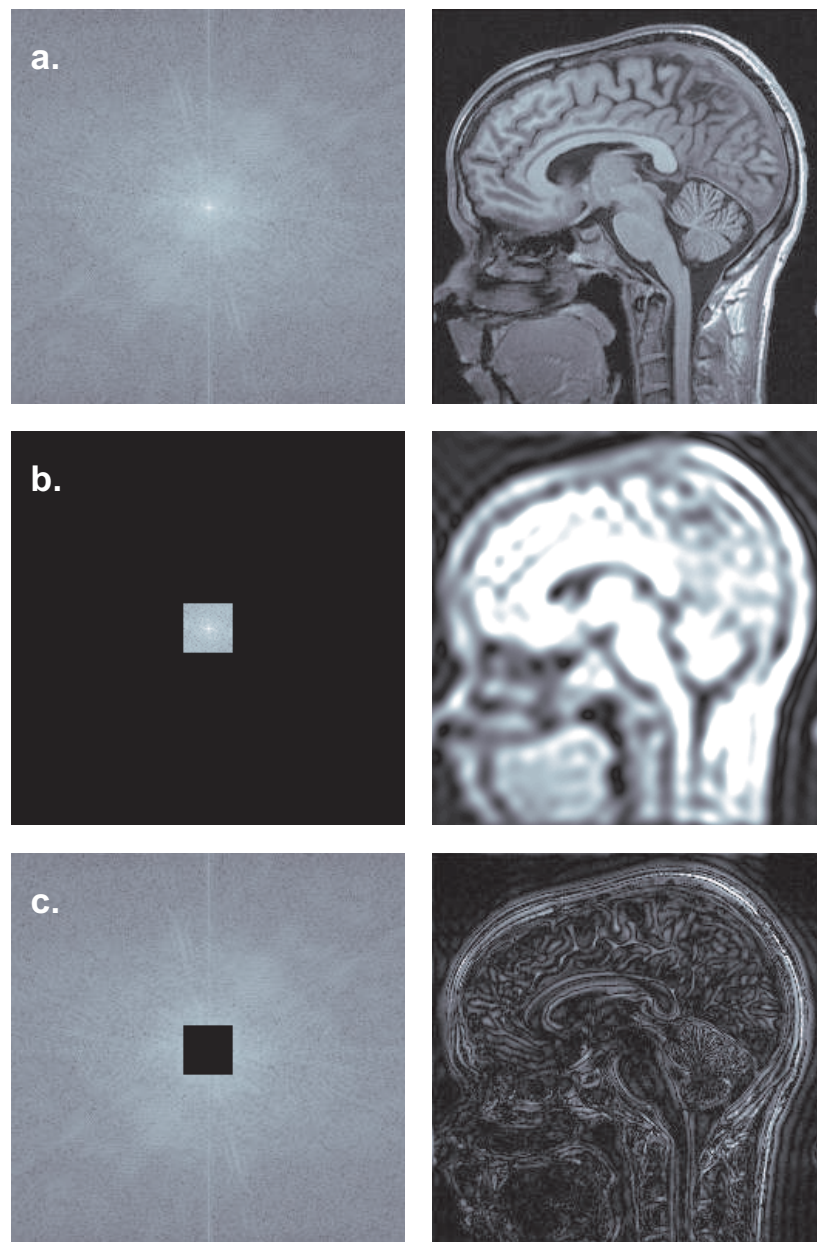
Die diskrete Abtastung kann als Multiplikation des kontinuierlichen Signals mit einer diskreten Abtast- oder Samplingfunktion  $u(k)$  beschrieben werden. Nach dem Faltungstheorem der Fouriertransformation ist dann das rekonstruierte Bild  $M_{\text{sample}}(x)$  die Faltung der inversen Fouriertransformierten der Abtastfunktion,  $\mathfrak{F}^{-1}[u(k)] = U(x)$ , mit dem ursprünglichen Objekt  $M(x)$ :

$$M_{\text{sample}}(x) = M(x) * U(x) \quad (1.64)$$

Im Folgenden wird das Problem eindimensional betrachtet, es lässt sich jedoch ohne weiteres auf mehrere Dimensionen erweitern.

Bei einer konstanten Gradientenamplitude  $G$  während der Datenaufnahme, ist die Schrittweite  $\Delta k$  zwischen zwei abgetasteten Datenpunkten im Ortsfrequenzraum gegeben durch

$$\Delta k = \gamma G \Delta t. \quad (1.65)$$



**Abb. 1.8:** Schnitt durch den Kopf eines Probanden. Links ist jeweils das Signal im Ortsfrequenzraum (logarithmisch skalierte Darstellung) und rechts das zugehörige fouriertransformierte Bild im Ortsraum (lineare Skalierung) dargestellt. Grobstruktur und Kontrast der Bilder werden durch die niedrigen Ortsfrequenzen im  $k$ -Raum-Zentrum bestimmt (b.) während die Außenbereiche (a.) mit großen  $\|\vec{k}\|$  die Detailinformation ergeben. Es sind jeweils die Betragsbilder der komplexen Daten gezeigt.

Die Abtastfunktion kann dann durch eine Summe von Dirac'schen  $\delta$ -Distributionen im Abstand  $n\Delta k$  beschrieben werden, so dass das Messsignal  $S_{\text{sample}}$  und die rekonstruierte Magnetisierungsverteilung  $M_{\text{sample}}$  in diesem Fall

$$S_{\text{sample}}(k) = S(k) \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(k - nk) \quad (1.66)$$

$$M_{\text{sample}}(x) = M(x) * \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta\left(x - \frac{2\pi n}{\Delta k}\right) \quad (1.67)$$

ist. Aus Gl. 1.67 ist ersichtlich, dass die Rekonstruktion eine unendliche periodische Abfolge von Bildern des ursprünglichen Objekts ergibt, die jeweils um die Positionen  $x_i$  zentriert sind, wobei

$$x_i = \frac{2\pi i}{\Delta k}. \quad (1.68)$$

Um eine Überlappung (sog. *Aliasing*) mit Bildern höherer Ordnung zu vermeiden, muss die Objektausdehnung  $x$  folgende Bedingung erfüllen:

$$x_{\min} = -\frac{\pi}{\Delta k} \leq x < x_{\max} = \frac{\pi}{\Delta k} \quad (1.69)$$

Diese Bedingung entspricht dem Nyquist-Kriterium, das besagt, dass eine auf die Frequenz  $\nu_{\max}$  bandbreitenbegrenzte Funktion exakt rekonstruierbar ist, wenn sie in einem konstanten Intervall  $\Delta t$  abgetastet wird, welches den Kehrwert der doppelten Bandbreite nicht überschreitet [Liang und Lauterbur, 2000], d. h.

$$\Delta t \leq 2\nu_{\max}^{-1}. \quad (1.70)$$

Oftmals wird  $\frac{1}{\Delta t}$  als Bandbreite angegeben. Das Nyquist-Kriterium lässt sich aus Gl. 1.69 wie folgt abkürzen:

$$|x| \leq \frac{\pi}{\Delta k}. \quad (1.71)$$

## Gesichtsfeld

Das Gesichtsfeld, *FOV* (*Field of View*), ist das Ortsraumintervall, nach welchem die periodische Wiederholung des Bildes auftritt. Direkt aus Gl. 1.69 ergibt sich hierfür die Bedingung

$$FOV \equiv |x_{\max} - x_{\min}| \leq \frac{2\pi}{\Delta k}, \quad (1.72)$$

d. h. je größer das abzudeckende FOV ist, desto kleiner muss das Abtastintervall  $\Delta k$  gewählt werden.

### Auflösung

In der Praxis lässt sich zusätzlich zur diskreten  $k$ -Raum-Abtastung zudem nur mit endlichen Ortsfrequenzen  $k$  arbeiten. Die Beschränkung des Trägers der aufgenommenen Rohdaten  $S_{\text{sample}}(k)$  lässt sich mathematisch wiederum ausdrücken als Multiplikation der theoretisch im  $k$ -Raum unbegrenzten Rohdaten  $S(k)$  mit einer Rechteckfunktion von der Breite des abgetasteten Ortsfrequenzintervalls. Anstelle der Rechteckfunktion lässt sich eine allgemeine Fensterfunktion  $h_w(k)$  multiplizieren:

$$S_{\text{sample}}(k) = S(k) \cdot h_w(k) \quad (1.73)$$

Die rekonstruierte Magnetisierungsverteilung  $M_{\text{sample}}(x)$  ergibt sich dann aus der zu  $S(k)$  gehörigen Magnetisierungsverteilung,  $M(x) = \mathfrak{F}^{-1}[S(k)]$ , durch die mathematische Faltung mit der inversen Fouriertransformierten der Fensterfunktion  $H_w(x) = \mathfrak{F}^{-1}[h_w(k)]$ :

$$M_{\text{sample}}(x) = M(x) * H_w(x) \quad (1.74)$$

Die inverse Fouriertransformierte der Fensterfunktion  $H_w(x)$  ist die Punktantwortfunktion (PSF). Im Falle einer Rechteckfunktion als einfachstes Fenster ist die PSF eine Sinc-Funktion. Die ausgeprägten Seitenbänder der Sinc-Funktion können im Bild als *Gibbs ringing*<sup>2</sup> Artefakt an scharfen Kanten sichtbar werden. In Abb. 1.8 ist dieses Artefakt im mittleren und unteren Bild, für welche der  $k$ -Raum abgeschnitten ist, an der äußeren Begrenzung des Kopfes deutlich erkennbar. Durch Multiplikation der gemessenen Rohdaten mit einer geeigneten Fensterfunktion bzw. Faltung mit der Fouriertransformierten im Bildraum, lassen sich die Seitenbänder der PSF auf Kosten eines etwas breiteren Hauptmaximums deutlich reduzieren [Harris, 1978].

Im Falle der diskreten  $k$ -Raum-Abtastung mit endlichen Ortsfrequenzen (Anzahl  $N$  Abtastpunkte) ist das zum kontinuierlichen Fall nach Gl. 1.56 äquivalente Fourierpaar bei konstantem Abtastintervall  $\Delta k$  durch folgende Reihen gegeben, s. z. B. [Liang und Lauterbur, 2000]:

$$S_{\text{sample}}(k) \propto \sum_{n=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}-1} S_{\text{sample}}(k) e^{-2\pi i \frac{n\Delta k x}{N}} \quad (1.75)$$

$$M_{\text{sample}}(x) \propto \frac{1}{2\pi} \sum_{n=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}-1} M_{\text{sample}}(x) e^{2\pi i \frac{n\Delta k x}{N}} \quad (1.76)$$

Die räumliche Auflösung eines Pixels  $\Delta x$  lässt sich mit Gl. 1.72 als

$$\Delta x \equiv \frac{FOV}{N} = \frac{2\pi}{N\Delta k} = \frac{\pi}{|k_{\text{max}}|} \quad (1.77)$$

<sup>2</sup>Benannt nach J. W. Gibbs, 1839-1903.

angeben, wobei  $k_{\max} = \frac{N\Delta k}{2}$  aus Gl. 1.75 folgt.

Für die Berechnung der diskreten Fouriertransformation mit konstantem Abstand der Abtastpunkte können die numerisch sehr effizienten Algorithmen der schnellen Fouriertransformation (FFT), *Fast Fourier Transformation*, die auf Cooley und Tukey [1965] beruhen, zur Bildrekonstruktion eingesetzt werden. Damit ist eine 2D Rekonstruktion einer üblichen Matrixgröße, z. B.  $256^2$ , auf heutigen Standardrechnern im Bereich von Millisekunden möglich.

### 1.2.5 k-Raum-Auslesestrategien

Eine Kategorisierung von MR-Bildgebungssequenzen ist anhand verschiedener Kriterien möglich. Neben der oben dargestellten Unterscheidung in 2D und 3D Anregungen<sup>3</sup> sind in der Praxis Einteilungen nach der Strategie der k-Raum-Auslese oder dem erzielten Kontrastverhalten einer Sequenz anzutreffen. Hier seien die im Rahmen dieser Arbeit relevanten Techniken der k-Raum-Auslese kurz eingeordnet.

#### Zeilenweise Anregung und Auslese

Die beiden Standardsequenzen mit zeilenweiser Anregung sind die Spinecho- und die Gradientenecho- (FLASH-)Sequenz (s. Abb. 1.6 u. 1.7). Mit jeder HF-Anregung wird eine k-Raum-Zeile ausgelesen. Nach der Repetitionszeit TR folgt der nächste Anregungspuls. Die Anzahl der benötigten Anregungspulse in einer 2D Schicht entspricht der gewünschten Auflösung. In der FLASH-Sequenz wird mit kleinen Flipwinkeln gearbeitet, damit auch bei kurzer TR immer ausreichend Longitudinalmagnetisierung vorhanden ist. Diese erreicht i. d. R. nach wenigen Anregungspulsen einen Gleichgewichtszustand. Der Flipwinkel, bei welchem dann das höchste Signal erreichbar ist, ist der sog. Ernst-Winkel [Ernst und Anderson, 1966], s. Gl. 2.3 in Kap. 2.1.2.

#### „Single Shot“- und segmentierte Verfahren

Bei *Single Shot*-Verfahren wird nach nur einem HF-Anregungspuls der gesamte k-Raum ausgelesen. Durch entsprechende Gradientenschaltungen muss dann die k-Raum-Trajektorie  $\vec{k}(t)$  während der Datenakquisition den für die Bildrekonstruktion erforderlichen Bereich abdecken.

---

<sup>3</sup>Im Prinzip möglich, wegen langer Messzeiten aber in der Praxis nicht angewendet, ist auch eine 1D bzw. Einzelvolumen-Anregung nach dem Prinzip von [Garroway et al., 1974].

Seit einigen Jahren sind die technischen Möglichkeiten, i. B. sehr schnell und präzise schaltbare Gradienten, so weit fortgeschritten, dass derartige Sequenzen in der klinischen Routine eingesetzt werden. Ein Beispiel ist das *Echo Planar Imaging* (EPI), das bereits von Mansfield [1977] vorgeschlagen wurde. Hierbei handelt es sich um eine Gradientenecho-Sequenz, in der die k-Raum-Zeilen in abwechselnder Richtung durchlaufen werden, so dass zwischen der Datenaufnahme jeweils nur kurze Gradienten nötig sind, um in dazu orthogonaler Richtung eine Zeile „weiterzuspringen“.

Auch mit der Turbo-Spin-Echo-Sequenz (z. B. RARE [Hennig et al., 1986]) wird eine Reduzierung der benötigten Anregungspulse erreicht. Nach jeder Aufnahme einer k-Raum-Zeile wird zusätzlich ein  $\pi$ -Puls geschaltet, so dass hiermit die Eigenschaften der Spinechotechnik nutzbar sind.

Mit *Single Shot*-Verfahren sind prinzipiell kürzere Messzeiten, in der Praxis weniger als 1 s pro 2D Schicht, als bei der zeilenweisen Anregung erreichbar. Die Datenaufnahmezeit nach einer einzelnen Anregung ist jedoch größer. Und da das Signal mit der Zeitkonstante  $T_2$  bzw.  $T_2^*$  zerfällt, werden *Single Shot*-Verfahren fast nur als 2D Auslese verwendet, da ein 3D Ausleseschema noch mehr Zeit benötigt. Es hängt dann letztlich von der Art der Probe ab, ob der Einsatz einer *Single Shot*-Sequenz sinnvoll ist. Als Kompromiss werden oftmals gemischte, sog. segmentierte, Sequenzen benutzt, die einzelne Segmente des k-Raumes mit einer Anregung aufnehmen.

### „Partial Fourier“- und „View Sharing“-Verfahren

Die Matrix der Fouriertransformierte eines reellen Objekts ist selbstadjungiert, d. h.

$$S\left((- \vec{k})\right) = S^*\left(\vec{k}\right), \quad (1.78)$$

so dass es theoretisch ausreicht, die Hälfte des k-Raumes abzutasten. Die andere Hälfte kann dann mittels Gl. 1.78 berechnet werden. In der Praxis wird wegen der hohen Signalintensitäten im zentralen k-Raum dieser immer vollständig abgetastet, da damit u. a. eine wesentliche Verbesserung des Signal-Rauschverhältnisses erreicht wird. Tauglich sind oft Auslesestrategien, die z. B.  $\frac{5}{8}$  o.  $\frac{3}{4}$  des k-Raumes abtasten. Dieses Vorgehen wird als *Partial Fourier*-Auslese bezeichnet. Die *Single Shot* Turbo-Spin-Echo-Sequenz mit *Partial Fourier*-Akquisition ist als HASTE-Sequenz [Semelka et al., 1996] für sehr kurze Akquisitionszeiten trotz der für die Spinechos benötigten  $\pi$ -Refokussierungspulse bekannt.

Eine weitere Möglichkeit zur Messzeitverkürzung in dynamischen Sequenzen, die eine Zeiterie von Bildern eines Objektes darstellen sollen, ist das *View Sharing*, bei dem Teile des k-Raumes aus Aufnahmen zu verschiedenen Zeiten untereinander ergänzt werden [Riederer et al., 1988]. Damit kann eine hohe Zeitaufösung im

Kontrastverhalten erreicht werden. Die räumliche Auflösung wird durch ein Auffüllen des  $k$ -Raumes aus den kumulierten Daten der gesamten Zeitserie oder aus höher aufgelösten Referenzaufnahmen gewonnen, die in größeren Zeitintervallen aufgenommen werden können und die Zeitauflösung nur geringfügig einschränken.

Aufgrund der geringeren aufgenommenen Datenmenge liefern alle Verfahren mit reduzierter  $k$ -Raum-Abtastung ein niedrigeres Signal-Rauschverhältnis.

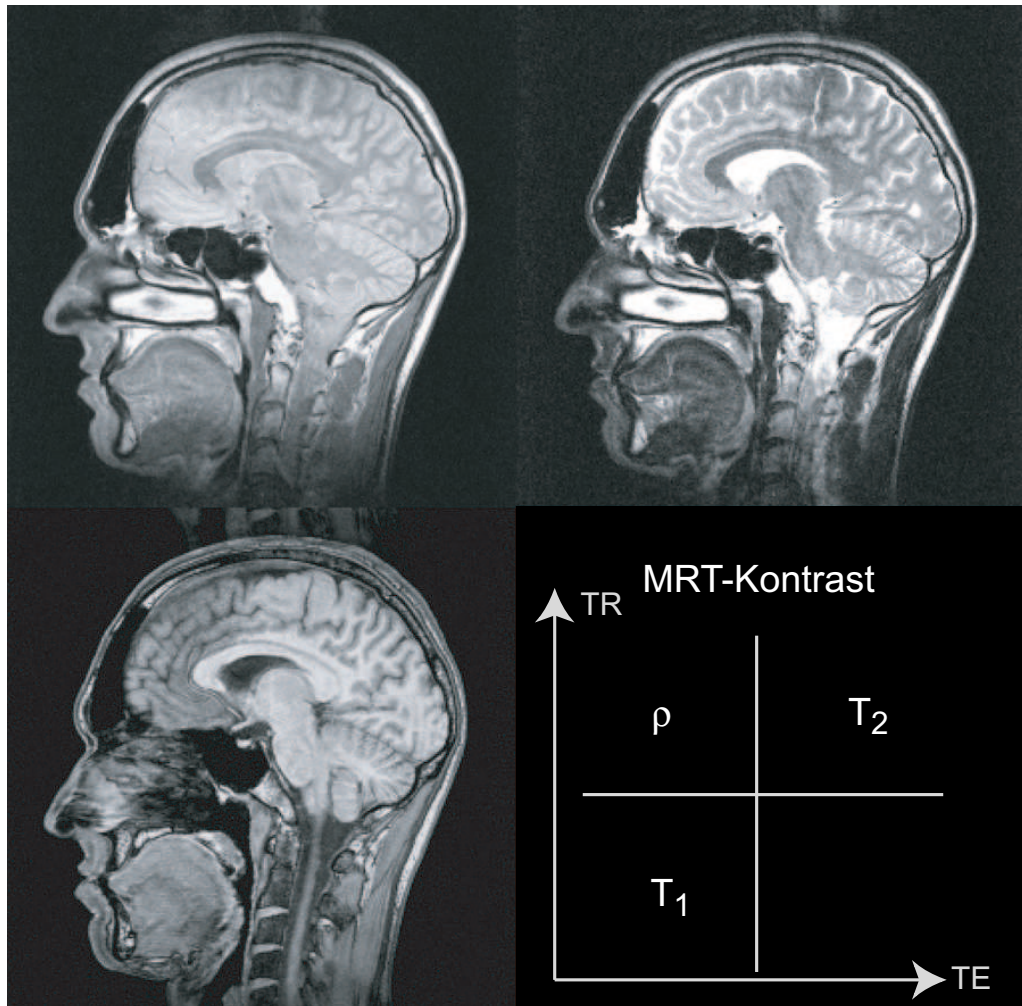
### 1.2.6 Kontrast in der MRT

Das zeitliche Verhalten von Transversal- und Longitudinalmagnetisierung nach einem Anregungspuls ist wie in Kap. 1.1.4 erläutert exponentiell mit der Beschreibung durch die Relaxationszeitkonstanten  $T_1$  und  $T_2$  (bzw.  $T_2^*$ ).

Aufgrund des exponentiellen Verlaufs ergeben sich im zeitlichen Verlauf variierende Signalunterschiede für Substanzen mit unterschiedlichen Relaxationszeiten innerhalb der Probe. In Abhängigkeit der Wahl der Sequenzparameter Echozeit TE und Repetitionszeit TR lassen sich damit unterschiedliche Wichtungen im Bildkontrast erreichen wie in Abb. 1.9 beispielhaft dargestellt. Eine  $T_1$ -Wichtung wird bei verhältnismäßig kurzen TE- und TR-Zeiten erreicht. Wegen der kurzen Echozeit sind die durch den  $T_2$ -Zerfall bedingten Signalunterschiede in der Probe noch gering. Die Unterschiede in der Relaxation der Longitudinalmagnetisierung, die von  $T_1$  abhängen, tragen hingegen durch die kurze TR zu wesentlichen Magnetisierungssignalunterschieden nach der folgenden HF-Anregung bei. In der  $T_2$ -Wichtung bei langen TE- und TR-Zeiten sind die Beiträge zu Messsignalunterschieden gerade umgekehrt. Entsprechend kommen in der Spindichte- ( $\rho$ -)Wichtung mit kurzer TE und langer TR weder  $T_1$ - noch  $T_2$ -Unterschiede zum Tragen, und das Messsignal hängt von der örtlichen Dichte der resonanten Kerne in der Probe ab.

Der Bildkontrast in der MRT lässt sich zusätzlich durch sog. Präparationstechniken wesentlich beeinflussen. Es existieren zahlreiche Verfahren, die darauf beruhen, vor der Datenauslese ergänzende HF-Pulse zu schalten. Ein einfaches Beispiel ist das Schalten eines  $\pi$ -Pulses, der eine Magnetisierungsinversion bewirkt (s. a. Abb. 1.2 (b.)). Das Messsignal hängt dann aufgrund der  $T_1$ -Relaxation von der Wartezeit nach dem Inversionspuls ab. Durch die zusätzliche Schaltung geeigneter Gradientenfelder ist zudem eine orts-, geschwindigkeits- oder umgebungsabhängige Präparation der Spins möglich. Die unterschiedlichen Präparationstechniken sind mit allen Auslesestrategien dieser Arbeit kombinierbar.





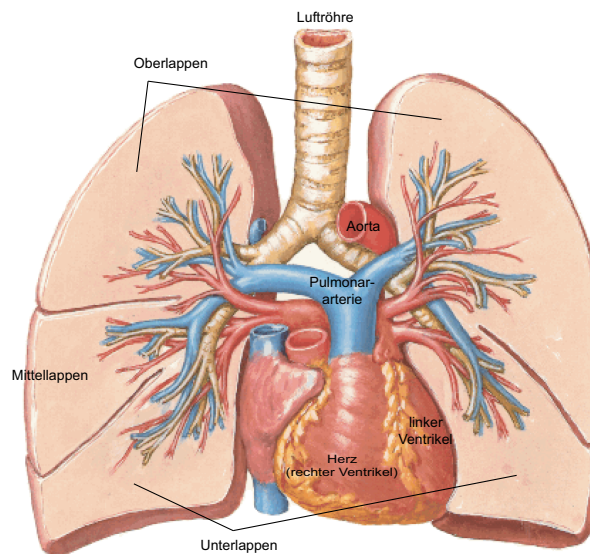
**Abb. 1.9:** Bildkontrast mit  $T_1$ - (unten links),  $T_2$ - (oben rechts) und Spindichte ( $\rho$ )-Wichtung (oben links). Abhängig von der Wahl der Mestechnik und der Messparameter (Repetitionszeit TR und Echozeit TE) kann der Bildkontrast in der MRT variiert werden. Dargestellt ist ein sagittaler Schnitt des Kopfes eines gesunden Probanden in drei unterschiedlichen Wichtungen. Aus [Jerečić, 2001].

## 1.3 Aufbau der Lunge

Die Lunge stellt eine große Herausforderung für die MR-Bildgebung dar. Aufgrund derer besonderer physikalischer Eigenschaften versprechen Verfahren mit nicht-kartesischen k-Raum-Trajektorien hier Vorteile gegenüber herkömmlichen Auslesestrategien. Der anatomische Aufbau der Lunge und die daraus resultierenden Herausforderungen der MRT dieses Organs sollen daher kurz vorgestellt werden.

### 1.3.1 Anatomie

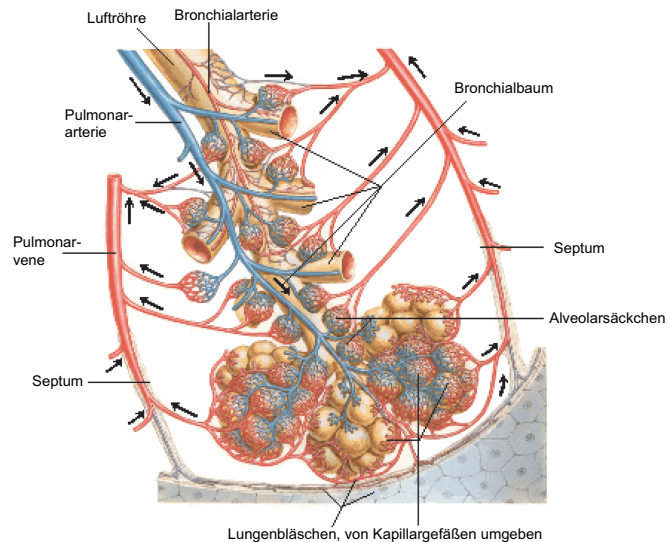
Die menschliche Lunge besteht aus einem rechten Lungenflügel, der sich anhand tiefer Einschnitte in drei Lungenlappen unterteilen lässt, und einem linken Lungenflügel bestehend aus zwei Lappen, s. Abb. 1.10. Die Lunge liegt in der Brusthöhle. Die Lungenspitze überragt das Schlüsselbein um einige Zentimeter, unten liegt die Lunge auf dem Zwerchfell auf, dessen Lage sehr variabel hauptsächlich von der Atemstellung abhängt.



**Abb. 1.10:** Schematischer Querschnitt durch die Lunge. Der rechte Lungenflügel ist in drei Lappen unterteilt, der linke in zwei. Nach [Netter et al., 2000].

Die von der Luftröhre ausgehenden Bronchien zweigen sich in einem Bronchiaubaum in kleinere Äste auf und enden in den Alveolensäcken, in denen sich die Lungenbläschen (*Alveolen*) als kleinste funktionelle Einheit der Lunge befinden, s. Abb. 1.11. Die Alveolen weisen einen Durchmesser von  $0,2 \dots 0,3$  mm auf. Die große Zahl der Alveolen führt zu einer wirksamen Lungenoberfläche von ca.

140 m<sup>2</sup> [Thews, 1997]. Die Alveolen sind von einem dichten Kapillarnetz umgeben. Der Luftraum der Alveolen ist hiervon durch eine dünne Gewebsmembran getrennt, über die durch Diffusion der Gasaustausch stattfindet.



**Abb. 1.11:** Schematische Darstellung der Lungengefäße und des Bronchialsystems. Die Luftröhre verzweigt sich im Bronchialbaum, dessen kleinste Äste in den Lungenbläschen (*Alveolen*) enden. Nach [Netter et al., 2000].

### 1.3.2 MRT der Lunge

Die inhomogene Luft-Gewebe-Struktur der Lunge führt erstens zu einer niedrigen Protonendichte von nur etwa 20...30% ihres Volumens. Dieses bewirkt ein deutlich geringeres Signal-Rausch-Verhältnis in der <sup>1</sup>H-MRT der Lunge als in anderen Organen.

Zweitens bewirken die Luft-Gewebe-Übergänge auf der mikroskopischen Skala der Lungenbläschen eine starke Variation der lokalen magnetischen Suszeptibilität [Bergin et al., 1991]. Wie in Kap. 1.1.5 erläutert, führt dieses zu einer im Vergleich zur  $T_2$ -Relaxationszeit sehr kurzen effektiven  $T_2^*$ -Zeit. Die Relaxationszeiten in der Lunge liegen bei  $B_0 = 1,5\text{ T}$  im Bereich von  $T_2 \approx 61 \dots 98\text{ ms}$ ,  $T_2^* \approx 1 \dots 2\text{ ms}$  und  $T_1 \approx 1200 \dots 1500\text{ ms}$  [Hatabu et al., 1999b; Mai et al., 2000; Jakob et al., 2002]. Von Durney et al. [1996] werden verschiedene theoretische Modelle der Lunge betrachtet, die Relaxationszeiten in der gleichen Größenordnung ergeben.

Eine Veränderung von Relaxationszeiten durch Kontrastmittelgabe kann zur Bestimmung physiologischer Parameter der Lunge in der MRT genutzt werden. Bei Atmung von reinem Sauerstoff bspw. wird eine verkürzte  $T_1$ -Zeit im Lungengewebe beobachtet. Mit Hilfe dieses Phänomens lassen sich Bereiche der Lunge

identifizieren, in denen die Ventilation oder Diffusion in den Alveolen behindert ist [Edelman et al., 1996; Chen et al., 1998]. Auch die  $T_2^*$ -Relaxation wird aufgrund der verschiedenen Suszeptibilitäten von Luft und reinem Sauerstoff beeinflusst, so dass in einer zwischen normaler Atmung und Sauerstoffatmung vergleichenden  $T_2^*$ -Kartierung regionale Defizite der Lungenfunktion detektiert wurden [Pracht et al., 2005].

Eine Abbildung des luftgefüllten Alveolarraumes ist mit der  $^1\text{H}$ -MRT nicht möglich. Es gibt jedoch Edelgase mit halbzahligen Kernspin, die nach Hyperpolarisation und Einatmung zur Abbildung des Luftraumes der Lungen verwendet wurden. Erste Experimente zur *in-vivo* Lungenbildgebung mit hyperpolarisiertem  $^3\text{He}$  am Menschen wurden von Bachert et al. [1996] und Ebert et al. [1996] durchgeführt.

Eine weitere Schwierigkeit in der MRT der Lunge stellt die Atembewegung und die Pulsation des Herzens dar. Dieser kann durch Atemanhalten begegnet werden, was entsprechend kurze Messzeiten erfordert, insbesondere bei Patienten mit eingeschränkter Lungenfunktion. Als Alternative können Triggerverfahren eingesetzt werden, wobei jeweils ein Teil der MR-Bildaufnahme zu festgelegten Zeitpunkten des Herz-EKG und/oder der Atemkurve erfolgt. Gatingverfahren nutzen bei fortlaufender Akquisition der Bilddaten die parallel aufgezeichneten physiologischen Parameter, um die Messdaten entsprechend so zu ordnen, dass zu einem Bild nur Daten der gleichen Phase des Herz- bzw. Atemzyklus' beitragen. Neben den zur Registrierung des Herz- und Atemzyklus' zur Verfügung stehenden externen elektrischen, optischen und mechanischen Messsensoren kann die Atemposition auch durch die MR-Bildgebung selber festgestellt werden. Zum Beispiel lässt sich die vertikale Position des Zwerchfells aufgrund der scharfen Abgrenzung zu den Lungen auch mit sehr kurzer Messdauer (bei entsprechend geringer Auflösung) sicher erkennen. Diese Art der Steuerung der Datenaufnahme wird als *Navigator Gating* bezeichnet [Ehman und Felmlee, 1989; Liu et al., 1993; Wang et al., 1996].

## Kapitel 2

# Materialien und Methoden

## 2.1 k-Raum Auslesetechniken

Die Messsignale werden, wie in Kap. 1.2.4 beschrieben, im k-Raum abgetastet. Durch eine Fouriertransformation wird aus dem aufgefüllten k-Raum dann die Bildinformation im Ortsraum erhalten. Der zeitlichen Abfolge der angelegten Magnetfeldgradienten und Hochfrequenzpulse kann ein Ausleseschema im k-Raum zugeordnet werden [Ljunggren, 1983]. In dieser Arbeit wurden Sequenzen mit radial- und spiralförmigen Ausleseschemata entwickelt, deren Bild- und Artefakteigenschaften sich in einigen Bereichen deutlich von den üblicherweise verwendeten kartesischen Verfahren (s. Kap. 1.2.5) unterscheiden. Sie besitzen Eigenschaften, die sie u. a. für die Bildgebung von sehr schnell relaxierendem Geweben interessant machen.

Das vorrangige Ziel in der Implementierung und Optimierung der nicht-kartesischen Auslesetrajektorien war die Erzielung kurzer Echozeiten in Gradientenechosequenzen zur Bildgebung von Proben mit kurzer  $T_2^*$ -Relaxationszeit.

### 2.1.1 Restriktionen durch das Gradientensystem

Die k-Raum-Trajektorie hängt nach Gl. 1.54 direkt von der Schaltung der Gradientenmagnetfelder ab. Damit ist klar, dass die Eigenschaften des Gradientensystems des MR-Tomographen die Realisierbarkeit beliebiger k-Raum-Trajektorien einschränken. Einige für alle Formen der k-Raum-Auslese wichtigen Kenndaten der Gradientenhardware sind im Folgenden aufgeführt.

Die maximale Gradientenstärke  $G_{\max}$  wird vom größtmöglichen Strom, der durch die Gradientenspule fließen kann, bestimmt. Dieser wiederum ist technisch limitiert durch Gradientenverstärker, Leiterquerschnitte und -materialien, Kühlung, u. s. w.

Die zweite wichtige Limitation des Gradientensystems ist die Schaltzeit zum Umschalten der Gradientenamplitude. Sie wird als maximale Gradientenanstiegsrate oder *Slew Rate*  $S_{\max}$  angegeben und entspricht zeitlichen Ableitung der Gradientenamplitude,

$$\vec{S}(t) = \frac{d\vec{G}(t)}{dt}. \quad (2.1)$$

Nach der Lenz'schen Regel werden durch die Änderung des Magnetfeldes in der Gradienspule Ströme induziert, die der Ursache ihrer Entstehung entgegenwirken. Dieses ist, neben Wirbelstrom- und anderen Effekten, die das gewünschte zeitliche Verhalten der zu erzeugenden Gradientenfelder verzerren, die wesentliche Ursache für die technische Schwierigkeit, sehr große Anstiegsraten präzise zu realisieren.

In Tab. 2.1 sind die wichtigsten Kenndaten der Gradientensysteme der beiden in dieser Arbeit verwendeten MR-Tomographen, *Magnetom Symphony* und *Magnetom Avanto* (Fa. Siemens, Erlangen), aufgelistet.

	<i>Symphony</i>	<i>Avanto</i>
Systembezeichnung	„Quantum“	„SQ“
max. Gradientenstärke $G_{\max}^{x,y}$	30 mTm <sup>-1</sup>	40 mTm <sup>-1</sup>
$G_{\max}^z$	30 mTm <sup>-1</sup>	45 mTm <sup>-1</sup>
max. Anstiegsrate $S_{\max}^{x,y}$	100 Tm <sup>-1</sup> s <sup>-1</sup>	180 Tm <sup>-1</sup> s <sup>-1</sup>
$S_{\max}^z$	100 Tm <sup>-1</sup> s <sup>-1</sup>	220 Tm <sup>-1</sup> s <sup>-1</sup>

**Tabelle 2.1:** Wichtige Kenndaten der Gradientensysteme der beiden verwendeten MR-Tomographen der Fa. Siemens, Erlangen.

### 2.1.2 Kartesische Datenabtastung

Das Prinzip der k-Raum-Abtastung mit Aufnahme der Datenpunkte auf einem kartesischen Gitter wurde anhand der 2D FLASH-Sequenz [Haase et al., 1986] in Abb. 1.7 bereits erklärt. Sowohl die 2D als auch die 3D FLASH Sequenz [Frahm et al., 1986], deren Sequenzschema in Abb. 2.1) zu finden ist, sind sehr schnelle Gradientenechosequenzen mit kartesischer Datenabtastung. Sie dienen hier zum Vergleich mit den entwickelten nicht-kartesischen Auslesetechniken.

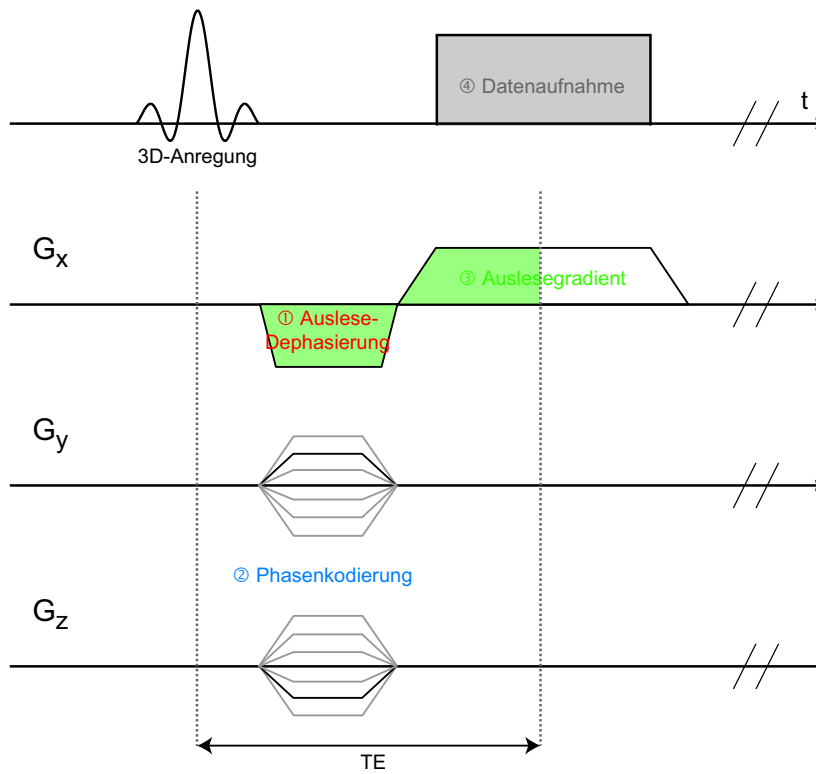
#### Optimierung der Echozeit

Mit jeder HF-Anregung wird in der FLASH-Sequenz eine k-Raum-Zeile abgetastet. Das Gradientenecho tritt in der Mitte der Auslese auf, d. h. die Echozeit ist in der 3D FLASH-Sequenz gegeben durch die Summe aus der halben Länge des Anregungspulses, des Maximums der Zeitdauer aus Phasenkodiergradienten und Auslesedephasiergradienten sowie der halben Auslesezeit. In der 2D Variante muss zudem die Zeit für den Schichtselektionsrephasiergradienten berücksichtigt werden.

Eine Reduzierung der Echozeit kann durch Optimierung folgender Parameter erreicht werden:

- Eine Minimierung der zeitlichen Längen von Phasenkodier-, Schichtselektionsrephasier- und Auslesedephasiergradienten erfolgt durch Ausnutzung der maximal möglichen Gradientenanstiegsraten (s. Kap. 2.1.1).

Eine Verringerung der Bildauflösung bedeutet, dass kleinere maximale Gradientenmomente benötigt werden, was entsprechend eine Verkürzung der Gradienten erlaubt.



**Abb. 2.1:** Sequenzschema der 3D FLASH Sequenz. Im Vergleich zur 2D Variante fehlt die Schichtselektivität des Anregungspulses. Dafür wird zur 3D Ortskodierung ein weiterer Phasenkodiergradient in der dritten Raumrichtung ( $z$ ) geschaltet.

- Eine Verkürzung der Dauer des HF-Anregungspulses in der 2D Variante bedeutet gleichzeitig ein schlechteres Schichtprofil, s. Gl. 1.61.

Durch die Aufnahme eines sog. asymmetrischen Echos, d. h. Verkürzung des  $k$ -Raumes in der Ausleserichtung auf einer Seite ähnlich der *Partial Fourier*-Auslesestrategie (s. Kap. 1.2.5), ist eine Verkürzung der Echozeit erzielbar. Dennoch steigt die minimale Echozeit bei kartesischen  $k$ -Raum-Auslesestrategien linear mit der Anzahl der in Ausleserichtung abzutastenden  $k$ -Raum-Punkte an.

Eine höhere Bildauflösung bedeutet damit bei kartesischen Auslesetechniken letztlich immer auch eine höhere geringstmögliche Echozeit.

### Signalgleichung

In der FLASH-Sequenz wird eine Kombination von kurzer Repetitionszeit  $TR$  und kleinen Flipwinkeln, i. d. R.  $\alpha < 50^\circ$ , verwendet. Aufgrund des kleinen Flipwinkels wird bei jeder HF-Anregung nur jeweils ein Teil der Gleichgewichtsmagnetisierung



in die Transversalebene ausgelenkt. Die verbleibende sowie die in der Zwischenzeit wieder mit der Zeitkonstanten  $T_1$  relaxierte Longitudinalmagnetisierung ist für die folgende HF-Anregung verfügbar. Es bildet sich ein Gleichgewichtszustand aus, dessen Signalintensität

$$S = S_0 \frac{\left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) e^{-\frac{TE}{T_2}} \sin \alpha}{1 - \cos \alpha \cdot e^{-\frac{TR}{T_1}}} \quad (2.2)$$

ist. Bei gegebenem TR, TE und  $T_1$  ist der Flipwinkel, bei welchem das Messsignal maximal wird, der sog. Ernst-Winkel [Ernst und Anderson, 1966]:

$$\alpha_E = \arccos\left(e^{-\frac{TR}{T_1}}\right). \quad (2.3)$$

### Dephasierung der Resttransversalmagnetisierung

Beim FLASH-Prinzip wird davon ausgegangen, dass die Transversalmagnetisierung zum Zeitpunkt der jeweils folgenden HF-Anregung vollständig relaxiert ist, d.h.  $T_2^{(*)} < TR$ . Wenn diese Bedingung nicht erfüllt ist, können aufgrund der noch vorhandenen Restmagnetisierung Bildartefakte auftreten. Wird eine kurze Gesamtmessdauer angestrebt, ist es vorteilhaft, TR klein zu wählen. In diesem Fall oder bei Proben mit sehr langer  $T_2^{(*)}$ -Zeit ist dann obige Bedingung verletzt. In diesem Fall werden sog. Spoiler-Gradienten im Anschluss an die Auslesegradienten geschaltet, um die Phasenkohärenz der nach der Auslese verbliebenen Transversalmagnetisierung zu zerstören.

Eine zweite Möglichkeit zur Vermeidung ungewollter Phasenkorrelationen zwischen aufeinanderfolgenden HF-Anregungen besteht in einer zufälligen Variation der Phase des eingestrahlten HF-Anregungspulses (*RF Spoiling*). Der Empfänger muss dann mit der gleichen Phasenverschiebung das Signal aufnehmen.

### 2.1.3 Spiralabtastung

Spiralförmige k-Raum-Auslesestrategien sind eine sehr effiziente Technik, die in vielen Anwendungsbereichen Vorteile gegenüber herkömmlichen kartesischen Verfahren, die die Datenpunkte im k-Raum auf einem kartesischen Gitter abtasten, bietet. Blut, welches während der Messung in Bewegung ist, kann bspw. mit gutem Kontrast dargestellt werden [Meyer et al., 1992], da die Gradientenmomente kleiner Ordnung im Vergleich zu EPI und herkömmlichen kartesischen Ausleseverfahren gering sind [Nishimura et al., 1995]. Ein weiterer wichtiger Vorteil von Spiraltechniken ist eine mehrfache Abtastung bzw. Überabtastung des k-Raum-Zentrums, was zu reduzierten Bewegungs- und Pulsationsartefakten beiträgt.

Die Spiralauslesetechnik wurde erstmals von Ahn et al. [1986] als *Spiral-Scan Echo Planar Imaging* (SEPI) vorgestellt. Sie ist inzwischen als *Spiral MRI* bekannt. Zum Beispiel Börnert et al. [1999] geben eine ausführliche Darstellung der Spiral MRI und derer Eigenschaften. Im k-Raum beschreibt die Trajektorie eine Spirale,

$$\vec{k}(t) = r(t)e^{i\phi(t)}, \quad (2.4)$$

wobei  $r(t)$  und  $\phi(t)$  als stetig und streng monoton vorausgesetzt werden. Eine in radialer Richtung äquidistante Abtastung des k-Raumes, d. h.  $\frac{dr}{d\phi} = \text{const}$  [Meyer et al., 1992], wird mit der Archimedeschen Spirale erreicht, bei der der Radialteil proportional zum Azimutwinkel ist:

$$\vec{k}(t) = A\phi(t)e^{i\phi(t)} \quad (2.5)$$

In kartesischen Komponenten ist die Darstellung

$$k_x(t) = A\phi(t) \cos \phi(t) \quad (2.6)$$

$$k_y(t) = A\phi(t) \sin \phi(t). \quad (2.7)$$

Beispielhaft ist in Abb. 2.2 die Trajektorie einer *single shot* Spiralsequenz dargestellt. Die Auslese beginnt im k-Raum-Zentrum, wodurch sehr kurze Echozeiten erreichbar sind. Die Echozeit wird dann in der 2D Gradientenechospiralsequenz nur durch die Zeit für die Schichtsektion bestimmt.

Die zur Realisierung der Trajektorie benötigten Gradienten  $\vec{G}(t)$  lassen sich mittels Gl. 1.54 gewinnen:

$$\vec{G}(t) = \frac{1}{\gamma} \cdot \frac{d}{dt} \vec{k}(t) \quad (2.8)$$

Das Einsetzen von Gl. 2.5 liefert die Gradientenform:

$$\vec{G}(t) = \frac{A}{\gamma} \left( \dot{\phi}(t)e^{i\phi(t)} + i\phi(t)\dot{\phi}e^{i\phi(t)} \right) \quad (2.9)$$

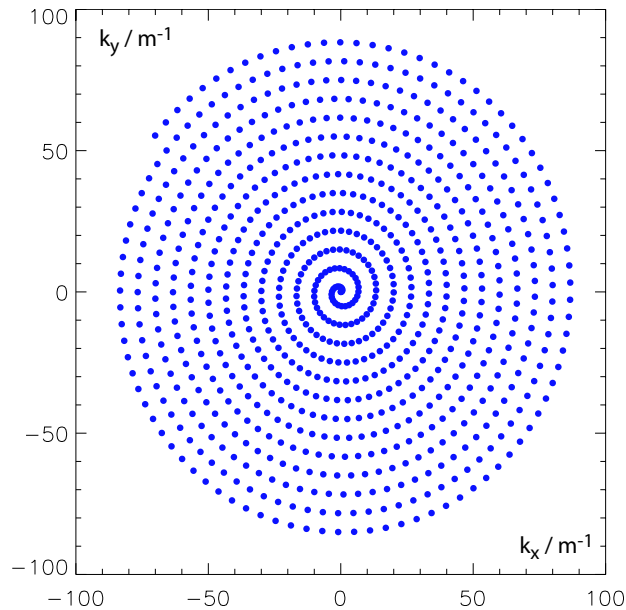
$$= \frac{A}{\gamma} (1 + i\phi(t)) \dot{\phi}(t)e^{i\phi(t)} \quad (2.10)$$

Die Auslesegradienten oszillieren mit modulierten Sinus- bzw. Kosinusfunktionen. In kartesischer Komponentenschreibweise ergibt sich

$$G_x(t) = \frac{A}{\gamma} \dot{\phi}(t) (\cos(\phi(t)) - \phi(t) \sin(\phi(t))) \quad (2.11)$$

$$G_y(t) = \frac{A}{\gamma} \dot{\phi}(t) (\sin(\phi(t)) - \phi(t) \cos(\phi(t))). \quad (2.12)$$

Abb. 2.3 zeigt das Sequenzschema der 2D Spiralsequenz. Neben der *Single Shot* Auslese, bei der der gesamte k-Raum nach einer HF-Anregung auf einer Spirale abgetastet wird, bietet sich die Möglichkeit der Auslese mit  $N$  ineinander

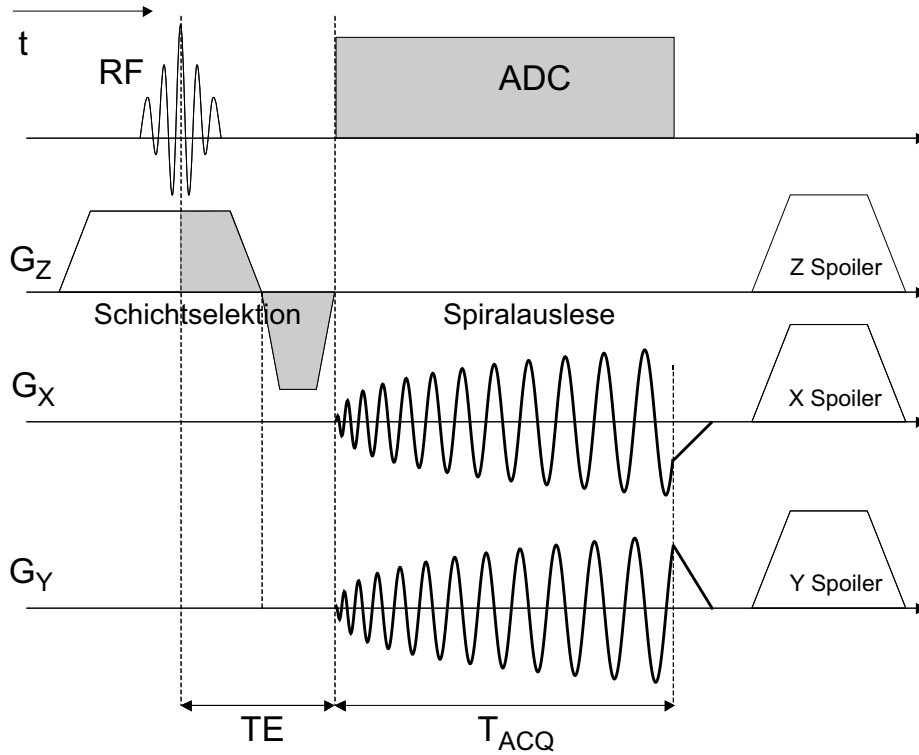


**Abb. 2.2:** k-Raum Trajektorie der *Single Shot* Spiral-MRT. Mit einer HF-Anregung wird ausgehend vom Zentrum der gesamte k-Raum entlang einer Archimedeschen Spirale abgetastet. Da die gemessenen Punkte nicht auf einem kartesischen Gitter liegen, können die Algorithmen der schnellen Fouriertransformation (FFT) nicht ohne weiteres zum Einsatz kommen.

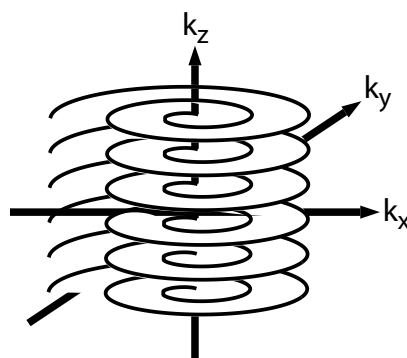
verschachtelten (*interleaved*) Spiraltrajektorien, die jeweils um einen Anfangswinkel gegeneinander gedreht sind. Diese segmentierte Auslesestrategie verkürzt die Auslesezeit für einen Spiralarms auf  $\frac{1}{N}$ , so dass bei kurzer  $T_2^*$ -Zeit der Probe ein Signalgewinn erzielbar ist.

Die Spiralsequenz wurde auch mit einer 3D k-Raum-Abtastung implementiert. Dabei ist eine 2D Spiralauslese mit einer kartesischen Phasenkodierung in der dritten Raumrichtung kombiniert, so dass die Trajektorie übereinandergeschichtete Spiralen (*Stack of Spirals*) beschreibt, s. Abb. 2.4, beschreibt [Amann et al., 2002].

Als Nachteil der nicht-kartesischen Auslesestrategien muss die rechenzeitintensivere Bildrekonstruktion genannt werden. Da die gemessenen Punkte nicht auf einem kartesischen Gitter liegen, können die Algorithmen der schnellen Fouriertransformation (FFT) nicht ohne weiteres zum Einsatz kommen, sondern die Messdaten müssen erst im *Gridding*-Verfahren auf ein kartesisches Gitter umgerechnet werden, s. Kap. 2.2. Zudem können die auftretenden Bildartefakte Formen annehmen, die in der klinischen Anwendung von kartesischen Sequenzen nicht auftreten und damit zunächst ungewohnt sind.



**Abb. 2.3:** Sequenzschema der 2D Spiralsequenz. Sofort nach der schichtselektiven Anregung beginnt die Datenauslese mit den sinus- bzw. kosinusförmig modulierten Auslesegradienten in der  $xy$ -Ebene. Die *Spoiler*-Gradienten sind optional und werden vorrangig bei Verwendung einer kurzen Repetitionszeit verwendet, um die Phasenkohärenz einer evtl. vorhandenen Rest-Transversalmagnetisierung zu zerstören.



**Abb. 2.4:**  $k$ -Raum Trajektorie der 3D *Stack of Spirals* Sequenz. Jede 2D Spiralauslese wird mit einer (kartesischen) Phasenkodierung in der dritten Raumrichtung verknüpft.

Die in dieser Arbeit entwickelten und für neue Hard- und Softwaresysteme optimierten Sequenzen und Bildrekonstruktionsverfahren beruhen auf Arbeiten von Amann et al. [1997], siehe auch [Amann, 2000].

#### 2.1.4 Spiral-Gradientendesign

Die Gradientenform der Spiralauslese ist durch Gl. 2.9 beschrieben. Die Konstante  $A$  wird durch die Anzahl  $N$  der Spiralarms und das (radiale) Gesichtsfeld  $FOV$  bestimmt,

$$A = \frac{N}{FOV}. \quad (2.13)$$

Die Winkelfunktion  $\phi(t)$  wird durch das Gradientensystem des MR-Tomographen eingeschränkt, insbesondere durch die maximale Gradientenstärke  $G_{\max}$  und -anstiegsrate  $S_{\max}$ , s. Kap. 2.1.1. In der Spiral MRI folgt aus den Gl. 2.11 und 2.12 für die kartesischen Komponenten der Anstiegsrate:

$$S_x(t) = \frac{A}{\gamma} \left( (\ddot{\phi} - \phi\ddot{\phi}^2) \cos \phi - (2\dot{\phi}^2 + \phi\dot{\phi}) \sin \phi \right) \quad (2.14)$$

$$S_y(t) = \frac{A}{\gamma} \left( (\ddot{\phi} - \phi\ddot{\phi}^2) \sin \phi - (2\dot{\phi}^2 + \phi\dot{\phi}) \cos \phi \right) \quad (2.15)$$

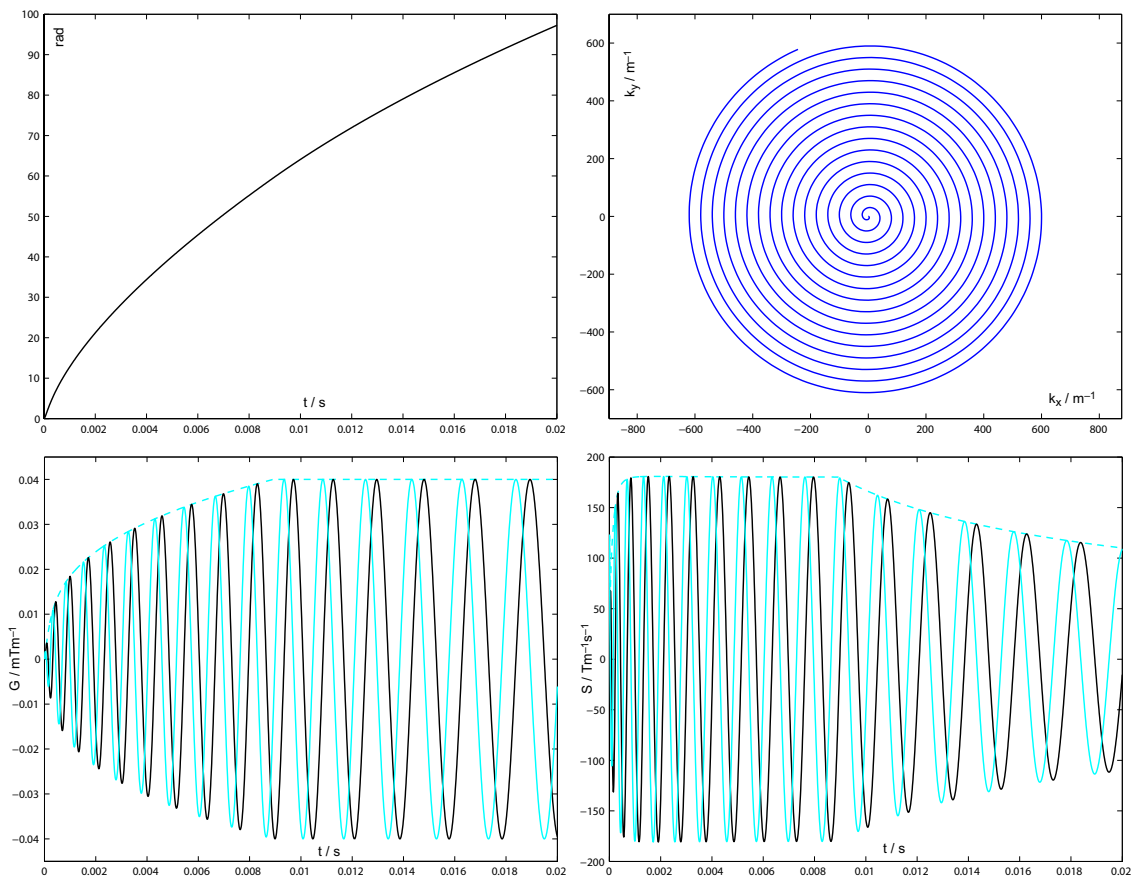
Um die schnellstmögliche Abtastung des k-Raumes zu erreichen, sollte die Datenaufnahme mit der maximalen Gradientenstärke  $G_{\max}$  erfolgen. Der Anstieg bis zum Erreichen von  $G_{\max}$  muss dann mit  $S_{\max}$  erfolgen. Mit diesen Randbedingungen ist das Aufstellen einer Differentialgleichung zweiter Ordnung für  $\phi(t)$  möglich, die numerisch gelöst werden kann [King et al., 1999]. Die in dieser Arbeit implementierten Sequenzen für die Spiral-MRT verwenden die von [Cline et al., 2001] angegebene analytische Näherung für die Winkelfunktion

$$\phi(t) = \begin{cases} \frac{\beta t^2}{2+2\left(\frac{2\beta}{3}\right)^{\frac{1}{3}}t^{\frac{1}{3}}+\left(\frac{2\beta}{3}\right)^{\frac{2}{3}}t^{\frac{4}{3}}} & \text{für } t \leq t_1 \\ \sqrt{(\phi(t_1))^2 + 2(t-t_1)\frac{\gamma G_{\max}}{A}} & \text{für } t > t_1 \end{cases} \quad (2.16)$$

Dabei ist  $\beta \equiv \gamma \frac{S_{\max}}{A}$  und  $t_1$  ist der Zeitpunkt, an welchem die maximale Gradientenstärke erreicht ist:

$$t_1 = \frac{2\gamma G_{\max}^3}{3A S_{\max}^2} \quad (2.17)$$

In Abb. 2.5 ist ein nach Gl. 2.16 berechnetes Beispiel einer Spiraltrajektorie gezeigt.



**Abb. 2.5:** Beispiel einer Gradientenberechnung für die spiralförmige k-Raum-Auslese nach Gl. 2.16 mit den Parametern  $G_{\max} = 40 \text{ mTm}^{-1}$ ,  $S_{\max} = 180 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ ,  $A = 6,37 \text{ m}^{-1}$  (entspricht z. B.  $FOV = 400 \text{ mm}$  und  $N = 16$ ). Gezeigt sind oben links die Lösung für den Winkelanteil  $\phi(t)$  und oben rechts die k-Raum-Trajektorie. In der unteren Reihe ist links der Gradientenzeitverlauf und rechts die Gradientenanstiegsrate dargestellt für  $x$ - (schwarz) und  $y$ -Richtung (farbig) sowie der Absolutbetrag (gestrichelt).

### Auflösung und Gesichtsfeld

Die Bildauflösung  $\Delta x$  ist wie in Kap. 1.2.4 gezeigt durch die maximale Ortsfrequenz  $k_{\max}$  bestimmt. Bei der spiralförmigen k-Raum-Abtastung kann  $k_{\max}$  in radialer Richtung betrachtet werden. Mit einer Auslesezeit von  $T_{\text{acq}}$  gilt dann

$$k_{\max} = A\phi(T_{\text{acq}}). \quad (2.18)$$

Mit Gl. 1.77 folgt dann für die Auflösung

$$\Delta x = \frac{\pi}{A\phi(T_{\text{acq}})}. \quad (2.19)$$

$T_{\text{acq}}$  lässt sich mit Hilfe der analytischen Näherung 2.16 wesentlich schneller berechnen als durch numerische Lösung der Differentialgleichung für  $\phi$ . Damit ist eine Echtzeit-Überwachung über die Benutzerschnittstelle der Steuerungssoftware des MR-Scanners gegeben [Warmuth, 2003]. Auswirkungen einer Veränderung der Spiralparameter können instantan überprüft werden.

Das Gesichtsfeld ist nach Gl. 1.72 durch die größte Abtastschrittweite im k-Raum bestimmt. Da die Schrittweite in azimuthaler Richtung  $\Delta k_{\phi}$  immer wesentlich kleiner ist als  $\Delta k_r$  in radialer Richtung bzw.  $\frac{\Delta k_r}{N}$  bei Berücksichtigung von  $N$  Spiralarmen, sind Einfaltungen von Bildern höherer Ordnung nur aus radialer Richtung zu erwarten, d. h.

$$FOV = \frac{2\pi N}{\Delta k_r}. \quad (2.20)$$

$\Delta k_r$  ist durch die radialen Differenz der Trajektorie nach einem Umlauf gegeben:

$$\Delta k_r = A \cdot 2\pi \quad (2.21)$$

Durch Einsetzen in Gl. 2.20,

$$FOV = \frac{N}{A}, \quad (2.22)$$

ergibt sich die in Gl. 2.13 angegebene Bedeutung des Parameters  $A$ .

#### 2.1.5 Radialabtastung

Neben der Spiralabtastung bietet auch die Radialabtastung einige wesentliche Vorteile gegenüber der kartesischen Datenauslese. Wie bei der Spirale beginnt die Auslesetrajektorie nach jeder HF-Anregung im k-Raum-Zentrum. Es sind damit ebenfalls sehr kurze Echozeiten möglich. Zusätzlich wird der zentrale k-Raum stark überabgetastet, was eine hohe Robustheit gegenüber Bewegungsartefakten erwarten lässt. Die radiale Trajektorie stellt den kürzesten Weg dar, um vom k-Raum-Zentrum zu einer durch die zu erreichende Ortsauflösung bestimmten

maximalen Ortsfrequenz zu gelangen. Die Akquisitionszeit kann dadurch noch weiter verkürzt werden als bei der mit vielen Spiralarmlen geschachtelten Spiralauslese, woraus sich ggf. Vorteile im Signal-Rauschverhältnis bei Proben mit kurzer  $T_2^*$ -Relaxationszeit ergeben.

Das Verfahren der radialen Projektionen wurde bereits von Lauterbur [1973] in den Anfängen der MRT eingesetzt. Eindimensionale Projektionen der Magnetisierung wurden unter verschiedenen Winkeln aufgenommen und mit Verfahren ähnlich denen der Computertomographie rekonstruiert. Die heute aufgrund zahlreicher Vorteile in der MRT ausschließlich benutzte Fouriermethode war noch nicht eingeführt. Von Glover und Pauly [1992] wurde die radiale k-Raum-Abtastung in die Fourier-Bildgebung eingeführt, lange Zeit aber kaum beachtet, da die Bildrekonstruktion nicht-kartesisch aufgenommener Hologramme erst seit einigen Jahren mit einem Rechenzeitaufwand durchführbar ist, der auch in der klinischen Anwendung akzeptabel ist.

In Abb. 2.6 ist als Beispiel eine 2D Radialtrajektorie mit  $N = 20$  Projektionen und  $S = 10$  Abtastpunkten pro Projektion dargestellt. Nach jedem HF-Anregungspuls wird eine Projektion, d. h. ein radialer „Strahl“ vom k-Raum-Zentrum nach außen, abgetastet. Im Gegensatz zur kartesischen Datenabtastung werden während der Datenaufnahme die Gradienten in beiden zueinander senkrechten Richtungen gleichzeitig geschaltet, hier o. B. d. A. in der  $xy$ -Ebene, s. Abb. 2.7. Das Verhältnis der beiden Gradientenstärken bestimmt den Projektionswinkel

$$\tan \phi = \frac{G_y}{G_x}. \quad (2.23)$$

Bei vorgegebener maximaler Summengradientenamplitude  $G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$  ergibt sich für die beiden Komponenten des Gradientenmagnetfeldes

$$G_x = G \cos \phi \quad (2.24)$$

$$G_y = G \sin \phi. \quad (2.25)$$

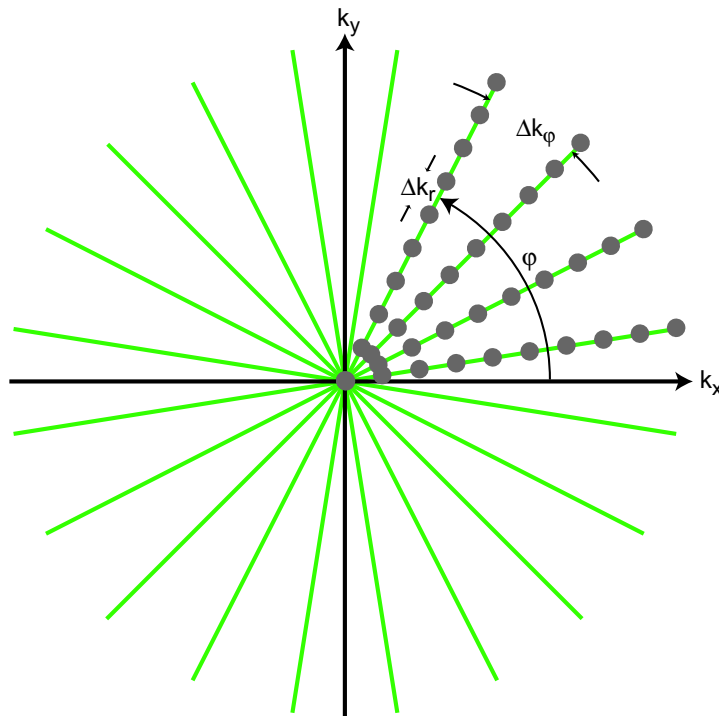
Für zeitlich konstante Gradienten folgt aus Gl. 1.54 für die k-Raum-Trajektorie  $\vec{k} = \gamma \vec{G}t$ . Mit  $\vec{k} = (k_x, k_y)$  bzw.  $k = \sqrt{k_x^2 + k_y^2}$  gilt dann entsprechend

$$k_x = k \cos \phi \quad (2.26)$$

$$k_y = k \sin \phi. \quad (2.27)$$

Aufgrund der Radialsymmetrie ist vielfach auch die Darstellung in Polarkoordinaten ( $r \cos \phi$ ,  $r \sin \phi$ ) sinnvoll. Der Projektionswinkel ergibt sich aus der Anzahl der Projektionen durch  $\phi = \frac{2\pi}{N}$ . Der Abstand zweier Abtastpunkte in radialer bzw. azimuthaler Richtung wird entsprechend mit  $\Delta k_r$  bzw.  $\Delta k_\phi$  bezeichnet.

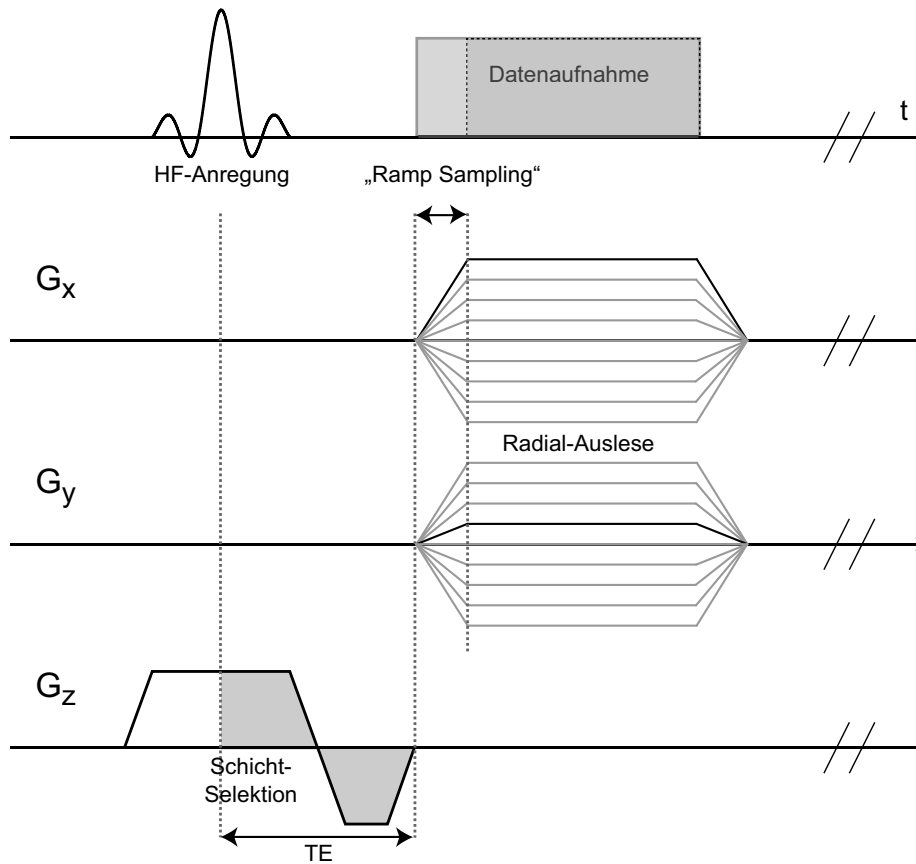




**Abb. 2.6:** k-Raum-Trajektorie bei der Radialauslese, hier mit  $N = 20$  Projektionen (grün) und  $S = 10$  Abtastpunkten (grau) pro Projektion. Die Punkte liegen auf radialen „Strahlen“, die vom k-Raum-Zentrum nach außen gerichtet sind. Der radiale Abstand von zwei Datenpunkten ist  $\Delta k_r$  in radialer Richtung bzw.  $\Delta k_\phi$  in azimutaler Richtung.

In der Implementierung der Messsequenz nach Abb. 2.7 gibt es zwei Varianten bzgl. des Startzeitpunktes der Datenauslese:

- Eine konstante Abtastschrittweite  $\Delta k_r$  ergibt sich, wenn die Datenaufnahme beginnt, sobald das Plateau der trapezförmigen Auslesegradienten erreicht ist. Der Vorteil dieser Methode liegt in einer einfacheren Bildrekonstruktion (s. Kap. 2.2).
- Zur Erreichung kürzester Echozeiten ist es jedoch erforderlich, frühestmöglich nach der HF-Anregung mit der Datenauslese zu beginnen. Schon auf der Rampe des trapezförmigen Auslesegradienten werden in diesem Fall Daten aufgenommen. Da im Anfangsbereich jeder Projektion noch nicht die maximale Gradientenamplitude erreicht ist, liegen die Abtastpunkte nach Gl. 1.54 im k-Raum zum Zentrum hin dichter. Diese Technik wird als *Ramp Sampling* bezeichnet und ist in allen hier implementierten Sequenzen verfügbar.



**Abb. 2.7:** Sequenzschema der 2D Radialsequenz. Es ähnelt dem der 2D Spiralsequenz und unterscheidet sich nur in der Trapezform des Auslesegradienten. Die Datenauslese beginnt entweder bei Erreichen des Plateaus der trapezförmigen Auslesegradienten oder am Beginn der Rampe. Im zweiten Fall ist eine kürzere Echozeit erzielbar, im ersten Fall ist die Bildrekonstruktion weniger aufwändig. Wie bei der Spiralsequenz können im Anschluss an die Datenauslese noch *Spoiler*-Gradienten geschaltet werden, um die Phasenkohärenz der verbliebenen Transversalmagnetisierung zu zerstören.

### Auflösung und Gesichtsfeld

Die Abtastdichte im k-Raum ist bei der radialen Datenabtastung in hohem Maße nicht isotrop. Im k-Raum-Zentrum liegen die Abtastpunkte dichter beieinander als außen. Die Abtastdichte wird durch die Anzahl  $N$  der Projektionen und die Zahl  $S$  der Abtastpunkte pro Projektion bestimmt. Jede Projektion muss im k-Raum eine Fläche abdecken, die dem Kehrwert des Gesichtsfeldes entspricht:

$$\Delta A = \frac{1}{FOV} \quad (2.28)$$

Nach dem Nyquist-Kriterium ist die Ortsauflösung  $\Delta x$  durch die maximale Ortsfrequenz  $k_{\max}$  bestimmt, d. h.

$$2k_{\max}\Delta x = 1. \quad (2.29)$$

Die gesamte k-Raum-Fläche ist

$$A = 2\pi k_{\max}. \quad (2.30)$$

Bei gegebener Ortsauflösung und Zahl  $S$  der Abtastpunkte ist das Gesichtsfeld auch als  $FOV = S\Delta x$  darstellbar. Damit ist die Zahl  $N$  der Projektionen zur Erreichung einer isotropen Auflösung durch

$$N = \frac{A}{\Delta A} = 2\pi k_{\max}FOV = \pi S \quad (2.31)$$

gegeben. In diesem Fall ist dann für die auf dem äusseren Kreis gelegenen Abtastpunkte die Bedingung  $\Delta k_r = \Delta k_\phi$  erfüllt.

### Azimutale Unterabtastung

Die Bedingung ist sehr streng. Sie erfordert eine große Zahl von HF-Anregungspulsen und bewirkt eine hohe Überabtastung im zentralen k-Raum. Die Gesamtmessdauer ist bei der Radialabtastung proportional zur Anzahl der Projektionen. Werden die Trajektorienparameter hingegen so gewählt, dass  $\Delta k_r = \Delta k_\phi$  auf einem mittleren Radius gilt, wird der k-Raum außerhalb dieses Radius unterabtastet und innerhalb des Radius isotroper Abtastpunktdichte überabtastet. Die kleinere Zahl an erforderlichen Projektionen bedeutet eine geringere Gesamtmessdauer. In der schnellen Bildgebung werden daher immer radiale Trajektorien mit azimutaler Unterabtastung eingesetzt, da die Nachteile der Bildartefakte die kürzere Akquisitionsdauer nicht aufwiegen. Eine ausführliche Behandlung der radialen Unterabtastung ist durch [Peters et al., 2006; Pipe, 2000; Peters et al., 2000; Vigen et al., 2000; Lauzon und Rutt, 1998] gegeben.

### Minimierung der Echozeit

Im Sequenzschema, Abb. 2.7, wird ersichtlich, dass zur Minimierung der Echozeit in der Radialsequenz folgende Möglichkeiten bestehen:

- Das Ausnutzen des *Ramp Samplings* wie oben beschrieben verkürzt die Echozeit um die Gradientenanstiegszeit des Auslesegradienten.
- Die Verkürzung des HF-Anregungspulses bewirkt wie bei der kartesischen Sequenz (Kap. 2.1.2) eine Verschlechterung des Anregungsschichtprofils. Die Dauer des Anregungspulses ist in den entwickelten Radialsequenzen variabel einstellbar; verwendet werden meistens 200 . . . 1000  $\mu\text{s}$  lange Pulse.
- Der Schichtselektionsrephasiergradient, der nach Beendigung des Anregungspulses vor der Datenauslese geschaltet werden muss, wird so gewählt, dass das vorgegebene Gradientenmoment schnellstmöglich erreicht wird. Es wird die maximal mögliche, vom Gradientensystem bestimmte Gradientenamplitude und Gradientenanstiegsrate gewählt.

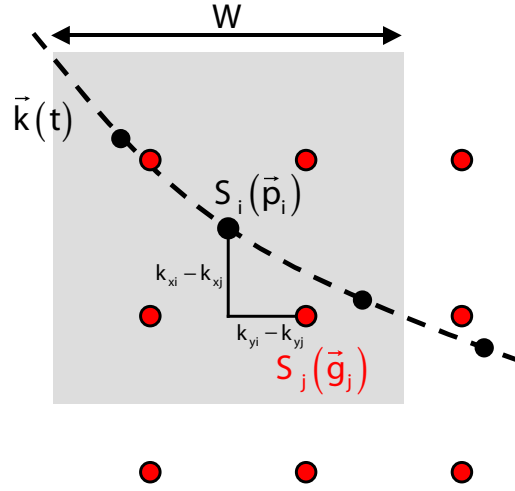
So lassen sich mit moderner Gradientenhardware minimale Echozeiten von  $TE \leq 0,5 \text{ ms}$  erzielen. In der Radialsequenz ist die minimale Echozeit im Gegensatz zu kartesischen Sequenzen immer unabhängig von der Auflösung, da das Gradientenecho unabhängig von den Parametern  $S$  und  $N$  immer zu Anfang der Auslese auftritt.

## 2.2 *Gridding* Rekonstruktion

Die Messpunkte liegen bei nichtkartesischen  $k$ -Raum-Trajektorien (s. Kap. 2.1.3 und 2.1.5) im Allgemeinen nicht auf einem kartesischen Gitter, so dass die numerische Effizienz der FFT-Algorithmen (*Fast Fourier Transform*) ohne weitere Nachverarbeitung der Rohdaten nicht nutzbar ist. Eine direkte Berechnung der diskreten Fouriertransformation, DFT *Discrete Fourier Transform*, aus der Summendefinition ist mit einem inakzeptabel hohen Rechenaufwand verbunden. Die numerische Komplexität der DFT ist  $\mathcal{O}(N^2)$ , während für die FFT  $\mathcal{O}(N \log_2 N)$  gilt. Damit ist die Durchführung der DFT praktisch inakzeptabel. Das ‘*Gridding*’ Verfahren interpoliert daher die nicht-kartesisch aufgenommenen Messpunkte in geeigneter Weise zunächst auf ein kartesisches Gitter, um anschließend FFT-Verfahren anwenden zu können.

Es gibt verschiedene Interpolationsverfahren, die sich in ihrer numerischen Komplexität und bezüglich der entstehenden Artefakte unterscheiden, s. z. B. [Nièlles-Vallespin, 2004]. Eine mit geringem numerischen Aufwand verbundene Technik ist das Nächste-Nachbar-Verfahren [Oesterle et al., 1999]. Aufgrund der guten Bildeigenschaften bei vertretbarem numerischen Aufwand wird gegenwärtig hauptsächlich der *Gridding* Algorithmus von O’Sullivan [1985] eingesetzt. Eine umfassende theoretische Beschreibung des im Folgenden kurz dargestellten Algorithmus wird von Schomberg und Timmer [1995] gegeben. Die Darstellung des Verfahrens wird hier auf zwei Orts- bzw. Ortsfrequenzdimensionen beschränkt, da in den im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Messsequenzen die 3D Varianten immer mit einer kartesischen Standard-Kodierung in der dritten Raumrichtung arbeiten, so dass auch in diesen Fällen nur ein 2D *Gridding* erforderlich ist.

Abb. 2.8 verdeutlicht die prinzipielle Vorgehensweise beim *Gridding*. Den Punkten, die auf einem kartesischen Gitter liegen, werden die innerhalb einer Weite  $W$  benachbarten Rohdatenpunkte zugeordnet. Dabei fließt eine Wichtungsfunktion  $C$  ein, die vom Abstand des Gitterpunktes vom Rohdatenpunkt abhängt. Das bedeutet umgekehrt, dass das Messsignal jedes nicht-kartesischen Datenpunktes mit  $C$  gewichtet auf die innerhalb von  $W$  liegenden Datenpunkte verteilt wird. Die Rohdatenpunkte sind im Allgemeinen nicht isotrop im  $k$ -Raum verteilt wie die Gitterpunkte des kartesischen Gitters. Die nicht isotrope Dichte wird durch eine sog. Dichtekompensation berücksichtigt, die die Rohdatenpunkte entweder vor (Präkompensation) oder nach dem *Gridding*-Prozess wichtet (Postkompensation), s. Kap. 2.2.4.



**Abb. 2.8:** *Gridding*-Verfahren: Innerhalb eines Bereichs der Weite  $W$  wird die gemessene Signalintensität  $S_i$  des  $i$ . Punktes  $\vec{p}_i$  auf die benachbarten Punkte  $\vec{g}_j$  des kartesischen Gitters interpoliert.  $S_i$  wird mit einer Funktion  $C(|\vec{p}_i - \vec{g}_j|)$  gewichtet. Nach [Amann, 2000].

### 2.2.1 *Gridding*-Formalismus

Mathematisch kann das *Gridding* durch eine Faltung der gemessenen Daten mit der Wichtungsfunktion  $C(k_x, k_y)$  mit der Weite  $W$  beschrieben werden, gefolgt von einer Multiplikation mit einer Gitter-Abtastfunktion  $\text{III}(k_x, k_y)$ :

$$S_{\text{SFS}}(k_x, k_y) = [S_{\text{sample}} * C(k_x, k_y)] \cdot \text{III}(k_x, k_y) \quad (2.32)$$

Die Gitter-Abtastfunktion ist eine zweidimensionale Erweiterung ( $\vec{x} = (x, y)$  und  $\vec{k} = (k_x, k_y)$ ) der Abtastfunktion nach Gl. 1.66 und besteht aus Dirac'schen Deltafunktionen an den Koordinaten  $(k_{x,i}, k_{y,j})$ :

$$\text{III}(k_x, k_y) \equiv \sum_{i=1}^N \delta(k_x - i) \cdot \sum_{j=1}^N \delta(k_y - j) \quad (2.33)$$

Das Messsignal  $S_{\text{sample}}$  ist wiederum das Produkt des kontinuierlichen Signals  $S(k_x, k_y)$  mit einer Abtastfunktion

$$A(k_x, k_y) \equiv \sum_{i=1}^N \delta(k_x - k_{x,i}) \cdot \sum_{j=1}^N \delta(k_y - k_{y,j}) \quad (2.34)$$

$$S_{\text{sample}}(k_x, k_y) = A(k_x, k_y) \cdot S(k_x, k_y) \quad (2.35)$$

Damit ergibt sich für die auf das kartesische Gitter interpolierten Daten der Ausdruck

$$S_{\text{SFS}}(k_x, k_y) = [S(k_x, k_y) \cdot A(k_x, k_y) * C(k_x, k_y)] \cdot \text{III}(k_x, k_y). \quad (2.36)$$

Das daraus rekonstruierte Bild ist dann die inverse Fouriertransformierte von Gl.2.36,

$$M_{\text{SFS}}(x, y) = [M(x, y) * a(x, y) \cdot c(x, y)] * (III)(x, y), \quad (2.37)$$

wobei  $a(x, y) = \mathfrak{F}^{-1}(A(k_x, k_y))$  bzw.  $c(x, y) = \mathfrak{F}^{-1}(C(k_x, k_y))$  jeweils die Fourierpaare der Funktionen  $A$  und  $C$  sind und  $M(x, y)$  die ursprüngliche Magnetisierungsverteilung.

In Abb. 2.9 sind die Auswirkungen der nicht-kartesischen Datenabtastung und des *Gridding*-Prozesses im Ortsraum dargestellt. Die Faltung des ursprünglichen Objektes  $M(x, y)$  mit der durch die k-Raum-Trajektorie bestimmten Abtastfunktion bzw. ihrer Fouriertransformierten  $a(x, y)$  führt zur Apodisation (Kantenabschwächung). Zusätzlich können Einfaltungen verursacht werden, die durch Nachverarbeitung der Bilddaten  $M_{\text{SFS}}$  nicht mehr korrigierbar sind. Daher muss  $A(k_x, k_y)$  so gewählt werden, dass die Abtastung des k-Raumes überall hinreichend dicht erfolgt, wobei eine anisotrope Abtastdichte durch die sog. Dichtekompensation (s. Kap. 2.2.4) berücksichtigt wird. Die folgende Multiplikation des gerastert aufgenommenen Objekts mit der Wichtungsfunktion  $c(x, y)$  unterdrückt die durch die Abtastfunktion eingeführten Seitenbänder, bewirkt dafür jedoch eine Randabschattung, d. h. Signalabfall an Kanten. Hier muss durch die Wahl einer geeigneten Wichtungsfunktion ein guter Kompromiss erzielt werden (s. Kap. 2.2.2).

## 2.2.2 Wahl der Wichtungsfunktion

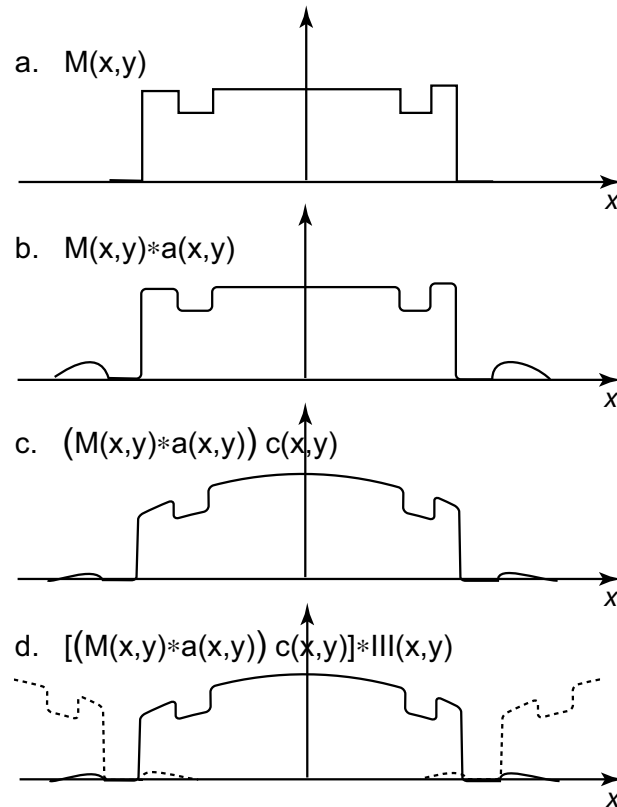
Hinsichtlich der Unterdrückung von Seitenbändern ist für  $c(x, y)$  eine 2D Rechteckfunktion wie in Abb. 2.10 optimal. Deren Fouriertransformierte  $C(k_x, k_y)$  ist dann eine 2D Sinc-Funktion. Da deren Träger<sup>1</sup> nicht kompakt ist, d. h. nicht beschränkt und abgeschlossen, muss diese zur Erreichung einer endlichen Fensterweite  $W$  abgeschnitten werden, was wiederum zu nicht erwünschter Apodisation und Einfaltung (*Aliasing*) führt.

Alle Funktionen mit kompaktem Träger im k-Raum, wie sie für die numerische Ausführung des *Griddings* notwendig sind, sind im Ortsraum unbeschränkt und bewirken dadurch Einfaltungen von Bildern höherer Ordnung. Daher ist eine Optimierung der Wichtungsfunktionen  $C(k_x, k_y)$  hinsichtlich deren Apodisations- und Einfaltungsverhalten erforderlich. Neben dieser Bedingung sollte eine optimale Wichtungsfunktion folgende weitere Eigenschaften aufweisen:

- Die Fouriertransformierte der Wichtungsfunktion ist mit geringem numerischen Aufwand berechenbar. Sie ist im besten Falle analytisch darstellbar.

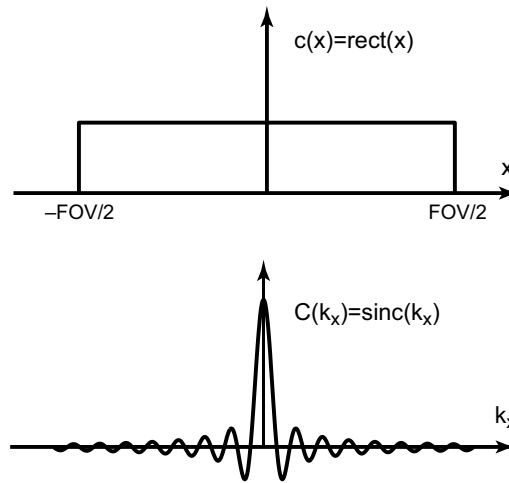
---

<sup>1</sup>Nichtnullstellenmenge einer reellwertigen Funktion



**Abb. 2.9:** Effekte der nicht-kartesischen Auslese und des *Gridding*-Prozesses, wie sie im Ortsraum beobachtbar sind. Die ideale Magnetisierungsverteilung (a.)  $M(x,y)$  ist durch die Faltung mit der Abtastfunktion  $a(x,y)$  an den Kanten abgeschwächt (b.). Eine Multiplikation mit der Fouriertransformierten der Wichtungsfunktion  $c(x,y)$  (c.) bringt zwar den unerwünschten Effekt eines Signalabfalls an den Rändern mit sich, bewirkt dafür jedoch eine starke Unterdrückung der Seitenbänder, die unvermeidlich durch den Ausleseprozess, d. h. die Abtastfunktion, eingeführt werden. Der Signalabfall kann durch eine geeignete Dichtekorrekurfunktion kompensiert werden (s. Kap. 2.2.4). Die Faltung mit der Gitterabtastfunktion  $III(x,y)$  bewirkt wie bei Sequenzen mit kartesischer k-Raum-Auslese eine periodische Wiederholung des Objektes im Ortsraum. Nach [Pauly, 2005].





**Abb. 2.10:** Rechteckfunktion (1D Darstellung) als Wichtungsfunktion  $c$  sowie zugehörige Sinc-Funktion als Fouriertransformierte  $C$ . Da der Träger der Sinc-Funktion nicht kompakt ist, ist die Multiplikation der Rohdaten mit  $C$  praktisch nicht durchführbar.

- Die Wichtungsfunktion ist in ihren Orts- bzw. Ortsfrequenzkoordinaten separabel:  $C(k_x, k_y) = C(k_x)(k_y)$  bzw.  $c(x, y) = c(x) \cdot c(y)$ . Beim 2D und insbesondere 3D *Gridding* trägt diese Eigenschaft wesentlich zur Reduzierung des Speicherbedarfs des *Gridding*-Algorithmus' bei.

Eine Funktion, die diese Bedingungen gut erfüllt und dazu noch leicht berechenbar ist, ist die Kaiser-Bessel-Wichtungsfunktion [Nuttal, 1981], die als

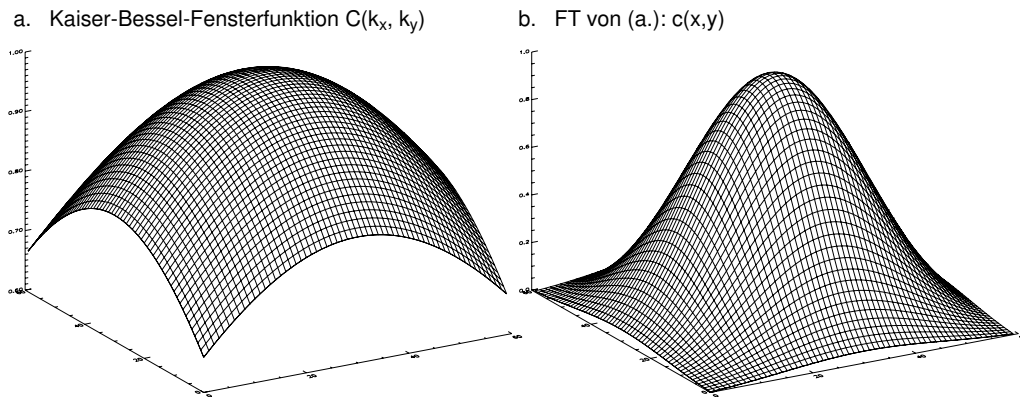
$$C(k) = \begin{cases} \frac{1}{W} I_0 \left[ \beta \sqrt{1 - \left( \frac{2k}{W} \right)^2} \right] & \text{für } |k| \leq \frac{W}{2} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.38)$$

definiert ist, wobei  $I_0$  die Modifizierte Besselfunktion nullter Ordnung,  $W$  die Fensterweite und  $\beta$  ein Parameter ist, der die Kurvenform beeinflusst. Die Fouriertransformierte der Kaiser-Bessel-Fensterfunktion ist durch den einfach zu berechnenden analytischen Ausdruck

$$c(x) = \frac{\sin \sqrt{\pi^2 W^2 x^2 - \beta^2}}{\sqrt{\pi^2 W^2 x^2 - \beta^2}} \quad (2.39)$$

gegeben. In Abb. 2.11 sind beispielhaft eine 2D Kaiser-Bessel-Funktion und ihre Fouriertransformierte aufgetragen.

Jackson et al. [1991] haben für verschiedene Weiten  $W$  den bzgl. des Minimierungsfunktionals optimalen Parameter  $\beta$  für verschiedene Gittermaschenweiten berechnet. In Tab. 2.2 sind einige Werte aufgeführt.



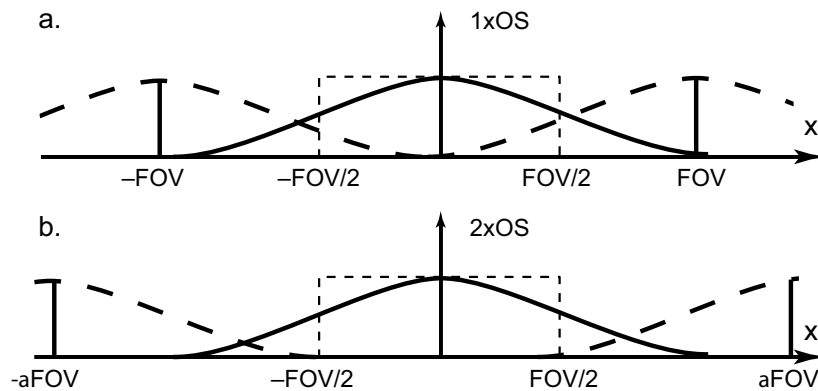
**Abb. 2.11:** 2D Kaiser-Bessel-Funktion (links) und ihre Fouriertransformierte (rechts). Die Kaiser-Bessel-Funktion ist als Wichtungsfunktion optimal, da sie einen kompakten Träger hat. Die Seitenbänder der Fouriertransformierten besitzen trotzdem eine niedrige Intensität, so dass nur geringe Einfaltungsartefakte entstehen.

$W$	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0
$\beta_{1 \times OS}$	1,998	2,393	3,380	4,205	4,911	5,757	6,630	7,430
$\beta_{2 \times OS}$	6,688	9,138	11,525	13,909	16,2734	18,555	—	—

**Tabelle 2.2:** Optimale Parameterwahl für den Parameter  $\beta$  der Kaiser-Bessel-Fensterfunktion in Abhängigkeit der Fensterweite  $W$  [Jackson et al., 1991]. Die Werte  $\beta_{1 \times OS}$  gelten für das *Gridding* auf ein kartesisches Gitter, dessen Maschenweite dem Kehrwert des gewählten Gesichtsfeldes entspricht. Die Werte  $\beta_{2 \times OS}$  sind optimal für ein Gitter mit halber Maschenweite, d. h. es erfolgt eine zweifache „Überabtastung“ beim *Gridding*.

### 2.2.3 Wahl der Gittermaschenweite

Eine Möglichkeit, die durch  $c(x)$  bedingten Einfaltungen zu reduzieren, ist das *Gridding* auf ein Gitter mit verringerter Maschenweite. Das effektive Gesichtsfeld  $FOV$  wird dadurch vergrößert (s. Kap.1.2.4). Nach der Fouriertransformation kann der äußere Teil des Bildes mitsamt der Einfaltungen verworfen werden, s. Abb. 2.12. Diese Vorgehensweise erlaubt die Wahl einer Wichtungsfunktion, die zum Rand hin schwächer abfällt, d. h. weniger Apodisation zeigt.



**Abb. 2.12:** Vergrößerung des effektiven Gesichtsfeldes durch die Wahl der halben Gittermaschenweite, 2xOS (b.) im Vergleich zu 1xOS (a.). Der äußere Teil des Bildes kann mitsamt eventueller Einfaltungen verworfen werden (OS: *Oversampling*).

Die Wahl eines Gitters, dessen Eckpunkte im  $k$ -Raum dichter liegen als dieses durch das  $FOV$  erforderlich ist, wird auch als *Oversampling* bezeichnet. Zweifaches *Oversampling* („2xOS“) bedeutet eine halbierte Maschenweite gegenüber dem durch das Inverse des  $FOV$  gegebenen Gitterpunktabstand, der im Folgenden als „1xOS“ abgekürzt wird.

Der Nachteil beim *Oversampling* ist der zusätzliche Speicher- und Berechnungsaufwand für die quadratisch (2D) bzw. kubisch (3D) mit dem *Oversampling*-Faktor ansteigende Datenmenge.

### 2.2.4 Dichtekompensation

Die Rohdatenpunkte sind im Allgemeinen nicht isotrop im  $k$ -Raum verteilt, im Gegensatz zu den Gitterpunkten des kartesischen Gitters. Dieses wird durch eine sog. Dichtekompensation berücksichtigt. Es gibt im *Gridding*-Prozess zwei Möglichkeiten, eine nicht isotrope Rohdatenpunktdichte zu berücksichtigen:

1. **Präkompensation** bezeichnet die Korrektur jedes Rohdatenpunktes mit einer Dichtefunktion  $\rho(k_x, k_y)$  vor dem eigentlichen *Gridding*-Algorithmus. In Erweiterung von Gl. 2.36 kann das erhaltene Signal  $S_{\text{SWFS}}$  durch

$$S_{\text{SWFS}}(k_x, k_y) = \left[ \frac{1}{\rho(k_x, k_y)} S(k_x, k_y) \cdot A(k_x, k_y) * C(k_x, k_y) \right] \cdot \text{III}(k_x, k_y) \quad (2.40)$$

beschrieben werden. Die Dichtefunktion  $\rho(k_x, k_y)$  muss im Vorhinein bekannt sein oder berechnet werden.

2. **Postkompensation** bezeichnet die Abtastpunktedichtekorrektur im Anschluss an das eigentliche *Gridding*:

$$S_{\text{SWFS}}(k_x, k_y) = \frac{1}{\rho(k_x, k_y)} [S(k_x, k_y) \cdot A(k_x, k_y) * C(k_x, k_y)] \cdot \text{III}(k_x, k_y). \quad (2.41)$$

Die Dichtefunktion muss hier nicht im Voraus bekannt sein, sondern kann während des *Griddings* mit sehr geringem Speichermehrbedarf berechnet werden. Dieses Verfahren wird daher oft bei komplexeren Trajektorien angewendet, bei denen eine einfache Berechnung der Dichtekompensation im Vorhinein analytisch oder numerisch zu aufwändig ist.

### Berechnung der Dichtekompensationsfunktion

Prinzipiell lässt sich die Dichtekompensationsfunktion immer durch den *Gridding*-Algorithmus selber berechnen indem parallel zur Rohdatenmatrix eine Einsmatrix verarbeitet wird. In diesem Fall gilt dann

$$\rho(k_x, k_y) = [A(k_x, k_y) * C(k_x, k_y)] \cdot \text{III}(k_x, k_y). \quad (2.42)$$

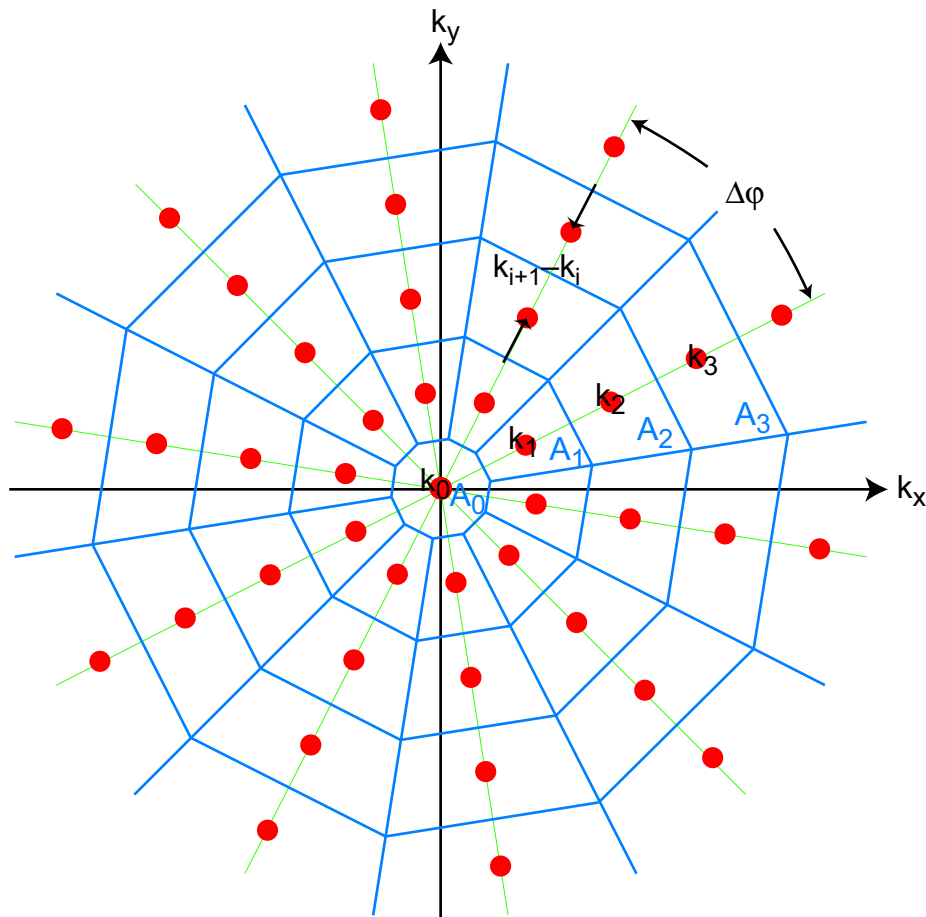
Es wurden verschiedene Verfahren vorgeschlagen, mit denen eine Kompensationsfunktion zur Präkompensation analytisch oder numerisch in Abhängigkeit der Abtastfunktion  $A(k_x, k_y)$  berechnet werden kann [Pipe und Menon, 1999; Pipe, 2000; Qian et al., 2002].

Für geometrisch einfache Abtastfunktionen, bspw. bei der Radialauslese, kann eine Fläche im  $k$ -Raum analytisch berechnet werden, die jedem Abtastpunkt zugeordnet werden kann. Für die in dieser Arbeit implementierte Radialauslese wird die entsprechende Fläche wie in Abb. 2.13 gezeigt ermittelt. Bei einer Anzahl von  $N$  Projektionen, d. h. radialer „Strahlen“ vom  $k$ -Raum-Zentrum nach außen, mit dem Winkelabstand  $\Delta\phi$  lässt sich die Dichtekompensationsfunktion durch die Fläche

$$A_i = \begin{cases} \frac{N}{4} k_1^2 \tan \frac{\Delta\phi}{2} & \text{für } i = 0 \\ \frac{1}{2} \tan \frac{\Delta\phi}{2} (k_{i+1} - k_{i-1}) \left[ \frac{1}{2} (k_{i+1} - k_{i-1}) + k_i + k_{i-1} \right] & \text{für } i \geq 1 \end{cases} \quad (2.43)$$

berechnen. Die Abtastpunkte müssen dabei nicht äquidistant auf einer Projektion verteilt sein. Insbesondere ist damit berücksichtigt, dass der zentrale k-Raum dichter abgetastet wird, weil die Datenaufnahme mit dem Beginn der trapezförmigen Auslesegradienten startet, s. Abb. 2.7, um eine möglichst kurze Echozeit zu erreichen. Erst wenn die Auslesegradienten ihr Plateau erreicht haben, ist der radiale Abstand  $\Delta k$  zwischen zwei Abtastpunkten konstant. Bei Verzicht auf das *Ramp Sampling* vereinfacht sich die Dichtekorrektur zu

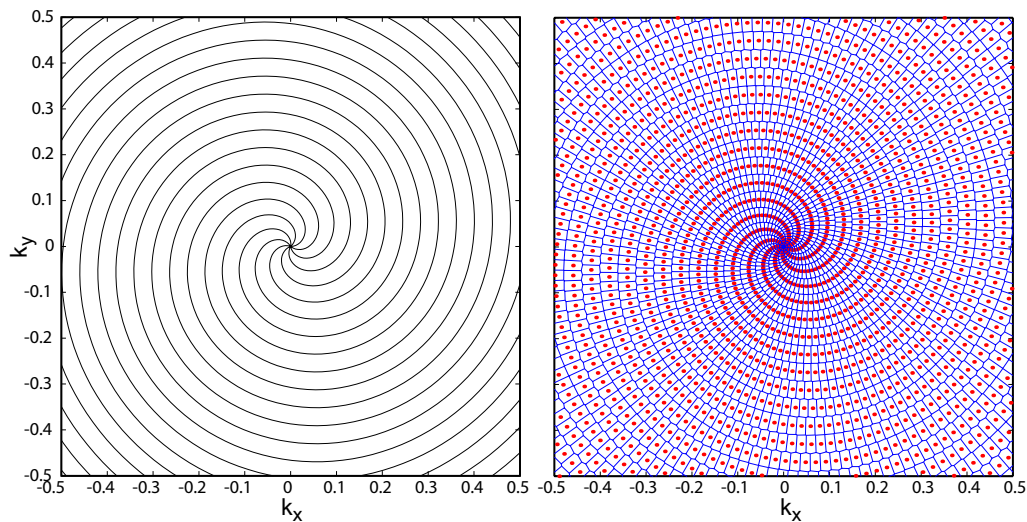
$$A_i = \begin{cases} \frac{N}{4} \Delta k^2 \tan \frac{\Delta \phi}{2} & \text{für } i = 0 \\ 2i \Delta k^2 \tan \frac{\Delta \phi}{2} & \text{für } i \geq 1. \end{cases} \quad (2.44)$$



**Abb. 2.13:** Geometrische Berechnung einer Dichtekompensationsfunktion für die Radialauslese. Die einem Abtastpunkt (rot) zugeordnete Fläche (blaue Begrenzung) ist durch Gl. 2.43 bestimmt.

Eine zweite Möglichkeit ist die numerische Berechnung der den Abtastpunkten zugeordneten Flächen im k-Raum. Von Rasche et al. [1999] wurde ein Verfahren

vorgeschlagen, das für beliebige Trajektorien anwendbar ist, und auf Voronoi<sup>2</sup>-Flächen basiert. Bei der Erzeugung von Voronoi-Polygonen handelt es sich um eine Methode, um eine Fläche komplett mit Polygonen zu füllen. Allen Punkten einer Polygonfläche ist dabei gemeinsam, dass sie am nächsten zu dem Abtastpunkt liegen, der zentral in diesem Polygon liegt. Die Konstruktion erfolgt, indem auf allen Verbindungsgeraden zwischen den Messpunkten auf der Hälfte eine Senkrechte konstruiert wird und mit den anderen Senkrechten verbunden wird. Die Existenz effizienter numerischer Algorithmen für die Berechnung der Voronoi-Diagramme lässt dieses Berechnungsverfahren auch für die Routineanwendung interessant erscheinen. In Abb. 2.14 ist ein Voronoi-Diagramm für eine Spiraltrajektorie mit neun Spiralarmen als Beispiel gezeigt.



**Abb. 2.14:** Voronoi-Zellen einer Spiraltrajektorie mit neun Spiralarmen. Im linken Bild ist die  $k$ -Raum-Trajektorie dargestellt und rechts zu jedem Rohdatenpunkt (rot) die zugeordnete Voronoi-Zelle. Die Fläche der Voronoi-Zellen kann zur Dichtekompensation der Abtastpunkte beim *Gridding* verwendet werden.

### 2.2.5 *Gridding*-Algorithmus

Der zuvor beschriebene *Gridding*-Algorithmus wurde im Rahmen dieser Arbeit auf der Grundlage des Algorithmus' von Amann [2000] um verschiedene Dichtekompensations- und -berechnungsmethoden erweitert und zusätzlich für die Bildrekonstruktionsumgebung des MR-Scanners nach dem folgendem Schema implementiert:

<sup>2</sup>nach Georgi Feodosjewitsch Woronoi, russ. Mathematiker, 1868-1908

1. Ein Rohdatenpunkt mit der Koordinate  $\vec{k}_i$  im k-Raum und der Signalintensität  $S(\vec{k}_i)$  wird (falls Präkompensation verwendet wird) mit der Dichtekorrekturefunktion  $\rho(\vec{k}_i)$  multipliziert. Das Ergebnis ist  $S_\rho(\vec{k}_i)$ .
2. Die Menge der Punkte  $\vec{g}_j$  des kartesischen Gitters, die innerhalb der Entfernung  $d \leq \frac{W}{2}$  um  $\vec{k}_i$  liegen, wird berechnet.
3. Für jeden kartesischen Gitterpunkt  $\vec{g}_j$  wird der Träger der Wichtungsfunktion  $C(\Delta\vec{k})$  bzgl. des Abtastpunktes  $\vec{k}_i$  berechnet.
4. Der Wert  $S_\rho(\vec{k}_i)$  wird mit der Wichtungsfunktion  $C(\Delta\vec{k})$  multipliziert und zur Signalintensität am Gitterpunkt  $\vec{g}_j$  addiert.
5. Der Wert der Wichtungsfunktion  $C(\Delta\vec{k})$  wird (im Falle der Postkompensation) in einer separaten Matrix  $D(\vec{g})$  gespeichert.
6. Dieser Vorgang wird für alle Rohdatenpunkte wiederholt.
7. Im Falle der Postkompensation wird die resultierende kartesische Signalmatrix  $S(\vec{g})$  durch  $D(\vec{g})$  dividiert mit dem Ergebnis  $S_D(\vec{g})$ .
8. Die kartesische Signalmatrix  $S_D(\vec{g})$  wird fouriertransformiert und zur Deapodisation durch die Fouriertransformierte der Wichtungsfunktion dividiert.

## 2.3 Bestimmung von k-Raum Trajektorien

Für die Bildrekonstruktion mit der Fouriermethode ist in der MRT nach Gl. 1.56 immer die Kenntnis der k-Raum-Trajektorie  $\vec{k}(t)$  und damit nach Gl. 1.54 des zeitlichen Verlaufs der Gradientenfelder  $\vec{G}(t)$  erforderlich. In Messequenzen, die ein schnelles Schalten von hohen Gradientenstärken erfordern, können jedoch Unvollkommenheiten des Gradientensystems Abweichungen der realisierten k-Raum-Trajektorie von der geplanten bewirken.

Mögliche Ursachen dafür sind Wirbelstromeffekte und induktive Kopplungen zwischen den einzelnen Gradientenspulen. Im Zusammenhang mit linearen Magnetfeldgradienten  $\vec{G}$  treten außerdem immer zusätzliche Felder mit nicht-linearer Ortsabhängigkeit auf, die sog. Maxwell-Felder (*Concomitant Fields*) [Norris und Hutchison, 1990; King et al., 1999]. Sie sind eine Konsequenz der Maxwell-Gleichungen, die sich aufgrund einer vernachlässigbaren Stromdichte  $\vec{j}$  als

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.45)$$

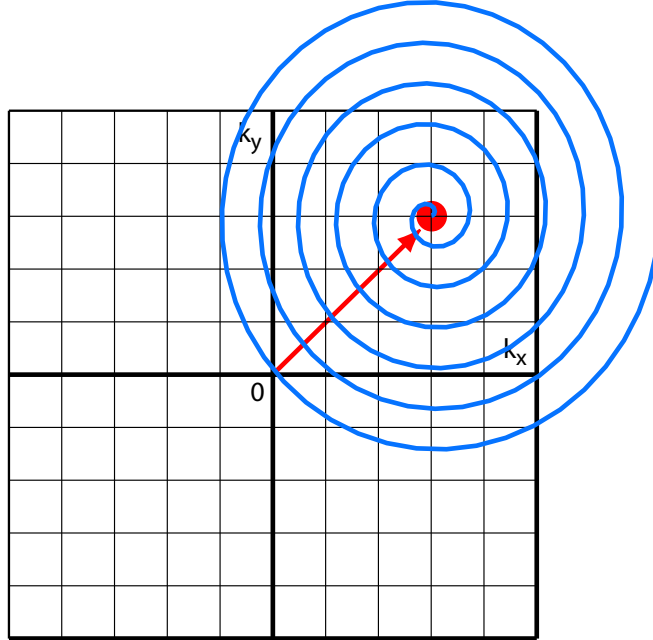
$$\nabla \times \vec{B} = \vec{j} = 0 \quad (2.46)$$

schreiben lassen. In erster Näherung sind die Maxwell-Felder proportional zu  $G^2/B_0$  [Zhou et al., 1998]. So ergibt z. B.  $G = 25 \text{ mT/m}$  und  $B_0 = 1,5 \text{ T}$  ein Maxwell-Feld von ca.  $0,4 \text{ mT}$ . Ferner können durch die Gradientenverstärker und andere elektronische Schaltungen Verzerrungen hervorgerufen werden. Solche Abweichungen von der idealen Gradientenform können starke Bildartefakte erzeugen.

Die Gradientensysteme sind vom Hersteller i. d. R. optimiert für die Realisierung von trapezförmigen Gradienten, da diese für die heutzutage noch sehr überwiegend genutzten kartesischen k-Raum-Trajektorien erforderlich sind. Gerade jedoch in den Spiral- und Radialsequenzen, die beim Einschalten der Auslesegradienten die wichtigste Information, das k-Raum-Zentrum, abtasten, können kleine zeitliche Verzögerungen zwischen der Gradientenzeitskala und dem Beginn der Datenauslese erhebliche Trajektorienabweichungen bewirken. Zudem kumulieren sich bei langen Auslesezügen die Abweichungen zu Beginn der Trajektorie, bspw. in Spiralsequenzen mit wenigen Spiralarmen.

Die Kenntnis der tatsächlich realisierten k-Raum-Trajektorie ermöglicht ggf. entsprechende Korrekturen zur Vermeidung von Bildartefakten. In der Literatur wurden verschiedene Verfahren vorgeschlagen [Onodera et al., 1987; Mason et al., 1997; Duyn et al., 1998]. In dieser Arbeit wurde die Gradientenrephasierungsmethode von Papadakis et al. [1997] implementiert, um die Realisierung der Spiraltrajektorien mit verschiedenen Gradientensystemen zu evaluieren. Vor dem eigentlichen Auslesegradienten der zu untersuchenden Trajektorie wird ein Dephasierungsgradient geschaltet, der bewirkt, dass die Auslesetrajektorie außer-





**Abb. 2.15:** Prinzip der Trajektorienmessung mittels Referenzgradientenrephasierung. Die eigentliche Spiralauslese startet an einem zuvor durch Referenzgradienten erzeugten Punkt (rot) im k-Raum. Der Zeitpunkt und das Signalmaximum der auftretenden Gradientenechos wird aufgenommen. Dieses Verfahren wird für eine ausreichend große Dichte an Punkten im k-Raum wiederholt. Daraus lässt sich dann die tatsächlich realisierte Trajektorie bestimmen.

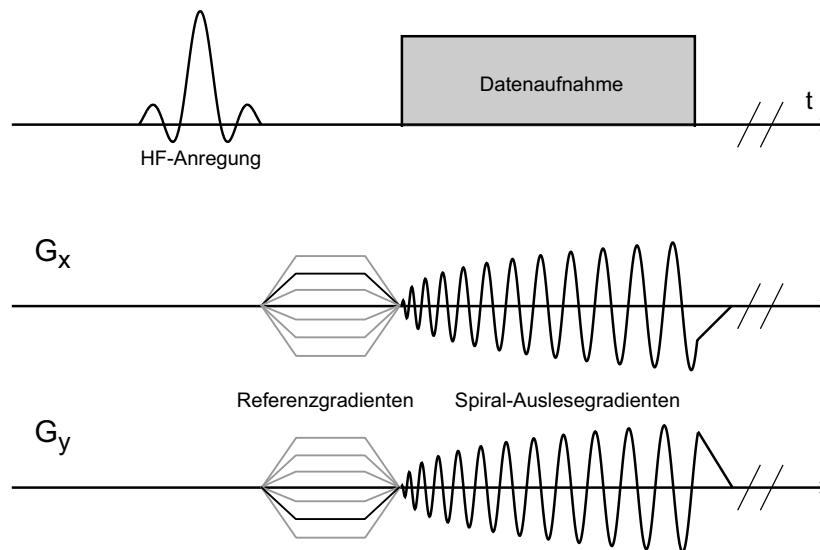
halb des k-Raum-Zentrums beginnt, s. Abb. 2.15. Die Startposition im k-Raum ist dann

$$\vec{k}_{\text{ref}}(t_1) = \gamma \int_0^{t_1} \vec{G}_{\text{ref}}(t') dt'. \quad (2.47)$$

Der Dephasiergradient ist ein langer trapezförmiger Gradient mit sehr kleiner Amplitude und niedriger Anstiegsrate, von dem angenommen wird, dass seine tatsächliche Form keinen Abweichungen unterworfen ist. Er dient damit als Referenzgradient für den folgenden Auslesegradienten  $\vec{k}(t)$ . Abb. 2.16 zeigt das Sequenzschema der implementierten Trajektorienmessesequenz. Ein Gradientenecho (Signalmaximum in der Datenauslese) ist jeweils beim Erreichen des k-Raum-Zentrums  $\vec{k} = 0$  messbar. Zu diesem Zeitpunkt  $T$  gilt dann

$$\vec{k}_{\text{ref}}(t_1) + \vec{k}(T) = 0, \quad (2.48)$$

woraus sich  $\vec{k}(T)$  bestimmen lässt, indem das Signalmaximum sowie der Zeitpunkt seines Auftretens registriert wird. Durch die Variation von  $\vec{k}_{\text{ref}}(t_1)$  können verschiedene Punkte der Auslesetrajektorie identifiziert werden.



**Abb. 2.16:** Sequenzschema der Trajektorienmesssequenz für die Spiralauslese. Die Amplitude und die Anstiegsrate des Referenzgradienten werden sehr klein gewählt. Die Messung einer kompletten  $k$ -Raum-Trajektorie benötigt eine 10000...40000-fache Repetition.

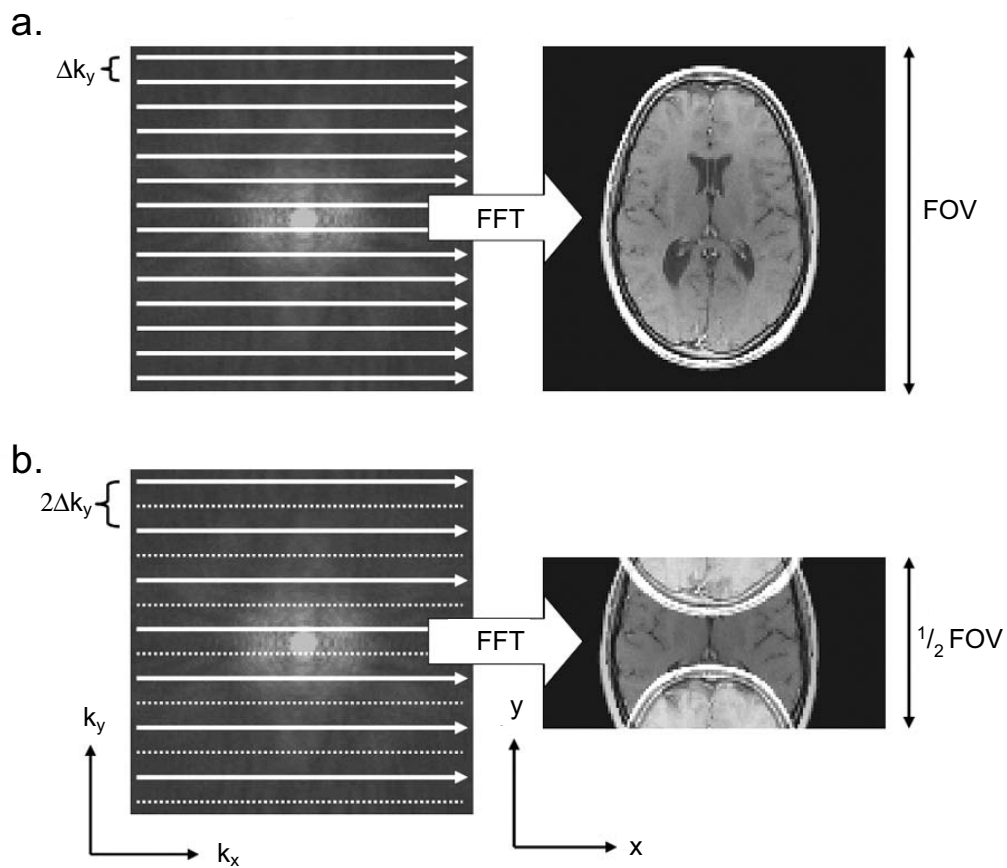
Eine Auflösung bei der Abtastung im  $k$ -Raum von 100...200 Punkten in jeder Richtung erfordert demnach bei einer 2D Auslesetrajektorie die 10000...40000-fache Wiederholung der Sequenz, was zu einer Gesamtmesszeit von einigen Stunden führt. Die Ergebnisse der Spiraltrajektorienmessungen sind in Kap. 3.1.3 zu finden.

## 2.4 Parallele Bildgebung

In den letzten Jahren wurden neue MRT-Verfahren entwickelt, die unter dem Begriff der parallelen Bildgebung zusammengefasst werden. Die parallele Bildgebung beschleunigt die Bildakquisition ohne Veränderung des Kontrastverhaltens und ohne den Einsatz leistungsstärkerer Gradientensysteme um das Zwei- bis Sechsfache. Die Grundidee der parallelen Bildgebung ist die gleichzeitige Aufnahme des Messsignals mit mehreren Spulenelementen, die aufgrund ihrer geometrischen Anordnung jeweils nur für einen Teil des Probenvolumens sensitiv sind. Die zusätzliche Ortsinformation lässt sich nutzen, um Zwischenschritte der  $k$ -Raum-Abtastung auszulassen und die fehlende Information mathematisch zu rekonstruieren. Durch die Vergrößerung des Abtastintervalls kann eine Reduzierung der Gesamtmesszeit erreicht werden.

Wie in Kap. 2.2 beschrieben wurde, führt das Auslassen von Abtastschritten im Ortsfrequenzraum bei der Bildrekonstruktion zu Einfaltungen von Bildern höherer Ordnung. Abb. 2.17 zeigt ein Beispiel einer kartesischen Datenaufnahme mit den Auswirkungen einer zweifachen Unterabtastung in  $k_y$ -Richtung auf das Bild. Die erreichte Auflösung bleibt von der Unterabtastung unberührt, da sie von der maximal abgetasteten Ortsfrequenz abhängt, die unverändert bleibt.

Der Faktor der Unterabtastung wird in der parallelen Bildgebung als Reduktionsfaktor  $R$  bezeichnet. Im Beispiel wird mit  $R = 2$  nur jede zweite  $k$ -Raum-Zeile aufgenommen. Die parallele Bildgebung umfasst zwei Arten von Techniken. Bei der SENSE-Technik [Pruessmann et al., 1999] werden die fouriertransformierten Daten im Bildraum rekonstruiert. Die zweite Möglichkeit ist die Rekonstruktion im  $k$ -Raum. Hier wird aktuell das GRAPPA-Verfahren [Griswold et al., 2002] eingesetzt, das eine Weiterentwicklung von SMASH [Sodickson und Manning, 1997] darstellt.



**Abb. 2.17:** Einfaltungen durch reduzierte k-Raum-Abtastung. In (a.) ist ein geeigneter Abstand der Abtastpunkte  $\Delta k_y$  gewählt, um das vollständige Gesichtsfeld (FOV) abzudecken. Die zweifache Unterabtastung in (b.) führt zu einem reduzierten Gesichtsfeld und Einfaltungsartefakten. Die gestrichelten k-Raum-Zeilen werden nicht aufgenommen. Nach [Blaimer et al., 2004].

### 2.4.1 SENSE: *Sensitivity Encoding*

Bei der SENSE-Technik werden aus den separaten Daten aller Spulenelemente getrennt die zu jeder Spule gehörigen Bilder im Ortsraum rekonstruiert. Die in den Einzelbildern enthaltenen Einfaltungsartefakte werden dann durch den SENSE-Algorithmus beseitigt. Die Vorgehensweise ist in Abb. 2.18 schematisch für einen Reduktionsfaktor  $R = 4$  dargestellt, was die simultane Datenaufnahme mit mindestens vier getrennten Empfangsspulen erfordert. Jeder Bildpunkt des reduzierten Gesichtsfeldes der  $N$  Spulen enthält Informationen aus  $N$  äquidistanten Bildpunkten des vollständigen Bildes (ohne reduziertes Gesichtsfeld). Außerdem sind die Bildpunkte gewichtet mit der Spulensensitivität  $C$  am entsprechenden Ort des vollständigen Gesichtsfeldes. Mathematisch kann die Signalintensität  $I$  eines Bildpunktes am Ort  $(x, y)$  im Bild der  $j$ -ten Spule geschrieben werden als

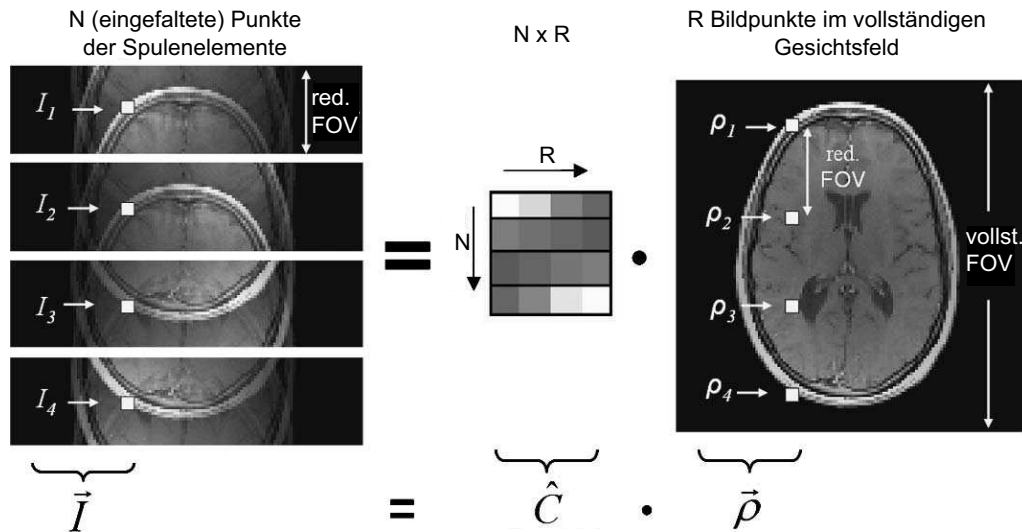
$$I^j(x, y) = \sum_{i=0}^{R-1} C^i(x, y + i\Delta y) \rho(x, y + i\Delta y), \quad (2.49)$$

wobei  $\rho$  die zu bestimmende Signalintensität ist. In Matrixform geschrieben ergibt sich:

$$\vec{I} = \hat{C} \cdot \vec{\rho} \quad (2.50)$$

$\vec{I}$  und  $\vec{\rho}$  sind  $N$ -dimensionale Vektoren und  $\hat{C}$  ist eine  $R \times N$  Matrix. Zur Berechnung der Signalintensitäten des vollständigen Gesichtsfeldes muss das Gleichungssystem 2.50 durch Inversion von  $\hat{C}$  gelöst werden. Die Matrixinversion ist nur möglich, wenn der Reduktionsfaktor  $R$  die Zahl  $N$  der Spulenelemente nicht übersteigt.

Die Messung der Spulenempfindlichkeiten erfolgt i. d. R. über einige wenige zusätzliche Phasenkodierungsschritte um das  $k$ -Raum-Zentrum (Referenzlinien), die in die Messung integriert werden. Dieses aus dem zentralen  $k$ -Raum rekonstruierte und dementsprechend niedrig ortsaufgelöste Bild genügt, da die räumliche Variation der Spulenempfindlichkeiten klein ist.



**Abb. 2.18:** Schematische Darstellung der SENSE-Rekonstruktion. Jeder Bildpunkt  $I^j(x, y)$  enthält die mit der Spulensensitivität  $C$  gewichteten  $R$ -fach eingefalteten Informationen der  $n$  Spulen. Durch Matrixinversion lassen sich mit den Spulensensitivitätsprofilen die Signalintensitäten  $\rho$  des vollständigen Gesichtsfeldes berechnen. Nach [Blaimer et al., 2004].

### 2.4.2 SMASH: *Simultaneous acquisition of spatial harmonics*

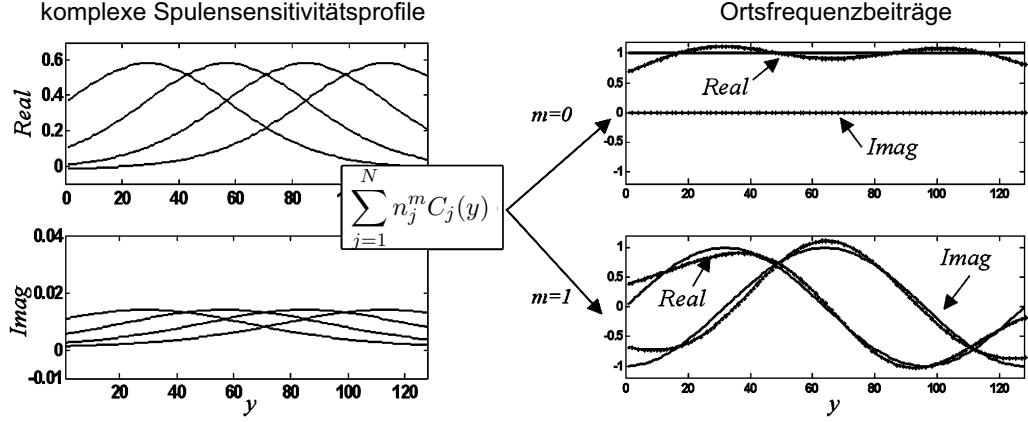
Der SMASH-Algorithmus [Sodickson und Manning, 1997] nutzt ebenfalls die Ortsabhängigkeit der Spulensensitivität zur Bildrekonstruktion, in dem für jedes Spulenelement die vollständige  $k$ -Raum-Information synthetisiert wird, so dass im Anschluss eine konventionelle Fourier-Bildrekonstruktion stattfinden kann.

Die Sensitivitätswerte  $C^j(x, y)$  werden linear gewichtet, um sog. gemischte Sensitivitätsverläufe  $C^g$  zu erhalten, die annähernd Sinuskurven  $m$ -ter Frequenzordnung entsprechen (Abb. 2.19):

$$C_m^g(x, y) = \sum_{j=1}^N n_j^m C_j(x, y) \approx e^{im\Delta k_y y} \quad (2.51)$$

Die unbekanntenen Wichtungsfaktoren  $n_j^m$  lassen sich mittels Kurvenanpassung der  $C^j(x, y)$  an die Harmonischen der Ortsfrequenz  $e^{im\Delta k_y y}$  durch Fehlerquadratminimierung berechnen. Das Spulensignal  $S_j(k_y)$  in  $k_y$ -Richtung des  $k$ -Raumes wiederum lässt sich aus der mit  $C_j(y)$  gewichteten Magnetisierung  $\rho$  berechnen:

$$S_j(k_y) = \int \rho(y) C_j(y) e^{ik_y y} dy \quad (2.52)$$



**Abb. 2.19:** Wichtung der Spulensensitivitätsverläufe im SMASH-Algorithmus. Durch die Anpassung an sinusförmige Verläufe verschiedener Frequenzen lassen sich die nicht gemessenen Ortsfrequenzen im k-Raum rekonstruieren.

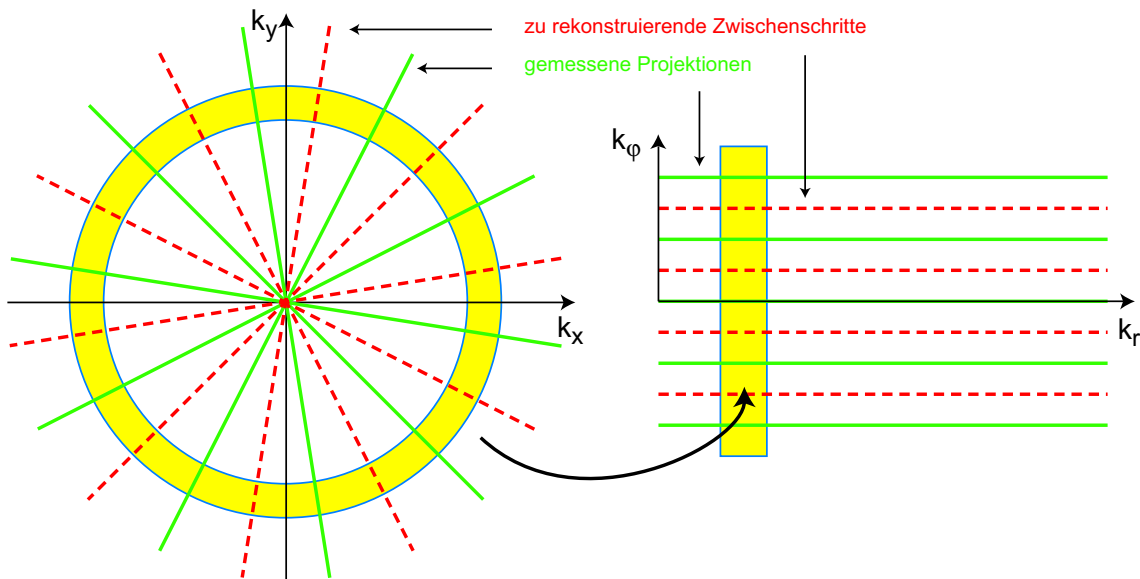
Aus den Gl. 2.51 und 2.52 lässt sich folgender Ausdruck für die Rekonstruktion einer Zeile ableiten, die gegenüber einer gemessenen Zeile um  $m\Delta k_y$  verschoben ist:

$$\begin{aligned} \sum_{j=1}^N n_j^m \cdot S_j(k_y) &= \int \rho(y) \sum_{j=1}^N n_j^m C_j(y) e^{ik_y y} dy \\ &\approx \int \rho(y) e^{im\Delta k_y y} e^{ik_y y} = S^g(k_y + m\Delta k_y). \end{aligned} \quad (2.53)$$

Gl. 2.53 beschreibt das Prinzip des SMASH-Algorithmus', dass durch Linearkombinationen der gemischten Sensitivitätsprofile die Berechnung von Verschiebungen im Ortsfrequenzraum in gleicher Weise möglich ist wie durch eine konventionelle Phasenkodierung mit Gradientenschaltungen.

### 2.4.3 Radiale parallele Bildgebung

Das Verfahren der *Generalised Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions*, GRAPPA [Griswold et al., 2002], ist eine Weiterentwicklung des SMASH-Algorithmus'. Der GRAPPA-Algorithmus unterscheidet sich von SMASH zum einen dadurch, dass während der Messung eine kleine Anzahl sog. Autokalibrationszeilen aufgenommen wird, aus denen die Spulensensitivitätsprofile berechnet werden, die beim SMASH-Algorithmus im Vorhinein bekannt sein müssen. Zum anderen unterscheidet sich die Berechnung der nicht gemessenen k-Raumzeilen darin, dass die Spulensignale an einzelne Autokalibrationszeilen angepasst werden und nicht an die gemischten Sensitivitätsprofile. Als dritten Unterschied nutzt die



**Abb. 2.20:** Radiale parallele Bildgebung mittels GRAPPA-Algorithmus. Die im  $(k_x, k_y)$ -Raum radial abgetasteten Daten werden in einen polaren  $(k_r, k_\phi)$ -Raum transformiert. Aufgrund der anisotropen Abtastpunktdichte werden die Daten jedes Streifens (gelb) mit unterschiedlichen Wichtungen rekonstruiert.

GRAPPA-Technik mehrere  $k$ -Raumzeilen aller Spulenelementen zur Datenanpassung an die Autokalibrationszeile einer Spule. Das mathematisch überbestimmte Gleichungssystem, das sich daraus ergibt, liefert eine genauere Datenanpassung, die zu weniger Bildartefakten führt.

Sowohl der SENSE- als auch der GRAPPA-Algorithmus der parallelen Bildgebung wurden jüngst von Pruessmann et al. [2001] (SENSE) bzw. Griswold et al. [2003] (GRAPPA) für nicht-kartesische  $k$ -Raum-Trajektorien angewendet. Da der GRAPPA-Algorithmus von der Universität Würzburg [Seiberlich et al., 2006] für die Radial-MRT der Lunge verwendet wurde (s. Kap. 3.3.3), wird hier kurz die zugrunde liegende Idee dargestellt (s. a. Abb. 2.20).

Im kartesischen GRAPPA-Algorithmus werden Wichtungsfaktoren berechnet, um im  $k$ -Raum die gemessenen Zeilen um einen bestimmten  $k$ -Betrag zu verschieben. Alle Zeilen werden hier um den gleichen Betrag in die gleiche Richtung verschoben. Bei der radialen Trajektorie haben alle Abtastpunkte mit gleichem Radius  $k_r$  denselben relativen Abstand zu ihren Nachbarn, auch wenn sich die absolute Verschiebung durch eine Drehung relativ zum  $k$ -Raum-Zentrum ergibt. Durch die Transformation der  $(k_x, k_y)$ -Daten in ein  $(k_r, k_\phi)$ -Koordinatensystem lässt sich im GRAPPA-Algorithmus eine relative Verschiebung ermitteln, mit der sich eine Kurvenanpassung durchführen lässt wie bei der kartesischen Variante durch die absolute Verschiebung. Jeder Radiusbereich wird dabei mit unterschiedlichen Wichtungen rekonstruiert.



## Kapitel 3

# Ergebnisse

### 3.1 Spiralabtastung

Die Bildeigenschaften von MRT-Sequenzen mit nicht-kartesischen Auslesetrajektorien unterscheiden sich in einigen Aspekten erheblich von klinisch etablierten Techniken mit kartesischer k-Raum-Auslese. In diesem Kapitel werden wichtige Eigenschaften anhand von numerischen Simulationen sowie Untersuchungen am Messphantom dargestellt.

#### 3.1.1 Punktantwortfunktion

Die Punktantwortfunktion (PSF) beschreibt die Abbildung eines Punktes des ursprünglichen Objektes durch einen definierten Messvorgang. Dieses aus der Fourieroptik bekannte Maß für die „Verschmierung“ eines gemessenen Objektes (s. z. B. [Hecht, 2001]) kann genauso in der MRT zur Charakterisierung des Messvorganges verwendet werden. Das Messsignal  $S_{\vec{x}_0}(\vec{k}(t), t)$  eines Punktes  $\vec{x}_0$  des ursprünglichen Objektes kann nach Gl. 1.55 durch

$$S_{\vec{x}_0}(\vec{k}(t), t) \propto \int_V \delta(\vec{x} - \vec{x}_0) e^{-i\vec{k}(t) \cdot \vec{x}} d\vec{x} \quad (3.1)$$

$$= e^{-i\vec{k}(t) \cdot \vec{x}_0} \quad (3.2)$$

ausgedrückt werden. Die inverse Fouriertransformierte dieses Ausdrucks ergibt die PSF:

$$\text{PSF} = \int_V S_{\vec{x}_0} e^{-i\vec{k} \cdot \vec{x}} d\vec{k} \quad (3.3)$$

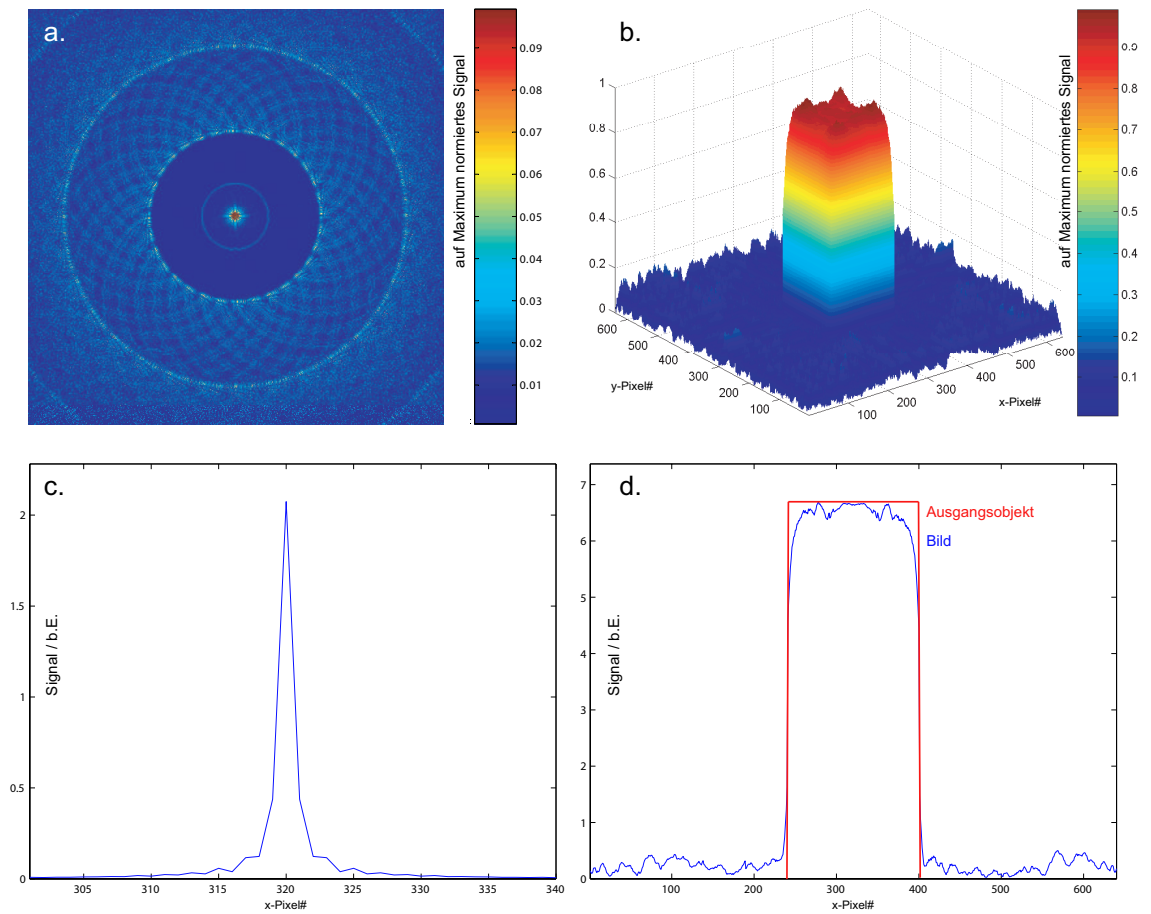
$$= \int_V e^{-i\vec{k}(t) \cdot \vec{x}_0} e^{-i\vec{k} \cdot \vec{x}} d\vec{k} \quad (3.4)$$

Sie hängt in dieser Form nur von der k-Raum-Trajektorie  $\vec{k}(t)$  ab. Abb. 3.1 zeigt die numerisch berechnete PSF einer spiralförmigen Auslese (a., c.) sowie die simulierte Abbildung eines quadratischen Objekts (b., d.). Die Kreissymmetrie der Trajektorie führt zu einer kreissymmetrischen PSF, in der die nicht vollständig unterdrückten ringförmigen Bilder erster und zweiter Ordnung (s. Kap. 2.2) mit ca. 2% bzw. 1% der Maximalintensität des 0. Maximums zu erkennen sind.

#### Feldinhomogenitäten

In einem MR-Experiment erzeugen lokale Variationen  $\Delta\vec{B}$  des Grundmagnetfeldes  $B_0$  Fehler in der Phasenentwicklung der Spins. Das tatsächlich vorhandene Magnetfeld kann als

$$\vec{B}(\vec{x}) = B_0(\vec{x}) + \Delta\vec{B}(\vec{x}) \quad (3.5)$$



**Abb. 3.1:** MR-Abbildung durch spiralförmige k-Raum-Trajektorie: Simulierte PSF (a.) mit Intensitätsprofil (c.) durch die mittlere Bildzeile, (b.) simulierte Abbildung eines quadratischen Objekts und zugehöriges Profil (d.). Parameter der Trajektorie: 32 Spiralarmlen je 2048 Abtastpunkte, BW 250 kHz, FoV 240 mm,  $G_{\max}$  24 mTm<sup>-1</sup>,  $S_{\max}$  98 Tm<sup>-1</sup>s<sup>-1</sup>, *Gridding*-Rekonstruktion auf 640<sup>2</sup> Matrix (Postkompensation, 2xOS).

geschrieben werden und, da  $\Delta\vec{B} \ll \vec{B}_0$  ist, in eine Taylorreihe entwickelt werden:

$$\Delta\vec{B}(\vec{x}) = \Delta\vec{B}_0(\vec{x}) + \frac{d\Delta\vec{B}(\vec{x})}{d\vec{x}} \cdot \vec{x} + \dots \quad (3.6)$$

Die Variationen nullter Ordnung des Grundfeldes resultiert in einem ortsabhängigen Beitrag zur Larmorfrequenz,

$$\omega(\vec{x}) = \gamma \left( B_0 + \Delta\vec{B}_0(\vec{x}) \right) = \omega_0 + \Delta\omega(\vec{x}), \quad (3.7)$$

der eine ortsabhängigen Phasendifferenz bewirkt:

$$\Delta\phi(\vec{x}, t) = \Delta\omega(\vec{x}) \cdot t. \quad (3.8)$$

Der Term erster Ordnung der Taylorentwicklung stellt ein zusätzliches ortsabhängiges Gradientenfeld  $\Delta\vec{G}(\vec{x})$  dar. Großräumige Variationen von  $\Delta\vec{G}$  können Abweichungen der k-Raum-Trajektorie bewirken. Sie werden durch die Schaltung entgegengesetzter Zusatzfelder weitgehend kompensiert (*Shimming*). Zu diesem Zweck gibt es in den MR-Tomographen zusätzliche Spulen. Kleinreichweitige Schwankungen von  $\Delta\vec{G}$  führen zu einer Verkürzung der  $T_2^*$ -Relaxationszeit, wie in Kap. 1.1.5 beschrieben.

Damit folgt bei der Berücksichtigung von Feldinhomogenitäten nullter Ordnung für das Messignal eines Punktes nach Gl. 3.7:

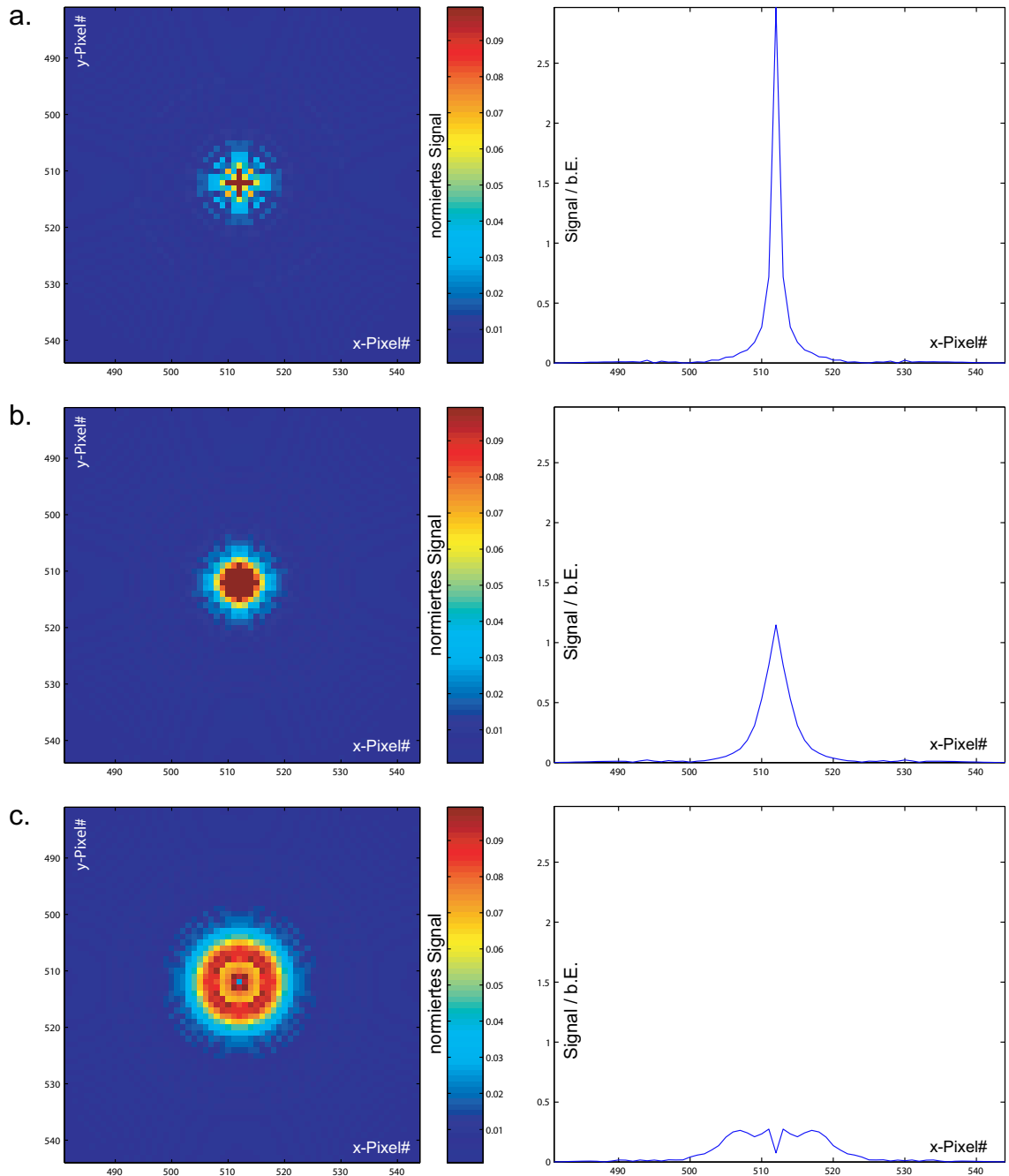
$$S_{\vec{x}_0} \propto e^{-i\vec{k}(t) \cdot \vec{x}_0} \cdot e^{i\Delta\omega(\vec{x})t} \quad (3.9)$$

Die entsprechende PSF lässt sich dann analog zu Gl. 3.3 berechnen:

$$\text{PSF} = \int_V e^{-i\vec{k}(t) \cdot \vec{x}_0} e^{i\Delta\omega(\vec{x})t} e^{-i\vec{k} \cdot \vec{x}} d\vec{k}. \quad (3.10)$$

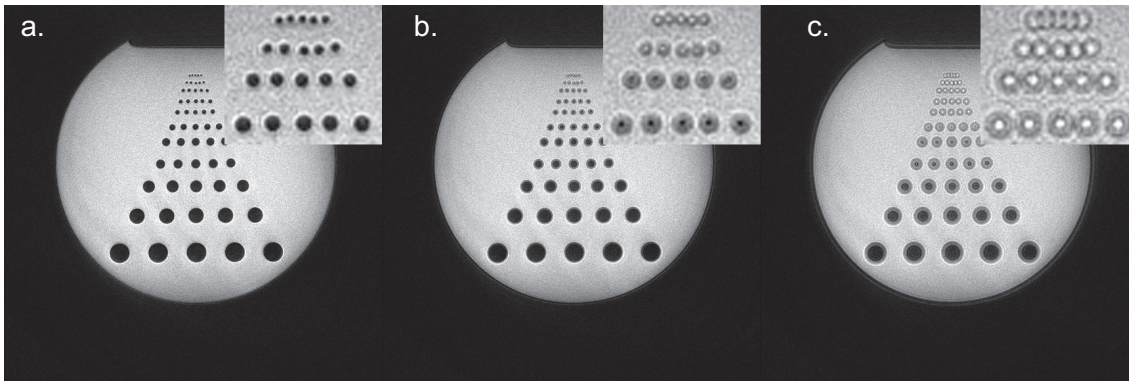
Das Zusammenwirken von k-Raum-Trajektorie und Feldinhomogenitäten auf den Bildgebungsprozess wurde durch numerische Lösung von Gl. 3.10 untersucht. Abb. 3.2 zeigt die PSF einer Spiraltrajektorie für Werte der Feldinhomogenitäten von  $\Delta\omega = 0$ ;  $1, 4 \cdot \pi/T$ ;  $4, 2 \cdot \pi/T$ , wobei  $T$  die Auslesezeit eines Spiralarms ist. Die Feldinhomogenitäten führen zu einer radialen Verschmierung der PSF. Dieses für kreissymmetrische k-Raum-Trajektorien typische Artefakt wird als *Blurring* bezeichnet [Noll et al., 1991].

In Abb. 3.3 sind die zu den PSF gehörigen Messungen am Präzisionsphantom gezeigt, die die Auswirkung der Feldinhomogenitäten auf die Abbildung in der Spiral-MRT zeigen. Die Parameter der Auslesetrajektorie sind identisch mit denen in Abb. 3.2. Die Feldverzerrung wurde hier durch Dejustage des *Shims* herbeigeführt. Die Größenordnungen sind jedoch realistisch für die Verhältnisse in



**Abb. 3.2:** Punktantwortfunktion einer Spiraltrajektorie mit einer Auslesezeit eines Spiralarms von  $T = 7$  ms für verschiedene Werte der Feldinhomogenitäten  $\Delta\omega$ .

a.:  $\Delta\omega = 0$ , b.:  $\Delta\omega = 1,4 \cdot \pi/T$  entspricht  $\Delta\nu = 100$  Hz, c.:  $\Delta\omega = 4,2 \cdot \pi/T$ ,  $\Delta\nu = 300$  Hz. Trajektorien-Parameter: 128 Spiralarme je 2048 Abtastpunkte, BW 286 kHz, FoV 256 mm,  $G_{\max} 26 \text{ mTm}^{-1}$ ,  $S_{\max} 180 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ , *Gridding*-Rekonstruktion auf  $576^2$  Matrix (Postkompensation, 2xOS).



**Abb. 3.3:** Auswirkungen einer Verschiebung der Resonanzfrequenz auf die Abbildungsqualität unter Verwendung der Spiral-Trajektorie aus Abb. 3.2. a.: resonante Abbildung  $\Delta\nu = 0$ , b.:  $\Delta\nu = 100$  Hz, c.:  $\Delta\nu = 300$  Hz. Die oberen vier Stäbchenreihen sind jeweils vierfach herausvergrößert.

biologischen Proben. Beispielsweise ist die Resonanzfrequenz von Protonen in Fettmolekülen durch ihre chemische Bindung um  $\Delta\nu = 220$  Hz gegenüber der von Wasser verschoben.

Die Verschmierung der PSF durch Feldinhomogenitäten nimmt mit der Auslesezeit zu. Um diese gering zu halten, wird meistens eine segmentierte k-Raum-Trajektorie mit mehreren ineinander verschachtelten Spiralarmlen gegenüber der *Single Shot* Spirale bevorzugt. Um die gleiche Auflösung von 0,45 mm zu erreichen wie mit der in Abb. 3.3 benutzten Trajektorie mit 128 Spiralarmlen, wäre bei Verwendung von z.B. vier Spiralarmlen bereits eine Auslesezeit von 186 ms gegenüber den in diesem Fall erreichten 7 ms erforderlich.

### $T_2^*$ -Zerfall

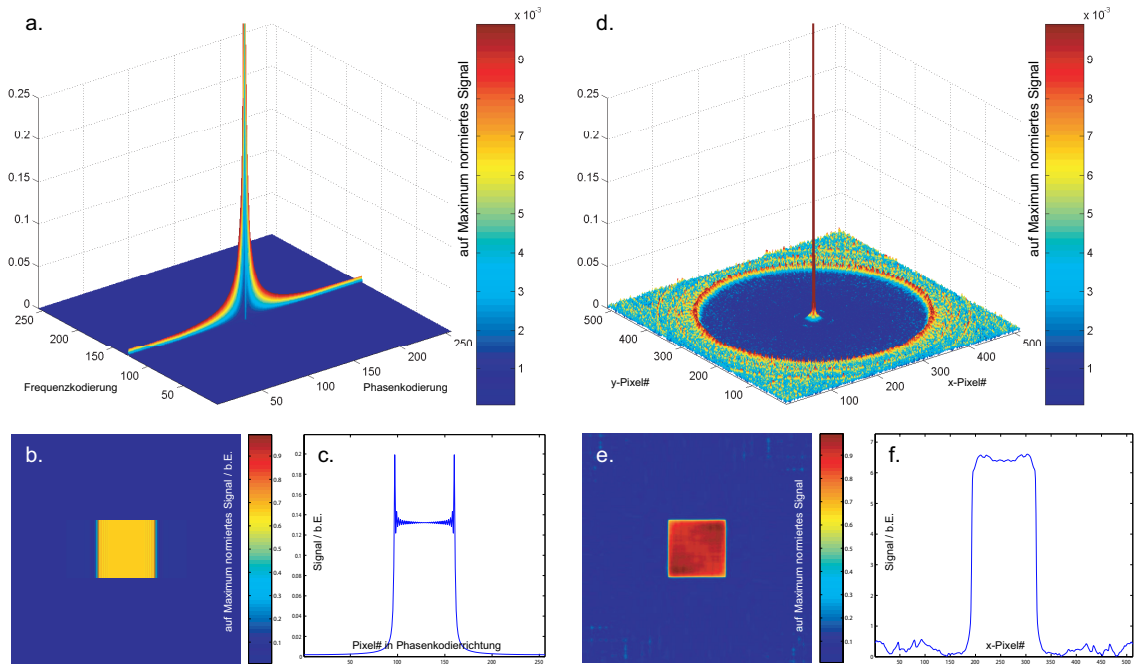
Eine ähnliche Erweiterung der PSF ergibt sich durch die Berücksichtigung des  $T_2^*$ -Zerfalls der Probe. Das Punkt-Messsignal und die PSF sind in diesem Fall

$$S_{\vec{x}_0} \propto e^{-i\vec{k}(t)\cdot\vec{x}_0} \cdot e^{-\frac{t}{T_2^*}} \quad (3.11)$$

$$\text{PSF} = \int_V e^{-i\vec{k}(t)\cdot\vec{x}_0} \cdot e^{-\frac{t}{T_2^*}} e^{-i\vec{k}\cdot\vec{x}} d\vec{k}. \quad (3.12)$$

Abb. 3.4 zeigt den Vergleich der PSF einer kartesischen *Single Shot* Gradientenecho-Sequenz (EPI [Mansfield, 1977]) mit einer *Single Shot* Spiralauslese. Die angenommene Auslesezeit beträgt das Vierfache der  $T_2^*$ -Zeit. In der kartesischen k-Raum-Auslese bewirkt der  $T_2^*$ -Signalabfall eine asymmetrische PSF. In der Phasenkodierichtung ist eine starke Verbreiterung beobachtbar. Die Abbildung

eines simulierten quadratischen Objektes zeigt ein Überschwingen an den Kanten in der Phasenkodierichtung. Die PSF der Spiralauslese fällt in alle Richtung gleichmäßig und deutlich schneller ab als die asymmetrische kartesische PSF. Durch den schnelleren Abfall fallen Bildverzeichnungen unter  $T_2^*$ -Zerfall hier wesentlich weniger ins Gewicht. Ein kleiner Teil der Signalintensität wird allerdings in weit außen liegende Bildbereiche gestreut, was zu Artefakten führt, die sich wie höheres Bildrauschen bemerkbar machen, obwohl ihre Ursache kein physikalischer Prozess ist.



**Abb. 3.4:** Punktantwortfunktion und Abbildung eines quadratischen Objektes durch zwei *Single Shot* Sequenzen (FoV 350 mm, BW 256 kHz, Auslesezeit  $T_A = 256$  ms,  $T_2^* = 64$  ms). a.-c.: Kartesische k-Raum-Auslese:  $256 \times 256$  Abtastpunkte, d.-f.: Spiralförmige Trajektorie: 65536 Abtastpunkte,  $G_{\max} 17,1 \text{ mTm}^{-1}$ ,  $S_{\max} 180 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ , *Gridding*-Rekonstruktion auf  $512^2$  Matrix (Postkompensation, 2xOS).

### 3.1.2 Messungen am Phantom

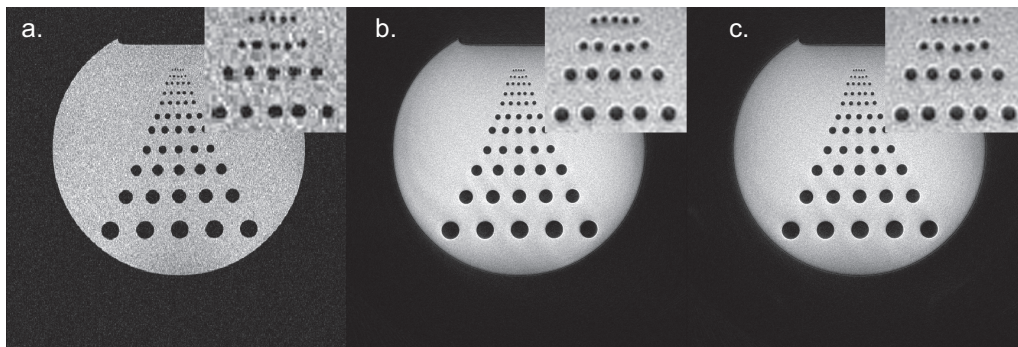
Alle Spiraltrajektorien wurden nach dem in Kap. 2.1.4 vorgestellten analytischen Verfahren berechnet und mit dem *Gridding*-Algorithmus (s. Kap. 2.2) mit Dichte-Postkompensation (2xOS) rekonstruiert, sofern nichts anderes angegeben wurde.

Die nicht-kartesischen Messsequenzen in dieser Arbeit wurden mit dem Anwendungsziel entwickelt, eine Verbesserung in der schnellen Gradientenecho-Bildgebung von magnetisch inhomogenen Proben mit kurzer  $T_2^*$ -Relaxationszeit erzielen

zu können. Aufgrund der Simulationen und Messungen, die in den vorigen Abschnitten dargestellt sind, steht dabei neben dem Erreichen einer kurzen Echozeit die Notwendigkeit kurzer Auslesezeiten im Vordergrund. Diese Anforderung wird durch die Verwendung von vielfach segmentierten Spiralsequenzen erfüllt, deren Trajektorie eine große Zahl ineinander verschachtelter Spiralarme umfasst. Daher wird als kartesische Vergleichssequenz die FLASH-Sequenz (s. Kap. 1.2.4) verwendet, da hier die Gesamtzahl der HF-Anregungspulse etwa derjenigen bei der vielfach segmentierten spiralförmigen und auch derjenigen bei der radialen k-Raum-Auslese entspricht. Trotzdem sind aufgrund der prinzipiellen Unterschiede der kartesischen und nicht-kartesischen Ausleseschemata nicht immer alle Ausleseparameter direkt miteinander vergleichbar.

### Messdauer und Auflösung

Abb. 3.5 zeigt das Ergebnis einer Messung am Auflösungsphantom mit einer hochauflösenden Spiral-Sequenz im Vergleich zur kartesischen FLASH-Technik. Die kreissymmetrische Abtastung der Spiral-Trajektorie führt zu einer im Verhältnis  $\frac{\pi}{4}$  kleineren k-Raum-Abdeckung im Vergleich zum quadratischen Abtasten des k-Raumes. Deshalb wurden die Vergleichsmessungen der kartesischen Sequenzen mit der  $\frac{6}{8}$  *Partial Fourier* Technik (s. Kap. 1.2.5) aufgenommen.



**Abb. 3.5:** Hochauflösende Gradientenecho-Bildgebung am Auflösungsphantom mit (a.) kartesischer sowie (b. und c.) spiralförmiger k-Raum-Abtastung. (a.) und (b.) sind mit der gleichen Echozeit aufgenommen. Der Wert von 3,63 ms ist der mit der kartesischen Datenauslese bei dieser Auflösung minimal mögliche. Die Gesamtmesszeit in (a.) betrug 2,7 s, während (b.) aufgrund der effizienten Gradientennutzung der Spiralauslese in 1,7 s zu akquirieren ist. Bei der Spiralauslese kann die Echozeit unter Beibehaltung der Auflösung weiter reduziert werden, TE=1,0 ms in (c.), womit sich die Gesamtmesszeit auf 1,2 s verkürzt. Parameter: FoV 256 mm, BW 286 kHz, a.:  $512^2$  Matrix,  $\frac{6}{8}$  *Partial Fourier* Abtastung, b.,c.: 128 Spiralarme je 2048 Abtastpunkte,  $G_{\max}$  26 mTm $^{-1}$ ,  $S_{\max}$  180 Tm $^{-1}$ s $^{-1}$ , Auslesezeit eines Spiralarms 7 ms.

Die Bandbreite der Datenaufnahme war in allen drei Bildern in Abb. 3.5 identisch. Bei der kartesischen Sequenz (a.) ergibt sich aus dieser Vorgabe und der



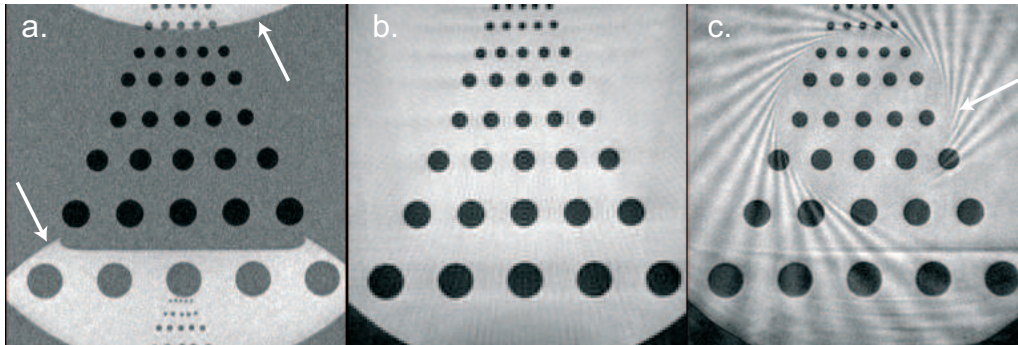
Matrixgröße von  $512^2$  bei einem Gesichtsfeld von 256 mm eine minimale Echozeit (s. Kap. 2.1.2) von 3,63 ms. Diese wurde in (b.) für die Spiral-MRT bei 128 Spiralarmlen mit je 2048 Abtastpunkten übernommen, obwohl bei dieser Technik auch unabhängig von der gewählten Auflösung kürzere Echozeiten möglich sind, wie z. B. in (c.) mit  $TE = 1,0$  ms. Es wurde die jeweils kürzestmögliche Repetitionszeit gewählt. Der Flipwinkel des HF-Anregungspulses entspricht dem Ernst-Winkel (s. Kap. 2.1.2). Der Stabdurchmesser des Auflösungsphantoms entspricht dem Abstand zwischen den Stäben und beträgt in den oberen vier Reihen, die zusätzlich vergrößert dargestellt sind, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm und 2,5 mm. Die räumliche Auflösung in der Schicht ist in allen drei Bildern kleiner als 1 mm. Die theoretische Auflösung (nach Kap. 2.1.4) beträgt 0,43 mm (b.,c.) bzw. 0,5 mm (a.).

Die sinus- bzw. kosinusförmig modulierten zeitlichen Verläufe der Gradienten, die zur Realisierung der spiralförmigen Auslesetrajektorie geschaltet werden (s. Kap. 2.1.4), erfordern im Gegensatz zu den trapezförmigen Gradienten der kartesischen Auslese keine abrupten Ein- und Ausschaltvorgänge. Die Gradientenhardware wird dadurch effizienter genutzt. Bei vergleichbarer Abtastdichte und Abdeckung im k-Raum sind dadurch insgesamt kürzere Messdauern erzielbar. Während in Abb. 3.5 (a.) eine 2D Schicht eine Akquisitionszeit von 2,7 s erfordert, beträgt diese in (b.) 1,7 s und in (c.) nur 1,2 s. Das Signal-Rauschverhältnis ist in (a.) mit  $14,0 \pm 1,5$  deutlich kleiner als in (b.) mit  $34,1 \pm 2,1$  und in (c.) mit  $30,9 \pm 2,1$ . Die Ursache hierfür ist die aufgrund der höheren Zahl an Anregungen kürzere Repetitionszeit, (a.) 512 HF-Anregungspulse mit  $TR = 7,1$  ms im Vergleich zu (b., c.) 128 Anregungen mit (b.)  $TR = 13,0$  ms bzw. (c.)  $TR = 9,5$  ms.

### Einfaltungsartefakte

Um ein Objekt so abzubilden, dass keine Bilder höherer Ordnung einfalten, muss das Gesichtsfeld (FoV) ausreichend groß gewählt werden, d. h. der Abstand  $\Delta k$  zwischen zwei Abtastpunkten im k-Raum muss entsprechend klein sein, s. Kap. 1.2.4. Aufgrund der Kreissymmetrie der spiralförmigen und der radialen k-Raum-Trajektorien zeigen die Einfaltungen in diesen Sequenzen einen von den Einfaltungsartefakten bei kartesischen Bildgebungssequenzen grundsätzlich verschiedenen Charakter. Bilder von Messungen mit verkleinertem Gesichtsfeld sind in Abb. 3.6 dargestellt.

Bei Sequenzen mit kartesischer Auslese sind Einfaltungen zu beobachten, die eine geometrisch unverzerrte Kopie des Bildes nullter Ordnung darstellen, s. Pfeile in Abb. 3.6, (a.). Bei der radialen (b.) und bei der spiralförmigen (c.) Auslese machen sich Einfaltungen als radialsymmetrische Strukturen bemerkbar. In (b.) sind diese kaum sichtbar als Wellenstruktur vorhanden, in (c.) betreffen spiralförmige Wellenstrukturen die äußeren Bildbereiche. Die Wellenstrukturen sind in



**Abb. 3.6:** Einfaltungsartefakte bei kartesischer (a.), radialer (b.) und spiralförmiger (c.) k-Raum-Auslese. Parameter: FoV 128 mm, Matrix  $256^2$ , TR 10 ms, TE 3,3 ms,  $\alpha 12^\circ$ , a.: BW 84,5 kHz, b.: BW 70 kHz, 256 Projektionen je 128 Abtastpunkte,  $G_{\max} 12,8 \text{ mTm}^{-1}$ ,  $S_{\max} 180 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ , c.: BW 270 kHz, 32 Spiralarms je 2048 Abtastpunkte,  $G_{\max} 30 \text{ mTm}^{-1}$ ,  $S_{\max} 180 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ .

(b.) aufgrund der größeren Zahl von Projektionen (256) im Vergleich zur Zahl der Spiralarms (32) feiner.

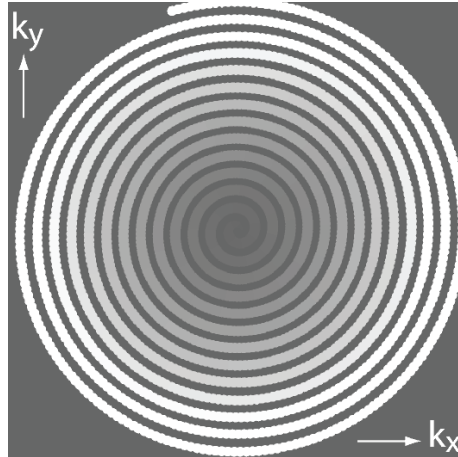
Die Einfaltungsartefakte resultieren in allen Fällen aus einer Unterabtastung des k-Raumes. Durch Verfahren der parallelen Bildgebung können, wie in Kap. 2.4 beschrieben, mittels paralleler Datenakquisition durch mehrere Empfangsspulen diese Artefakte korrigiert werden. Damit lässt sich eine Unterabtastung des k-Raumes zur Messzeitverkürzung nutzen. Ein Anwendungsbeispiel der radialen parallelen Bildgebung ist in Kap. 3.3.3 gezeigt.

### 3.1.3 Trajektorienmessungen

Die oszillierenden Gradienten der Spiral-MRT stellen besondere Anforderungen an die Hardware der MR-Tomographen, deren Gradientensysteme i. d. R. auf die Realisierung trapezförmiger Gradientenzeitverläufe optimiert sind. Deshalb wurden die verwirklichten k-Raum-Trajektorien, die aus den tatsächlichen Gradientenverläufen resultieren, mit der Methode der Gradientenrephasierung (s. Kap. 2.3) gemessen. Die Messungen der Spiral-Trajektorien wurden mit den beiden verfügbaren Tomographen, Magnetom Symphony sowie Magnetom Avanto (Siemens Medical Solutions, Erlangen), durchgeführt. Die Kenndaten der Gradientensysteme sind in Tab. 2.1 aufgeführt.

Die Messungen wurden an einem homogenen kugelförmigen Wasserphantom mit einem Durchmesser von  $d \approx 25 \text{ cm}$  mit Kopfspule (ein Sende- und Empfangskanal) durchgeführt. Die Gesamtmessdauer lag je nach Auflösung bei 10...90 min. In jeder der beiden k-Raum-Richtungen wurden während einer Trajektorienbestimmung 100...300 Dephasierungsschritte gemessen.

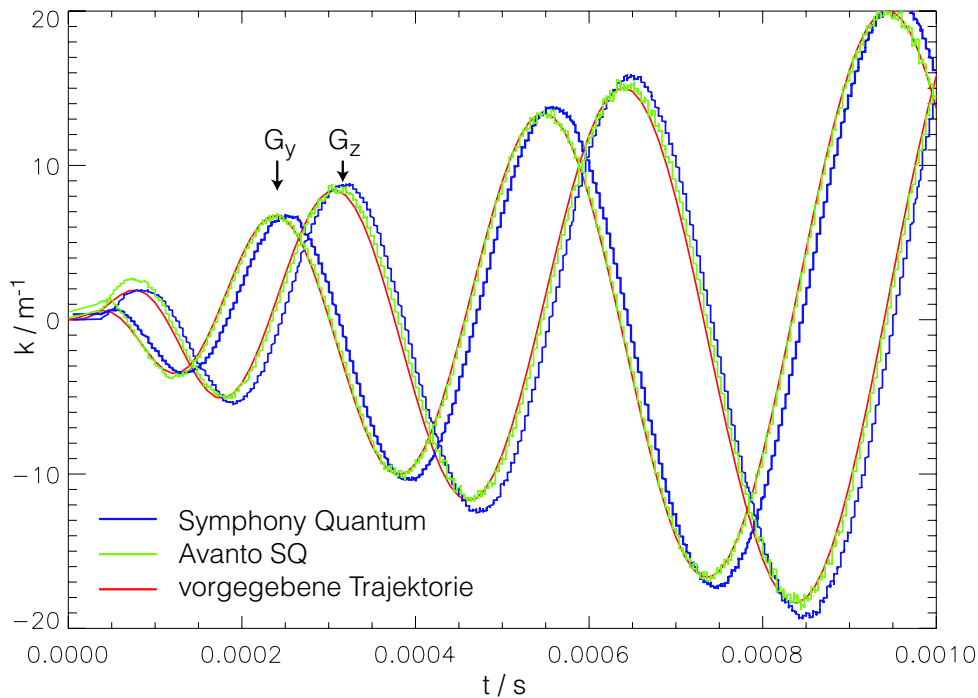
Der Zeitpunkt  $T(k_x, k_y)$  des Auftretens des maximalen Signals nach Beginn der Spiralauslese wird für jeden Dephasierungsschritt  $(k_x, k_y)$  im  $k$ -Raum kartiert. Alle Punkte, deren Echosignal eine untere Grenze nicht überschreitet, werden maskiert, da sie nicht auf der auszumessenden Trajektorie liegen können. Abb. 3.7 zeigt beispielhaft eine derart aufgenommene Trajektorienkarte.



**Abb. 3.7:** Mit der Methode der Gradientenrephasierung aufgenommene Karte einer Spiral- $k$ -Raum-Trajektorie. Der Zeitpunkt des Auftretens des Gradientenechos (Signalmaximum) wird für jeden Dephasierungsschritt in der  $k$ -Raum-Karte eingetragen. Der Zeitpunkt des Auftretens bestimmt den Grauwert. Frühe Zeitpunkte sind dunkler dargestellt.

In Abb. 3.8 sind die Gradientenzeitverläufe einer Spiral-Trajektorie dargestellt. Um einen direkten Vergleich der beiden Gradientensysteme zu ermöglichen, sind als maximale Anstiegsrate in diesem Beispiel  $S_{\max} 98 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$  gewählt worden, was nahe an dem maximal möglichen Wert für das Quantum-System des Magnetom Symphony von  $100 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$  liegt, während das SQ-System des Magnetom Avanto  $180 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$  mit seinen  $x$ - und  $y$ -Gradienten ermöglicht. Dargestellt ist eine Schicht in der  $yz$ -Ebene (sagittal). Das  $x$ - und  $y$ -Gradientensystem sind baugleich. Die Komponenten der Quantum-Gradienten zeigen an den Umkehrpunkten ein Überschwingen im Bereich von  $0 \dots 4\%$  des  $k$ -Wertes. Beide Gradienten des Quantum-Systems weisen eine zeitliche Verzögerung von  $(7 \pm 1) \mu\text{s}$  gegenüber der vorgegebenen Kurve auf. Den gleiche Wert der zeitlichen Verzögerung ergaben auch Messungen von Trajektorien mit geringerer maximaler Gradientenstärke und Anstiegsrate. Bei ähnlichen Messungen am älterem Gradientensystem des Tomographen Magnetom Vision wurde von Amann et al. [1998] noch eine zeitliche Verzögerung von  $30 \mu\text{s}$  ermittelt.

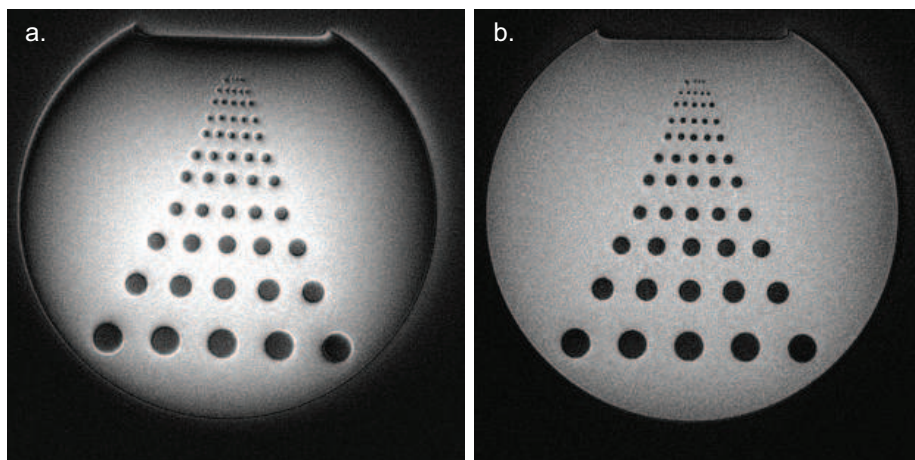
Das SQ-System des Magnetom Avanto verwirklicht die vorgegebene Kurvenform nahezu ideal. Weder eine zeitliche Verzögerung noch ein Überschwingen sind feststellbar. Auch bei einer Anstiegsrate von  $180 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$  am SQ-System zeigen sich keine Abweichungen wie am Quantum-Gradientensystem. Das  $k$ -Raum-



**Abb. 3.8:** Messung der von verschiedenen Gradientensystemen verwirklichten k-Raum-Trajektorien. Die ideale, vorgegebene Kurvenform (rot) wird vom Quantum Gradientensystem (blau) mit einer zeitlichen Verzögerung von  $7 \mu\text{s}$  und leichtem Überschwingen in den Umkehrpunkten realisiert. Die grüne Messkurve der SQ Gradienten folgt dem idealen Verlauf deutlich exakter, einzig der  $z$ -Gradient zeigt ein Überschwingen im ersten Maximum. Messparameter: BW 250 kHz,  $S_{\text{max}} 98 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ ,  $G_{\text{max}} 14 \text{ mTm}^{-1}$ .

Zentrum der Trajektorie wird bei der Methode der Gradientenrephasierung durch das Schalten sehr kleiner Referenzgradienten abgetastet. In diesem Bereich ( $t \lesssim 0,1 \text{ ms}$ ) muss davon ausgegangen werden, dass die korrekte Realisierung des gewünschten Gradientenmoments des trapezförmigen Referenzgradienten zu systematischen Fehlern führt, die eine Trajektorienmessung mit dieser Methode in diesem Bereich fragwürdig machen. Das Überschwingen im ersten Maximum von  $k_z$  des SQ-Gradienten kann so nicht erklärt werden.

Die gemessene Verzögerung von  $7 \mu\text{s}$  beim Quantum-Gradientensystem wurde in der Bildrekonstruktion berücksichtigt. Wie in Abb. 3.9 gezeigt, führt diese zu einer signifikanten Verbesserung der Bildqualität. Die Bildabschattung nach außen ist deutlich verringert, und die Kanten im Bild sind wesentlich schärfer abgebildet. Alle am Magnetom Symphony Tomographen mit Spiralauslese gemessenen Daten wurden daher unter Berücksichtigung der Verzögerungszeit von  $7 \mu\text{s}$  rekonstruiert.



**Abb. 3.9:** Korrektur der zeitlichen Verzögerung des Gradientensystems. a.: unkorrigiertes Bild, b.: mit der durch die Trajektorienmessung bestimmten Verzögerung von  $7\ \mu\text{s}$  rekonstruiertes Bild. Die korrigierte Aufnahme zeigt eine wesentlich bessere Intensitätshomogenität über das gesamte Bildfeld sowie signifikant schärfere Kanten. Gemessen am Siemens Symphony (Quantum Gradientensystem), FoV 300 mm, 64 Spiralarme, 4096 Abtastpunkte, BW 625 kHz, TR 60 ms, TE 2 ms, Schichtdicke 3 mm,  $S_{\text{max}} 98\ \text{Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ ,  $G_{\text{max}} 28\ \text{mTm}^{-1}$ .

### 3.1.4 Automatisierte Bildkorrektur

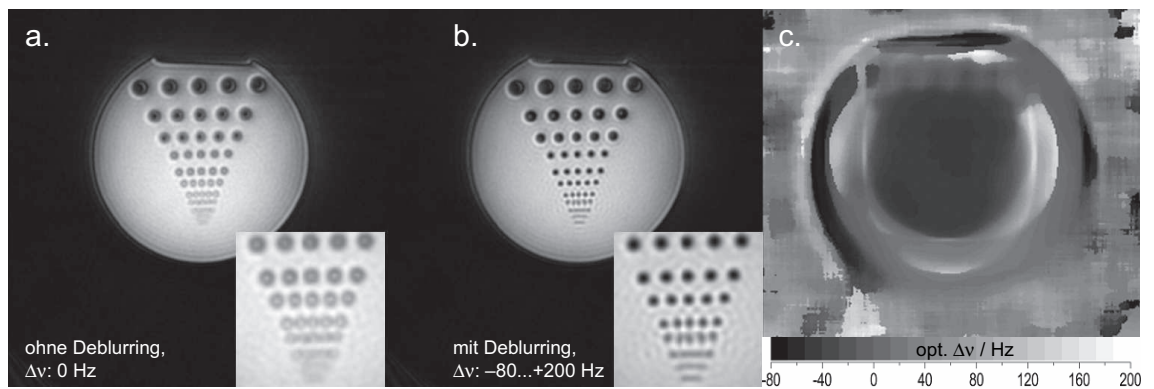
Im menschlichen Körper gibt es viele Bereiche, in denen Substanzen (Wasser, Gewebe, Knochen, Luft, u. s. w.) mit unterschiedlichen magnetischen Eigenschaften aneinandergrenzen und infolgedessen lokale Feldinhomogenitäten zu erwarten sind. In Kap. 3.1.1 wurde gezeigt, wie Feldinhomogenitäten in der Spiral-MRT eine Verschlechterung der Bildqualität durch *Blurring* bewirken. Eine Korrektur der Messdaten bezüglich lokaler Abweichungen der Resonanzfrequenz ist daher wünschenswert.

Von Amann [2000] wurden verschiedene Verfahren der Bildkorrektur in der Spiral-MRT verglichen. Eine Möglichkeit besteht darin, die Feldinhomogenitäten direkt zu messen, beispielsweise durch die Aufnahme eines zweiten Bildes mit unterschiedlicher Echozeit [Irrarrazabal et al., 1996]. Aufgrund der deutlichen Messzeitverlängerung ist dieses Vorgehen jedoch in klinischen Anwendungen im Routinebetrieb nicht möglich. Die von Noll et al. [1992] vorgeschlagene Methode des *Deblurrings* ist ein automatisiertes Verfahren, das keine Aufnahme zusätzlicher Messdaten erfordert. Das abzubildende Objekt, d. h. die räumliche Magnetisierungsverteilung, ist reell. Damit besitzt im Idealfall auch das MR-Bild einen verschwindenden Imaginärteil. Feldinhomogenitäten bewirken nach Gl. 3.10 allerdings, dass die Punktantwortfunktion der Abbildung einen komplexen Phasenterm aufweist, so dass in der Praxis das gewonnene MR-Bild einen von Null verschiedene Imaginärteil aufweist. Im *Deblurring*-Algorithmus wird nun in ei-

nem vorgegebenen Intervall um die zentrale Resonanzfrequenz das MR-Bild bei verschiedenen Frequenzen  $\Delta\nu$  rekonstruiert. Das korrigierte Bild wird dann pixelweise aus den Einzelbildern zusammengesetzt, indem die Bildinformation aus demjenigen Einzelbild verwendet wird, dessen Imaginärteil ein Minimum aufweist. Dabei ist es erforderlich, die Imaginärteile über einen benachbarten Bereich um das ausgewählte Pixel zu integrieren, der einen Hauptteil der räumlich ausgedehnten PSF umfasst. Damit wird das Imaginärteilsignal ausreichend groß, so dass die Detektion eines Minimums im Randbereich des ausgewählten Frequenzintervalls vermieden wird und tatsächlich das lokale Minimum entdeckt wird. Gleichzeitig muss das Integrationsgebiet klein gegenüber räumlichen Variationen von  $\Delta\nu$  gewählt werden. Als Größe des räumlichen Integrationsbereiches wurde bei den hier vorgestellten Messungen ein quadratischer Bereich von 8...10% der Matrixgröße benutzt.

Der *Deblurring*-Algorithmus wurde für die Bildrekonstruktionsumgebung des Tomographen (Siemens *Image Calculation Environment*, ICE, Programmiersprache C++) implementiert, so dass eine automatische instantane Korrektur der Bilder möglich ist. Dieses gewährleistet die Möglichkeit einer Weiterverarbeitung und Analyse in bestehenden Arbeitsabläufen.

In Abb. 3.10 ist eine Anwendung des *Deblurring*-Algorithmus' am Auflösungsphantom gezeigt: (a.) zeigt das unkorrigierte Bild, in dem wegen der Wasser-Plexiglas-Luft-Übergänge starke *Blurring* Artefakte sichtbar sind. (b.) zeigt das korrigierte Bild (Frequenzintervall:  $\Delta\nu = -80 \dots 200$  Hz in 10 Hz Schritten, Integrationsbereich  $32 \times 32$  Pixel) und (c.) die zugehörige berechnete Karte der Feldinhomogenitäten, in der die jeweils verwendete Frequenz  $\Delta\nu$  eingetragen wurde. Die Rechenzeit des *Deblurring* Algorithmus' beträgt bei einer Matrixgröße von  $320^2$  und Datenaufnahme mit einem Empfangskanal (Kopfspule, Siemens, Erlangen) zwischen etwa 15 s (Rekonstruktionsrechner des Magnetom Avanto,  $2 \times 3$ , 1 GHz-CPU) und 35 s (Magnetom Symphony, 1,7 GHz-CPU).



**Abb. 3.10:** Automatische instantane Bildkorrektur mit dem *Deblurring*-Algorithmus. (a.) zeigt das unkorrigierte Bild. Von  $-80 \dots +200$  Hz um die mittlere Resonanzfrequenz wird in 10 Hz-Intervallen ein Bild rekonstruiert. Für das entzerrte Bild (b.) werden jeweils die Bildbereiche zusammengesetzt, deren Imaginärteil minimal ist. In (c.) ist die optimale Rekonstruktionsfrequenz jedes Pixels kartiert. Die *Blurring*-Artefakte in den „ausgeschmierten“ Bildarealen werden deutlich vermindert. Gemessen mit Siemens Magnetom Symphony, FoV 230 mm, 32 Spiralarme, 2048 Abtastpunkte, BW 250 kHz, TR 15 ms, TE 1,8 ms, Schichtdicke 5 mm,  $S_{\max} 98 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ ,  $G_{\max} 28 \text{ mTm}^{-1}$ .

## 3.2 Radialabtastung

Die Abtastung des k-Raumes vom k-Raum-Zentrum auf radialen „Strahlen“ nach außen ist, wie in Kap. 2.1.5 erläutert, in zwei wesentlichen Punkten optimal für die Bildgebung von Proben mit kurzen  $T_2^*$ -Zeiten geeignet:

- Der Beginn der Abtastung der Datenpunkte liegt im k-Raum-Zentrum. Hierdurch sind wie bei der spiralförmigen Auslese sehr kurze Echozeiten möglich, um ein möglichst hohes Signal zu messen.
- Der geradlinige Weg vom k-Raum-Zentrum nach außen stellt bei vorgegebener Gradientenstärke und Abtastbandbreite die schnellste Verbindung dar, d. h. die Auslesezeit nach einer HF-Anregung ist minimal, was in einer kleinstmöglichen  $T_2^*$ -Aufweitung der PSF resultiert.

Eine dritte wichtige Charakteristik der Radialtrajektorie ist die in hohem Maße nicht isotrope Abtastung des k-Raumes. Die Abtastpunktdichte nimmt vom Zentrum nach außen stark ab. In diesem Kapitel werden die Ergebnisse von Untersuchungen anhand von numerischen Simulationen sowie Messungen an Phantomen zur Charakterisierung der radialen Auslese dargestellt.

### 3.2.1 Eigenschaften der Radial-MRT

Die radiale k-Raum-Trajektorie ist kreissymmetrisch genauso wie die spiralförmige. Die Bildeigenschaften der Radial-MRT sind denen der Spiral-MRT (s. Kap. 3.1) daher ähnlich, die Charakteristik von Einfaltungsartefakten wurde bereits in Abb. 3.6 dargestellt.

### Azimutale Unterabtastung

In der Spiral-MRT kann die Abtastpunktdichte im k-Raum durch die Krümmung der Spiralarms bestimmt werden (s. Kap. 2.1.4) und so das Nyquist-Kriterium der minimalen Abtastpunktdichte auch bei wenigen Spiralarms bis hin zur *Single Shot* Spirale eingehalten werden. Bei der radialen Auslese ist das Nyquist-Kriterium nach Gl. 2.31 durch das Verhältnis von  $\pi$  zwischen der Anzahl  $N$  der Projektionen und Zahl  $S$  der Abtastpunkte pro Projektion gegeben,  $N = \pi S$ . Die Gesamtmesszeit steigt linear mit der Projektionszahl  $N$ , da für jede Projektion eine HF-Anregung stattfindet. Wie in Kap. 2.1.5 erläutert, erfolgt aus Gründen der Messzeiteffizienz daher meistens eine azimutale Unterabtastung mit einer geringeren Zahl von Projektionen.

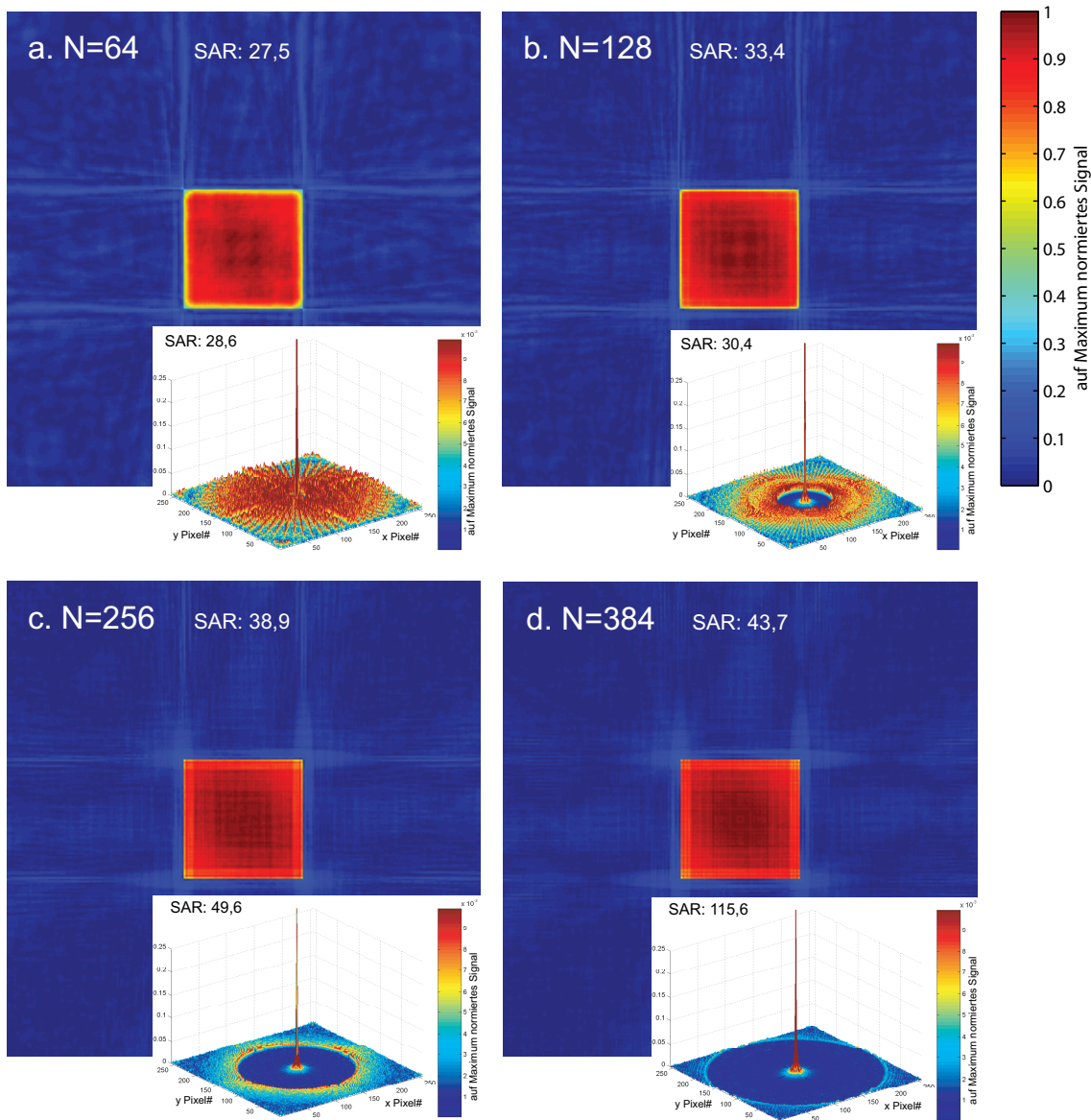


In Abb. 3.11 ist die Abbildung eines Quadrat-Objektes mit der jeweils zugehörigen PSF in Abhängigkeit des Verhältnisses  $r = N/S$  gezeigt. (a.) zeigt deutliche von den Ecken des Objektes ausgehende Streifenartefakte. Die Halbwertsbreite (FWHM) der zugehörigen PSF beträgt 1,69 Pixel und ein hoher Teil der Intensität des zentralen Punktes wird in die gesamte Bildfläche gestreut. Mit zunehmender Zahl  $N$  wird die PSF schärfer, (d.) ist nahezu ohne azimutale Unterabtastung aufgenommen. Die Streifenartefakte nehmen mit zunehmendem  $N$  ebenfalls signifikant ab. Für die Berechnung des Signal-Artefakt-Verhältnis' (SAV) der simulierten Abbildungen wird das Bildsignal im Bereich des ursprünglichen Objektes integriert und durch das Signal außerhalb dividiert. Im Fall der PSF wird als „Signal“ die Bildintensität in einem kreisförmigen Bereich mit dem Durchmesser der Halbwertsbreite (FWHM) um das zentrale Maximum gewertet. In Tab. 3.1 sind die Ergebnisse zusammengefasst.

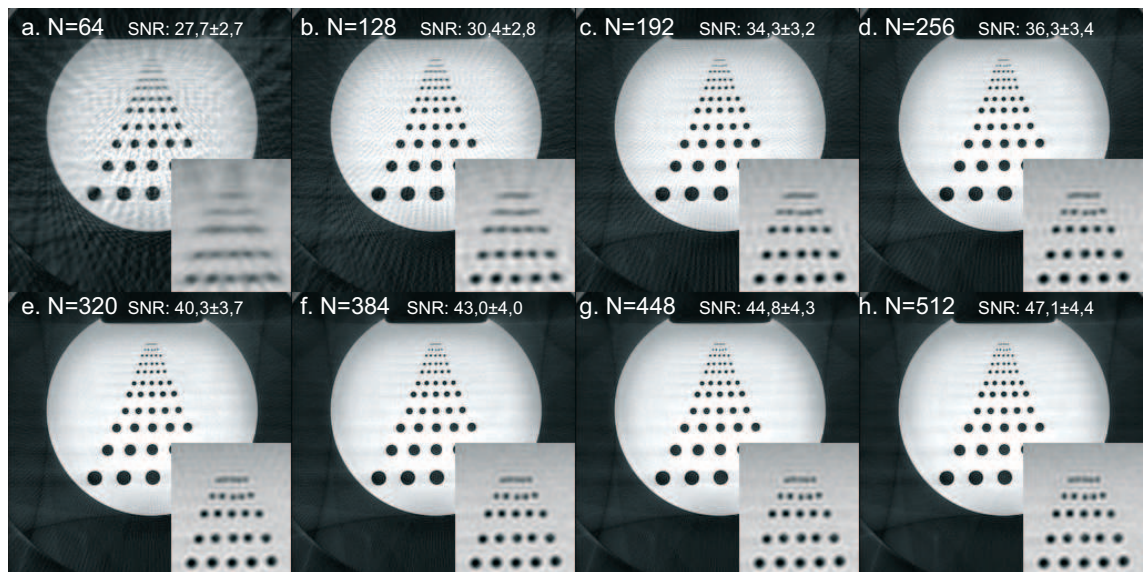
Abb.	$N$	$r = N/S$	PSF FWHM	PSF „SAV“	SAV Quadrat
a.	64	0,5	1,69 Pixel	28,6	27,5
b.	128	1,0	1,58 Pixel	30,4	33,4
c.	256	2,0	1,40 Pixel	49,6	38,9
d.	384	3,0	1,30 Pixel	115,6	43,7

**Tabelle 3.1:** Signal-Artefaktverhältnis und Halbwertsbreite der in Abb. 3.11 dargestellten Abbildungen bei variierender Projektionsanzahl.

Entsprechende Messungen am Phantom sind in Abb. 3.12 dargestellt. Eine deutliche Steigerung der Auflösung ist von (a.) bis (d.) zu erkennen, ab einem Verhältnis von  $r = 2,5$  (e.) ist keine Auflösungsverbesserung feststellbar. Der als SNR angegebene Wert ist der Quotient aus einem homogenen Bildbereich hoher Signalintensität und der Signalstandardabweichung in einem Randbereich ohne Bildobjekt. Da alle Randbereiche in Bildern nicht-kartesischen Sequenzen sowohl Artefakte als auch Rauschen aufgrund physikalischer Prozesse enthalten, ist hier experimentell keine strikte Trennung zwischen einem Signal-Artefaktverhältnis und Signal-Rauschverhältnis möglich.



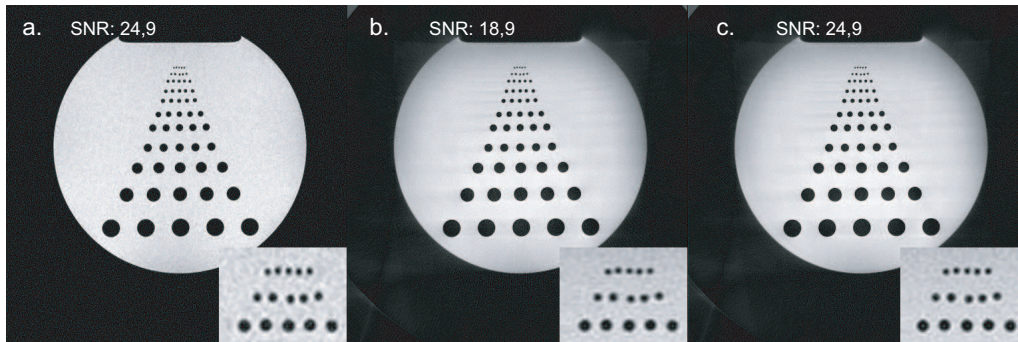
**Abb. 3.11:** Abbildungseigenschaften der Radial-MRT in Abhängigkeit der Zahl  $N$  der Projektionen. Dargestellt ist die simulierte Abbildung eines Quadratobjektes mit einer Kantenlänge von ein Viertel der Matrixgröße. a.:  $N=64$ , Unterabtastung um den Faktor  $2\pi$ , b.:  $N=128$ , c.:  $N=256$ , d.:  $N=384$ . Die Stärke der Streifenartefakte der Objektränder nimmt mit zunehmender Zahl der Projektionen ab, das Signal-Artefakt-Verhältnis steigt. Die Farbskalen sind jeweils auf den Maximalwert normiert. Parameter der Trajektorie: 128 Abtastpunkte/Projektion, BW 70 kHz, FoV 350 mm,  $G_{\max}$  4,7 mTm<sup>-1</sup>,  $S_{\max}$  180 Tm<sup>-1</sup>s<sup>-1</sup>.



**Abb. 3.12:** Aufnahme eines Auflösungsphantoms mit radialer k-Raum-Abtastung: Einfluss der Anzahl der Projektionen auf Bildauflösung und Signal-Rauschverhältnis. Im dreifach vergrößerten Ausschnitt ist die erzielbare Auflösung zu erkennen. In der Wasserlösung sind Plexiglasstäbe unterschiedlichen Durchmessers angeordnet. Der Stabdurchmesser der oberen fünf (vergrößerten) Reihen beträgt 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm und 3,0 mm. Parameter: FoV 256 mm, 128 Abtastpunkte, BW 70 kHz, TE 1,0 ms, TR 10 ms, 5 mm Schichtdicke,  $G_{\max}$  6,4 mTm<sup>-1</sup>,  $S_{\max}$  180 Tm<sup>-1</sup>s<sup>-1</sup>.

### Vergleich mit kartesischer Auslese

Messungen am Auflösungsphantom zum Vergleich der Radialauslese mit einer herkömmlichen kartesischen FLASH Sequenz sind in Abb. 3.13 gezeigt. Die Bildqualität ist in allen drei Bildern (a. kartesisch, b.,c. radial) nahezu artefaktfrei. Es wird eine Auflösung in der Schicht von deutlich unter 1 mm erreicht. Die Messzeit von 5,1 s ist bei der kartesischen Auslese identisch mit der der radialen Auslese in (b.), was durch die gleiche Zahl von HF-Anregungen bei Wahl der gleichen Repetitionszeit begründet ist. Um das gleiche SNR wie in (a.) zu erhalten, ist in der Radial-MRT eine höhere Projektionszahl nötig ( $T_A = 8,2$  s in (c.)).



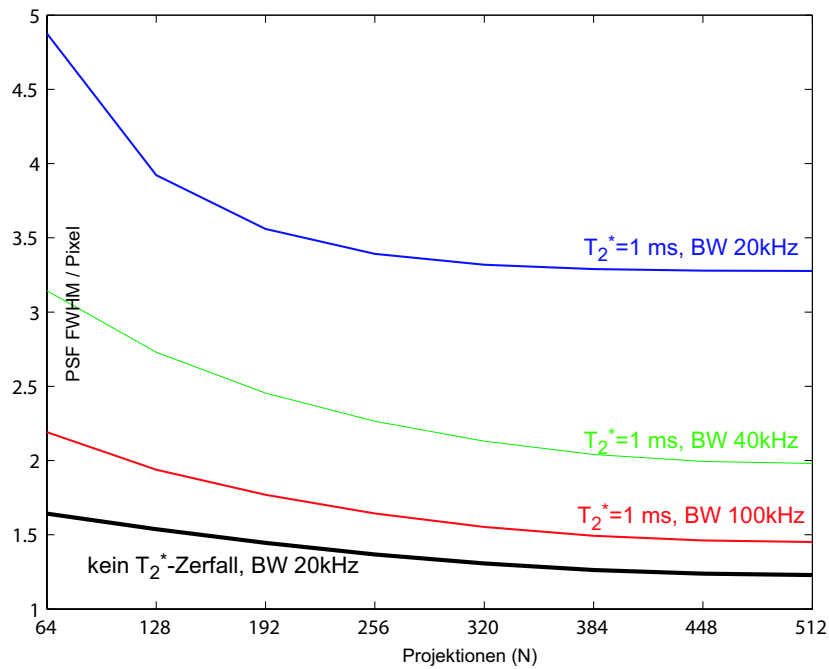
**Abb. 3.13:** Hochauflösende Gradientenechobildgebung mit kartesischer (a., BW 82 kHz,  $T_A$  5,1 s) und radialer k-Raum-Abtastung (b., BW 70 kHz mit S 256, N 512,  $T_A$  5,1 s, c. mit S 256, N 816,  $T_A$  8,2 s). Die theoretische Auflösung beträgt jeweils 0,5 mm. Die 1 mm durchmessenden Stäbe der obersten Reihe werden in allen drei Bildern aufgelöst. Weitere Parameter: FoV 256 mm, TE 4,2 ms, TR 10 ms,  $\alpha$  12°.

### Einfluss der Auslesezeit

Der Einfluss der Auslesezeit der Radialtrajektorie auf die Bildqualität bei Proben mit kurzer  $T_2^*$ -Zeit wurde untersucht.  $T_2^*$ -Zeiten von etwa 1 ms, wie sie im Folgenden in Simulationen verwendet werden, sind in der MRT der Lunge realistisch, s. Kap. 1.3.2.

Die Punktantwortfunktion der radialen k-Raum-Auslese wurde unter Berücksichtigung der  $T_2^*$ -Relaxation simuliert, wie in Kap. 3.1.1 beschrieben. Abb. 3.14 zeigt die Abhängigkeit der Halbwertsbreite der PSF von der Zahl der Projektionen bei unterschiedlichen Auslesefrequenzbandbreiten. Die Zeitdauer der Datenaufnahme für eine Projektion (Auslesezeit) ist antiproportional zur Bandbreite. Als Referenz ist die schwarze Kurve ohne  $T_2^*$ -Zerfall berechnet. Die Halbwertsbreite der PSF ist ohne  $T_2^*$ -Relaxation in der Simulation nahezu unabhängig von der Auslesebandbreite, da keine Rauscheinflüsse des eigentlichen Messprozesses (z. B. thermisches Rauschen der Elektronik) berücksichtigt wurden. Wird für  $T_2^*$  ein Wert von 1 ms angenommen, ergibt sich mit der verwendeten Trajektorie bei einer Bandbreite (BW) von 20 kHz<sup>1</sup>, was einer Auslesezeit von 6,4 ms/Projektion entspricht, eine um etwa den Faktor drei aufgeweitete PSF (blaue Kurve). Durch eine Verkürzung der Auslesezeit wird die PSF wesentlich schärfer. Eine Halbierung der Auslesezeit, d. i. eine Verdopplung der Bandbreite auf 40 kHz (grüne Kurve), bewirkt eine Verschmierung der PSF um ca. 50...60% gegenüber der Referenz-PSF. Bei 100 kHz (1,3 ms/Projektion, rote Kurve) ist nur noch eine Verbreiterung um ca. 20...35% beobachtbar.

<sup>1</sup>In Sequenzen mit kartesischer Auslese wird die Bandbreite oft durch die Zahl der Bildpunkte dividiert und in der Einheit Hz/Pixel angegeben. Bei anisotroper k-Raum-Abtastdichte variiert diese jedoch für jeden Bildpunkt, so dass die Angabe der tatsächlichen Bandbreite sinnvoll ist.



**Abb. 3.14:** Halbwertsbreite (FWHM) der PSF einer Radialtrajektorie in Abhängigkeit der Auslesebandbreite BW. Die Auslesezeit ergibt sich aus dem Quotient der Zahl der Abtastpunkte  $S$  und der Bandbreite,  $T_A = S/BW$ . Je größer das Verhältnis der Auslesezeit zur  $T_2^*$ -Zeit ist, desto breiter ist die PSF verschmiert. Eine Bandbreite von 20 kHz entspricht bei 128 Abtastpunkten einer Auslesezeit von 6,4 ms, während bei 100 kHz Bandbreite eine Projektion in nur 1,3 ms aufgenommen wird, was entsprechend eine fünfmal höhere Gradientenamplitude erfordert.

In der Praxis kann die Aufnahmebandbreite nicht beliebig erhöht werden, da diese u. a. durch die maximale Abtastfrequenz der Analog-Digital-Wandler begrenzt ist. Außerdem erfordert eine Erhöhung der Bandbreite zur Verkürzung der Auslesezeit entsprechend höhere Gradientenamplituden. Zudem ist eine beliebige Bandbreitenerhöhung auch theoretisch nicht sinnvoll, da das Signal-Rauschverhältnis des Messprozesses dem Zusammenhang

$$\text{SNR} \propto \frac{V \sqrt{n_{\text{ex}} n_A}}{\sqrt{BW}} \quad (3.13)$$

folgt, wobei  $V$  das angeregte Volumen,  $n_{\text{ex}}$  die Anzahl der Anregungen und  $n_A$  die Wiederholungszahl der Aufnahmen bezeichnen [Edelstein et al., 1983; Johnson, 1928; Nyquist, 1928]. Die Zahl der möglichen Anregungen wiederum ist durch die zur Verfügung stehende Messzeit limitiert und bestimmt die Repetitionszeit TR. Durch das Verhältnis von TR zur  $T_1$ -Relaxationszeit der Probe ergibt sich ein Zusammenhang mit der Signalgleichung der Sequenz, s. Gl. 2.2. Eine Sequenzoptimierung unter Berücksichtigung aller relevanten Parameter muss daher experimentell erfolgen.

### 3.2.2 Rekonstruktionsparameter

In Kap. 2.2 ist beschrieben, welche Wirkungen das bei der nicht-kartesischen k-Raum-Abtastung erforderliche *Gridding*-Rekonstruktionsverfahren auf den Bildgebungsprozess hat. Da in der Radial-MRT der k-Raum stark anisotrop abgetastet wird, kommt der Wahl des Dichtekompensationsverfahrens eine besondere Bedeutung zu.

Es wurden Messungen am Auflösungsphantom und an der Lunge eines gesunden Probanden durchgeführt. Die Rekonstruktion der Rohdaten erfolgte dann mit der Dichtepostkompensation oder verschiedenen Funktionen der Dichtepräkompensation. Die Dichtepräkompensationsfunktion  $W_1$  entspricht nach Gl. 2.43 genau der Fläche im k-Raum, die einem Abtastpunkt zugeordnet werden kann. Eine zweite Dichtepräkompensationsfunktion  $W_2$  führt eine obere Grenze der zugeordneten Flächen ein, die bei der radialen Abtastung nach außen immer größer werden. Das Abschneiden erfolgt in  $W_2$  bei 50% des Abstandes vom Zentrum zum jeweils letzten Datenpunkt auf den radialen „Strahlen“. Zusätzlich wurden jeweils Gitter unterschiedlicher Maschenweite (1xOS und 2xOS) für das *Gridding* verglichen.

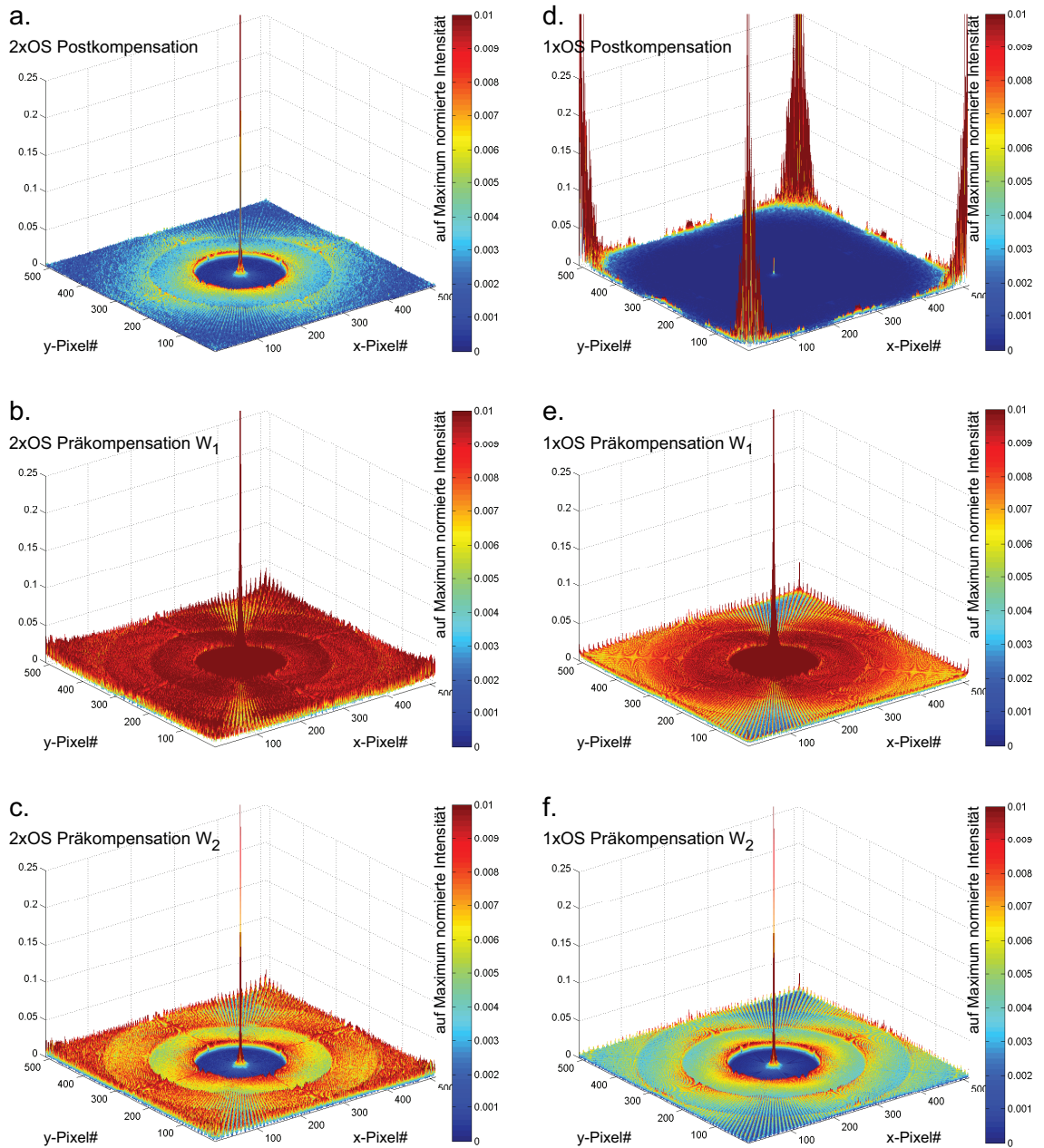
Abb. 3.15 zeigt die Auswirkungen der *Gridding*-Parameter auf die berechnete PSF. In Tab. 3.2 sind die zugehörigen Halbwertsbreiten und Signal-Artefaktverhältnisse aufgelistet.

Abb.	Maschenweite	Dichtekompensation	FWHM	SAV
a.	2xOS	Postkomp.	1,56 Pixel	60,34
b.	2xOS	Präkomp. $W_1$	1,80 Pixel	18,2
c.	2xOS	Präkomp. $W_2$	1,41 Pixel	24,6
d.	1xOS	Postkomp.	1,24 Pixel	7,6
e.	1xOS	Präkomp. $W_1$	1,80 Pixel	27,6
f.	1xOS	Präkomp. $W_2$	1,42 Pixel	36,2

**Tabelle 3.2:** Signal-Artefaktverhältnis und Halbwertsbreite der in Abb. 3.15 dargestellten PSF bei Variation der Rekonstruktionsparameter.

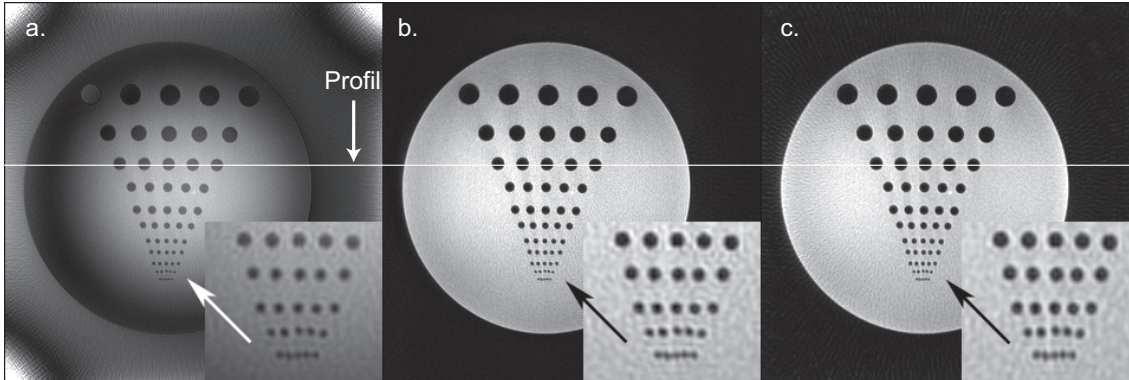
Bei der Anwendung der Postkompensation (a.,d.) ist die Wahl eines feinmaschigen Interpolationsgitters (a.) unbedingt notwendig, da andernfalls (d.) ein Großteil der Intensität des zentralen Punktes als Artefakt in die Bildecken gestreut wird. Bei der Präkompensation der Abtastdichte liefert die Funktion  $W_2$  in beiden Fällen (c., f.) bessere Ergebnisse als  $W_1$ . Mit  $W_2$  werden geringe Halbwertsbreiten der PSF erreicht, das Signal-Artefaktverhältnis ist in (f.) dabei günstiger als in (c.). Das beste SAV wird in (a.) erreicht.

In den Abb. 3.16 und 3.17 sind die Ergebnisse von Rekonstruktionen mit den o. g. Parametern eines Radial-Datensatzes des Auflösungsphantoms dargestellt. Die Intensitätsprofile aller sechs Parameterkombinationen in Abb. 3.17 sind entlang

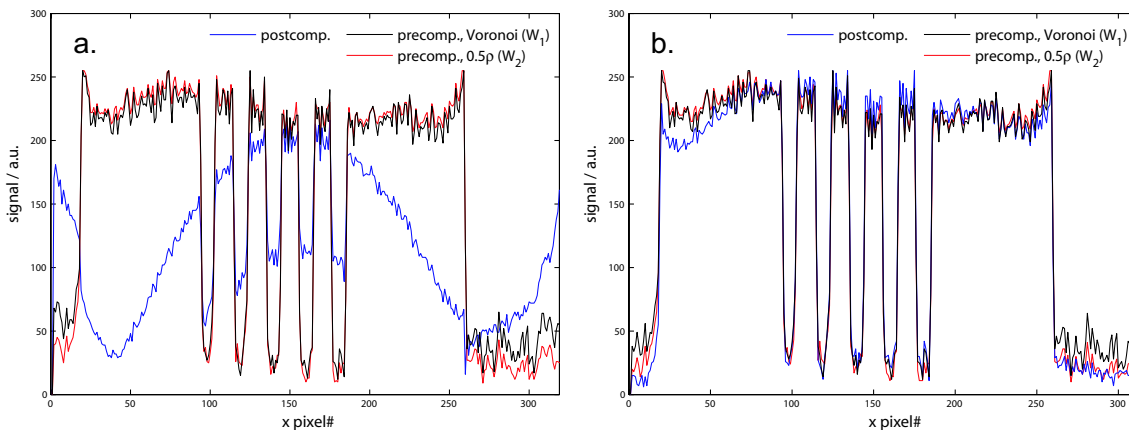


**Abb. 3.15:** Berechnete Punktantwortfunktion der radialen *Gridding*-Rekonstruktion mit unterschiedlicher Gittermaschenweite (a.-c.: 2xOS, d.-f.: 1xOS) und Art der Dichtekompensation (a.,d.: Postkompensation, b.,e.: Präkompensation mit Wichtungsfunktion  $W_1$ , c.,f.: Präkompensation  $W_2$ ). Die zugehörigen Halbwertsbreiten und Signal-Artefaktverhältnisse sind in Tab. 3.2 zu finden. Weitere Parameter: S 256, N 256, BW 94 kHz,  $G_{\max}$  8,8 mTm $^{-1}$ ,  $S_{\max}$  180 Tm $^{-1}$ s $^{-1}$ .

der in Abb. 3.16 markierten Linie dargestellt. Diese Abbildung zeigt die Bilder der ungünstigsten und der beiden besten Parameterkombinationen. Abgesehen von der Dichte-Postkompensation mit 1xOS unterscheidet sich die Objektdarstellung der anderen Parameterkombinationen hauptsächlich durch die Artefakte außerhalb des Objektes an den Rändern, wie schon die PSF-Berechnungen zuvor gezeigt haben.



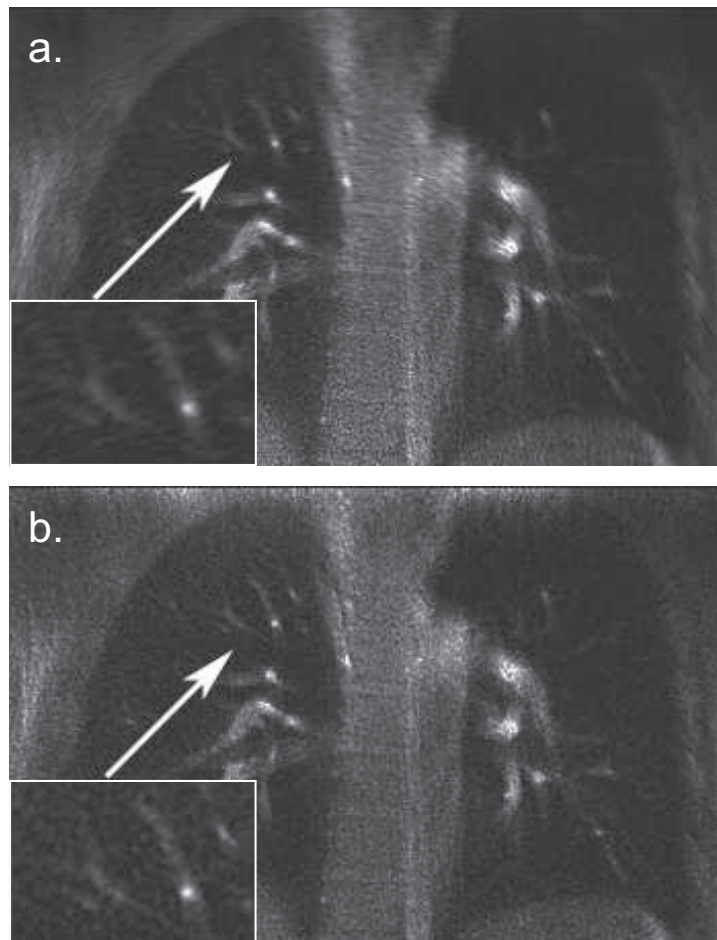
**Abb. 3.16:** Radiale Aufnahme eines Auflösungsphantoms unter Verwendung unterschiedlicher Parameter des *Gridding*-Algorithmus'. a.: Dichte-Postkompensation mit einfacher Maschenweite (1xOS), b.: Postkompensation 2xOS, c.: Präkompensation 1xOS mit Dichtekompensationsfunktion  $W_2$ .



**Abb. 3.17:** Intensitätsprofile entlang der  $x$ -Koordinate des Auflösungsphantoms (s. Abb 3.16) unter Verwendung verschiedener Wichtungsverfahren im *Gridding*-Prozess mit (a.) Interpolation auf ein kartesisches Gitter mit einfacher Maschenweite (1xOS) und (b.) mit halber Maschenweite (2xOS).

Ein Datensatz einer radialen Lungenmessung wurde, wie in Abb. 3.18 gezeigt, durch *Gridding*-Rekonstruktion mit (a.) Postkompensation (2xOS) und (b.) Präkompensation ( $W_2$ ) rekonstruiert. Mit der Parameterwahl (a.) sind die Kanten feiner Gefäße geringfügig unschärfer als in (b.), dafür ist jedoch weniger Signalintensität als Hintergrundartefakt sichtbar.





**Abb. 3.18:** Anwendung des radialen *Gridding*-Verfahrens auf ein Lungenschnittbild unter Benutzung (a.) der Dichte-Postkompensation (2xOS) sowie (b.) der Dichte-Präkompensation (1xOS und Wichtungsfunktion  $W_2$ ).

### 3.3 *In-vivo* Anwendungen am Menschen

Nachdem in den letzten Abschnitten die Charakterisierung der nicht-kartesischen MR-Sequenzen und Bildrekonstruktionsverfahren im Vordergrund stand, sollen hier die Ergebnisse erster Anwendungen dieser Verfahren dargestellt werden.

Abb. 3.19 zeigt die typischen Vorbereitungen im Untersuchungsraum des MR-Tomographen Magnetom Avanto. Der Raum ist zur Beseitigung von störenden äußeren Einflüssen und Störeinflüssen auf die Umgebung gegen HF-Strahlung abgeschirmt. Die Gesamtlänge des 3,5 t schweren supraleitenden, heliumgekühlten Magneten beträgt 160 cm, der offene Innendurchmesser 60 cm. Unter der Verkleidung integriert sind die wassergekühlten Gradientenspulen, die *Shim*-Spulen und eine Sende- und Empfangsspule.

#### 3.3.1 Spiral-Angiographie mit Deblurring

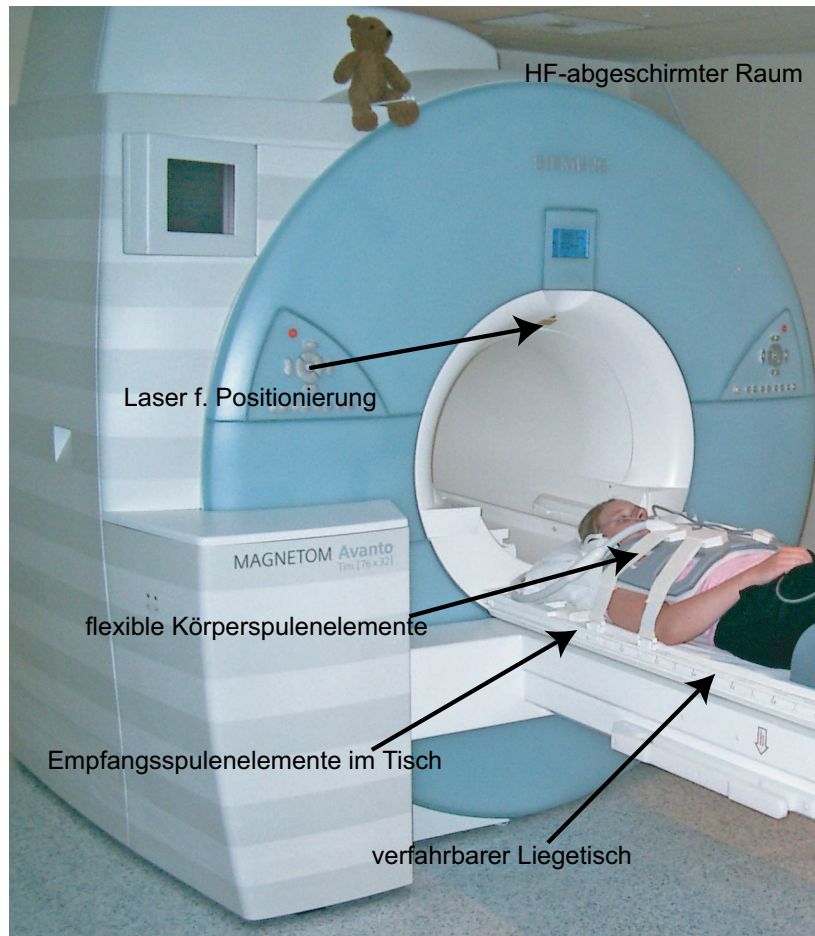
Eines der Gebiete, in denen die MRT zunehmend an Bedeutung gewinnt, ist die Angiographie, d. i. die Darstellung des Gefäßsystems des menschlichen Körpers. In der MRT stehen dazu nicht-invasive Methoden zur Verfügung<sup>2</sup>, die im Gegensatz zu etablierten Verfahren für den Patienten wesentlich weniger belastend sind. Herkömmliche Techniken erfordern eine arterielle Katheterisierung, den Einsatz ionisierender Strahlung und/oder die Injektion nephrotoxischer Kontrastmittel.

Eine Technik, die hier mit der spiralförmigen Auslese angewendet wurde, ist die Einstrom-Angiographie bzw. Time-of-flight MR-Angiographie (TOF-MRA). Dabei wird ohne Kontrastmittel eine Unterscheidung zwischen Blut und Gewebe erreicht. Dazu wird das Signal des stationären Gewebes in der Ausleseschicht durch permanente HF-Anregung bestmöglich unterdrückt, so dass von außen durch die Gefäße neu einfließende Spins signalreich erscheinen.

Die hier vorgestellten Messungen wurden mit den von Amann [2000] für die TOF-MRA optimierten Parametern mit einer 3D Spiralsequenz (k-Raum-Trajektorie s. Abb. 2.4) durchgeführt. Aufgrund der Leistungsfähigkeit des Bildrekonstruktionsrechners der heutigen Tomographen ist erstmals eine instantane Verarbeitung der Messdaten mit dem Deblurring-Algorithmus möglich. Eine nachträgliche Prozessierung der Bilddaten, die mit einem aufwändigem Transport von Patientendaten und einer zeitlichen Verzögerung der medizinischen Auswertung verbunden ist, ist im klinischen Einsatz hinderlich. Daher ist eine Nachverarbeitung direkt in der Bildrekonstruktionsumgebung des MR Tomographen, wie sie in dieser Arbeit implementiert wurde, wünschenswert.

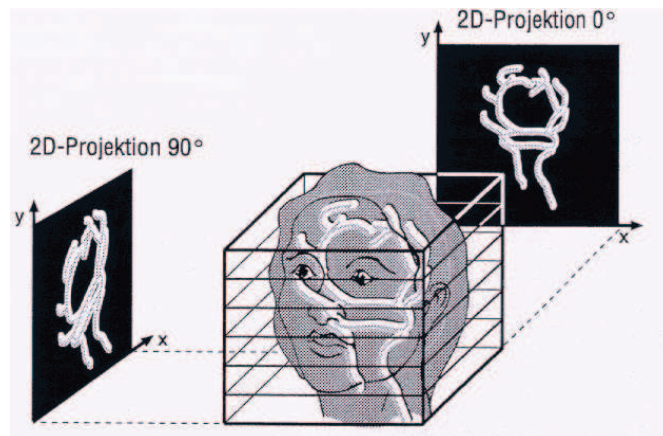
---

<sup>2</sup>Eine umfassende Darstellung geben z. B. Potchen et al. [1993].



**Abb. 3.19:** Vorbereitungen zu Messungen an der Lunge eines Probanden. Der Liegetisch wird in das Isozentrum des supraleitenden Magneten gefahren. Die Homogenität des 1,5 T starken Grundmagnetfeldes ist kleiner als 4 ppm in einem 50 cm langen Bereich. Die elektronischen Komponenten der HF- und Gradientenverstärker, Empfangselektronik, Steuerungs- und Rekonstruktionsrechner, u. s. w. befinden sich in einem separaten Raum. (Foto: W. Wiedemair)

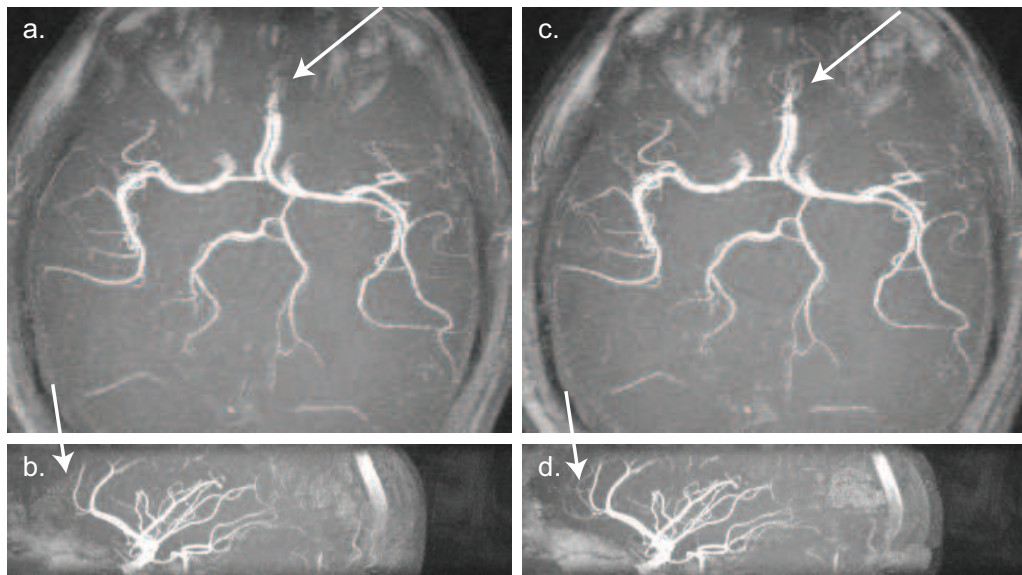
Zur übersichtlichen Verfolgung der Blutgefäße im Messvolumen wird eine MRA zumeist als Maximal-Intensität-Projektion (MIP) dargestellt. Abb. 3.20 erläutert dieses Prinzip der Darstellung. Die Schnittbilder werden in einem 3D Würfel angeordnet und dann entlang eines Ansichtswinkels derjenige Punkt in die MIP eingetragen, der die größte Signalintensität aufweist.



**Abb. 3.20:** Prinzip der Maximal-Intensität-Projektion (MIP). Aus einem Satz von Schichtbildern werden Projektionen erstellt, indem jeweils das Pixel in die MIP eingetragen wird, das entlang der Sehrichtung die höchste Intensität besitzt. Aus [Siemens, 1998].

Eine Angiographie der Kopfgefäße eines gesunden Probanden ist in Abb. 3.21 als MIP dargestellt. Die Verbesserungen der Bildqualität durch die automatisierte Bildkorrektur werden im Vergleich (a.,b.) mit (c.,d.) deutlich. Der nicht korrigierte Datensatz zeigt *Blurring* Artefakte, die durch den Deblurring-Algorithmus beseitigt werden konnten. Dieses führt zu einer besseren Darstellung kleiner Gefäße in den betroffenen Regionen mit hohen Feldinhomogenitäten.

Durch die Integration des *Deblurring*-Algorithmus' in die Bildrekonstruktionsumgebung des MR-Tomographen mit einer instantanen Verfügbarkeit der korrigierten Bilddaten (s. Kap. 3.1.4) kann dieses Verfahren im klinischen Arbeitsfluss ohne Einschränkungen eingesetzt werden.



**Abb. 3.21:** *Time-of-Flight*-Angiographie mit 3D Spiralauslese. Die Auflösung ist  $0,84\text{ mm} \times 0,84\text{ mm} \times 1,0\text{ mm}$ . (a.) Transversale und (b.) sagittale MIP des unkorrigierten 3D Datensatzes. Der mit der automatisierten instantanen Bildkorrektur bearbeitete Datensatz (c., d.) zeigt eine deutliche Verbesserung in der Darstellung kleiner Gefäße in Bereichen mit hohen Suszeptibilitätsunterschieden (s. Pfeile). Gemessen mit Siemens Magnetom Symphony, FoV 230 mm, 32 Spiralarme, 2048 Abtastpunkte, BW 250 kHz, TR 15 ms, TE 1,8 ms, Schichtdicke 1 mm, Gesamtmesszeit mit zwei Akquisitionen: 70 s, *Gridding*-Rekonstruktion.

### 3.3.2 Radiale Bildgebung der Lunge

In Kap. 1.3 sind die Schwierigkeiten der Lungenbildgebung beschrieben worden. Dieses sind im Besonderen eine niedrige Protonendichte, Atem- und Herzbewegung sowie hohe Suszeptibilitätsgradienten durch Luft-Gewebeübergänge auf mikroskopischer Skala.

Zunächst keine Vorteile bietet die Radial-MRT, um der niedrigen Protonendichte der Lunge zu begegnen. Empfangsspulen mit möglichst hoher Sensitivität sind unabhängig von der benutzten k-Raum-Auslesestrategie von Vorteil. Ferner lässt sich das Signal-Rauschverhältnis durch größere Voxel verbessern (s. Gl. 3.13). Dem steht eine zu erzielende möglichst hohe Auflösung entgegen. In einer vorgegebenen Messzeit ist mit der Radial-MRT aufgrund der sehr kurzen möglichen Repetitionszeit eine große Zahl von HF-Anregungen möglich. Allerdings muss dann wiederum ein kleinerer HF-Anregungswinkel gewählt werden (s. Gl. 2.2), was bei einer recht langen  $T_1$ -Relaxationszeit der Lunge von ca.  $\approx 1200 \dots 1500$  ms keinen Vorteil bedeutet.

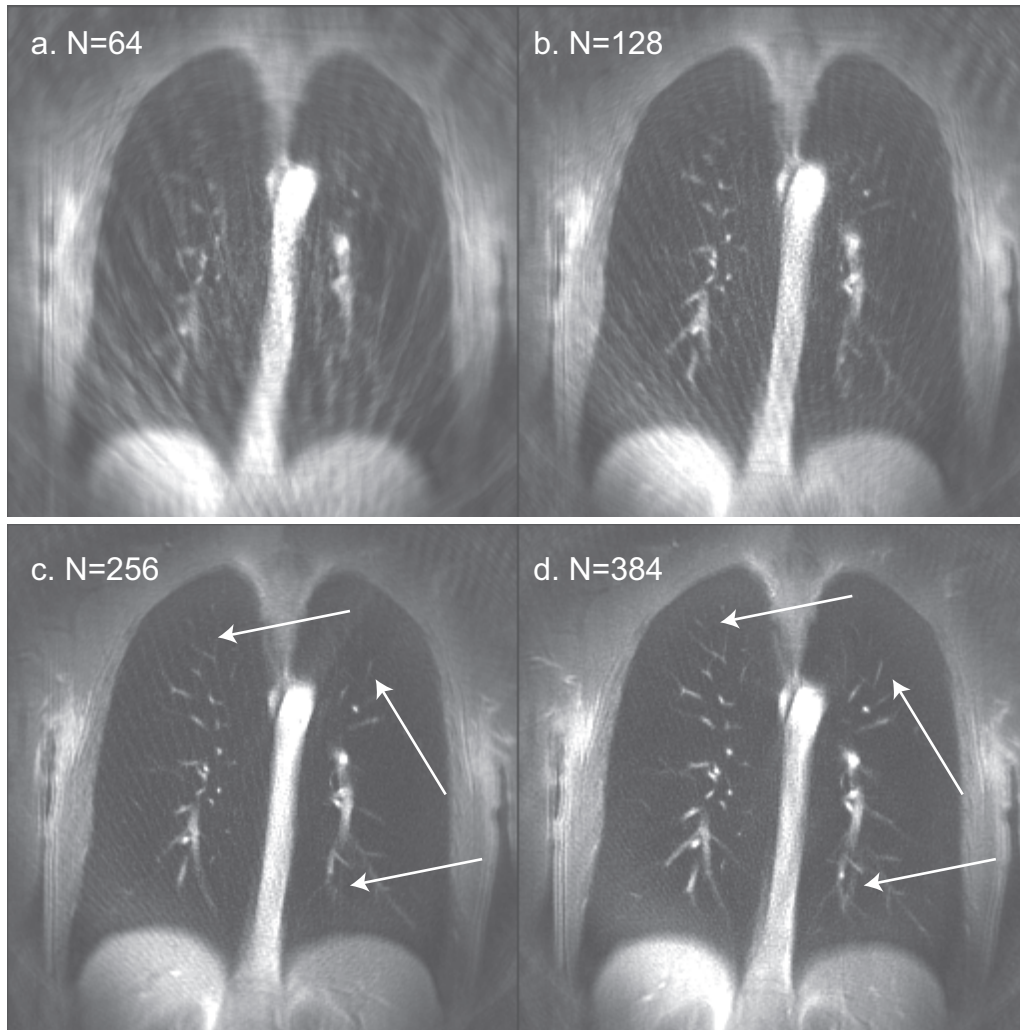
In den zwei anderen Punkten jedoch besitzt die radiale Auslesetechnik Vorteile gegenüber herkömmlichen kartesischen Verfahren:

- Auswirkungen der Atem- und Herzbewegung müssen minimiert werden. Dazu können entweder Trigger-, Gating- oder Navigator-Verfahren zum Einsatz kommen (s. Kap. 1.3.2), oder die Messungen werden in Atemanhaltungen durchgeführt (ggf. kombiniert mit Herztriggerverfahren). Pulsation in Blutgefäßen und zufällige Patientenbewegungen werden dadurch jedoch eliminiert. Das Ausleseschema der Radial-MRT ist sehr unempfindlich für Bewegungsartefakte aufgrund der Mehrfachabtastung des k-Raum-Zentrums und der starken Überabtastung der zentralen k-Raum-Bereiche, deren Information das Kontrastverhalten bestimmt (s. Kap. 1.2.4). Außerdem lassen sich bei der Radial-MRT durch die Möglichkeit zur azimutalen Unterabtastung (s. Kap. 2.1.5 u. 3.2.1) kurze Bildakquisitionszeiten erreichen, die die Aufnahme eines 3D Datensatzes der Lunge in einer Atemanhaltungen, d. h. etwa 20 s, erlauben.
- Die größte Herausforderung in der Lungenbildgebung sind die durch die mikroskopischen Luft-/Gewebeübergänge verursachten starken Suszeptibilitätseffekte, die einen schnellen Signalzerfall bewirken. Ein großer Vorteil gegenüber kartesischen Ausleseverfahren ist die kurze Echozeit, die bei der Radial-MRT unabhängig von der Auflösung ist. Als weitere wichtige Eigenschaften sind mit der radialen Trajektorie kürzeste Auslesezeiten möglich.

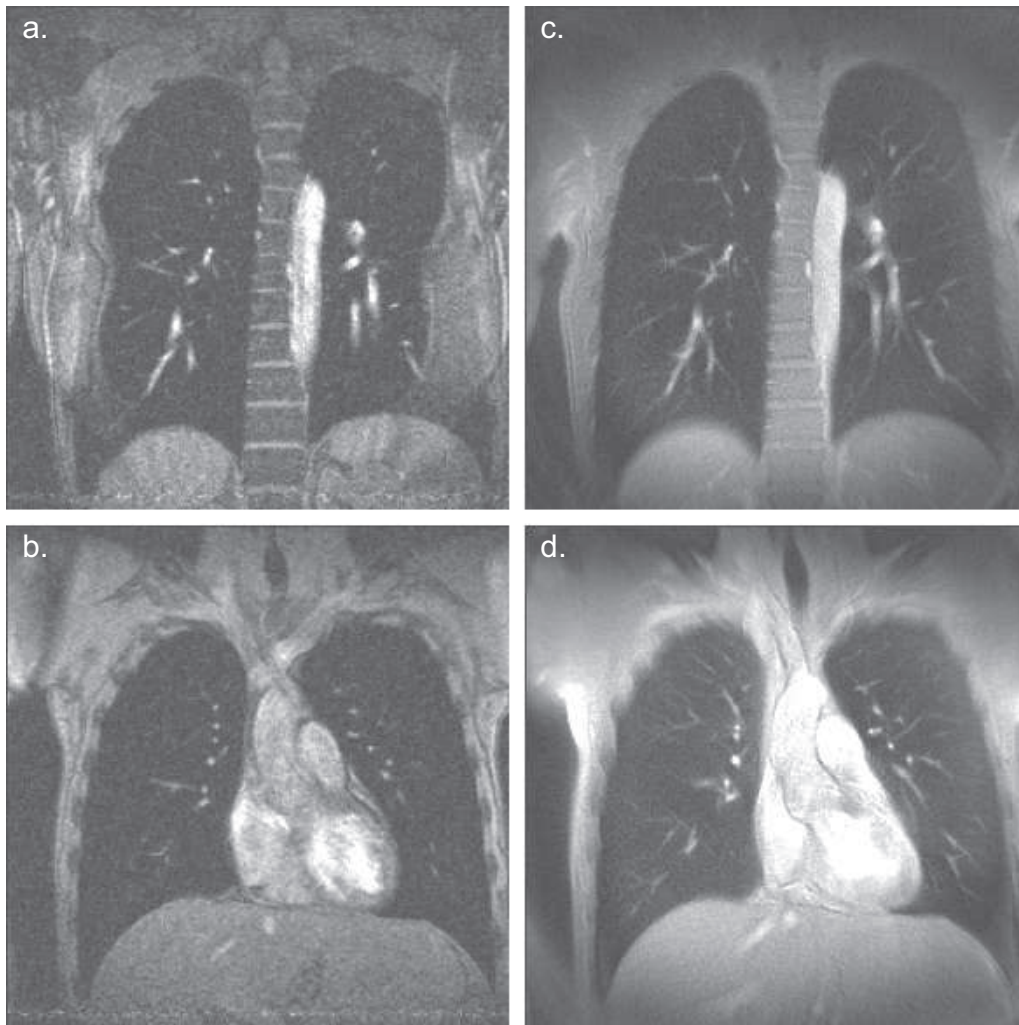
Abb. 3.22 zeigt den Einfluss der Zahl der radialen Projektionen auf die Bildqualität in der Darstellung der Lunge. Die Gesamtmesszeit steigt linear mit der Anzahl der Projektionen von 0,24 s (N=64 Projektionen in a.) auf 1,44 s (N=384 in d.). Im Gegensatz zu den entsprechenden Phantom-Messungen (Abb. 3.13) sind bei N=256 (c.) noch leichte Streifenartefakte sichtbar. Im Vergleich zu (d.) ist, wie auch am Phantom, die Auflösung reduziert, was sich in der schlechteren Sichtbarkeit feiner Gefäße (s. Pfeile) äußert.

Den Vergleich einer radialen Sequenz mit einer kartesischen Gradientenechosequenz zeigt Abb. 3.23. Beide Sequenzen besitzen eine theoretische Auflösung von 1,4 mm. Die kleinstmögliche Echozeit in der Sequenz mit kartesischer Auslese (Abb. 3.23, a., b.) ist aufgrund der Matrixgröße von  $256^2$  mit 1,8 ms mehr als dreimal größer als  $TE = 0,5 \text{ ms}$  der Radialsequenz, bei der diese Echozeit auflösungsunabhängig ist. Dadurch ist bei der radialen Auslese (c., d.) eine bessere Darstellung feiner Gefäße möglich. Die Sichtbarkeit der pulmonalen Arterien bis hinunter in die vierte Generation bedeutet eine tatsächliche Auflösung der Radialsequenz von kleiner als 2 mm.

Die geringe Anfälligkeit der Radial-MRT für Einfaltungsartefakte (s. Kap. 3.1.2) wird in (a.) und (c.) deutlich. Die neben dem Brustkorb liegenden Arme, die sich z. T. im sensitiven Spulenvolumen befinden, erzeugen in der kartesischen Sequenz starke Einfaltungen am linken und rechten Rand der Lunge, während in der Sequenz mit radialer k-Raum-Auslese keine Einfaltungen sichtbar sind. Die Rechenzeit für die Bildrekonstruktion der radialen Daten ist ca. 1 s/Schicht.



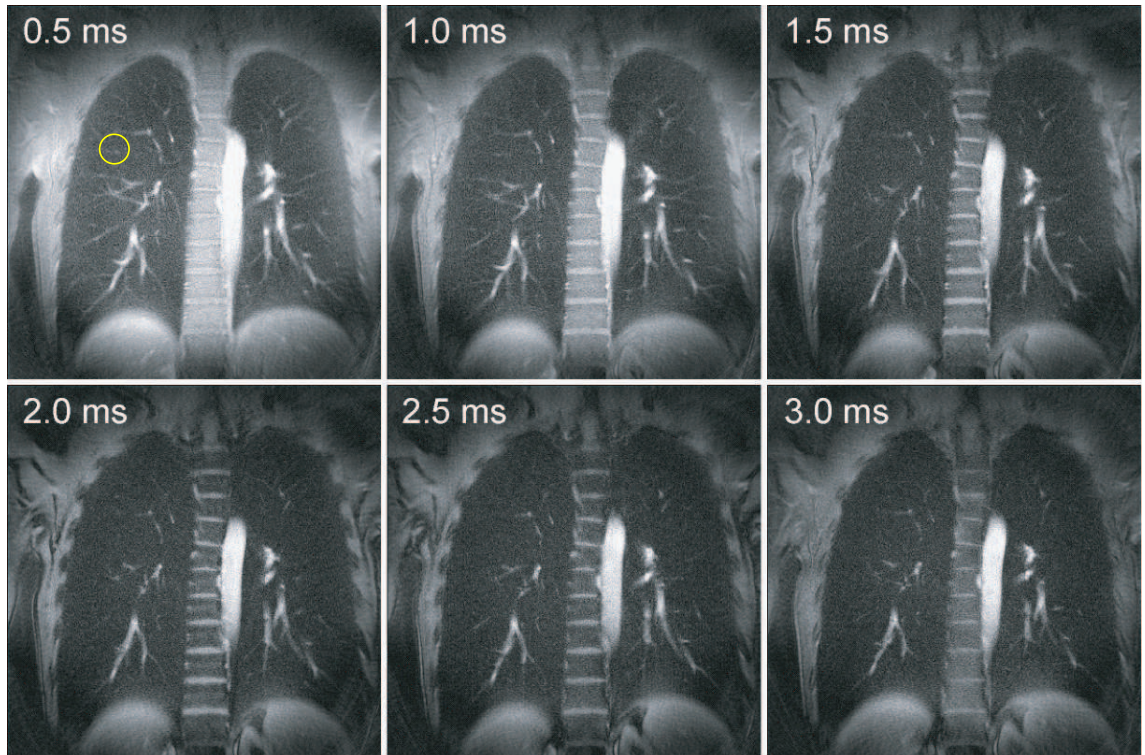
**Abb. 3.22:** Radial-MRT der Lunge eines gesunden Probanden bei variierender Zahl der Projektionen  $N$ .  $T_A$  gibt die Gesamtmesszeit pro Schicht an. a.:  $N=64$ ,  $T_A = 0,24$  s, b.:  $N=128$ ,  $T_A = 0,48$  s, c.:  $N=256$ ,  $T_A = 0,96$  s, d.:  $N=384$ ,  $T_A = 1,44$  s, Parameter: FoV 350 mm, 128 Abtastpunkte, BW 70 kHz, TE 0,53 ms, TR 3,7 ms, 5 mm Schichtdicke,  $\alpha 10^\circ$ ,  $G_{\max} 4,6 \text{ mTm}^{-1}$ ,  $S_{\max} 180 \text{ Tm}^{-1}\text{s}^{-1}$ , Auslesezeit 1,8 ms/Projektion, *Gridding*-Rekonstruktion (Postkompensation, 2xOS).



**Abb. 3.23:** Schnittbilder der Lunge eines gesunden Probanden. a.,b.: Sequenz mit kartesischer k-Raum-Auslese ( $256^2$  Matrix,  $6/8$  *Partial Fourier*, TE 1,8 ms, TR 4,1 ms, BW 570 Hz/Pixel,  $\alpha$   $10^\circ$ , nominelle Auflösung 1,4 mm). c.,d.: Die radiale Abtastung ( $S = 128$ ,  $N = 400$ ) zeigt bei einer kürzeren Echozeit von 0,5 ms deutlich mehr Signal im Lungenparenchym (BW 70 kHz, TR 3,7 ms,  $\alpha$   $8^\circ$ , Auslesezeit 1,8 ms/Projektion, nominelle Auflösung 1,4 mm). Gemessen mit Siemens Magnetom Avanto, FoV 350 mm, Schichtdicke 5 mm.



In Abb. 3.24 ist die Abhängigkeit der Signalausbeute im Lungenparenchym von der Echozeit verdeutlicht. Mit zunehmender Echozeit nimmt die Sichtbarkeit kleiner Gefäßstrukturen signifikant ab. In dem als sog. ROI (*Region of Interest*) markierten Bereich der Lunge ist die Signalintensität bei den verschiedenen Echozeiten in Tab. 3.3 angegeben. Die Signalintensität nimmt in der ROI des Lungenparenchyms mit kürzerer Echozeit zu.



**Abb. 3.24:** Radiale Abtastung: Auswirkung der Echozeit auf das Signal der Lunge. Die Sichtbarkeit feiner Gefäßstrukturen nimmt mit zunehmender Echozeit deutlich ab. Gezeigt ist eine Schicht im koronalen Schnitt. Die Signalintensität in der markierten ROI ist in Tab. 3.3 angegeben. Gemessen am Magnetom Avanto, FoV 350 mm, 8 Schichten je 5 mm, BW 63 kHz, TR 6,6 ms,  $\alpha$  10°,  $S$  128,  $N$  400, Auslesezeit 2,0 ms/Projektion,  $G_{\max}$  4,2 mTm<sup>-1</sup>,  $S_{\max}$  180 Tm<sup>-1</sup>s<sup>-1</sup>.

TE / ms	$S$ / b. E.	$\Delta S$ / b. E.
0,5	84,8	20,3
1,0	72,1	17,9
1,5	60,9	15,9
2,0	53,5	14,8
2,5	50,6	14,1
3,0	50,1	13,8

**Tabelle 3.3:** Signal  $S$  und Standardabweichung der in Abb. 3.24 gezeigten ROI des Lungenparenchyms.

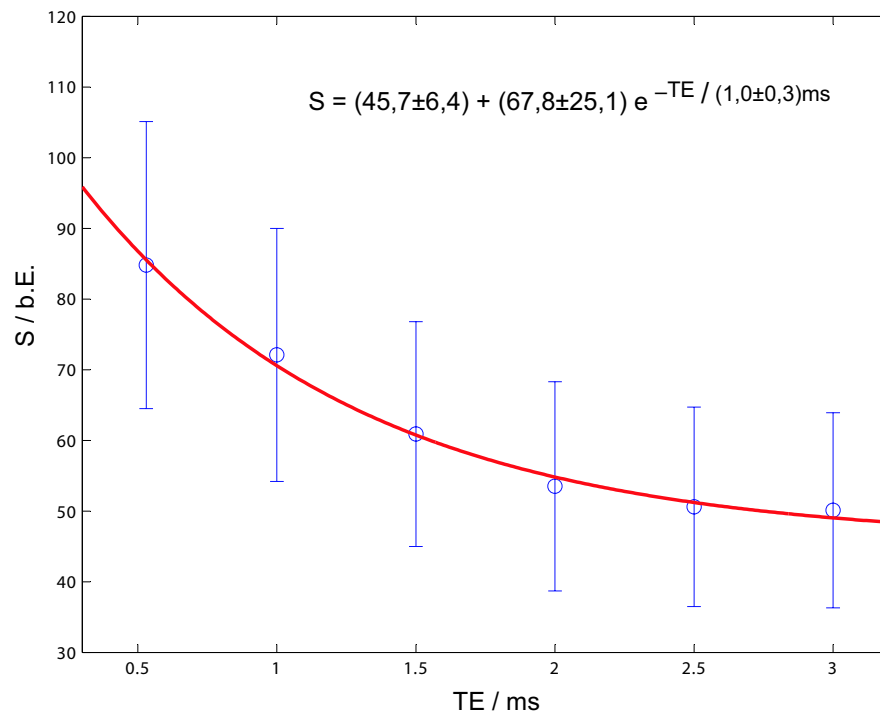
### $T_2^*$ -Bestimmung

Die Aufnahme eines Bildes mit unterschiedlichen Echozeiten erlaubt die Bestimmung der  $T_2^*$ -Relaxationszeit durch Kurvenanpassung (Algorithmus nach Robinson und Bevington [2003], Kap. 8.4) an die exponentielle Abnahme der Transversalmagnetisierung:

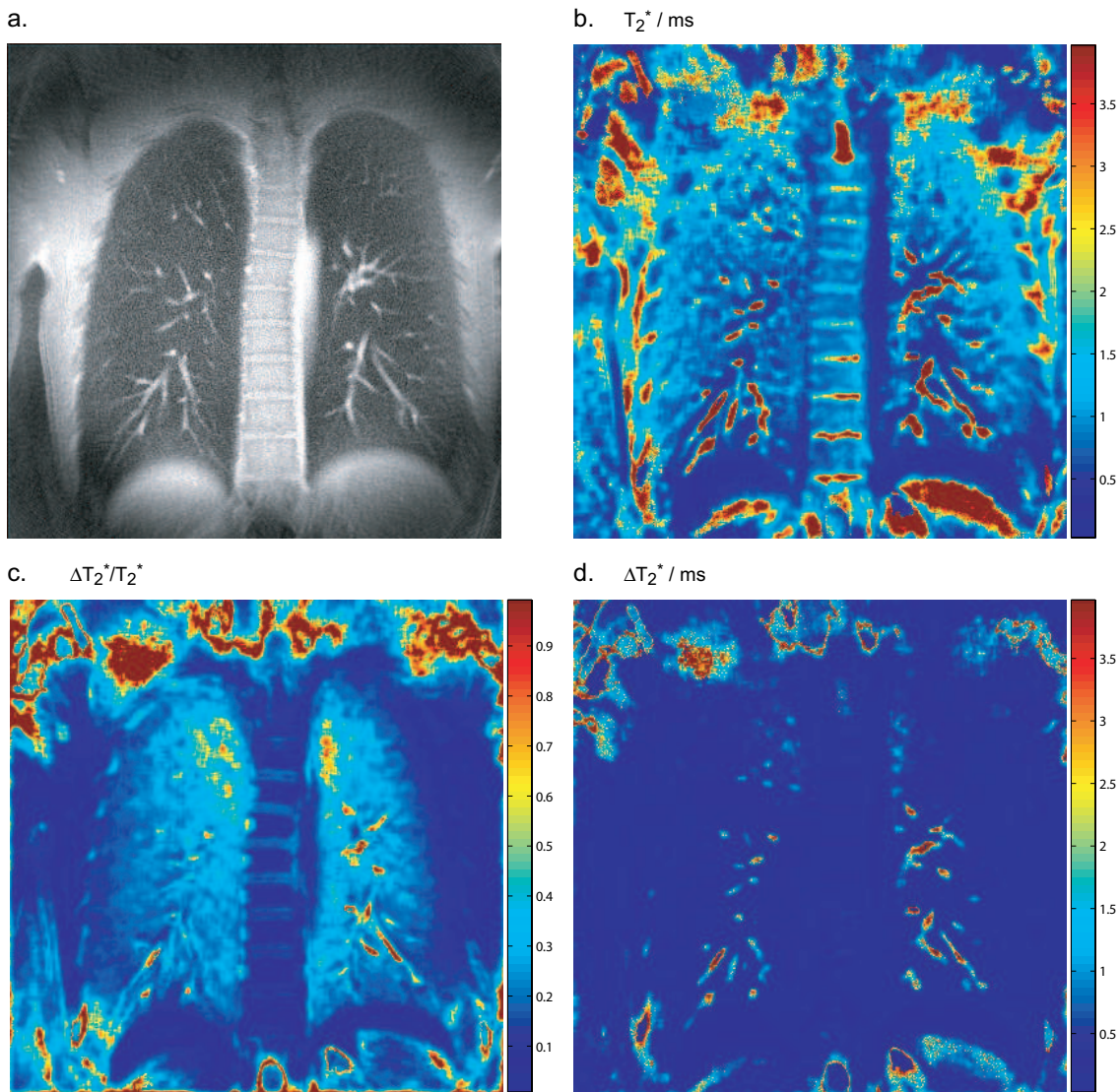
$$M(t) = M_0 \cdot e^{-\frac{t}{T_2^*}} + N_0. \quad (3.14)$$

Eine exemplarische Kurvenanpassung zur  $T_2^*$ -Bestimmung ist in Abb. 3.25 gezeigt. Dabei wurde das Messsignal aus dem Bereich der ROI aus Abb. 3.24 ausgewertet. Die Fehler der Einzelwerte, die sich aus der Standardabweichung über den räumlichen Integrationsbereich berechnen, werden im Kurvenanpassungsalgorithmus bei der Fehlerberechnung der Fitparameter berücksichtigt.

Abb. 3.26, (b.) zeigt eine  $T_2^*$ -Karte der Lunge eines gesunden Probanden, die durch pixelweise Kurvenanpassung eines radialen Datensatzes mit variierender Echozeit berechnet wurde. Dabei wurden sechs Bilder wie in (a.) mit Echozeiten von  $0,5\text{ ms}$ ,  $1,0\text{ ms}$ ,  $\dots$ ,  $3,0\text{ ms}$  aufgenommen. Um ein verwertbares Signal-Rauschverhältnis zu erzielen, wurde jeweils ein quadratischer Bereich der Kantenlänge 7 Pixel integriert, was allerdings zu einer deutlich schlechteren effektiven Auflösung der  $T_2^*$  gegenüber den MR-Bildern führt. In der Berechnung der Fitfehler (c., d.) sind die Schwankungen der Einzelwerte berücksichtigt.



**Abb. 3.25:** Kurvenanpassung zur  $T_2^*$ -Bestimmung. Hier ist der Bereich aus dem Lungenparenchym der in Abb. 3.24 gezeigten ROI dargestellt.



**Abb. 3.26:** Durch Kurvenanpassung aus den Bildern bei sechs Echozeiten von 0,5 ms (a.) bis 3,0 ms berechnete  $T_2^*$ -Karte (b.) der Lunge eines gesunden Probanden. Unten sind die relativen (c.) und absoluten Fehler (d.) der Kurvenanpassung unter Berücksichtigung der Standardabweichung der Einzelwerte kartiert.

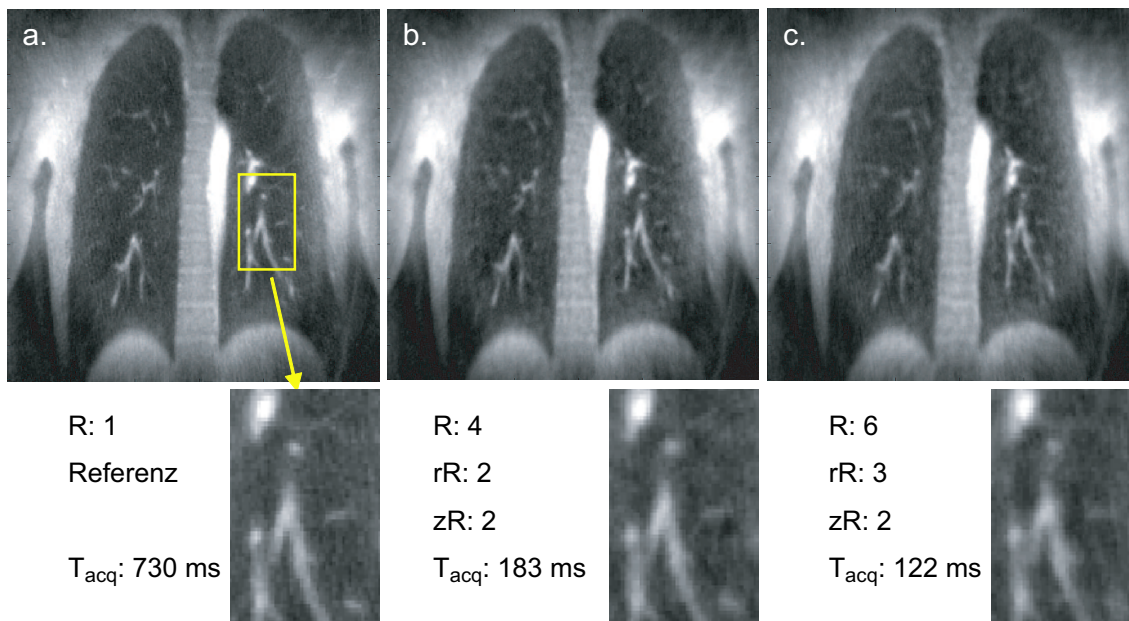
### 3.3.3 Parallele Radiale Lungenbildgebung

Die Methoden der parallelen Bildgebung (s. Kap. 2.4) werden in der Lungenbildgebung mit kartesischen k-Raum-Ausleseschemata seit einiger Zeit erfolgreich eingesetzt [Fink et al., 2004; Dietrich et al., 2005]. Die Vorteile sind dabei eine um den parallelen Reduktionsfaktor  $R$  verkürzte Messzeit oder eine höhere Auflösung [Heidemann et al., 2003]. Die Kombination der in Kap. 3.3.2 dargestellten Vorteile der radialen k-Raum-Abtastung mit den Methoden der parallelen Bildgebung erscheint demnach gerade in der Lungenbildgebung sehr vielversprechend.

In Kooperation mit der Universität Würzburg wurde deshalb ein dreidimensionaler Lungendatensatz mit radialer Auslese akquiriert. Dabei wurde eine Schichtkodierung mit anschließender 2D Radial-Auslese verwendet. Die Daten wurden mit einem radialen GRAPPA-Algorithmus von Seiberlich et al. [2006] mit unterschiedlichen Reduktionsfaktoren in radialer bzw. Schichtselektionsrichtung rekonstruiert, s. Abb. 3.27. Die hohe Zahl von 48 aufgenommenen Schichten sowie die Erfassung von  $P = 192$  Projektionen (bei 128 Abtastpunkten/Projektion) erlaubt zudem als Referenzbild eine *Gridding*-Rekonstruktion. Die gesamte Messung wurde in einer Atemanhalteperiode von 35 s durchgeführt.

Eine Reduktion der aufgenommenen Daten kann sowohl in radialer Richtung (Reduktionsfaktor  $rR$ ) erfolgen, was einer Verringerung der aufzunehmenden Zahl an Projektionen bedeutet, als auch in Schicht-Richtung (Reduktionsfaktor  $zR$ ) erfolgen. Beides ist kombinierbar, so dass der Gesamtreduktionsfaktor durch  $R = rR \cdot zR$  gegeben ist.

Abb. 3.27 zeigt ein Beispiel für die parallele Rekonstruktion eines radialen Lungendatensatzes. Mit einem Reduktionsfaktor  $R = 4$  ( $rR = 2$ ,  $zR = 2$ ) in (b.) wird nur ein Viertel der aufgenommenen Daten für die Bildrekonstruktion verwendet, so dass in diesem Falle eine Verringerung der Messzeit von 730 ms/Schicht auf 183 ms/Schicht möglich ist. Die Darstellung feiner Gefäßstrukturen ist dabei kaum verschlechtert. Eine Rekonstruktion mit  $R = 6$  ( $rR = 3$ ,  $zR = 2$ ) erlaubt eine Akquisitionsdauer von 122 ms/Schicht, wobei hier allerdings kleine Gefäße im Vergleich zur Referenzaufnahme merklich verwaschen erscheinen. Streifenartefakte, wie sie bei der azimutalen Unterabtastung und der *Gridding*-Rekonstruktion ohne Nutzung der Spulensensitivitätsinformation auftreten, sind hier nicht erkennbar.



**Abb. 3.27:** Schicht eines mit radialer k-Raum-Auslese ( $S$  128,  $N$  192) aufgenommenen Datensatzes der Lunge eines gesunden Probanden. Die Aufnahme mit 12 Empfangskanälen der Körpermatrixspulen erlaubt neben der (a.) herkömmlichen Bildberechnung eine (b., c.) parallele Rekonstruktion mit dem Reduktionsfaktor  $R$  ( $rR$ : Reduktionsfaktor in radialer Richtung,  $zR$ : Reduktionsfaktor in Schicht- $(z)$ -Richtung). Durch die parallele Bildgebung ist eine Reduktion der Messdauer von 730 ms (a.) auf 183 ms (b.) bzw. 122 ms (c.) möglich, wobei die Sichtbarkeit der Gefäßstrukturen (s. Vergrößerungen) in b. gegenüber a. kaum beeinträchtigt ist. Gemessen mit Siemens Magnetom Avanto, FoV 350 mm, BW 95 kHz, TR 3,8 ms, TE 0,59 ms, 48 Schichten je 4 mm, Auslesezeit 1,3 ms/Projektion, Gesamtmesszeit des Volumendatensatzes in einer Atemanhalteperiode: 35 s.

# Kapitel 4

## Diskussion und Ausblick

### 4.1 Diskussion

In dieser Arbeit wurden schnelle MR-Bildgebungssequenzen und Rekonstruktionsalgorithmen entwickelt und optimiert, die mittels nicht-kartesischer k-Raum-Ausleseverfahren die volumetrische Abbildung von Proben mit sehr kurzer effektiver Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2^*$  ermöglichen. Die besonderen Eigenschaften der entwickelten Techniken wurden charakterisiert und ihre Eignung für den Einsatz in der Lungen-Bildgebung untersucht.

Eine kurze Echozeit ist für die Untersuchung von Proben mit niedrigen  $T_2^*$ -Relaxationszeiten notwendig, um ein ausreichendes Messsignal detektieren zu können. Mit der radialen und der spiralförmigen Abtastung des k-Raumes konnten minimale Echozeiten erreicht werden, die nur durch die Zeitdauer des HF-Anregungspulses und des Schichtkodierungsgradienten begrenzt sind. Dadurch wurden mit beiden Sequenztypen Echozeiten von 0,5 ms erzielt. Im Gegensatz zu allen Verfahren mit kartesischer k-Raum-Auslese, bei denen die minimale Echozeit mit steigender Auflösung linear zunimmt, kann die Echozeit der Spiral- und der Radial-MRT auflösungsunabhängig gewählt werden.

#### **Spiralabtastung**

Die kreissymmetrische Abtastung des k-Raumes unterscheidet die Spiral-MRT in ihren Abbildungseigenschaften teilweise erheblich von konventionellen Messsequenzen mit kartesischer Auslese. Einfaltungen durch Bilder höherer Ordnung unterscheiden sich bei der Spiral-MRT stark von Einfaltungsartefakten, die bei

kartesischen Sequenzen auftreten. Da bei der Spiral-MRT die azimutale Schrittweite der k-Raum-Abtastung immer wesentlich kleiner ist als die radiale Schrittweite, wurden ausschließlich radiale Einfaltungen beobachtet, die sich als kreis-symmetrische wellenförmige Strukturen in den äußeren Bildbereichen als störende Artefakte bemerkbar machten. Wie bei Sequenzen mit kartesischer Abtastung muss daher immer ein Gesichtsfeld gewählt werden, das den sensitiven Bereich der verwendeten Empfangsspulen abdeckt.

$T_2^*$ -Signalzerfall bewirkt bei Messsequenzen mit kartesischer Auslese eine stark asymmetrische Verbreiterung der Punktantwortfunktion in Phasenkodierrichtung. Durch numerische Berechnung konnte gezeigt werden, dass die radialsymmetrische Punktantwortfunktion der Spiral-MRT bei gleicher Auslesezeit eine geringere Verbreiterung zeigt. Jedoch wird ein kleiner Teil der Signalintensität in äußere Bildbereiche gestreut. Dieses führte zu Artefakten, die sich wie höheres Bildrauschen bemerkbar machen. Die Abbildung mittels kartesischer Auslese führt in Phasenkodierrichtung zu einer unscharfen Abbildung von Kanten, die sich in einem starken Überschwingen der Signalintensität äußert. In der Spiral-MRT wurde bei einem allerdings höheren Artefakt-, „Untergrund“ nur eine geringe Kantenschärfe beobachtet.

Inhomogenitäten des Magnetfeldes führen bei Sequenzen mit kartesischer Auslese zu einer Verschiebung der betroffenen Bildpunkte. Dagegen kommt es bei der spiralförmigen k-Raum-Auslese zu einer radialen Verschmierung der Pixelintensität (*Blurring*). Die numerische Simulation der Punktantwortfunktion zeigte genauso wie die am Auflösungsphantom durchgeführten Messungen, dass die Verschmierung unter der Annahme realistischer Feldinhomogenitäten bis hin zur Invertierung der Bildintensität führen kann. Das *Blurring* nimmt mit der Stärke der Feldvariationen sowie mit der Auslesezeit zu. Daraus resultiert die Forderung nach kurzen Auslesezeiten. Diese werden in der Spiral-MRT durch eine segmentierte Auslese erreicht, bei der die k-Raum-Trajektorie aus N ineinander verschachtelten Spiralarmlen besteht. Nach jedem HF-Anregungspuls werden die Datenpunkte eines Spiralarmlen vom Zentrum beginnend abgetastet. Bei gleicher Abtastdichte verkürzt sich dann die Auslesezeit für einen Spiralarmlen um  $1/N$ . Üblicherweise werden in der Spiral-MRT 8...32 Spiralarmlen eingesetzt. Um bei Proben mit kurzer  $T_2^*$ -Zeit die notwendige kurze Auslesezeit zu erreichen, wurde die hohe Zahl von 128 Spiralarmlen gewählt. Simulation und Messungen zeigten auch in diesem Fall bei einer Auslesezeit von nur 7 ms eine deutliche Signalverschmierung. Bei einer Feldverzerrung von  $\Delta\nu = 300$  Hz reichte diese bis hin zur Invertierung der Signalintensität, die sich im Bild als Auslöschung zeigte. In Proben, deren  $T_2^*$ -Relaxationszeit ausreichend groß ist, um ein *Blurring* zu vermeiden, wurde die Spiral-MRT von anderen Gruppen erfolgreich eingesetzt, beispielsweise in der Herzbildgebung von Nayak et al. [2004] bei einer  $T_2^*$ -Zeit von etwa 20 ms.



### Effizienz der Spiralabtastung

Die Spiral-MRT erlaubt eine sehr zeiteffiziente k-Raum-Abtastung. Die Abtastung einer Kreisfläche im k-Raum im Vergleich zu einem quadratischen Bereich ergibt allein aus geometrischen Gründen eine Auslesezeitverkürzung auf  $\pi/4 = 78,5\%$ . Die Zahl der HF-Anregungspulse entspricht bei der zeilenweisen kartesischen k-Raum-Auslese der Auflösung bzw. Matrixgröße, d. h. typischerweise 128...512. In der Spiralauslese sind als Kompromiss zwischen einer zeiteffizienten Abtastung, die wenige Spiralarme zulässt, und einer kurzen Auslesezeit, was dem entgegensteht, üblicherweise 8...32 Spiralarme sinnvoll. Aufgrund der unterschiedlichen Zahl der HF-Anregungspulse war ein direkter Vergleich der Messzeit kaum möglich. Gegenüber einer nicht segmentierten kartesischen Auslese wurde bei hochaufgelösten Messungen am Phantom mit der Spiralauslese eine in Abhängigkeit der Parameterwahl (TE, TR) um 37%...56% reduzierte Messzeit erreicht. Eine Verschlechterung des Auflösungsvermögens der Spiral-MRT durch die Aussparung der äußeren Ecken des k-Raumes, wie sie theoretisch begründbar wäre, konnte nicht festgestellt werden.

### Deblurring

*Blurring*-Artefakte lassen sich durch eine Korrektur der Messdaten bezüglich lokaler Abweichungen der Resonanzfrequenz vermindern. Dazu wurde ein Algorithmus zur automatisierten Bildkorrektur implementiert (*Deblurring*), der ohne die zeitintensive Akquisition zusätzlicher Messdaten auskommt. Das „Autofokus“-Kriterium des Algorithmus', d. h. das Auffinden eines lokalen Minimums im Imaginärteil der Bildinformation, bedingt wegen des erforderlichen Signal-Rauschverhältnis' eine räumliche Integration der Bilddaten. Die räumliche Ausdehnung der lokalen Frequenzänderungen begrenzt jedoch die Größe des Integrationsbereiches. Das Signal-Rauschverhältnis der Bilddaten muss dann entsprechend größer sein, damit der *Deblurring*-Algorithmus die korrekten lokalen Resonanzfrequenzen erkennt. In Messungen am Phantom konnten durch das *Deblurring* starke *Blurring*-Artefakte beseitigt werden. Bei der Anwendung in der *Time-of-Flight*-Angiographie des menschlichen Gehirns wurde die Sichtbarkeit kleiner Gefäßstrukturen in einigen Bereichen durch das *Deblurring* deutlich verbessert. In der Bildgebung der Lunge allerdings ist die Signalintensität klein und die lokalen Feldgradienten sind so groß, dass keine automatisierte Bildkorrektur möglich war.

Die Rechenzeit des *Deblurring*-Algorithmus' am Bildrekonstruktionsrechner des Tomographen lag zwischen 15 und 35 s pro Schicht und Empfangskanal, abhängig von der Anzahl der Frequenzschritte, der Matrixgröße und der Prozessor- und Speicherleistung des Systems. Die Rechenzeit für eine Bildkorrektur in der Gehirn-Angiographie (Kopfspule mit einem Empfangskanal, 48 Schichten) ist mit

15 min klinisch akzeptabel, zumal auch während der Dauer der Bildrekonstruktion neue Messungen begonnen werden können. Wird jedoch mit Mehrkanal-Empfangsspulen und einer hohen Schichtanzahl gearbeitet, kann die benötigte Rechenzeit schnell im Bereich einer Stunde liegen, was einen Routineeinsatz noch verhindert. Beide verwendeten Tomographen verfügen über aktuelle PC-Prozessoren (Magnetom Avanto:  $2 \times 3,1$  GHz-CPU, Magnetom Symphony: 1,7 GHz-CPU). Die Zunahme der Prozessorleistung hat in den vergangenen 30 Jahren das Mooresche Gesetz erfüllt, welches besagt, dass sich die Rechengeschwindigkeit alle 18 Monate verdoppelt, was eine Leistungssteigerung von einer Größenordnung etwa alle fünf Jahre bedeutet [Moore, 1993]. In naher Zukunft sollten daher auch rechenintensivere Nachverarbeitungsalgorithmen einem klinischen Einsatz der nicht-kartesischen Messtechniken nicht entgegenstehen.

### Trajektorienbestimmung

Die sinus- bzw. cosinusförmig modulierten zeitlichen Verläufe der Gradienten, die für die spiralförmige k-Raum-Abtastung geschaltet werden, erfordern im Gegensatz zu trapezförmigen Gradientenzeitverläufen keine abrupten Ein- oder Ausschaltvorgänge, was in einer effizienten Nutzung der Gradientenhardware resultiert. Allerdings sind die Gradientensysteme heutiger MR-Tomographen i. d. R. auf die Realisierung trapezförmiger Gradientenzeitverläufe optimiert. Daher wurde mit der Gradientenrephasierungsmethode untersucht, inwieweit die tatsächlich verwirklichten spiralförmigen k-Raum-Trajektorien von den vorgegebenen abweichen. In der Literatur wurden alternative Methoden vorgestellt. Das Quantum-Gradientensystem des MR-Tomographen Magnetom Symphony erzeugte kleine Abweichungen in den Extrempunkten sowie eine konstante zeitliche Verzögerung von  $7 \mu\text{s}$ . Das SQ-Gradientensystem des Magnetom Avanto Systems zeigte keine mit dem Rephasierungsverfahren messbaren Abweichungen in der Realisierung der geforderten Trajektorien. Die Berücksichtigung der Zeitverzögerung der Quantum-Gradienten bewirkte eine signifikante Verbesserung der Bildqualität. Kanten wurden deutlich schärfer abgebildet und Abschattungsartefakte zum Bildrand hin waren vermindert. Da eine Trajektorie für jedes Gradientensystem nur einmalig oder in langen Zeitabständen ausgemessen zu werden braucht, hat die lange Messdauer von bis zu mehreren Stunden keine Auswirkungen auf die praktische Einsetzbarkeit dieses wirksamen Bildkorrekturverfahrens. Zudem wäre eine Messzeitverkürzung auf einige Sekunden möglich, wenn *a priori* festgelegt wird, dass als Korrekturparameter lediglich eine eventuelle Zeitverschiebung ermittelt werden soll. Im Vergleich mit älteren Messungen, z. B. [Ding et al., 1997; Amann et al., 1998], ist festzustellen, dass die gewünschten Trajektorien genauer realisiert werden. Beim Einsatz der Spiral-MRT sollte trotzdem bei jedem Gradientensystem eine Prüfung der zeitliche Verschiebung erfolgen, da durch die vergleichsweise einfache Korrektur signifikante Bildverbesserungen erreicht werden.

### Radialabtastung

Die radiale k-Raum-Auslese lieferte genauso wie die Spiralauslese ein von kartesischen Sequenzen zum Teil deutlich verschiedene Abbildungseigenschaften. Sie ermöglichte die gleichen minimalen Echozeiten wie bei der spiralförmigen Auslese, da diese ebenfalls durch die Schichtselektion bestimmt sind. Die radiale Auslese besitzt wie die Spiral-MRT den Vorteil einer aus geometrischen Gründen (Kreis gegenüber Quadratfläche) um  $\pi/4 = 78,5\%$  effizienteren k-Raum-Abtastung. In Proben mit starken Suszeptibilitätsgradienten ist zusätzlich zu der kurzen Echozeit eine minimale Auslesezeit wichtig, um eine Verschmierung von Objektstrukturen durch  $T_2^*$ -Signalzerfall bzw. Feldinhomogenitäten zu minimieren. Der Weg auf radialen „Strahlen“ Projektionen, vom k-Raum-Zentrum nach außen ist minimal und erlaubt so aufgrund seiner Geometrie die theoretisch kürzeste Auslesezeit aller k-Raum-Trajektorien. Durch die Überabtastung des für den Bildkontrast maßgeblichen zentralen k-Raum-Zentrums mit einer mehrfach redundanten Aufnahme des Abtastpunktes im k-Raum-Zentrum werden Fehler gemindert, die eine Bewegung des untersuchten Objektes hervorrufen. Messungen mit der Radial-MRT zeigten zudem eine sehr geringe Anfälligkeit für Einfaltungsartefakte. Im Vergleich zur kartesischen und zur spiralförmigen Auslese waren die Einfaltungsartefakte, hochfrequente radiale Wellenstrukturen, kaum sichtbar. Diese Eigenschaft ist von Vorteil, wenn nur Teile von Proben großer Ausdehnung untersucht werden sollen. Diese befinden sich im Allgemeinen nicht komplett im homogen sensitiven Bereich der Empfangsspulen, sondern nur der zu untersuchende Bereich. Wenn sich die Randbereiche, in denen die Spulensensitivität abfällt, nicht im Gesichtsfeld befinden, entstehen Einfaltungsartefakte dieser Bereiche in das abzubildende Volumen. Daher muss bei kartesischen Sequenzen in solchen Fällen das Gesichtsfeld größer gewählt werden als das untersuchte Areal. Ein größeres Gesichtsfeld bedeutet bei gleicher Matrixgröße jedoch eine kleinere räumliche Auflösung. Mit der Radial-MRT ist aufgrund der geringen Einfaltungsartefaktanfälligkeit in solchen Fällen die Wahl eines kleinen Gesichtsfeldes möglich. Bei Messungen an der Lunge konnten so Artefakte durch Einfaltungen der außen liegenden Arme beseitigt werden.

### Azimutale Unterabtastung

Bei der Spiral-MRT hat die Anzahl der Spiralarms keinen Einfluss auf die Abtastdichte im k-Raum, da bei einer Erhöhung der Zahl der Spiralarms die Krümmung der Spiralarms reduziert wird. In der Radial-MRT hingegen ist die Anzahl der abgetasteten Projektionen direkt proportional zur Abtastschrittweite in azimuthaler Richtung. Da die Abtastung jeder radialen Projektion mit einer HF-Anregung verbunden ist, ist die Gesamtmesszeit proportional zur Zahl der Projektionen. Um eine kleinstmögliche Gesamtmesszeit zu erreichen, wurde untersucht, wie

sich die azimutale Unterabtastung auf die Bildeigenschaften auswirkt. Die numerischen Simulationen zeigen eine Verbreiterung der Punktantwortfunktion um 30% bei einer Reduktion des Projektions-Abtastpunkteverhältnis' von  $r = 3$  auf  $r = 0,5$ . Das Signal-Artefaktverhältnis (SAV) fällt auf weniger als ein Viertel ab. In der Abbildung eines simulierten Quadratobjekts sinkt das SAV auf 63%. Im Bild sind deutliche Artefakte beobachtbar, die sich in Streifen äußern, die von den Objektkanten ausgehen. Die Streifenartefakte gewinnen mit einer zunehmendem Unterabtastung (abnehmendes  $r$ ) an Intensität. Diese Ergebnisse wurden durch Messungen am Auflösungsphantom bestätigt. Bis zu einem Abtastverhältnis von  $r = 2,5$  nimmt die erreichbare Auflösung mit der Zahl der Projektionen zu. Bei Messungen am Auflösungsphantom, bei denen weder eine kurze Echozeit noch eine besondere Unanfälligkeit gegenüber Feldinhomogenitäten erforderlich ist, konnte mit der Radial-MRT bei leichter azimutaler Unterabtastung eine Gesamtmesszeit erreicht werden, die der einer kartesischen Messsequenz mit vergleichbarer effektiver Auflösung entspricht. Das optimale Abtastverhältnis muss im konkreten Anwendungsfall als Kompromiss zwischen Messdauer und Artefakttoleranz gewählt werden. Eine theoretische

In den Bildern, die aus den nicht-kartesisch abgetasteten Daten gewonnen wurden, lässt sich das physikalische Rauschen nicht von der über den gesamten Bildbereich gestreuten Intensität der Punktantwortfunktion trennen, weshalb die experimentell ermittelten Werte der Signal-Rauschverhältnisse immer eine Mischung aus den Artefakten der nicht-kartesischen Datenaufnahme und dem durch den physikalischen Messprozess bedingten Rauschen beinhalten.

### Auslesezeit

Um den Einfluss der Auslesezeit auf den Bildgebungsprozess in Proben mit starken Suszeptibilitätsgradienten zu untersuchen, wurden Simulationsrechnungen durchgeführt. Dazu wurden typische Parameter der radialen Auslese, wie sie mit der neuesten MR-Tomographen-Generation (z. B. Magnetom Avanto) verwirklicht werden können, angenommen. Bei einer relativ kurzen  $T_2^*$ -Zeit von 1 ms, wie sie bspw. in der Lunge realistisch ist, zeigte sich bei einer Auslesezeit von 6,4 ms/Projektion eine Verbreiterung der Halbwertsbreite der Punktantwortfunktion um den Faktor drei gegenüber der ohne  $T_2^*$ -Zerfall ermittelten Halbwertsbreite. Bei einer Verkürzung der Auslesezeit bis auf 1,3 ms/Projektion reduzierte sich die Verbreiterung auf 20...30% der unverschmierten Punktantwortfunktion. Eine Verkürzung der Auslesezeit wird durch eine Erhöhung der Auslesebandbreite erreicht, die durch einen kleineren zeitlicher Abstand der Abtastpunkte des Analog-Digital-Konverters während der Auslese bedingt ist. Gleichzeitig muss zur Erreichung der vorgegebenen k-Raum-Trajektorie (Abstand der Abtastpunkte sowie maximale Ortsfrequenz) die Gradientenamplitude erhöht werden. Die vorhandenen Gradientensysteme lassen eine noch geringere Auslesezeit als

1,3 ms/Projektion zu. Jedoch wird der Zugewinn eines verringerten *Blurrings* dadurch kompensiert, dass eine erhöhte Bandbreite mit einem verringerten Signal-Rauschverhältnis (SNR) einhergeht, das zur Wurzel der inversen Bandbreite proportional ist.

### Radiale Bildrekonstruktion

Die stark anisotrope Abtastpunktdichte der Radial-MRT macht sich nicht nur in der Notwendigkeit der azimutalen Unterabtastung bemerkbar, sondern muss auch in der Bildrekonstruktion berücksichtigt werden. Die Verteilung der nicht-kartesisch aufgenommenen Daten auf ein kartesisches Gitter mittels des *Gridding*-Algorithmus' erfordert eine Korrektur der Abtastdichte. Hier wurden durch Simulationen und Messungen am Phantom und *in-vivo* verschiedene Verfahren verglichen. Dabei zeigte sich, dass sowohl mit der Dichte-Postkompensation als auch mit der -Präkompensation gute Bilderergebnisse zu erzielen waren. Bei der Präkompensation schnitt die nach oben begrenzte Wichtungsfunktion  $W_2$  besser ab als die weitgehend lineare Funktion  $W_1$ . Während mit der Präkompensation um 11% schmalere Halbwertsbreiten der Punktantwortfunktion zu erreichen waren als mit der Postkompensation, lieferte letztere ein um 67% besseres Signal-Artefaktverhältnis. Diese Zusammenhänge konnten durch Messungen qualitativ bestätigt werden. Da in der Lunge Rekonstruktionsartefakte aufgrund des geringen Signals des Lungengewebes eher störend wirken als bei Messungen anderer Organe, wurde als Dichtekorrekturverfahren des Rekonstruktionsalgorithmus' für diese Anwendung die Postkompensation gewählt. Eine Alternative zum *Gridding*-Algorithmus, die hier nicht implementiert wurde, ist das *Iterative Next Neighbour Gridding* (INNG) [Moriguchi und Duerk, 2004], das ohne die Optimierung einer Dichtekompensationsfunktion auskommt.

### Bildgebung der Lunge

Die Radial-MRT bietet sich aufgrund ihrer kurzen Echozeit und kurzen Auslese-dauer bei geringer Sensitivität gegenüber Bewegungsartefakten in idealer Weise für den Einsatz in der Lungenbildgebung an. Mit den Ergebnisse der Simulationen und Phantommessungen der Radialauslese konnte eine experimentelle Optimierung der Sequenzparameter der Radial-MRT für die *in-vivo* Anwendung erreicht werden.

Eine Abtastpunktzahl von 128 erlaubt eine hohe Auflösung in radialer Richtung bei gleichzeitig kurzer Auslesedauer, wenn eine Bandbreite von 63...95 kHz gewählt wird. Um eine optimale Darstellung feiner Gefäßstrukturen zu erreichen, muss die azimutale Unterabtastung, die zu Streifenartefakten führt, gering sein. Ein Verhältnis von der Zahl der Projektionen zu der Zahl der Abtastpunkte pro

Projektion von  $r = 2,0 \dots 3,0$  liefert nahezu streifenartefaktfreie Bilder. Im direkten Vergleich mit der kartesischen FLASH-Technik profitiert die Radial-MRT mit steigender Auflösung deutlich von ihrer kurzen Echozeit, die auflösungsunabhängig ist. Die Echozeit beträgt bei der verwendeten Radial-Sequenz mit einem  $300 \mu\text{s}$  langen HF-Anregungspuls  $500 \mu\text{s}$ . Mit der FLASH-Sequenz wird bei einer  $256^2$ -Matrix eine minimale Echozeit von  $1,8 \text{ ms}$  erreicht. Die FLASH-Technik liefert dadurch wesentlich weniger Signal im Lungengewebe. Die Sichtbarkeit kleiner Gefäße ist bei der Radial-MRT signifikant höher. Zudem bietet die Radialauslese den Vorteil der Unempfindlichkeit gegenüber Einfaltungsartefakten. Um störende Einfaltungen auf den Bereich außerhalb der Lunge zu beschränken, müsste bei der kartesischen FLASH-Sequenz ein größeres Gesichtsfeld gewählt werden, was wiederum die effektive Auflösung in der Lunge vermindert. Kartesische Techniken, die derzeit vorrangig zur Lungenbildgebung eingesetzt werden, arbeiten daher mit kleineren Matrixgrößen, was einen Signalgewinn auf Kosten der räumlichen Auflösung bedeutet.

Durch die radiale Aufnahme von Bildern bei verschiedenen Echozeiten konnten durch numerische Anpassung an die exponentielle Spin-Spin-Relaxation  $T_2^*$ -Karten der Lunge berechnet werden. Es ergeben sich Relaxationszeiten im Lungenparenchym von  $T_2^* \approx 0,6 \dots 1,7 \text{ ms}$ . Angaben in der Literatur, die mit niedrig aufgelösten kartesischen Techniken ermittelt wurden, stimmen damit überein, z. B.  $T_2^* = 0,86 \dots 1,1 \text{ ms}$  (Matrixgröße  $96 \times 128$ ) [Stock et al., 1999] bzw.  $T_2^* = (1,43 \pm 0,41) \text{ ms}$  (gemessen bei Echozeiten von  $TE = 0,7 \dots 2,5 \text{ ms}$ ) [Hatabu et al., 1999a]. In der Nähe größerer Gefäße, die wesentlich kleinere Suszeptibilitätgradienten erzeugen, da sie keine mikroskopischen Luft-Gewebeübergänge enthalten, sind mit der Radial-Technik  $T_2^*$ -Werte bis über  $5 \text{ ms}$  zu finden. Die Messungen mit der Radial-Technik wurden bei einer Schichtdicke von  $5 \text{ mm}$  aufgenommen, während bestehende kartesische Verfahren oft mit Schichtdicken bis  $10 \text{ mm}$  arbeiten. Um  $T_2^*$ -Karten von evtl. diagnostischem Wert erstellen zu können, ist jedoch noch eine weitere Verbesserung notwendig. Beispielsweise ist die effektive Auflösung gegenüber dem morphologischen Bild auf eine nominelle Auflösung von  $9,6 \text{ mm}$  reduziert, weil für die Kurvenanpassung mit akzeptabler Fehlergröße die Mittelung über einen  $7^2$  Pixel großen Bereich nötig war. Zusätzlich zu der Auflösungsverbesserung zeichnet sich die radiale k-Raum-Trajektorie vor allem dadurch aus, dass aufgrund ihrer Geometrie zukünftig Navigator- oder Gatingtechniken angewendet werden können, ohne dass hierfür eine Aufnahme zusätzlicher Daten erforderlich ist. Aus einzelnen Projektionen lassen sich mit einer sehr hohen zeitlichen Auflösung räumlich niedrig aufgelöste Bilder rekonstruieren, mit denen eine selbstnavigierende Datenakquisition möglich ist.

### Nicht-kartesische parallele Bildgebung

Techniken der parallelen Bildgebung finden in kartesischen MR-Sequenzen heute standardmäßig Verwendung. Bei der parallelen Verwendung von mehreren kleinen Spulenelementen kann deren ortsabhängiges Sensitivitätsprofil für eine Reduktion der Ortskodierungsschritte genutzt werden. Damit konnte in der Lungenbildgebung eine Verkürzung der Messzeit um einen Faktor zwei bis drei erreicht werden, womit Zeitdauern von 0,3...0,4 s für eine Schicht erreicht werden können. Mit der Radialabtastung (ohne parallele Bildgebung) sind je nach Auflösung und Artefakttoleranz durch azimutale Unterabtastung 0,7...1,4 s möglich. Seit kurzem sind Verfahren zur parallelen Bildrekonstruktion auch mit nicht-kartesischer Datenaufnahme bekannt. Damit ist eine Kombination der vorteilhaften Eigenschaften der nicht-kartesischen Techniken mit denen der parallelen Bildgebung möglich. Ein Nachteil dieser vielversprechenden Technik liegt zur Zeit noch in den rechenzeitintensiven Rekonstruktionsalgorithmen. Die Bilder müssen z. Z. auf externen Rechnern rekonstruiert werden.

In Kooperation mit der Universität Würzburg wurde ein vollständiger Datensatz der Lunge aufgenommen, mit der GRAPPA-Technik der parallelen Bildgebung unter verschiedenen Rekonstruktionsfaktoren rekonstruiert und mit den durch herkömmliches *Gridding* rekonstruierten Bildern verglichen. Ein Reduktionsfaktor von vier ist bei kaum verschlechterter Bildqualität möglich, auch ein Reduktionsfaktor von sechs liefert noch gute Ergebnisse. Das bedeutet eine Messzeitreduktion von 0,73 s auf 0,18 s bzw. 0,12 s pro Schicht. Durch die Kombination mit der parallelen Bildgebung bietet die Radial-MRT dann neben den Vorteilen der höheren Auflösung und besseren Signalausbeute auch kürzere Messzeiten als kartesische Techniken.

## 4.2 Zusammenfassung und Ausblick

Nahezu alle derzeit diagnostisch eingesetzten Messsequenzen verwenden eine kartesische k-Raum-Abtastung. Bildgebungssequenzen mit spiralförmiger und radialer k-Raum-Auslesetrajektorie unterscheiden sich in ihren Eigenschaften teilweise erheblich von diesen. Beide bieten die Möglichkeit zur Realisierung kürzester Echozeiten. Die Spiral-MRT bietet zudem eine sehr zeiteffiziente k-Raum-Abdeckung, da durch die Geometrie der Trajektorie bedingt mit wenigen HF-Anregungspulsen der komplette k-Raum abgetastet werden kann. Die Auslesezeit, d. h. die Zeit der Datenabtastung nach einer HF-Anregung, wächst dadurch mit steigender zeitlicher Effizienz der Datenaufnahme. Mit der Radial-MRT können die kürzesten Auslesezeiten realisiert werden. Im Artefaktverhalten bieten die nicht-kartesischen Techniken Vorteile in der Sensitivität gegenüber Bewegungs- und Einfaltungsartefakten. Das durch Feldinhomogenitäten bedingte *Blurring* der Spiral- und Radial-MRT tritt bei kartesischen Techniken nicht auf, deren Bildrekonstruktion zudem weniger aufwändig ist.

Die Spiral-MRT bietet insgesamt ein großes Potential bei Messungen, die von einer zeiteffizienten k-Raum-Abtastung profitieren aber keine sehr kurzen Auslesezeiten erfordern. So konnte bei einer Auslesezeit von 7 ms bei 128 Spiralarmen in einer im Vergleich zur FLASH-Sequenz mit gleicher Auflösung bei einer um 37% bzw. 56% reduzierten Messzeit bei Messungen am Phantom ein um den Faktor 2,4 bzw. 2,2 besseres Signal-Rauschverhältnis erreicht werden. Durch die Berücksichtigung einer zeitlichen Verschiebung der vom Gradientensystem realisierten Trajektorie konnte an einem Tomographen eine signifikante Verbesserung der Bildqualität erreicht werden. Der Hauptnachteil der Spiral-MRT, das *Blurring*, kann in vielen Anwendungen durch robuste Korrekturverfahren rückgängig gemacht werden. Das *Deblurring*-Verfahren zur automatisierten Korrektur wurde in dieser Arbeit für die instantane Bildkorrektur am Tomographen implementiert und konnte in der *Time-of-Flight*-Angiographie des Gehirns erfolgreich angewendet werden. In der Anwendung bei Proben mit sehr kurzer  $T_2^*$ -Relaxationszeit hat die Spiral-MRT den Nachteil, dass die Auslesezeiten nur durch Trajektorien mit einer Vielzahl von segmentierten Spiralarmen ausreichend klein sind. Der Vorteil der zeiteffizienten Abtastung wird damit aufgegeben.

Mit dem Ziel der schnellen Bildgebung von Proben mit sehr kurzer  $T_2^*$ -Zeit wurde die radiale Messsequenz implementiert, weil diese minimale Auslesezeiten bietet. Durch die azimutale Unterabtastung, d. h. eine das Nyquist-Kriterium verletzende Abtastpunktdichte im äußeren k-Raum, konnte die durch die Anisotropie der k-Raum-Abtastung bedingte geringe Zeiteffizienz soweit erhöht werden, dass die Gesamtmessdauern mit denjenigen der konventionellen kartesischen Techniken vergleichbar waren. Zur Rekonstruktion der nicht-kartesisch aufgenommenen Daten wurde der *Gridding*-Bildrekonstruktionsalgorithmus implementiert und zwei verschiedene Verfahren der Kompensation der anisotropen Abtastpunktdichte ver-



glichen. Die Dichte-Postkompensation wurde aufgrund ihres um 67% günstigeren Signal-Artefaktverhältnis' der Präkompensation bevorzugt.

Die Radial-MRT bietet ein großes Potential in der hochauflösenden Bildgebung von Proben mit kurzen  $T_2^*$ -Relaxationszeiten. Das wurde durch die Ergebnisse der *in-vivo* Untersuchungen der Lunge an Probanden demonstriert. Erstmals konnte mit einer hochauflösenden Gradientenechotechnik (nominelle Auflösung 1,4 mm) eine Darstellung feiner Gefäße der Lunge mit einer effektiven Auflösung von unter 2 mm erreicht werden. Erste Ergebnisse der Kombination der Radial-MRT mit der parallelen Bildgebung sind zudem hinsichtlich einer deutlichen Messzeitreduzierung sehr vielversprechend. Das ermöglicht entweder höhere räumliche oder zeitliche Auflösungen. Eine beliebige Erhöhung der räumlichen Auflösung bei gleichbleibender Echozeit ist mit der Radial-MRT im Gegensatz zur kartesischen k-Raum-Auslese möglich.

Die radiale k-Raum-Auslese bietet viele weitere Möglichkeiten zur Optimierung hinsichtlich einer Anwendung in der Lungenbildgebung, die hier noch nicht untersucht werden konnten:

- Die Schichtselektion der nicht-kartesischen 2D-Techniken limitiert durch die nötige Gradientenschaltung zusammen mit dem HF-Anregungspuls deren minimale Echozeit. Beim Übergang zu einer 3D k-Raum-Auslese besteht bei der Radialauslese, so wie bei der Spiraltrajektorie mit der *Stack of Spirals* Auslese (s. Kap. 2.1.3), die Möglichkeit zu einer kartesischen Phasenkodierung in der dritten k-Raum-Dimension. Da hier allerdings vor den Auslesegradienten der Phasenkodiergradient geschaltet werden muss, ist dadurch keine Echozeitverringerung möglich. Durch die Anregung des gesamten Volumens mit jedem HF-Puls lässt sich allerdings eine kleinere Schichtdicke und ein voraussichtlich besseres Signal-Rauschverhältnis erreichen. Die Anzahl der aufzunehmenden Schichten war bislang oft durch die Forderung begrenzt, dass in der Bildgebung das Volumen der Lunge in einer Atemanhalte, d. h. ca. 20 s, abgedeckt wird. Wenn jedoch die Aufnahmezeit für eine Schicht, z. B. durch parallele Bildgebung, deutlich reduziert werden kann, ist auch eine feinere Auflösung in der dritten Raumrichtung wünschenswert. Dieses kann durch die *Stack of Radials* Trajektorie erreicht werden. Ein Vorteil der 2D Technik mit Schichtanregung, wie sie in dieser Arbeit für die Radialauslese benutzt wurde, liegt darin, dass in der dritten Raumrichtung keine Einfaltungsartefakte durch eine beschränktes Gesichtsfeld auftreten können.
- Bei einer „echten“ 3D-Technik mit einem Beginn der k-Raum-Auslese im Zentrum ist die minimale Echozeit nur durch den HF-Anregungspuls limitiert, was eine weitere Echozeitreduzierung zulässt. Eine sphärische 3D Trajektorie (in „Igel“-Form) ist bedeutet allerdings eine noch weitaus stärkere Überabtastung des k-Raum-Zentrums als in zwei Dimensionen und

ist deshalb für eine schnelle Bildgebung ungünstig, da sie eine sehr große Zahl von HF-Anregungen benötigt oder bei entsprechender Unterabtastung starke Bildartefakte zu erwarten sind. Von Boada et al. [1997] wurde eine 3D-Technik vorgeschlagen (*Twisted Projections*), in der eine radiale Projektion im k-Raum-Zentrum mit einer spiralhelixartigen Aufnahme des äußeren k-Raumes abgeschlossen wird. Dadurch ist eine Verringerung der Unterabtastung möglich. Allerdings geht dieses mit einer längeren Auslesezeit einher.

- Fink et al. [2005] haben eine signifikante Verbesserung der Bildqualität in MR Angiographien der Lunge erreicht durch die Kombination von Methoden der parallelen Bildgebung mit der *View Sharing*-Technik in der TREAT-Sequenz mit kartesischer k-Raum-Auslese. Eine Übertragung dieser Kombination zusammen auf ein radiales Ausleseschema, das eine kurze Echozeit auch bei hoher Bildauflösung erreicht, erscheint vielversprechend. Die Machbarkeit von radialen *View-Sharing*-Techniken (s. Kap. 1.2.5) wurde bereits von Rasche et al. [1995] gezeigt und ist durch einfache Modifikation der Sequenz möglich. Allerdings sind im Bildrekonstruktionsalgorithmus tiefere Eingriffe nötig, da eine zeitlich dynamische Datenanpassung erfolgen muss oder ein iterativer Bildrekonstruktionsalgorithmus benötigt wird. Das *View Sharing* ermöglicht eine hohe zeitliche Auflösung und würde damit für dynamische kontrastmittelunterstützte Untersuchungen vorteilhaft sein oder für Sequenzen, die eine Bewegungsdarstellung zum Ziel haben. Eine schnelle dynamische Rekonstruktion radialer Daten ist mit heutiger Rechnerhardware allerdings noch problematisch.
- Durch die schnelle Rekonstruktion weniger radialer Projektionen im k-Raum lassen sich Navigator- und Gatingtechniken (s. Kap. 1.3.2) einsetzen. Durch die Beobachtung der Bewegung bzw. das retrospektive Umsortieren der Datensätze sind Lungenuntersuchungen ohne Atemanhalt durchführbar, wobei mittels längerer Messzeiten ein Signalgewinn erzielbar ist.
- Neben der Messzeiterparnis durch Techniken der parallelen Bildgebung, deren Potential gezeigt wurde, sind radiale *Partial Fourier*-Techniken denkbar, bei denen nur ein Teil des kreisförmigen k-Raumes abgetastet wird. Zu erwarten ist zwar ein verringertes Signal-Rauschverhältnis, dafür sinkt die Messzeit jedoch linear mit der Zahl der nicht gemessenen Projektionen. Radiale Rekonstruktionsalgorithmen für diese Technik sind bislang nicht bekannt.

Zusätzlich zu diesen Optimierungen der k-Raum-Auslese bietet die Radialauslese ein großes Potential für funktionelle Messungen. Hier sind nahezu alle Techniken, die für kartesische Auslesestrategien entwickelt wurden, übertragbar. Beispielsweise ist eine Beeinflussung der Suszeptibilitätseffekte und damit der effektiven

Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2^*$  durch Atmung von reinem Sauerstoff oder Wasserdampf möglich, da diese eine von Luft verschiedene Suszeptibilität besitzen. Eine lokal variable Veränderung der  $T_2^*$ -Zeit lässt dann evtl. auf regionale Defizite in der Lungenfunktion schließen. Ein weiteres Beispiele für eine Methode zur Messung physiologischer Parameter ist die Perfusionsmessung mittels Blutbolusmarkierung oder *Arterial Spin Labelling (ASL)* [Detre et al., 1992]. Sie basiert auf unterschiedlichen  $T_1$ -Relaxationszeiten des Gewebes in Abhängigkeit von der Präparation des in die Ausleseschicht einfließenden arteriellen Blutes. Dieses wird durch Magnetisierungsinversion magnetisch markiert und anhand einer zusätzlichen Aufnahme das Signal des stationären Gewebes subtrahiert.

Ein Grund für die in der Vergangenheit geringe Akzeptanz nicht-kartesischer Ausleseverfahren im Routineeinsatz war die vergleichsweise aufwändige Nachverarbeitung der Messdaten. Die Bildrekonstruktion mittels *Gridding*-Algorithmus wurde auf externen Workstation-Rechnern durchgeführt [Amann, 2000], wodurch die Bildinformation dem Diagnostiker nur zeitverzögert zur Verfügung stand. Die leistungsfähigere Rechnerhardware der aktuellen Tomographen-Generation erlaubt eine Bildrekonstruktion am Gerät in einer akzeptablen Zeitdauer von ca. 1 s/Schicht. Die numerisch deutlich aufwändigere Rekonstruktion von Datensätzen, die mit der parallelen Bildgebung aufgenommen werden, sollte in naher Zukunft durch die Fortschritte der Mikroelektronik ebenfalls instantan möglich sein. Die Bilddatensätze sind dann in der bestehenden Datenbank verfügbar und können im bestehenden Arbeitsablauf weiterverarbeitet werden. Dennoch vermindert das für den Diagnostiker ungewohnte Artefaktverhalten der nicht-kartesischen Auslese, insbesondere das *Blurring*, die erhöhten Hintergrundartefakte sowie die radialen Streifenartefakte, die Akzeptanz im klinischen Einsatz.

Mit dieser Arbeit wurden wichtige Werkzeuge für weitreichende Verbesserungen in der Magnetresonanzbildgebung von Proben mit kurzen effektiven Spin-Spin-Relaxationszeiten zur Verfügung gestellt. Mittels Radial-MRT war in der *in-vivo* Anwendung die hochaufgelöste Darstellung kleiner Lungengefäße möglich. Damit nähert sich die MRT der derzeitigen Goldstandardmethode in der morphologischen Darstellung der Lunge, der Röntgen-Computertomographie (CT), weiter an. Ein Teil der durchgeführten diagnostischen Untersuchungen wird ohne den Einsatz ionisierender Strahlung mittels MRT möglich sein, was insbesondere bei Mehrfachuntersuchungen zur Beobachtung eines zeitlichen Gesundheitsverlaufs und bei der Untersuchung von Kindern eine wichtige Rolle spielt. Die entwickelten Techniken bieten zusätzlich ein großes Potential, das über die hochaufgelöste Bildgebung weit hinausgeht. Die Messung der physiologischen Funktion ist in der medizinischen Diagnostik oft entscheidender als die rein morphologische Darstellung. Die MRT ist durch die vielfältigen Möglichkeiten zur Beeinflussung des Bildkontrastes hier anderen Bildgebungsverfahren gegenüber klar im Vorteil. Durch die Bereitstellung der nicht-kartesischen Ausleseverfahren sollte zukünftig auch die Messung funktioneller Parameter der Lunge, z. B. die Gewebepferfu-

sion, verbessert werden können. Die geringe Bewegungsartefaktanfälligkeit der Radial-MRT sowie die immanent vorhandene Möglichkeit zur Bewegungsnavigation bedeuten zudem Vorteile in der Darstellung bewegter Organe. Das Potential der nicht-kartesischen Techniken sollte durch diese Verfahren weiter ausgeschöpft werden, da die noch zu erwartenden Gewinne die Vorbehalte weit überwiegen.

# Literaturverzeichnis

- Abragam, A.: *Principles of Nuclear Magnetism*. Oxford University Press, New York, 1961.
- Ahn, C. B., Kim, J. H. und Cho, Z. H.: High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging. *IEEE Trans. Med. Imag.*, MI-5(1): 2–7, 1986.
- Amann, M.: *Dreidimensionale Magnetresonanz-Angiographie mit spiralförmiger Auslese (Spiral 3D-MRA)*. Dissertation, Universität Heidelberg, 2000.
- Amann, M., Bock, M., Floemer, F., Schoenberg, S. O. und Schad, L. R.: Three-dimensional spiral MR imaging: Application to renal multiphase contrast-enhanced angiography. *Magn. Reson. Med.*, 48(2): 290–296, 2002.
- Amann, M., Bock, M. und Schad, L. R.: Implementation of spiral imaging on a standard 1.5 T whole body scanner. *MAGMA, Suppl.*, 5: 49–50, 1997.
- Amann, M., Bock, M. und Schad, L. R.: Messung der k-Raum-Trajektorie bei Spiral-MRI mittels Gradientenrephasierung. In: *Med. Phys. 1998, Tagungsband der 29. Wiss. Tag. der DGMP*. 1998, 321–322.
- Bachert, P., Schad, L. R., Bock, M., Knopp, M. V., Ebert, M., Grossmann, T., Heil, W., Hofmann, D., Surkau, R. und Otten, E. W.: Nuclear magnetic resonance imaging of airways in humans with use of hyperpolarized  $^3\text{He}$ . *Magn. Reson. Med.*, 36(2): 192–196, 1996.
- Bergin, C. J., Glover, G. H. und Pauly, J. M.: Lung parenchyma: magnetic susceptibility in MR imaging. *Radiology*, 180(3): 845–848, 1991.
- Bernstein, M. A., King, K. F. und Zhou, X. J.: *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Elsevier Academic Press, 2004.
- Blaimer, M., Breuer, F., Mueller, M., Heidemann, R. M., Griswold, M. A. und Jakob, P. M.: SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. *Top Magn Reson Imaging*, 15(4): 223–236, 2004.
- Bloch, F.: Nuclear Induction. *Phys. Rev.*, 70: 460–474, 1946.

- Boada, F. E., Gillen, J. S., Shen, G. X., Chang, S. Y. und Thulborn, K. R.: Fast three dimensional sodium imaging. *Magn. Reson. Med.*, 37(5): 706–715, 1997.
- Börnert, P., Schomberg, H., Aldefeld, B. und Groen, J.: Improvements in spiral MR imaging. *MAGMA*, 9(1-2): 29–41, 1999.
- Bottomley, P. A., Foster, T. H., Argersinger, R. E. und Pfeifer, L. M.: A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. *Med. Phys.*, 11(4): 425–448, 1984.
- Chen, Q., Jakob, P. M., Griswold, M. A., Levin, D. L., Hatabu, H. und Edelman, R. R.: Oxygen enhanced MR ventilation imaging of the lung. *MAGMA*, 7(3): 153–161, 1998.
- Cline, H. E., Zong, X. und Gai, N.: Design of a logarithmic k-space spiral trajectory. *Magn. Reson. Med.*, 46(6): 1130–1135, 2001.
- Cooley, J. W. und Tukey, J. W.: An algorithm for the machine calculation of complex fourier series. *Math. Comput.*, 19: 297–301, 1965.
- Detre, J. A., Leigh, J. S., Williams, D. S. und Koretsky, A. P.: Perfusion imaging. *Magn. Reson. Med.*, 23(1): 37–45, 1992.
- Dietrich, O., Losert, C., Attenberger, U., Fasol, U., Peller, M., Nikolaou, K., Reiser, M. F. und Schoenberg, S. O.: Fast oxygen-enhanced multislice imaging of the lung using parallel acquisition techniques. *Magn. Reson. Med.*, 53(6): 1317–1325, 2005.
- Ding, X., Tkach, J., Ruggieri, P., Perl, J. und Masaryk, T.: Improvement of spiral MRI with the measured k-space trajectory. *J. Magn. Reson. Imaging.*, 7(5): 938–940, 1997.
- Durney, C., Ailion, D. und Cutillo, A.: *Application of Magnetic Resonance to the Study of the Lung*, Futura Publishing Company Inc., Armonk, Kapitel: Susceptibility Effects (Tissue-Induced Inhomogeneous Broadening), 141–175. 1996.
- Duyn, J. H., Yang, Y., Frank, J. A. und van der Veen, J. W.: Simple correction method for k-space trajectory deviations in MRI. *J. Magn. Reson.*, 132(1): 150–153, 1998.
- Ebert, M., Grossmann, T., Heil, W., Otten, W. E., Surkau, R., Leduc, M., Bachert, P., Knopp, M. V., Schad, L. R. und Thelen, M.: Nuclear magnetic resonance imaging with hyperpolarised helium-3. *Lancet*, 347(9011): 1297–1299, 1996.

- Edelman, R. R., Hatabu, H., Tadamura, E., Li, W. und Prasad, P. V.: Noninvasive assessment of regional ventilation in the human lung using oxygen-enhanced magnetic resonance imaging. *Nat. Med.*, 2(11): 1236–1239, 1996.
- Edelstein, W. A., Bottomley, P. A., Hart, H. R. und Smith, L. S.: Signal, noise, and contrast in NMR imaging. *J. Comp. Ass. Tom.*, 7: 391–401, 1983.
- Ehman, R. L. und Felmlee, J. P.: Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures. *Radiology*, 173(1): 255–263, 1989.
- Ernst, R. R. und Anderson, W. A.: Application of fourier transform spectroscopy to magnetic resonance. *Review of Scientific Instruments*, 37(1): 93–102, 1966.
- Fink, C., Ley, S., Kroeker, R., Requardt, M., Kauczor, H.-U. und Bock, M.: Time-resolved contrast-enhanced three-dimensional magnetic resonance angiography of the chest: combination of parallel imaging with view sharing (TREAT). *Invest. Radiol.*, 40(1): 40–48, 2005.
- Fink, C., Puderbach, M., Bock, M., Lodemann, K.-P., Zuna, I., Schmähl, A., Delorme, S. und Kauczor, H.-U.: Regional lung perfusion: assessment with partially parallel three-dimensional MR imaging. *Radiology*, 231(1): 175–184, 2004.
- Frahm, J., Haase, A. und Matthaei, D.: Rapid three-dimensional MR imaging using the FLASH technique. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 10(2): 363–368, 1986.
- Garroway, A. N., Grannell, P. K. und Mansfield, P.: Image formation in nmr by a selective irradiative process. *Journal of Physics C: Solid State Physics*, 7(24): L457–L462, 1974.
- Glover, G. H. und Pauly, J. M.: Projection reconstruction techniques for reduction of motion effects in MRI. *Magn. Reson. Med.*, 28(2): 275–289, 1992.
- Griswold, M. A., Heidemann, R. M. und Jakob, P. M.: Direct parallel imaging reconstruction of radially sampled data using GRAPPA with relative shifts. In: *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11*. 2003.
- Griswold, M. A., Jakob, P. M., Heidemann, R. M., Nittka, M., Jellus, V., Wang, J., Kiefer, B. und Haase, A.: Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn. Reson. Med.*, 47(6): 1202–1210, 2002.
- Haacke, E. M., Brown, R. W., Thompson, M. R. und Venkatesan, R.: *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. J. Wiley & Sons, New York, 1999.
- Haase, A., J. Frahm, J., Matthaei, D., Hanicke, W. und Merboldt, K. D.: FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. *J. Magn. Reson.*, 67(2): 258–266, 1986.

- Hahn, E. L.: Spin echoes. *Phys. Rev.*, 80: 580–594, 1950.
- Harris, F. J.: On the use of windows for harmonic analysis with the discrete fourier transform. *Proc. IEEE*, 66: 51–83, 1978.
- Hatabu, H., Alsop, D. C., Listerud, J., Bonnet, M. und Gefter, W. B.: T2\* and proton density measurement of normal human lung parenchyma using submillisecond echo time gradient echo magnetic resonance imaging. *Eur. J. Radiol.*, 29(3): 245–252, 1999a.
- Hatabu, H., Gaa, J., Tadamura, E., Edinburgh, K. J., Stock, K. W., Garpestad, E. und Edelman, R. R.: MR imaging of pulmonary parenchyma with a half-Fourier single-shot turbo spin-echo (HASTE) sequence. *Eur. J. Radiol.*, 29(2): 152–159, 1999b.
- Hecht, E.: *Optik*. Oldenbourg, München, Wien, 2001.
- Heidemann, R. M., Griswold, M. A., Kiefer, B., Nittka, M., Wang, J., Jellus, V. und Jakob, P. M.: Resolution enhancement in lung 1H imaging using parallel imaging methods. *Magn. Reson. Med.*, 49(2): 391–394, 2003.
- Hennig, J., Nauerth, A. und Friedburg, H.: RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn. Reson. Med.*, 3(6): 823–833, 1986.
- Irarrazabal, P., Meyer, C. H., Nishimura, D. G. und Macovski, A.: Inhomogeneity correction using an estimated linear field map. *Magn. Reson. Med.*, 35(2): 278–282, 1996.
- Jackson, J. D.: *Classical Electrodynamics*. John Wiley & Sons, 1998.
- Jackson, J. I., Meyer, C. H., Nishimura, D. G. und Macovski, A.: Selection of a convolution function for Fourier inversion using gridding. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 10: 473–478, 1991.
- Jakob, P. M., Wang, T., Schultz, G., Hebestreit, H., Hebestreit, A., Elfeber, M., Hahn, D. und Haase, A.: Magnetization transfer short inversion time inversion recovery enhanced 1H MRI of the human lung. *MAGMA*, 15(1-3): 10–17, 2002.
- Jerečić, R.: *Entwicklung und Optimierung von Verfahren zur Messung der Spin-Spin-Relaxationszeiten in der Natrium-Magnetresonanztomographie bei 1,5 T*. Dissertation, Universität Heidelberg, 2001.
- Johnson, J. B.: Thermal Agitation of Electricity in Conductors. *Phys. Rev.*, 32: 97–109, 1928.
- King, K. F., Ganin, A., Zhou, X. J. und Bernstein, M. A.: Concomitant gradient field effects in spiral scans. *Magn. Reson. Med.*, 41(1): 103–112, 1999.



- Kumar, A., Welti, D. und Ernst, R. R.: NMR fourier zeugmatography. *J. Magn. Reson.*, 18(1): 69–83, 1975.
- Lauterbur, P. C.: Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242(5394): 190–191, 1973.
- Lauzon, M. L. und Rutt, B. K.: Polar sampling in k-space: Reconstruction effects. *Magn. Reson. Med.*, 40(5): 769–782, 1998.
- Liang, Z.-P. und Lauterbur, P. C.: *Principles of Magnetic Resonance Imaging. A Signal Processing Perspective*. IEEE Press, New York, 2000.
- Liu, Y. L., Riederer, S. J., Rossman, P. J., Grimm, R. C., Debbins, J. P. und Ehman, R. L.: A monitoring, feedback, and triggering system for reproducible breath-hold MR imaging. *Magn. Reson. Med.*, 30(4): 507–511, 1993.
- Ljunggren, S.: A simple graphical representation of Fourier-based imaging methods. *J. Magn. Reson.*, 54(2): 338–343, 1983.
- Mai, V. M., Knight-Scott, J., Edelman, R. R., Chen, Q., Keilholz-George, S. und Berr, S. S.: <sup>1</sup>H magnetic resonance imaging of human lung using inversion recovery turbo spin echo. *J. Magn. Reson. Imaging*, 11(6): 616–621, 2000.
- Mansfield, P.: Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *Journal of Physics C: Solid State Physics*, 10(3): L55–L58, 1977.
- Mansfield, P. und Grannell, P. K.: NMR 'diffraction' in solids? *Journal of Physics C: Solid State Physics*, 6(22): L422–L426, 1973.
- Mason, G. F., Harshbarger, T., Hetherington, H. P., Zhang, Y., Pohost, G. M. und Twieg, D. B.: A method to measure arbitrary k-space trajectories for rapid MR imaging. *Magn. Reson. Med.*, 38(3): 492–496, 1997.
- Meyer, C. H., Hu, B. S., Nishimura, D. G. und Macovski, A.: Fast spiral coronary artery imaging. *Magn. Reson. Med.*, 28(2): 202–213, 1992.
- Moore, G.: An update on Moore's law. <http://www.intel.com/pressroom/-speeches/gem93097.htm>, San Francisco, U. S. A., 1993.
- Moriguchi, H. und Duerk, J. L.: Iterative Next-Neighbor Regridding (INNG): improved reconstruction from nonuniformly sampled k-space data using rescaled matrices. *Magn Reson Med*, 51(2): 343–352, 2004.
- Nayak, K. S., Cunningham, C. H., Santos, J. M. und Pauly, J. M.: Real-time cardiac MRI at 3 Tesla. *Magn Reson Med*, 51(4): 655–660, 2004.
- Netter, F. H., Dalley, A. H. und Myers, J. M.: *Atlas der Anatomie des Menschen*. Thieme, Stuttgart, New York, 2000.

- Niellas-Vallespin, S.: *Development and Optimisation of Radial Techniques for Sodium Magnetic Resonance Imaging*. Dissertation, Universität Heidelberg, 2004.
- Nishimura, D. G., Irarrazabal, P. und Meyer, C. H.: A velocity k-space analysis of flow effects in echo-planar and spiral imaging. *Magn. Reson. Med.*, 33(4): 549–556, 1995.
- Noll, D. C., Pauly, J. M., Meyer, C. H., Nishimura, D. G. und Macovski, A.: Deblurring for non-2D Fourier transform magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Med.*, 25(2): 319–333, 1992.
- Noll, D. C., Pauly, J. M., Nishimura, D. G. und Macovski, A.: A homogeneity correction method for magnetic resonance imaging with time-varying gradients. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 10: 629–637, 1991.
- Norris, D. G. und Hutchison, J. M.: Concomitant magnetic field gradients and their effects on imaging at low magnetic field strengths. *Magn. Reson. Imaging*, 8(1): 33–37, 1990.
- Nuttal, A.: Some windows with very good sidelobe behavior. *IEEE Trans. Acoust., Speech, and Signal Processing*, ASSP-29(1): 84–91, 1981.
- Nyquist, H.: Thermal Agitation of Electric Charge in Conductors. *Phys. Rev.*, 32: 110–113, 1928.
- Oesterle, C., Markl, M., Kraemer, R. Strecker and F. M. und Hennig, J.: Spiral reconstruction by regridding to a large rectilinear matrix: A practical solution for routine systems. *J. Magn. Reson. Imaging*, 10(1): 84–92, 1999.
- Onodera, T., Matsui, S., Sekihara, K. und Kohno, H.: A method of measuring field-gradient modulation shapes. application to high-speed nmr spectroscopic imaging. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, 20(4): 416–419, 1987.
- O’Sullivan, J. D.: A fast Sinc function gridding algorithm for fourier inversion in computer tomography. *IEEE Trans. Med. Imaging*, MI-4: 200–207, 1985.
- Papadakis, N. G., Wilkinson, A. A., Carpenter, T. A. und Hall, L. D.: A general method for measurement of the time integral of variant magnetic field gradients: application to 2D spiral imaging. *Magn. Reson. Imaging*, 15(5): 567–578, 1997.
- Pauly, J. M.: Reconstruction of non-cartesian data. Stanford University., 2005.
- Peters, D. C., Korosec, F. R., Grist, T. M., Block, W. F., Holden, J. E., Vigen, K. K. und Mistretta, C. A.: Undersampled projection reconstruction applied to MR angiography. *Magn. Reson. Med.*, 43(1): 91–101, 2000.

- Peters, D. C., Rohatgi, P., Botnar, R. M., Yeon, S. B., Kissinger, K. V. und Manning, W. J.: Characterizing radial undersampling artifacts for cardiac applications. *Magn. Reson. Med.*, 55(2): 396–403, 2006.
- Pipe, J. G.: Reconstructing MR images from undersampled data: Data-weighting considerations. *Magn. Reson. Med.*, 43(6): 867–875, 2000.
- Pipe, J. G. und Menon, P.: Sampling density compensation in MRI: rationale and an iterative numerical solution. *Magn. Reson. Med.*, 41(1): 179–186, 1999.
- Potchen, E. J., Haacke, E. M., Siebert, J.E. und Gottschalk, A.: *Magnetic Resonance Angiography: Concepts and Applications*. Mosby-Year Book, 1993.
- Pracht, E. D., Arnold, J., Wang, T. und Jakob, P. M.: Oxygen-enhanced proton imaging of the human lung using T2. *Magn. Reson. Med.*, 53(5): 1193–1196, 2005.
- Pruessmann, K. P., Weiger, M., Börnert, P. und Boesiger, P.: Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories. *Magn. Reson. Med.*, 46(4): 638–651, 2001.
- Pruessmann, K. P., Weiger, M., Scheidegger, M. B. und Boesiger, P.: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn. Reson. Med.*, 42(5): 952–962, 1999.
- Purcell, E. M., Torrey, H. C. und Pound, R. V.: Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Phys. Rev.*, 69(1-2): 37–38, 1946.
- Qian, Y., Lin, J. und Jin, D.: Reconstruction of MR images from data acquired on an arbitrary k-space trajectory using the same-image weight. *Magn. Reson. Med.*, 48(2): 306–311, 2002.
- Rasche, V., de Boer, R. W., Holz, D. und Proksa, R.: Continuous radial data acquisition for dynamic MRI. *Magn. Reson. Med.*, 34(5): 754–761, 1995.
- Rasche, V., Proksa, R., Sinkus, R., Börnert, P. und Eggers, H.: Resampling of data between arbitrary grids using convolution interpolation. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 18(5): 385–392, 1999.
- Reiser, M. und Semmler, W.: *Magnetresonanztomographie*. Springer Verlag, Berlin, 1997.
- Riederer, S. J., Tasciyan, T., Farzaneh, F., Lee, J. N., Wright, R. C. und Herfkens, R. J.: MR fluoroscopy: technical feasibility. *Magn. Reson. Med.*, 8(1): 1–15, 1988.
- Robinson, D. K. und Bevington, P. R.: *Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences*. McGraw-Hill, 2003.

- Schomberg, H. und Timmer, J.: The gridding method for image reconstruction by Fourier transform. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 14: 597–607, 1995.
- Seiberlich, N. E., Breuer, F. A., Blaimer, M., Speier, P., Griswold, M. A. und Jakob, P. M.: 3D cylindrical GRAPPA. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 14: 7, 2006.
- Semelka, R. C., Kelekis, N. L., Thomasson, D., Brown, M. A. und Laub, G. A.: HASTE MR imaging: description of technique and preliminary results in the abdomen. *J. Magn. Reson. Imaging*, 6(4): 698–699, 1996.
- Siemens (Hg.): *Applikationshandbuch Magnetom Vision*. Siemens, Erlangen, 1998.
- Slichter, C.P.: *Principles of Magnetic Resonance*. Springer Verlag, Berlin, 1989.
- Sodickson, D. K. und Manning, W. J.: Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn. Reson. Med.*, 38(4): 591–603, 1997.
- Stock, K. W., Chen, Q., Hatabu, H. und Edelman, R. R.: Magnetic resonance T2\* measurements of the normal human lung in vivo with ultra-short echo times. *Magn. Reson. Imaging*, 17(7): 997–1000, 1999.
- Thews, G.: *Physiologie des Menschen*, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Kapitel: Atmung, 565–591. 1997.
- Twieg, D. B.: The k-trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods. *Medical Physics*, 10(5): 610–621, 1983.
- Vigen, K. K., Peters, D. C., Grist, T. M., Block, W. F. und Mistretta, C. A.: Undersampled projection-reconstruction imaging for time-resolved contrast-enhanced imaging. *Magn. Reson. Med.*, 43(2): 170–176, 2000.
- Wang, Y., Rossman, P. J., Grimm, R. C., Wilman, A. H., Riederer, S. J. und Ehman, R. L.: 3D MR angiography of pulmonary arteries using real-time navigator gating and magnetization preparation. *Magn. Reson. Med.*, 36(4): 579–587, 1996.
- Warmuth, C.: *Nichtinvasive Magnetresonanz-Perfusionsmessung des Gehirns mittels Magnetischer Blutbolusmarkierung (Spin-Labeling)*. Dissertation, Humboldt-Universität zu Berlin, 2003.
- Zhou, X. J., Tan, S. G. und Bernstein, M. A.: Artifacts induced by concomitant magnetic field in fast spin-echo imaging. *Magn. Reson. Med.*, 40(4): 582–591, 1998.





Vielen Dank,

Allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, besonders:

- Prof. Lothar Schad, von dem ich in allen strategischen Dingen, die die Doktorarbeit mittel- und unmittelbar betrafen, viel gelernt habe, für die Unterstützung und das Interesse an der Arbeit.
- Prof. Ulrich Platt, der mir schon eine interessante Diplomarbeit ermöglichte, für die Vertretung auch dieser Arbeit gegenüber der Fakultät.
- Michael Amann, der meistens erster Ansprechpartner in allen fachlichen Fragen war, besaß immer viel Vertrauen in meine experimentelle Arbeit und hatte als Spiral-MRT-Experte zugleich stets zielführende Anregungen und Erklärungen parat.
- Carsten Warmuth für die Programmiervorlagen der Spiral-Messesequenz.
- Sònia Nielles-Vallespin als ehemalige Zimmerkollegin und Radialsequenzentwicklerin, für die großartige tagtägliche Hilfsbereitschaft.
- Michael Bock, der einen Überblick über alles hat, was es in der MRT schon gab, für Ideen genauso wie für kritische Anmerkungen.
- Sven Müller für gute Diskussionen und die Einweihung in die Geheimnisse der parallelen Bildgebung.
- Frank Risse für das Korrekturlesen diverser englischer und deutscher Schriften im Zusammenhang mit dieser Arbeit.
- Den weiteren Kollegen, Alexander Kroll, Sebastian Schmitter, Felix Staehle, Peter Siegler, André Bongers, Frederik Laun, Wolfgang Wiedemair, Maja Sohlin, Patrick Heiler, Sandra Huff, Armin Nagel, um nur einige zu nennen, für gute Diskussionen, viele kleine Hinweise und ungezählte Stunden im Magnetfeld.
- Angelika Haßler für die Korrektur der Druckfahnen mit professioneller germanistischer Kompetenz (und für einiges andere mehr).

