

K-Raum-Symmetrie und dichtegegewichtete
Bildgebung:
Optimierung der
Magnet-Resonanz-Bildgebung hinsichtlich
Signal-zu-Rauschverhältnis,
Abbildungsqualität und Messzeit

Dissertation zur Erlangung
des naturwissenschaftlichen Doktorgrades
der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Marcel Gutberlet

aus Fulda

Hannover 2011

Eingereicht am:
bei der Fakultät für Physik und Astronomie

1. Gutachter: Prof. Dr. Rer. Nat. Peter M. Jakob
2. Gutachter: Prof. Dr. Rer. Nat. Herbert Köstler
der Dissertation.

1. Prüfer: Prof. Dr. Rer. Nat. Peter M. Jakob
2. Prüfer: Prof. Dr. Rer. Nat. Herbert Köstler
3. Prüfer: Prof. Dr. Rer. Nat. Haye Hinrichsen
im Promotionskolloquium.

Tag des Promotionskolloquiums: 10. Februar 2012

Doktorurkunde ausgehändigt am:

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	7
Abkürzungsverzeichnis	7
2. Grundlagen	10
2.1. Magnet-Resonanz-Bildgebung	10
2.1.1. Magnet-Resonanz	10
2.1.2. Ortskodierung	12
2.2. Auflösung, Kontamination und FOV:	
Die räumliche Antwortfunktion in der MR-Bildgebung	16
2.2.1. Bildgebung: Lineare Systeme und Ortsauflösung	17
2.2.2. Bildgebende Eigenschaften der MR-Bildgebung	18
2.3. Signal-zu-Rauschverhältnis in der MR-Bildgebung	24
2.4. Methoden zur Verkürzung der Messzeit	26
2.4.1. Phasenbeschränkte Bildgebung	26
2.4.2. Parallele Bildgebung	28
2.4.3. Multi-Replika-Methode zur Bestimmung von SNR- und g-Faktor-Karten in der MR-Bildgebung	38
2.5. Methoden zur Verbesserung der räumlichen Antwortfunktion	39
2.5.1. K-Raum-Filtern	41
2.5.2. Akquisitionsgewichtete Bildgebung	42
2.5.3. Dichtegewichtete Bildgebung	44
2.5.4. <u>Para</u> Llel <u>Acquistio</u> N for <u>E</u> ffective <u>D</u> ensity weighted (PLANED)-Bildgebung	50
2.5.5. Experimentelle Bestimmung der SRF	50
3. Virtual Coil DEconvolution (VIDE)-Bildgebung	53
3.1. Einleitung	53
3.2. Theorie	53
3.2.1. Bildbasierte Technik	53
3.2.2. K-Raum-basierte Technik	58
3.3. Material und Methoden	60
3.4. Ergebnisse	61
3.4.1. Rekonstruktion mit SENSE	61

3.4.2. Rekonstruktion mit GRAPPA	64
3.4.3. Partielle Fourier-Bildgebung	67
3.5. Diskussion	67
4. Optimierte dichtegewichtete Bildgebung	75
4.1. Einleitung	75
4.2. Theorie	76
4.2.1. Akquisitionsmethoden	76
4.2.2. Rekonstruktionsmethoden	82
4.3. Material und Methoden	83
4.3.1. Experimente in der 2d-Bildgebung	83
4.3.2. Experimente in der 3d-Bildgebung	85
4.4. Ergebnisse	88
4.4.1. Experimente in der 2d-Bildgebung	88
4.4.2. Experimente in der 3d-Bildgebung	92
4.5. Diskussion	103
5. Dichtegewichtete Bildgebung für Saturation-Recovery Sequenzen	112
5.1. Einleitung	112
5.2. Theorie	114
5.3. Material und Methoden	120
5.4. Ergebnisse	123
5.5. Diskussion	127
6. Zusammenfassung und Ausblick	134
7. Summary	138
Literaturverzeichnis	142
A. Eigenschaften der Fouriertransformation	154
Eigene Veröffentlichungen	158
Lebenslauf	159
Eidesstattliche Erklärung	160

Abkürzungsverzeichnis

AW	Akquisitionsgewichtung (<u>A</u> cquisition <u>W</u> eighting)
bSSFP	balancierte, refokussierte Gradienten-Echo-Sequenz (<u>b</u> alanced <u>S</u> teady <u>S</u> tate <u>F</u> ree <u>P</u> recession)
BW	Bandbreite (<u>B</u> and <u>w</u> idth)
CSI	spektroskopische MR-Bildgebung (<u>C</u> hemical <u>S</u> hift <u>I</u> maging)
DFT	diskrete <u>F</u> ourier <u>t</u> ransformation
3d	3- <u>d</u> imensional
DW	Dichtegewichtung (<u>D</u> ensity <u>W</u> eighting)
ESF	Eckenverbreiterungsfunktion (<u>E</u> dge <u>S</u> pread <u>F</u> unction)
EPI	echoplanare Bildgebung (<u>E</u> cho <u>P</u> lanar <u>I</u> maging)
FFT	schnelle Fouriertransformation (<u>F</u> ast <u>F</u> ourier <u>T</u> ransformation)
FID	freier Induktionsabfall (<u>F</u> ree <u>I</u> nduction <u>D</u> ecay)
FLASH	schnelle, gespoilte Gradienten-Echo-Sequenz (<u>F</u> ast <u>L</u> ow <u>A</u> ngle <u>S</u> hot)
FOV	Gesichtsfeld (<u>F</u> ield <u>O</u> f <u>V</u> iew)
FT	<u>F</u> ourier <u>t</u> ransformation
g-Faktor	<u>G</u> eometrie-Faktor
GRAPPA	<u>G</u> eneralized <u>a</u> utocalibrating <u>p</u> artially <u>p</u> arallel <u>a</u> cquisitions
IFT	<u>I</u> nverse <u>F</u> ourier <u>t</u> ransformation
MR	<u>M</u> agnet- <u>R</u> esonanz
MRT	<u>M</u> agnet- <u>R</u> esonanz- <u>T</u> omografie
MTF	<u>M</u> odulationstransferfunktion
PARS	<u>P</u> arallel magnetic resonance imaging with <u>A</u> daptive <u>R</u> adius in k-Space
PCA	Hauptkomponentenanalyse <u>P</u> rincipal <u>C</u> omponent <u>A</u> nalysis)
PLANED	Parallele Akquisition für die effektive Dichtegewichtung (<u>P</u> arallel <u>A</u> cquisition for <u>E</u> ffective <u>D</u> ensity <u>W</u> eighting)
POCS	<u>P</u> rojections <u>O</u> nto <u>C</u> onvex <u>S</u> ets
PPA	Parallele Bildgebung (<u>P</u> artial <u>P</u> arallel <u>A</u> cquisition)
PSF	Punktverbreiterungsfunktion (<u>P</u> oint <u>S</u> pread <u>F</u> unction)
RF	<u>R</u> adio- <u>F</u> requenz
RMSE	Wurzel des Mittelwerts der Fehlerquadrate (<u>R</u> oot <u>M</u> ean <u>S</u> quare <u>E</u> rror)
RSS	Wurzel der Summe der Beträge (<u>R</u> oot of <u>S</u> um of <u>S</u> quares)
SENSE	<u>S</u> ensitivity <u>E</u> ncoding for Fast MRI

Abkürzungsverzeichnis

SMASH	<u>S</u> imultaneous <u>A</u> cquisition of <u>S</u> patial <u>H</u> armonics
SNR	Signal-zu-Rauschverhältnis (<u>S</u> ignal-to- <u>N</u> oise <u>R</u> atio)
SR	<u>S</u> aturation <u>R</u> ecovery
SRF	räumlichen Antwortfunktion (<u>S</u> patial <u>R</u> esponse <u>F</u> unction)
SR-PLANED	<u>S</u> aturation <u>R</u> ecovery- <u>P</u> arallel <u>A</u> cquisition for <u>E</u> ffective <u>D</u> ensity Weigthing
VIDE	Virtuelle Spulendekonvolution (<u>V</u> irtual <u>C</u> oil <u>D</u> econvolution)
VIDED	Virtuelle Spulendekonvolution für die effektive dichtegewichtete Bildgebung (<u>V</u> irtual <u>C</u> oil <u>D</u> econvolution for <u>E</u> ffective <u>D</u> ensity Weigthing)

1. Einleitung

In den letzten zwei Jahrzehnten hat sich die Magnet-Resonanz-Tomografie (MRT) zu einem wichtigen Instrument in der klinischen Diagnostik entwickelt. Neben dem nicht-invasiven Charakter und der Vermeidung ionisierender Strahlung, die in zahlreichen Bildgebungsmethoden (Röntgendiagnostik, Computertomografie, Positronen-Emissions-Tomografie) zur Anwendung kommt, beruht das hohe Potenzial der MRT auf den vielfältigen Kontrastmechanismen sowie der Möglichkeit zur Bestimmung physiologischer Eigenschaften. Ein Nachteil der MRT ist allerdings die relativ lange Messzeit, die im klinischen Einsatz zu hohen Kosten verursacht, und zum anderen die Praktikabilität vieler Anwendungen einschränkt. Daher sind in der Praxis Abwägungen bezüglich diverser Messparameter wie räumlicher Auflösung, Gesichtsfeld (Field Of View) (FOV), Signal-zu-Rauschverhältnis (Signal-to-Noise Ratio) (SNR) und Bildqualität nötig. Methoden wie die dynamische Echtzeit-Herzbildgebung oder die First-Pass myokardiale Herzperfusions-Bildgebung [1, 2] erfordern eine Datenakquisition im Bereich von 50-200 ms. Durch die Entwicklung schneller Bildgebungssequenzen [3–7] und neuer Methoden zur Beschleunigung der Bildgebung, wie der Parallelen Bildgebung (Partial Parallel Acquisition) (PPA) [8, 9], können solche Anwendungen mit ausreichender zeitlicher Auflösung allerdings zulasten des SNRs realisiert werden.

Das Prinzip der PPA besteht darin, die gemessene Datenmenge und folglich die Messzeit zu reduzieren. Der dadurch entstandene Informationsverlust wird durch zeitgleiche Detektion des Signals mit mehreren Empfangsspulen unterschiedlicher Sensitivität ausgeglichen. Die theoretisch maximal erreichbare Beschleunigung entspricht der Anzahl der verwendeten Spulenelemente. Da die Spulenelemente der eingesetzten Mehrkanal-Spulen kein linear unabhängiges System bilden, ist der maximale Beschleunigungsfaktor jedoch deutlich reduziert. Entscheidend für die Begrenzung der maximalen Beschleunigung mit der PPA ist jedoch, dass das effektive SNR durch die verkürzte Messzeit reduziert ist. Ein zusätzlicher, von der Spulengeometrie abhängiger, mit zunehmender Beschleunigung anwachsender SNR-Verlust entsteht bei der Bildrekonstruktion.

Voraussetzung für die Anwendung der PPA ist zum einen der Einsatz dedizierter Mehrkanal-Empfangsspulen. Zum anderen muss der Tomograf mehrere Spulensignale gleichzeitig verarbeiten können. Trotz des hohen technischen Aufwands hat die PPA inzwischen Einsatz in der klinischen Anwendung gefunden. Zwar gibt es mittlerweile kommerzielle Empfangsspulen mit 32 und mehr Kanälen, dennoch werden in der klinischen Routine aufgrund des hohen SNR-Verlusts in der PPA moderate Beschleunigungsfaktoren von 2-3 verwendet. Die Effizienz der PPA wird bedeutend beeinflusst durch die Spulengeometrie. Der Aufbau der Spule richtet sich nach den Körpermaßen und der Lagerung

des Patienten sowie der Form des Magneten, sodass die potenzielle Beschleunigung der PPA richtungsabhängig ist. Typischerweise ist das Beschleunigungsvermögen aufgrund der Spulengeometrie und dem Aufbau des Magneten in Richtung des Hauptmagnetfelds stark eingeschränkt [10, 11].

Zur lückenlosen Abdeckung großer räumlicher Ausdehnungen kann die Akquisition mit der MRT 3-dimensional (3d)- statt 2d erfolgen. Allerdings steigt die Messzeit noch einmal beträchtlich durch die Abtastung in einer zusätzlichen Dimension. Insbesondere in Anwendungen mit zusätzlicher zeitlicher Auflösung, wie in der dynamischen, kontrastverstärkten MR-Mammografie [12, 13], muss aufgrund der zeitlichen Limitation eine Abwägung zwischen räumlicher Auflösung und Abdeckung erfolgen.

Die orts aufgelöste Akquisition des MR-Signals erfolgt durch Kodierung mit zusätzlichen linearen Magnetfeldgradienten [14–17]. Die Ortskodierung lässt sich vereinfacht durch das Konzept des k -Raums beschreiben [18]. Die Rekonstruktion des Bildes erfolgt durch Fouriertransformation (FT) dieses k -Raums. Aufgrund der zeitlich begrenzten Messdauer kann lediglich ein endliches Intervall des k -Raums abgetastet werden. Der damit verbundene Informationsverlust führt zu einem Verlust an räumlicher Auflösung. Des Weiteren kommt es zu einer Kontamination des Signals durch benachbartes Gewebe. Im Bild äußert sich dies als Bildfehler, der als Gibbs-Artefakt bekannt ist. Während die räumliche Auflösung nur mit einer verlängerten Messzeit oder einer Beschleunigung der Bildgebung gesteigert werden kann, besteht die Möglichkeit die Lokalisierung des Signals nachträglich in der Rekonstruktion durch eine veränderte Gewichtung der Daten zu verbessern. Allerdings beeinflusst die Datengewichtung ebenfalls das SNR [19], sodass eine Verbesserung der Abbildungsqualität mit einer Steigerung des Bildrauschens einhergeht.

Alternative Methoden zur Reduktion der Signalkontamination stellen die Akquisitionsgewichtung (Acquisition Weighting) (AW) [19–24] und die Dichtegewichtung (Density Weighting) (DW) [25–28] dar. Durch eine angepasste Abtastung des k -Raums kann eine passende Datengewichtung bezüglich der Lokalisierung des Signals bei optimalem SNR erreicht werden. In der Bildgebung haben diese Techniken jedoch bisher keine Anwendung gefunden, da die veränderte k -Raum-Abtastung eine Reduktion des effektiven FOVs bewirken oder eine Verlängerung der Messzeit erfordern. Stattdessen kommen die AW- und DW-Bildgebung in der spektroskopischen MR-Bildgebung spektroskopische MR-Bildgebung (Chemical Shift Imaging) (CSI) zum Einsatz, bei der zur Steigerung des SNRs eine Mittelung des Signals erforderlich ist. In der Parallele Akquisition für die effektive Dichtegewichtung (Parallel Acquisition for Effective Density Weighting) (PLANEED)-Bildgebung wird die DW-Bildgebung mit der PPA kombiniert, um das effektive FOV zu steigern oder die Messzeit zu verkürzen.

Die konventionelle AW- und DW-Bildgebung führen zu einem optimalen SNR bei reduzierter Signalkontamination, wenn alle gemessenen Datenpunkte ein identisches intrinsisches SNR aufweisen. Bei Sequenzen mit Magnetisierungspräparation (Inversion Recovery, Saturation Recovery) oder Sequenzen wie echoplanare Bildgebung (Echo Planar Imaging) (EPI) [29] und den schnellen Spin-Echo-Sequenzen [5, 30, 31], bei denen auf-

grund der Relaxation während der Akquisition die gemessenen Daten ein unterschiedliches SNR aufweisen, werden mit der konventionellen AW- und DW-Bildgebung weder eine Verbesserung der Bildqualität, noch ein optimales SNR erreicht.

Diese Arbeit gliedert sich in vier Teile. In Abschnitt 2 werden das Konzept der MR-Bildgebung und wichtige Eigenschaften der Bildgebung (Abbildungsqualität und SNR-Effizienz) beschrieben. Mit der phasenbeschränkten Bildgebung und der PPA werden gängige Methoden zur Beschleunigung der MR-Bildgebung vorgestellt. Anschließend werden Techniken zur Optimierung der räumlichen Antwortfunktion (Spatial Response Function) (SRF) präsentiert.

In Abschnitt 3 wird eine Methode vorgestellt, die, analog zur PPA, eine Beschleunigung der Bildgebung sogar ohne die Verwendung einer Mehrkanal-Spule erlaubt. Anstelle der Spulensensitivitäten wird, wie in der phasenbeschränkten Bildgebung, die Bildphase als Information zur Berechnung fehlender Daten verwendet. Dadurch kann die beschleunigte Bildgebung ohne den technischen Aufwand der PPA und richtungsunabhängig erfolgen. In Abschnitt 4 werden neue Aufnahme- und Rekonstruktionsstrategien vorgestellt, die das Aliasing aufgrund der Unterabtastung in der DW-Bildgebung deutlich reduzieren. Dies erlaubt eine Verbesserung der Bildqualität bei optimalem SNR. Außerdem kann dadurch eine Steigerung der räumlichen Abdeckung der 3d-MRT, insbesondere der MR-Mammografie, ohne Verlust an räumlicher Auflösung oder einer Steigerung der Messzeit erreicht werden.

Im Abschnitt 5 wird das Konzept der DW-Bildgebung auf beliebige signalgewichtete Sequenzen erweitert. Anhand der Saturation-Recovery Bildgebung sowie deren Anwendung in der First-Pass myokardialen MR-Bildgebung wird erstmals demonstriert, wie durch den Einsatz der DW-Bildgebung bei optimalem SNR die SRF und letztlich die Bildqualität auch für signalgewichtete Sequenzen verbessert werden kann.

2. Grundlagen

2.1. Magnet-Resonanz-Bildgebung

2.1.1. Magnet-Resonanz

Das Phänomen der Magnet-Resonanz (MR) wurde erstmals von Bloch [32] und Purcell [33] beschrieben. Das magnetische Moment $\vec{\mu}$ eines Atom-Kerns ist proportional zu dessen Drehimpuls:

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J}, \quad (2.1)$$

wobei das gyromagnetische Verhältnis γ eine kernspezifische Größe ist und sich der Drehimpuls $\vec{J} = \vec{L} + \vec{S}$ aus Bahndrehimpuls \vec{L} und intrinsischem Drehimpuls \vec{S} , dem sogenannten Spin, zusammensetzt.

In Anwesenheit eines homogenen Magnetfeldes $\vec{B}_0 = (0, 0, B_0)$, das in \vec{z} -Richtung ausgerichtet ist, sind die z-Komponente J_z sowie der Betrag des Drehimpulses $|\vec{J}|$ quantisiert. Der Betrag des Drehimpulses lässt sich durch die Quantenzahl J beschreiben:

$$|\vec{J}| = \hbar \sqrt{J(J+1)}, \quad (2.2)$$

wobei $\hbar = 6,582 \cdot 10^{-16} \text{eVs}$ die Naturkonstante des reduzierten Planck'schen Wirkungsquantums darstellt. Die Quantisierung von J_z wird durch die Magnetquantenzahl m_j charakterisiert:

$$J_z = \hbar m_j \quad (2.3)$$

mit $-J \leq m_j \leq +J$.

Unter Ausnutzung von Gl. 2.1 ergeben sich für den Hamilton-Operator:

$$H = \vec{\mu} \vec{B} = \gamma B_0 J_z \quad (2.4)$$

in Anwesenheit des in z-Richtung ausgerichteten homogenen Magnetfeldes $2J + 1$ magnetische Zustände mit den Energieniveaus:

$$E_{m_j} = -\gamma B_0 \hbar m_j \quad (2.5)$$

mit äquidistanter Energiedifferenz:

$$\hbar \omega_0 = \hbar \gamma B_0 \quad (2.6)$$

zwischen benachbarten Energieniveaus. Für den einfachsten und in der medizinischen MR-Bildgebung relevantesten Fall der 1H -Bildgebung beträgt die Spinquantenzahl des Kerns $S = 1/2$, sodass sich zwei Energieniveaus mit Spinausrichtung parallel (\uparrow) und antiparallel (\downarrow) zum äußeren Magnetfeld ausbilden (siehe Abb. 2.1). Die Frequenz ω_0 zur Anregung des Wasserstoff-Kerns ($\gamma_H = 2,675 \cdot 10^8 s^{-1}T^{-1}$) vom niedrigeren in den höheren kernmagnetischen Energiezustand wird als Lamorfrequenz bezeichnet und liegt für die in der medizinischen Bildgebung eingesetzten Magnetfeldstärken B_0 im Bereich von ca. 0,5T bis 3,0T im Radio-Frequenz (RF)-Bereich (21,287 - 127,722 MHz).

In einem makroskopischen System von Wasserstoff-Atomen bewirkt die Aufspaltung

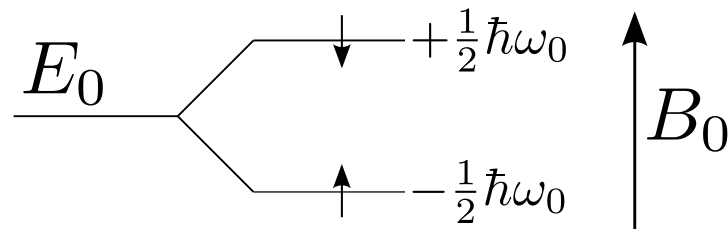


Abbildung 2.1.: Aufspaltung des Energieniveaus E_0 eines Teilchens mit intrinsischem Spin $S = 1/2$ in einem äußeren, homogenen Magnetfeld B_0 in die beiden magnetischen Niveaus parallel (\uparrow) und antiparallel (\downarrow) zum äußeren Magnetfeld.

in zwei Energieniveaus aufgrund der energetisch günstigeren Spinausrichtung parallel zum äußeren Magnetfeld \vec{B}_0 im thermischen Gleichgewicht eine Nettomagnetisierung in Richtung dieses Feldes, wobei das Besetzungsverhältnis zwischen parallelen und antiparallelen Spins durch die Boltzmann-Relation:

$$\frac{N_{\downarrow}}{N_{\uparrow}} = e^{-\frac{\hbar\omega_0}{k_B T}} \quad (2.7)$$

(Boltzmann-Konstante $k_B = 1,38 \cdot 10^{-23} JK^{-1}$, absolute Temperatur in Kelvin) beschrieben wird. Aufgrund des geringen Energieunterschieds der magnetischen Energiezustände im Vergleich zur thermischen Energie bei Raum- bzw. Körpertemperatur ist der Besetzungsunterschied und folglich die makroskopische Nettomagnetisierung sehr gering.

Wird das System von Wasserstoff-Kernen mit einem zirkular polarisierten Magnetfeld B_1 der Lamorfrequenz ω_0 angeregt, so werden, je nach Stärke und Dauer des Anregungspulses, Spins kohärent vom niedrigeren in den höheren Energiezustand angeregt. Aufgrund der dadurch entstehenden senkrecht zum statischen Feld B_0 präzidierenden Magnetisierung lässt sich mit einer Empfangsspule in der Nähe der Spins eine induzierte Spannung detektieren. Für ein ideales Experiment, in dem die Spins resonant mit der Lamorfrequenz ω_0 angeregt werden, kann in einem elektrischen Leiter in der Nähe der Spins aufgrund der Induktion eine zeitlich variierende Spannung gemessen werden. Das zeitlich gemessene Signal:

$$S(t) \propto \int_{\text{Volumen}} \rho(\vec{r}) e^{i\omega_0 t} d^3\vec{r} \quad (2.8)$$

ist proportional zur über das Volumen $d^3\vec{r}$ angeregten Spindichte $\rho(\vec{r})$.

Relaxationsprozesse

Das gemessene Signal in Gl. 2.8 erfährt in Wahrheit zusätzlich einen exponentiellen Abfall und wird daher auch als freier Induktionsabfall (Free InductionsDecay) (FID) bezeichnet. Das Abklingen des Signals hat mehrere Ursachen: In einem makroskopischen Spin-System erfahren die Spins neben dem Grundmagnetfeld B_0 die Magnetfelder der benachbarten Spins, sodass die Homogenität des Grundmagnetfelds B_0 reduziert ist. Diese sogenannte Spin-Spin-Wechselwirkung hebt die Kohärenz der präzidierenden Spins auf. In den Bloch-Gleichungen wird dieser Effekt phänomenologisch durch einen Dämpfungsterm der Transversalmagnetisierung beschrieben [32]. Es kommt zu einem exponentiell verlaufenden Signalverlust, der durch die Relaxationszeit T_2 beschrieben wird. Die Dephasierung der Spins kann zusätzlich durch ein imperfektes äußeres Magnetfeld B_0 vorangetrieben werden, sodass die Spindephasierung mit der effektiven Relaxationszeit T_2^* voranschreitet.

Das angeregte makroskopische System von Kernspins ist bestrebt in das thermische Gleichgewicht zurückzukehren. Aufgrund des Energieaustauschs der Spins mit ihrer Umgebung baut sich je nach Gewebetyp im Laufe der Zeit die effektive Longitudinalmagnetisierung auf. In den Bloch-Gleichungen wird die Geschwindigkeit, mit der die Spins in das thermische Gleichgewicht zurückkehren, mit der Relaxationskonstante T_1 beschrieben. Ein Grund für die weitreichende Anwendung der MR-Bildgebung im klinischen Einsatz besteht in der Möglichkeit der Anpassung des gewünschten Bild-Kontrastes aufgrund dieser gewebespezifischen Relaxationszeiten.

2.1.2. Ortskodierung

Um mit der Magnet-Resonanz (siehe Abschnitt 2.1.1) Bildgebung [14–17] betreiben zu können, muss das detektierbare Signal (Gl. 2.8) mit einer Ortsinformation versehen werden. In Abb. 2.2 ist das Sequenzschema einer bildgebenden Sequenz mit einem Gradienten-Echo [4] für die Schichtbildgebung dargestellt. Die MR-Bildgebung setzt sich zusammen aus der schicht- oder volumenselektiven kernmagnetischen Anregung des abzubildenden Objekts, gefolgt von der Ortskodierung der Magnetisierung mit zeitlich konstanten Magnetfeldern, die im Ortsraum linear ansteigen. Da der Gradient dieser Magnetfelder im Ortsraum konstant ist, werden diese auch als konstante Gradientenfelder bezeichnet. Das dabei entstehende ortskodierte Signalecho wird entweder mit einem Magnetfeldgradienten (Gradienten-Echo) [4] oder mit einem RF-Puls in Kombination mit einem Magnetfeldgradienten (Spin-Echo) [34] erzeugt. Die Echo-Zeit T_E gibt das Zeitintervall von der kernmagnetischen Anregung bis zur Rephasierung der Spins an. In der Regel muss dieser Zyklus der Anregung, Ortskodierung, Echo-Erzeugung und Signalakquisition mehrfach wiederholt werden bis eine ausreichende Information zur Bestimmung der orts aufgelösten Magnetisierung vorhanden ist. Das aufgezeichnete Signal

muss anschließend in der Rekonstruktion in ein Bild umgerechnet werden. Die Ortskodierung in der MR-Bildgebung kann sehr variabel gestaltet werden. In den nachfolgenden Abschnitten wird am Beispiel der Gradienten-Echo Sequenz unter Vernachlässigung der Relaxationsprozesse die am häufigsten verwendete Methode der Spin-Kette (Englisch: "Spin Warp") Bildgebung [35] (siehe Abb. 2.2) vorgestellt.

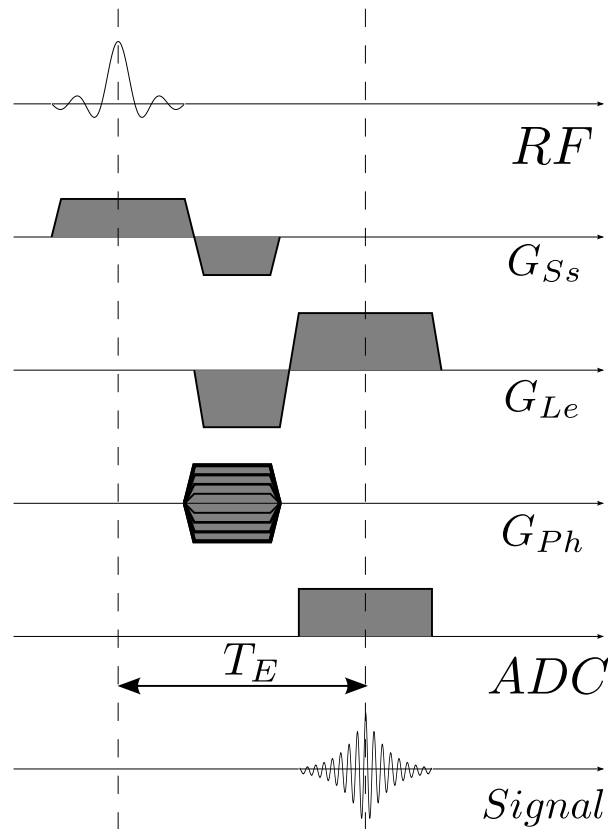


Abbildung 2.2.: Sequenzschema der 2d-Gradienten-Echo-Sequenz mit Spin-Warp-Bildgebung.

Schicht- und Volumen Anregung

In der MR-Bildgebung werden entweder einzelne Schichten aufgenommen, sodass zwei Raumrichtungen ortskodiert werden müssen, oder ein ganzes Volumen, was eine zusätzliche Ortskodierung in die dritte Raumrichtung erfordert. Die Auswahl der Schicht bzw. des Volumens erfolgt, indem zunächst in Schichtrichtung $\vec{r}_{ss} = (0, 0, 1)$, die zur Vereinfachung in Richtung des Grundmagnetfelds $\vec{B}_0 = (0, 0, B_0)$ gewählt wird, ein konstanter Magnetfeldgradient $G_{Ss} = \frac{\partial B_z}{\partial z}$ (positiver Gradient G_{Ss} in Abb. 2.2) angelegt wird. Da die Larmorfrequenz ω_0 (Gl. 2.6) proportional zum angelegten Magnetfeld ist, bewirkt die

Überlagerung des homogenen Feldes B_0 mit dem Gradienten G_{S_s} eine Ortsabhängigkeit der Resonanzfrequenz $w_0(z) = \gamma(B_0 + G_{S_s}z)$ in Schichtrichtung (Abb. 2.3). Durch Anregung mit einem RF-Puls mit einer Frequenzbandbreite $\Delta\omega$ um die Frequenz ω_0 kann das Zentrum und die Breite des abzubildenden Bereichs in Schichtrichtung gewählt werden.

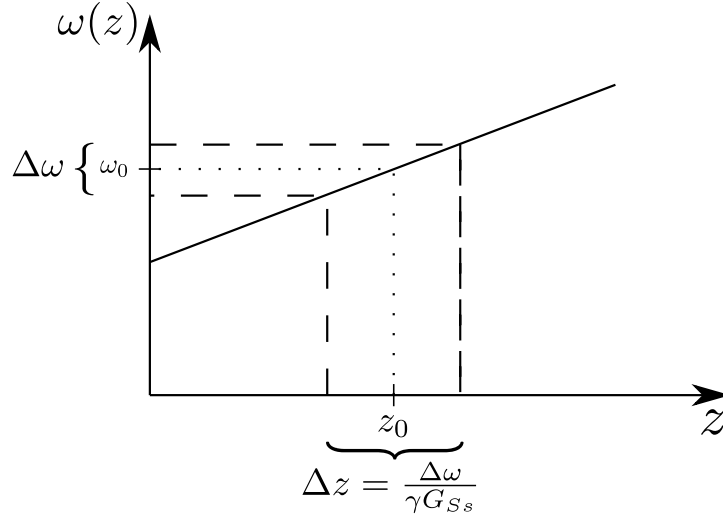


Abbildung 2.3.: Schicht- bzw. Volumenselektive Anregung. Die Überlagerung des Grundmagnetfelds B_0 mit einem konstanten Magnetfeldgradienten G_{S_s} bewirkt eine ortsabhängige Larmorfrequenz, sodass durch die Anregungsfrequenz ω_0 und Frequenzbandbreite $\Delta\omega$ das Zentrum und die Breite der Schicht bzw. des Volumens gewählt werden kann.

Frequenzkodierung und der k-Raum-Formalismus

Durch Anlegen eines konstanten Magnetfeldgradienten G_{L_e} in x-Richtung $\vec{r}_{L_e} = (1, 0, 0)$ während der Datenakquisition (siehe Abb. 2.2) präzidieren die Spins in diese Richtung mit unterschiedlicher Frequenz um die Larmorfrequenz $\omega(x) = \gamma(B_0 + G_{L_e}x)$. Dadurch wird das gemessene Signal (siehe Gl. 2.8) in seiner Phase moduliert:

$$S(t) \propto \int_{\text{Volumen}} \rho(\vec{r}) e^{i \int_0^t (\omega_0 + \gamma G_{L_e}(t)x) dt} d^3\vec{r} = e^{i\omega_0 t} \int_{\text{Volumen}} \rho(\vec{r}) e^{ix \int_0^t \gamma G_{L_e}(t) dt} d^3\vec{r}. \quad (2.9)$$

Durch die Substitution $\gamma \int_0^t G_{L_e}(t) dt = k_x$ ergibt sich folgende Vereinfachung:

$$S(k_x) \propto e^{i\omega_0 t} \int_{\text{Volumen}} \rho(\vec{r}) e^{ik_x x} d^3\vec{r} = e^{i\omega_0 t} \cdot FT(\rho(\vec{r})). \quad (2.10)$$

Die Frequenzkodierung mit einem konstanten Magnetfeldgradienten kann als eine 1d Fouriertransformation (FT) der Spindichte $\rho(\vec{r})$ in Richtung \vec{x} interpretiert werden. Der

zusätzliche Phasenfaktor $e^{i\omega_0 t}$ beschreibt die Modulierung des zeitlichen Signals mit der Larmorfrequenz. Durch Frequenzmischen und Filtern in der Akquisition wird dieser Signalbeitrag vom Gesamtsignal entfernt.

Die Analogie zur FT motiviert die Einführung des k-Raum-Konzepts in der MR-Bildgebung [18]. Das ortskodierte Signal wird im reziproken Fourierraum des Ortsraums akquiriert. Durch eine Inverse Fouriertransformation (IFT) lässt sich die orts aufgelöste Spindichte bestimmen.

Der Gradient G_{Le} während der Datenaufnahme bewirkt, dass der k-Raum linear durchfahren wird. Typischerweise wird das Signal in äquidistanten Zeitabständen gemessen, sodass der k-Raum in Richtung von k_x auf einem kartesischen Gitter abgetastet wird. Der negative Gradient G_{Le} (dritte Zeile in Abb. 2.2), der vor dem eigentlichen Auslesegradienten angelegt wird, bewirkt eine symmetrische Akquisition des k-Raums um $k_x = 0$ von $-k_{max}$ bis $+k_{max}$. Die Gitterabstände werden durch die Stärke des Gradienten G_{Le} und die Abtastrate bestimmt.

Phasenkodierung

Die Frequenzkodierung erlaubt die orts aufgelöste Akquisition in eine Raumrichtung. Durch Schalten zusätzlicher konstanter Magnetfeldgradienten in y - und z -Richtung kann eine 2d- oder 3d-Bildaufnahme erreicht werden. Die Gradienten werden vor der Frequenzkodierung geschaltet (siehe G_{Ph} in Abb. 2.2 als Beispiel für die 2d-Ortskodierung) und bewirken, dass die Spins in Richtung dieser Gradientenfelder aufgrund der unterschiedlichen Larmorfrequenz vor der Frequenzkodierung in ihrer Phase moduliert werden. Analog zur Frequenzkodierung wird so der k-Raum in den zusätzlichen k-Raum-Dimensionen k_y bzw. k_z aufgenommen. Im Unterschied zur Frequenzkodierung kann pro Signal-Echo nur eine Phasenmodulation und dementsprechend nur ein k-Raum-Punkt in k_y und k_z akquiriert werden. Um den k-Raum in k_y bzw. k_z zu füllen, müssen demnach sukzessive Signal-Echos mit unterschiedlichen, der k-Raum-Position entsprechenden, Gradienten G_{Ph} bzw. G_{Ss} gemessen werden.

K-Raum-Trajektorien

Neben der hier vorgestellten Akquisition des k-Raums auf einem kartesischen Gitter (Abb. 2.4a) [35], gibt es weitere Trajektorien zur Abtastung des k-Raums. Alternativ kann der k-Raum auch mit unterschiedlichen Abständen [36] in den phasenkodierten Abtastpunkten (Abb. 2.4b) oder mit mehreren gegeneinander verdrehten kartesischen Gittern (Abb. 2.4d) [37, 38] abgetastet werden. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, den k-Raum durch radiale Bahnen [39] (Abb. 2.4c) abzudecken. Den Trajektorien in Abb. 2.4 a-d ist gemeinsam, dass der Auslesegradient G_{Le} während der Akquisition konstant bleibt, d.h. die Abtastfunktionen setzen sich aus Linien zusammen.

Im Gegensatz dazu wird in der spiral- [40, 41] (Abb. 2.4e) und rosettenförmigen [42–44] Abtastung der Auslesegradient während der Akquisition verändert, sodass der k-Raum

auch auf gekrümmten Kurven abgetastet werden kann. Dadurch kann der k-Raum mit einem einzigen oder wenigen Signalechos gefüllt werden, was eine immense Reduktion der Aufnahmedauer bedeutet. Aufgrund ihrer geringen Sensitivität gegenüber Magnetfeldinhomogenitäten und Wirbelströmen kommt jedoch die kartesische Trajektorie in klinischen Anwendungen weitaus am häufigsten zum Einsatz.

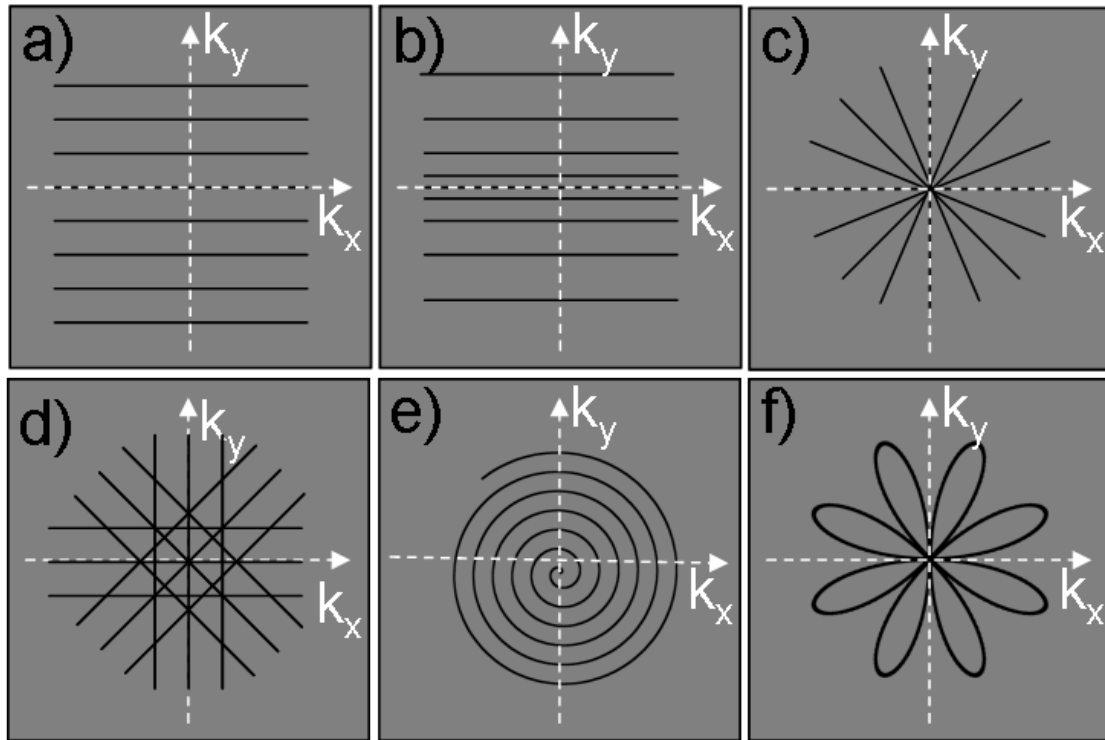


Abbildung 2.4.: In der MR-Bildgebung häufig angewendete k-Raum-Trajektorien. Neben der Verwendung eines konstanten Auslesegradienten wie in der kartesischen (a), dichtegewichteten (b), radialen (c) und Propeller-Bildgebung (d), kann durch Variation des Lesegradienten während der Abtastung der k-Raum auf Kurven wie Spiralen (e) oder Rosetten (f) akquiriert werden.

2.2. Auflösung, Kontamination und FOV: Die räumliche Antwortfunktion in der MR-Bildgebung

Bildgebende Verfahren stellen eine Transformation des Objekts in den Bildraum dar. Aus den Eigenschaften der Transformation lassen sich entscheidende Rückschlüsse über die Qualität der Bildgebung ziehen. Im folgenden Abschnitt wird durch Einführung der

räumlichen Antwortfunktion zunächst das mathematische Grundgerüst zur Beschreibung wichtiger Eigenschaften der Bildgebung beschrieben. Im Anschluss daran wird die MR-Bildgebung hinsichtlich der Transformation vom Objekt- in den Bildraum untersucht und die daraus resultierenden Bildeigenschaften analysiert.

2.2.1. Bildgebung: Lineare Systeme und Ortsauflösung

Bildgebende Techniken erzeugen auf Grundlage physikalischer Messgrößen ein räumliches Abbild eines realen Objekts. Ein Bild $Im(\vec{x})$ beschreibt eine Eigenschaft eines Objekts $Obj(\vec{x})$ in Abhängigkeit des Ortes \vec{x} . So wird z.B. beim menschlichen Sehen die Intensität und spektrale Zusammensetzung der elektromagnetischen Strahlung in einem begrenzten spektralen Bereich an zwei verschiedenen Orten, den beiden Augen, wahrgenommen, sodass daraus eine räumliche Vorstellung von der Umgebung entsteht, die als Bild bezeichnet wird. Die Bildgebung stellt demnach eine Transformation $T(Obj(\vec{x})) = Im(\vec{x})$ vom Objekt- in den Bildraum dar.

Ist die Abbildungstransformation linear, d.h. gilt für die Abbildung zwei verschiedener Objekte $Obj_1(\vec{x})$ und $Obj_2(\vec{x})$:

$$T(c_1 \cdot Obj_1(\vec{x}) + c_2 \cdot Obj_2(\vec{x})) = c_1 \cdot T(Obj_1(\vec{x})) + c_2 \cdot T(Obj_2(\vec{x})), \quad (2.11)$$

mit $c_1, c_2 \in \mathbb{C}$, so kann das Bild als die Superposition aller durch die Bildgebung transformierter Bildpunkte beschrieben werden:

$$Im(\vec{x}) = \int_{\text{Volumen}} PSF(\vec{x}, \vec{x}') \cdot Obj(\vec{x}') d\vec{x}', \quad (2.12)$$

wobei die Punktverbreiterungsfunktion (Point Spread Function) (PSF) [45] $PSF(\vec{x}, \vec{x}')$ die Transformation des Objektpunkts am Ort \vec{x}' in den Bildraum darstellt. Ist die Abbildung des Punkts unabhängig von dessen Ort, $PSF(\vec{x}) = PSF(\vec{x} - \vec{x}')$, wird sie als stationär oder translationsinvariant bezeichnet, sodass sich die Bildgebung durch eine mathematische Faltung (\otimes) des Objekts mit der PSF beschreiben lässt:

$$Im(\vec{x}) = \int_{\text{Volumen}} PSF(\vec{x} - \vec{x}') \cdot Obj(\vec{x}') d\vec{x}' = PSF(\vec{x}) \otimes Obj(\vec{x}). \quad (2.13)$$

In Abb. 2.5 ist die Bedeutung der PSF veranschaulicht. Das Objekt (Balken mit durchgezogener Linie in Abb. 2.5a) wird punktweise entsprechend der PSF im Bildraum verbreitert abgebildet (gestricheltes Profil in Abb. 2.5a), d.h. die PSF ist der Faltungskern, der auf das Objekt angewendet wird. Die Summe dieser verbreiterten Punkte ergibt das Bild (Abb. 2.5b). Eine alternative Interpretation dieses Ergebnisses spiegelt sich im Konzept der SRF [20, 46] wider. Die SRF beschreibt die räumlich Gewichtung (graue Fläche jeweils um die Objektpunkte in Abb. 2.5a) aller Objektpunkte, die zu einem Bildpunkt aufaddiert werden. Das Objekt wirkt demnach als Faltungskern auf die SRF. Im mathematischen Sinne sind die SRF und PSF aufgrund der Kommutativität der Faltung

identisch.

Im Idealfall der Identität zwischen Bild und Objekt wird die SRF durch die Dirac'sche Delta-Distribution beschrieben.

Im Konzept der PSF lässt sich die räumliche Auflösung durch die räumliche Ausdeh-

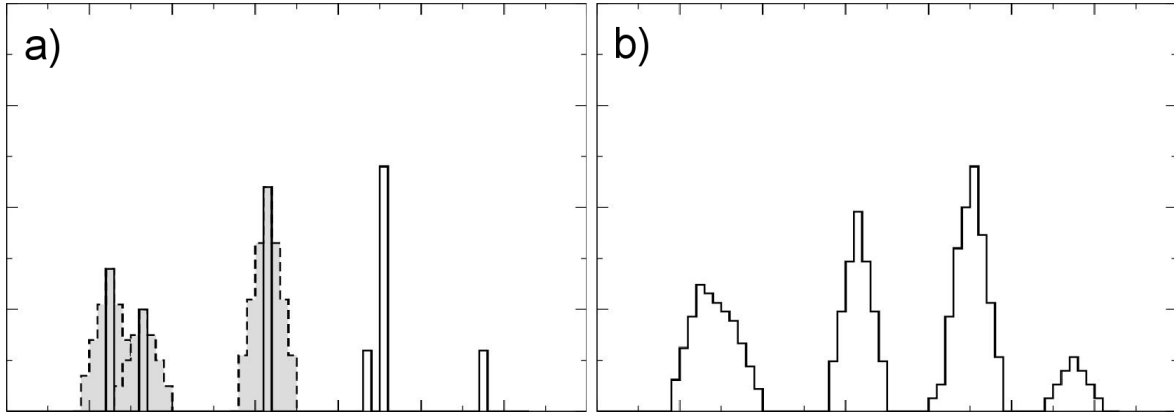


Abbildung 2.5.: Transformation vom Orts- in den Bildraum. Das Bild (b) kann durch eine Faltung des Objekts (durchgezogene Linie in a) mit der SRF bzw. PSF (gestrichelte Linie in a) beschrieben werden. Im Konzept der PSF werden die Objektpunkte (beispielhaft in a für drei verschiedene Punkte) verbreitert (graue Fläche) und die Summe dieser Punkte ergibt das Bild. Im Gegensatz dazu beschreibt im Bild der SRF die graue Fläche die Gewichtung, mit der die benachbarten Objektpunkte additiv zu einem Bildpunkt vereinigt werden.

nung des abgebildeten Objektpunkts definieren. Ein Maß zur Beschreibung der räumlichen Auflösung ist das Rayleigh-Kriterium [47] (siehe Abb. 2.6), das besagt, dass im Bild zwei Punkte voneinander getrennt wahrgenommen werden können, wenn der Abstand der Hauptmaxima der PSFs (gestrichelte Kurven in Abb. 2.6) der beiden Punkte mindestens so groß ist, wie der Abstand des Hauptmaximums der PSF zu dessen ersten Nebenminimum (senkrechte Linien in Abb. 2.6). Je kleiner dieser Abstand ist, desto höher ist die räumliche Auflösung. Im gleichwertigen Konzept der SRF stellt die räumliche Auflösung die Ausdehnung des wesentlichen Signalbeitrags, beschrieben durch die Breite des ersten Hauptmaximums bei halber Intensität, zu einem Bildpunkt dar.

2.2.2. Bildgebende Eigenschaften der MR-Bildgebung

Im folgenden Abschnitt wird die SRF der MR-Bildgebung hergeleitet, mit der sich wichtige Konsequenzen für die Datenakquisition und die Bildqualität dieser Methode ergeben. Zuvor (siehe Abschnitt 2.1.2) wurde gezeigt, dass in der MR-Bildgebung durch die Ortskodierung mit konstanten Magnetfeldgradienten die Spindichte nicht im Ortsraum, sondern in dem dazu reziproken Fourierraum (Gl. 2.10) gemessen wird. Erst durch die IFT

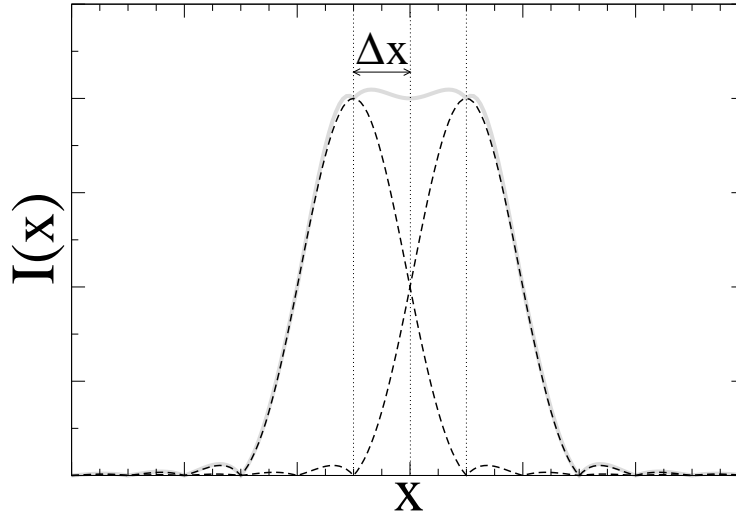


Abbildung 2.6.: Rayleigh-Kriterium für das räumliche Auflösungsvermögen $1/\Delta x$ einer Bildgebungsmethode mit definierter PSF (gestrichelte Kurven). Die Superposition beider Punkte (graue Linie) zeigt, dass die zwei Punkte gerade noch getrennt wahrgenommen werden können.

der gemessenen Daten entsteht das Bild.

Die folgenden Betrachtungen beschränken sich zunächst auf eine Abtastung des k -Raums auf einem kartesischen Gitter. Die kontinuierliche Funktion der Spindichte wird im k -Raum in äquidistanten Abständen und nur in einem endlichen Bereich abgetastet. Daraus lässt sich die SRF der MR-Bildgebung herleiten. Die sich daraus ergebenden Folgen für die Bildgebung werden anschließend analysiert.

2.2.2.1. Diskrete Abtastung und das FOV

Aus der IFT des Signals im k -Raum ergibt sich unter Vernachlässigung aller Relaxationsprozesse die orts aufgelöste Spindichte. Zur Vereinfachung sei der 1d Fall betrachtet:

$$\rho(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} \rho(k) e^{ikx} dk. \quad (2.14)$$

Die Phasenkodierung, aber auch das Auslesen des frequenzkodierten Signalechos in äquidistanten zeitlichen Abständen führen zu einer Abtastung des k -Raums auf einem kar-

tesischen Gitter. Diese k-Raum-Trajektorie lässt sich durch die Schahfunktion:

$$H(k) = \Delta k \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \delta(k - m\Delta k) \quad (2.15)$$

beschreiben, sodass sich nach der IFT der äquidistant abgetasteten k-Raum-Punkte folgende Spindichte $\rho_{kart}(x)$ ergibt:

$$\rho_{kart}(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} (S(k)) (\Delta k \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \delta(k - m\Delta k)) e^{ikx} dk. \quad (2.16)$$

Unter Ausnutzung des Faltungssatzes folgt:

$$\begin{aligned} \rho_{kart}(x) &= (\int_{-\infty}^{+\infty} S(k) e^{ikx} dk) \otimes (\Delta k \int_{-\infty}^{+\infty} \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \delta(k - m\Delta k) e^{ikx} dk) \\ &= IFT(S(k)) \otimes IFT(H(k)), \end{aligned} \quad (2.17)$$

wobei \otimes die Faltung symbolisiert. Die IFT der Schahfunktion $IFT(H(k)) = H(x) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \delta(x - 2\pi m/\Delta k)$ ist ebenfalls eine Schahfunktion, wobei die Abstände Δk im k-Raum antiproportional zu den Abständen $2\pi/\Delta k$ im Ortsraum sind (Abb. 2.7). Daraus ergibt sich folgender Zusammenhang zwischen der kartesisch akquirierten und der echten, kontinuierlichen Spindichte:

$$\rho_{kart}(x) = (\rho(x)) \otimes \underbrace{\left(\sum_{m=-\infty}^{+\infty} \delta(x - m \frac{2\pi}{\Delta k}) \right)}_{H(x)}, \quad (2.18)$$

wobei $H(x)$ mit Gl. 2.13 als die SRF der diskreten Abtastung identifiziert werden kann. Die Ausführung der Faltung liefert folgendes Ergebnis:

$$\rho_{kart}(x) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \rho(x - m \frac{2\pi}{\Delta k}). \quad (2.19)$$

Dies zeigt, dass sich die durch kartesische Abtastung bestimmte Spindichte $\rho_{kart}(x)$ aus der Überlagerung der unendlich häufig in Abständen $2\pi/\Delta k$ angeordneten kontinuierlichen Spindichte $\rho(x)$ (siehe Abb. 2.7) ergibt. Daraus folgt, dass für den Fall, dass die räumliche Ausdehnung L_x des aufgenommenen Objekts größer als der Abstand $2\pi/\Delta k$ (Abb. 2.7) ist, es zu einer Überlagerung der unendlich häufigen Kopien der kontinuierlichen Spindichte $\rho(x)$ kommt. Die Überlagerung dieser Kopien wird als "Aliasing" bezeichnet. Die mit einer kartesischen Abtastung ohne Aliasing abbildbare maximale Ausdehnung wird als Gesichtsfeld (Field Of View) (FOV) bezeichnet. Aus der Beziehung zwischen FOV und Abtastrate Δk :

$$FOV = \frac{2\pi}{\Delta k} \quad (2.20)$$

ergibt sich das Nyquist-Kriterium [48], das besagt, dass ein Objekt der Ausdehnung L_x ohne Aliasing abgebildet wird, wenn das Abtastintervall:

$$\Delta k \leq \frac{2\pi}{L_x} \quad (2.21)$$

klein genug gewählt ist, sodass $FOV \geq L_x$.

Im Konzept der SRF ist das Aliasing als endliche Amplitude (siehe Abb. 2.7) innerhalb eines halben FOVs entfernt vom Hauptmaximum zu identifizieren.

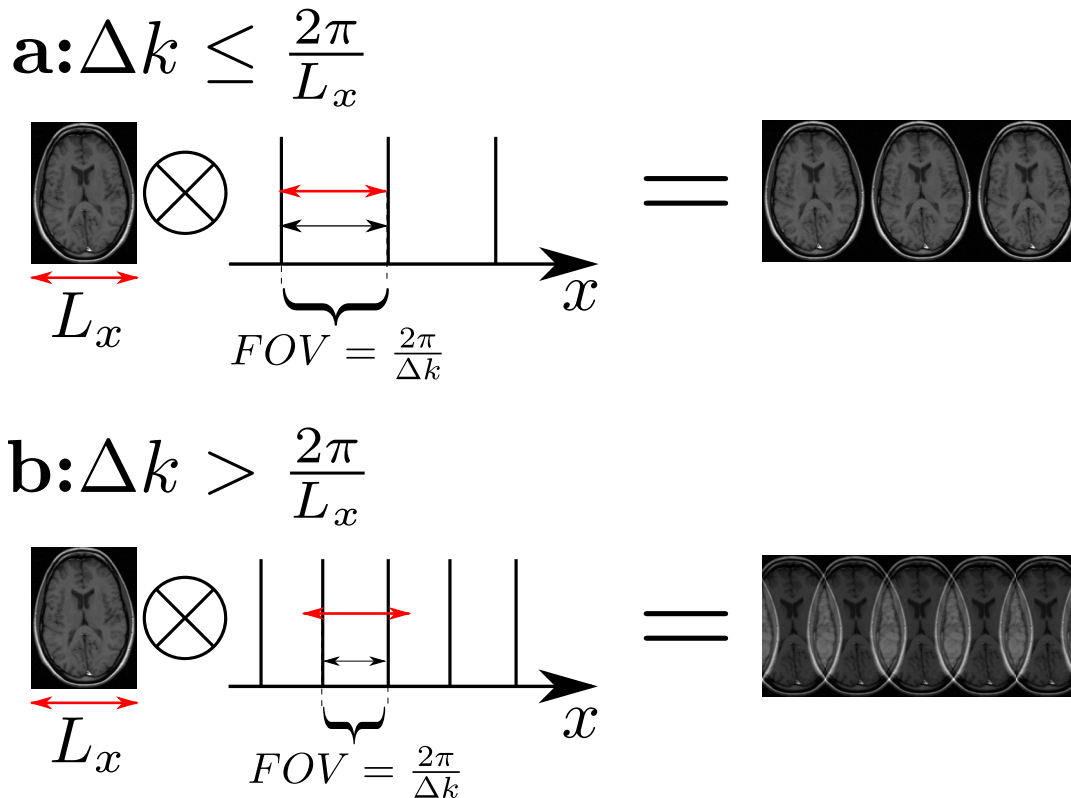


Abbildung 2.7.: Das Nyquist-Kriterium illustriert am Beispiel zwei verschiedener k -Raum-Abtastintervall Δk . Das Bild (rechte Spalte) ergibt sich aus der Faltung (Symbol: \otimes) des Objekts (linke Spalte) mit der Schahfunktion (mittlere Spalte), wobei dessen Gitterabstand, als FOV bezeichnet, proportional zur inversen Schrittweite $1/\Delta k$ im k -Raum ist. Das Bild ist eine unendliche Aneinanderreihung des Objekts. Für den Fall, dass $\Delta k \leq 2\pi/L_x$ erfüllt ist (**a**), gilt $FOV \geq L_x$. Der Abstand der unendlichen Wiederholung des Objekts ist so groß, dass kein Aliasing entsteht. Für $\Delta k > 2\pi/L_x$ (**b**) gilt $FOV < L_x$, sodass sich die Bilder der unendlich häufigen Bildreihe einander überlagern.

2.2.2.2. Endliches Abtastintervall

Die FT in Gl. 2.14 wird über den gesamten k -Raum durchgeführt. Aufgrund der endlichen Messzeit kann in der Praxis natürlich nur ein endlicher Teil des k -Raums gemessen werden. Dies kann im k -Raum durch eine Multiplikation der Spindichte mit einem rechteckförmigen k -Raum-Filter:

$$rect(k) = \begin{cases} 1 & : |k| \leq k_{max} \\ 0 & : |k| > k_{max} \end{cases}, \quad (2.22)$$

der Breite $2 \cdot k_{max}$ beschrieben werden, der alle gemessenen Punkte im k -Raum, die kleiner als k_{max} sind, mit Eins und alle ausgelassenen Punkte mit einer Null gewichtet. Die IFT des gefilterten Signals im k -Raum:

$$\rho(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} \rho(k) rect(k) e^{ikx} dk \quad (2.23)$$

führt durch Anwendung des Faltungssatzes zu folgendem Ausdruck:

$$\rho(x) = \left(\int_{-\infty}^{+\infty} \rho(k) e^{ikx} dk \right) \otimes \left(\int_{-\infty}^{+\infty} rect(k) e^{ikx} dk \right) = \rho(x) \otimes \left(\int_{-\infty}^{+\infty} rect(k) e^{ikx} dk \right). \quad (2.24)$$

Die FT des Rechteckimpulses in Gl. 2.22 (siehe Abb. 2.8) ist die Sinc-Funktion:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} rect(k) e^{ikx} dk = \frac{\sin(k_{max}x)}{k_{max}x} = sinc(k_{max}x). \quad (2.25)$$

Das endliche Abtastintervall bewirkt eine Faltung der Spindichte mit der Sinc-Funktion $sinc(k_{max}x)$. Die Sinc-Funktion kann als SRF (Gl. 2.13) einer endlichen und kontinuierlichen Abtastung betrachtet werden. Die Breite des Hauptmaximums der Sinc-Funktion und damit die räumliche Auflösung (Rayleigh-Kriterium in Abschnitt 2.2.1) wird bestimmt durch k_{max} . Die endliche Abtastung führt demnach zu einem Auflösungsverlust. Des Weiteren besitzt die Sinc-Funktion jenseits des Hauptmaximums eine von Null verschiedene Amplitude. Dadurch liefert ein räumlich relativ weit gefasster Bereich des Objekts Beitrag zu den Bildsignalen. Diese stellen demnach keine Punkte dar, sondern beschreiben eine sogenannte Voxelausdehnung. Das Signal im Bild ist folglich kontaminiert mit Signalanteilen jenseits des entsprechenden Punkts im Objekt. Die entsprechenden Bildfehler werden als Gibbs-Artefakte bezeichnet (siehe Abb. 2.8). Mit steigender räumlicher Auflösung bleibt die Form des Artefakts erhalten, oszilliert aber mit höherer Frequenz, sodass das Artefakt weniger offensichtlich erscheint. Für den Fall, dass ein unendliches k -Raum-Intervall abgetastet wird, geht die Sinc-Funktion in die Dirac'sche Delta-Distribution über:

$$\lim_{k_{max} \rightarrow \infty} \frac{\sin(k_{max}x)}{k_{max}x} = \delta(x), \quad (2.26)$$

sodass die ursprüngliche Spindichte $\rho(x)$ (Gl. 2.14) mit voller Auflösung frei von Kontamination abgebildet wird.

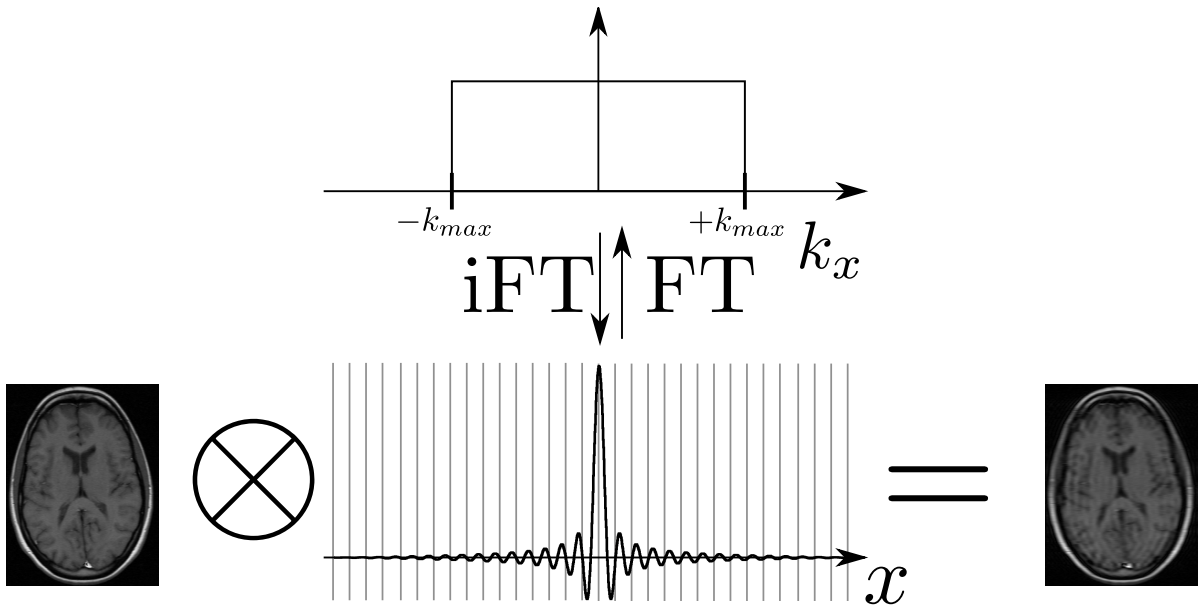


Abbildung 2.8.: Endliches Abtastintervall. Das Bild ergibt sich aus der Faltung (\otimes) zwischen Objekt und der Sinc-Funktion, die die FT der Rechteckfunktion ist. Eine Verringerung der räumlichen Auflösung und Gibbs-Artefakte sind die Folge.

2.2.2.3. Räumliche Antwortfunktion

Der Einfluss des diskreten und endlichen Abtastens des k -Raums auf das Bild in der MR-Bildgebung wurde in den vorhergehenden Abschnitten 2.2.2.1 und 2.2.2.2 getrennt voneinander untersucht. Das Bild lässt sich als Faltung (siehe Gl. 2.13) zwischen der SRF und dem Objekt beschreiben. In Gl. 2.18 und Gl. 2.24 ist zu erkennen, dass der Einfluss des diskreten bzw. des endlichen Abtastens des k -Raums als Faltung zwischen der Spindichte $\rho(x)$ und einer entsprechenden Funktion beschrieben werden kann, die als SRF zu identifizieren ist. Die Wirkung der diskreten und endlichen Abtastung ergibt sich durch Faltung dieser beiden SRFs:

$$SRF(x) = \frac{\sin(k_{max}x)}{k_{max}x} \otimes \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \delta(x - m \frac{2\pi}{\Delta k}) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \frac{\sin(k_{max}(x - m \frac{2\pi}{\Delta k}))}{k_{max}(x - m \frac{2\pi}{\Delta k})}, \quad (2.27)$$

die als die sich im Abstand $2\pi/\Delta k$ unendlich oft wiederholende Sinc-Funktion zu identifizieren ist. Die SRF beschreibt die abbildenden Eigenschaften der MR-Bildgebung. Das FOV wird durch den Abstand der Hauptmaxima der Sinc-Funktion und folglich durch die Abtastrate Δk bestimmt. Die Auflösung wird definiert durch die Breite des Hauptmaximums der Sinc-Funktion und somit den äußersten abgetasteten Punkt k_{max} im k -Raum.

Das endliche und diskrete Abtasten der $2N$ Punkte im Abstand Δk im Intervall von

$-k_{max}$ bis $+k_{max} - \Delta k$ kann durch Summation über die abgetasteten Frequenzen und somit auch als diskrete Fouriertransformation (DFT) interpretieren werden:

$$\rho(\Delta xn) = \sum_{m=-N}^{N-1} \rho(\Delta km) e^{im\Delta k\Delta xn}, \quad (2.28)$$

wobei n von $-N$ bis $+N - 1$ läuft und $2N$ Bildpunkte im Abstand Δx über das volle FOV berechnet werden. Das Objekt wird demnach an diskreten Ortspunkten im Abstand Δx berechnet. Aus der kontinuierlichen SRF ergibt sich durch Abtasten in den Abständen Δx die diskrete SRF. Die im Fall der diskreten FT eingeführte Diskretisierung des Ortsraums beeinflusst das Erscheinungsbild des Gibbs-Artefakts, da die Kontamination durch benachbartes Gewebe nur noch an den entsprechenden äquidistanten Ortsraum-punkten berücksichtigt wird.

Der Vorteil der Diskretisierung ist die sehr einfache Implementierung des Algorithmus auf den heutigen digitalen Rechnern. In der Praxis kann die Rekonstruktion durch eine DFT vorgenommen werden. Allerdings liegt die Rechenzeit für einen Datensatz der Größe N in der Größenordnung $O(N^2)$, sodass die Dauer der Rekonstruktion mit der gemessenen Datenmenge sehr schnell anwächst. Stattdessen wird die schnelle Fouriertransformation (Fast Fourier Transformation) (FFT) [49] verwendet, deren Rechenzeit mit $O(N \log(N))$ wächst.

2.3. Signal-zu-Rauschverhältnis in der MR-Bildgebung

Die Bildqualität in der MR-Bildgebung wird entscheidend geprägt durch das Signal-zu-Rauschverhältnis (Signal-to-Noise Ratio) (SNR). Aufgrund der geringen Differenzenergie zwischen den magnetischen Zuständen der MR im Vergleich zur thermischen Energie bei Zimmer- bzw. Körpertemperatur fällt die Überbesetzung des Grundzustands gegenüber dem angeregten Zustand in Anwesenheit eines homogenen Magnetfeldes B_0 sehr gering aus (mit Gl. 2.7 ergibt sich eine Polarisierung von $(N_{\uparrow} - N_{\downarrow})/(N_{\uparrow} + N_{\downarrow}) \approx 10^{-5} - 10^{-6}$). Des Weiteren ist das verfügbare Signal proportional zur Anzahl der angeregten Spins, sodass erst in einem makroskopischen System mit Spindichten im Bereich von $\rho \approx 10^{22} \text{cm}^{-3}$ ein Signal messbar wird.

Das SNR wird durch eine Vielzahl von Faktoren bestimmt. Die Anregungsenergie zwischen den magnetischen Zuständen (Gl. 2.6) und folglich die Überbesetzung des magnetischen Grundzustandes (Gl. 2.7) im thermischen Gleichgewicht nimmt mit steigender Grundmagnetfeldstärke B_0 zu. Aufgrund der Brown'schen Bewegung der Elektronen in einem elektrischen Leiter ist das Signal der MRT durch thermisches Rauschen kontaminiert, wobei der gesamte elektrische Widerstand sich aus dem des Empfangssystems R_{Spule} und der gemessenen Probe R_{Probe} im Magneten zusammensetzt. Im Hochfeldbereich dominiert im Allgemeinen das Probenrauschen ($R_{Probe} \gg R_{Spule}$) über das

Spulenrauschen, so dass gilt $SNR \propto B_0$. Daraus entsteht die Notwendigkeit im klinischen Einsatz Tomografen mit möglichst hoher Magnetfeldstärke einzusetzen. Allerdings steigt die Artefaktanfälligkeit (Wirbelströme, Magnetfeldinhomogenitäten) ebenfalls mit der Magnetfeldstärke, sodass a priori nicht von einer Verbesserung der Bildqualität bei höheren Magnetfeldstärken ausgegangen werden kann.

Es gibt verschiedene Empfangssysteme (wie Oberflächenspulen, Quadraturspulen etc.), die das SNR entscheidend beeinflussen. Das messbare Signal wird durch die Relaxationsprozesse beeinflusst und kann durch Magnetisierungspräparation (Inversionspulse, Spoilergradienten etc.) verändert werden. Es gibt zahlreiche bildgebende Sequenzen [3–7, 34], die entscheidenden Einfluss auf die Messzeit, die Signalstärke und den Bildkontrast haben.

Das SNR wird in der Bildgebung für eine Serie von Aufnahmen des gleichen Bilds für jeden Bildpunkt als Quotient des gemittelten Signals der Serie und dessen Standardabweichung definiert. Für das Rauschen σ in Abhängigkeit der Messdauer t_{mess} gilt:

$$\sigma \propto \frac{1}{\sqrt{t_{mess}}}. \quad (2.29)$$

Diese Messdauer wird bestimmt durch die Bandbreite (Bandwidth) ($BW = 1/(\Delta t_{Le})$), die die Frequenz darstellt, mit der die diskrete Abtastung mit dem Auslesegradienten G_{Le} durchgeführt wird. Anhand der Definition der FT (Gl. 2.14) ist zu erkennen, dass das Signal pro Bildpunkt sich aus der Summation der gemessenen Signale der entsprechenden k-Raum-Punkte gewichtet mit den entsprechenden Phasenfaktoren ergibt. Demnach ist das Rauschen proportional zur Gesamtanzahl der gemessenen Punkte im k-Raum, d.h. der Anzahl der Punkt N_{Le} in Leserichtung multipliziert mit der Anzahl der Phasenkodierschritte N_{Ph} . Ebenso kann das Rauschen durch die Anzahl der Wiederholungen N_{Akq} der Messung verringert werden. Das Signal pro Bildpunkt hängt ab von der Voxelausdehnung und ist somit abhängig von der SRF, die entscheidet wie viel Signal von den entsprechenden Positionen in einem Bildpunkt summiert wird. Da der wesentliche Beitrag dem Hauptmaximum der SRF entstammt, kann die Voxelausdehnung aus der Breite des Hauptmaximums der SRF Δx , Δy und Δz in die drei Raumrichtungen genähert werden. Daraus ergibt sich für das SNR:

$$SNR \propto \frac{\Delta x \Delta y \Delta z \sqrt{N_{Akq} N_{Le} N_{Ph}}}{BW} \quad (2.30)$$

Die 3d Bildgebung zeichnet sich aufgrund der hohen Anzahl an k-Raum-Punkten ($N_{Ph} = N_{ky} \cdot N_{kz}$) durch ein entsprechend hohes SNR aus. Da die Voxelausdehnung der umgekehrten räumlichen Auflösung entspricht, hat die gewählte Auflösung einen entscheidend Einfluss auf das erzielt SNR. Eine isotrope Erhöhung der räumlichen Auflösung in alle drei Raumrichtungen bewirkt einen SNR-Verlust proportional zur dritten Potenz der Voxelausdehnung. Die räumliche Auflösung ist proportional zum maximalen k-Raum-Punkt k_{max} (siehe Abschnitt 2.2.2.2), der sich für eine kartesische Abtastung

des k -Raums ohne Mittelungen demnach aus dem Produkt der Messpunkte und der Schrittweite im k -Raum ergibt ($k_{max} = N\Delta k$). Da die reziproke Schrittweite $1/\Delta k$ im k -Raum proportional zum FOV ist (siehe Gl. 2.20), stellen FOV und räumliche Auflösung konkurrierende Faktoren bezüglich des SNRs dar.

2.4. Methoden zur Verkürzung der Messzeit

Das Sequenzschema der Spin-Warp-Technik (siehe Abb. 2.2) besteht aus den Schritten der Schichtselektion, Ortskodierung, Echo-Erzeugung und Signalauslesung und evtl. Magnetisierungspräparation vor oder nach dem bildgebenden Sequenzblock. In der Spin-Echo-Bildgebung besteht ein Großteil der Aufnahmezeit in Messpausen zur Relaxation der Längsmagnetisierung für die nachfolgende kernmagnetische Anregung, sodass die Bildakquisition mehrere Minuten in Anspruch nimmt. Im Gegensatz dazu können in schnellen Gradienten-Echo-Sequenzen Echos nacheinander innerhalb weniger Millisekunden gemessen werden. Allerdings führt das Schema der Phasenkodierung dazu, dass für eine Bildgebung mit entsprechend hoher räumlicher Auflösung auch mit den schnellen Bildgebungssequenzen Messzeiten im Bereich von Sekunden entstehen. In klinischen Anwendungen wie der Echtzeit-Herzfunktions-Bildgebung [50–53] oder der First-Pass myokardialen Herzperfusions-Bildgebung [1,2] beträgt die verfügbare Messzeit aufgrund der erforderlichen zeitlichen Auflösung höchstens 50-200 ms, sodass eine Beschleunigung der MR-Bildgebung unbedingt nötig ist.

In Abschnitt 2.2 wurde gezeigt, dass für ein aliasingfreies Bild der k -Raum mit einer ausreichenden Abtastrate akquiriert werden muss. Bei gleicher Abtastrate kann in der konventionellen Bildgebung lediglich durch Reduktion des Abtastintervalls (Abb. 2.9a) die Messzeit zulasten der räumlichen Auflösung erreicht werden. In diesem Abschnitt werden mit der phasenbeschränkten (Abb. 2.9b) und der parallelen Bildgebung (Abb. 2.9c) Methoden vorgestellt, die eine Rekonstruktion eines möglichst artefaktfreien, vollständigen Bildes aus unzureichend akquirierten k -Raum-Daten und somit eine Beschleunigung der Bildgebung erlauben.

2.4.1. Phasenbeschränkte Bildgebung

Das Signal, das in der MR-Bildgebung gemessen wird, ist komplexwertig, wohingegen die Magnetisierung eine reelle Größe ist. Für die FT $\rho(k) = FT(\rho(r))$ der Spindichte $\rho(r) \in \mathbb{R}$ gilt (Gl. A.4)

$$\rho(k) = \rho^*(-k), \quad (2.31)$$

wobei $*$ die Konjugation symbolisiert. Aufgrund der Symmetrie des k -Raums kann im Idealfall eines reellen Signals das Bild aus einer Hälfte des k -Raums artefaktfrei berechnet werden, sodass die Messzeit durch Akquisition nur einer k -Raum-Hälfte halbiert werden kann. In der Praxis treten jedoch Phasenfehler, verursacht z.B. durch Bewegung,

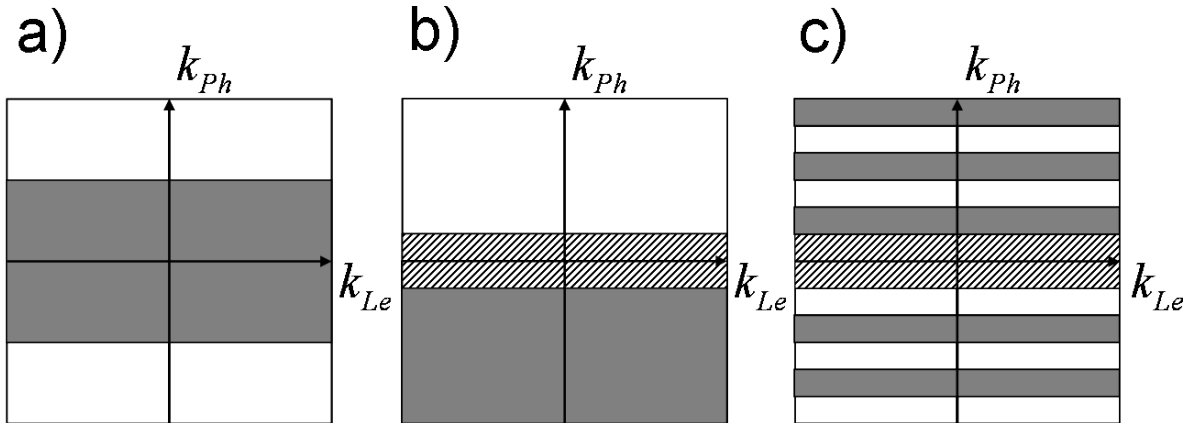


Abbildung 2.9.: Abtaststrategien zur Verkürzung der Messzeit. Die graue Fläche präsentiert jeweils den akquirierten Bereich, die weiße Fläche den ausgelassenen Bereich. Die Messzeit kann durch Reduktion der räumlichen Auflösung erreicht werden (a). Alternativ kann in der phasenbeschränkten Methode (b) eine k-Raum-Hälfte ausgelassen werden oder in der Parallelen Bildgebung (Partial Parallel Acquisition) (PPA) (c) die Abtastrate in Phasenkodierrichtung k_{Le} reduziert werden. Die fehlenden Daten werden in b und c rekonstruiert unter Verwendung eines zentralen Kalibrierungsbereichs (schwarzweiß gestreifte Fläche).

Fluss, Inhomogenitäten des statischen Magnetfeldes B_0 und des Spulenprofils auf, sodass die strenge Bedingung der k-Raum-Symmetrie nicht mehr erfüllt ist. Die FT eines partiell akquirierten k-Raums führt daher zu einem starken Auflösungsverlust und zu Artefakten (Abb. 2.10b) vor allem im Bereich schneller Änderungen in der Bildphase wie im Bereich der Blutgefäße. Des Weiteren ist das SNR (Gl. 2.30) entsprechend der reduzierten Datenmenge um den Faktor $\sqrt{2}$ verringert.

Der räumliche Auflösungsverlust in der Rekonstruktion des asymmetrisch akquirierten k-Raums ist eine Folge der veränderten SRF aufgrund der asymmetrischen k-Raum-Gewichtung. In der homodynen Rekonstruktion (siehe Abb. 2.10c) wird ein k-Raum-Filter angewendet, der diese asymmetrische k-Raum-Gewichtung kompensiert [54]. Allerdings sind immer noch deutliche Rekonstruktionsfehler im Bereich der Gefäße zu erkennen. Des Weiteren wirkt sich die homodyne Rekonstruktion positiv auf das SNR des Bildes aus. Die Rauschkomponente mit orthogonaler Phase zum Signal wird durch die phasenbeschränkte Rekonstruktion unterdrückt, bzw. das Rauschen wird auf die Komponente mit identischer Phase zum Signal reduziert.

Eine etwas abgeschwächte Bedingung der k-Raum-Symmetrie besteht darin, dass sich die Bildphase im Ortsraum nur langsam ändert, d.h. die Bildphase kann durch eine niedrig aufgelöste Phasenkarte approximiert werden. In der partiellen Fourier-Bildgebung wird der k-Raum zu einem gewissen Bruchteil über eine Hälfte hinaus akquiriert [55–59]. Aus dem zentralen k-Raum-Bereich wird die Näherung für den Phasenverlauf gewonnen,

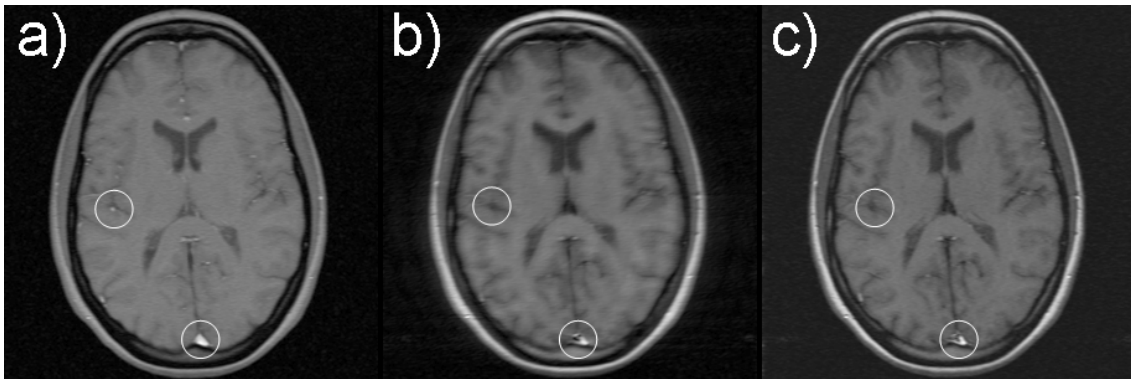


Abbildung 2.10.: Spin-Echo-Aufnahme des Kopfes rekonstruiert aus dem vollen Datensatz (a) sowie die Rekonstruktion des zu $\frac{9}{16}$ partiell akquirierten k-Raums durch einfache FT (b) und mit der homodynen Bildgebung c. Die weißen Kreis markieren Gefäße, die in den phasenbeschränkten Methoden unzureichend rekonstruiert werden.

mit dem dann der volle k-Raum extrapoliert wird.

Im Projections Onto Convex Sets (POCS)-Algorithmus (Abb. 2.11) wird das Bild konsistent zur approximierten Bildphase iterativ rekonstruiert [59]. Zunächst wird aus dem zentralen k-Raum-Bereich, der in beiden k-Raum-Hälften akquiriert wurde, durch IFT ein niedrig aufgelöstes Bild $M_0(x, y)$ rekonstruiert, dessen Bildphase $\phi_0(x, y)$ als Approximation der Phase des hoch aufgelösten Bildes verwendet wird. Aus dem asymmetrisch abgetasteten k-Raum wird ebenfalls ein Bild rekonstruiert. Aus dessen Betrag und der approximierten Phase entsteht ein komplexes Bild $M_i(x, y)$. Die FT dieses Bildes liefert einen vollständig akquirierten k-Raum, dessen k-Raum-Anteil, der im nicht-akquirierten Bereich des gemessenen k-Raums liegt. Dieser wird als Approximation des nicht-akquirierten k-Raums verwendet. Ein neuer k-Raum M_{i+1} entsteht, indem der akquirierte Bereich durch die Messdaten ersetzt wird. Daraus kann wiederum ein neues Betragsbild berechnet werden, das mit der Abschätzung der Bildphase ein neues komplexes Bild bzw. einen vollständigen k-Raum ergibt. Iterativ kann so der fehlende k-Raum-Bereich und somit das vollständige Bild konsistent zur genäherten Bildphase bestimmt werden.

2.4.2. Parallele Bildgebung

In Abschnitt 2.2.2.2 wurde gezeigt, dass der k-Raum mindestens mit der Nyquist-Rate (Gl. 2.21) abgetastet werden muss, um Aliasing zu vermeiden. Wird bei der regelmäßigen Abtastung dieses Kriterium nicht erfüllt, ist das FOV kleiner als das Objekt, sodass mehrere Objektpunkte in einem Bildpunkt abgebildet werden. Für einen Reduktionsfaktor R (siehe Abb. 2.12) werden R Punkte entsprechend der SRF (Abb. 2.7) in einem Bildpunkt additiv vereint. Die PPA ist eine Technik, die es erlaubt, aus einem solch unterabgetasteten k-Raum ein Bild ohne Aliasing zu rekonstruieren. Bei einer kartesischen

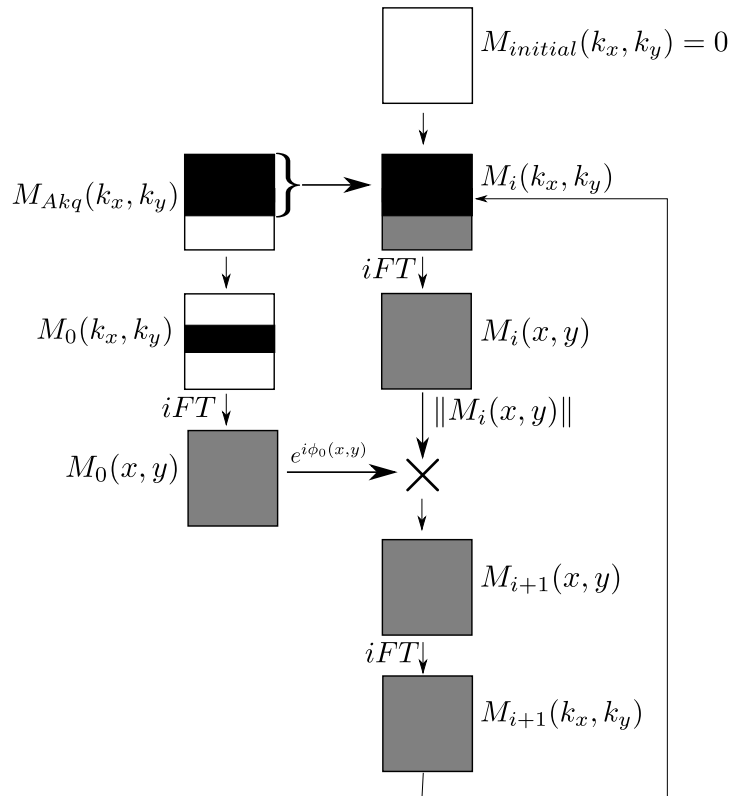


Abbildung 2.11.: Schematische Darstellung des POCS-Algorithmus.

Abtastung des k-Raums wird die Bildgebung beschleunigt, indem nur jeder R-te Punkt des Nyquist-abgetasteten k-Raums in Phasenkodierrichtung akquiriert wird. Voraussetzung für die Anwendung der PPA ist, dass das Signal mit mehreren Empfangsspulen unterschiedlicher räumlicher Sensitivität gleichzeitig akquiriert wird. Aus dem unterabgetasteten k-Raum wird unter Ausnutzung der unterschiedlichen Spulensensitivitäten das Bild mit vollem FOV rekonstruiert.

Es gibt eine Reihe von Methoden der PPA, die im Wesentlichen in zwei Klassen von Rekonstruktionsverfahren eingeteilt werden können: Methoden, die im Ortsraum [8, 60] das volle FOV durch Trennung der überlagerten Pixel wiederherstellen, und Techniken, die durch Extrapolation der fehlenden Messpunkte im k-Raum [9, 61–64] das vollständige FOV rekonstruieren. Des Weiteren gibt es Hybrid-Methoden [65], die sowohl im Orts- als auch im k-Raum ausgeführt werden. Einen Überblick über die verschiedenen Methoden der PPA sowie ihrer Anwendungen findet sich in den Arbeiten von Heidemann et al. [66] und Blaimer et al. [67].

Die Rekonstruktion der PPA besteht aus zwei Schritten: 1. die Kalibrierung der Spulensensitivitäten oder Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)-Faktoren und 2. die Bildrekonstruktion.

Die Bestimmung der Sensitivitäten wird erschwert durch die Ungenauigkeiten der Mes-

sung aufgrund des Rauschens und der variierenden Signalstärke des aufzunehmenden Objekts. Die Kalibrierung benötigt einen Datensatz, der mit der Nyquist-Rate abgetastet wurde. Dieser kann durch eine zusätzliche Messung, eine Variation der Abtastdichte im Laufe der Akquisition oder eine verschränkte Abtastfunktionen im zeitlichen Verlauf einer dynamischen Messung gewonnen werden [62, 63, 68–71].

Theoretisch kann mit einer Spule mit n_c Spulenelementen eine Beschleunigung von $R = n_c$ erreicht werden. Technisch gesehen ist dies kaum zu realisieren, da die Spulensensitivitäten der Spulenelemente ein System linear unabhängiger Komponenten darstellen muss, um die maximale Beschleunigung ausnutzen zu können. Ein weiterer wichtiger Aspekt der PPA ist das SNR, das, neben der verkürzten Messzeit, aufgrund einer schlecht konditionierten Rekonstruktionsmatrix eine Reduktion erfährt. Im Folgenden werden die zwei wichtigsten Methoden der orts- und k-Raum-basierten parallelen Bildgebungsverfahren Sensitivity Encoding for Fast MRI (SENSE) [8] und Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) [9] vorgestellt. Anschließend wird der Parallel magnetic resonance imaging with Adaptive Radius in k-Space (PARS)-Algorithmus [72] vorgestellt, der eine Erweiterung der GRAPPA-Methode auf beliebig unterabgetastete k-Räume darstellt.

2.4.2.1. Ortsraumbasierte Parallele Bildgebung: ”Sensitivity Encoding for Fast MRI” (SENSE)-Bildgebung

Die von Pruessmann et al. vorgestellte Methode der SENSE-Bildgebung stellt die am häufigsten angewendete, ortsraumbasierte parallele Bildgebungsmethode dar [8]. Das räumliche Signal $S_i(r)$ der i -ten Spule ist das Produkt (Abb. 2.13) aus dessen komplexer Spulensensitivität $C_i(r)$ und der Magnetisierung $m(r)$ des aufgenommenen Objekts :

$$S_i(r) = C_i(r) \cdot m(r) + n_i(r), \quad (2.32)$$

das aufgrund der Ungenauigkeit der Messung mit Rauschen $n_i(r)$ der jeweiligen Spule belegt ist. Aufgrund der induktiven Kopplung der Spulenelemente ist das Rauschen der einzelnen Spulenelemente korreliert, d.h. durch das Rauschen benachbarter Spulenelemente wird ein zusätzliches Rauschen induziert. Das Rauschen $n_i(r)$ aller Bildpunkte kann als Stichprobe der Verteilung des Rauschens angesehen werden. Mit der Rauschkorrelationsmatrix $\hat{\Psi}$ der Größe $n_c \times n_c$ und dem Rauschvektor $\vec{\eta}$ von n_c Zufallszahlen einer Gaußförmigen Verteilung mit Mittelwert Null und Standardbreite 1 kann eine neue Stichprobe der durch die Rauschkorrelation veränderten Verteilung des Rauschens der Spulenelemente folgendermaßen generiert werden:

$$\vec{n}'(r) = \hat{\Psi}^{1/2} \vec{\eta}(r), \quad (2.33)$$

wobei sich das Rauschen an den verschiedenen Orten r durch ein jeweils neues Ensemble von Zufallszahlen $\vec{\eta}(r)$ generiert.

Für einen mit Beschleunigungsfaktor R regelmäßig unterabgetasteten k-Raum addieren

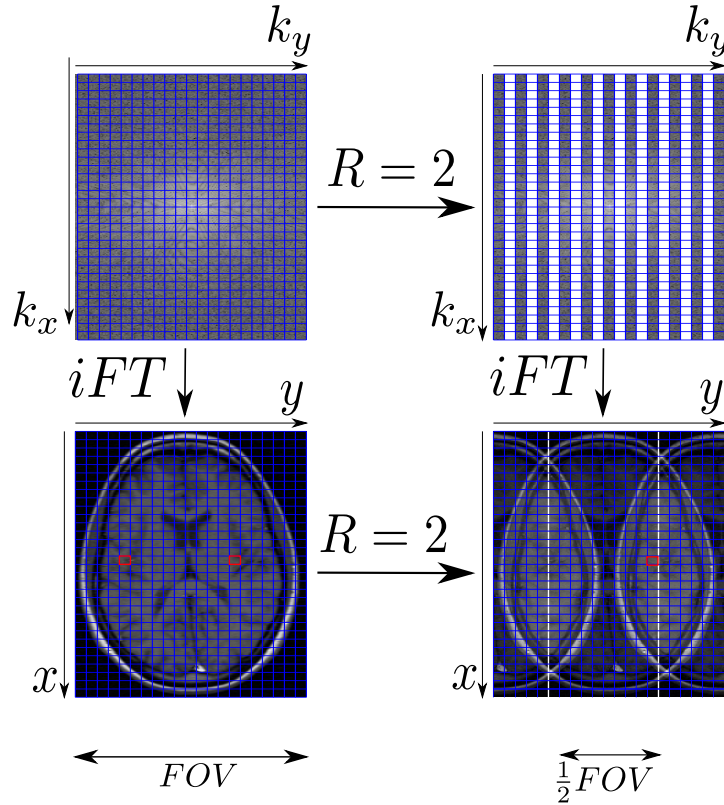


Abbildung 2.12.: Bei einer beschleunigten Akquisition des k -Raums in Phasenkodier- richtung k_y mit $R = 2$ (oben) wird lediglich jede zweite Linie in Ausleserichtung k_x aufgenommen. Dadurch wird das FOV halbiert (unten), sodass sich zwei Punkte (rote Quadrate) im Abstand eines halben FOV s der unbeschleunigten Bildgebung im beschleunigten Bild additiv zu einem Bildpunkt vereinen.

sich Signale von R verschiedenen Lokalitäten im Abstand FOV_{full}/R zu einem Bildpunkt (Abb. 2.13) im reduzierten FOV_{red} , sodass für die jeweilige Spule gilt:

$$S_i(r) = \sum_{j=0}^{R-1} C_i(r + j \frac{FOV_{full}}{R}) m(r + j \frac{FOV_{full}}{R}). \quad (2.34)$$

Die n_c Gleichungen aller Spulenelemente stellen ein Gleichungssystem dar, das äquivalent in einer Vektorgleichung formuliert werden kann. Die Spulensignale und die überlagernden Bildpunkte des Objekts lassen sich in den Vektoren \vec{S}_r und \vec{m}_r darstellen. Die Spulensensitivitäten an den Orten der einfaltenden Bildpunkte können in der Matrix \hat{C}_r der Größe $n_c \times R$ zusammengefasst werden, sodass sich das Gleichungssystem mit folgender Vektorgleichung beschreiben lässt:

$$\vec{S}_r = \hat{C}_r \vec{m}_r. \quad (2.35)$$

Während die Anzahl der Gleichungen der Anzahl der Spulenelemente n_c entspricht, ist die Anzahl der Unbekannten des Gleichungssystems, d.h. die Objektpunkte \vec{m}_r , gleich dem Beschleunigungsfaktor R . Das Gleichungssystem ist eindeutig bestimmt für den Fall $n_c = R$. Unter Kenntnis der Spulensensitivitäten, kann durch Invertierung der Sensitivitätsmatrix \hat{C}_r das Objekt \vec{m}_r im vollständigen FOV_{full} ermittelt werden. Das gemessene Signal \vec{S}_r ist jedoch durch das korrelierte Rauschen \vec{n}_r der Spulen kontaminiert. Daher wird zur Stabilisierung der Lösung üblicherweise ein überbestimmtes Gleichungssystem, d.h. $n_c > R$, gewählt. Durch eine zusätzliche Rekonstruktionsbedingung [8] kann mit der Pseudoinversen von \hat{C}_r und der Rauschkorrelationsmatrix $\hat{\Psi}$ aus diesem Lösungsraum die Lösung mit dem kleinsten Fehlerquadrat bezüglich des korrelierten Rauschens bestimmt werden:

$$\vec{m}_r = (\hat{C}_r^H \hat{\Psi}^{-1} \hat{C}_r)^{-1} \hat{C}_r^H \hat{\Psi}^{-1} \vec{S}_r, \quad (2.36)$$

wobei H die hermitesche Matrix symbolisiert. Das Rauschen des Bildelements ρ der R eingefalteten Punkte, die nach Rekonstruktion mit SENSE separiert sind, ergibt sich zu:

$$\sigma_\rho = \sqrt{\frac{1}{n_k} ((\hat{C}_r^H \hat{\Psi}^{-1} \hat{C}_r)^{-1})_{\rho,\rho}}, \quad (2.37)$$

wobei N_{Akq} die Anzahl der gemessenen Punkte im k-Raum darstellt. Mit Gl. 2.37 kann das Rauschen für jede beliebige regelmäßige Beschleunigung, also auch für den unbeschleunigten Fall berechnet werden. Unter der Voraussetzung, dass das Signal in den Bildern der SENSE-Rekonstruktion und der unbeschleunigten Bildgebung identisch ist, d.h. deren SRF identisch ist, kann das relative SNR zwischen der unbeschleunigten und beschleunigten Akquisition berechnet werden:

$$\frac{SNR_r^0}{SNR_r^{red}} = \frac{\sigma_r^{red}}{\sigma_r^0} = \sqrt{R} g_\rho, \quad (2.38)$$

wobei g_ρ als Geometrie-Faktor (g-Faktor) bezeichnet wird:

$$g_\rho = \sqrt{((\hat{C}_r^H \hat{\Psi}^{-1} \hat{C}_r)^{-1})_{\rho,\rho} ((\hat{C}_r^H \hat{\Psi}^{-1} \hat{C}_r)_{\rho,\rho})} \quad (2.39)$$

Das relative SNR ist zum einen, wie zu erwarten, proportional zu $\sqrt{R} = \sqrt{N_{Akq}^0 / N_{Akq}^{red}}$, da das SNR proportional zur Quadratwurzel der Anzahl der Messpunkte (Gl. 2.30) zunimmt. Desweiteren gibt es einen Anteil, der im g-Faktor zusammengefasst ist und eine räumliche Abhängigkeit des relativen SNRs beschreibt. Für den g-Faktor gilt:

$$g_\rho \geq 1. \quad (2.40)$$

Er beschreibt neben der Reduktion der Messzeit einen zusätzlichen SNR-Verlust durch die Rekonstruktion der PPA. Der g-Faktor ist von der Spulengeometrie abhängig und nimmt mit steigendem Beschleunigungsfaktor zu.

Die SENSE-Rekonstruktion erfordert die Lösung eines in der Regel überbestimmten Gleichungssystems. Die Rauschverstärkung ist die Folge eines schlecht konditionierten Gleichungssystems. Es gibt Regularisierungsmethoden, die durch zusätzliche Bedingungen an die Rekonstruktion die Lösung des Gleichungssystems stabilisieren sollen, um so die Rauschverstärkung zu minimieren [73–77].

Die Sensitivitäten können aus den Kalibrierungsdaten bestimmt werden, indem die Bilder der einzelnen Spulenelemente z.B. durch die Quadratwurzel der quadratischen Mittelung aller Spulenelemente oder mit der homogenen Körperspule normiert werden. Erstere Methode ist adäquat, solange der Phasenverlauf des akquirierten Objekts keine schnellen Variationen aufweist, und kann im Zuge der beschleunigten Messung durch Aufnahme zusätzlicher, zentraler k-Raum-Linien selbstkalibrierend angewendet werden, während zweitens eine zusätzliche Messung benötigt, um die Sensitivitäten akkurat abschätzen zu können. Die Genauigkeit, mit der die Spulensensitivitäten bestimmt werden können, wird durch das SNR, die Signalverteilung im Bild sowie die räumliche Auflösung des Kalibrierungsdatensatzes bestimmt. Zur Optimierung der Kalibrierung werden in der Arbeit von Pruessmann et al. die Spulensensitivitäten durch langsam variierende Funktionen (z.B. Polynome niedriger Ordnung) modelliert und mit Filterfunktionen geglättet [8]. Des Weiteren kann im Kalibrierungsschritt die Sensitivität der Spulen nicht in den Bereichen reinen Rauschens bestimmt werden, sodass diese Bereiche durch einen Schwellwertfilter aussortiert werden müssen.

Es existieren alternative Methoden zur Erhöhung der Genauigkeit der Bestimmung der Spulensensitivitäten [78, 79].

2.4.2.2. K-Raum-basierte Parallele Bildgebung: Generalized Autocalibrated Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)

Die in der klinischen Routine am häufigsten verwendete k-Raum-basierte PPA ist die Methode der GRAPPA-Bildgebung [9]. Historisch gesehen ist diese Technik aus den Methoden Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH) [61], Auto-SMASH [62] und Variabel Density-Auto-SMASH [63] erwachsen.

Zur Vereinfachung sei eine 1d k-Raum-Akquisition betrachtet. Das Bild in der MRT ist, wie bereits im vorherigen Abschnitt 2.4.2.1 beschrieben, das Produkt aus der Magnetisierung und dem Spulenprofil (siehe Gl. 2.32). Aus dessen FT geht das k-Raum-Signal $S_i(k_y)$ im Spulenelement i hervor und stellt eine Faltung zwischen der Magnetisierung und den Spulenprofilen dar:

$$S_i(k_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} m(y)C_i(y)e^{ik_y y} dy. \quad (2.41)$$

In der PPA wird lediglich jede n -te k-Raum-Linie akquiriert. Die k-Raum-basierte PPA erfordert daher die Berechnung der während der beschleunigten Akquisition ausgelassenen k-Raum-Punkte. Das Signal eines im k-Raum um $m\Delta k_y$ verschobenen Punkts der

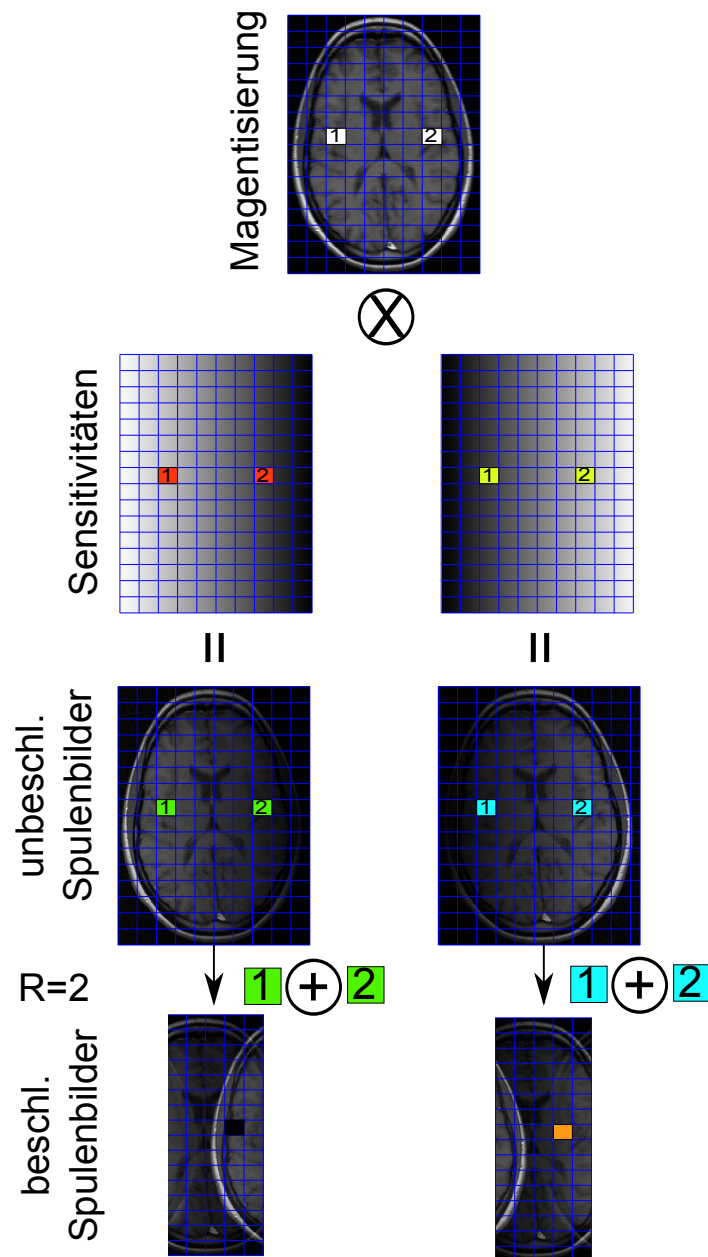


Abbildung 2.13.: Schema der SENSE-Rekonstruktion. Die Pixel 1 und 2 addieren sich zu einem Punkt in der 2-fach beschleunigten Bildgebung. Die Bilder der beiden Empfangsspulen (linke und rechte Spalte) sind das Produkt der beiden unterschiedlichen Sensitivitäten mit der Magnetisierung. Sind die Spulensensitivitäten bekannt, so kann aus den beiden beschleunigten Bildern auf die überlagerten Pixel der Magnetisierung geschlossen werden.

Spule i

$$S_i(k_y + m\Delta k_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} m(y)C_i(y)e^{i(k_y + m\Delta k_y)y} dy = \int_{-\infty}^{+\infty} m(y)C_i(y)e^{im\Delta k_y y} e^{ik_y y} dy \quad (2.42)$$

lässt sich aus dem Nachbarpunkt durch Anwendung der Harmonischen $e^{im\Delta k_y y}$ m -ter Ordnung berechnen. Die Idee der GRAPPA-Rekonstruktion besteht darin, das Produkt aus der Harmonischen m -ter Ordnung und dem Spulenprofil $C_i(y)$ der Spule i durch eine geeignete Linearkombination aller Spulensensitivitäten zu nähern [9]:

$$C_i(y)e^{im\Delta k_y y} \approx \sum_{j=1}^{n_c} w_{j,i}^{(m)} C_j(y), \quad (2.43)$$

wobei für jede Harmonische m -ter Ordnung für jeweils jede Spule n_c Gewichtungsfaktoren verwendet werden. Durch Einsetzen dieser Näherung (Gl. 2.43) in Gl. 2.42 und Vorziehen der Summation lässt sich das Integral ausführen, sodass sich folgender Zusammenhang zwischen den Signalen der ausgelassenen und gemessenen Positionen im k -Raum ergibt:

$$S_i(k_y + m\Delta k_y) \approx \sum_{j=1}^{n_c} w_{j,i}^{(m)} S_j(k_y). \quad (2.44)$$

Die Rekonstruktion fehlender k -Raum-Punkte erfolgt demnach nach Kenntnis der Gewichtungsfaktoren $w_{j,i}^{(m)}$ aus dem Signal der benachbarten, gemessenen k -Raum-Positionen. Der Zusammenhang in Gl. 2.44 zwischen ausgelassenen und gemessenen Signalen im k -Raum wurde hier zur Vereinfachung auf den 1d Fall angewendet. Moderne Implementationen der GRAPPA-Methode verwenden zur Rekonstruktion der fehlenden k -Raum-Daten anstelle eines Nachbarpunkts mehrere gemessene k -Raum-Punkte in der Umgebung des gesuchten Punkts (siehe Abb. 2.14). Der Kern von GRAPPA-Gewichtungsfaktoren erlaubt durch die größere Anzahl an Freiheitsgraden eine bessere Approximation der Harmonischen.

Die gesuchten k -Raum-Punkte sowie deren bekannte Nachbarpunkte, die zur Berechnung der fehlenden k -Raum-Punkte benötigt werden, können durch die Vektoren \vec{S}^{Ziel} und \vec{S}^{Quelle} der Länge n_c und $n_c \cdot n_n$ beschrieben werden, wobei n_n die Anzahl der Quellpunkte in jeder Spule beschreibt. Die Menge der GRAPPA-Gewichtungsfaktoren $w_{j,i}^{(m)}$ kann in einer $n_c \times (n_c \cdot n_n)$ -Matrix \hat{w}^m zusammengefasst werden. Dadurch lässt sich der GRAPPA-Formalismus auf eine Vektorgleichung reduzieren:

$$\vec{S}^{Ziel} = \hat{w}^m \vec{S}^{Quelle}. \quad (2.45)$$

Die Gewichtungsfaktoren lassen sich bestimmen, indem zusätzlich zur beschleunigten Messung Kalibrierungsdaten akquiriert werden, sodass im k -Raum ein Nyquist-abgetasteter Bereich entsteht, in dem Quell- und Zielpunkte bekannt sind (siehe Abb. 2.14). Damit die $n_c \times (n_c \cdot n_n)$ unbekanntes Gewichtungsfaktoren bestimmt werden können, sind mindestens $n_c \times n_n$ solcher Quell- und Zielpunktpaare nötig. Da die gemessenen Signale

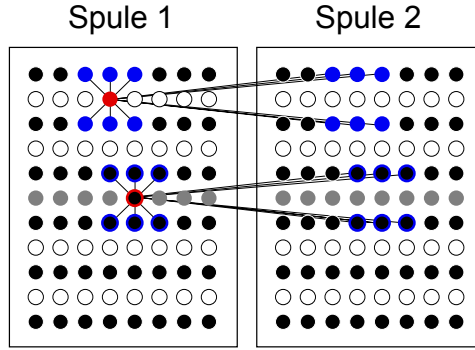


Abbildung 2.14.: Schema der GRAPPA-Rekonstruktion am Beispiel einer 2-Kanal-Empfangsspule. Die schwarzen und weißen Punkte stellen die akquirierten und ausgelassenen k-Raum-Punkte der beiden Empfangskanäle dar. Spulenweise wird der zu rekonstruierende Zielpunkt (roter Punkt) aus den Quellpunkten (blaue Punkte), einem festen Muster von Nachbarpunkten aller Spulen, berechnet. Zur Bestimmung der GRAPPA-Gewichtungsfaktoren werden zusätzliche Kalibrierungsdaten (graue Punkte) gemessen. In der Kalibrierung sind Quell- (schwarzer Punkt mit roter Umrandung) und Zielpunkte (schwarze Punkte mit blauer Umrandung) bekannt, sodass die GRAPPA-Gewichtungsfaktoren bestimmt werden können.

mit Rauschen belegt sind, werden zur Stabilisierung der Kalibrierung deutlich mehr Daten akquiriert. Zur Kalibrierung der GRAPPA-Faktoren \hat{w}^m kann die Relation in Gl. 2.45 verwendet werden, indem die Anzahl der Kalibrierungsbedingungen n_{calib} durch Erweiterung der Vektoren der Ziel- und Quellpunkte zu Matrizen \hat{S}^{Ziel} und \hat{S}^{Quelle} der entsprechenden Größen $n_c \times n_{calib}$ und $(n_c \cdot n_n) \times n_{calib}$ beschrieben wird

$$\hat{S}_{ACS}^{Ziel} = \hat{w}^m \hat{S}_{ACS}^{Quelle}. \quad (2.46)$$

Für den Fall, dass $n_{calib} > n_c \times n_n$ beschreibt Gl. 2.46 ein überbestimmtes Gleichungssystem. Durch die Berechnung der Pseudoinversen von \hat{S}_{ACS}^{Quelle} kann die bezüglich des Rauschens minimierte Lösung der GRAPPA-Gewichtungsfaktoren bestimmt werden. Die FT des GRAPPA-Kerns kann als eine Näherung der Spulensensitivitäten betrachtet werden. Die geringe Zahl benachbarter k-Raum-Punkte zur Berechnung der fehlenden k-Raum-Punkte in der GRAPPA-Rekonstruktion beschreibt die Modellierung der langsam variierenden Funktionen der Spulensensitivitäten durch wenige Entwicklungskoeffizienten. Obwohl die GRAPPA-Rekonstruktion im Vergleich zur SENSE-Methode eine Approximation darstellt, führt die Modellierung insbesondere aufgrund der Kontamination der MR-Daten mit Rauschen zu einer Stabilisierung der Rekonstruktion und einer Verbesserung des SNRs. Dem SNR kommt in der GRAPPA-Methode zusätzlich zugute, dass die Spulensignale einzeln rekonstruiert werden und anschließend in der Wurzel der Quadrate der Beträge ihrer Spulen oder nach Roemer et al. [80] kombiniert werden. Zusätzlich werden so Phasenauslöschungen bei der Kombination der Spulen vermieden.

Auch das Umgehen der direkten Berechnung der Spulensensitivitäten durch Fitten an die Kalibrierungsdaten reduziert die Fehleranfälligkeit der Rekonstruktion.

Entscheidend für die Qualität der Rekonstruktion ist die Wahl des GRAPPA-Kerns [81–84]. Regularisierungsmethoden sollen die Berechnung der GRAPPA-Gewichtungsfaktoren stabilisieren. Es gibt mittlerweile zahlreiche Varianten der GRAPPA-Methode, wie iterative Methoden [85] oder der Operator-Formalismus [86–91] sowie angepasste Rekonstruktionsverfahren an die dynamische Bildgebung [71].

In der Arbeit von Breuer et al. [92] ist eine Methode vorgestellt worden, die die direkte Berechnung der g-Faktoren der GRAPPA-Rekonstruktion ermöglicht.

2.4.2.3. Parallel magnetic resonance imaging with Adaptive Radius in k-Space (PARS)

Die SENSE-Rekonstruktion profitiert davon, dass bei einer regelmäßigen Unterabtastung des k-Raums das Aliasing einfach durch Überlagerung mehrerer Bildpunkte beschrieben werden kann. Im Falle einer nicht-kartesischen Unterabtastung ist das Aliasingverhalten wesentlich komplizierter und verteilt sich über einen ganzen Bereich von Bildpunkten mit unterschiedlicher Gewichtung. Eine Erweiterung der SENSE-Bildgebung auf beliebige Abtastfunktionen ist von Pruessmann et al. beschrieben [60]. Allerdings erfordert die Methode eine Reihe von Rekonstruktionsschritten, die in einem Iterationsschema wiederholt werden müssen.

Wesentlich leichter lässt sich die GRAPPA-Rekonstruktion auf beliebige Abtastfunktionen erweitern. Die PARS-Bildgebung nutzt die Eigenschaft aus, dass der GRAPPA-Kern aus gemessenen benachbarten Punkten der fehlenden k-Raum-Punkte besteht [72]. Da jedoch keine Forderung an die Struktur des GRAPPA-Kerns gestellt ist, können die Abstände der k-Raum-Punkte beliebig gewählt werden. In der PARS-Rekonstruktion wird ein k-Raum von kartesischen Gitterpunkten erzeugt. Dazu werden im Umkreis mit Radius Δk_{PARS} (Abb. 2.15) des jeweiligen kartesischen Gitterpunkts die benachbarten, gemessenen Punkte gesucht, die den entsprechenden GRAPPA-Kern darstellen. Die Methode ist sehr rechenintensiv, da im Prinzip für jeden kartesischen Gitterpunkt ein eigener GRAPPA-Kern bestimmt und angewendet werden muss. Die nicht-kartesische GRAPPA-Rekonstruktion kann aber effektiv beschleunigt werden [86, 88, 93, 94].

Die Kalibrierung erfordert, dass ein dicht abgetasteter k-Raum vorhanden sein muss, in dem k-Raum-Punkte in unregelmäßigen Abständen entsprechend den vorkommenden GRAPPA-Kernen enthalten sein müssen. Eine einfache und schnell implementierbare Methode besteht darin, die k-Raum-Dichte durch Interpolation von Zwischenpunkten zu erhöhen und beliebige k-Raum-Distanzen durch Rundung zu nähern. Die Methode des "Zerofillings" nutzt die Eigenschaft, dass das FOV beim diskreten Abtasten des k-Raums proportional zur Abtastdichte (Gl. 2.20) im k-Raum ist. Wenn das vollständige FOV, wie in den Kalibrierungsdaten, bekannt ist, kann das FOV durch Nulleinträge künstlich erweitert werden. Die FT eines solchen Bildes stellt somit eine Approximation eines dichter abgetasteten k-Raums dar.

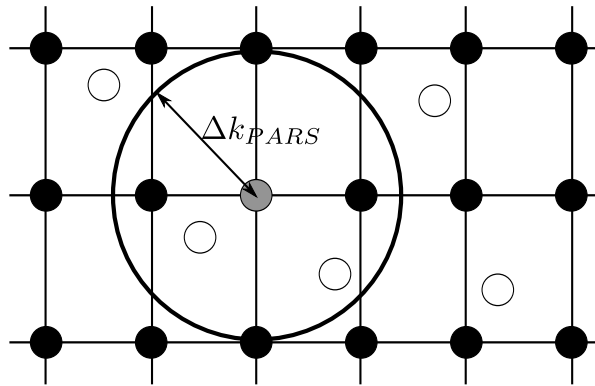


Abbildung 2.15.: Der GRAPPA-Kern des PARS-Algorithmus setzt sich aus den unregelmäßig abgetasteten k -Raum-Punkten (weiße Kreise) im Abstand Δk_{PARS} zu den zu rekonstruierenden Punkten (grauer Kreis) des regelmäßigen Gitters (schwarze Kreise) zusammen.

2.4.3. Multi-Replika-Methode zur Bestimmung von SNR- und g -Faktor-Karten in der MR-Bildgebung

Das SNR ist eine wichtige Größe zur Charakterisierung der Bildqualität in der MRT. Eine häufig verwendete Abschätzung des SNRs in MR-Bildern besteht darin, das Rauschen in signalschwachen Arealen des Bildes abzuschätzen [95, 96]. Allerdings ist die Bestimmung des Rauschens oft sehr ungenau, da nur wenig Hintergrundrauschen im Bild vorhanden ist. Im Weiteren ist die Grundannahme, dass das Rauschen im gesamten Bild homogen verteilt ist. Dies trifft z.B. im Fall der PPA aufgrund der ortsabhängigen Rauschverstärkung nicht zu. Die exakte Bestimmung des SNRs kann durch eine vielfache Wiederholung der Messung erreicht werden, ist in der Praxis aufgrund der langen Messzeit jedoch oft nicht realisierbar. Dennoch kann durch zweifache Messung eine Abschätzung getroffen werden [97].

Für einfache Rekonstruktionsverfahren lassen sich SNR-skalierte Bilder durch eine angepasste Gewichtung aller Rekonstruktionsschritte erreichen [98]. Für komplexere Rekonstruktionsmethoden kann die analytische Bestimmung der SNR-skalierten Bilder schnell an Grenzen stoßen.

Die Methode von Breuer et al. ermöglicht die direkte Berechnung der g -Faktoren der GRAPPA-Rekonstruktion [92]. Die Implementierung dieser Methode ist allerdings sehr speicherintensiv und kann für verschiedene Anwendungen an die Grenzen heute verfügbarer Rechner stoßen.

Eine simple und vielseitig einsetzbare Alternative stellt die Multi-Replika-Methode nach Robson et al. dar [99]. Die wiederholten Messungen zur Bestimmung des SNRs werden in einer Simulation erzeugt, sodass neben der Akquisition der Bilddaten lediglich noch die Rauschkorrelation der Mehrkanal-Empfangsspule bestimmt werden muss. Das Prinzip

dieses Verfahrens ist schematisch in Abb. 2.16 dargestellt. Zunächst muss das korrelierte Rauschen $\hat{\Psi}$ der verwendeten Empfangsspule ermittelt werden. Dies geschieht in einer zusätzlichen Akquisition, in der die identische Sequenz wie in der bildgebenden Messung allerdings ohne Anregungspuls verwendet wird. Die mit korreliertem Rauschen kontaminierten k-Raum-Daten des zu rekonstruierenden Bildes werden zusätzlich mit korreliertem Rauschen versehen, das mit der Rauschkorrelationsmatrix generiert wurde. Dieses künstliche Rauschen wird durch Ziehen von Zufallszahlen einer gaußförmigen Verteilung mit Mittelwert Null und Standardwert 1 und anschließender Anwendung auf die Rauschkorrelationsmatrix (Gl. 2.33) erzeugt. Die zusätzlich verrauschten Daten werden anschließend rekonstruiert und gespeichert. Der Vorgang der Erzeugung korrelierten Rauschens und anschließende Addition zu den Rohdaten des k-Raum-Signals des Bildes und Rekonstruktion dieser Daten wird mehrfach wiederholt bis für jeden Bildpunkt N_{Rep} Replika vorliegen. Der Mittelwert der Menge dieser Replika an jedem Bildpunkt entspricht dem Wert des Bildes der Rekonstruktion ohne zusätzliches Rauschen. Aus der Breite der Verteilung der Menge der Replika kann für jeden Bildpunkt das Rauschen bestimmt werden. Rauschkarte und Bild durchlaufen das gleiche Rekonstruktionsverfahren und sind somit identisch skaliert, sodass daraus eine orts aufgelöste SNR-Karte bestimmt werden kann.

Entscheidend für die Gültigkeit der Methode ist, dass alle Schritte der Rekonstruktion lineare Operationen darstellen, sodass die Verteilung der Replika gaußförmig bleibt. Daher wird für eine Mehrkanalspule anstelle der Kombination der Einzelelemente durch die Wurzel der Summe ihrer Betragsquadrate eine gewichtete Summe komplexer Gewichtungsfaktoren nach Roemer et al. verwendet [80].

Die Multi-Replika-Methode ermöglicht auch die Bestimmung der Rauschverstärkung der PPA. Für den Fall, dass der vollständige k-Raum vorliegt, kann dessen SNR-Karte nach dem gleichen Schema wie für die beschleunigte Bildgebung berechnet werden, sodass die g-Faktoren durch direkten Vergleich von beschleunigter und unbeschleunigter Bildgebung bestimmt werden können. Alternativ kann das Rauschen der unbeschleunigten Bildgebung bestimmt werden, indem durch Verwendung einer Null-Matrix in der Größe der unbeschleunigten Akquisition ebenfalls wie für die beschleunigten Daten eine Menge von Replika generiert wird, aus deren Verteilung das ortsabhängige Rauschen bestimmt werden kann. Durch Vergleich des Rauschens (Gl. 2.38) beider Simulationen kann so der g-Faktor bestimmt werden.

2.5. Methoden zur Verbesserung der räumlichen Antwortfunktion

In Abschnitt 2.2.2.1 wurde gezeigt, dass die kartesische k-Raum-Abtastung eine Sinc-Funktion als SRF generiert. Die endliche Amplitude der SRF außerhalb der Bildpunkt-

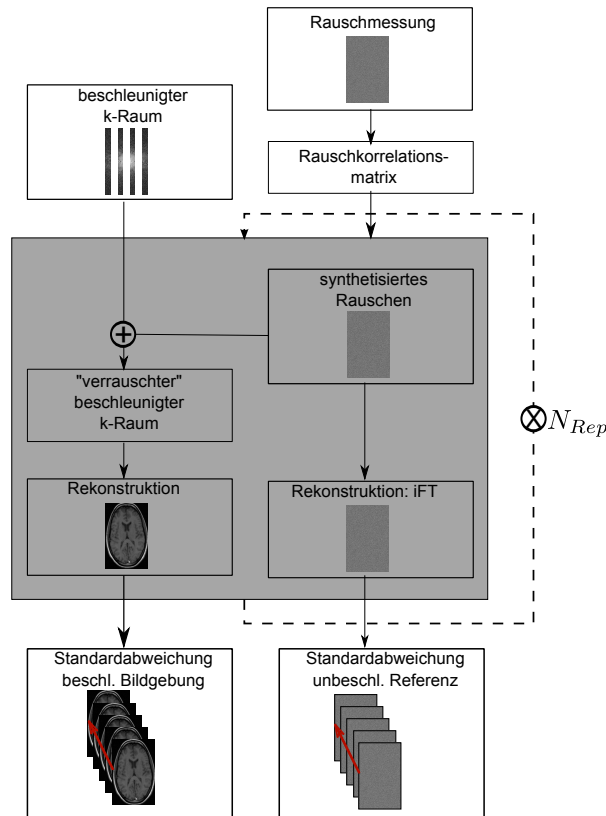


Abbildung 2.16.: SNR- und g-Faktor-Bestimmung mit der Replika-Methode nach Robson et al. [99]. Mit der Rauschkorrelation, bestimmt durch eine zusätzliche Messung, wird Spulenrauschen synthetisiert. Das Rauschen wird zum beschleunigten k-Raum addiert, der anschließend rekonstruiert wird. Eine unbeschleunigte synthetisierte Rauschmessung wird ebenfalls rekonstruiert. Der Vorgang wird N_{Rep} -fach wiederholt. Das Rauschen wird über die entsprechenden Replika pixelweise bestimmt.

grenze signalisiert, dass das Signal im Bildpunkt entsprechend der SRF mit Signal außerhalb des Bildpunkts kontaminiert ist. Im Bild erscheinen diese Abbildungsfehler als Gibbs-Artefakte. In der ortsaufgelösten MR-Spektroskopie kann durch diese unzureichende Signallokalisierung die Quantifizierung der Metabolitenkonzentration fehlerhaft bestimmt werden. In der MR-Bildgebung kann v.a. das signalstarke Fett benachbartes Signal überlagern.

Einige Methoden zur Unterdrückung der Signalkontamination sind das k-Raum-Filtern in der Nachbearbeitung, die Akquisitionsgewichtung (Acquisition Weighting) (AW)-[19–24] und die Dichtegewichtung (Density Weighting) (DW)-Bildgebung [25–28] sowie die k-Raum-Gewichtung durch Variation des Flipwinkels des Anregungspulses [100].

2.5.1. K-Raum-Filtern

Die endliche Abtastung des k-Raums kann als ein rechteckförmiger Filter des k-Raums angesehen werden (siehe Abschnitt 2.2.2.2), dessen IFT die entsprechende SRF ergibt. Die FT der SRF ist die k-Raum-Gewichtungsfunktion

$$FT(SRF(x)) = w(k), \quad (2.47)$$

die auch als Modulationstransferfunktion (MTF) bekannt ist.

Durch gezielte Veränderung der Gewichtung des k-Raums kann die SRF entsprechend optimiert werden. Eine Möglichkeit $w(k)$ zu ändern ist das k-Raum-Filtern, d.h. die akquirierten k-Raum-Daten S_k werden mit einer Funktion f_k multipliziert. Dadurch werden in der diskreten inversen FT (Gl. 2.28) die verschiedenen Frequenzen mit unterschiedlicher Amplitude gewichtet:

$$S_r^{Filter} = \sum_{k=-k_{max}}^{m=+k_{max}-1} S_k f_k e^{ikr}, \quad (2.48)$$

wobei $k = m \cdot \Delta k$ mit $m \in N$ die diskrete Abtastung darstellt.

Unter Ausnutzung des Faltungssatzes ergibt sich die SRF direkt aus der FT der Filterfunktion:

$$S_r^{Filter} = \left(\sum_{m=-k_{max}}^{m=+k_{max}-1} S_k e^{ikr} \right) \otimes \left(\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k e^{ikr} \right) = S_r \otimes SRF_r^{Filter}. \quad (2.49)$$

Typische Filterfunktionen haben ein maximales Gewicht bei $k = 0$ mit stetigem Abfall in Richtung der höheren Frequenzen hin zu den äußersten k-Raum-Punkten k_{max} .

Die Wirkung des k-Raum-Filters lässt sich am Beispiel des Hanning-Filters (Abb. 2.17) demonstrieren:

$$f_k^{Hanning} = 2 \cdot \cos^2(\pi k / (2k_{max})). \quad (2.50)$$

Die SRF nach Anwendung des Hanning-Filters (rote Linie in Abb. 2.17) auf den gleichmäßig abgetasteten k-Raum (schwarze Linie in Abb. 2.17) zeigt im Vergleich zur Sincförmigen SRF der ungefilterten Bildgebung eine deutlich verringerte Amplitude außerhalb des Hauptmaximums. Der Filter bewirkt folglich eine Reduktion der Kontamination. Allerdings zeigt ein Vergleich der Breite der Hauptmaxima der beiden SRFs (siehe Abschnitt 2.2.1), dass das Filtern aufgrund der geringeren Gewichtung der höheren Frequenzen im k-Raum einen Auflösungsverlust zur Folge hat.

Im Fall der Anwendung des Hanning-Filters in eine Raum-Richtung (siehe rote und schwarze Pfeile in Abb. 2.17 rechts) beträgt der Auflösungsverlust nach dem Rayleigh-Kriterium $\approx 38\%$ [47]. Dies kann durch eine Verbreiterung des akquirierten k-Raums, d.h. eine Vergrößerung von k_{max} , um den Faktor 1.61 kompensiert werden. Da jedoch der Abstand der Punkte im k-Raum das FOV bestimmt, verringert sich bei gleicher Messzeit das FOV um den gleichen Faktor bzw. erfordert der Erhalt des FOVs eine Verlängerung der Messzeit um diesen Faktor.

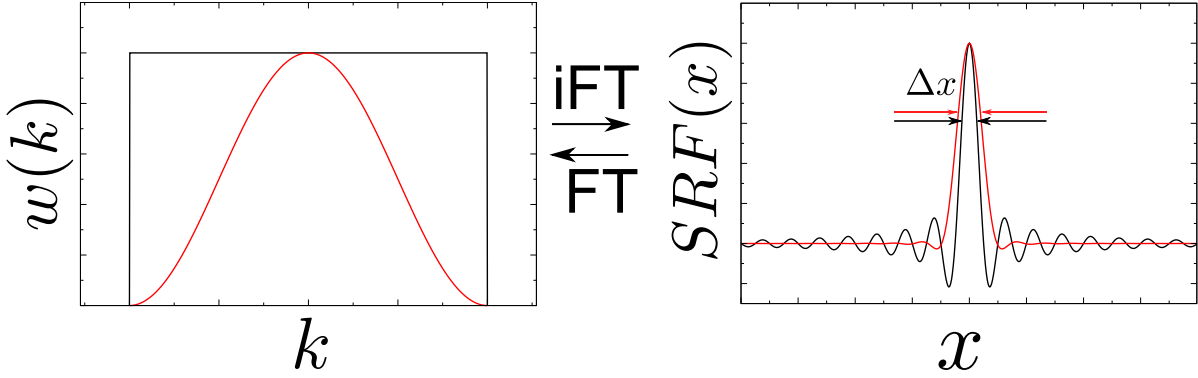


Abbildung 2.17.: Konstante (schwarze) und Hanning-förmige (rote) k-Raum-Gewichtung (links) und die durch IFT entstehenden SRFs (rechts). Das Auflösungsvermögen ist nach dem Rayleigh-Kriterium durch die Breite des Hauptmaximums bei $\approx 64\%$ des Maximums durch die entsprechenden Pfeile dargestellt [47].

2.5.2. Akquisitionsgewichtete Bildgebung

Ein wesentlicher Nachteil des k-Raum-Filterns besteht im Verlust des SNRs aufgrund der suboptimalen Gewichtung der k-Raum-Daten. Es kann davon ausgegangen werden, dass alle gemessenen Daten mit dem gleichen gaußartigen Rauschen mit Mittelwert 0 und Standardabweichung $\sigma_k = \sigma_0$ behaftet sind. Das Signal im gefilterten Bild ergibt sich aus Gl. 2.48. Die Anwendung des Fehlerfortpflanzungsgesetzes auf Gl. 2.48 unter Ausnutzung des identischen Rauschens im gesamten k-Raum ergibt folgenden statistischen Fehler im Ortsraum:

$$\sigma_{Filter} = \sqrt{\sum_{-k_{max}}^{+k_{max}-1} \sigma_k^2 \left(\frac{\partial S_r^{Filter}}{\partial S_k} \right)^2} = \sigma_0 \sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k^2}. \quad (2.51)$$

Ein optimales SNR wird erreicht, wenn alle Punkte mit dem gleichen Gewicht in die Rekonstruktion eingehen. Dies bedeutet, dass das maximale SNR erreicht wird, wenn alle Filterkoeffizienten identisch sind, d.h. wenn kein Filter angewendet wird. Während die Abtastfunktion des k-Raums in Leserichtung durch die kontinuierliche Abtastung des k-Raums mit dem frequenzkodierten Echo vorgegeben ist, kann die Abtastfunktion in Phasenkodierrichtung im Prinzip beliebig gewählt werden. Alternativ zum Filtern werden in der AW-Bildgebung die kartesischen Gitterpunkte in Phasenkodierrichtung N_k -mal proportional zur gewünschten Gewichtungsfunktion w_k (Abb. 2.18, Mitte) gemessen, um die gewünschte SRF zu erhalten [19, 20].

In den folgenden Betrachtungen ergibt sich der k-Raum der AW-Bildgebung, indem die Messungen an identischen k-Raum-Stellen aufaddiert werden. Die Gewichtung des k-Raums ergibt sich damit aus der Anzahl der Messpunkte pro k-Raum-Punkt. Die Anwendung eines k-Raum-Filters ist somit nicht nötig. Eine identische Vorgehensweise be-

steht darin, die Menge aller Messungen pro k-Raum-Punkt zu mitteln und anschließend einen k-Raum-Filter proportional zur Anzahl der Messungen an jedem k-Raum-Punkt anzuwenden [19].

Ein SNR-Vergleich zwischen AW-Bildgebung und gefilterter Bildgebung mit gleicher Anzahl an Messpunkten N und identischer SRF wird in den folgenden Ausführungen durchgeführt. Das Bild der AW-Bildgebung kann folgendermaßen beschrieben werden:

$$S_r^{AW} = \sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} S_k N_k e^{ikr} = S_r \otimes \left(\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} N_k e^{ikr} \right) = S_r \otimes SRF_r^{AW}. \quad (2.52)$$

Das Rauschen lässt sich identisch zu Gl. 2.51 mit dem Fehlerfortpflanzungsgesetz ermitteln und liefert für die AW-Bildgebung folgenden Ausdruck:

$$\sigma_{AW} = \sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} \sigma_k^2 \left(\frac{\partial S_r^{AW}}{\partial S_k} \right)^2} = \sigma_0 \sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} N_k} = \sigma_0 \sqrt{N}, \quad (2.53)$$

wobei die Summe aller Messpunkte $\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} N_k = N$ die Gesamtzahl der Phasenkodierschritte ergibt. In den Rekonstruktionsvorschriften für die gefilterte und die AW-Bildgebung wurde eine gleichmäßige Skalierung der beiden Bilder nicht beachtet. Die Verknüpfung der beiden Methoden bezüglich des identischen Rauschens im k-Raum wird dadurch erreicht, dass die beiden SRFs die identische Form besitzen. Die normierten SRFs, $SRF_r^{norm} = \frac{SRF_r}{SRF_{r=0}}$, sollen identisch sein:

$$\frac{SRF_r^{AW}}{SRF_{r=0}^{AW}} = \frac{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} N_k e^{ikr}}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} N_k} = \frac{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k e^{ikr}}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k} = \frac{SRF_r^{Filter}}{SRF_{r=0}^{Filter}}. \quad (2.54)$$

Daraus folgt:

$$\frac{SRF_r^{AW}}{SRF_r^{Filter}} = \frac{SRF_{r=0}^{AW}}{SRF_{r=0}^{Filter}} = \frac{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} N_k}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k} = \frac{N}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k}. \quad (2.55)$$

Für das relative SNR zwischen gefilterter, kartesischer und AW-Bildgebung folgt:

$$\begin{aligned} \frac{SNR_{AW}}{SNR_{Filter}} &= \frac{S_r^{AW}}{\sigma_{AW}} \frac{\sigma_{Filter}}{S_r^{Filter}} = \frac{S_r \otimes SRF_r^{AW}}{\sigma_0 \sqrt{N}} \frac{\sigma_0 \sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k^2}}{S_r \otimes SRF_r^{Filter}} \\ &= \frac{SRF_{r=0}^{AW}}{SRF_{r=0}^{Filter}} \frac{\sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k^2}}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \frac{\sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k^2}}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k}, \end{aligned} \quad (2.56)$$

wobei im vorletzten Schritt die Identität der SRFs der gefilterten und AW-Bildgebung mit Ausnahme des skalaren Faktors in Gl. 2.55 ausgenutzt wurde.

Der Ausdruck ist einzig von der Filterfunktion f_k abhängig und berechnet den SNR-Verlust, der durch die suboptimale Datengewichtung in der Rekonstruktion der gefilterten Daten entsteht. Das relative SNR lässt sich Abschätzen, indem die diskreten Summen in Gl. 2.56 durch kontinuierliche Integrale ersetzt werden:

$$\frac{SNR_{AW}}{SNR_{Filter}} = \sqrt{\int_{-k_{max}}^{+k_{max}} dk \frac{\sqrt{\int_{-k_{max}}^{+k_{max}} f(k)^2 dk}}{\int_{-k_{max}}^{+k_{max}} f(k) dk}}. \quad (2.57)$$

So ergibt sich für den Hanning-Filter (Gl. 2.50) der Wert

$$\begin{aligned} \frac{SNR_{AW}^{Hanning}}{SNR_{Filter}^{Hanning}} &= \sqrt{2k_{max}} \frac{\sqrt{\int_{-k_{max}}^{+k_{max}} 4\cos^4(\pi k/(2k_{max})) dk}}{\sqrt{\int_{-k_{max}}^{+k_{max}} 2\cos^2(\pi k/(2k_{max})) dk}} \\ &= \sqrt{2k_{max}} \frac{\sqrt{3/4k_{max}}}{k_{max}} = \sqrt{3/2} \approx 1.22, \end{aligned} \quad (2.58)$$

d.h. bei der identischen SRF und gleicher Messzeit wird mit der AW-Bildgebung ein SNR-Vorteil von ca. 22% gegenüber der gefilterten Bildgebung erreicht.

Die Abschätzung in Gl. 2.58 gibt eine Obergrenze für den SNR-Vorteil der AW-Bildgebung gegenüber dem Filtern an und ist im diskreten Fall reduziert. Für eine typische Anzahl von Phasenkodierschritten $N_{Phase} \geq 32$ in der MR-Bildgebung beträgt die Abweichung zwischen der diskreten und kontinuierlichen SNR-Abschätzung aber weniger als 1%.

In der AW-Bildgebung wird die k-Raum-Gewichtung über die Anzahl der Messungen pro k-Raum-Punkt gewählt. Dementsprechend kann die Gewichtungsfunktion lediglich diskrete Werte annehmen, sodass Abweichungen von der gewünschten Gewichtungsfunktion w_k und damit von der entsprechenden SRF auftreten können. Dies kann durch einen moderaten Filter korrigiert werden, führt allerdings zu einer leichten Reduktion des SNR-Gewinns gegenüber der gefilterten Bildgebung.

In der AW-Bildgebung werden identische k-Raum-Positionen wiederholt gemessen. Dies führt zu einer Messzeitverlängerung gegenüber einer kartesischen, gefilterten Bildgebung, bei der jeder Punkt nur jeweils einmal gemessen werden muss. Die AW-Bildgebung findet daher ihren Einsatz in Anwendungen wie der ^{31}P -Bildgebung [21–24], die aufgrund des niedrigen SNRs eine Mittelung der Daten erfordert.

2.5.3. Dichtegewichtete Bildgebung

Im Fall der Spin-Warp-Technik (Abschnitt 2.1.2) kann die Position der k-Raum-Punkte in Phasenkodierichtung durch Änderung des Gradienten relativ einfach verändert werden. In der AW-Bildgebung wird die Gewichtungsfunktion $w(k)$ zur Optimierung der SRF durch Änderung der Anzahl der Messungen der regelmäßig abgetasteten k-Raum-Punkte erreicht. Die Abtastdichte

$$\rho_k = \frac{dN}{dk} \propto w(k) \quad (2.59)$$

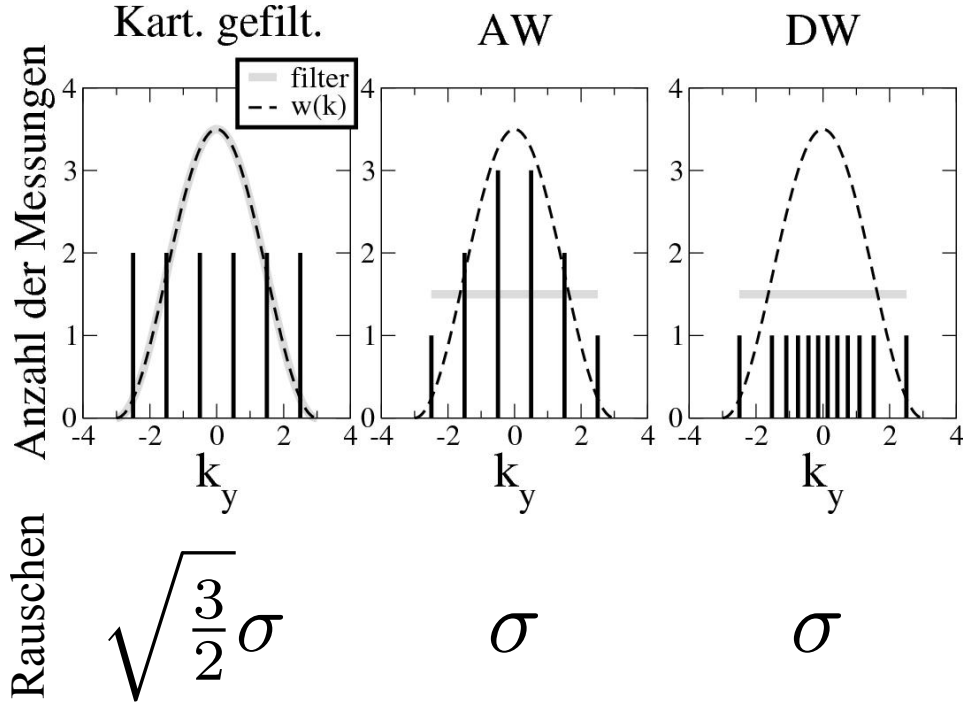


Abbildung 2.18.: Vergleich der gefilterten, AW- und DW-Bildgebung bezüglich der Generierung der gewünschten k-Raum-Gewichtung und dementsprechend der gewünschten SRF sowie deren SNR-Verhalten. In der oberen Zeile zeigen die schwarzen Balken die Verteilung der Abtastungspunkte und die graue Linie den jeweiligen k-Raum-Filter. Die k-Raum-Gewichtungsfunktion (schwarze gestrichelte Linie) ist für die drei Methoden identisch.

wird in der AW-Bildgebung proportional zur Gewichtungsfunktion gewählt, wobei das Abtastintervall $dk = const$ konstant gehalten wird. Im Gegensatz dazu kann die Abtastdichte und damit die Gewichtungsfunktion auch durch Änderung der Abstände der akquirierten k-Raum-Positionen erreicht werden. In der DW-Bildgebung wird jeder k-Raum-Punkt einmal akquiriert, d.h. $dN = const$, und die Abstände der gemessenen Phasenkodierschritte im k-Raum $\frac{1}{\Delta k} \propto w(k)$ proportional zur Gewichtungsfunktion gewählt [25,26] (Abb. 2.18, rechts). Dies hat im Vergleich zur AW-Bildgebung den Vorteil, dass die Gewichtungsfunktion selbst bei einer geringen Anzahl von Phasenkodierschritten durch die Abtastdichte relativ genau genähert werden kann. Ein SNR-Verlust durch nachträgliches Filtern zur Korrektur der Gewichtung wird dadurch vermieden. Das Signal in der DW-Bildgebung stellt sich folgendermaßen dar:

$$S_r^{DW} = \sum_{k'=-k_{max}}^{k'+k_{max}-1} S_{k'} e^{ik' r} = S_r \otimes \left(\sum_{k'=-k_{max}}^{k'+k_{max}-1} e^{ik' r} \right), \quad (2.60)$$

wobei die Summation nun über die Menge der k-Raum-Punkte k' , die nun nicht mehr äquidistant verteilt sind, ausgeführt wird. Das Rauschen im Bild ist äquivalent zu einer ungefilterten, auf einem kartesischen Gitter mit gleicher Anzahl an Abtastpunkten akquirierten Messung:

$$\sigma_{DW} = \sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{+k_{max}-1} \sigma_k^2 \left(\frac{\partial S_r^{DW}}{\partial S_k} \right)^2} = \sigma_0 \sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} 1^2} = \sigma \sqrt{N}, \quad (2.61)$$

wobei N der Anzahl der Messpunkte entspricht.

Die Normierung des Rauschens wird gewährleistet, indem die Identität der normierten SRFs der DW- und gefilterten Bildgebung $SRF_r^{norm} = \frac{SRF_r}{SRF_{r=0}}$ berücksichtigt wird:

$$\frac{SRF_r^{DW}}{SRF_{r=0}^{DW}} = \frac{\sum_{k'=-k_{max}}^{k'=+k_{max}-1} e^{ik'r}}{\sum_{k'=-k_{max}}^{k'=+k_{max}-1} 1} = \frac{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k e^{ikr}}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k} = \frac{SRF_r^{Filter}}{SRF_{r=0}^{Filter}}. \quad (2.62)$$

Daher gilt:

$$\frac{SRF_r^{DW}}{SRF_r^{Filter}} = \frac{SRF_{r=0}^{DW}}{SRF_{r=0}^{Filter}} = \frac{\sum_{k'=-k_{max}}^{k'=+k_{max}-1} 1}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k} = \frac{N}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k}. \quad (2.63)$$

Die Anzahl der gemessenen Punkte k und k' für die regelmäßige und die DW-Abtastung sollen identisch sein. Das relative SNR:

$$\frac{SNR_{DW}}{SNR_{Filter}} = \frac{S_r^{DW} \sigma_r^{Filter}}{\sigma_r^{DW} S_r^{Filter}} = \frac{S_r \otimes SRF_{DW}}{\sigma_0 \sqrt{N}} \frac{\sigma_0 \sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k^2}}{S_r \otimes SRF_{Filter}} \quad (2.64)$$

ergibt sich mit Gl. 2.63 zu:

$$\frac{SNR_{DW}}{SNR_{Filter}} = \sqrt{N} \frac{\sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k^2}}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k}. \quad (2.65)$$

Ein Vergleich mit Gl. 2.57 zeigt, dass die DW-Bildgebung den identischen SNR-Vorteil gegenüber der gefilterten, kartesischen Bildgebung liefert wie die AW-Bildgebung.

In der DW-Bildgebung wird der k-Raum mit variabler Abtastdichte an diskreten Stellen akquiriert. Dadurch wird an manchen Stellen im k-Raum das Nyquist-Kriterium (Abschnitt 2.2.2.1) verletzt. Der Effekt der unregelmäßigen Unterabtastung lässt sich anhand der SRF der DW-Bildgebung verstehen.

In Abb. 2.19 ist die SRF der DW-Bildgebung für ein vorgegebenes k-Raum-Intervall, d.h. für ein identisches k_{max} , mit unterschiedlicher Anzahl N_{Samp} von Messpunkten dargestellt. Mit $N_{Samp} = 32$ (Abb. 2.19 links) wird mit einer kartesischen Abtastung ohne Mittelungen das Nyquist-Kriterium in diesem k-Raum-Intervall genau erfüllt. Dementsprechend zeigt Abb. 2.19 links die SRF der DW-Bildgebung mit identischer Messzeit wie

in der kartesischen Messung. Das Nyquist-Kriterium muss im gesamten k -Raum erfüllt sein, um Aliasing zu verhindern. Wird dieses Kriterium in einem Bereich des k -Raums nicht erfüllt, so zeigt sich in der entsprechenden SRF eine Störung innerhalb des FOVs der kartesischen Bildgebung entsprechend der Frequenz im k -Raum, die unzureichend abgetastet wurde [101]. Bei einer Erhöhung der Anzahl der Messpunkte (Abb. 2.19 Mitte und rechts) der DW-Bildgebung verringert sich die Amplitude und die Ausdehnung des Aliasings. Das effektive FOV vergrößert sich.

Im Vergleich zu einer ungemittelten Abtastung auf einem kartesischen Gitter kommt es in der DW-Bildgebung aufgrund der variierenden Abtastdichte zur Unterabtastung in den äußeren Bereichen des k -Raums. Da die verwendete DW-Abtastdichte vom k -Raum-Zentrum ausgehend abfällt, tritt im Fall der Unterabtastung je nach ihrer Ausdehnung, ein hochfrequenter Anteil in der SRF auf und reduziert dementsprechend das effektive FOV_{eff} .

In der kartesischen Unterabtastung tritt ein kohärentes Aliasing auf, d.h. einzelne Bildpunkte des Nyquist-abgetasteten Bildes addieren sich (siehe Abb. 2.12) zu einem Bildpunkt mit äquivalenter Amplitude. Im Gegensatz dazu zeigt sich die Unterabtastung in der DW-Bildgebung als eine Oszillation mit relativ geringer Amplitude. Das Aliasing verteilt sich inkohärent über mehrere Bildpunkte, wobei die überlagerten Bildpunkte entsprechend der Oszillation in der SRF gewichtet werden. Das Artefakt der Unterabtastung ist in der DW-Bildgebung wesentlich komplexer, wird aber unter Umständen aufgrund der breiteren Verteilung und der geringeren Stärke auch als wesentlich weniger störend empfunden.

Eine eindeutige Definition des effektiven FOVs ist im Fall der unregelmäßigen Abtastung schwierig, da das Aliasing von der Position der Unterabtastung im k -Raum und von der entsprechenden Abtastdichte an dieser Stelle abhängt. Der Bereich, der frei von Aliasing ist, kann z.B. analog zu Gl. 2.20 angegeben werden, wobei nun die maximal auftretende Distanz $Max(\Delta k)$ in der verwendeten Abtastfunktion $FOV_{eff} = \frac{2\pi}{Max(\Delta k)}$ entscheidend ist. Alternativ wird auch die gemittelte Abtastdichte als Indikator für das FOV verwendet [102]. Während das erste Kriterium das FOV_{eff} durch eine einzige lokale Größe beschreibt und somit den Effekt der Unterabtastung überschätzt, kann letztere Definition des FOV_{eff} die Unterabtastung kaschieren. Eine sinnvollere Methode ist daher die Beschreibung des FOV_{eff} über die entsprechende SRF. Das Integral des Betrags der SRF jenseits des Hauptmaximums r_{Ray} bis zu den Grenzen des FOVs r_{FOV} , auch als Lokalisierung bekannt, $L(r_{FOV}) = \int_{-r_{FOV}}^{+r_{FOV}} |SRF(r)| dr - \int_{-r_{Ray}}^{+r_{Ray}} |SRF(r)| dr$ stellt die Gesamtmenge des Signalbeitrags innerhalb des FOVs zum Bildvoxel jenseits seiner Ausdehnung dar und ist somit ein Maß für das Aliasing [102]. Neben der Unterabtastung trägt in dieser Definition des FOVs auch die Signalkontamination, die die Gibbs-Artefakte verursacht, (Abschnitt 2.2.2.2) zum Aliasing bei, sodass die entsprechende Größe auch als Lokalisierung bezeichnet wird.

Aufgrund der Unterabtastung findet die DW-Bildgebung, ähnlich wie die AW-Bildgebung, Einsatz in Anwendungen, die aufgrund des geringen SNRs Mittelungen benötigen.

Vorteilhaft gegenüber der AW-Bildgebung ist allerdings das höhere FOV_{eff} in der DW-Bildgebung.

Wegen der nicht-kartesischen Abtastung des k -Raums in der DW-Bildgebung kann die Bildrekonstruktion nicht mit der FFT durchgeführt werden. Es gibt eine Reihe von Methoden, die auch für die nicht-kartesische Abtastung eine akkurate und schnelle Rekonstruktion der Daten leisten [103–109]. Das Rekonstruktionsverfahren kann sowohl das SNR als auch die SRF beeinflussen, was in den oben genannten Veröffentlichungen teilweise nicht klar dargestellt wurde bzw. nicht absehbar ist. Diese Arbeit beschränkt sich auf den Algorithmus nach Jackson et al. [110], dessen Rekonstruktionsschritte eine Analyse des Verhaltens bzgl. der SRF und des SNRs erlauben.

Eine schematische Darstellung des als "Convolution-Gridding" bekannten Verfahrens findet sich in Abb. 2.20. Die Rekonstruktion besteht im Wesentlichen aus vier Operationen: 1) Dichtekorrektur: Die inverse Abtastdichte $1/\rho_{k'}$ der unregelmäßigen Abtastfunktion wird an den akquirierten Gitterpunkten k' berechnet und an den entsprechenden Stellen mit dem gemessenen k -Raum multipliziert.

2) Interpolation auf kartesisches Gitter: Der nicht-kartesisch abgetastete, dichtekorrigierte k -Raum wird mit einer Funktion, dem Faltungskern, gefaltet, wobei als Zielpunkte die Punkte eines kartesischen Gitter mit einem Abstand $\Delta k = \frac{\pi}{FOV}$ entsprechend dem doppelten FOV des gewünschten FOVs gewählt wird. Dieser Rekonstruktionsschritt läuft analog zur PARS-Rekonstruktion (siehe Abb. 2.15) ab, wobei an die Stelle des GRAPPA-Kerns eine empirisch gewählte Funktion tritt. Als Faltungskern können verschiedene Funktionen gewählt werden, die die Qualität der Rekonstruktion beeinflussen [110].

3) Fouriertransformation: Das nach der Faltung entstandene kartesische Gitter wird durch die inverse FFT in den Bildraum mit dem zweifachen FOV transformiert.

4) Intensitätskorrektur: Aus dem Faltungssatz ist ersichtlich, dass die Faltung im k -Raum eine Intensitätsgewichtung mit der IFT des Faltungskerns bedeutet. Dies wird durch Division mit der entsprechenden Funktion korrigiert. Dieser Rekonstruktionsschritt beschränkt sich auf den zentralen Bildbereich von $-FOV/2$ bis $+FOV/2$, um Singularitäten, die durch die Division mit dieser Funktion an dessen Nullstellen entstehen können, zu verhindern.

Einige Arbeiten befassen sich mit der Wahl des geeigneten Faltungskerns und der korrekten Berechnung der inversen Abtastdichte [110–112]. Der Algorithmus nach Jackson et al. wurde für beliebige Abtastfunktionen des k -Raums entwickelt [110]. Die Abtastdichte $\rho(k)$ beeinflusst die k -Raum-Gewichtungsfunktion $w(k)$ (Gl. 2.59) und somit die Form der SRF. Die Multiplikation mit der inversen Abtastdichte sorgt für eine homogene k -Raum-Gewichtung und wird daher auch als Dichtekompensation bezeichnet. Ziel der Dichtekompensation ist die Korrektur der k -Raum-Gewichtung durch die unregelmäßige k -Raum-Abtastung, sodass die entsprechende SRF Sinc-förmig (Abschnitt 2.2.2.2) wird. Es gibt verschiedene Methoden zur Berechnung dieser Dichtekompensation [110, 111, 113].

In der DW-Bildgebung ist die Abtastdichte so gewählt, dass die gewünschte SRF erzielt wird. Auf eine Dichtekompensation wird daher in der Rekonstruktion der DW-Daten

verzichtet.

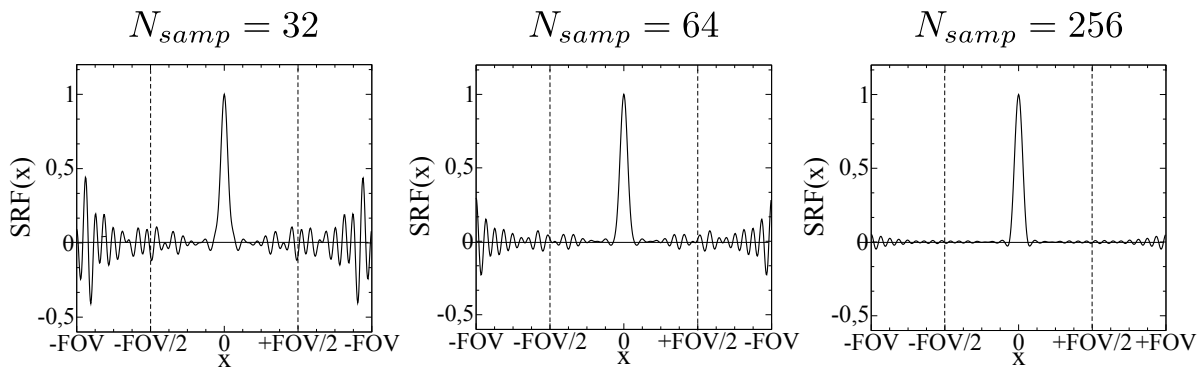


Abbildung 2.19.: SRFs für die DW-Bildgebung mit unterschiedlicher Anzahl an Messpunkten N_{samp} innerhalb eines identischen k-Raum-Intervalls. Das FOV einer ungemittelten, kartesischen Akquisition ist durch die gestrichelten Linien dargestellt.

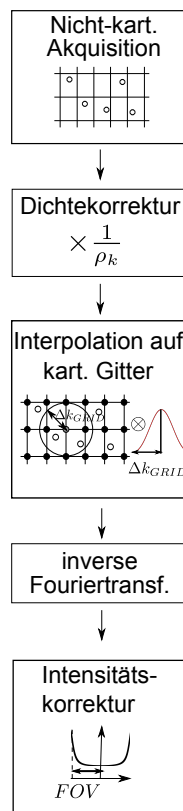


Abbildung 2.20.: Schematische Darstellung des nicht-kartesischen Rekonstruktionsverfahrens nach Jackson et al. [110].

2.5.4. Parallel Acquisition for Effective Density weighted (PLANED)-Bildgebung

Im Vergleich zu einer ungemittelten kartesischen Messung ist in der DW-Bildgebung (Abschnitt 2.5.3) aufgrund der variierenden Abtastdichte eine längere Messzeit erforderlich oder es kommt zu einer Reduktion des effektiven FOVs [26–28, 102] (siehe Abb. 2.19). In Abschnitt 2.4.2 wurde die PPA als Methode zur Unterdrückung von Aliasing oder dementsprechend zur Vergrößerung des FOVs vorgestellt. Die Parallele Akquisition für die effektive Dichtegewichtung (Parallel Acquisition for Effective Density Weigthing) (PLANED)-Bildgebung kombiniert die DW-Bildgebung mit der PPA, um das optimale SNR-Verhalten der DW-Bildgebung bei gleichzeitiger Verbesserung der SRF zu erreichen ohne eine Reduktion des FOVs hinnehmen zu müssen. Die PPA dient demnach der Vergrößerung des effektiven FOVs. Die PLANED-Bildgebung ist folglich auf Anwendungen mit Mehrkanal-Empfangsspulen beschränkt.

Die minimale mit der PPA rekonstruierbare Abtastdichte ist durch die Anzahl der Spulenelemente limitiert. Der SNR-Verlust in der PPA aufgrund der Spulengeometrie, beschrieben durch den g -Faktor, steigt mit wachsender Beschleunigungsrate. Der SNR-Gewinn der DW-Bildgebung konkurriert daher mit dem SNR-Verlust, der durch die PPA verursacht wird. Daher wird die Abtastrate der PLANED-Bildgebung proportional zur gewünschten Gewichtungsfunktion (graue gestrichelte Linie in Abb. 2.21) gewählt, jedoch wird die minimale Abtastdichte derart limitiert (schwarze, durchgezogene Linie in Abb. 2.21), dass keine exzessive Rauschverstärkung durch die PPA entsteht. Die gewünschte Gewichtungsfunktion kann nur bis zur minimalen Abtastdichte approximiert werden oder alternativ durch Anwendung eines k -Raum-Filters korrigiert werden, was allerdings zu einem minimalen SNR-Verlust führt.

Die Rekonstruktion in der PLANED-Bildgebung erfolgt mit einem nicht-kartesischen parallelen Bildgebungsalgorithmus [60, 72]. Der innere, dicht abgetastete Teil der Daten (rote Fläche in Abb. 2.21) kann zur Autokalibrierung der GRAPPA-Gewichtungsfaktoren verwendet werden.

2.5.5. Experimentelle Bestimmung der SRF

Die SRF der MR-Bildgebung beschreibt die Qualität der Abbildung und ist somit eine interessante Größe der Bildgebung. Die Bestimmung der SRF ist jedoch schwierig. In dieser Arbeit wurden die SRFs experimentell nach der Methode von Steckner et al. bestimmt [114]. Alternativ kann die SRF auch durch Einführung einer kleinen Störung im Bild ermittelt werden [115, 116].

Die offensichtlich einfachste Methode zur Bestimmung der SRF ist die Messung einer Punktprobe (Abb. 2.22, oben), wobei im realen Experiment ein Objekt, das wesentlich kleiner als die räumliche Auflösung des bildgebenden Systems ist, bereits als punktförmig angesehen werden kann. Aufgrund des geringen SNRs eines solch kleinen Objekts erfordert die Methode eine Signalmittelung, was jedoch zu langen Messzeiten führt.

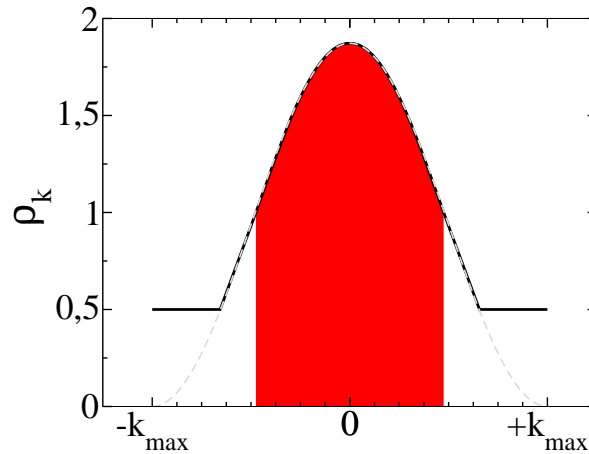


Abbildung 2.21.: Akquisitionsschema der PLANED-Bildgebung. Die graue gestrichelte Linie beschreibt die gewünschte k -Raum-Gewichtungsfunktion. Die schwarze Kurve zeigt die Abtastdichte der PLANED-Bildgebung, die identisch zu deren k -Raum-Gewichtungsfunktion ist. Aufgrund der limitierten Unterabtastung der PPA ist die minimale Abtastdichte ebenfalls beschränkt. Der rote Bereich markiert den Nyquist-abgetasteten Bereich, der zur Kalibrierung der PPA herangezogen werden kann.

In der Methode nach Steckner et al. [114] wird ausgenutzt, dass die Ableitung der Stufenfunktion:

$$\Theta(k) = \begin{cases} 0 & : k < 0 \\ 1 & : k \geq 0 \end{cases}, \quad (2.66)$$

die Dirac'sche Delta-Distribution, die eine Punktprobe beschreibt:

$$\frac{d\Theta(k)}{dk} = \delta(k), \quad (2.67)$$

ergibt. Im Experiment wird daher eine im Vergleich zur räumlichen Auflösung des bildgebenden Systems scharfe Kante akquiriert. Aus der Ableitung des Profils der Kante (Abb. 2.22, unten) im entsprechenden Bild, auch Eckenverbreiterungsfunktion (Edge Spread Function) (ESF) genannt, berechnet sich die $SRF(r) = \frac{dESF}{dr}$. Für eine räumlich invariante Abbildung kann die SRF durch Mittelung über einen ausgedehnten Bereich der Kante bestimmt werden, sodass das Problem des geringen SNRs weiter verringert werden kann.

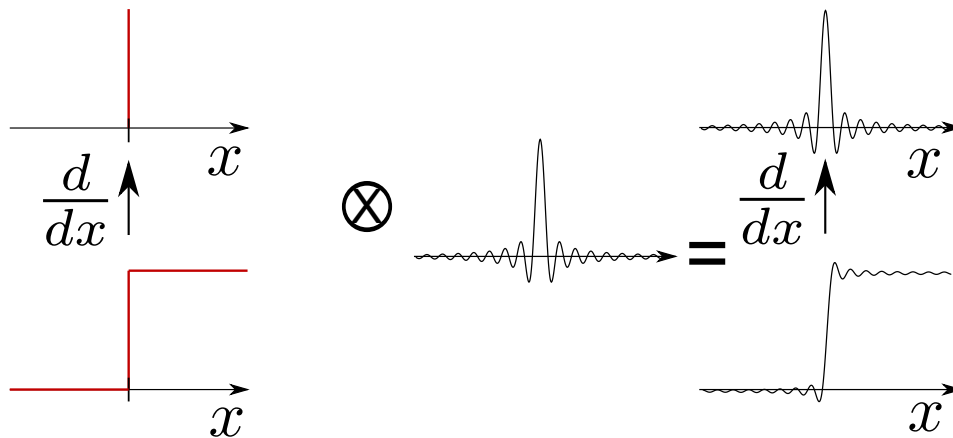


Abbildung 2.22.: Bestimmung der SRF aus der ESF nach Steckner et al. [114]. Die Punktprobe (links oben) ergibt sich aus der Stufenfunktion (links unten) durch Differentiation. Aufgrund der Linearität der Faltung bleibt diese Relation (rechts) auch nach der Faltung mit der SRF (Bildmitte) bestehen.

3. VIRTUAL COIL DECONVOLUTION (VIDE)-BILDGEBUNG

3.1. Einleitung

Wie in Abschnitt 2.4.2 beschrieben, erlaubt die Parallele Bildgebung (Partial Parallel Acquisition) (PPA) die Beschleunigung der Magnet-Resonanz (MR)-Bildgebung, indem anstelle des vollständigen k -Raums lediglich jeder R -te Phasenkodierschritt akquiriert wird. Die Messung erfolgt mit einer Mehrkanal-Empfangsspule und die fehlende Bildinformation wird unter Ausnutzung der Kenntnis der verschiedenen Spulensensitivitäten berechnet. Der Einsatz der PPA erfordert neue Hardware. Es müssen für die PPA optimierte Mehrkanalspulen entwickelt werden und der verwendete Tomograf muss in der Lage sein, mehrere Signale gleichzeitig getrennt voneinander auszulesen. Die Effizienz der PPA ist abhängig von der Spulengeometrie. Da der Aufbau der Spule sich nach dem Patientenkomfort und dem verfügbaren Raum im Magneten richten muss, ist das Beschleunigungsvermögen der Spule in verschiedene Raumrichtungen sehr unterschiedlich. Im folgenden Kapitel wird das Konzept der Virtuelle Spulendekonvolution (Virtual Coil Deconvolution) (VIDE)-Bildgebung vorgestellt, das den Einsatz der PPA durch Ausnutzung der k -Raum-Symmetrie mit einer Einzelspule bis zu einem maximalem Beschleunigungsfaktor von $R = 2$ zulässt. Zunächst wird das neue Verfahren sowohl als ortsraum- als auch als k -Raum-basierte Rekonstruktionsmethode vorgestellt. Systematische und statistische Fehler der Methode werden analytisch untersucht. Anschließend wird die Wertigkeit der VIDE-Bildgebung in In-vivo-Experimenten untersucht.

3.2. Theorie

3.2.1. Bildbasierte Technik

Das in der MR-Bildgebung gewonnene Signal ist komplexwertig, wohingegen die Spindichte eine reellwertige Größe ist, d.h. die Spindichte bleibt unter Konjugation identisch:

$$\rho^*(r) = \rho(r). \tag{3.1}$$

Das gemessene, komplexe Signal kann als Produkt aus der Spindichte und einer kom-

plexen, ortsabhängigen Funktion beschrieben werden:

$$C(r) = |C(r)| e^{i\phi(r)}, \quad (3.2)$$

die als Produkt aus dem Betrag $|C(r)|$ und dem Phasenfaktor $e^{i\phi(r)}$ dargestellt werden kann. Diese Funktion wird durch eine Reihe von Faktoren wie Spulensensitivität, Sequenztyp und k-Raum-Abtastung bestimmt. Das Produkt der Spindichte und des Betrags der Funktion $C(r)$, der unter anderem den Betrag der Spulensensitivität enthält, kann zusammengefasst werden zur scheinbaren Spindichte:

$$\rho'(r) = \rho(r) |C(r)|. \quad (3.3)$$

Für den Fall einer zweifachen, regelmäßigen Unterabtastung des k-Raums, d.h für eine Beschleunigung von $R = 2$, halbiert sich das Gesichtsfeld (Field Of View) (FOV). Zwei Punkte des unbeschleunigten Bilds mit einem Abstand des halben FOVs addieren sich zu einem Bildpunkt:

$$S_{phys}(r) = \rho'(r) \cdot e^{i\phi(r)} + \rho'(r + FOV/2) \cdot e^{i\phi(r+FOV/2)}. \quad (3.4)$$

Die Bildphase gewichtet die Summe der beiden Bildpunkte analog zu den Spulensensitivitäten in der PPA. Um die beiden unbekanntes Bildelemente analog zur PPA (Gl. 2.34) trennen zu können, muss mindestens noch eine weitere Bedingung an das akquirierte Bild gestellt werden. Unter der Voraussetzung, dass die Spindichte und folglich die scheinbare Spindichte reellwertig sind (siehe Gl. 3.1), folgt für das konjugierte Signal:

$$S_{virt}(r) = S_{phys}^*(r) = \rho'(r) \cdot e^{-i\phi(r)} + \rho'(r + FOV/2) \cdot e^{-i\phi(r+FOV/2)}. \quad (3.5)$$

Das konjugierte Signal ist das Produkt der scheinbaren Spindichte mit der konjugierten Bildphase $e^{-i\phi(r)}$, die als virtuelle "Spule" interpretiert werden kann. Unter Kenntnis der Bildphase $e^{i\phi(r)}$ stellen Gl. 3.4 und Gl. 3.5 ein vollständiges Gleichungssystem für die beiden unbekanntes Variablen $\rho'(r)$ und $\rho'(r + FOV/2)$ dar:

$$\begin{pmatrix} S_{phys}(r) \\ S_{virt}(r) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} e^{i\phi(r)} & e^{i\phi(r+FOV/2)} \\ e^{-i\phi(r)} & e^{-i\phi(r+FOV/2)} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \rho'(r) \\ \rho'(r + FOV/2) \end{pmatrix}, \quad (3.6)$$

das, äquivalent zu Gl. 2.35, kompakt durch die entsprechenden Matrizen zusammengefasst werden kann:

$$\vec{S}_r = \hat{C}_r \vec{\rho}_r, \quad (3.7)$$

wobei \hat{C}_r den Operator der Bildphase darstellt. Analog zur Sensitivity Encoding for Fast MRI (SENSE)-Bildgebung kann nach Kenntnis der Bildphase aus dem unterabgetasteten Datensatz ein artefaktfreies Bild rekonstruiert werden. In der VIDE-Bildgebung wird unter der Ausnutzung, dass die Spindichte eine reellwertig Größe ist, eine virtuelle Spule erzeugt. In Kombination mit der physischen Spule kann mit dieser virtuellen Spule PPA zur Rekonstruktion eines unterabgetasteten Datensatzes betrieben werden.

3.2.1.1. Analytische Untersuchung der Bildqualität der VIDE-Bildgebung

Die Rekonstruktionsqualität der PPA wird beeinflusst durch die Anzahl der verfügbaren Spulenelemente und deren unterschiedliches Spulenprofil. Die Rauschverstärkung aufgrund des Einsatzes der PPA kann durch den Geometrie-Faktor (g-Faktor) quantifiziert werden. Die Hauptkomponentenanalyse Principal Component Analysis (PCA) erlaubt die Untersuchung des effektiven Beschleunigungsvermögen der Rekonstruktion. Da in der VIDE-Bildgebung derselbe Rekonstruktionsalgorithmus wie in der PPA verwendet wird, kann diese mit den gleichen Methoden wie die PPA untersucht werden. Die theoretisch maximal erreichbare Beschleunigung der VIDE-Bildgebung beträgt aufgrund der begrenzten Anzahl der Spulen $R_{max}^{VIDE} = 2$. Da, wie bereits erwähnt, die Spulensensitivitäten in der Regel korrelierte Variablen sind, ist das praktisch nutzbare Beschleunigungsvermögen reduziert. Mit der PCA kann eine Menge korrelierter Variablen, d.h. die Spulensensitivitäten, auf ein reduziertes System unkorrelierter Variablen, die ein System nicht-realer Spulen darstellen, transformiert werden. Die PCA erlaubt somit die Untersuchung des Beschleunigungsverhaltens der PPA bzw. der VIDE-Bildgebung [117]. Dies erfordert die Lösung des Eigenwertproblems der Kovarianzmatrix

$$\hat{C}_{Cov}(r) = \hat{C}(r)(\hat{C}(r))^H, \quad (3.8)$$

wobei $\hat{C}(r)$ die Matrix (Gl. 3.6) der Spulensensitivitäten der VIDE-Bildgebung darstellt und H die Operationen der Transposition und komplexen Konjugation beinhaltet. Für eine Phasendifferenz

$$\Delta\phi(r) = \phi(r) - \phi(r + FOV/2) \quad (3.9)$$

der einfaltenden Bildelemente ergibt sich folgender Ausdruck für die Spulensensitivitäten der VIDE-Bildgebung:

$$\hat{C}^{VIDE}(r) = \begin{pmatrix} e^{i\phi(r)} & e^{i\phi(r) + \frac{FOV}{2}} \\ e^{-i\phi(r)} & e^{-i\phi(r) + \frac{FOV}{2}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} e^{i\phi(r)} & e^{i(\phi(r) + \Delta\phi(r))} \\ e^{-i\phi(r)} & e^{-i(\phi(r) + \Delta\phi(r))} \end{pmatrix}. \quad (3.10)$$

Durch Einfügen dieser Sensitivitäten in Gl. 3.8 ergibt sich die Kovarianzmatrix:

$$\hat{C}_{Cov}^{VIDE}(r) = \hat{C}^{VIDE}(r)(\hat{C}^{VIDE}(r))^H = \begin{pmatrix} 2 & e^{2i\phi(r)}(1 + e^{2\Delta\phi(r)}) \\ e^{-2i\phi(r)}(1 + e^{-2\Delta\phi(r)}) & 2 \end{pmatrix}. \quad (3.11)$$

Das Eigenwertproblem $\det(\hat{C}_{Cov}^{VIDE} - \lambda^{Cov} \mathbb{1}) = 0$ führt zu folgender Gleichung für die Eigenwerte λ^{cov} der Kovarianzmatrix:

$$(2 - \lambda^{cov})^2 - (1 + e^{2i\Delta\phi(r)})(1 + e^{-2i\Delta\phi(r)}) = 0. \quad (3.12)$$

Nach Lösung der quadratischen Gleichung ergeben sich die beiden Eigenwerte:

$$\lambda_{1,2}^{Cov} = 2 \pm \sqrt{(1 + e^{2i\Delta\phi(r)})(1 + e^{-2i\Delta\phi(r)})}. \quad (3.13)$$

Unter Verwendung der Exponentialdarstellung der Kosinus-Funktion $\cos(x) = 1/2(e^{ix} + e^{-ix})$, des Additionstheorems der Winkelfunktionen und des Satzes des Pythagoras kann dieser Ausdruck weiter umgeformt werden:

$$\begin{aligned}\lambda_{1,2}^{Cov} &= 2 \pm \sqrt{2 + e^{2i\Delta\phi(r)} + e^{-2i\Delta\phi(r)}} \\ &= 2 \pm \sqrt{2 + 2(\cos(2\Delta\phi(r)))^2} = 2 \pm \sqrt{2 + 2(\cos(\Delta\phi(r)))^2 - 2} \quad ,\end{aligned}\quad (3.14)$$

sodass sich die Eigenwerte der Kovarianz-Matrix C_{cov} durch folgenden analytischen Term aus der relativen Phase der einfaltenden Bildpunkte ergeben:

$$\lambda_{1,2}(r) = 2(1 \pm \cos(\Delta\phi(r))). \quad (3.15)$$

Die Eigenvektoren der Kovarianz-Matrix beschreiben eine Basis von effektiven Spulenelementen. Der Betrag der Eigenwerte $\lambda_{1,2}$ ist ein Maß für den Informationsbeitrag der durch die Eigenvektoren der Kovarianzmatrix aufgespannten effektiven Spulenelemente zur PPA. In Abb. 3.1a sind die beiden Eigenwerte in Abhängigkeit der relativen Phase der einfaltenden Pixel dargestellt. Die Eigenwerte wurden so normiert, dass die Summe der Eigenwerte $\lambda_1^{Cor,norm} + \lambda_2^{Cor,norm} = 1$ ergibt. Für den Fall $\Delta\phi = n\pi$, wobei gilt $n \in N$, sind die normierten Eigenwerte $\lambda_1^{Cor,norm} = 1$ und $\lambda_2^{Cor,norm} = 0$ (oder umgekehrt). Dies heißt, dass effektiv nur eine Spule wirkt, sodass die PPA mit VIDE nicht anwendbar ist. Praktisch bedeutet dies, dass in der virtuellen Spule keine Information enthalten ist, die nicht bereits in der physischen Spule vorliegt. Somit besteht keine Möglichkeit, die eingefalteten Punkte räumlich zu separieren. Umgekehrt gilt für $\Delta\phi = \frac{2n+1}{2}\pi$ mit $n \in N$, dass die normierten Eigenwerte $\lambda_{1,2}^{Cor,norm}(\Delta\phi = \frac{2n+1}{2}\pi) = 0.5$ entartet sind. Es tragen also zwei Spulenelemente gleichermaßen zur PPA bei, sodass effektiv die Bildgebung mit $R = 2$ ohne Informationsverlust beschleunigt werden kann.

Neben den systematischen Fehlern der PPA, die durch Verwendung eines Systems von Spulenelementen entstehen, die korreliert sind, kann es zu einer Rauschverstärkung aufgrund einer schlecht konditionierten Rekonstruktionsmatrix kommen. Diese statistischen Fehler lassen sich durch den g-Faktor beschreiben, der sich aus den Spulensensitivitäten und deren Rauschkorrelation (siehe Gl.2.39) ergibt. Das korrelierte Rauschen beschreibt die Abhängigkeit des Rauschens der verschiedenen Spulenelemente. In der VIDE-Bildgebung wird der k-Raum der virtuellen Spule durch Spiegelung und Konjugation des k-Raums der physischen Spule erzeugt. Daher ist, mit Ausnahme des k-Raum-Zentrums, für einen bestimmten Messpunkt im k-Raum das Rauschen der virtuellen Spule das konjugierte Rauschen der physischen Spule an einer anderen Stelle im k-Raum. Das Rauschen einer Spule für zwei verschiedene Messpunkte ist per se unkorreliert und für typischerweise mehrere tausend Messpunkte pro Bild hat das korrelierte Rauschen im k-Raum-Zentrum keine Relevanz, sodass das Rauschen der physischen und virtuellen Spule als unkorreliert angenommen werden kann. Unter Verwendung der Beschreibung der Spulensensitivitäten der VIDE-Bildgebung in Gl. 3.10 ergeben sich folgende Ausdrücke für die Matrix:

$$\hat{C}(r)^H \hat{C}(r) = \begin{pmatrix} 2 & e^{2i\phi(r)} + e^{2i(\phi(r)+\Delta\phi(r))} \\ e^{-2i\phi(r)} + e^{-2i(\phi(r)+\Delta\phi(r))} & 2 \end{pmatrix} \quad (3.16)$$

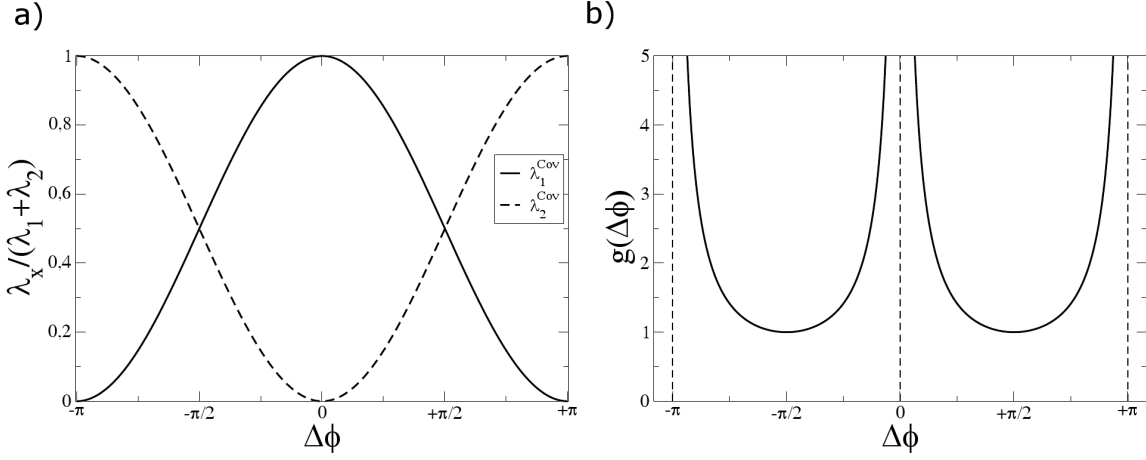


Abbildung 3.1.: Analytische Untersuchung der VIDE-Bildgebung. In **a** sind die beiden Eigenwerte der Kovarianzmatrix der Spulensensitivitäten als Funktion der relativen Phase der einfaltenden Pixel dargestellt. Der Verlauf des g-Faktors in Abhängigkeit der relativen Phase der einfaltenden Pixel ist in **b** gezeigt.

und ihre Inverse:

$$(\hat{C}(r)^H \hat{C}(r))^{-1} = \frac{1}{2 - e^{2i\Delta\phi(r)} - e^{-2i\Delta\phi(r)}} \begin{pmatrix} 2 & -e^{2i\phi(r)} - e^{2i(\phi(r)+\Delta\phi(r))} \\ -e^{-2i\phi(r)} - e^{-2i(\phi(r)+\Delta\phi(r))} & 2 \end{pmatrix}. \quad (3.17)$$

Durch Einsetzen der beiden Matrizen in Gl. 3.16 und Gl. 3.17 in die Definition des g-Faktors (Gl. 2.39) ergibt sich:

$$g(r) = \sqrt{\frac{4}{2 - e^{2i\Delta\phi(r)} - e^{-2i\Delta\phi(r)}}} = \sqrt{\frac{4}{2 - 2\cos(2\Delta\phi(r))}} = \sqrt{\frac{2}{2\sin^2(\Delta\phi(r))}}, \quad (3.18)$$

wobei in Analogie zu den Umformungen in Gl. 3.14 die Exponentialdarstellung der Kosinusfunktion, das Additionstheorem der Winkelfunktionen sowie der Satz des Pythagoras verwendet wurden.

Der g-Faktor ist eine Funktion der relativen Phase $\Delta\phi$ der einfaltenden Bildelemente:

$$g(\Delta\phi(r)) = \frac{1}{\sin(\Delta\phi(r))}. \quad (3.19)$$

Der g-Faktor als Funktion der relativen Phase der einfaltenden Voxel ist in Abb. 3.1**b** dargestellt. Eine relative Phase $\Delta\phi = \frac{2n+1}{2}\pi$ resultiert in einem g-Faktor $g(\Delta\phi = \frac{2n+1}{2}\pi) = 1$, es gibt also keine Rauschverstärkung. Dahingegen divergiert im Fall $\Delta\phi = n\pi$ die Rauschverstärkung $g(\Delta\phi = n\pi) \rightarrow \infty$. Dieses Verhalten deckt sich mit den Ergebnissen aus der PCA. Im Fall einer identischen Phase der einfaltenden Bildelemente können

diese aufgrund der fehlenden Phaseninformation nicht getrennt werden, was in der Rekonstruktion zu einer unendlich hohen Rauschverstärkung führt.

3.2.1.2. Akquisitionsschema

Im Normalfall wird bei einer Akquisition des k -Raums auf einem kartesischen Gitter eine zum Koordinatenursprung symmetrische Funktion (Abb. 3.2a) verwendet. Im Idealfall einer homogenen Spule und unter Vernachlässigung der Phasenfehler, die in der MR-Bildgebung entstehen können, ist die entsprechende Bildphase bei symmetrischer k -Raum-Abtastung konstant im gesamten FOV (siehe schwarze Linie in Abb. 3.2c). Für die symmetrische Akquisition ist die Abtastfunktion der virtuellen Spule, die durch Spiegelung der Abtastfunktion der physischen Spule am Koordinatenursprung erzeugt wird, identisch zur Abtastfunktion der physischen Spule (siehe Abb. 3.2a). Im reduzierten FOV der zweifach unterabgetasteten Akquisition sind Pixel im Abstand des halben FOVs der unbeschleunigten Messung überlagert (siehe Abb. 3.2c). Folglich gilt für die relative Phase dieser Pixel $\Delta\phi = 0$, was wiederum in einer unendlich hohen Rauschverstärkung (Gl. 3.19) resultiert.

Im Gegensatz dazu liegen die Abtastpunkte der virtuellen Spule für eine asymmetrische Akquisition zwischen den Abtastpunkten der physischen Spule (siehe Abb. 3.2b) und sind somit identisch zu den nicht-akquirierten Punkten der physischen Spule einer zweifach beschleunigten Bildgebung. Die asymmetrische Abtastfunktion ergibt sich aus der Verschiebung der symmetrischen Abtastfunktion um $\Delta k_y = 0,5$. Nach dem Verschiebungssatz der Fouriertransformation (FT) (Gl. A.5):

$$FT(f(k - \Delta k)) = f(r)e^{i\Delta k \cdot r} \quad (3.20)$$

ergibt sich aus dieser Verschiebung des k -Raums um einen halben Punkt ein linearer Phasenverlauf im Bildraum von $-\pi/2$ bis $+\pi/2$ (siehe schwarze Linie in Abb. 3.2d) über das volle FOV. Für die überlagerten Punkte einer zweifachen Unterabtastung folgt daher eine relative Phase von $\Delta\phi = \pi/2$, sodass keine Rauschverstärkung auftritt.

Folglich lässt sich mit der k -Raum-Abtastfunktion das Rekonstruktionsverhalten der VIDE-Bildgebung beeinflussen.

3.2.2. k -Raum-basierte Technik

Im vorigen Abschnitt 3.2.1 wurde die VIDE-Bildgebung im Rahmen der SENSE-Bildgebung vorgestellt [8]. Ebenso kann die Rekonstruktion mit einem k -Raum-basierten Verfahren, wie Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA), durchgeführt werden [9]. Entsprechend ergibt sich aus dem k -Raum-Signal der physischen Spule:

$$S_{phys}(k) = \int \rho'(r)e^{i\phi(r)}e^{ikr} dr \quad (3.21)$$

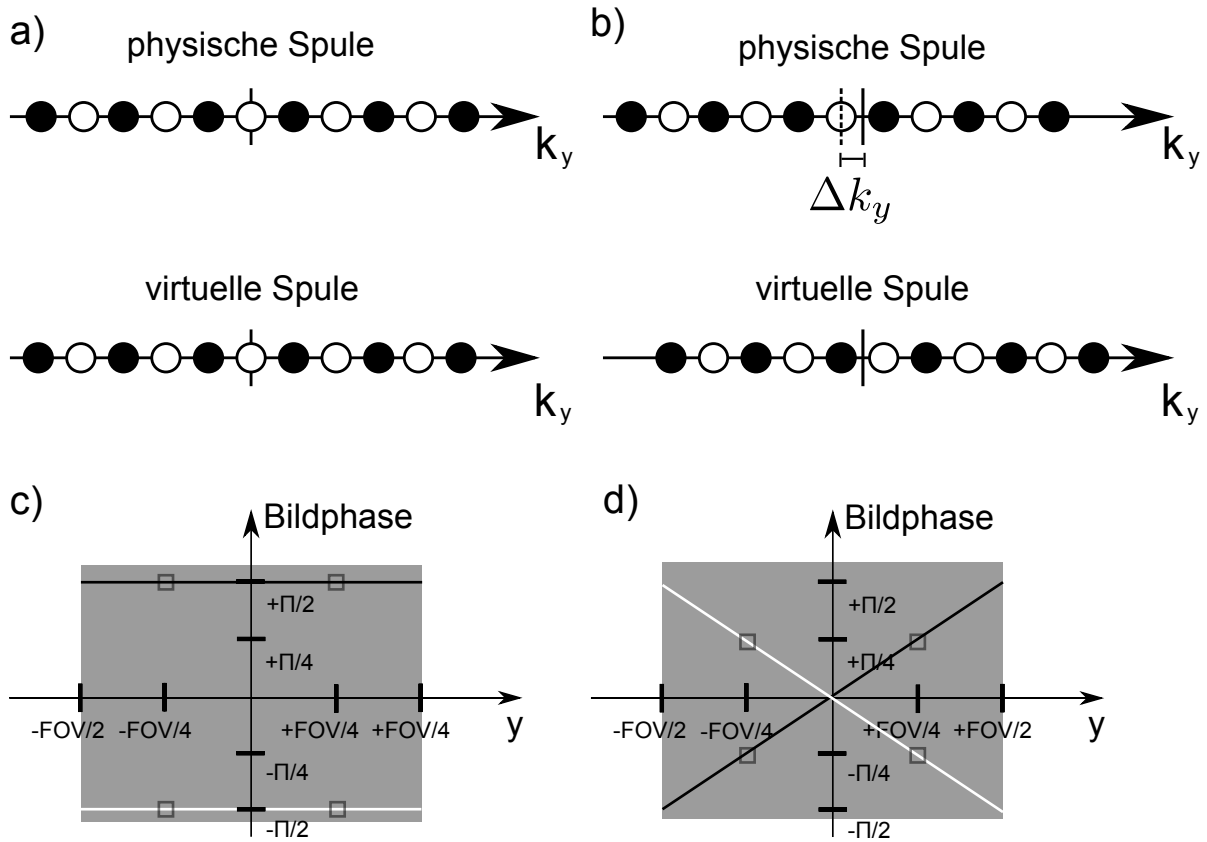


Abbildung 3.2.: Symmetrische (a) und asymmetrische (b) Abtastung des k-Raums. Die schwarzen Punkte stellen die akquirierten und die weißen Punkt die ausgelassenen Punkt einer zweifach beschleunigten Bildgebung dar. Die entsprechende Abtastung der virtuellen Spule, die aus der Spiegelung der Abtastung der physischen Spule hervorgeht, ist ebenfalls dargestellt. In c) und d) ist der Phasenverlauf im Ortsraum für die symmetrische und asymmetrische Abtastung jeweils für die physische (weiße Linie) und die virtuelle Spule (schwarze Linie) dargestellt. Zur Veranschaulichung der relativen Phase der überlagerten Punkte in der beschleunigten Bildgebung sind zwei Punkte im Abstand eines halben FOVs eingezeichnet (schwarze Quadrate).

das Signal der virtuellen Spule:

$$S_{virt}(k) = S_{phys}^*(-k) = \int \rho'(r) e^{-i\phi(r)} e^{ikr} dr \quad (3.22)$$

durch Spiegelung und Konjugation. Aus dem unterabgetasteten k-Raum kann mit der physischen und virtuellen Spule als Mehrkanalspule mit der GRAPPA-Methode (siehe Abschnitt 2.4.2.2) ein vollständiger k-Raum bestimmt werden. Voraussetzung für die Rekonstruktion sind Daten zur Kalibrierung der Spulensensitivitäten bzw. der GRAPPA-Faktoren (Abschnitt 2.4.2.2).

3.3. Material und Methoden

Um die Wertigkeit der VIDE-Bildgebung zu evaluieren, wurden In-vivo-Experimente an gesunden Probanden durchgeführt. Die Messungen fanden an einem 1,5 Tesla MR-Tomografen (Magnetom Symphony, Health Care Sector, Siemens AG, Erlangen, Deutschland) statt. Alle Versuche wurden durch eine Ethikkommission genehmigt. Alle Probanden wurden im Vorfeld über den Versuchsablauf informiert und gaben eine schriftliche Einverständniserklärung zur Versuchsteilnahme.

Mit einer Ein-Kanal-Kopfspule (Magnetom Symphony, Health Care Sector, Siemens AG, Erlangen, Deutschland) wurde eine transversale Schicht des Kopfes mit einer Spin-Echo-Sequenz und folgenden Messparametern akquiriert: Echozeit $T_E = 15$ ms, Repetitionszeit $T_R = 450$ ms, FOV = 200×200 mm², Schichtdicke: 6 mm, Matrixgröße: 212×320 . Aus diesem vollständigen Messdatensatz wurde durch Reduktion des Datensatzes um jeden zweiten Messpunkt in Phasenkodierrichtung k_y ein unterabgetasteter k-Raum erzeugt. Der k-Raum wurde sowohl mit einer symmetrischen (Abb. 3.2a) als auch asymmetrischen (Abb. 3.2b) Abtastfunktion akquiriert.

Die unterabgetasteten k-Räume wurden mit der VIDE-Bildgebung rekonstruiert. Durch Spiegelung und Konjugation des k-Raums der physischen Spule wurde eine virtuelle Spule generiert. Die beiden Spulen wurden verwendet, um mit SENSE und GRAPPA ein Bild ohne Aliasing im gesamten FOV zu rekonstruieren. Die Kalibrierung wurde sowohl am gesamten, dicht abgetasteten k-Raum als auch einem ACS-Bereich von 32 zentralen k-Raum-Linien durchgeführt. Zur Stabilisierung der Bestimmung der Bildphase wurde diese, wie die Spulensensitivitäten in der SENSE-Bildgebung, nach der Methode von Pruessmann et al. bestimmt [8]. Dies beinhaltet eine Maskierung des Bildraums, sodass die Bildelemente mit niedriger Intensität auf Null gesetzt wurden. Durch polynomisches Fitten (Polynom vierter Ordnung) an den Kalibrierungsdatensatz wurde die Spulensensitivität im gesamten FOV errechnet. Die GRAPPA-Rekonstruktion wurde sowohl 1d im Hybrid-Raum $x - k_y$ als auch 2d im k-Raum $k_x - k_y$ durchgeführt. In der GRAPPA-Rekonstruktion wurde im Fall des vollständigen Kalibrierungsdatensatzes die Größe des GRAPPA-Kerns variiert, um den Einfluss hochfrequenter Phasenfehler zu untersuchen. Für den niedrig aufgelösten Kalibrierungsdatensatz wurden benachbarte Punkte im Abstand $\Delta k \leq 6$ verwendet.

Zur Untersuchung der systematischen Fehler der VIDE-Bildgebung wurden Differenz-Bilder zur Nyquist abgetasteten Referenz berechnet und visuell beurteilt. Auf eine Berechnung der häufig verwendeten Wurzel des Mittelwerts der Fehlerquadrate (Root Mean Square Error) (RMSE) aus der Differenz zur Referenz zur Quantifizierung der Bildqualität wurde hier bewusst verzichtet. Der RMSE als Güteparameter hat den Nachteil, dass die Information über die Lokalität und die Art der Fehler verloren geht. In rauschbehafteten Bildern beinhaltet der RMSE neben den Rekonstruktionsfehlern auch das Rauschen und erlaubt somit keine Differenzierung zwischen systematischen und statistischen Fehlern. Eine ortsaufgelöste Karte der Rauschverstärkung der VIDE-Bildgebung wurde für die Rekonstruktion mit SENSE nach der Methode von Pruessmann et al. (sie-

he Gl. 2.39) aus den Spulensensitivitäten berechnet [8]. Die entsprechenden g-Faktor-Karten der GRAPPA-Rekonstruktionen wurden mit der Pseudo-Replika Methode nach Robson et. al (siehe Abschnitt 2.4.3) bestimmt [99]. Dazu wurden 10.000 Replika in einer Simulation generiert, aus denen das räumlich aufgelöste Signal-zu-Rauschverhältnis (Signal-to-Noise Ratio) (SNR) und die Rauschverstärkung ermittelt wurden.

Zum Vergleich der VIDE-Bildgebung mit der partiellen Fourier-Technik wurde ein zweifach beschleunigter Datensatz durch Verwendung einer k-Raum-Hälfte aus dem Referenzdatensatz erzeugt. Die Rekonstruktion wurde mit dem iterativen Projections Onto Convex Sets (POCS)-Algorithmus durchgeführt [59]. Wie in der VIDE-Bildgebung wurden 16 zusätzliche k-Raum-Linien für die Kalibrierung verwendet.

3.4. Ergebnisse

Abb. 3.3a und b zeigen die Rekonstruktionen des gesamten, Nyquist-abgetasteten Datensatzes sowie die des zweifach unterabgetasteten k-Raums, erkennbar am zweifach reduzierten FOV und den dementsprechenden Aliasing-Artefakten. Das FOV wurde so gewählt, dass sich in der beschleunigten Bildgebung Pixel sowohl mit signalbehafteten als auch mit signalschwachen, d.h. Pixel reinen Rauschens, überlagern. Die Bildphase der symmetrisch abgetasteten Referenz (siehe Abb. 3.4a) zeigt lediglich eine geringe räumliche Veränderung sowie eine schwache hochfrequente Komponente aufgrund des Rauschens. Die entsprechende Bildphase der asymmetrischen Akquisition (Abb. 3.4b) zeigt einen linearen Phasenverlauf in Phasenkodierichtung, der eine Variation von π über das volle FOV aufweist. Die Phasenkarte zeigt einen Phasensprung, der durch den beschränkten Wertebereich des Arcustangens von $-\pi$ bis $+\pi$ zu erklären ist, sodass für Phasenverläufe über den Wertebereich hinaus Phasensprünge entstehen. Dies hat jedoch keinen Einfluss auf die VIDE-Rekonstruktion, da diese nur von der relativen Phase der überlagerten Pixel abhängt (Gl. 3.15 und Gl. 3.19) und periodisch mit π (siehe Abb. 3.1) ist.

3.4.1. Rekonstruktion mit SENSE

Die Rekonstruktion des symmetrisch abgetasteten, reduzierten Datensatzes mit VIDE unter Verwendung des SENSE-Algorithmus in Abb. 3.4c zeigt keine sichtbaren Aliasing-Artefakte. Die Sensitivitäten der VIDE-Rekonstruktion wurden direkt aus dem Nyquist abgetasteten Referenzbild ohne Nachbearbeitung, d.h. ohne Maskierung und polynomisches Fitten, gewonnen. Dies bedeutet, dass die Bildphase inklusive des Bildrauschen exakt bekannt war. Die Rekonstruktion wird demnach auf ein quasi-rauschfreies Bild angewendet, wobei der Verlauf der Bildphase exakt bekannt ist. Im Unterschied dazu zeigt Abb. 3.5 die Rekonstruktion unter Bestimmung der Sensitivitäten durch eine Maskierung des signalfreien Bereichs der Kalibrierungsdaten mit anschließendem polynomischem Fitten an den Referenz-Datensatz. Die Phase der Sensitivität der physischen

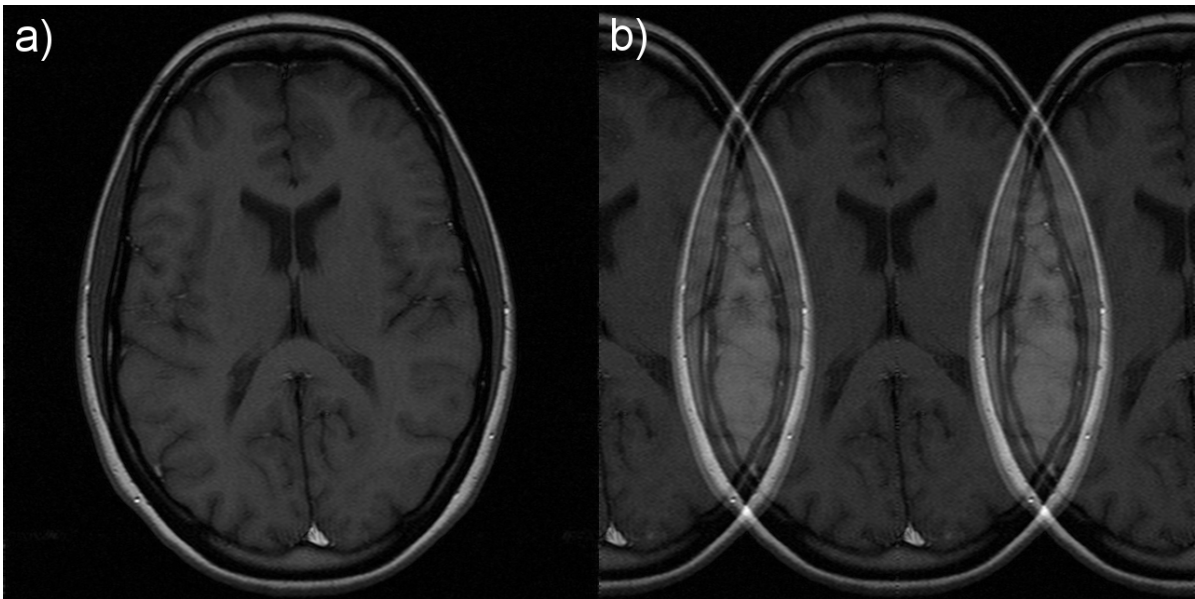


Abbildung 3.3.: Betragsbilder des vollen (a) und zweifach unterabgetasteten (b) k-Raums der Spin-Echo Kopf-Studie.

Spule ist sowohl für die symmetrische als auch die asymmetrische Abtastung in Abb. 3.5c und 3.5d zu sehen. Diese zeigen, abgesehen von der Abwesenheit des hochfrequenten Rauschens, eine sehr gute Übereinstimmung mit der Phase des unbeschleunigten Bildes. Die Rekonstruktion des symmetrisch abgetasteten Datensatzes (siehe Abb. 3.5a) zeigt im gesamten Bild ein sehr hohes Rauschen. Die g-Faktor-Karte belegt dies (siehe Abb. 3.5e). Um das Bild besser darstellen zu können, wurden aufgrund des hohen Rauschens die maximal auftretenden Signalwerte im Bild auf den Maximalwert des unbeschleunigten Bildes limitiert. In den Bereichen des Aliasing sind deutliche Artefakte sowie eine besonders hohe Rauschverstärkung zu erkennen. Im Vergleich dazu zeigen die Ergebnisse der asymmetrischen Messung (siehe Abb. 3.5b) lediglich ein starkes Rauschen in den Bereichen des Bildes, in denen im reduzierten FOV signalschwache Pixel überlagern. Dies liegt daran, dass in den signalfreien Bereichen die Bildphase, die die Rauschverstärkung bestimmt, zufällig verteilt ist und somit der g-Faktor ebenfalls zufällig verteilt ist. In den Arealen, in denen signaltragende Pixel aufeinanderfallen, ist nahezu keine Rauschverstärkung (siehe g-Faktor-Karte in Abb. 3.5f) zu beobachten. Die sehr schwachen Aliasingartefakte deuten auf sehr geringe systematische Fehler in der Rekonstruktion hin.

Um die Rauschverstärkung in den Bereichen ohne Aliasing zu reduzieren, wurde die SENSE-Rekonstruktion so angepasst, dass im Fall der Überlagerung eines signalbehafteten Pixels mit einem signalschwachen oder einem reinen Rauschpixel die Sensitivität für das signalbehaftete Pixel auf 1 und für das signalschwache auf 0 gesetzt wurde. Dadurch wird das durch die Unterabtastung entstandene, eingefaltete Bildelement als das

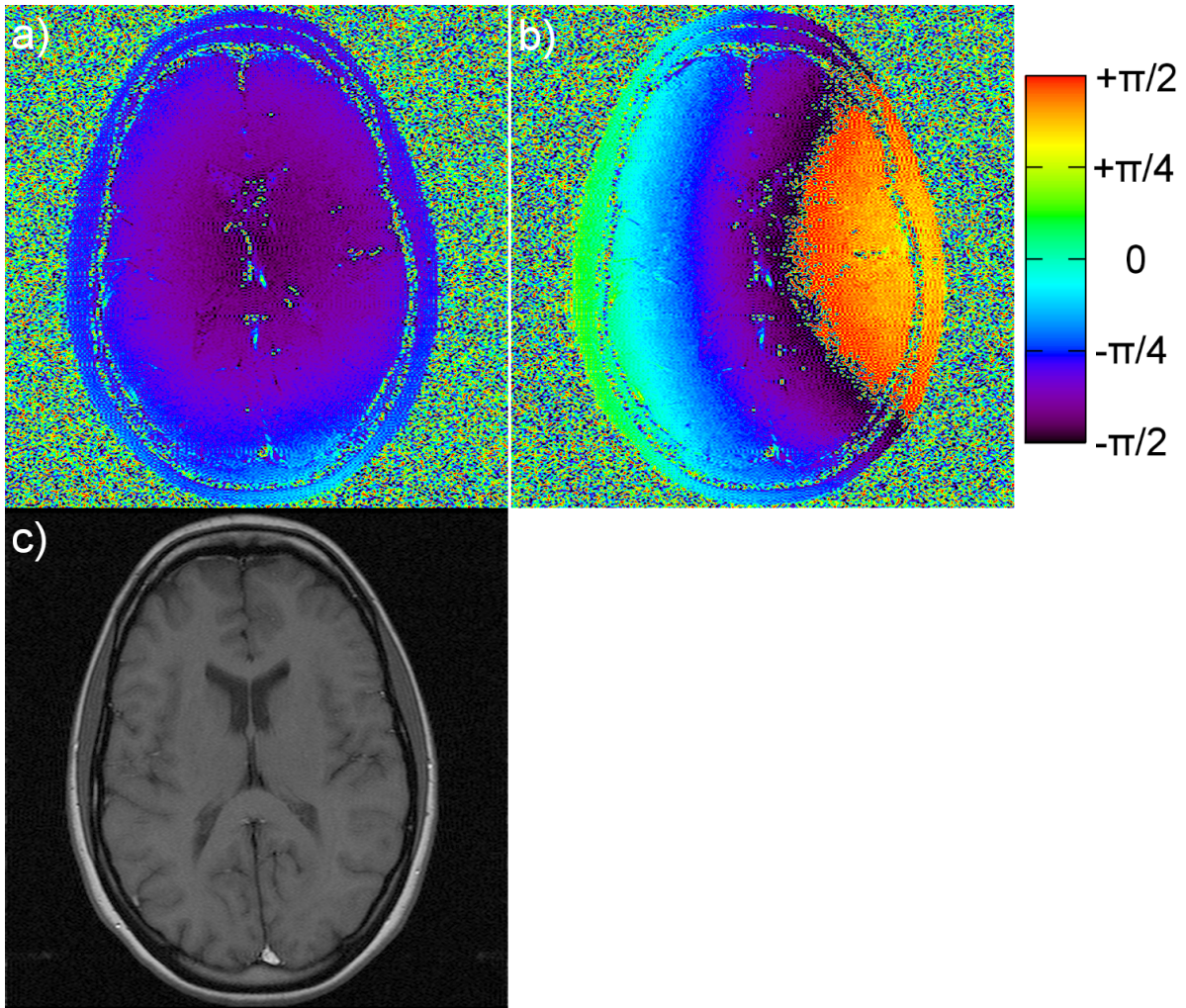


Abbildung 3.4.: Bildphase des symmetrisch (a) und asymmetrisch (b) abgetasteten k-Raums. Die Phasenkodierichtung verläuft von links nach rechts. Der Farbwechsel von lila nach rot in (b) beschreibt einen Sprung der Phase um π . Die Rekonstruktion mit VIDE (c) unter Kenntnisse der Bildphase zeigt für die asymmetrische Abtastung keine Artefakte.

signalbehaftete Bildelement des vollen FOVs identifiziert, wohingegen das Rauschpixel den Signalwert 0 erhält. Die Rekonstruktion und die dazugehörige Karte der g-Faktoren (siehe Abb. 3.6a) der asymmetrischen Abtastung zeigt eine deutliche Reduzierung der Rauschverstärkung in den entsprechenden Bildregionen. Anhand des Vergleiches zur Referenz ist die geringe Artefaktenergie der VIDE-Technik zu erkennen. Das Differenzbild zur Referenz (siehe Abb. 3.6c) zeigt die sehr schwach ausgeprägten Aliasing-Artefakte. Zur besseren Visualisierung der Differenzkarte wurde diese um den Faktor 5 im Vergleich zum entsprechenden Bild in Abb. 3.6a, umskaliert. Zu beobachten sind Rekonstruktio-

onsfehler im Bereich der Blutgefäße. Die Artefakte sind besonders in den Arealen ausgeprägt, in denen die idealisierten Sensitivitäten der modifizierten SENSE-Rekonstruktion zur Unterdrückung des Rauschens verwendet wurden. Vor allem an den Übergängen von Gewebe zu Luft sind Artefakte wahrzunehmen. Die g-Faktoren-Karten (Abb. 3.6g) zeigen die geringe Rauschverstärkung der VIDE-Rekonstruktion.

Abb. 3.6b zeigt die Rekonstruktion des asymmetrisch abgetasteten k-Raums unter Verwendung von nur 32 ACS-Linien zur Bestimmung der Sensitivitäten. Ein Vergleich mit der Kalibrierung aus dem vollen Datensatz zeigt eine gute Übereinstimmung der Phase der Sensitivität der reellen Spule aus dem niedrig aufgelösten Kalibrierungsdatensatz (Abb. 3.6f) mit der aus dem voll aufgelösten Datensatz (Abb. 3.6e). Dies spiegelt sich auch in der guten Bildqualität und der geringen Artefaktstärke im Differenzbild (Abb. 3.6d) sowie der schwachen Rauschverstärkung in der Karte der g-Faktoren (Abb. 3.6h) wider. Für letztere ist deren Verteilung im Histogramm in Abb. 3.7 zu sehen. Die Bereiche übermäßigen Rauschens sind durch die Maskierung entfernt. Des Weiteren wurden die signalfreien Bereiche aus der Verteilung entfernt. Zu erkennen ist die starke Häufung der g-Faktoren im Bereich $g = 1$, wo die optimale Rekonstruktionsbedingung der relativen Phase der einfallenden Bildpunkte $\Delta\phi = \frac{2n+1}{2}\pi$ erfüllt ist, und der sehr schnelle Abfall hin zu höheren g-Faktoren mit suboptimaler relativer Phase der überlagerten Bildpunkte.

3.4.2. Rekonstruktion mit GRAPPA

Die Ergebnisse der VIDE-Rekonstruktion des symmetrisch abgetasteten k-Raums mit einem GRAPPA-Algorithmus im Hybrid-Raum $x - k_y$ sind in Abb. 3.8a-c dargestellt. Sehr deutlich sind die Aliasing-Artefakte sowie eine deutliche Rauschverstärkung zu erkennen. Abb. 3.8d zeigt die gleiche Rekonstruktion allerdings unter Verwendung des asymmetrisch akquirierten Datensatzes. Zur Kalibrierung wurde der volle Datensatz verwendet. Die Aliasing-Artefakte sind insgesamt sehr gering (siehe Abb. 3.8e) und zeigen eine deutliche Ausprägung vor allem in den Bereichen der Blutgefäße. Die g-Faktor-Karte (Abb. 3.8f) zeigt eine sehr homogene Verteilung im Bereich $g = 1$, was auf eine sehr geringe Rauschverstärkung hindeutet. In der Bildmitte, wo im reduzierten FOV der beschleunigten Bildgebung kein Aliasing auftritt, ist eine leichte Erhöhung der g-Faktoren zu beobachten.

Die gleiche Rekonstruktion jedoch unter Verwendung von 32 ACS-Linien ist in Abb. 3.8g aufgeführt. Im Vergleich zur Rekonstruktion mit der Kalibrierung aus dem vollen Datensatz sind die Artefakte (siehe Differenzkarte in Abb. 3.8h) etwas stärker ausgeprägt und die g-Faktoren (Abb. 3.8i) leicht erhöht. Die Verteilung der g-Faktoren (siehe Abb. 3.7b) zeigt die für die GRAPPA-Rekonstruktion typische Verteilung der g-Faktoren mit Werten von $g < 1$ [99], die in erster Linie in den signalschwachen Bereichen, d.h. im Hintergrundrauschen erscheinen. Die Verteilung Rauschverstärkung ist stark konzentriert im Bereich $g = 1$ mit schnell abfallender Häufigkeit in Richtung der höheren g-Faktoren bis hin zu einem Maximalwert von 1, 26. Die Rekonstruktion des gleichen Datensatzes mit 32

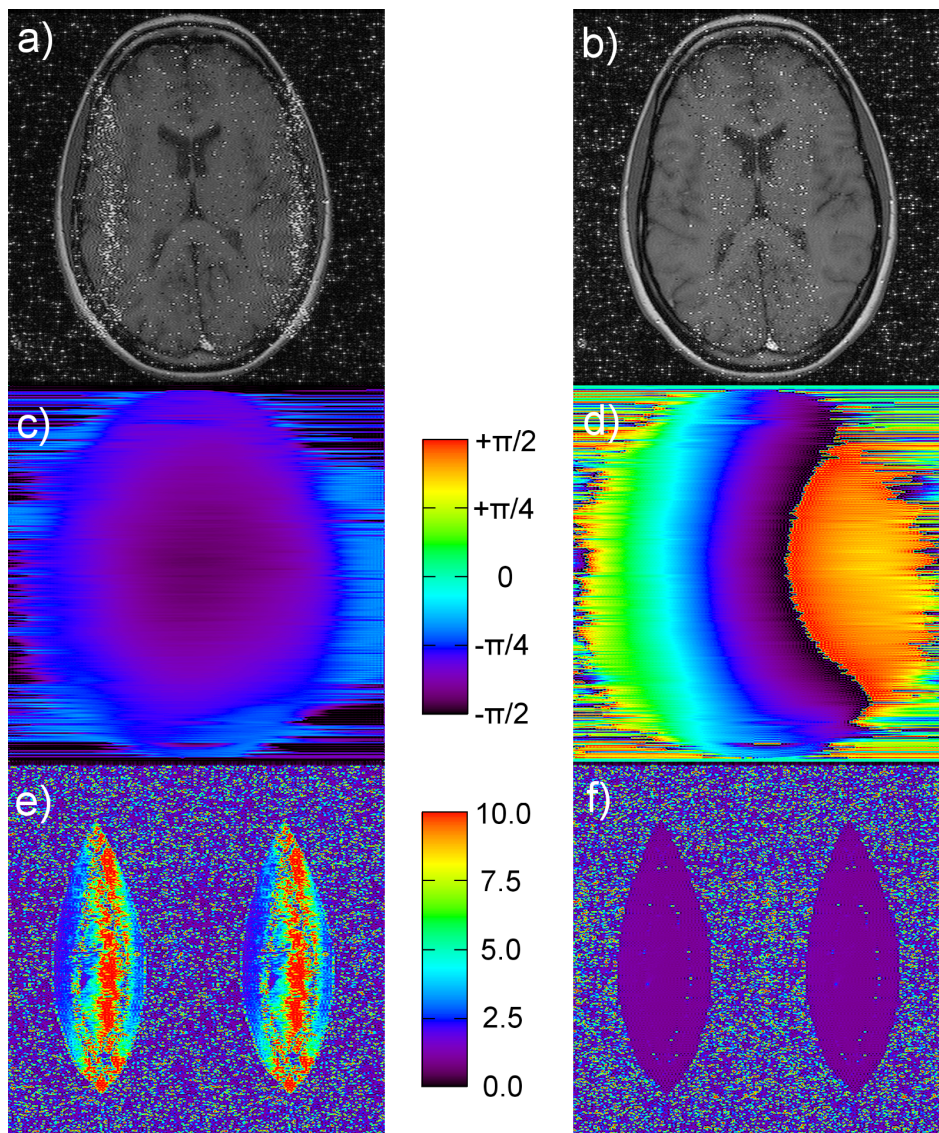


Abbildung 3.5.: Ergebnisse der VIDE-Rekonstruktion mit SENSE für die symmetrische (erste Spalte) und asymmetrische (zweite Spalte) Abtastung. Zur Bestimmung der Sensitivitäten ist der volle k -Raum verwendet worden. Diese wurden nach Maskierung der Kalibrierungsdaten durch polynomisches Fitten an die entsprechenden Kalibrierungsdaten ermittelt. Die Bilder der Rekonstruktionen sind in **a** und **b** zu erkennen. **c** und **d** zeigen die entsprechenden Phasen der in der Rekonstruktion verwendeten reellen Spulensensitivitäten für die symmetrische und asymmetrische Abtastung. Die jeweilige ortsabhängige Rauschverstärkung der SENSE-Rekonstruktion ist in **e** und **f** dargestellt.

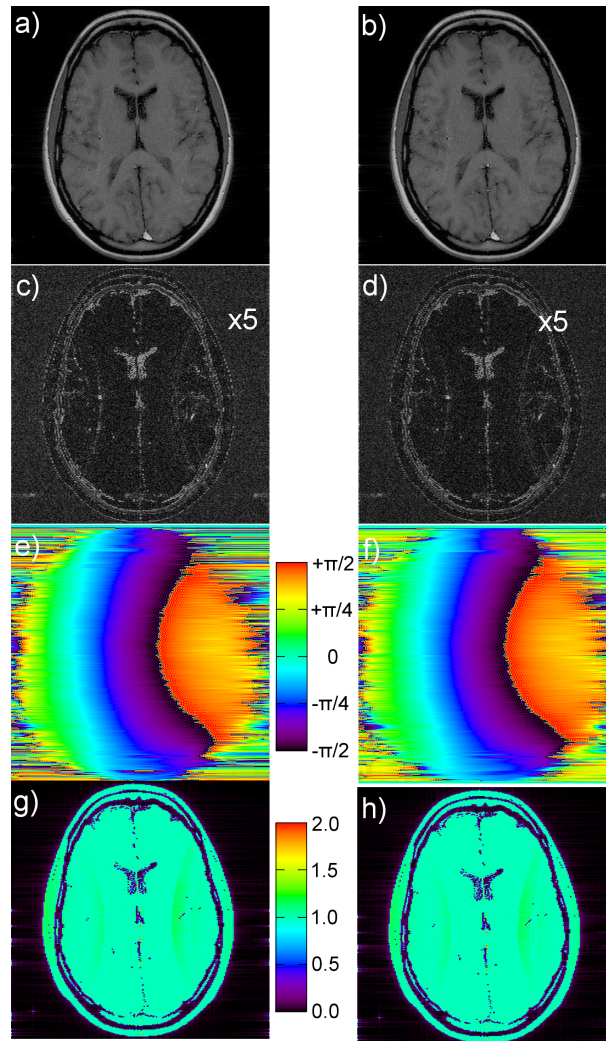


Abbildung 3.6.: VIDE-Rekonstruktion der zweifach beschleunigten asymmetrischen Daten mit einem modifizierten SENSE-Algorithmus unter Verwendung des vollen Datensatzes (erste Spalte) und eines niedrig aufgelösten Bildes von 32 ACS-Linien (zweite Spalte). Zur Unterdrückung der Rauschverstärkung wurden die Bereiche der Überlagerung signalschwacher Bereiche mit idealisierten Sensitivitäten rekonstruiert. In **a** und **b** sind die resultierenden Bilder gezeigt. Die entsprechenden Differenzbilder zur Nyquist-abgetasteten Referenz sind in **c** und **d** zu sehen. Um die Artefakte deutlich zu machen, wurden sie mit einem Faktor 5 im Vergleich zum entsprechenden Bild in **a** und **b** skaliert. Die jeweiligen Phasen der reellen Spulensensitivitäten, die in der Kalibrierung gewonnen wurden, sind in **e** und **f** dargestellt. Die geringe Rauschverstärkung ist in den g-Faktor-Karten für die Kalibrierung mit dem vollen Datensatz **g** und mit 32 ACS-Linien **h** zu erkennen.

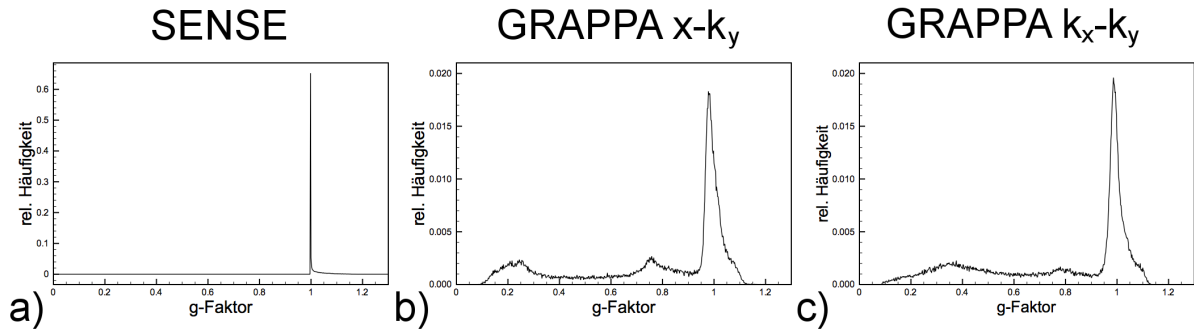


Abbildung 3.7.: Verteilung der relativen Häufigkeit der g-Faktoren für die VIDE-Rekonstruktion mit SENSE (a), GRAPPA in $x - k_y$ (b) und GRAPPA in $k_x - k_y$ (c). Es wurden jeweils 32 ACS-Linien in der Kalibrierung verwendet.

ACS-Linien zur Kalibrierung allerdings mit einem 2d GRAPPA-Algorithmus in $k_x - k_y$ sind in Abb. 3.8j dargestellt.

Das Differenzbild zur Referenz (Abb. 3.8k) zeigt im Vergleich zur Rekonstruktion im $x - k_y$ -Raum etwas stärker ausgeprägte Artefakte. Die g-Faktoren-Karte (Abb. 3.8l) zeigt eine etwas homogenere Verteilung als die entsprechende Rekonstruktion im $x - k_y$ -Raum (Abb. 3.8i). Insgesamt fällt die Rauschverstärkung sehr niedrig aus. Das Histogramm der g-Faktoren (Abb. 3.7c) zeigt jedoch eine sehr ähnliche Verteilung.

3.4.3. Partielle Fourier-Bildgebung

Das resultierende Bild der POCS-Rekonstruktion (Abb. 3.9 a) mit identisch beschleunigter Bildgebung wie in der VIDE-Bildgebung zeigt eine vergleichbare Bildqualität zur VIDE-Bildgebung rekonstruiert mit SENSE (Abb. 3.6b) bzw. GRAPPA (Abb. 3.8g). Der Vergleich der Differenzbilder (Abb. 3.9b und Abb. 3.6d bzw. Abb. 3.8h) der beiden Methoden zur Referenz zeigt, dass Rekonstruktionsartefakte in der partiellen Fourier-Technik sich durch einen Verlust der räumlichen Auflösung manifestieren, wohingegen in der VIDE-Rekonstruktion Aliasing beobachtet wird.

3.5. Diskussion

In diesem Kapitel wurde die VIDE-Bildgebung vorgestellt, mit der aus einem zweifach unterabgetasteten k-Raum ein Bild ohne Aliasing mit einer Einkanal-Empfangsspule rekonstruiert werden kann. Die bisherige Technik der PPA zur Rekonstruktion unterabgetasteter k-Räume verwendet eine Mehrkanal-Empfangsspule zur Berechnung des vollen FOVs [8, 9]. Die Gewichtung des Objekts mit den unterschiedlichen Sensitivitäten der Mehrkanal-Spule wird verwendet, um die fehlende Bildinformation wiederherzustellen. Dies erfordert einerseits dedizierte Mehrkanal-Spulen, die für den Einsatz in der

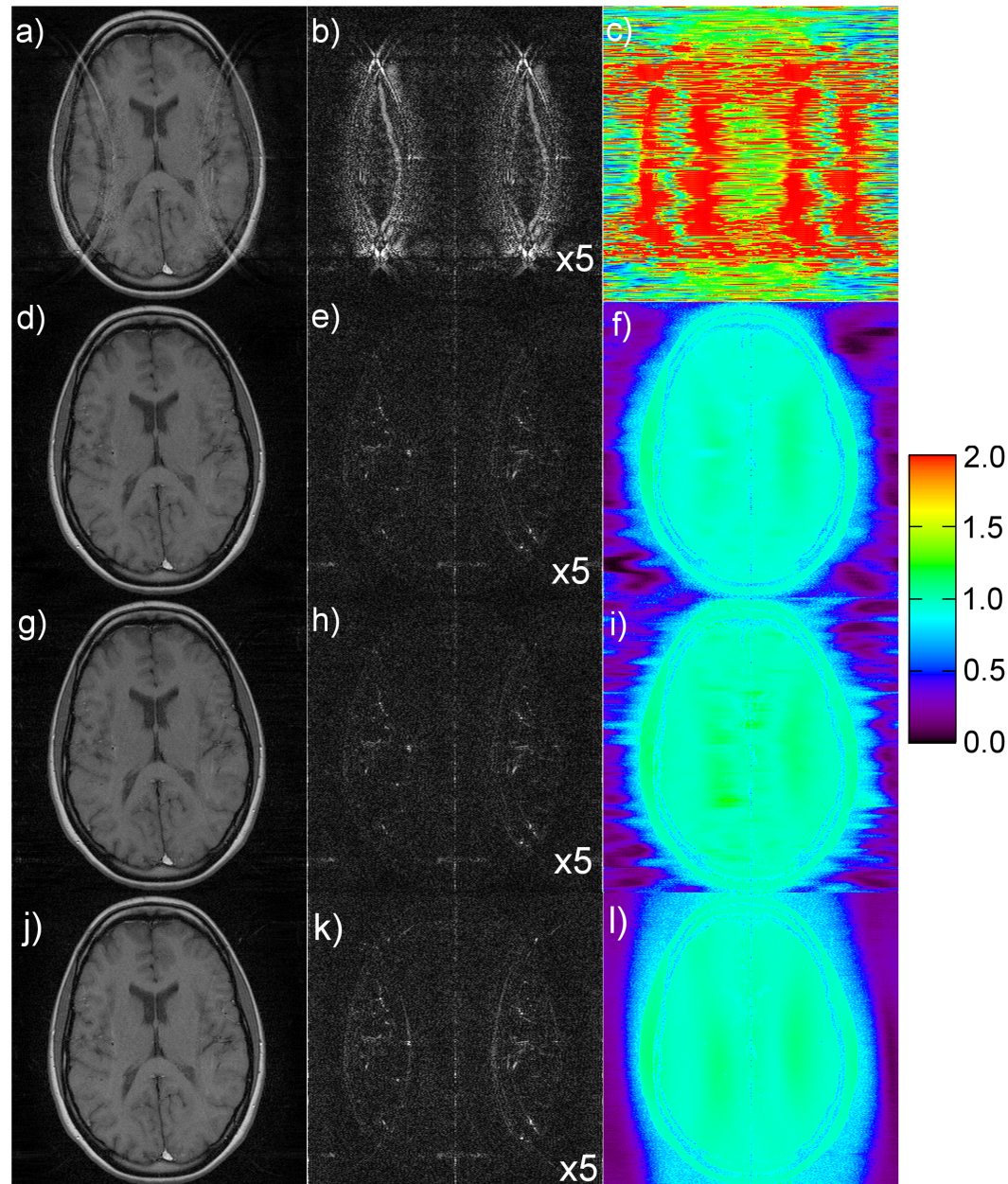


Abbildung 3.8.: Bild (erste Spalte), Differenzbild (zweite Spalte), und Karte der g -Faktoren (dritte Spalte) der VIDE-Rekonstruktion mit einem GRAPPA-Algorithmus für einen symmetrisch (**a-c**) und asymmetrisch (**d-l**) abgetasteten k -Raum. Die Rekonstruktion fand entweder im $x - ky$ - (**a-i**) oder $kx - ky$ -Raum (**j-l**) statt, wobei für (**a-f**) der volle Datensatz und für (**g-l**) lediglich 32 ACS-Linien zur Kalibrierung verwendet wurden. Zur besseren Darstellung wurden die Differenzbilder mit einem Faktor 5 im Vergleich zu den Bildern skaliert.

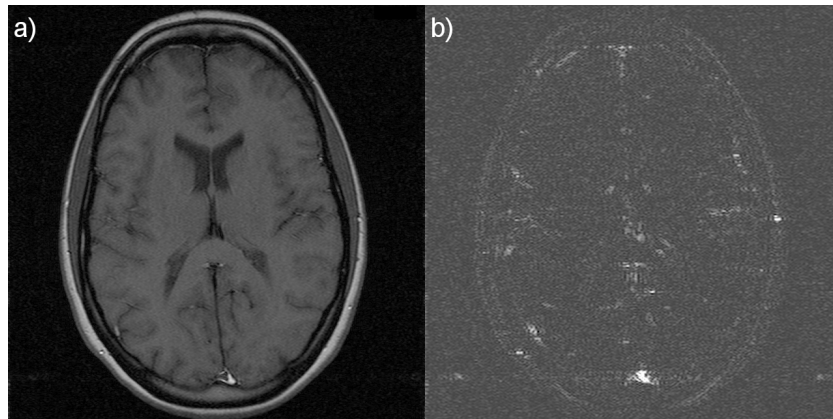


Abbildung 3.9.: Rekonstruktion des Kopfdatensatzes mit dem iterativen partiellen Fourier-Algorithmus POCS. Das Bild (a) wurde mit einer Hälfte des k-Raums in Phasenkodierichtung und 16 zusätzlichen Kalibrierungslinien berechnet. Das entsprechende Differenzbild zur Referenz, in (b) gezeigt, wurde zur besseren Darstellung mit dem Faktor 5 im Vergleich zum Bild skaliert.

PPA geeignet sind, und andererseits ein MRT, dass die Signale der verschiedenen Spulenelemente getrennt verarbeiten kann.

Die vorgestellte VIDE-Technik erzeugt einen zweiten, virtuellen Kanal durch komplexe Konjugation und Spiegelung des k-Raums der physischen Empfangsspule. Die weiteren Rekonstruktionsschritte laufen wie in der konventionellen PPA im Ortsraum (SENSE-Bildgebung [8, 60]) oder im k-Raum (GRAPPA-Methode [9, 72]) ab. Es wurde gezeigt, dass die verwendeten Spulensensitivitäten der VIDE-Bildgebung lediglich eine Phaseninformation enthalten, wohingegen die Sensitivitäten der PPA zusätzlich eine ortsabhängige Amplitude besitzen. Dies bedeutet aber auch, dass das rekonstruierte Bild der VIDE-Bildgebung mit dem Amplitudenprofil der Empfangsspule gewichtet ist, wohingegen zumindest in der SENSE-Bildgebung das rekonstruierte Bild vom Spulenprofil losgelöst ist.

Wie in der konventionellen PPA können in der VIDE-Bildgebung sowohl systematische als auch statistische Fehler auftreten. Das Rekonstruktionsverhalten der hier vorgestellten Methode wurde zunächst theoretisch untersucht. Rekonstruktionsfehler und Rauschverstärkung wurden in Beziehung zur Bildphase gesetzt. Im Fall einer homogenen Bildphase liefert die virtuelle Spule keine zusätzliche Information über das Objekt zu der der physischen, sodass die Bildvoxel des reduzierten FOVs nicht korrekt separiert werden können. Dies ist gleichbedeutend mit dem Divergieren der Rauschverstärkung. Eine optimale Rekonstruktionsbedingung wird erfüllt, wenn die relative Bildphase zwischen den einfaltenden Voxeln des vollen FOVs ein ungerades Vielfaches von $(2n + 1)\pi/2$ beträgt. Die Phaseninformationen von realer und virtueller Spule sind für $\Delta\phi = (2n + 1) \cdot \pi/2$ maximal und die Rauschverstärkung wird komplett unterdrückt. Anschaulich

lässt sich dies verstehen für den Fall, dass die absolute Phase des ersten Pixel $\phi(r) = 0$ beträgt und dementsprechend für $\phi(r + FOV/2) = \pi/2$ gilt. Die beiden überlagerten Pixel lassen sich dann einfach durch Real- und Imaginärteil voneinander trennen. Weicht die Phase $\phi(r)$ von Null ab, so lassen sich die Pixel mit orthogonaler Phase erst nach Subtraktion der Phase $\phi(r)$ durch Real- und Imaginärteil voneinander trennen. Daher wird eine Approximation der Bildphase in der Kalibrierung benötigt.

Diese Erkenntnisse können zur Optimierung der VIDE-Bildgebung genutzt werden. Für den Idealfall, dass keine Phasenfehler akquiriert werden und das MR-Signal im k-Raum symmetrisch abgetastet wird, ist die Bildphase homogen und die k-Raum-Symmetrie $S(k) = S^*(-k)$ echt erfüllt. Allerdings ist auch ersichtlich, dass die Erzeugung des virtuellen Spulensignals keine zusätzliche Information über das Signal liefert. Die k-Raum-Daten der virtuellen Spule sind identisch zu denen der realen Spule. Umgekehrt beinhaltet eine asymmetrische Abtastung des k-Raums die zweifache Informationsmenge, da die durch die k-Raum-Symmetrie zusätzlich gewonnenen Abtastpunkte nicht mit den tatsächlich gemessenen Punkten übereinstimmen und stattdessen zusätzliche Information in den Bereichen der Unterabtastung der physischen Spule liefern. Die asymmetrische Akquisition bewirkt eine lineare Phase über das FOV, sodass die optimale Rekonstruktionsbedingung $\Delta\phi = (2n + 1) \cdot \pi/2$ erfüllt ist.

Im Idealfall einer echten k-Raum-Symmetrie bzw. eines echt realen k-Raum-Signals ist eine VIDE-Rekonstruktion unnötig bzw. kann durch die direkte Operation der k-Raum-Spiegelung und Konjugation ersetzt werden. In der Praxis ist diese k-Raum-Symmetrie jedoch aufgrund der Phasenfehler, die sowohl in der Entstehung als auch der Detektion des MR-Signals entstehen, nicht erfüllt. Deshalb wird in der VIDE-Bildgebung in der Kalibrierung die Kenntnis oder eine Approximation der echten Bildphase verwendet, um die fehlenden k-Raum-Punkte zu generieren.

In der VIDE-Rekonstruktion symmetrisch abgetasteter Daten unter Verwendung der verrauschten, unbearbeiteten Bildphase der unbeschleunigten Bildgebung als Sensitivität der SENSE-Rekonstruktion sind weder systematische Fehler, noch eine Rauschverstärkung beobachtet worden. Da der genaue Phasenverlauf inklusive des hochfrequenten Rauschens bekannt ist, treten keine Rekonstruktionsfehler auf. Eine Rauschverstärkung findet nicht statt, da das Rauschen in diesem Fall als Teil des echten Signals bzw. des Objekts in die Rekonstruktion eingeht. Die VIDE-Bildgebung findet hier im quasis rauschfreien Zustand Anwendung, sodass keine Rauschverstärkung beobachtet werden kann. Dieses Ergebnis beweist das Funktionieren der vorgestellten VIDE-Methode, hat jedoch keinen praktischen Nutzen, da die in der Rekonstruktion verwendete Bildphase inklusive des Rauschens nur bekannt ist, wenn der vollständige Datensatz bekannt ist. Die Ergebnisse der SENSE-Rekonstruktion, nach Berechnung der Sensitivität aus dem vollen Datensatz durch Maskierung und polynomisches Fitten, wie in Pruessmann et al. beschrieben [8], zeigen im Fall des symmetrischen Abtastens deutliche Aliasing-Artefakte und eine ausgeprägte Rauschverstärkung. Die Approximation der Sensitivität mit einem Polynom niedriger Ordnung beinhaltet per se lediglich den Teil der Bildphase, der eine langsame Variation über das FOV zeigt. Der Vergleich mit der echten Bildpha-

se zeigt, dass, abgesehen vom hochfrequenten Spulenrauschen, die Bildphase passend approximiert wird. Die systematischen Fehler zeigen, dass aufgrund des symmetrischen Ab tastens kaum zusätzliche Informationen durch die Verwendung der virtuellen Spule gewonnen werden. Dies stimmt mit der theoretischen Überlegung einer homogenen Bildphase überein und belegt die Annahme einer relativ homogenen Bildphase.

Die Rekonstruktion der asymmetrisch abgetasteten Daten mit der gleichen Kalibrierungsmethode unter Verwendung des gesamten Datensatzes ist nahezu frei von Aliasing und lediglich mit schwacher Rauschverstärkung behaftet. Dies deckt sich mit den theoretischen Betrachtungen. Der nahezu lineare Signalverlauf in der Bildphase belegt dies. Allerdings wird in den Bereichen eine besonders hohe Rauschverstärkung beobachtet, in denen das eingefaltete Bildpixel im reduzierten FOV aus mindestens einem signal schwachen Bildpixel oder einem Rauschpixel des vollen FOVs besteht. Dies kann durch die Abhängigkeit der Rauschverstärkung von der relativen Phase der überlagerten Pixel im reduzierten FOV (siehe Gl. 3.15 und Gl. 3.19) erklärt werden. Aufgrund der rein zufälligen Bildphase in den Rauschpixeln und somit auch der rein zufälligen relativen Phase der überlagerten Pixel, nehmen in diesen Bereichen auch die g-Faktoren, die die Rauschverstärkung durch die VIDE-Rekonstruktion beschreiben, zufällige Werte im Bereich $[1, \infty]$ an. Daher wurde die SENSE-Rekonstruktion der VIDE-Bildgebung modifiziert, sodass in den signalschwachen Bereichen eine Sensitivität von 0 angenommen wurde. Die entsprechenden Ergebnisse dieser regularisierten Rekonstruktion zeigen eine gute Bildqualität. Das restliche Aliasing zeigt eine geringe Amplitude und ist vergleichbar mit der Stärke des Rauschens. Systematische Fehler wurden in erster Linie in den Bereichen der Blutgefäße beobachtet, wo aufgrund des Blutflusses Phasenfehler und hochfrequente Anteile in der Bildphase erscheinen. Nachteilig wirkt sich jedoch die etwas willkürliche Wahl des Grenzwertes für signalschwache und signaltragende Pixel in der modifizierten SENSE-Rekonstruktion aus. Je nach Wahl dieses Rekonstruktionsparameters tritt mehr willkürliche Rauschverstärkung auf oder ein restliches Aliasing, da die Signale im überlagerten Pixel nicht getrennt werden. Die Differenzbilder zur Referenz spiegeln diesen Aspekt ebenfalls wider.

Die Kalibrierung der Sensitivitäten mit einem niedrig aufgelösten Datensatz liefert eine sehr gute Übereinstimmung mit denen der Kalibrierung mit dem vollen Datensatz. Dies deutet auf den niederfrequenten Charakter der Bildphase hin und lässt sich durch das polynomische Fitten erklären, das keine Phasensprünge zulässt.

Die VIDE-Rekonstruktion mit einem GRAPPA-Algorithmus [9] hat sehr ähnliche Eigenschaften wie die SENSE-Bildgebung. Während der niederfrequente Charakter der Bildphase in der SENSE-Methode durch den polynomischen Fit niedriger Ordnung postuliert wird, wird dem in der GRAPPA-Rekonstruktion durch den GRAPPA-Kern Rechnung getragen, der typischerweise auf einen kleinen Bereich um den zu berechnenden Datenpunkt beschränkt ist. Wie in der SENSE-Rekonstruktion zeigt sich für die symmetrische Ab tastung des k-Raums massives Aliasing und eine hohe Rauschverstärkung. Die Ergebnisse der GRAPPA-Rekonstruktion der asymmetrisch abgetasteten Daten zeigt eine sehr gute Bildqualität. Im Gegensatz zur SENSE-Bildgebung ist eine Maskierung der signal-

schwachen Pixel nicht nötig, da die Spulensensitivitäten nicht direkt bestimmt werden müssen. Die Karte der g -Faktoren zeigt anders als in der SENSE-Rekonstruktion im Bereich der Einfaltung des reduzierten FOVs mit signal schwachen Pixeln keine beliebig hohe Varianz. Stattdessen wird eine leichte Erhöhung der g -Faktoren im Vergleich zu den Bereichen beobachtet, wo signaltragende Pixel im reduzierten FOV überlagert sind. Die sehr starke Konzentration der g -Faktoren in den Histogrammen der relativen Häufigkeit der g -Faktoren im Bereich $g = 1$ sowohl für die SENSE- als auch die GRAPPA-Rekonstruktion zeigen die besonders niedrige Rauschverstärkung der Methode für eine asymmetrische k -Raum-Abtastung. Die GRAPPA-Methode zeigt im Gegensatz zur SENSE-Methode auch g -Faktoren $g < 1$, die in den signal schwachen Bereichen lokalisiert sind. Dies kann durch die Modellierung der Spulensensitivitäten mit den lokalisierten GRAPPA-Kernen erklärt werden, die eine Unterdrückung der signal schwachen Bildpunkte bewirkt. Der etwas langsamere Abfall der Verteilung der g -Faktoren der GRAPPA-Technik in Richtung steigender g -Faktoren kann zusätzlich durch die Berechnung der g -Faktoren erklärt werden. Während im Fall der SENSE-Methode die Rauschverstärkung direkt aus den Spulensensitivitäten bestimmt werden kann, wurde die Rauschverstärkung der GRAPPA-Bildgebung durch die Pseudo-Replika-Methode bestimmt [99]. Diese beinhaltet je nach Anzahl der Simulationen eine Unsicherheit in den produzierten Ergebnissen. Der Effekt sollte bei 10.000 Pseudo-Replika jedoch gering sein. Alternativ zur Pseudo-Replika Methode existiert inzwischen mit der Methode von Breuer et al. eine direkte Berechnung der Rauschverstärkung der GRAPPA-Rekonstruktion aus den GRAPPA-Gewichtungsfaktoren [92].

Die Qualität der GRAPPA-Rekonstruktion wurde auf die Abhängigkeit von der Größe des GRAPPA-Kerns [83–85,94] und auf die Wahl des Rekonstruktionsraumes untersucht. Die Abhängigkeit von der Größe des GRAPPA-Kerns ist gering, da die Bildphase im Wesentlichen niederfrequent ist. Die Größe des GRAPPA-Kerns kann relativ klein gewählt werden. Die etwas geringere Artefaktenergie der Rekonstruktion in $x - k_y$ gegenüber der in $k_x - k_y$, deutet darauf hin, dass lokale Phasenvariationen in der 1d GRAPPA-Rekonstruktion besser wiedergegeben werden. Umgekehrt können aber auch lokal etwas höhere g -Faktoren beobachtet werden.

Die hier vorgestellte VIDE-Bildgebung ist eine phasenbeschränkte Bildgebungsmethode vergleichbar mit der partiellen Fouriertechnik [54–59]. Während in der partiellen Fourier-Bildgebung eine Hälfte des Raums akquiriert wird und die fehlende Hälfte in der Rekonstruktion approximiert wird, wird in der VIDE-Bildgebung jede zweite k -Raum-Linie gemessen und die fehlenden Linien werden berechnet. Beide Methoden benötigen zusätzliche Kalibrierungsdaten, um die Bildphase approximieren zu können. Die Rekonstruktion eines entsprechenden Datensatzes, der mit der partiellen Fourier-Technik gemessen wurde und die gleiche Anzahl zusätzlicher k -Raum-Linien zur Kalibrierung wie die VIDE-Bildgebung verwendet hat, zeigt eine vergleichbare Bildqualität zur VIDE-Bildgebung. Während in der VIDE-Bildgebung Rekonstruktionsfehler in Form von Aliasing erscheinen, resultiert die partielle Fourier-Technik in einem Verlust an räumlicher Auflösung. Eine objektive Beurteilung, welche der beiden Techniken Anwendung finden

sollte, soll hier nicht erfolgen. Die Artefakte der VIDE-Bildgebung sind augenscheinlicher und lokal begrenzt. Der räumliche Auflösungsverlust der partiellen Fourier-Methode führt zu einer globalen Reduktion der Bildqualität und ist visuell wesentlich schwieriger einzuschätzen.

Im Vergleich zur konventionellen PPA ist die VIDE-Bildgebung auf eine maximale Beschleunigung von $R = 2$ beschränkt. Eine Mehrkanalspule kann daher bei gleicher Beschleunigung eine wesentlich bessere Bildqualität liefern. Die VIDE-Bildgebung lässt sich problemlos mit der PPA kombinieren, indem durch die Erzeugung der virtuellen Spulen die Anzahl der Spulenelemente verdoppelt wird. Diese Methode wurde von Blaimer et al. untersucht [118] und reiht sich in die Klasse der Methoden ein, die PPA und partielle Fourier-Technik kombinieren [119–123]. Die virtuellen Spulen können in der konventionellen PPA verwendet werden, um die maximale Beschleunigung zu erhöhen oder die Rauschverstärkung bei konstanter Beschleunigung zu minimieren. In Abb. 3.10 ist die Rekonstruktion eines 4-fach beschleunigten Datensatzes unter Verwendung einer 8-Kanal-Empfangsspule mit konventionellem TGRAPPA [71] (Abb. 3.10a) und mit TGRAPPA unter Verwendung der virtuellen Spulentechnik [118] (Abb. 3.10b) gezeigt. Eine deutliche Steigerung des SNRs ist im Falle der Verwendung virtueller Spulen zu erkennen.

Die Methode erfordert keine zusätzlichen Messungen oder Hardware, sondern ist le-

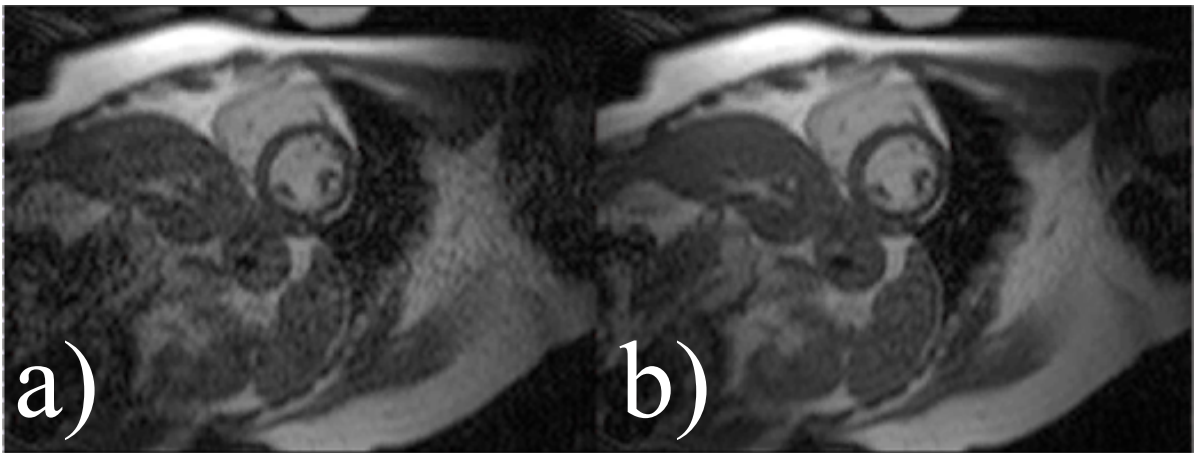


Abbildung 3.10.: Dynamische Herzbildgebung mit konventionellem TGRAPPA (a) und TGRAPPA unter Verwendung virtueller Spulen (b) für eine Beschleunigung $R = 4$ mit einer 8-Kanal-Empfangsspule. Mit freundlicher Genehmigung von Martin Blaimer.

diglich auf die Rekonstruktion beschränkt. Im Vergleich zur VIDE-Bildgebung ist eine aktive Beeinflussung der Rekonstruktionsqualität durch die Wahl der Abtastung des k -Raums oder ähnliche Verfahren aufgrund der gestiegenen Komplexität dieses Optimierungsproblems durch Verwendung einer Vielzahl von Empfangsspulen wesentlich

schwieriger.

Die VIDE-Bildgebung bietet aufgrund des identischen Rekonstruktionsverfahrens wie in der PPA eine Vielfalt an Optimierungen und Erweiterungen der Methode [81–83, 86–88]. Die Rauschverstärkung kann durch eine Regularisierung reduziert werden [73, 74, 76].

Zusammenfassung

Die PPA erlaubt die Beschleunigung der Akquisition der MR-Bildgebung unter Ausnutzung der Spulensensitivitäten einer Mehrkanal-Empfangsspule. Mit der hier vorgestellten VIDE-Bildgebung ist es möglich die PPA sogar mit einer Einzelspule bis zu einem Beschleunigungsfaktor 2 zu betreiben. Durch eine analytische Untersuchung der VIDE-Bildgebung und entsprechende Validierung im Experiment konnte ein optimiertes Akquisitionsschema für eine hohe Rekonstruktionsqualität, d.h. geringe Artefaktenergie und niedrige Rauschverstärkung, entwickelt werden. Bei einer homogenen oder schwach variierenden Bildphase ist die Qualität der VIDE-Bildgebung im Gegensatz zur PPA nahezu unabhängig von der Raumrichtung. Die VIDE-Bildgebung ist vergleichbar mit der partiellen Fourier-Technik, wobei ein detaillierter Vergleich der beiden Methoden noch nicht erfolgt ist.

4. Optimierte dichtegewichtete Bildgebung

4.1. Einleitung

Wie in Abschnitt 2.2.2.1 beschrieben sind die Bilder der Magnet-Resonanz (MR)-Bildgebung aufgrund der diskreten Abtastung des k-Raums mit Signalen benachbarten Gewebes kontaminiert. Dies äußert sich in den Bildern in Form der Gibbs-Artefakte. Die Unterdrückung dieser Artefakte mit einem k-Raum-Filter (Abschnitt 2.5.1) in der Nachbearbeitung führt zu einer deutlichen Reduktion des vorliegenden Signal-zu-Rauschverhältnis (Signal-to-Noise Ratio) (SNR) aufgrund der suboptimalen Datengewichtung in der Rekonstruktion. Alternativ kann die räumlichen Antwortfunktion (Spatial Response Function) (SRF) mit der Akquisitionsgewichtung (Acquisition Weighting) (AW)- (Abschnitt 2.5.2) oder der Dichtegewichtung (Density Weighting) (DW)- (Abschnitt 2.5.3) Bildgebung bei optimalem SNR verbessert werden. Während in der AW-Bildgebung die k-Raum-Gewichtung durch die wiederholte Akquisition gleicher k-Raum-Positionen erreicht wird, wird in der DW-Bildgebung durch eine unregelmäßige k-Raum-Abtastung die SRF optimiert. Im Vergleich zu einer kartesischen Messung ohne Mittelung resultieren die beiden Methoden durch das geänderte Abtastschema allerdings in einem reduzierten effektiven FOV, sodass diese Techniken lediglich in Anwendungen, die aufgrund des geringen SNRs eine Mittelung erfordern (z.B. ^{31}P -Bildgebung), ihren Einsatz finden. In der Parallele Akquisition für die effektive Dichtegewichtung (Parallel Acquisition for Effective Density Weigthing) (PLANED)-Bildgebung (Abschnitt 2.5.4) kann das Aliasing der DW-Bildgebung durch den Einsatz der Parallele Bildgebung (Partial Parallel Acquisition) (PPA) unterdrückt werden. Dies setzt allerdings die Akquisition mit einer Mehrkanal-Empfangsspule voraus.

Ziel dieser Arbeit ist die Optimierung der DW-Bildgebung ohne Verwendung der PPA, sodass im Vergleich zur kartesischen Bildgebung bei gleicher Messzeit das identische effektive FOV erreicht wird. Im vorherigen Abschnitt 3 wurde bereits gezeigt, dass unter Ausnutzung der k-Raum-Symmetrie eine Reduktion des Aliasings bei regelmäßig unterabgetasteten k-Räumen selbst mit einer Einzelspule möglich ist. In diesem Abschnitt werden neue Akquisitionsschemata und Rekonstruktionstechniken vorgestellt, die eine Verringerung des Aliasings oder eine Verkürzung der Messzeit in der DW-Bildgebung auch für Einzel-Empfangsspulen ermöglichen. Zunächst werden die neuen Techniken theoretisch erläutert und anschließend durch Experimente evaluiert.

4.2. Theorie

4.2.1. Akquisitionsmethoden

Limitierung der minimalen Abtastdichte

In der Datenakquisition der konventionellen DW-Bildgebung wurden die nicht-kartesisch gelegenen k-Raum-Punkte, deren Abtastdichte $\rho(k) \propto w(k)$ (Gl. 2.59) proportional zur k-Raum-Gewichtungsfunktion ist, symmetrisch zum Koordinatenursprung gewählt [25, 26]. Im Vergleich zu einer kartesischen Akquisition ohne Mittelungen ist das FOV der DW-Bildgebung (siehe Abschnitt 2.5.3) mit identischer Anzahl an Messpunkten aufgrund der Unterabtastung erheblich reduziert. Im Folgenden wird eine abgeänderte DW-Abtastung vorgestellt, die eine Vergrößerung des FOVs erlaubt, wobei sich eine moderate Reduktion des SNR-Gewinns gegenüber der gefilterten kartesischen Bildgebung einstellt.

Durch eine Limitierung der minimalen Abtastdichte der DW-Bildgebung

$$\rho_{k,min}^{DW} = \frac{1}{\Delta k_{max}^{DW}} = 0,5 \cdot \rho_k^{kart} \quad (4.1)$$

auf die Hälfte der Abtastdichte der vergleichbaren kartesischen Messung, was einer maximalen, lokalen Distanz benachbarter, akquirierter k-Raum-Punkte von $\Delta k_{max}^{DW} = 2 \cdot \Delta k_{kart}$ der kartesischen k-Raum-Schrittweite entspricht, wird die Unterabtastung und somit das Aliasing reduziert. Durch die Begrenzung der minimalen Abtastdichte weicht die effektive k-Raum-Gewichtung $w(k)$ von der gewünschten k-Raum-Gewichtung und deren entsprechenden SRF ab. Durch nachträgliches k-Raum-Filtern kann die k-Raum-Gewichtung der Abtastung mit limitierter minimaler Abtastdichte jedoch korrigiert werden.

Das Prinzip der begrenzten Abtastdichte (graue durchgezogene Linie in Abb. 4.1a) mit anschließendem Filtern ist in Abb. 4.1a für den Fall einer Hanning-Funktion (schwarze, gestrichelte Linie in Abb. 4.1a) als k-Raum-Gewichtungsfunktion dargestellt. Die der Hanning-Funktion folgende Abtastdichte ρ_k^{DW} ist an den k-Raum-Grenzen k_{max} auf eine Dichte von $0,5 \cdot \rho_k^{kart}$ begrenzt. In diesen von der idealen Abtastdichte abweichenden Bereichen wird ein Korrektur-Filter f_k^{DW} verwendet, der in Kombination mit der DW-Abtastdichte ρ_k^{DW} die gewünschte Hanning-förmige k-Raum-Gewichtung $w(k)$ generiert. Die graue Fläche in Abb. 4.1a markiert den k-Raum-Bereich, in dem das Nyquist-Kriterium der kartesischen Vergleichsmessung erfüllt ist.

Symmetrie der Abtastfunktion

In der konventionellen DW-Bildgebung wurden symmetrische Abtastfunktionen, wie in Abb. 4.1b gezeigt, verwendet [25, 26]. D. h. die akquirierten k-Raum-Punkte (weiße

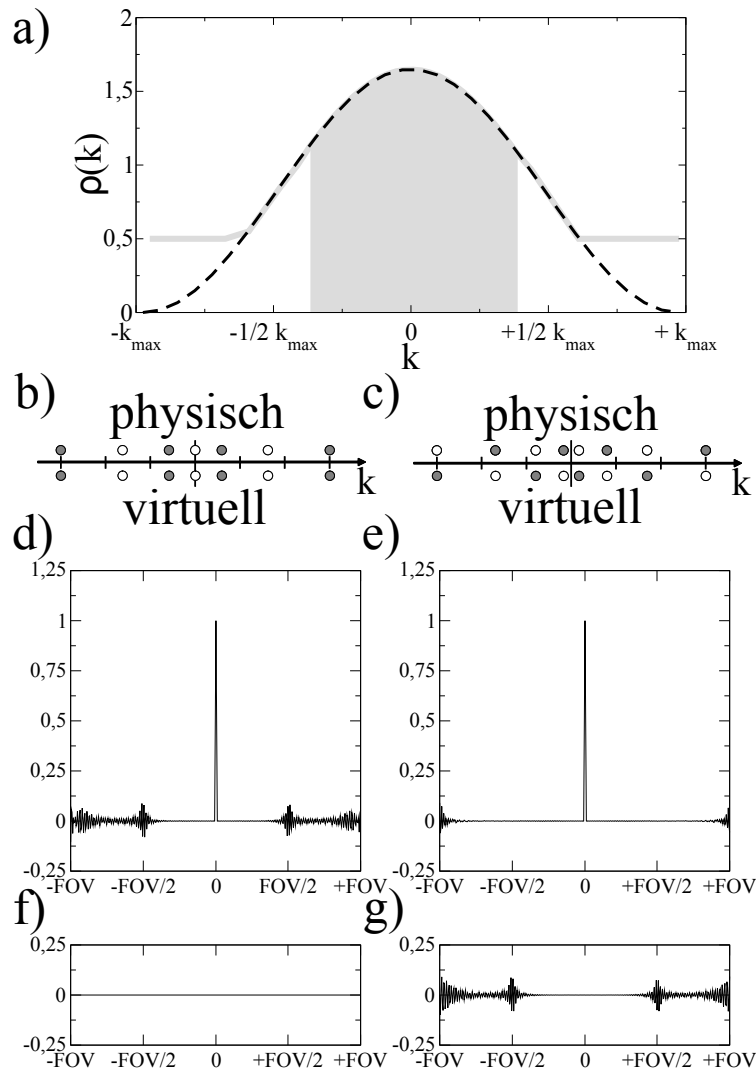


Abbildung 4.1.: Schematische Darstellung der symmetrisch und asymmetrisch unterabgetasteten DW-Bildgebung und der VIDEED-Bildgebung. Die bezüglich der minimalen Abtastdichte (graue Linie in **a**) limitierte DW-Bildgebung weicht von der idealen k -Raum-Gewichtung (schwarze gestrichelte Linie in **a**) ab. Die Akquisition im k -Raum kann symmetrisch und asymmetrisch (weiße Punkte in **b** und **c**, "physisch") erfolgen. Durch Kombination mit einer zweiten DW-Abtastung (graue Punkte in **b** und **c**) kann ein Nyquist-abgetasteter k -Raum erzeugt werden. Die Abtastfunktionen der virtuellen Spulen ergeben sich durch Spiegelung des k -Raums der physischen Spulen ("virtuell" und "physisch" in **b** und **c**). Für die symmetrische und asymmetrische Abtastung sind die entsprechenden komplexen SRFs jeweils mit Real- (**d** und **e**) und Imaginärteil (**f** und **g**) dargestellt.

Punkte der mit "physisch" gekennzeichneten Abtastung in Abb. 4.1b) liegen symmetrisch zum Ursprung (weiße Punkte der mit "virtuell" gekennzeichneten Abtastung in Abb. 4.1b). Im Folgenden wird gezeigt, dass im Vergleich zu einer symmetrischen DW-Abtastung durch eine asymmetrische dichtegewichtete k-Raum-Abtastung mit identischer Anzahl an Messpunkten eine Reduktion des Aliasing erreicht werden kann.

Die komplexe $SRF^{sym}(x)$ dieser bezüglich der Abtastdichte limitierten DW-Abtastung mit symmetrischer k-Raum-Akquisition ist in Abb. 4.1d und 4.1f mit Real- und Imaginärteil dargestellt. Die Fouriertransformation (FT) einer reellen, symmetrischen Funktion ist ebenfalls reell und symmetrisch (Gl. A.2). Daher besitzt die $SRF^{sym}(x)$ keinen Imaginärteil (Abb. 4.1f). Aufgrund des Nyquist-Theorems ist der zentrale Bereich der SRF, d.h. der Bereich um das Hauptmaximum, identisch zu der der gefilterten, kartesischen Bildgebung (rote Linie in Abb. 2.17, rechts). Um einen Eindruck des effektiven FOVs und Aliasingverhaltens der DW-Bildgebung zu erhalten ist auf der x-Achse der Abb. 4.1d-g das doppelte FOV der kartesischen Akquisition eingezeichnet. Ein inkohärenter Aliasing-Anteil der $SRF^{sym}(x)$ ist an den Grenzen des FOVs zu erkennen, der allerdings im Vergleich zur SRF der konventionellen DW-Bildgebung (Abb. 2.19, links) sowohl in der Amplitude als auch in der Ausdehnung deutlich reduziert ist und dementsprechend eine Erhöhung des effektiven FOVs gegenüber der konventionellen DW-Bildgebung bedeutet.

Ein asymmetrisches, DW-Abtastmuster $g_+^{asym}(k)$ ist in Abb. 4.1c (weiße Punkte der mit "physisch" beschrifteten Abtastung) gezeigt. Dessen am Ursprung gespiegelte Punkte

$$g_-^{asym}(k) = g_+^{asym}(-k) \quad (4.2)$$

(weiße Punkte der mit "virtuell" gekennzeichneten Abtastung in Abb. 4.1c) liegen in den Lücken der ursprünglichen Abtastfunktion. Im Vergleich zur symmetrischen Abtastung (siehe 4.1d und f) besitzt die entsprechende SRF^{asym} einen Realteil (4.1e) ohne Aliasing innerhalb des FOVs. Die Artefakte der Unterabtastung sind komplett im Imaginärteil (4.1g) enthalten. Diese Eigenschaft der asymmetrischen Abtastung wird im folgenden Text bewiesen. Anschließend wird gezeigt, wie diese Eigenschaft verwendet werden kann, um die Aliasingenergie in Betragbildern der DW-Bildgebung zu reduzieren.

Eigenschaften der asymmetrischen DW-Abtastung

Da die minimale Abtastdichte der halben Abtastrate der kartesischen Akquisition entspricht, ergibt die Summe der beiden Funktionen

$$g_{Nyq}(k) = g_+^{asym}(k) + g_-^{asym}(k) \quad (4.3)$$

eine symmetrische, Nyquist abgetastete, DW-Abtastfunktion (weiße und graue Punkte in Abb. 4.1c, "physisch"). Die Abtastfunktionen können durch eine Schahfunktion (Gl. 2.15) allerdings mit variablen Abständen zwischen den Dirac'schen Delta-Distributionen beschrieben werden. Die Inverse Fouriertransformation (IFT) der Abtastfunktion $g_-^{asym}(k)$

ergibt deren $SRF_-^{asym}(x)$:

$$IFT(g_-^{asym}(k)) = SRF_-^{asym} = \int_{-\infty}^{+\infty} g_-^{asym}(k) e^{ikx} dk. \quad (4.4)$$

Mit der Relation in Gl. 4.2 und der Substitution $k' = -k$ folgt:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} g_-^{asym}(k) e^{ikx} dk = \int_{-\infty}^{+\infty} g_+^{asym}(-k) e^{ikx} dk = - \int_{+\infty}^{-\infty} g_+^{asym}(k') e^{-ik'x} dk'. \quad (4.5)$$

Für die Riemann-integrierte Funktion $f(x)$ mit Integralgrenzen $a < b$ mit $a, b \in \mathbb{R}$ ist die Umkehrung der Integrationsgrenzen definiert, sodass $\int_b^a f(x) dx = -\int_a^b f(x) dx$. Daher kann aus Gl. 4.5 für die Integration der reellen Abtastfunktion $g_+^{asym}(k)$ gefolgert werden, dass

$$- \int_{+\infty}^{-\infty} g_+^{asym}(k') e^{-ik'x} dk' = \int_{-\infty}^{+\infty} g_+^{asym}(k') e^{-ik'x} dk' = SRF_+^{asym}(-x) = (SRF_+^{asym}(x))^*, \quad (4.6)$$

wobei im letzten Schritt die Hermitizität der $SRF_+^{asym}(x)$ (Gl. A.4) ausgenutzt wurde, die besteht, weil die $SRF_+^{asym}(x)$ die FT der reellen Abtastfunktion $g_+^{asym}(k) \in \mathbb{R}$ ist. Aus der Identität von Gl. 4.4 und Gl. 4.6 kann folgende Beziehung zwischen den beiden SRFs der unterabgetasteten DW-Akquisitionen festgestellt werden:

$$SRF_-^{asym}(x) = (SRF_+^{asym}(x))^*. \quad (4.7)$$

Da die FT der Abtastfunktion deren SRF ergibt und die FT linear (Gl. A.1) ist, kann aus Gl. 4.3 geschlossen werden, dass:

$$\begin{aligned} SRF^{Nyq}(x) &= SRF_+^{asym}(x) + SRF_-^{asym}(x) \\ &= SRF_+^{asym}(x) + (SRF_+^{asym}(x))^* = 2\Re(SRF_+^{asym}(x)), \end{aligned} \quad (4.8)$$

wobei \Re den Realteil symbolisiert. Im zweiten Umformungsschritt wurde die $SRF_-^{asym}(x)$ durch die Beziehung in Gl. 4.7 substituiert und der letzte Schritt folgt aus der Definition der komplexen Zahlen.

Der Realteil der $SRF_+^{asym}(x)$ der unterabgetasteten, asymmetrischen DW-Akquisition ist bis auf den Faktor 2 identisch zur SRF_{Nyq} der Nyquist-abgetasteten DW-Bildgebung. Die $SRF_{Nyq} \in \mathbb{R}$ ist rein reel. Die komplexe SRF der asymmetrischen, DW-Bildgebung mit limitierter minimaler Abtastdichte ist für das Beispiel der Hanning-förmigen k-Raum-Gewichtung in Abb. 4.1e und 4.1g mit Real- und Imaginärteil dargestellt. Wie in Gl. 4.8 bewiesen wurde, ist der Realteil (Abb. 4.1e) der asymmetrisch unterabgetasteten SRF identisch zur SRF der Nyquist abgetasteten DW-Akquisition. Im Imaginärteil (Abb. 4.1g) befindet sich lediglich das inkohärente Aliasing. Anhand des Vergleichs mit der symmetrisch unterabgetasteten SRF (Abb. 4.1d und 4.1f) ist zu erkennen, dass die Beträge der SRFs der asymmetrischen und symmetrischen Abtastung identisch sind.

Betragsbilder und Aliasing

Das Bild der DW-Bildgebung kann als Faltung aus einer ortsinvarianten SRF (Gl. 2.13) und dem Objekt beschrieben werden. Für eine komplexe $SRF \in \mathbb{C}$ lässt sich das komplexe Objekt $Obj(x)$ mit Phase $e^{i\phi(x)}$ folgendermaßen darstellen:

$$B(x) = Obj(x) \otimes SRF(x) = (|Obj(x)| e^{i\phi(x)}) \otimes (\Re(SRF(x)) + \Im(SRF(x))e^{i\frac{\pi}{2}}), \quad (4.9)$$

wobei \Im den Imaginärteil symbolisiert. Die Bildphase in der MR-Bildgebung zeigt in vielen Anwendungen lediglich eine geringe Variation in Abhängigkeit des Ortes. Unter der Annahme einer stationären Objektphase

$$\phi(x) = \phi_0 = const \quad (4.10)$$

vereinfacht sich Gl. 4.9 zu:

$$\begin{aligned} B(x) &= (|Obj(x)| e^{i\phi_0}) \otimes (\Re(SRF(x)) + \Im(SRF(x))e^{i\frac{\pi}{2}}) \\ &= \underbrace{(|Obj(x)| \otimes \Re(SRF(x))e^{i\phi_0})}_{\text{Objektphase}} + \underbrace{(|Obj(x)| \otimes \Im(SRF(x))e^{i(\phi_0+\frac{\pi}{2})})}_{\text{orthogonale Objektphase}}. \end{aligned} \quad (4.11)$$

Die konstante Objektphase (Gl. 4.10) bewirkt, dass durch Faltung des Objekts mit der komplexen SRF das komplexe Bild einen Anteil in Richtung und orthogonal zur Objektphase besitzt, wobei der phasengleiche Beitrag durch Faltung des Objekts mit dem Realteil und der phasensenkrechte Beitrag durch Faltung mit dem Imaginärteil entsteht. Ist die Objektphase nicht homogen, tragen sowohl Real- als auch Imaginärteil der SRF zum Anteil in und orthogonal zur Bildphase bei und ihr jeweiliger Beitrag lässt sich demnach im Bild nicht mehr voneinander trennen.

Weil die $SRF^{sym}(x)$ der symmetrischen DW-Abtastung (Abb. 4.1d und f) keinen Imaginärteil besitzt, verschwindet für eine konstante Objektphase (Gl. 4.10) der Anteil der orthogonalen Objektphase in Gl. 4.11, d.h. im Anteil der Objektphase in Gl. 4.11 wird das unterabgetastete Objekt abgebildet. Im Gegensatz dazu besteht die komplexe $SRF_+^{asym}(x)$ der asymmetrischen DW-Unterabtastung aus dem Realteil, der der Nyquist-abgetasteten $SRF_{Nyq}^{asym}(x)$ (Abb. 4.1 e und g) entspricht, und dem imaginären Anteil, der die Abbildungsfehler aufgrund der Unterabtastung beinhaltet. Mit Gl. 4.11 folgt, dass für die asymmetrische Abtastung in Richtung der Objektphase das Objekt Nyquist-abgetastet abgebildet wird und in Richtung der orthogonalen Objektphase lediglich das Aliasing-Artefakt enthalten ist. Dadurch ist eine Trennung von Bild und Aliasing möglich, wenn die homogene Phase des Objekts bekannt ist. In der Praxis führen jedoch während der Akquisition verschiedene Effekte zur Abweichung von der homogenen Bildphase, sodass die Bedingung in Gl. 4.10 nicht erfüllt ist und die Rekonstruktion des artefaktfreien Bilds aus dem objektphasigen Anteil der asymmetrischen Abtastung dennoch zu Fehlern führt.

Allerdings zeigt die Objektphase in der Regel lediglich eine schwache Variation über den Ort. In den meisten Anwendungen der MR-Bildgebung ist die Phaseninformation

unwichtig, sodass anstelle des komplexen Bildes lediglich dessen Betrag betrachtet wird. Aufgrund der Begrenzung der minimalen Abtastdichte (Gl. 4.1) der DW-Bildgebung ist, wie anhand der $SRF_+^{asym}(x)$ in Abb. 4.1e und g zu sehen ist, die Amplitude des Aliasings in der unterabgetasteten DW-Bildgebung innerhalb des FOVs wesentlich kleiner als der Beitrag des Nyquist-abgetasteten Bildes. Im Fall der asymmetrischen Abtastung addiert sich, wie oben beschrieben, das Aliasing (roter, durchgezogener Pfeil in Abb. 4.2) orthogonal zum artefaktfreien Bild (schwarzer, gestrichelter Pfeil in Abb. 4.2), sodass der Betrag des unterabgetasteten Bildes (weißer, durchgezogener Pfeil in Abb. 4.2a) nahezu dem des Nyquist-abgetasteten Bildes (schwarzer, gestrichelter Kreis in Abb. 4.2a) entspricht. Im Gegensatz dazu besitzt das Aliasing (roter, durchgezogener Pfeil in Abb. 4.2b) für die symmetrische Abtastung die gleiche Phase wie der artefaktfreie Anteil (schwarzer, gestrichelter Pfeil in Abb. 4.2b). Der Betrag des unterabgetasteten Bildes (weißer, durchgezogener Pfeil in Abb. 4.2) zeigt eine deutliche Abweichung von der des artefaktfreien Bildes (schwarzer, gestrichelter Kreis in Abb.4.2b).

Zusammenfassend wird durch eine Limitierung der minimalen Abtastdichte (Gl. 4.1)

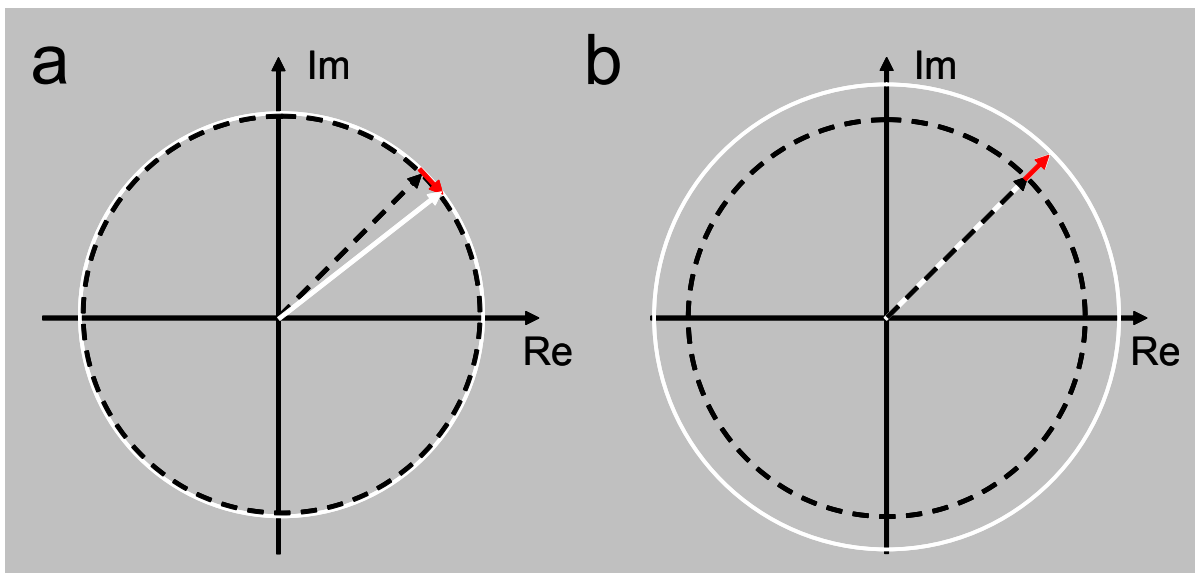


Abbildung 4.2.: Wirkungsweise des Betragsoperators für eine asymmetrische (a) und symmetrische (b) DW-Unterabtastung. Der komplexe Bildvektor (weißer, durchgezogener Pfeil) ergibt sich aus der vektoriellen Summe der Nyquist-abgetasteten Bildgebung (schwarzer, durchgezogener Pfeil) und dem Anteil des Aliasings (roter, durchgezogener Pfeil). Die Kreise symbolisieren den Betrag der entsprechenden Vektoren.

mit einer asymmetrisch unterabgetasteten DW-Abtastdichte (Abb. 4.1c) die Aliasenergie komplett in den Imaginärteil abgebildet. Ist die Bildphase homogen, kann so das Aliasing vollständig eliminiert werden. In der Praxis weist die Bildphase jedoch eine schwache Variation auf, sodass sich das Aliasing in Real- und Imaginärteil abbildet.

In diesem Fall ist jedoch die Aliasingenergie des Betragsbildes der asymmetrischen Abtastung gegenüber einer Akquisition mit einer symmetrischen Abtastfunktion deutlich reduziert.

Bei einer identischen SRF, d.h. bei einer identischen k-Raum-Gewichtungsfunktion, und der gleichen Anzahl an Phasenkodierschritten liefert die DW-Bildgebung gegenüber der kartesischen, gefilterten Bildgebung bei einer Hanning-förmigen Gewichtungsfunktion $w(k)$ einen SNR-Vorteil (siehe Abschnitt 2.5.3) von näherungsweise 22%. Die Abweichungen der k-Raum-Gewichtung der limitierten DW-Abtastung von der gewünschten k-Raum-Gewichtungsfunktion können durch einen k-Raum-Filter korrigiert werden. Dies führt jedoch zu einer Reduktion des SNR-Gewinns der DW-Bildgebung gegenüber der gefilterten, kartesischen Bildgebung.

Der SNR-Gewinn der limitierten DW-Bildgebung gegenüber der kartesischen, gefilterten Bildgebung lässt sich mit dem Korrekturfilter f_k^{DW} der DW-Bildgebung und dem Filter f_k^{kart} der kartesischen Akquisition leicht durch Modifikation von Gl. 2.64 mit

$$\frac{SNR_{DW}^{limit}}{SNR_{kart}} = \frac{\sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} (f_k^{DW})^2}}{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k^{DW}} \frac{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} f_k^{kart}}{\sqrt{\sum_{k=-k_{max}}^{k=+k_{max}-1} (f_k^{kart})^2}} \quad (4.12)$$

abschätzen und beträgt in diesem Fall 16%.

4.2.2. Rekonstruktionsmethoden

Die PLANED-Bildgebung (siehe Abschnitt 2.5.4) stellt eine Kombination der DW-Bildgebung und der PPA dar. Dies beinhaltet eine unterabgetastete DW-Akquisition und eine Rekonstruktion des unterabgetasteten Bereichs mit paralleler Bildgebungstechnik. Grundvoraussetzung ist die Verwendung einer Mehrkanal-Empfangsspule. Um die mit der PPA einhergehende Rauschverstärkung zu begrenzen, muss die minimale Abtastdichte der Spule entsprechend angepasst werden. In Abschnitt 3 wurde die Virtuelle Spulendekonvolution (Virtual Coil Deconvolution) (VIDE)-Bildgebung vorgestellt, die die Rekonstruktion zweifach unterabgetasteter Daten mit einer Einkanal-Empfangsspule ermöglicht. Eine Kombination der in Abschnitt 2.5.3 vorgestellten DW-Abtastfunktion und einer Rekonstruktion mit der VIDE-Technik erlaubt, vergleichbar mit der PLANED-Bildgebung, eine DW-Bildgebung mit Unterabtastung bei vollem FOV, allerdings sogar für eine Einzelspule. Die Virtuelle Spulendekonvolution für die effektive dichtegewichtete Bildgebung Virtual Coil Deconvolution for Effective Density Weighting) (VIDED) akquiriert den k-Raum wie in der DW-Bildgebung mit einer Abtastdichte proportional zur gewünschten Gewichtungsfunktion (siehe Abb. 4.1) mit einer limitierten Abtastdichte (Gl. 4.1). Der unterabgetastete k-Raum-Bereich wird mit der VIDE-Technik rekonstruiert.

Die Rekonstruktion besteht aus der Erzeugung einer virtuellen Spule (Abschnitt 3) durch komplexe Konjugation und Spiegelung des k-Raums der physischen Spule und anschließender Rekonstruktion mit einem nicht-kartesischen Algorithmus der PPA (Abschnitt

2.4.2.3), wobei physische und virtuelle Spule als Mehrkanal-Spule verwendet werden. Die Methode kann unter Ausnutzung des zentralen überabgetasteten k -Raum-Bereichs (grau Fläche in Abb. 4.1a) selbstkalibrierend angewendet werden.

Wie in Abschnitt 3 beschrieben, nutzt die VIDE-Technik die Phaseninformation, um fehlende k -Raum-Linien zu berechnen. Systematische und statistische Fehler in der Rekonstruktion sind von der Bildphase abhängig. Für eine homogene oder schwach variierende Bildphase kann bei einer zweifachen regelmäßigen Unterabtastung eine optimale Rekonstruktion bezüglich der Artefaktenergie und der Rauschverstärkung durch asymmetrisches Abtasten des k -Raums erreicht werden. Im Fall der in der VIDED-Bildgebung verwendeten nicht-kartesischen Akquisition ist das inkohärente Aliasingverhalten deutlich komplexer als bei einer regelmäßigen Unterabtastung. Daher ist eine analytische Untersuchung des Rekonstruktionsverhaltens der VIDED-Bildgebung nicht möglich. Des Weiteren ist die Bildphase in der Praxis inhomogen und hängt von den Messbedingungen ab, sodass eine Untersuchung der Methode im Experiment nötig ist.

4.3. Material und Methoden

Um die Wertigkeit der im vorherigen Abschnitt 4.2 beschriebenen Akquisitions- und Rekonstruktionsmethoden zu evaluieren, wurden Phantomstudien und In-vivo-Experimente an gesunden Probanden durchgeführt. Die Messungen fanden an einem 1,5 Tesla MR-Tomografen (Magnetom Symphony, Health Care Sector, Siemens AG, Erlangen, Deutschland) statt. Alle Versuche wurden durch eine Ethikkommission genehmigt. Alle Probanden wurden im Vorfeld über den Versuchsablauf informiert und gaben eine schriftliche Einverständniserklärung zur Versuchsteilnahme.

Asymmetrische und symmetrische DW-Abtastfunktionen, die eine der Hanning-Funktion folgende k -Raum-Gewichtung (Abb. 4.1) bewirken, wurden in Analogie zum Algorithmus von Greiser et al. berechnet [25]. Das maximale Abtastintervall wurde auf $\Delta k_{max}^{DW} \leq 2 \cdot \Delta k_{kart}$ limitiert und ein entsprechender k -Raum-Filter zur Korrektur der Abweichung der Abtastdichte von der Zielfunktion berechnet. Die DW-Bildgebung wurde mit kartesischen Aufnahmen ohne Mittelung und gleicher Anzahl an Phasenkodierschritten und folglich identischer Messzeit verglichen. Die kartesischen Daten wurden in der Rekonstruktion mit einem der Hanning-Funktion folgenden k -Raum-Filter (siehe Abschnitt 2.5) bearbeitet, sodass die SRFs der gefilterten, kartesischen und der DW-Bildgebung identisch waren.

4.3.1. Experimente in der 2d-Bildgebung

Zur Bestimmung der SRF der symmetrischen und asymmetrischen DW-Bildgebung sowie der gefilterten kartesischen Akquisition wurde ein Phantom mit scharfer Kante mit den drei verschiedenen Akquisitionsschemata in einer 2d-Spin-Echo Studie mit folgenden Messparametern aufgenommen: Echozeit $T_E=15$ ms, Repetitionszeit $T_R=450$ ms,

FOV=200 x 200 mm², Schichtdicke: 6 mm, Matrixgröße: 214 x 320, axiale Ausrichtung mit Phasenkodierrichtung in *Rechts* → *Links*. Als Empfangsspule wurde eine Einzelempfangs-Kopfspule (Magnetom Symphony, Health Care Sector, Siemens AG, Erlangen, Deutschland) verwendet. Zusätzlich zu den unterabgetasteten DW-Akquisitionen wurden jeweils die entsprechenden verschobenen k-Räume (weiße und graue Punkte in Abb. 4.1**b** und **c**) in zusätzlichen Messungen aufgenommen, sodass jeweils aus beiden k-Räumen eine Nyquist-abgetastete DW-Referenz kombiniert werden konnte.

Anhand der Phantombilder wurde aus dem Profil an einer scharfen Kante nach Steckner et al. [114] (siehe Abschnitt 2.5.5) zunächst die Eckenverbreiterungsfunktion (Edge Spread Function) (ESF) bestimmt, aus deren Ableitung die SRF berechnet wurde.

Unter Verwendung der identischen Abtastschemata und der identischen Messprotokolle wie in der Phantomstudie wurde eine Spin-Echo In-vivo-Kopfstudie durchgeführt. Die Probanden wurden mit dem Kopf voran im Tomografen gelagert. Die gleiche Kopfspule wie in der Phantomstudie kam zum Einsatz. Zur Untersuchung des Einflusses der Homogenität der Bildphase auf die Bildqualität wurde neben der Spin-Echo-Aufnahme eine Aufnahme des Kopfs mit einer Gradienten-Echo Sequenz (Echozeit $T_E=5$ ms, Repetitionszeit $T_R=15$ ms, FOV=200 x 200 mm², Schichtdicke: 6 mm, Matrixgröße: 214 x 320, axiale Ausrichtung mit Phasenkodierrichtung in *Rechts* → *Links*) durchgeführt.

Es wurden sowohl komplexe Bilder als auch die entsprechenden Betragsbilder rekonstruiert. Zur Untersuchung des Artefaktverhaltens wurden Differenzbilder zur Nyquist-abgetasteten Referenz berechnet. Die kartesischen Daten wurden mit einem Hanning-förmigen k-Raum-Filter nachbearbeitet. Die DW-Datensätze wurden sowohl mit Convolution-Gridding ohne Dichtekompensation [110] als auch mit der VIDED-Bildgebung rekonstruiert. In der VIDE-Bildgebung wurde durch Spiegelung und komplexe Konjugation des k-Raums der physischen Spule eine zweite, virtuelle Spule generiert. Unter Verwendung der physischen und virtuellen Spule (Abb. 4.1**b** und **c**) wurden in Anlehnung an Heidemann et al. [93] mit dem nicht-kartesischen k-Raum-basierten PPA-Algorithmus PARS (Abschnitt 2.4.2.3) aus den unterabgetasteten, dichtegewichteten k-Räumen (weiße Punkte in Abb. 4.1**b** und **c**) durch Berechnung zusätzlicher k-Raum-Punkte (graue Punkte in Abb. 4.1**b** und **c**) Nyquist-abgetastete dichtegewichtete k-Räume erzeugt, die anschließend mit dem Convolution-Gridding rekonstruiert wurden.

In Anlehnung an die Resultate der VIDE-Bildgebung (Abschnitt 3) wurde die Rekonstruktion mit Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) im Hybrid-Raum $x - k_y$ durchgeführt. Der GRAPPA-Kern wurde durch benachbarte k-Raum-Punkte des rekonstruierten Punkts im Bereich $\Delta k \leq 3$ bestimmt. Zur Kalibrierung der GRAPPA-Faktoren wurde der zentrale, überabgetastete Bereich des k-Raums (grau hinterlegte Fläche in Abb. 4.1 **a**) verwendet.

Mit der Pseudo-Replika Methode nach Robson et al. wurden für die verschiedenen bildgebenden Methoden SNR-Karten und im Fall der VIDED-Bildgebung zusätzlich g-Faktor-Karten bestimmt [99]. Daher wurde in einer zusätzlichen Messung eine Rauschmatrix mit gleicher Sequenz und identischen Messparametern, aber ohne Anregungspuls akquiriert. In den Simulationen wurden jeweils 5.000 Replika erzeugt.

4.3.2. Experimente in der 3d-Bildgebung

Phantomstudien

3d-Studien wurden mit der Gradienten-Echo-Sequenz schnelle, gespoilte Gradienten-Echo-Sequenz (Fast Low Angle Shot) (FLASH) [4] und folgenden Messparametern durchgeführt: Echozeit $T_E=4$ ms, Repetitionszeit $T_R=12$ ms, FOV: $83 \times 340 \times 340$ mm³, Matrixgröße: $32 \times 214 \times 320$. Die Phasenkodierrichtungen k_z und k_y wurden in *Kopf* \rightarrow *Fuß* und *Rechts* \rightarrow *Links* gewählt. Das FOV in Schicht-Richtung wurde, wie in Abb. 4.3 schematisch dargestellt, durch das Profil des in Schichtrichtung räumlich selektiven Anregungspulses und die k-Raum-Abtastrate (Gl. 2.21) bestimmt.

Das in der 3d-Bildgebung verwendete Anregungsprofil (graue Kurve in Abb. 4.3) be-

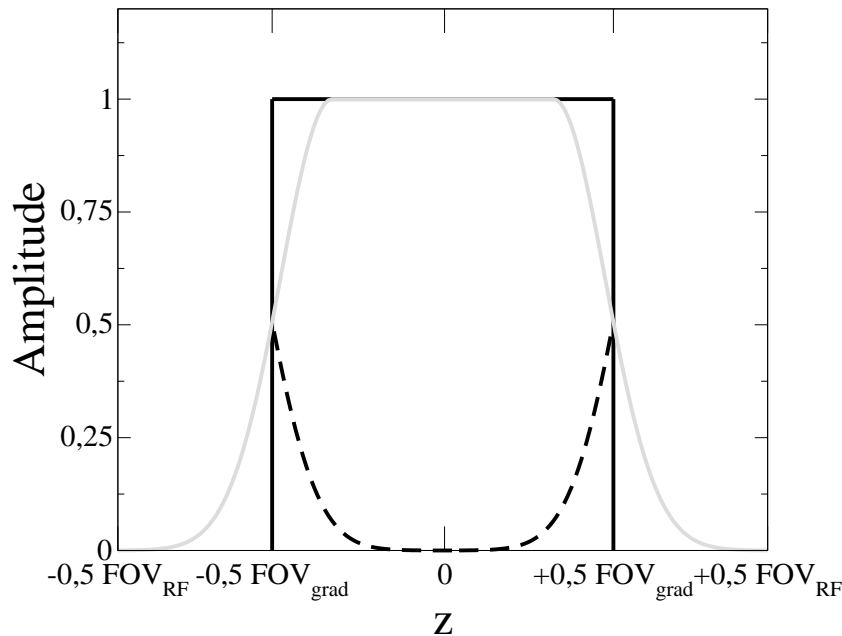


Abbildung 4.3.: FOV in Schichtrichtung in der 3d-Bildgebung. Die Ausdehnung der Anregung (graue Kurve) ist größer als das FOV (schwarze Kurve) definiert durch die Abtastrate, sodass es entsprechend dem Anregungsprofil zu Aliasing-Artefakten (schwarze gestrichelte Kurve) in den äußeren Bereichen kommt.

sitzt, abweichend von einem idealen rechteckförmigen Verlauf, abfallende Flanken. Wie in Abschnitt 2.2.2.1 beschrieben, muss bei einer diskreten Abtastung des k-Raums die Abtastrate dem Nyquist-Kriterium genügen, um Aliasing-Artefakte zu vermeiden. Das rechteckförmige FOV der k-Raum-Abtastung (schwarze Kurve in Abb. 4.3) ist kleiner als die Ausdehnung der Anregung. Das dadurch entstehende Aliasing (gestrichelte Linie

in Abb. 4.3), das mit reduzierter Amplitude entsprechend dem Anregungsprofil in den äußeren Bereichen in Schichtrichtung auftritt, führt zu einer Verringerung des nutzbaren FOVs in Schichtrichtung. Das Aliasing kann durch eine Erhöhung der Abtastdichte eliminiert werden. Allerdings wird das reduzierte FOV in vielen Anwendungen toleriert, um die begrenzte Messzeit mit der für die Diagnostik erforderlichen räumlichen Auflösung in Schichtrichtung einzuhalten.

Es wurden sowohl symmetrische als auch asymmetrische, limitierte DW-Abtastfunktionen (Abb. 4.1) berechnet, die in der 3d-Sequenz in Schichtrichtung verwendet wurden. Für die Phantomstudie wurde eigens ein Phantom angefertigt. Dieses besteht aus einem ovalen Behälter gefüllt mit einem Gemisch aus Gd-BOPTA Kontrastmittel (Multi-Hance, Bracco Diagnostics, Mailand, Italien) und Wasser im Volumenverhältnis 8 : 10.000. Darin waren zwei zu Schleifen geformte Schläuche (helle Punkte in Abb. 4.9) im Zentrum und am Rand des FOVs (weißes gestricheltes Rechteck) in Schichtrichtung eingebracht. Mit einem Mischverhältnis von Kontrastmittel zu Wasser von 25 : 10.000 in den beiden Schläuchen wurde ein optimaler Kontrast zwischen der Flüssigkeit im Schlauch und der im umgebenden Gefäß gewählt. Diese Anordnung diente der Identifizierung von Gibbs- und Aliasing-Artefakten sowie des effektiven FOVs in Schichtrichtung.

Die Messungen wurden mit einer Einzelempfangs-Kopfspule (Magnetom Symphony, Health Care Sector, Siemens AG, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Die DW-Akquisitionen wurden mit einer kartesischen, mit einem Hanning-Filter nachbearbeiteten Aufnahme mit identischer SRF und Messzeit verglichen. Zur Untersuchung der Gibbs-Artefakte wurden aus den kartesischen Daten in einer zusätzlichen Rekonstruktion Bilder mit einer Sinc-förmigen SRF und identischer räumlicher Auflösung generiert. Dazu wurden nur 20 zentrale der insgesamt 32 Phasenkodierschritte entsprechend der Reduktion der Auflösung um den Faktor 1,6 (siehe Abschnitt 2.5.1) ohne Anwendung eines k-Raum-Filters in der Rekonstruktion verwendet.

Der SNR-Verlust durch die suboptimale Datengewichtung in der kartesischen, gefilterten Bildgebung entspricht $\sqrt{3/2} \approx 1,22$ und der Verlust der räumlichen Auflösung durch den Filter entspricht dem Faktor 1,61 (siehe Abschnitt 2.5) im Vergleich zu einer ungefilterten Akquisition mit identischem k_{max} . Der SNR-Verlust, der durch die Datenreduktion der ungefilterten kartesischen gegenüber der gefilterten kartesischen Bildgebung von 32 auf 20 Phasenkodierschritte in Schichtrichtung, entspricht $\sqrt{32/20} \approx 1,26$ (siehe Gl. 2.30), sodass die gefilterte und ungefilterte Bildgebung ein nahezu identisches SNR aufweisen. Unterschiede in den Bildern der gefilterten und ungefilterten Rekonstruktion sind folglich im Wesentlichen auf die unterschiedliche Kontamination in den SRFs der beiden Methoden zurückzuführen.

Um eine Erhöhung der räumlichen Auflösung in Schichtrichtung zu erreichen, wurde zusätzlich eine DW-Akquisition mit $k_{max}^{DW} = 1,3 \cdot k_{max}^{Kart}$ mit gleicher Anzahl an Phasenkodierschritten und somit identischer Messzeit wie die kartesische, gefilterte Akquisition aufgenommen, d.h. eine Erhöhung der räumlichen Auflösung wurde durch eine gesteig-

gerte effektive Unterabtastung erreicht.

In-vivo-Studien

Mit der gleichen Sequenz und identischen Messparametern wie in der 3d-Phantomstudie wurde eine kontrastmittelverstärkte 3d-MR-Mammografiestudie an einer gesunden Probandin durchgeführt. Es wurden symmetrische und asymmetrische DW-Messungen sowie gefilterte, kartesische Aufnahmen gemacht. Es wurde eine Zwei-Kanal-Empfangsspule (Magnetom Symphony, Health Care Sector, Siemens AG, Erlangen, Deutschland) verwendet. Die asymmetrischen DW-Messungen wurden sowohl mit identischer Abtastfunktion je Phasenkodierschritt in k_y -Richtung (Abb. 4.4a) als auch alternierend (Abb. 4.4b) von Phasenkodierschritt zu Phasenkodierschritt in k_y mit der asymmetrischen Abtastung und ihrer gespiegelten Funktion aufgenommen. Des Weiteren wurden Messungen der asymmetrischen DW-Bildgebung mit der identischen Abtastfunktion allerdings mit höherer Auflösung bzw. geringerer Schichtdicke durch Verbreiterung des Abtastintervalls durchgeführt, d.h. es wurden zusätzlich Abtastfunktionen mit $k_{max}^{DW} = 1,3 \cdot k_{max}^{Kart}$ und $k_{max}^{DW} = 1,6 \cdot k_{max}^{Kart}$ verwendet. Die Erhöhung der räumlichen Auflösung wurde folglich durch eine effektiv höhere Unterabtastung erreicht.

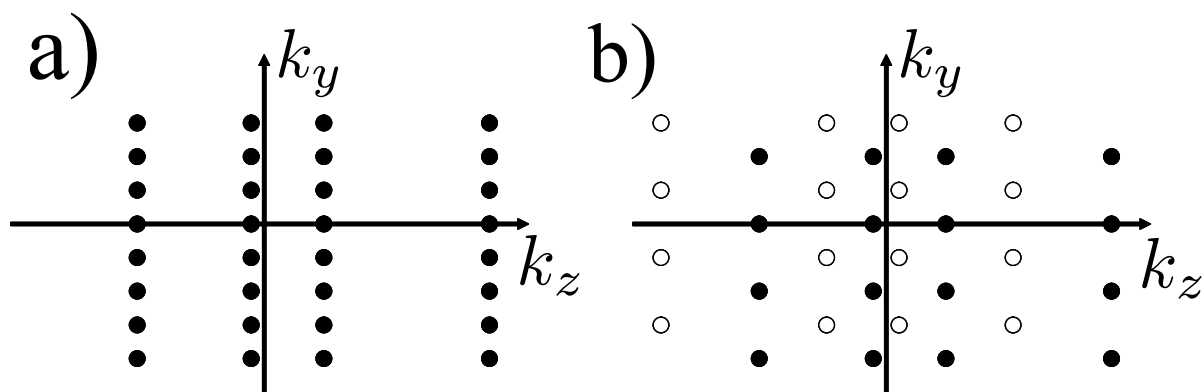


Abbildung 4.4.: Konstante asymmetrische (a) Abtastung in Schichtrichtung für jeden Phasenkodierschritt in k_y und alternierend (b) die asymmetrische (schwarze Punkte) und ihre gespiegelte asymmetrische Abtastung für die Phasenkodierung in k_y .

Rekonstruktion

Um Rekonstruktionsfehler durch eine inhomogene Bildphase zu reduzieren, wurden die DW-Daten mit Ausnahme der alternierenden DW-Abtastung, deren Bilder im $x-k_y-k_z$ -Raum berechnet wurden, mit Convolution-Gridding [110] und der VIDED-Bildgebung im Hybrid-Raum $x-y-k_z$ rekonstruiert. In der VIDED-Bildgebung wurde der PARS-Algorithmus (Abschnitt 2.4.2.3) verwendet. Die GRAPPA-Faktoren wurden in einer Auto-Kalibrierung anhand der zentralen, überabgetasteten k-Raum-Punkte (Abb. 4.1)

bestimmt. Der GRAPPA-Kern setzte sich aus Nachbarpunkten im Abstand $\Delta k \leq 3$ zusammen. In der VIDED-Bildgebung wurden die Zielpunkte der Rekonstruktion so gewählt, dass die ursprüngliche Abtastdichte verdoppelt wurde. Der Nyquist-abgetastete k-Raum wurde anschließend durch Convolution-Gridding rekonstruiert [110]. Die kartesischen Aufnahmen wurden mit einem Hanning-Filter nachbearbeitet, sodass eine identische SRF wie in der DW-Bildgebung vorlag.

Es wurden Differenzbilder zur Referenz und SNR-Karten nach der Methode von Robson et al. (Abschnitt 2.4.3) bestimmt [99]. Für die DW-Bildgebung wurde zusätzlich eine Karte der Rauschverstärkung berechnet. Dazu wurden in einer Simulation jeweils 4.000 Pseudo-Replika generiert.

4.4. Ergebnisse

4.4.1. Experimente in der 2d-Bildgebung

Spin-Echo

In Abb. 4.5 ist das Phantom sowie der Bereich der Kante, an dem die SRFs in der Phantomstudie für die verschiedenen Akquisitionsschemata bestimmt wurden, dargestellt. Der entsprechende zentrale Bereich der SRF der gefilterten, kartesischen Akquisition (schwarze, durchgezogene Linie in Abb. 4.5) ist innerhalb der experimentellen Fehler identisch zur SRF der DW-Abtastung rekonstruiert mit Convolution-Gridding (schwarze, gestrichelte Linie in Abb. 4.5) und der VIDED-Bildgebung (graue, gestrichelte Linie in Abb. 4.5). Die Breiten aller SRFs stimmen überein, sodass die verschiedenen Bildgebungsmethoden die gleiche räumliche Auflösung besitzen. Die Aliasing-Artefakte der Gridding-Rekonstruktion des unterabgetasteten DW-Datensatzes erscheinen nicht in der Darstellung der SRF, da der räumliche Ausschnitt nicht das volle FOV, sondern lediglich den zentralen Bereich um das Hauptmaximum der SRF zeigt.

Die Betragsbilder der In-vivo-Kopfstudie für eine Spin-Echo Sequenz sind in Abb. 4.6 dargestellt. Als Referenz (erste Zeile in Abb. 4.6) dient die Nyquist-abgetastete dichtegewichtete Aufnahme. Die Bildphase (Abb. 4.6c) ist, außer in einzelnen Blutgefäßen, sehr homogen. Zur besseren Beurteilung der Rekonstruktionsqualität ist zusätzlich ein vergrößerter Ausschnitt (zweite und vierte Spalte in Abb. 4.6) des Bildes gezeigt, der in der Referenz durch das weiße Quadrat lokalisiert ist.

Die asymmetrische DW-Bildgebung rekonstruiert mit Gridding (Abb. 4.6f) zeigt trotz der Unterabtastung des k-Raums kaum sichtbare Artefakte. Diese kommen erst in der starken Vergrößerung (Abb. 4.6g) als schwach ausgeprägte Streifen zum Vorschein. Die VIDED-Bildgebung zeigt für den asymmetrisch abgetasteten, dichtegewichteten k-Raum (Abb. 4.6j und k) keine erkennbaren Artefakte. Für die symmetrische DW-Abtastung sind in der Gridding-Rekonstruktion (Abb. 4.6h und i) deutliche Artefakte zu sehen, die in der VIDED-Bildgebung (Abb. 4.6l und m) reduziert sind.

Ein Vergleich der DW- und VIDED-Bildgebung mit der gefilterten kartesischen Messung

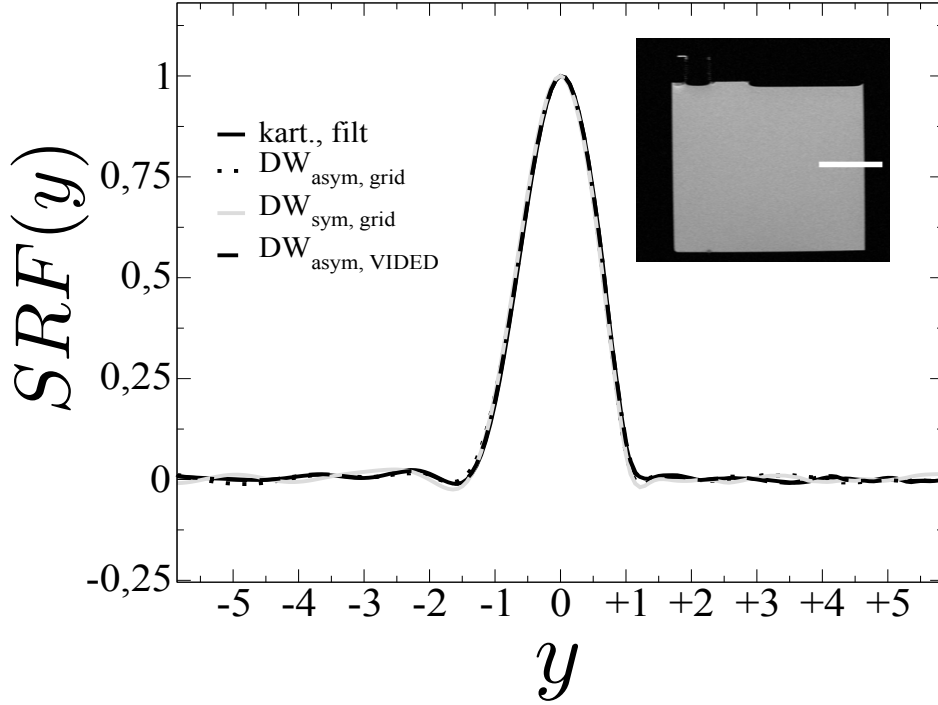


Abbildung 4.5.: Experimentelle SRFs der Spin-Echo-Studie des Phantoms (rechts, oben) für die kartesische, gefilterte Bildgebung (schwarze Linie) sowie für die DW-Bildgebung mit identischer räumlicher Auflösung und gleicher Messzeit. Die Daten der DW-Abtastung wurden für die symmetrische k-Raum-Akquisition mit Gridding (schwarz, gepunktete Linie) und im Fall der asymmetrischen Aufnahme neben dem Gridding (graue Linie) mit der VIDED-Bildgebung rekonstruiert (schwarze gestrichelte Linie).

(Abb. 4.6d und e) lässt bereits visuell einen SNR-Vorteil der DW-akquirierten Rekonstruktionen erkennen. Die SNR-Simulationen liefern für die Rekonstruktion der DW-Daten mit Gridding einen homogenen SNR-Gewinn von 16% gegenüber der regelmäßig abgetasteten, gefilterten Aufnahme. Dies steht in Übereinstimmung mit dem theoretisch bestimmten SNR-Vorteil von 16%, der mit Gl. 4.12 und den verwendeten Filterfunktionen berechnet wurde. Die g-Faktor-Karte der VIDED-Bildgebung zeigt im Fall der asymmetrischen Abtastung (Abb. 4.6n) keine messbare Rauschverstärkung. Der Mittelwert der g-Faktoren beträgt $\bar{g}_{asym}^{SE} = 1,00$ mit einer Standardabweichung von $\sigma(g_{asym}^{SE}) = 0,01$ (siehe Tabelle 4.1). Im Gegensatz dazu wird in der symmetrischen Abtastung eine ortsabhängige Rauschverstärkung mit einem Mittelwert von $\bar{g}_{sym}^{SE} = 1,11$ und einer Standardabweichung von $\sigma(g_{sym}^{SE}) = 0,01$ gefunden, was dennoch einem mittleren SNR-Vorteil von 5% gegenüber der kartesischen Bildgebung entspricht. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse der SNR-Analyse der VIDED-Bildgebung für die asymmetrische (SE_{asym}) und symmetrische (SE_{sym}) Spin-Echo-Bildgebung findet sich in Tabelle 4.1.

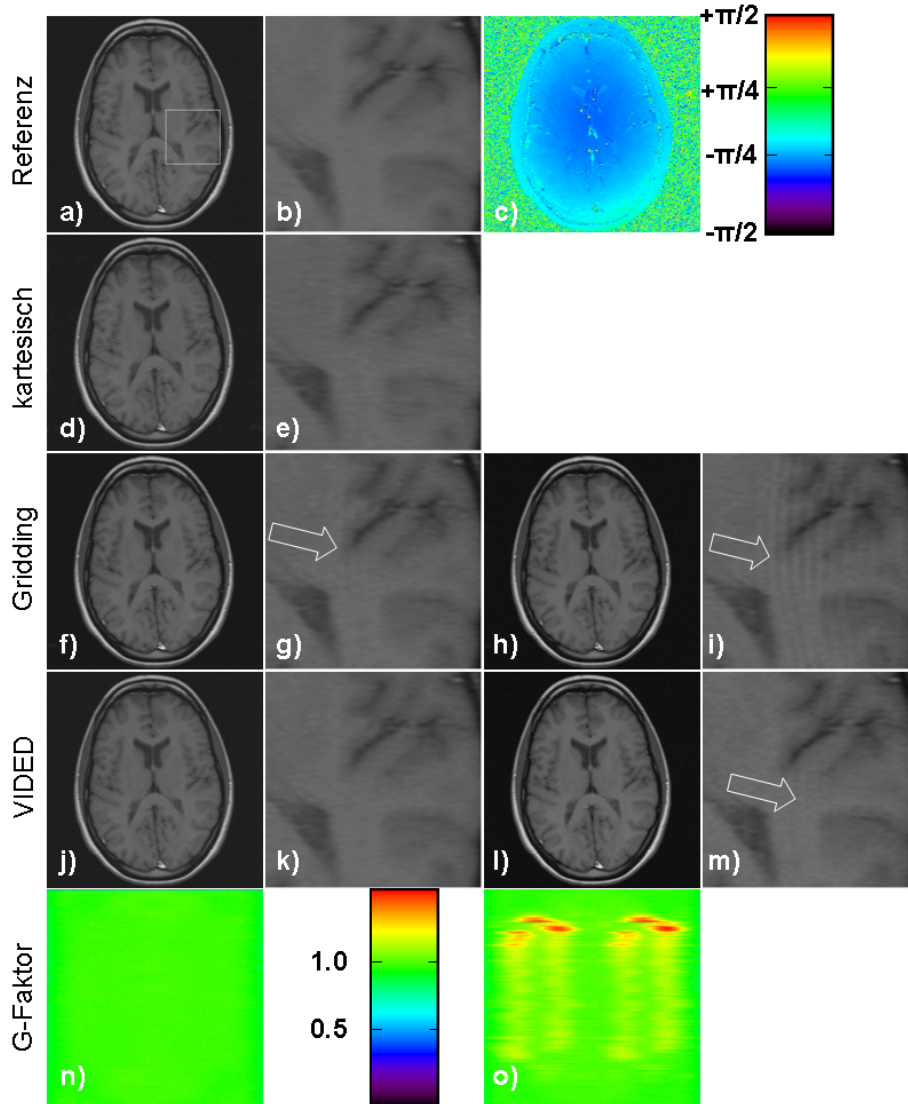


Abbildung 4.6.: Betragsbilder der Spin-Echo In-vivo-Kopfstudie. In **a** ist die DW-Referenz gezeigt. Das weiße Quadrat markiert den vergrößerten Ausschnitt in **b**. Der Verlauf der Bildphase ist in **c** dargestellt. Im Vergleich zur gefilterten, kartesischen Bildgebung (**d** und **e**) sind die Ergebnisse der DW-Abtastung mit Gridding-Rekonstruktion (**f** bis **i**) und Vided-Bildgebung (**j** bis **m**) jeweils mit Originalbild und einem vergrößerten Bildausschnitt für die asymmetrische (**f** und **g** bzw. **j** und **k**) und symmetrische (**h** und **i** bzw. **l** und **m**) DW-Akquisition gezeigt. Die Geometrie-Faktor (g-Faktor)-Karten der Vided-Rekonstruktion der asymmetrischen und symmetrischen Abtastung finden sich in **n** und **o**.

Zur Untersuchung des Rekonstruktionsverhaltens der komplexwertigen Bilder ist in Abb. 4.7 exemplarisch der Realteil des Signals der Empfangsspule zu den in Abb. 4.6 dargestellten Betragsbildern der DW-Bildgebung gezeigt. Der Realteil der asymmetrischen Abtastung ist im Fall der Rekonstruktion mit Gridding (Abb. 4.7c und d) mit stark ausgeprägten, inkohärenten Aliasingartefakten versehen, die in der VIDED-Rekonstruktion (Abb. 4.7e und f) unterdrückt sind. Zum Vergleich ist die Referenz der Nyquist-abgetasteten DW-Bildgebung (Abb. 4.7a und b) dargestellt.

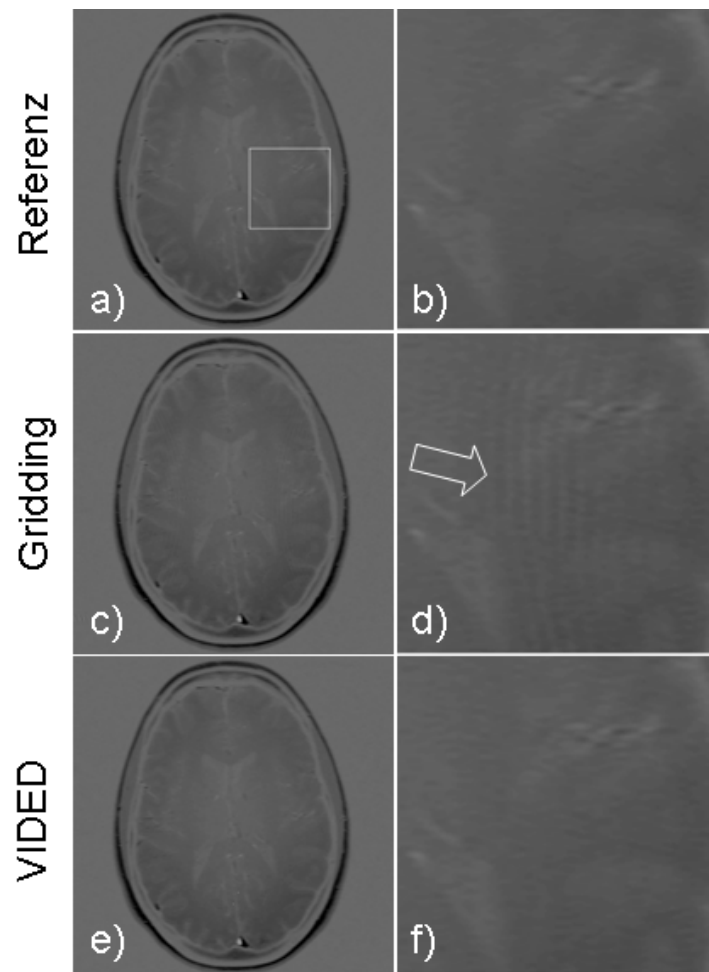


Abbildung 4.7.: Realteil der Empfangsspule der Spin-Echo In-vivo-Kopfstudie für die DW-Referenz (a und b) sowie die asymmetrische DW-Abtastung mit Gridding-Rekonstruktion (c und d) und VIDED-Bildgebung (e und f). In der zweiten Zeile ist der mit dem weißen Quadrat in a dargestellte, Bereich vergrößert gezeigt. Der Pfeil in d deutet auf die Aliasing-Artefakte der Gridding-Rekonstruktion.

	SE_{asym}	SE_{sym}	GE_{asym}
\bar{g}	1,00	1,11	1,01
$\sigma(g)$	0,01	0,01	0,03
g_{min}	0,75	0,83	0,67
g_{max}	1,09	1,45	1,78

Tabelle 4.1.: Mittelwert \bar{g} , Standardabweichung $\sigma(g)$, Minimalwert g_{min} und Maximalwert g_{max} der g-Faktoren der VIDEED-Bildgebung der 2d-Experimente der Spin-Echo (SE) und Gradienten-Echo (GE)-Bildgebung.

4.4.1.1. Gradienten-Echo

Die Betragsbilder der In-vivo-Kopfstudie unter Verwendung einer Gradienten-Echo-Sequenz sind in Abb. 4.8 gezeigt. Die Bildphase der Referenz in Abb. 4.8c zeigt insgesamt eine sehr schwache, niederfrequente Variation über das gesamte FOV, wobei an den Übergängen von Luft zu Gewebe Phasensprünge zu beobachten sind.

Zur Untersuchung der Rekonstruktionsqualität ist zusätzlich zu den Bildern (erste Spalte in Abb. 4.8) ein vergrößerter Ausschnitt (zweite Spalte in Abb. 4.8) gezeigt, der in der Referenz in Abb. 4.8a durch das weiße Rechteck lokalisiert ist. Die asymmetrische DW-Bildgebung rekonstruiert mit Gridding (Abb. 4.8f) resultiert in schwachen Aliasing-Artefakten, die erst in der Vergrößerung (Abb. 4.8g) deutlich sichtbar werden. Die VIDEED-Bildgebung (Abb. 4.8h und i) liefert für den gleichen Datensatz eine sichtbare Reduktion der Artefakte, die jedoch nicht völlig unterdrückt werden.

Die SNR-Simulationen liefern einen homogenen SNR-Vorteil von 16% der DW-Bildgebung rekonstruiert mit Gridding gegenüber der kartesischen, gefilterten Aufnahme (Abb. 4.8d und e). Die g-Faktor-Karte zeigt in der VIDEED-Bildgebung eine schwache räumliche Variation der Rauschverstärkung (siehe Abb. 4.8j), die insgesamt aber sehr niedrig ausfällt mit einem Mittelwert von $\bar{g}_{asym} = 1,01$ und einer Standardabweichung von $\sigma(g_{asym}) = 0,03$ (siehe GE_{asym} in Tabelle 4.1).

4.4.2. Experimente in der 3d-Bildgebung

4.4.2.1. Phantomstudie

In Abb. 4.10 sind 5 von 32 axialen Schichten der 3d-Phantomstudie mit kartesischer Abtastung des k-Raums dargestellt. Die Rekonstruktion wurde ohne Filtern (Abb. 2.17, linke Spalte) und mit Anwendung eines Hanning-förmigen k-Raum-Filters (Abb. 2.17, rechte Spalte) durchgeführt, sodass im ersten Fall eine Sinc-förmige und im zweiten Fall eine kontaminationsreduzierte SRF mit identischer räumlicher Auflösung in Schichtrichtung entsteht. Wie oben erklärt weisen beide Bildgebungsmethoden ein nahezu identisches SNR auf.

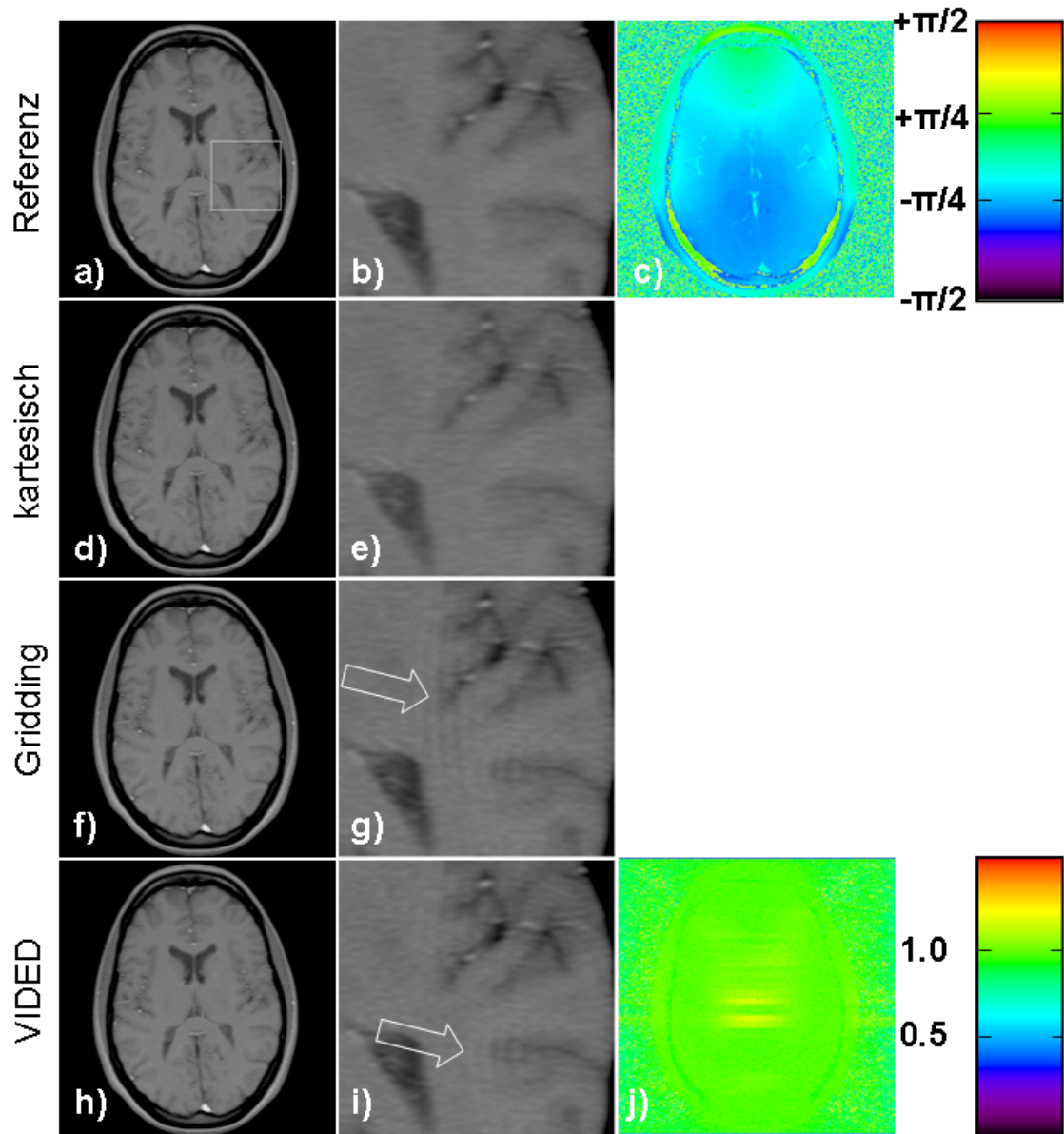


Abbildung 4.8.: Ergebnisse der 2d-In-vivo-Gradienten-Echo-Kopf-Studie. Zusätzlich zur Nyquist-abgetasteten DW-Referenz (**a** und **b**) ist deren Bildphase in **c** gezeigt. Neben der gefilterten kartesischen Bildgebung (**d** und **e**) sind die Bilder der asymmetrischen DW-Abtastung für eine Gridding- (**f** und **g**) und Vided-Rekonstruktion (**h** und **i**) gezeigt. Die g-Faktor-Karte der Vided-Bildgebung ist in **j** dargestellt.

Zur Lokalisierung der axialen Schichten (Abb. 4.10) im 3d-Block sind die entsprechenden Schichten im koronaren Schnitt in Abb. 4.9 durch weiße Rechtecke mit durchgezogener Linie eingezeichnet und mit der entsprechenden Schichtnummer versehen. Sowohl in der

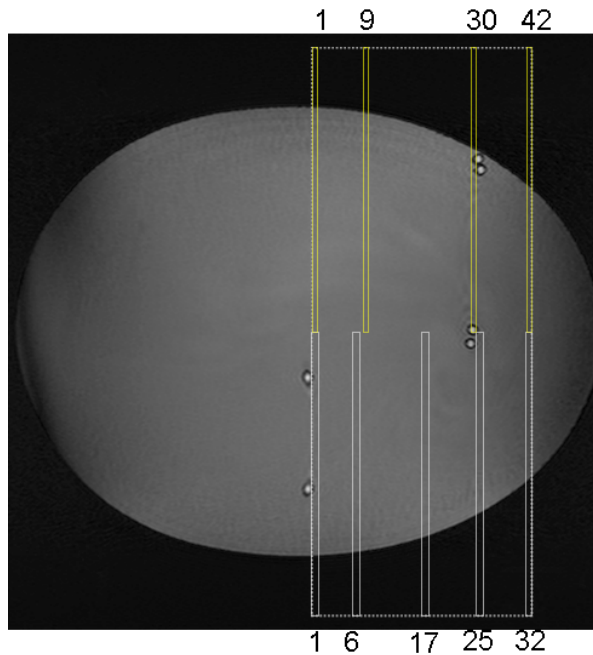


Abbildung 4.9.: Koronare Schicht des Phantoms der 3d-Experimente mit Schichtrichtung von links nach rechts. Die weißen Rechtecke mit den Zahlen unterhalb des Bilds geben die Positionen der gezeigten axialen Schichten der Experimente mit identischer räumlicher Auflösung wider, wohingegen den gelben gestrichelten Rechtecken mit Nummerierung oberhalb des Bilds die axialen Schichten der DW-Akquisition mit der erhöhten räumlichen Auflösung zuzuordnen sind. Zur besseren Darstellung sind die Schichten jeweils nur zur Hälfte eingezeichnet.

gefilterten als auch in der ungefilterten Bildgebung zeigen die äußeren Schichten 1 und 32 deutliches kohärentes Aliasing verursacht durch das suboptimale Profil des Anregungspulses. Zu sehen sind zwei überlagerte Schichten. Der im koronaren Schnitt zu erkennende im Bereich von Schicht 1 lokalisierte kontrastmittelgefüllte Schlauch (Abb. 4.9, Rechteck mit Nummer 1) erscheint ebenfalls in Schicht 32 (blauer Pfeil in Abb. 4.10 Schicht 32). Das FOV in Schichtrichtung ist deutlich reduziert.

Der um Schicht 25 lokalisierte Schlauch (Abb. 4.9, Rechteck mit Nummer 25) erscheint in den Bildern der ungefilterten Bildgebung in allen dargestellten Schichten als Kontamination (rote Pfeile in Abb. 4.10, linke Spalte) und ist somit nahezu über das gesamte FOV mit variierender Intensität zu erkennen. Dieses Gibbs-Artefakt ist in der gefilterten Bildgebung eliminiert (Abb. 4.10, rechte Spalte).

In Abb. 4.11 sind die Ergebnisse der Rekonstruktionen der unterabgetasteten DW-Daten mit identischer räumlicher Auflösung und Messzeit wie in der kartesischen Bildgebung mit Gridding (Abb. 4.11, 2. Spalte: DW_{Grid}) und VIDEED (Abb. 4.11, 3. Spalte) zusammen mit der Nyquist-abgetasteten DW-Referenz (Abb. 4.11, 1. Spalte: $DW_{Nyquist}$), die

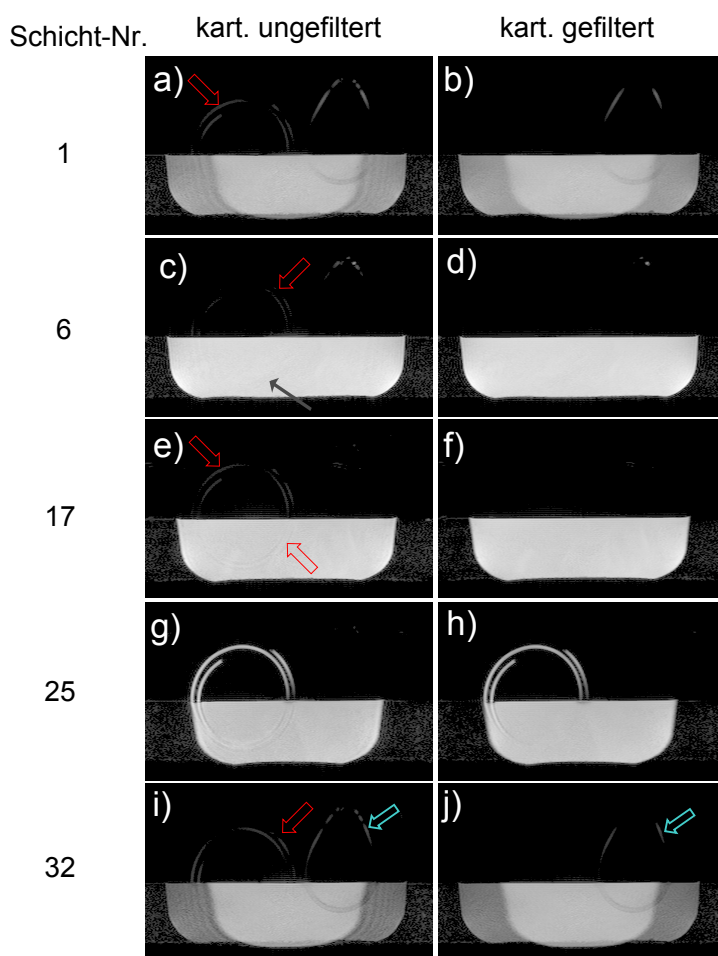


Abbildung 4.10.: 5 von 32 axialen Schichten der ungefilterten und gefilterten kartesischen Bildgebung der 3d-Phantomstudie. Anhand der Schicht-Nummern kann deren Position in der koronar reformierten Schicht in Abb. 4.9 durch die weißen Rechtecke mit entsprechender Nummerierung unterhalb des Bilds zugeordnet werden.

in der doppelten Messzeit aufgenommen wurde, zu sehen. Wie in der gefilterten, kartesischen Bildgebung (Abb. 4.10, 2. Spalte) sind die Gibbs-Artefakte unterdrückt. Im Vergleich zur kartesischen Bildgebung (Abb. 4.10**b** und **j**) tritt in den äußeren Schichten der DW-Abtastung mit Gridding und der VIDED-Bildgebung (siehe Abb. 4.11**b** und **r** bzw. **c** und **s**) kein Aliasing auf. Die Schichten 1 und 32 sind eindeutig voneinander getrennt und zeigen eine signifikante Vergrößerung des FOVs trotz der Unterabtastung in der DW-Akquisition.

In der Gridding-Rekonstruktion erscheint der um Schicht 25 lokalisierte kontrastmittegefüllte Schlauch (koronar in Abb. 4.9 und axial in Abb. 4.11**m**) als inkohärentes Aliasing-Artefakt (grüner Pfeil in Abb. 4.11**b** und **f**) ebenfalls in Schicht 1 und 6, wohingegen in der VIDED-Bildgebung dieses Artefakt eliminiert ist (Abb. 4.11**c** und **g**).

Die SNR-Berechnungen liefern sowohl für die DW-Bildgebung mit Gridding-Rekon-

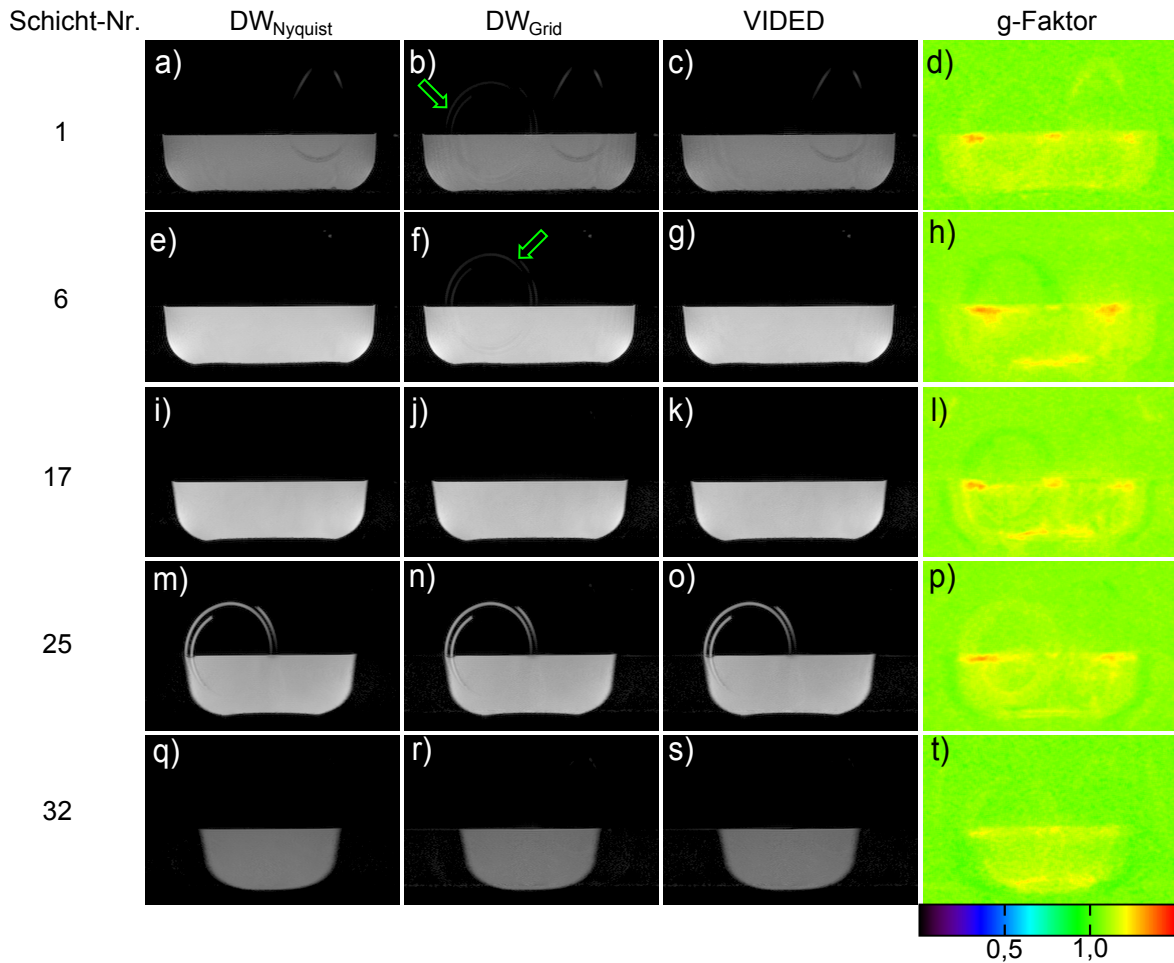


Abbildung 4.11.: 5 der 32 axialen Schichten der DW-Abtastung mit identischer räumlicher Auflösung wie in der kartesischen Bildgebung. Die unterabgetasteten DW-Daten wurden mit Gridding (2. Spalte) und Vided (3. Spalte) rekonstruiert. Ein Nyquist abgetasteter DW-Datensatz (1. Spalte) mit der doppelten Messzeit ist zum Vergleich dargestellt. In der 4. Spalte sind für die nebenstehenden Schichten der Vided-Bildgebung die g-Faktor-Karten gezeigt.

struktions als auch für die Vided-Bildgebung einen mittleren SNR-Vorteil von 16%. Dies deckt sich mit dem theoretisch berechneten Wert. Für die in Abb. 4.11 gezeigten axialen Schichten sind für die Vided-Bildgebung zusätzlich die g-Faktoren dargestellt. Diese zeigen eine schwache räumliche Schwankung der insgesamt sehr geringen Rauschverstärkung. Der über das gesamte Volumen gemittelte g-Faktor der Vided-Rekonstruktion beträgt $\bar{g} = 1,01$ mit einer Standardabweichung von $\sigma = 0,04$ (siehe Tabelle 4.2, 2. Spalte).

In Abb. 4.12 sind vier axiale Schichten der unterabgetasteten DW-Bildgebung mit er-

$k_{max}^{VIDED}/k_{max}^{Kart}$	Phantom		In-vivo	
	1, 0	1, 3	1, 0	1, 3
\bar{g}	1,01	1,04	0,94	0,97
$\sigma(g)$	0,04	0,09	0,03	0,07
g_{min}	0,84	0,67	0,82	0,63
g_{max}	1,41	1,66	1,18	1,48

Tabelle 4.2.: Mittelwert \bar{g} , Standardabweichung $\sigma(g)$, Minimalwert g_{min} und Maximalwert g_{max} der g-Faktoren der VIDED-Bildgebung der 3d-Phantom und In-vivo Experimente für die identische ($k_{max}^{VIDED}/k_{max}^{Kart} = 1$) und 1,3-fache ($k_{max}^{VIDED}/k_{max}^{Kart} = 1,3$) Auflösung der kartesischen Vergleichsmessung.

höherer Schichtauflösung, d.h. $k_{max}^{DW} = 1,3 \cdot k_{max}^{Kart}$, für die Rekonstruktion mit Gridding (2. Spalte in Abb. 4.12) und VIDED (3. Spalte in Abb. 4.12) zu sehen. Die Daten wurden mit dem identischen FOV wie in der kartesischen Bildgebung (Abb. 4.10) rekonstruiert, sodass die Anzahl der axialen Schichten von 32 auf 42 erhöht wurde. Zur Bewertung der Bildqualität ist die Nyquist-abgetastete DW-Referenz (1. Spalte in Abb. 4.12), zusammengesetzt aus zwei verschobenen DW-Abtastungen, ebenfalls dargestellt.

In allen drei Bildgebungsverfahren zeigt sich in den äußeren Schichten 1 und 42 Aliasing (blauer Pfeil in Abb. 4.12**m** bis **o**), das allerdings sehr schwach ausgeprägt ist, sodass effektiv das gesamte FOV sichtbar ist. Die Resultate der mit Gridding rekonstruierten unterabgetasteten Daten zeigen deutliche, inkohärente Aliasing-Artefakte, die anhand der schlauchförmigen Artefakte in den Schichten 1 und 9 (grüne Pfeile in Abb. 4.12**b** und **f**) etwa ein halbes FOV entfernt vom Schlauch in Schicht 30 (Abb. 4.12**j**) zu erkennen sind. In der VIDED-Bildgebung (Abb. 4.12**g**) sind diese Artefakte deutlich reduziert. Der SNR-Verlust der VIDED-Rekonstruktion gegenüber der konventionellen DW-Bildgebung beträgt im Mittel 4% mit einer Standardabweichung von $\sigma(g) = 0,09$ (siehe 3. Spalte in Tab. 4.2). Die Rauschverstärkung ist in weiten Bereichen des FOVs gering, kann aber lokal Werte bis zu 66% erreichen. In der 4. Spalte der Abb. 4.12 sind exemplarisch für das gesamte FOV die g-Faktor-Karten der 4 axialen Schichten der VIDED-Bildgebung dargestellt.

4.4.2.2. In-vivo-Mammografie-Studie

Abb. 4.13 zeigt die Ergebnisse der 3d-MR-Mammografie-Studie für die gefilterte, kartesische Akquisition (Abb. 4.13, 1. Zeile) sowie die DW-Abtastung mit der identischen räumlichen Auflösung wie in der kartesischen Bildgebung rekonstruiert mit Gridding (Abb. 4.13, 3. Zeile) und VIDED (Abb. 4.13, 4. Zeile). Gezeigt sind die Ergebnisse der DW mit konstanter Abtastung in Phasenkodierichtung k_y (siehe Abb. 4.4 a). Aus zwei verschobenen DW-k-Räumen wurde zusätzlich eine Nyquist-abgetastete DW-Referenz

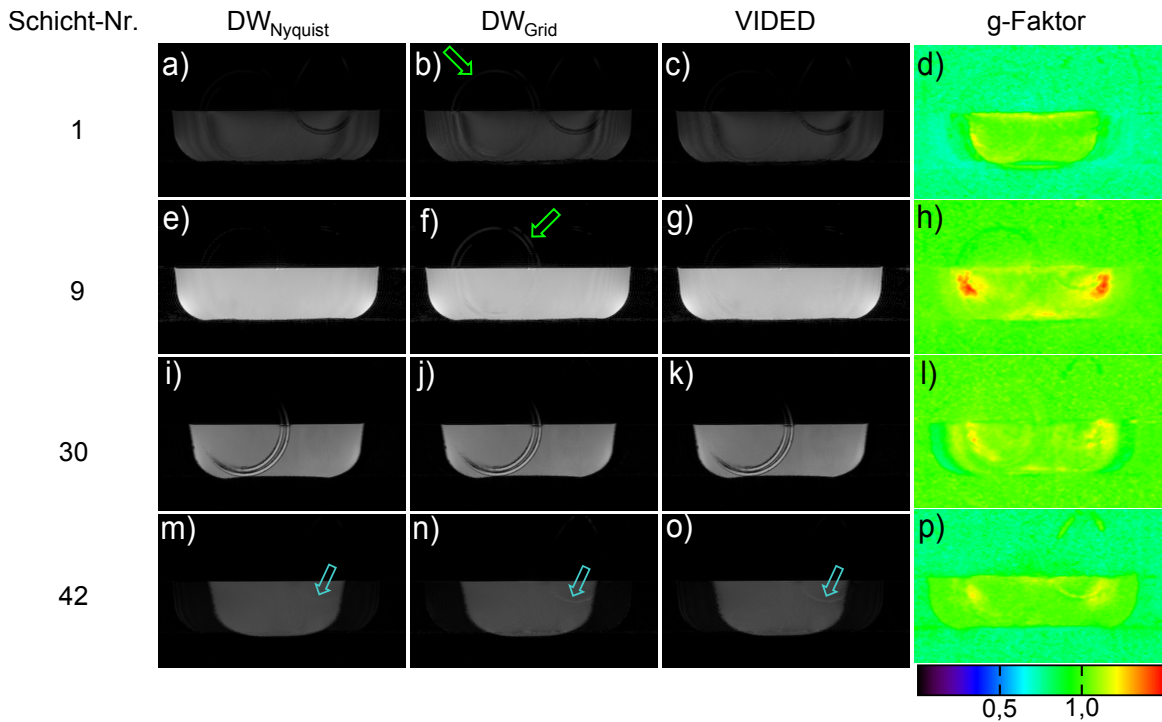


Abbildung 4.12.: 4 der 42 axialen Schichten der 3d-Phantomstudie mit asymmetrisch unterabgetasteter DW-Akquisition und anschließender Gridding-Rekonstruktion (2. Spalte) und VIDED-Bildgebung (3. Spalte) sowie eine Nyquist-abgetastete Referenz (1. Spalte). Die g-Faktor-Karten der Bilder der VIDED-Bildgebung sind in der letzten Spalte zu sehen.

(2. Zeile in Abb. 4.13) berechnet. Gezeigt sind eine aus dem axialen 3d-Block sagittal reformierte (erste Spalte in Abb. 4.13, Schichtrichtung ist von links nach rechts) sowie zwei axiale (zweite und dritte Spalte in Abb. 4.13) Schichten. Zur Orientierung ist in der sagittalen Schicht der Referenz die Lage der beiden axialen Schichten eingezeichnet (weiße gestrichelte Linie in Abb. 4.13d). Die Nummerierung dient der Zuordnung der Schichten. Auf der weißen Koordinatenachse ist das FOV dargestellt.

Das stark eingeschränkte FOV der kartesischen Bildgebung ist anhand der Aliasing-Artefakte sowohl in der sagittalen (Abb. 4.13a) als auch in der äußeren axialen (Abb. 4.13b) Schicht zu erkennen. Im Vergleich dazu zeigen die gleichen Schichten der DW-Bildgebung mit Gridding-Rekonstruktion (Abb. 4.13g und h) sowie die VIDED-Bildgebung (Abb. 4.13j und k) ein deutlich vergrößertes FOV. Die inkohärenten Artefakte, verursacht durch Unterabtastung der dichtegewichteten k-Räume, sind in der Rekonstruktion mit Gridding (weiße Pfeile in Abb. 4.13i) als schwach ausgeprägte bogenförmige Artefakte visuell zu erkennen. In der VIDED-Bildgebung sind keine sichtbaren Artefakte zu beobachten (Abb. 4.13l).

Die SNR-Simulationen liefern einen homogenen SNR-Gewinn der konventionellen DW-

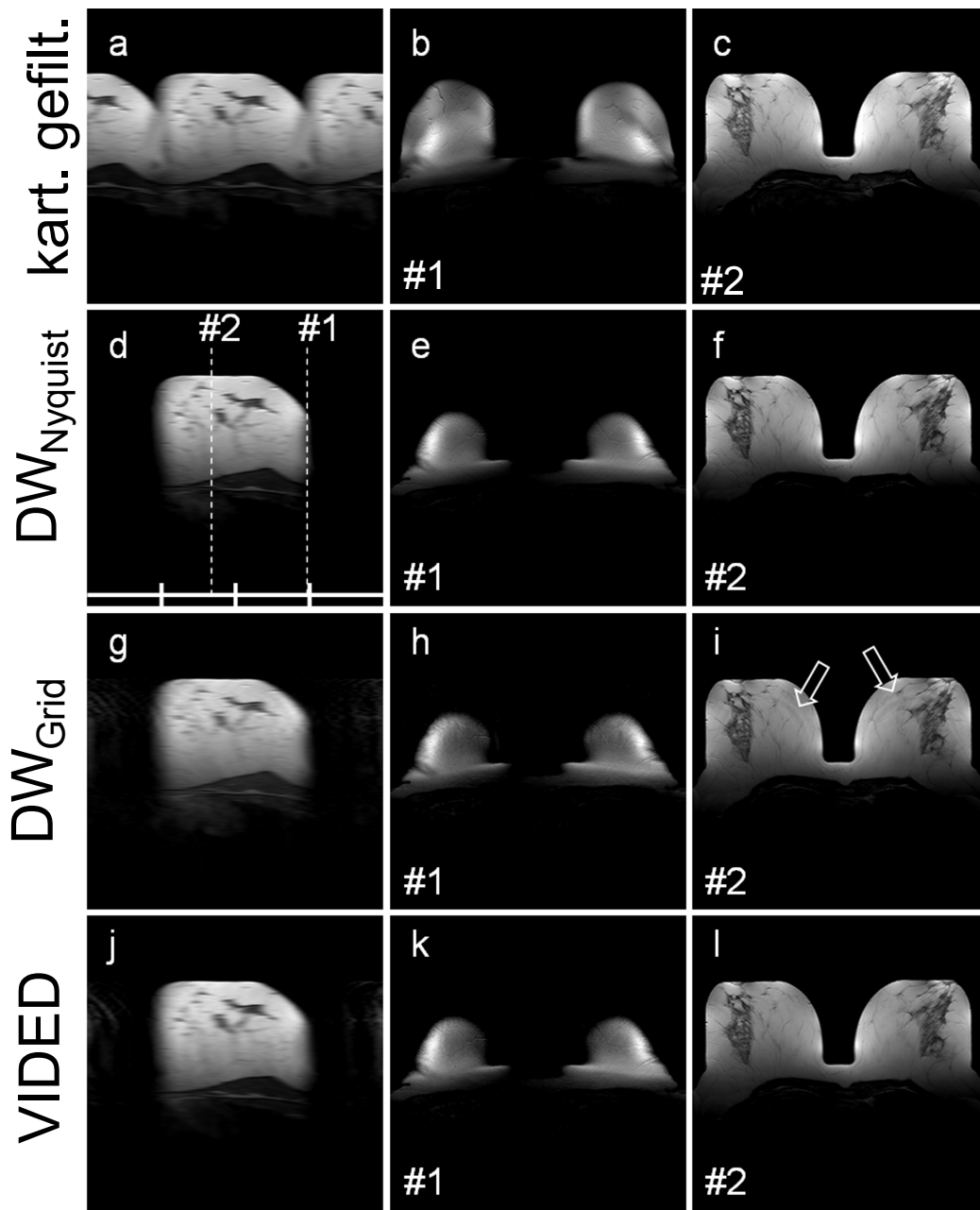


Abbildung 4.13.: Eine sagittale (1. Spalte) und zwei axiale (2. und 3. Spalte) Schichten der gefilterten, kartesischen Bildgebung (1. Zeile) sowie der unterabgetasteten DW-Bildgebung rekonstruiert mit Gridding (3. Zeile) und VIDED (4. Zeile). Eine Nyquist-abgetastete DW-Referenz (2. Zeile) ist zum Vergleich gezeigt. Alle Methoden besitzen die gleiche kontaminationsreduzierte SRF mit identischer räumlicher Auflösung.

Bildgebung von 16% gegenüber der kartesischen, gefilterten Aufnahme. Die VIDED-Bildgebung liefert einen gemittelten g-Faktor von $\bar{g} = 0,94$ (siehe 4. Zeile in Tabelle 4.2) mit einer Standardabweichung von $\sigma(g) = 0,03$, sodass insgesamt ein SNR-Gewinn von 22% gegenüber der kartesischen Bildgebung erreicht wird. Die Verteilung der g-Faktoren über den gesamten 3d-Block findet sich in Abb. 4.14 und verdeutlicht mit dem schmalen Peak die niedrige Rauschverstärkung der VIDED-Bildgebung. Die g-Faktor-Karten der sagittalen und der beiden axialen Schichten (Abb. 4.13j bis l) finden sich in Abb. 4.14a bis c.

Eine sagittal reformierte (erste Spalte in Abb. 4.15) und zwei axiale Schichten (zweite und dritte Spalte in Abb. 4.15) der hochaufgelösten DW-Bildgebung mit $k_{max}^{DW} = 1,3 \cdot k_{max}^{Kart}$ bei gleicher Messzeit wie in der kartesischen Bildgebung sind in Abb. 4.15 dargestellt. Aus zwei unterabgetasteten DW-Datensätzen wurden Bilder einer Nyquist-Abtastung als Referenz (1. Zeile in Abb. 4.15) berechnet. In der sagittalen Schicht der Referenz ist die Lage (weiße gestrichelte Linien in Abb. 4.15a sowie Nummerierungen zur Zuordnung der Schichten) der beiden axialen Schichten und die Ausdehnung des FOVs (weiße Koordinatenachse) eingezeichnet.

Der sagittale Schnitt (Abb. 4.15d und g) zeigt, dass die Rekonstruktion der DW-Unterabtastung mit Gridding und VIDED ein ausreichend großes FOV aufweisen, sodass kein massives Aliasing aus der Wiederholung des Objekts entsteht. Die äußere axiale Schicht (Abb. 4.15e und h) deutet einen geringen inkohärenten Aliasing-Anteil in den Bildern beider Methoden an. Ein Vergleich der mittleren axialen Schicht der VIDED-Bildgebung (Abb. 4.15i) und der Gridding-Rekonstruktion (Abb. 4.15f) zeigt, dass letztere mit inkohärentem Aliasing versehen ist, das in der VIDED-Bildgebung deutlich unterdrückt ist.

Ein SNR-Vergleich mit der kartesischen Akquisition ist nicht möglich, da in der gleichen Messzeit eine entsprechende räumliche Auflösung mit identischer SRF wie in der DW-Bildgebung ohne massive Aliasing-Artefakte nicht möglich ist. Die Rauschverstärkung der VIDED-Bildgebung gibt den SNR-Verlust gegenüber der DW-Bildgebung mit Gridding-Rekonstruktion wider. Die Simulationen nach der Methode von Robson et. al [99] liefern eine mittlere Rauschverstärkung von $\bar{g} = 0,97$ mit einer Standardabweichung von $\sigma(g) = 0,07$ (siehe 5. Spalte in Tab. 4.2). Das Histogramm der g-Faktoren über das gesamte FOV (Abb. 4.16) zeigt eine Verbreiterung der Verteilung gegenüber der der niedrigeren Auflösung (Abb. 4.14). Die g-Faktor-Karten der 3 Schichten der VIDED-Bildgebung in Abb. 4.15g bis i sind in Abb. 4.16 dargestellt.

Die hochaufgelösten DW-Daten mit $k_{max}^{DW} = 1,6 \cdot k_{max}^{Kart}$ bei identischer Messzeit wie in der kartesischen Bildgebung konnten mit VIDED nicht rekonstruiert werden, da der gesamte k-Raum unterabgetastet akquiriert wurde und folglich keine Auto-Kalibrierung durchgeführt werden konnte. Die Gridding-Rekonstruktion der DW-Abtastung ist jedoch für die konstante (Abb. 4.4a) und alternierende (Abb. 4.4b) DW-Abtastfunktion je Phasenkodierschritt in k_y in Abb. 4.17a bis f bzw. Abb. 4.17g bis l für die beiden Kanäle der Brustspule (linke und rechte Spalte) dargestellt. Die Sensitivitäten der beiden Spulen weisen aufgrund ihrer Bauweise eine besonders hohe Asymmetrie in *Rechts* \rightarrow *Links*-

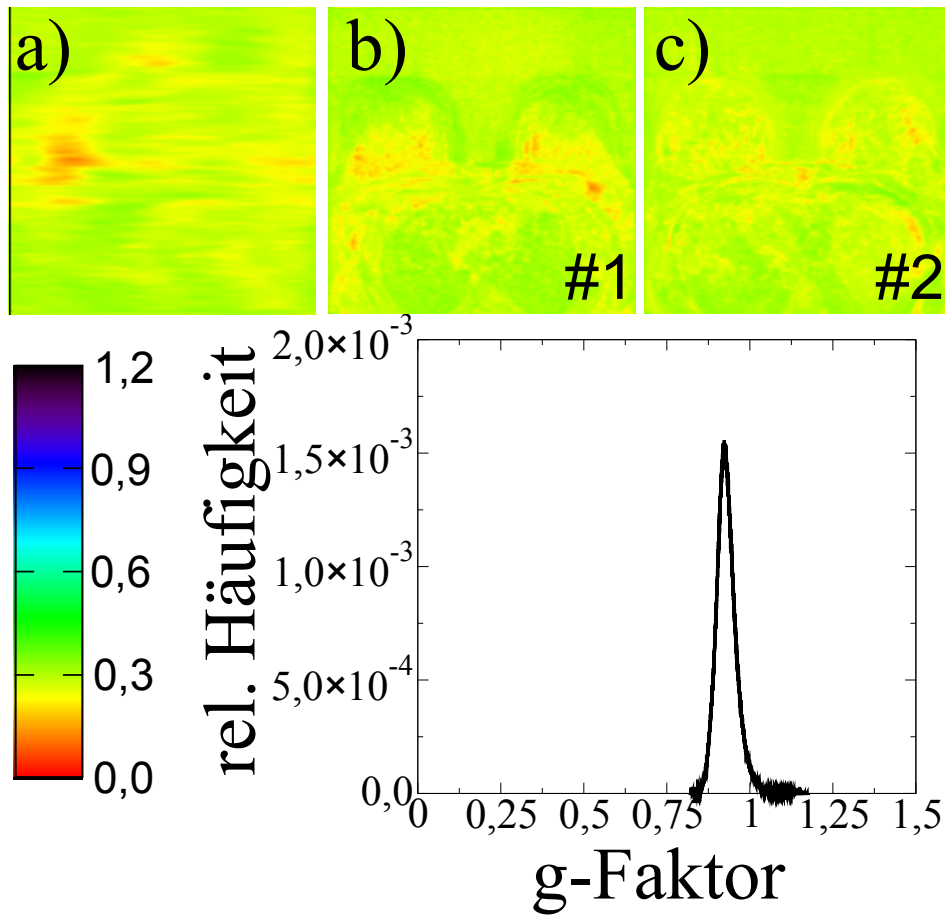


Abbildung 4.14.: G-Faktor-Karten der VIDED-Bildgebung (a bis c) mit identischer Auflösung wie in der gefilterten, kartesischen Bildgebung für die in Abb. 4.13j bis l gezeigten Schichten sowie die Verteilung über das gesamte FOV.

Richtung auf. Das FOV in *Rechts* → *Links*-Richtung ist in den axialen Schichten durch eine gestrichelte weiße Linie halbiert und markiert ungefähr die Grenze zwischen hoher (äußere Hälfte des jeweiligen Kanals) und niedriger (innere Hälfte des jeweiligen Kanals) Spulensensitivität. In der sagittalen Schicht in Abb. 4.17g ist die Lage der beiden axialen Schichten (Nummerierung und weiße gestrichelte Linien) sowie die Ausdehnung des vollen und doppelten FOVs in Schichtrichtung (weiße Koordinatenachse) dargestellt.

Wie die Ergebnisse der DW-Rekonstruktion für $k_{max}^{DW} = 1,3 \cdot k_{max}^{Kart}$ mit konstanter Abtastung in k_y -Richtung bereits zeigen, ist anhand der sagittalen (Abb. 4.17a und b) und axialen Schicht (Abb. 4.17c und d) zu erkennen, dass das FOV in Schichtrichtung nicht ausreichend groß ist, um das Objekt ohne Einfaltungen darzustellen. Es wurden 52 statt 32 axiale Schichten im gleichen FOV bei gleicher Messzeit generiert. Aufgrund der erhöhten Unterabtastung in der DW-Akquisition stellen sich die inkohärenten Aliasing-Artefakte (Abb. 4.17e und f) entsprechend stärker ausgeprägt dar.

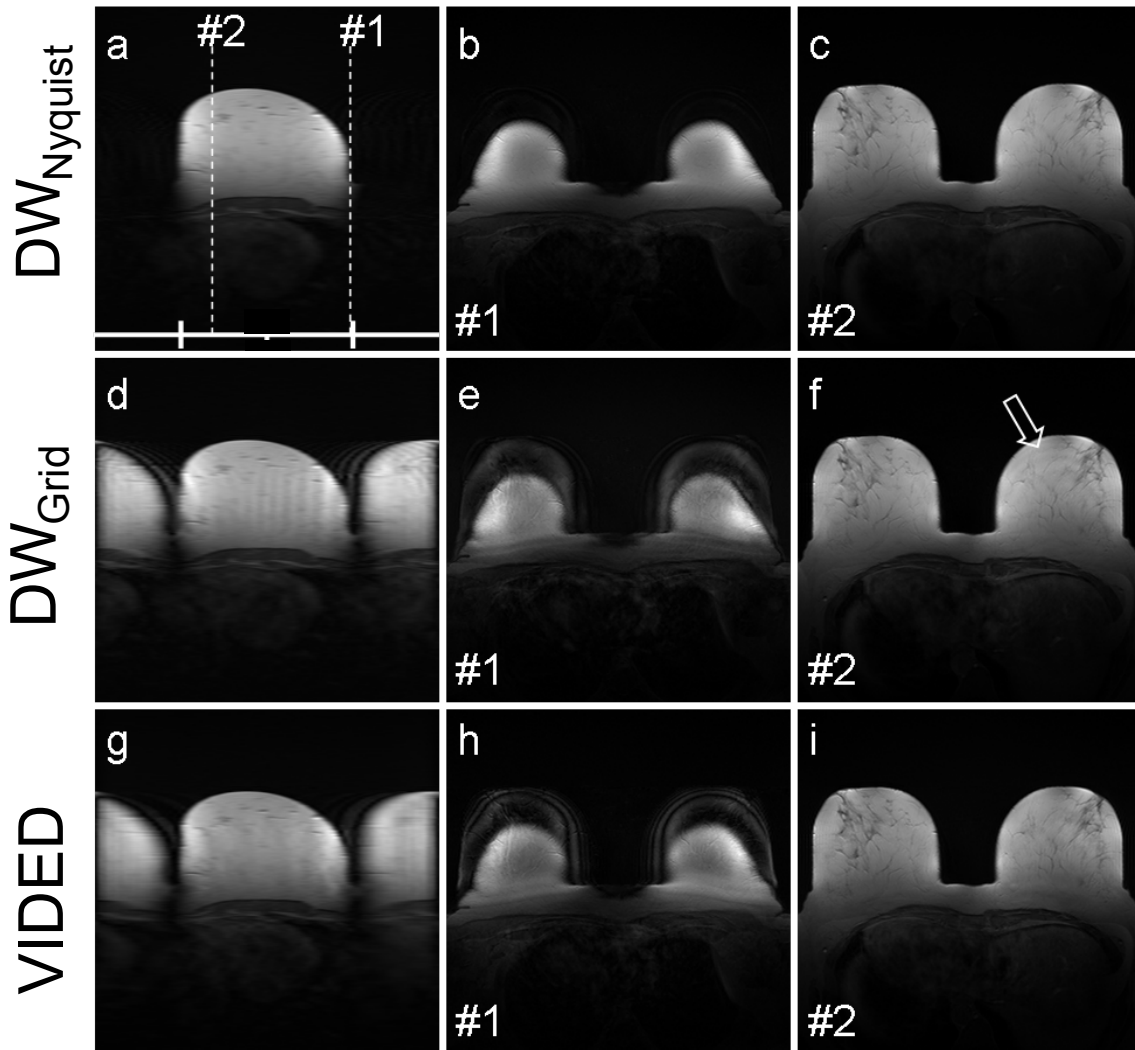


Abbildung 4.15.: DW-Abtastung mit 1,3-fach erhöhter räumlicher Auflösung und gleicher Messzeit im Vergleich zur gefilterten, kartesischen Akquisition. Die unterabgetasteten DW-Daten wurden mit Gridding (2. Zeile) und der VIDEED-Bildgebung (3. Zeile) rekonstruiert. Zum Vergleich ist eine Nyquist-abgetastete Referenz (1. Zeile) gezeigt. Jeweils eine sagittale (1. Spalte) und zwei axiale Schichten (2. und 3. Spalte) sind dargestellt. In der sagittalen Schicht in **a** ist die Lage der axialen Schichten eingezeichnet (weiße gestrichelte Linien und Nummern) sowie die Ausdehnung des FOVs in Schichtrichtung (weiße Koordinatenachse). Der weiße Pfeil in **f** deutet auf die inkohärenten Aliasing-Artefakte der Gridding-Rekonstruktion hin.

Im Gegensatz dazu zeigen die axialen Schichten (Abb. 4.17i bis l) der Rekonstruktion der alternierenden Abtastung, dass das Aliasing in den Bereichen der niedrigen Spulensensitivitäten (jeweils die zentrale Hälfte der durch gestrichelte Linien halbierten axialen

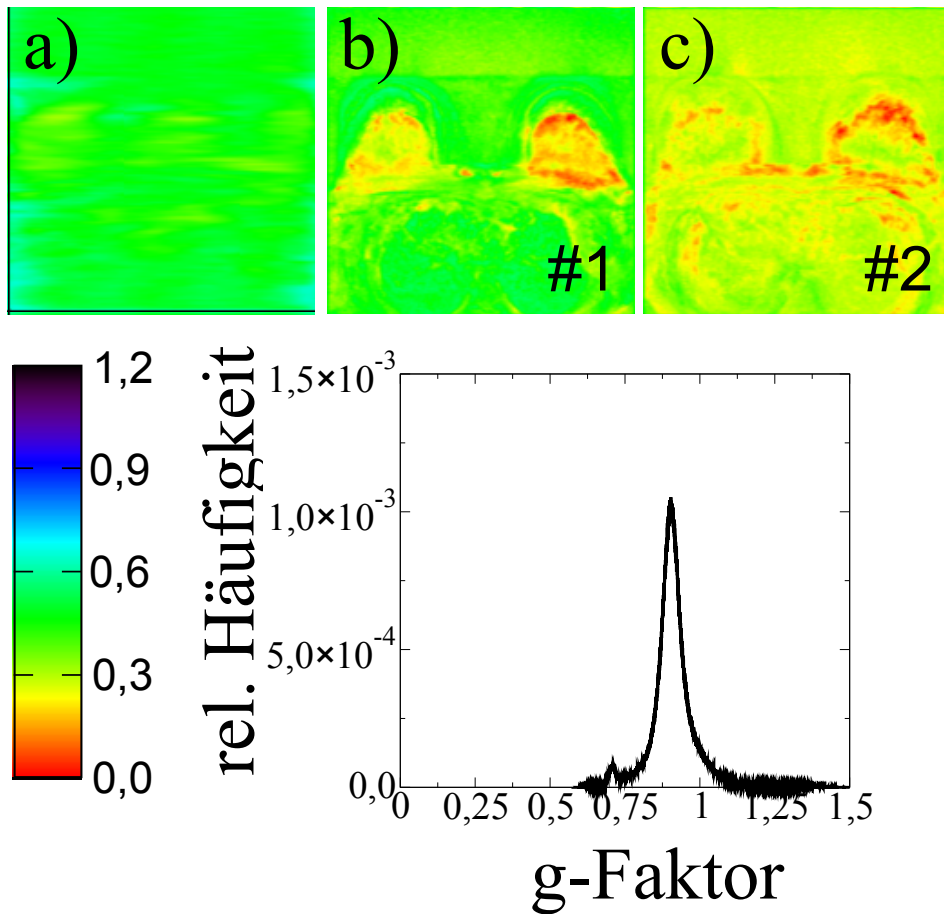


Abbildung 4.16.: G-Faktor-Karten (a bis c) der in Abb. 4.15g bis i gezeigten Schichten der VIDED-Bildgebung sowie die Verteilung der g-Faktoren über den gesamten 3d-Block.

Schichten in Abb. 4.17i bis l) zu liegen kommt. Die sagittale Schicht (Abb. 4.17g und h) zeigt das hohe effektive FOV der alternierenden DW-Bildgebung in Schichtrichtung, sodass nur sehr geringe inkohärente Aliasing-Artefakte zu beobachten sind.

4.5. Diskussion

In diesem Abschnitt wurden Akquisitions- und Rekonstruktionsmethoden zur Verbesserung der DW-Bildgebung [25–27] vorgestellt, die eine Verbesserung der SRF bei nahezu optimalem SNR und vergrößertem effektivem FOV ohne Verlängerung der Messzeit erlauben.

Im Vergleich zu einer kartesischen, gefilterten Bildgebung ohne Mittelung bei identischer SRF und Messzeit ist die konventionelle DW-Bildgebung aufgrund der Unterabtastung

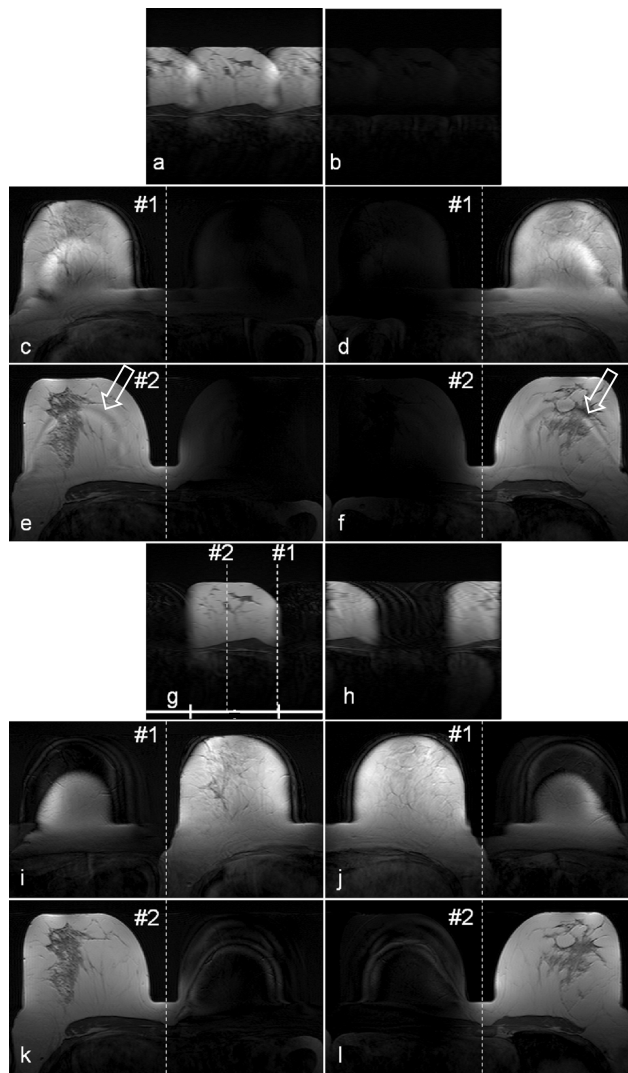


Abbildung 4.17.: Eine sagittal reformierte (1. und 4. Zeile) und zwei axiale Schichten (2. und 3. bzw. 5. und 6. Zeile) der unterabgetasteten DW-Bildgebung mit um den Faktor 1,6 erhöhter räumlicher Auflösung in Schichtrichtung im Vergleich zu einer kartesischen Messung mit identischer Messzeit. Eine konstante (**a** bis **f**) und alternierende (**g** bis **l**) DW-Abtastung in Phasenkodierrichtung k_y (Abb. 4.4) wurden verwendet. Die beiden Kanäle der Brustspule werden separat in der linken und rechten Spalte dargestellt. Die weiße gestrichelte Linie in den axialen Schichten halbiert das FOV in Phasenkodierrichtung k_y . Die Lage der axialen Schichten ist in der sagittalen Schicht in **g** gezeigt (Nummerierung und weiße gestrichelte Linien). Das FOV in Schichtrichtung ist durch die weiße Koordinatenachse dargestellt.

des äußeren k -Raum-Bereichs mit inkohärenten Aliasing-Artefakten versehen [25–27]. Das effektive FOV wird dadurch reduziert. Durch Limitierung der minimalen Abtastdichte und eine geringfügige Reduktion des SNR-Gewinns [19] von 22% auf 16% gegenüber der kartesischen Messung konnte die Artefaktenergie verringert werden. Die Verwendung asymmetrischer Abtastfunktionen anstelle der üblichen symmetrischen [25, 26] führt zu einer weiteren Erhöhung des effektiv nutzbaren FOVs.

Rekonstruktion mit Gridding

Die Bildphase kann in einen Anteil mit gleicher und orthogonaler Phase zur Objektphase eingeteilt werden. Wenn die Bildphase homogen ist, wird das Aliasing im Fall der asymmetrischen DW-Abtastung vollständig in einen zur Bildphase orthogonalen Anteil projiziert, sodass der objektphasige Anteil das Bild ohne Aliasingartefakte liefert. Die Trennung von Bild und Aliasing erfordert die Abschätzung der Objektphase. Eine niedrig aufgelöste Approximation der Phase kann aus der Rekonstruktion des überabgetasteten Bereichs (graue Fläche in Abb. 4.1) der DW-Abtastung bestimmt werden. Allerdings zeigt die Bildphase in der Praxis eine langsame Variation, sodass die Bedingung der Homogenität der Bildphase nicht erfüllt ist. Dennoch kann zumindest in den Betragsbildern eine deutliche Reduktion des Aliasings erreicht werden, da im Fall einer homogenen oder schwach variierenden Bildphase das Aliasing orthogonal zum Bild addiert wird, sodass durch das Aliasing eine minimale Änderung des Betrags des Bilds gegenüber dem des Nyquist-abgetasteten Bilds erreicht wird. Die Experimente bestätigen eine deutliche Reduktion der Artefakte in den Betragsbildern der asymmetrischen gegenüber der symmetrischen Abtastung. Die komplexwertigen Bilder der asymmetrischen Akquisition zeigen dagegen ein gleichwertiges, inkohärentes Aliasing wie in der symmetrischen Abtastung.

Die Gradienten-Echo-Sequenzen sind deutlich sensitiver gegenüber Magnetfeldinhomogenitäten als die Spin-Echo-Sequenzen. Daher ist die Bildphase der Gradienten-Echo-Sequenz inhomogener als bei einer Spin-Echo-Messung. Vor allem Suszeptibilitätsunterschiede, die besonders deutlich an Übergängen von Luft zu Gewebe entstehen, generieren sprunghafte Änderungen in der Bildphase. Die Abhängigkeit der Qualität der Betragsbilder der asymmetrischen DW-Abtastung von der Homogenität der Bildphase hat sich im Vergleich des Spin-Echo- und Gradienten-Echo-Experiments gezeigt (siehe Abb. 4.6 und Abb. 4.8). Die Aliasingenergie der Bilder der Gradienten-Echo-Sequenz mit identischer k -Raum-Abtastung wie in der Spin-Echo-Aufnahme war sichtlich erhöht. Die in den Gradienten-Echo-Experimenten verwendeten Echozeiten wurden möglichst kurz gewählt, um Inhomogenitäten in der Bildphase zu reduzieren. Dies bedeutet umgekehrt eine erhöhte Artefaktanfälligkeit der vorgestellten Methode bei Anwendungen mit langer Echozeit wie z.B. bei der Dixon-Methode [39, 124–126].

VIDED-Bildgebung

Die VIDED-Methode erlaubt die Vergrößerung des effektiven FOVs in der unterabgetasteten DW-Bildgebung durch Rekonstruktion zusätzlicher k-Raum-Linien in den unterabgetasteten Bereichen. Die VIDED-Methode ist damit eine Kombination der VIDE-Bildgebung [118] und der DW-Bildgebung [25, 26]. Das Verhalten der VIDE-Methode bezüglich Artefakt- und Rauschverhalten ist analytisch und experimentell in Abschnitt 3 untersucht worden. Die Berechnung fehlender k-Raum-Linien verläuft äquivalent zu der in der PPA [8, 9, 60–63, 72], jedoch mit dem Unterschied, dass die Bildphase anstatt der Spulensensitivität als Information herangezogen wird. Im Gegensatz zur VIDE-Bildgebung kann das Rekonstruktionsverhalten der VIDED-Bildgebung nicht analytisch untersucht werden. Neben Artefakten kommt es, wie in der PPA, zusätzlich zu einer Rauschverstärkung aufgrund eines schlecht konditionierten Gleichungssystems. Die Experimente zeigen, dass, analog zur VIDE-Bildgebung, in der VIDED-Bildgebung sowohl die Artefaktenergie als auch die Rauschverstärkung bei einer asymmetrischen statt einer symmetrischen Abtastung des k-Raums deutlich reduziert werden. Im Vergleich zur VIDE-Bildgebung sind Artefakte und Rauschverstärkung in der VIDED-Bildgebung zum einen aufgrund der effektiv geringeren Beschleunigung wesentlich geringer und aufgrund ihrer Inkohärenz weniger stark lokalisiert. Die vorgestellten Experimente zeigen eine deutliche Reduktion der Aliasing-Artefakte in der VIDED-Bildgebung verglichen mit einer Rekonstruktion der gleichen unterabgetasteten DW-Daten mit Gridding [110]. Dies gilt sowohl für die symmetrische als auch die asymmetrische Abtastung. Während in der Gridding-Rekonstruktion der asymmetrischen DW-Akquisition lediglich in den Betragsbildern das Aliasing unterdrückt wurde, waren in der VIDED-Bildgebung auch in den komplexwertigen Bildern die Artefakte deutlich reduziert.

Aufgrund der Rauschverstärkung durch die Rekonstruktion hat die VIDED-Bildgebung im Vergleich zur Rekonstruktion mit Gridding typischerweise ein reduziertes SNR. Im Experiment hat sich gezeigt, dass die g-Faktoren, analog zur VIDE-Bildgebung, für eine asymmetrische DW-Abtastung weitaus geringer sind als für die symmetrische. Im Fall des Spin-Echo-Experiments konnte keine messbare Rauschverstärkung beobachtet werden, sodass der SNR-Vorteil gegenüber der kartesischen, gefilterten Bildgebung erhalten bleibt. Die VIDED-Bildgebung erfordert eine Kalibrierung, die in dieser Arbeit autokalibrierend anhand der Nyquist-abgetasteten zentralen k-Raum-Linien erfolgte. Diese Kalibrierungsmethode liefert eine räumlich niedrigaufgelöste Approximation der Bildphase. Dadurch lässt sich die hohe Bildqualität der VIDED-Bildgebung in der Spin-Echo-Sequenz erklären, wo die Bildphase eine sehr hohe Homogenität aufweist und folglich gut genähert werden kann. Entsprechend höher waren die residualen Artefakte in der Gradienten-Echo-Bildgebung. Der hochfrequente Anteil der Bildphase wird in der niedrig-aufgelösten Bildphase des Kalibrierungsdatensatzes nicht dargestellt, aber auch nicht im GRAPPA-Formalismus [9, 72], der die Variation der Bildphase durch einen endlichen und typischerweise niederfrequenten GRAPPA-Kern modelliert.

Da sich die Bildphase auch direkt auf die Rauschverstärkung auswirkt, ist in den Gra-

dienten-Echo-Experimenten im Vergleich zur Spin-Echo-Bildgebung eine geringe lokale Erhöhung des Rauschens zu beobachten. Die Shimmagneten können verwendet werden, um diesen Effekt zu reduzieren. Die niedrigen gemittelten g -Faktoren zeigen, dass nicht nur mit der konventionellen DW-Bildgebung, sondern auch mit der VIDED-Bildgebung insgesamt eine Steigerung des SNRs gegenüber der gefilterten, kartesischen Bildgebung erreicht werden kann. Die niedrigen g -Faktoren mit z.T. Werten $g < 1$ wurden bereits in früheren Arbeiten beobachtet und lassen sich durch den Fit-Prozess im GRAPPA-Formalismus erklären, der eine regularisierende Wirkung hat [99]. Insbesondere im Hintergrundsignal werden niedrige g -Faktoren gefunden, die in der steilen Flanke und dem zweiten Peak in der Verteilung der g -Faktoren zu erkennen sind und das SNR-Verhalten der Rekonstruktion künstlich verbessern. Die räumliche Variation der g -Faktoren kann allerdings lokal auch zu deutlichen SNR-Einbußen führen. Die Verteilung der g -Faktoren hat jedoch gezeigt, dass eine hohe Rauschverstärkung nur in wenigen Bildpunkten auftritt. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass im Vergleich der beiden vorgestellten Methoden die Rekonstruktion der asymmetrisch unterabgetasteten DW-Daten mit Gridding ein besseres SNR als die VIDED-Bildgebung liefert, wohingegen die VIDED-Bildgebung die Aliasing-Artefakte besser unterdrückt.

Im Vergleich zur kartesischen Bildgebung, aber auch zur ähnlich schnellen Gridding-Rekonstruktion ist die VIDED-Bildgebung aufgrund der Berechnung einer Vielzahl von GRAPPA-Faktoren mit einer gesteigerten Rekonstruktionszeit verbunden. Jedoch bietet die Verwendung der GRAPPA-Methode weiteres Optimierungspotenzial. Die Rekonstruktionszeit kann durch eine geeignete Wahl des Zielgitters und durch die Interpolation der GRAPPA-Faktoren [93, 94], durch Verwendung der GRAPPA-Operator-Technik [86–88] und durch Optimierung der Hardware, z.B. durch Verwendung des Grafikprozessors [127, 128], deutlich reduziert werden.

Weiterentwicklungen der PPA wie die iterative GRAPPA-Technik [85, 129] oder die optimierte Auswahl der Quellpunkte des GRAPPA-Kerns [81–83] erlauben die Verringerung der Artefaktanfälligkeit der VIDED-Bildgebung. Regularisierungsmethoden dienen der besseren Konditionierung des im GRAPPA-Formalismus zu lösenden Gleichungssystems und können somit die Rauschverstärkung reduzieren [73, 74, 76]. Eine Rekonstruktion mit dem nicht-kartesischen SENSE-Algorithmus lässt sich ebenfalls implementieren. Während bei der Übertragung der GRAPPA-Methode auf nicht-kartesische Daten lediglich die Struktur des GRAPPA-Kerns geändert wird, besteht die nicht-kartesische SENSE-Rekonstruktion aus einer Vielzahl von Operationen (u.a. Convolution-Gridding und inverses Convolution-Gridding) und wird iterativ angewendet und ist somit wesentlich komplexer und weniger flexibel als die GRAPPA-Rekonstruktion.

Die hier vorgestellten Methoden sind sehr interessant für Anwendungen, die unter einem niedrigen SNR leiden. Neben der ^{31}P -Bildgebung ist besonders in der Lungenbildgebung (Abb. 4.18) die Unterdrückung der Gibbs-Artefakte wichtig, weil die Kontamination des Fettgewebes das schwache Signal in der Lunge überdeckt. Die DW-Bildgebung erlaubt im Gegensatz zum Filtern die Unterdrückung der Artefakte ohne SNR-Verlust. Erste Experimente wurden bereits durchgeführt, bedürfen aber noch einer genaueren Untersuchung.

Problematisch gestalteten sich hier allerdings die immensen Suszeptibilitätsunterschiede, die die Homogenität der Bildphase stören.

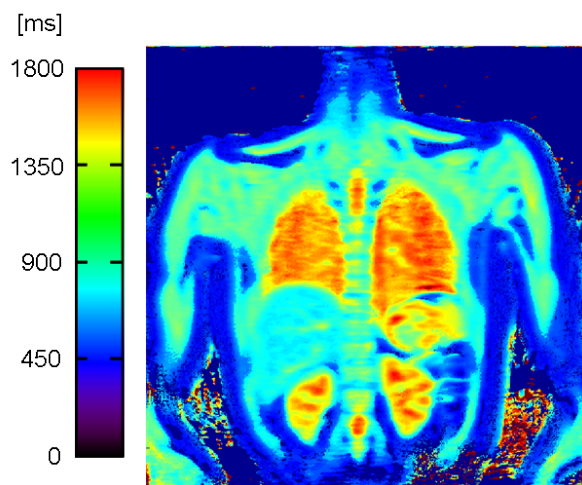


Abbildung 4.18.: T_1 -Karte berechnet aus einer Inversion-Recovery Gradienten-Echo-Sequenz mit der VIDEED-Bildgebung.

Anwendung in der 3d-Bildgebung

In der 3d-Bildgebung bietet die DW- und VIDEED-Bildgebung neben der Reduktion der Gibbs-Artefakte bei optimalem SNR den Vorteil eines verminderten Aliasings in Schichtrichtung. Die v.a. in der dynamischen 3d-Bildgebung verwendete Unterabtastung in Schichtrichtung zur Reduktion der Messzeit und Erhöhung der räumlichen Auflösung führt in der kartesischen Bildgebung aufgrund des kohärenten Aliasings zu einer deutlichen Verringerung des FOVs in Schichtrichtung. Dagegen sind die Aliasing-Artefakte bei Anwendung der DW-Abtastung aufgrund der Inkohärenz und deutlich geringeren Aliasing-Amplituden wesentlich geringer und erlauben somit eine effektive Vergrößerung des FOVs bei identischer räumlicher Auflösung.

Die Phantomexperimente haben gezeigt, dass eine Verbesserung der SRF eine klare Reduktion der Gibbs-Artefakte bewirkt. In der ungefilterten, kartesischen Bildgebung ist nicht nur von den direkt benachbarten Schichten, sondern weit darüber hinaus eine Signalkontamination aufgrund der endlichen Amplitude der SRF jenseits des Hauptmaximums zu beobachten. Die Verbesserung der SRF erlaubt eine deutliche Verbesserung der Lokalisierung des Signals. Aufgrund der geringen durch das abfallende Profil des Anregungspulses bedingten Amplitude, mit der das Aliasing das Bild überlagert, wurde in der DW-Bildgebung eine hohe Bildqualität erreicht. Daher wurden zusätzlich Messungen mit erhöhter Schichtauflösung um den Faktor 1,3 und 1,6 angewendet, die effektiv eine

Erhöhung der Unterabtastung bedeuteten. Dadurch kann der Verlust der räumlichen Auflösung, der durch die veränderte k -Raum-Gewichtung zur Optimierung der SRF verursacht wird, kompensiert werden. Die Experimente zeigten eine deutliche Steigerung der inkohärenten Aliasing-Artefakte mit Erhöhung der räumlichen Auflösung und der damit verbundenen erhöhten effektiven Unterabtastung. In der VIDED-Bildgebung sind die Artefakte wesentlich niedriger als in der Rekonstruktion der DW-Abtastung mit Gridding. Allerdings kann das SNR lokal signifikant reduziert sein. Die Berechnung der g -Faktoren nach der Robson-Methode durch Berechnung von Pseudo-Replika war aufgrund des komplexen Rekonstruktionsverfahrens sehr zeitintensiv [99]. Die alternative Methode von Breuer et al. ist dagegen exakt, allerdings auch besonders speicherintensiv und ist bisher nur für pseudo-kartesische Abtastungen getestet worden [92].

Weil im Fall der Steigerung der räumlichen Auflösung um den Faktor 1,6 kein Nyquist-abgetasteter Bereich für die Auto-Kalibrierung vorhanden war, konnte in diesem Fall die Rekonstruktion mit der VIDED-Bildgebung nicht durchgeführt werden. In der dynamischen Bildgebung wäre eine Kalibrierung durch eine hochaufgelöste Phasenkarte in einer zusätzlichen Messung durch Kombination zeitlich benachbarter und im k -Raum verschränkter Messungen denkbar [68–71]. Welchen Einfluss die Kontrastmittelpassage auf die Bildphase und somit die Rekonstruktionsqualität hat, bedarf weiterer Untersuchungen.

Anstelle der identischen DW-Abtastfunktion in Schichtrichtung für jeden Phasenkodierschritt k_y bietet die alternierende Abtastung mit der asymmetrischen DW-Abtastfunktion und deren gespiegelter Funktion von Phasenkodierschritt zu Phasenkodierschritt in k_y eine an die Mammografie angepasste Aufnahmestrategie. Die in der Mammografie eingesetzten Spulen sind mit ihrer Sensitivität besonders stark auf jeweils eine Brust lokalisiert und zeigen nahezu keinen Beitrag im Bereich der anderen Brust [12, 13]. Die alternierende DW-Abtastung verschiebt, wie in der CAIPIRINHA-Methode von Breuer et al. [130], die Aliasing-Artefakte in der yz -Ebene, sodass die Aliasing-Artefakte in den sensitivitätsschwachen Bereich der Spulen fallen. Durch räumliches Filtern kann der artefaktbehaftete Bereich unterdrückt werden. Der damit verbundene SNR-Verlust ist aufgrund des schnell abfallenden Spulenprofils relativ gering. Alternativ kann das Aliasing analog zur PILS-Bildgebung durch die Annahme idealisierter lokaler Spulensensitivitäten eliminiert werden [64]. Die maximale Beschleunigung mit der vorgestellten Methode sowie die Verwendung eines angepassten räumlichen Filters zur Unterdrückung des Aliasings sind bisher nicht ausreichend geklärt.

Die VIDED-Bildgebung reiht sich in die Klasse der phasenbeschränkten Methoden [54–59, 118] ein. Während in den konventionellen phasenbeschränkten Methoden eine k -Raum-Hälfte akquiriert wird, werden in der Technik der virtuellen Spulen unterabgetastete Akquisitionsschemata wie in der PPA verwendet. Dadurch können in der Rekonstruktion der VIDED-Bildgebung Aliasing-Artefakte entstehen, wohingegen die üblichen partielle Fourier-Methoden zu einem räumlichen Auflösungsverlust neigen. Welches Artefakt letztlich einen höheren Informationsverlust bedeutet, kann nicht eindeutig beantwortet werden. Jedoch stellt für die Kombination mit der DW-Bildgebung die VIDE-

Technik das passendere Abtastschema dar, da die Verteilung homogener im k-Raum verläuft, wohingegen für die partiellen Fourier-Techniken der zentrale k-Raum unnötig dicht abgetastet wird. Des Weiteren bietet die VIDED-Bildgebung aufgrund des gleichen Rekonstruktionsverfahrens wie in der PPA eine hohe Flexibilität bezüglich der k-Raum-Abtastung.

Die Anwendung der VIDED-Bildgebung in mehrere Raumrichtungen z.B. in der 3d-Bildgebung oder mit radialer Abtastung [131] in der 2d-Bildgebung ist durch die maximale Beschleunigung mit virtuellen Spulen um den Faktor 2 stark eingeschränkt. Die k-Raum-Symmetrie erlaubt nur die Einsparung einer k-Raum-Hälfte unabhängig von dessen Dimension.

In der dynamischen, kontrastverstärkten MR-Mammografie sind vielfach Empfangsspulen mit zwei Kanälen im Einsatz, die mit ihrer Sensitivität auf eine Brust lokalisiert sind. Diese eignen sich jedoch aufgrund der geringen Sensitivitätsunterschiede nicht zur Beschleunigung in Schichtrichtung [10]. Daher bietet sich die Anwendung der VIDED-Bildgebung an, die die beschleunigte Bildgebung auch für einzelne Kanäle erlaubt. Inzwischen haben in der MR-Mammografie wie in anderen Anwendungen dedizierte Mehrkanal-Spulen ihre Verwendung gefunden. Alternativ zur VIDED-Bildgebung kann hier die PLANED-Bildgebung verwendet werden, die eine Beschleunigung in mehrere Richtungen praktisch nutzbar macht [132]. Der Nutzen der asymmetrischen und alternierend asymmetrischen Abtastung in der PLANED-Bildgebung ist nicht untersucht. Die VIDED-Bildgebung kann mit der PLANED-Bildgebung kombiniert werden und reiht sich damit in die Methoden der Kombination von phasenbeschränkter und PPA ein [119–122]. Hier erlaubt der Einsatz der virtuellen Spulen die Reduktion der Rauschverstärkung oder eine Erhöhung der Beschleunigung.

4.5.0.3. Zusammenfassung

Die konventionelle DW-Bildgebung liefert durch Optimierung der SRF bei optimalem SNR eine Rekonstruktion mit hoher Bildqualität. Allerdings resultiert die DW-Bildgebung im Vergleich zur ungemittelten, gefilterten kartesischen Bildgebung bei gleicher Messzeit aufgrund der nicht-kartesischen k-Raum-Abtastung in inkohärenten Aliasingartefakten und folglich in einer Reduktion des effektiven Gesichtsfeld (Field Of View) (FOV)s. Bei Verwendung dedizierter Empfangsspulen kann durch Verwendung der PPA in der PLANED-Bildgebung das Aliasing der DW-Bildgebung eliminiert werden. In diesem Abschnitt wurden alternative Akquisitionsschemata und Rekonstruktionsmethoden vorgestellt, mit denen die Aliasing-Artefakte sogar ohne die Verwendung der PPA deutlich reduziert werden können. Die Verwendung asymmetrischer statt symmetrischer DW-Abtastfunktionen mit limitierter minimaler Abtastdichte erlauben die Separierung zwischen Bildanteil und Aliasing unter der Voraussetzung einer homogenen Bildphase. Im Fall einer schwach variierenden Bildphase kann zumindest in den Betragsbildern die Aliasingenergie gegenüber der konventionellen DW-Bildgebung deutlich reduziert werden. In der vorgestellten VIDED-Bildgebung werden analog zur PPA

in unterabgetasteten k-Raum-Bereichen zusätzliche k-Raum-Linien berechnet, um das effektive FOV zu erhöhen. Im Gegensatz zur PPA wird in der VIDED-Bildgebung die Bildphase anstelle der Spulensensitivität als zusätzliche Information verwendet. In der 3d-Bildgebung konnte mit den neu beschriebenen Methoden zusätzlich zur Verbesserung des Schichtprofils und des SNRs die Abdeckung des FOVs oder die räumliche Auflösung erhöht werden.

5. Dichtegewichtete Bildgebung für Saturation-Recovery Sequenzen

5.1. Einleitung

Trotz der vielfältigen Möglichkeiten der Magnet-Resonanz (MR)-Bildgebung den k-Raum abzutasten, kommt aktuell nahezu bei allen klinischen Anwendungen die kartesische k-Raum-Trajektorie zum Einsatz. Die einfache Implementierung, die hohe Beständigkeit gegen Bildartefakte, eine einfache und schnelle Rekonstruktion sowie eine variable Gestaltung des Kontrastes sind einige wichtige Vorteile der kartesischen k-Raum-Abtastung. Allerdings führt die diskrete und endliche Abtastung mit einer konstanten Abtastdichte, wie in Abschnitt 2.2 beschrieben, zu einer Sinc-förmigen räumlichen Antwortfunktion (Spatial Response Function) (SRF). Die endliche Amplitude der SRF jenseits des Hauptmaximums stellt eine Kontamination des Signals mit dem des benachbarten Gewebes dar, die auch als Gibbs-Artefakt (Abschnitt 2.2.2.2) bekannt ist. Die Optimierung der SRF durch einen geeigneten k-Raum-Filter in der Nachbearbeitung führt zu einer signifikanten Reduktion des Signal-zu-Rauschverhältnis (Signal-to-Noise Ratio) (SNR) aufgrund der suboptimalen Gewichtung der Daten in der Rekonstruktion [19].

Die Akquisitionsgewichtung (Acquisition Weighting) (AW)- und Dichtegewichtung (Density Weighting) (DW) erlauben die Optimierung der SRF bei optimalem SNR [19–26](siehe Abschnitt 2.5). Allerdings führen diese Methoden durch die geänderte k-Raum-Akquisition zu einer Reduktion des effektiven Gesichtsfeld (Field Of View) (FOV) im Vergleich zur kartesischen Bildgebung mit identischer Messzeit. Die DW-Bildgebung erreicht eine höhere FOV-Effizienz als die AW-Bildgebung und kann in Kombination mit der Parallelen Bildgebung (Partial Parallel Acquisition) (PPA) mit identischem FOV wie eine vergleichbare kartesische Messung angewendet werden [132].

Die DW-Bildgebung kann mit der radialen und spiralförmigen Abtastung des k-Raums in alle Raumrichtungen Anwendung finden [27, 28]. Der folgende Abschnitt konzentriert sich jedoch auf die DW-Bildgebung lediglich in Phasenkodierrichtung, da die Ähnlichkeit zur kartesischen k-Raum-Abtastung die Stabilität gegen Bildartefakte erhält.

Viele Methoden der MR-Bildgebung leiden unter einem niedrigen SNR und einer erhöhten Signalkontamination und könnten daher von der DW-Bildgebung profitieren. In der First-Pass myokardialen Perfusionsbildgebung wird durch die Aufzeichnung der Kontrastmittelpassage die Perfusion im Herzmuskel bestimmt [1, 2]. Die sehr kurze Dauer

von 10 bis 15 Sekunden des ersten Kontrastmitteldurchflusses durch das Herz gibt somit ein sehr eingeschränktes Akquisitionsfenster vor, innerhalb dessen der Signalverlauf im Herz dynamisch akquiriert werden muss. Typische Akquisitionszeiten pro Bild liegen im Bereich von weniger als 200 ms. Als Kontrastmittel wird in der Regel Gadolinium verwendet, das aufgrund seiner hohen Toxizität in gebundener Form appliziert wird. Gadolinium beschleunigt den Energietransfer der angeregten Protonenspins mit der Umgebung, sodass die Relaxationszeit $T_{1,KM} < T_1$ in Anwesenheit des Kontrastmittels verkürzt wird. Zur Bestimmung des rapiden Kontrastmittelverlaufs im Herzen werden schnelle Bildgebungssequenzen verwendet, die allerdings keinen geeigneten T_1 -Kontrast liefern [1, 2]. Daher wird in der Perfusionsbildgebung die Saturation Recovery (SR)-Methode verwendet, bei der ein 90° Sättigungspuls vor der Bildakquisition angewendet wird. Dadurch wird die Longitudinalmagnetisierung vollständig abgesättigt, um anschließend in einen Gleichgewichtszustand zu relaxieren, der jedoch nicht das thermische Gleichgewicht darstellt. Die Relaxation lässt sich dennoch mit einer Exponential-Funktion beschreiben, wobei anstelle der Relaxationszeit T_1 die effektive Relaxationszeit T_1^* tritt. Bei geeigneter Wahl der Sequenzparameter kann T_1^* als Näherung von T_1 angesehen werden. Nach Anwendung des Sättigungspulses steigt die Longitudinalmagnetisierung in den verschiedenen Gewebetypen entsprechend dieser Relaxationszeiten T_1^* exponentiell an, sodass entsprechend dem Zeitabstand zum Sättigungspuls in der anschließenden Bildgebung eine T_1^* bzw. T_1 -Abhängigkeit erreicht wird. Die Einführung des T_1 -Kontrasts mit dem Präparationspuls führt allerdings zu einer deutlichen Reduktion des Signals gegenüber dem im Gleichgewichtszustand. Das wegen der geringen verfügbaren Akquisitionszeit typischerweise niedrige SNR in der Perfusionsbildgebung wird dadurch zusätzlich reduziert.

Die konventionelle DW-Bildgebung wurde für Bildgebungssequenzen mit identischer Rauschverteilung für jeden abgetasteten k-Raum-Punkt entwickelt. Im Falle einer Signalgewichtung, wie bei der SR-Methode, kommt es im Laufe der Akquisition durch den Relaxationsprozess zu einer Steigerung des Signals, sodass entsprechend der k-Raum-Trajektorie das intrinsische SNR an den verschiedenen k-Raum-Punkten unterschiedlich ist. Die Signalgewichtung bewirkt neben der Abtastdichte und dem k-Raum-Filter in der Nachbearbeitung eine k-Raum-Gewichtung und beeinflusst folglich die SRF und somit die Kontamination, die räumliche Auflösung und den Kontrast [70, 133]. Ziel dieses Abschnitts ist die Erweiterung der DW-Bildgebung auf signalgewichtete Sequenzen, die eine Optimierung der SRF bei optimalem SNR und somit eine Verbesserung der Bildqualität in der Perfusionsbildgebung ermöglichen soll.

5.2. Theorie

Kartesische Bildgebung für SR-Sequenzen

Das Akquisitionsschema der Single-Shot First-Pass Perfusionsbildgebung ist in Abb. 5.1 dargestellt. Die Messung wird durch einen EKG-Triggerimpuls ausgelöst. Die erforderliche zeitliche Auflösung gibt ein Akquisitionsfenster von $T_{Akq} \leq 200$ ms pro Bild vor und die benötigte räumliche Auflösung liegt bei mindestens 3 mm pro Raumrichtung in der Bildebene, sodass mit den heutigen MRTs innerhalb der ersten Kontrastmittelpassage drei bis vier Schichten aufgenommen werden können. Als bildgebende Sequenz kommen die schnelle, gespoilte Gradienten-Echo-Sequenz TurboFLASH und die balancierte, refoкусиerte Gradienten-Echo-Sequenz (balanced Steady State Free Precession) (bSSFP)-Sequenz zum Einsatz [1, 2]. Vor Beginn der bildgebenden Sequenz wird zunächst ein 90° Sättigungspuls geschaltet, der die gesamte Längsmagnetisierung absättigt. Aufgrund der Relaxation der Längsmagnetisierung werden die konsekutiv gemessenen Echos mit einer exponentiellen Signalgewichtung versehen [134, 135]. Das Echo, das zum Zeitpunkt t_i nach dem Sättigungspuls gemessen wird, erfährt eine entsprechende Gewichtung, die für kurze Messzeiten:

$$T_{Akq} \ll T_{1,KM}^*, \quad (5.1)$$

wie sie in der Perfusionsbildgebung vorkommen, durch eine lineare Funktion approximiert werden kann:

$$s_i = 1 - e^{-t_i/T_{1,KM}^*} \approx \frac{t_i}{T_{1,KM}^*}, \quad (5.2)$$

wobei $T_{1,KM}^*$ die in Anwesenheit des Kontrastmittels verkürzte effektive longitudinale Relaxationszeit $\frac{1}{T_{1,KM}^*} = \frac{1}{T_1} + R(c)$ darstellt. Die kontrastmittelspezifische Größe $R(c)$ reduziert die Relaxationszeit in Abhängigkeit der Kontrastmittelkonzentration. Das in der Bildgebung akquirierte Signal kann als Produkt aus Signalgewichtung und dem ungewichteten Signal beschrieben werden, dessen Fouriertransformation (FT) das Bild I_r^{Cart} ergibt:

$$I_r^{Cart} = \sum_k M_k S_k e^{ikr} = M_r \otimes \underbrace{\sum_k S_k e^{ikr}}_{SRF_r^{Cart}}. \quad (5.3)$$

Der untere Index r bzw. k beschreibt die entsprechende Größe im Orts- oder k-Raum. $M_r = \sum_k M_k e^{ikr}$ beschreibt die räumliche Verteilung der akquirierten Magnetisierung, wobei die Summe über die gemessene k-Raum-Trajektorie mit N Messpunkten läuft. $S_k = s_i$ beschreibt die Signalgewichtung des Echos, das zum gemessenen Zeitpunkt i , mit k-Raum-Position k akquiriert wurde. Unter der Ausnutzung des Faltungssatzes (Gl. A.6), der besagt, dass die FT des Produkts zweier Funktionen identisch zur Faltung der FT der einzelnen Funktionen ist, kann das Bild als Faltung zwischen Magnetisierung und der FT der Signalgewichtung beschrieben werden. Ein Vergleich mit Gl. 2.13 identifiziert die FT der Signalgewichtung als die SRF_r^{Cart} der Bildgebungsmethode. Wird der k-Raum,

wie von Köstler et al. beschrieben [70], in umgekehrt zentrierter Reihenfolge auf einem kartesischen Gitter akquiriert, so beschreibt die Signalgewichtung eine dreieckige Form im k -Raum (Abb. 5.2a) und die entsprechende SRF (Abb. 5.2c) zeigt eine sehr geringe und rein positive Signalkontamination. Aufgrund der nahezu symmetrischen Form der Signalgewichtungskurve ist der dispersive Anteil der SRF minimal, was den Phasenfehler verringert. Daher beziehen sich die folgenden Überlegungen auf eine umgekehrt zentrierte Reihenfolge der k -Raum-Abtastung.

Die Signalgewichtung wirkt ähnlich wie die wiederholten Messungen der AW-Bildgebung

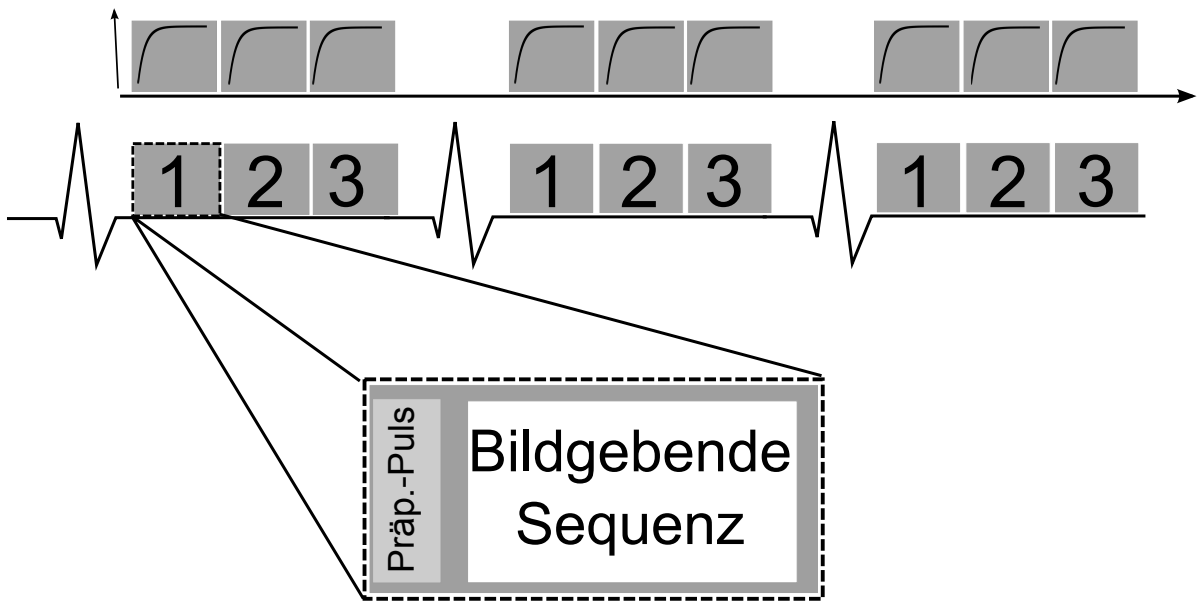


Abbildung 5.1.: Schematische Darstellung der Single-Shot SR First-Pass myokardialen MR-Perfusionsbildgebung. Die Messung ist EKG-getriggert, sodass innerhalb eines Herzschlags typischerweise drei Schichten akquiriert werden. Nach dem 90° Sättigungspuls der SR-Sequenz folgt eine schnelle bildgebende MR-Sequenz während der Signalerholung aufgrund der T_1 -Relaxation (Signalkurven in der oberen Reihe).

(siehe Abschnitt 2.5.2), wobei die Signalgewichtungskurve der Anzahl der Messungen pro Phasenkodierschritt in der AW-Bildgebung entspricht. Das Rauschen pro k -Raum-Punkt $\sigma_k = \sigma_0$ kann als konstant über den gesamten k -Raum angenommen werden, sodass sich das ortsinvariante Bildrauschen in Abhängigkeit von der Anzahl der Messpunkte N folgendermaßen ergibt:

$$\Delta I_r^{Cart} = \sqrt{\sum_k \sigma_k} = \sigma_0 \sqrt{N}. \quad (5.4)$$

Um ein optimales SNR zu gewährleisten, muss, analog zur AW-Bildgebung, jeder k -Raum-Punkt proportional zu seinem intrinsischen SNR gewichtet werden (siehe Ab-

schnitt 2.5). Ein SNR-optimierter Filter mit $f_k \propto S_k$ resultiert in einer quadratisch anwachsenden k-Raum-Gewichtung (Abb. 5.2b) und die entsprechende SRF (Abb. 5.2d) zeigt ein stark verbreitertes Maximum mit langsam abfallenden Flanken. Die räumliche Auflösung (Abschnitt 2.2.1) des resultierenden Bildes der kartesischen, SNR-optimiert gefilterten Bildgebung ist folglich beträchtlich herabgesetzt und mit deutlicher Signal-kontamination behaftet.

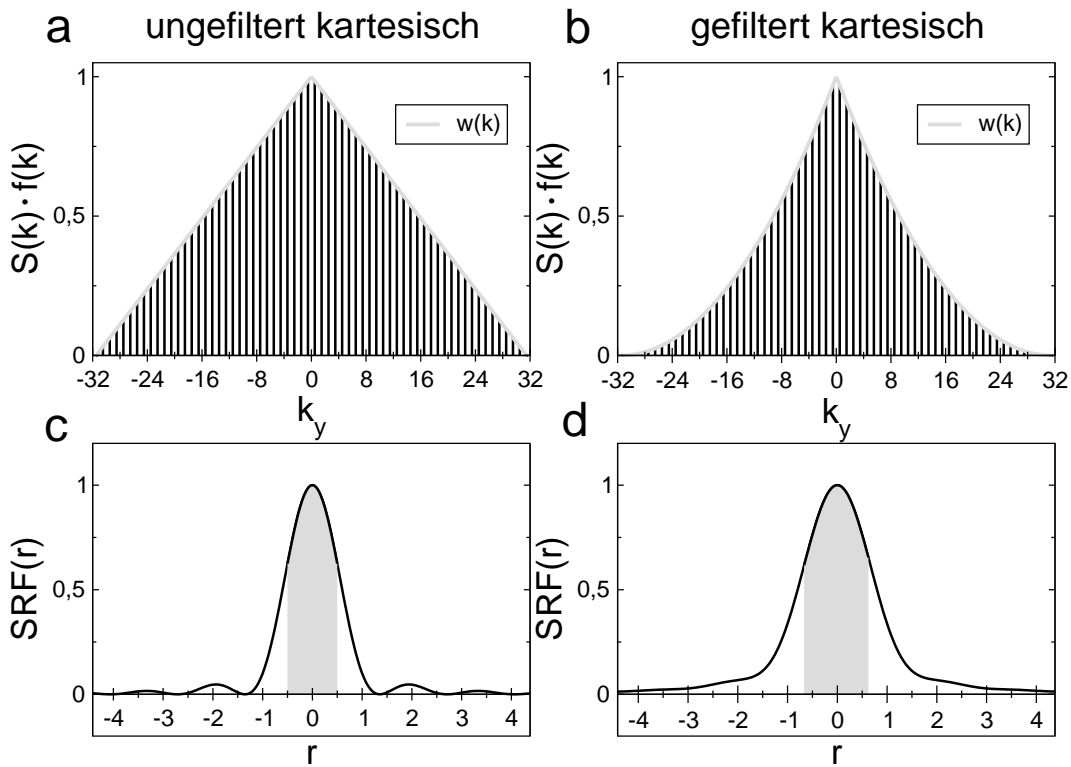


Abbildung 5.2.: K-Raum-Gewichtungen und die entsprechenden SRFs einer SR-Sequenz für eine kartesische k-Raum-Abtastung in umgekehrt zentrierter Reihenfolge. Ohne Anwendung eines k-Raum-Filters $f(k)$ ist die effektive k-Raum-Gewichtung $w(k)$ aufgrund der linear ansteigenden Signalgewichtung $S(k)$ dreieckförmig (a). Die entsprechende SRF zeigt nur wenig Kontamination (c). Nach Anwendung eines SNR-optimierten Nachbearbeitungs-Filters, dessen Koeffizienten proportional zu denen der Signalgewichtung sind, steigt die k-Raum-Gewichtung quadratisch von den k-Raum-Rändern zum Zentrum hin an (b). Die resultierende SRF mit dem breiten und langsam abfallenden zentralen Maximum zeichnet sich durch einen starken Auflösungsverlust und eine erhöhte Kontamination aus (d). Der graue Bereich definiert die räumliche Auflösung nach dem Rayleigh-Kriterium [47].

DW-Bildgebung für SR-Sequenzen

Die k-Raum-Gewichtungsfunktion $w(k)$, die die FT der SRF darstellt, ist, wie in Abschnitt 2.5 gezeigt, proportional zum angewendeten k-Raum-Filter f_k , zur Signalgewichtung S_k , die der Anzahl der Messungen pro k-Raum-Punkt in der AW-Bildgebung (Abschnitt 2.5.2) entspricht, sowie zur Abtastdichte, die für eine Messung ohne Mittelungen den reziproken Abständen $1/\Delta k$ der akquirierten k-Raum-Punkte in der DW-Bildgebung (Abschnitt 2.5.3) entspricht:

$$w(k) \propto \frac{f_k \cdot S_k}{\Delta_k}. \quad (5.5)$$

Die Signalgewichtungskurve ist durch den Relaxationsprozess vorgegeben und somit abhängig von den Relaxationszeiten der verschiedenen Gewebetypen. Der SNR-optimierte Filter $f_k \propto S_k$ ist proportional zur Signalgewichtung zu wählen. Ist die lineare Approximation des Signalanstiegs (Gl. 5.2) zutreffend, so ist die relative Signaländerung für jeden Gewebetyp identisch, d.h. unabhängig von dessen T_1 -Zeit. Mit dem Filter f_k wird daher für alle Gewebetypen ein optimales SNR erzielt. Die SRF bei optimalem SNR kann folglich nur über die Abstände der akquirierten k-Raum-Punkte Δ_k (Gl. 5.5) verbessert werden. Das Bild der DW-Bildgebung mit SNR-optimiertem Filter f_k kann folgendermaßen beschrieben werden:

$$I_r^{DW} = \sum_{k'} M_{k'} S_{k'} f_{k'} e^{ik'r} = M_r \otimes \underbrace{\left(\sum_{k'} S_{k'} f_{k'} e^{ik'r} \right)}_{SRF_r^{DW}}. \quad (5.6)$$

Die Summation läuft in diesem Fall über die N nicht-kartesisch abgetasteten k-Raum-Punkte k' . Die SRF ist abhängig von der Signalgewichtung, der Filterfunktion und der k-Raum-Trajektorie, die im Fall der SNR-optimierten DW-Bildgebung als freier Parameter zur Verfügung steht.

Die Wirkungsweise der DW-Bildgebung in der signalgewichteten Sequenz ist in Abb. 5.3 für eine umgekehrt zentrierte Abtastreihenfolge des k-Raums dargestellt. Es wurde eine Abtastfunktion berechnet, die aus den in einer regelmäßigen Abtastung quadratisch ansteigenden k-Raum-Gewichten aus Signalgewichtung und SNR-optimiertem k-Raum-Filter eine dreieckförmige k-Raum-Gewichtung wie in der ungefilterten, kartesischen Akquisition herstellt (Abb. 5.2a). Durch eine Verringerung der Abstände Δ_{k_y} (Abb. 5.3a) der gemessenen k-Raum-Punkte in den äußeren Bereichen und eine entsprechende Erhöhung im Zentrum wird der quadratische Anstieg des Produkts aus Signalgewichtung und SNR-optimiertem Filter (schwarze Balken in Abb. 5.3b) durch die DW-Abtastdichte zu einem linearen Anstieg (graue Linie in Abb. 5.3b) zum k-Raum-Zentrum hin korrigiert. Die entsprechende kontaminationsreduzierte SRF (Abb. 5.3c) ist identisch zu der der ungefilterten kartesischen Messung (Abb. 5.2c). Die DW-Bildgebung erlaubt folglich eine gleichzeitige Verbesserung der SRF und Optimierung des SNRs.

Unter der Voraussetzung einer linearen Approximation des Signalanstiegs (Gl. 5.2) ist die SNR-Optimierung durch den k-Raum-Filter unabhängig von der Relaxationszeit T_1 .

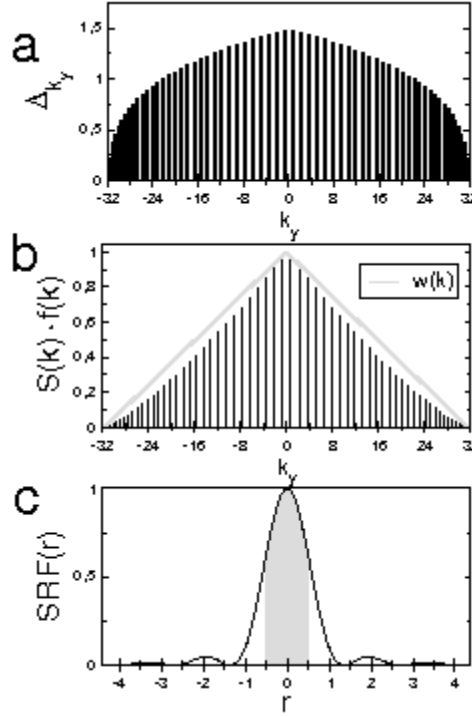


Abbildung 5.3.: K-Raum-Gewichtung bei SR-PLANED. Die Abstände der abgetasteten k-Raum-Punkte Δ_{k_y} (a) nehmen vom Zentrum zu den k-Raum-Rändern hin ab. Die entsprechenden zum Zentrum hin quadratisch ansteigenden k-Raum-Gewichtungskoeffizienten aus Signalgewichtung $S(k)$ und SNR-optimiertem k-Raum-Filter $f(k)$ (schwarze Balken in b) sind dementsprechend im Vergleich zur kartesischen, SNR optimierten Methode (Abb. 5.2b) im k-Raum außen dichter und im Zentrum weniger dicht verteilt. Dadurch wird die finale k-Raum-Gewichtung $w(k)$ (graue Linie in b) aus Signalgewichtung, SNR-optimiertem Filter und DW-Abtastung dreieckförmig. Die entsprechende kontaminationsreduzierte SRF ist identisch zu der der ungefilterten kartesischen Bildgebung (Abb. 5.2c).

Der SNR-Vorteil der DW-Bildgebung gegenüber einer kartesischen Akquisition mit identischer SRF und der gleichen Anzahl an Messpunkten und dementsprechend identischer Messzeit lässt sich dann wie folgt abschätzen. Mit der Identität der normierten SRFs ($SRF_r^{norm} = SRF_r / SRF_{r=0}$) der kartesischen und DW-Bildgebung:

$$SRF_r^{kart,norm} = \frac{\sum_k S_k e^{ikr}}{\sum_k S_k} = \frac{\sum_{k'} S_{k'} f_{k'} e^{ik'r}}{\sum_{k'} f_{k'} S_{k'}} = SRF_r^{DW,norm} \quad (5.7)$$

und dem Rauschen der DW-Bildgebung:

$$\Delta I_r^{DW} = \sqrt{\sum_{k'} \sigma_{k'} f_{k'}^2} = \sigma_0 \sqrt{\sum_{k'} f_{k'}^2} \quad (5.8)$$

ergibt sich ein relatives SNR zwischen der DW- und der gefilterten kartesischen Bildgebung:

$$\frac{SNR_r^{DW}}{SNR_r^{Cart}} = \frac{I_r^{DW}}{\Delta I_r^{DW}} \frac{\Delta I_r^{Cart}}{I_r^{Cart}} = \frac{M_r \otimes SRF_r^{DW}}{\sigma_0 \sqrt{\sum_{k'} f_{k'}^2}} \frac{\sigma_0 \sqrt{N}}{M_r \otimes SRF_r^{kart}} = \frac{S_{k'} f_{k'}}{\sqrt{\sum_{k'} f_{k'}^2} \sum_k S_k}. \quad (5.9)$$

Durch Maximierung des relativen SNRs zwischen DW- und gefilterter kartesischer Bildgebung in Gl. 5.9 hinsichtlich der Filterfunktion $f_{k'}$ können die Koeffizienten des SNR-optimierten Filters der DW-Bildgebung berechnet werden. Für einen maximalen SNR-Gewinn der DW-Bildgebung gegenüber der kartesischen, ungefilterten Methode bei gleicher Messzeit ist der SNR-optimierte Filter proportional zur Signalgewichtung zu wählen:

$$f_{k'}^{DW,opt} = a S_{k'}, \quad (5.10)$$

wobei $a = \sum_{k'} f_{k'}^2$ eine Konstante darstellt.

Der SNR-Gewinn der DW-Bildgebung gegenüber der kartesischen Bildgebung kann abgeschätzt werden, indem die SNR-optimierte Filterfunktion (Gl. 5.10) in Gl. 5.9 eingesetzt wird und die Summen durch Integrale ersetzt werden:

$$\begin{aligned} \frac{SNR_r^{DW}}{SNR_r^{Cart}} &= \frac{\sum_{k'} a S_{k'}^2}{\sqrt{\sum_{k'} a^2 S_{k'}^2} \sum_k S_k} \frac{\sqrt{N}}{\sqrt{\sum_{k'} f_{k'}^2} \sum_k S_k} \\ &\approx \frac{\int_0^1 x^2 dx}{\sqrt{\int_0^1 x^2 dx} \int_0^1 x dx} \sqrt{\int_0^1 dx} = \frac{2}{3} \sqrt{3} \approx 1,16, \end{aligned} \quad (5.11)$$

wobei ein linearer Anstieg der Koeffizienten der Signalgewichtung S_k angenommen wurde. Die SNR-optimierte DW-Bildgebung liefert einen SNR-Gewinn von ca. 16% gegenüber einer kartesischen, ungefilterten Messung mit identischer SRF und Messzeit.

Rekonstruktion

In der hier angeführten SNR-Analyse wurde die diskrete Fouriertransformation (DFT) für die Rekonstruktion der nicht-kartesischen DW-Daten verwendet. In der Praxis wird zur Reduktion der Rechenzeit der Convolution-Gridding-Algorithmus verwendet [110], der aber keine Einschränkung für die obigen Überlegungen darstellt. Voraussetzung für die Gültigkeit der Berechnung des SNRs ist das Konzept der räumlich invarianten SRF und somit die Rekonstruktionsmethode. Der Gridding-Algorithmus stellt eine lineare Operation dar, sodass die SRF räumlich invariant bleibt. Er erlaubt die Verwendung der schnellen Fouriertransformation (Fast Fourier Transformation) (FFT) in der Rekonstruktion beliebiger Trajektorien, sodass die DFT mit einem auf heutigen, binären Rechnern schnellen Algorithmus genähert werden kann. Bei einer passenden Wahl des Faltungskerns liefert die Methode eine hohe Genauigkeit [111, 113, 136]. Des Weiteren wurde in der FT das Nyquist-Kriterium nicht beachtet. Die Äquivalenz der SRFs

in Gl. 5.7 ist nur innerhalb eines gewissen FOVs erfüllt. Im Fall einer Messung ohne Mittelungen verletzt die DW-Bildgebung aufgrund der variierenden Abtastdichte das Nyquist-Kriterium im k -Raum-Zentrum. Wie in der Parallelen Akquisition für die effektive Dichtegewichtung (Parallel Acquisition for Effective Density Weigthing) (PLANED)-Bildgebung [132] kann bei einer Akquisition mit einer Mehrkanalspule die PPA [8, 9] verwendet werden, um die unterabgetasteten k -Raum-Bereiche zu rekonstruieren. Die Linearität der Operation der PPA, wie sie in Abschnitt 2.4.2 beschrieben ist, sichert die räumliche Invarianz der SRF. Allerdings erfordert die mit der PPA einhergehende räumlich abhängige Rauschverstärkung die Berechnung der g -Faktoren zur Untersuchung des SNR-Verhaltens der Saturation Recovery-Parallel Acquisition for Effective Density Weigthing (SR-PLANED)-Technik.

5.3. Material und Methoden

Die im Theorieteil vorgestellte Signalgewichtung wird als linear angenommen. Dies setzt voraus, dass die Repetitionszeit sehr viel kleiner als die Aufnahmezeit der Längsmagnetisierung sein muss (siehe Gl. 5.1). Für die Aufnahmedauer gilt typischerweise $T_{Akq} \leq 200$ ms. Das Gewebe des menschlichen Herzens besitzt eine Relaxationszeit im Bereich $T_1 \approx 1200$ ms. Die Anwesenheit des Kontrastmittels bewirkt eine Verkürzung der effektiven Relaxationszeit T_1^{KM} , sodass unter Umständen die Linearität der Signalgewichtung nicht mehr gegeben ist. Daher wurde in Simulationen für verschiedene Relaxationszeiten bei konstanter Akquisitionszeit $T_{Akq} = 200$ ms die SRF und das dazugehörige SNR berechnet. Dazu wurden in konstantem zeitlichen Abstand Signalgewichte mit der exakten Beziehung in Gl. 5.2 berechnet und in umgekehrt zentrierter Reihenfolge für die zuvor berechnete SNR-optimierte DW-Abtastdichte (siehe Abb. 5.3a) bei linearem Signalanstieg im k -Raum angeordnet. Die Signalgewichte wurden mit einem dreieckförmigen k -Raum-Filter bearbeitet. Der zentrale Teil der entsprechenden SRFs wurde durch Rekonstruktion dieser nicht-kartesisch angeordneten Gewichte mit dem Algorithmus nach Jackson et al. bestimmt [110]. Das relative SNR zwischen gefilterter, kartesischer und SNR-optimierter DW-Bildgebung wurde mit Gl. 5.9 berechnet. Da die SRFs der kartesischen und DW-Bildgebung im Fall der Abweichung der Signalgewichtung vom linearen Verlauf nicht mehr identisch sind, beschreibt dieses Verhältnis lediglich den Einfluss der Datengewichtung in der Rekonstruktion auf das SNR. Dieses ist aber zusätzlich proportional zur Auflösung (siehe Gl. 2.30), sodass, zumindest bei nahezu identischem Kontaminationsanteil in der SRF beider Methoden, ein effektives SNR-Verhältnis aus der Breite der SRFs und dem Anteil aus der Datengewichtung abgeschätzt werden kann. Die SNR-optimierte DW-Bildgebung für die Single-Shot SR-Bildgebung wurde in Phantom-Experimenten und in In-vivo-Herzperfusionsstudien untersucht. Die Messungen fanden an einem 1,5 Tesla MR-Tomografen (Magnetom Symphony, Health Care Sector, Siemens AG, Erlangen, Deutschland) statt. Alle Versuche wurden durch eine Ethikkommission genehmigt. Die teilnehmenden Probanden wurden im Vorfeld über den Versuchsab-

lauf informiert und gaben eine schriftliche Einverständniserklärung zur Versuchsteilnahme. Alle Experimente wurden mit einer Single-Shot SR-TurboFLASH-Sequenz und einem für die klinische Anwendung typischen Protokoll der myokardialen Perfusionsbildgebung durchgeführt (Echozeit $T_E=1,4$ ms, Repetitionszeit $T_R=2,8$ ms, Zeit zwischen SR-Präparationspuls und Beginn der TurboFLASH-Sequenz: 12 ms, Flipwinkel: 15° , FOV in Phasenkodierichtung war 75% des FOVs in Leserichtung, Schichtdicke: 8 mm, Matrixgröße: 64 x 128, BW: 620 Hz/ Pixel). Als Empfangsspule wurde eine 12-Kanal Thoraxspule mit 8 unabhängigen Empfangskanälen verwendet. Der k-Raum wurde in umgekehrt zentrierter Reihenfolge akquiriert.

Zur Untersuchung der SNR-optimierten DW-Bildgebung wurden neben den DW-abgetasteten Daten in einer zusätzlichen Messreihe kartesische, ungefilterte Aufnahmen gemacht, die die identische SRF und Anzahl an Phasenkodierschritten und folglich auch Messzeit wie die DW-Bildgebung besitzen.

Die 1d DW-Abtastfunktionen wurden durch Modifikation des Algorithmus nach Greiser et al. berechnet [25]. Die 1d k-Raum-Abtastdichte ρ_{k_j} des k-Raum-Punkts k_j wird als gemittelte inverse Differenz zu den benachbarten Abtastpunkten k_{j-1} und k_{j+1} definiert: $\rho_{k_j} = \frac{1}{2}(\frac{1}{k_{j+1}-k_j} + \frac{1}{k_j-k_{j-1}})$. Die dreieckförmige Zielgewichtungsfunktion $w(k)$ wird in genauso viele Flächen unterteilt wie Phasenkodierschritte in der Bildgebung verwendet werden. Die Größe dieser Flächen (schwarze und weiße Flächen unter der Kurve in Abb. 5.4, unten) wird so gewählt, dass das Verhältnis dieser Flächen zur Gesamtfläche unter der Gewichtungsfunktion dem Verhältnis des Produkts des Signalgewichts S_k und dem SNR-optimierten Filter f_k zur Summe der Produkte dieser Gewichte (Abb. 5.4, oben) gleicht:

$$\frac{\int_{k_j}^{k_{j+1}} w(k)dk}{\int_{k_{min}}^{k_{max}} w(k)dk} = \frac{\sum_{k_i}^{k_{i+1}} S_k f_k}{\sum_{k_{min}}^{k_{max}} S_k f_k}, \quad (5.12)$$

wobei k_{min} und k_{max} die äußersten Punkte der Abtastfunktion darstellen. Aus dieser Bedingung können iterativ k-Raum-Positionen k_j und folglich die k-Raum-Abstände Δk der SNR-optimierten DW-Bildgebung berechnet werden.

Das in der Phantomstudie verwendete Objekt, das zur Reduktion der T_1 -Zeit mit einer Kupfersulfatlösung befüllt war, besaß eine scharfe Kante die, wie in Abschnitt 2.5.5 beschrieben, nach der Methode von Steckner et al. die Bestimmung der SRF sowohl für die ungefilterte, kartesische als auch die SNR-optimiert gefilterte DW-Bildgebung erlaubt [114]. Das FOV in der Phantomstudie betrug 180 mm in Leserichtung. Es wurde eine transversale Schicht akquiriert, wobei die Phasenkodierichtung in *Anterior* \rightarrow *Posterior* gewählt wurde. Zur Abschätzung der Linearität der Signalgewichtung im Phantomexperiment für die verwendete Akquisitionszeit wurde die Relaxationszeit T_1 des Phantoms experimentell bestimmt. Eine Serie von Bildern wurde durch Variation der Repetitionszeit T_R bei konstanter Echozeit gemessen. Anschließend wurde durch exponentielles Fitten des Signalverlaufs der Bildserien in Abhängigkeit der Repetitionszeit die T_1 -Zeit ermittelt.

Die In-vivo-First-Pass Herzperfusions-Studie wurde mit einer Single-Shot SR-Turbo-

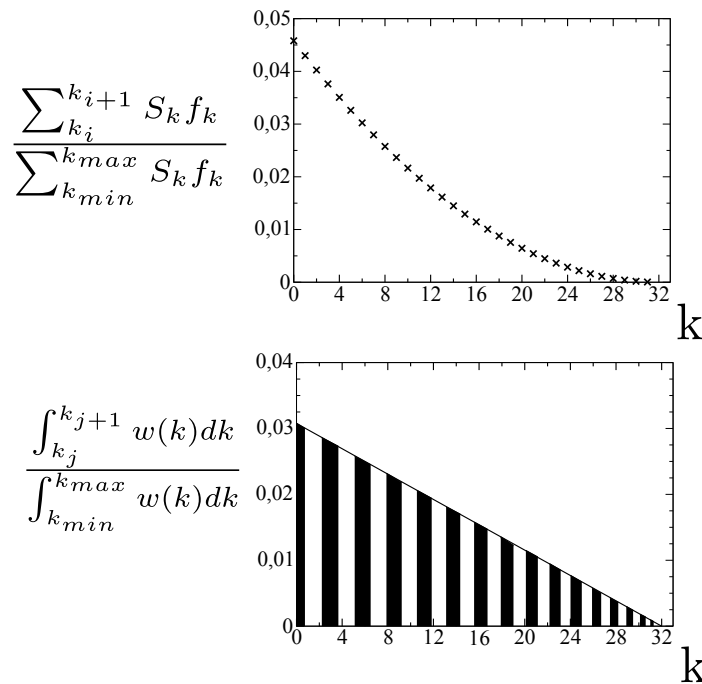


Abbildung 5.4.: Berechnung der Abtastdichte für die SR-PLANED-Bildgebung. Die Trajektorie wird symmetrisch gewählt, sodass die Integration lediglich über eine Hälfte des k -Raums, d.h. von 0 bis k_{max} benötigt wird. Die obere Grafik zeigt das Produkt aus Signal-Gewichtung S_k und SNR-optimiertem Filter f_k für die akquirierten k -Raumpunkte einer SR-Sequenz. Die Gewichte sind so normiert, dass die Summe all dieser Gewichte 1 ergibt. Die Fläche unter der Gerade in der unteren Grafik wird in genauso viele Flächen aufgeteilt wie in der oberen Grafik Gewichte auftauchen, sodass das Verhältnis dieser Flächen (schwarze und weiße Flächen) zur Gesamtfläche den relativen Gewichten der oberen Grafik entspricht. Aus den Integrationsgrenzen ergibt sich die DW-Abtastung.

FLASH-Sequenz und den oben angegebenen Parametern (FOV in Leserichtung: 430 mm, Kurzachsenschnitt mit Phasenkodierung in Richtung *Anterior* \rightarrow *Posterior*, 6 ml Gd-BOPTA Kontrastmittel (Multi-Hance, BraccoDiagnostics, Italien) bei einem Fluss von 4 ml/s in eine Antekubitalvene gefolgt von 20 ml physiologischer Kochsalzlösung) durchgeführt. Nach Kontrastmittelgabe wurde in einer Serie von 40 Bildern in Expiration die Kontrastmittelpassage durch das Herz aufgenommen.

Rekonstruktion

Die kartesisch akquirierten Daten wurden mit der FFT rekonstruiert [49]. Die DW-Daten wurden zunächst mit einem SNR-optimierten k-Raum-Filter bearbeitet und anschließend sowohl mit Convolution-Gridding [110] als auch mit dem nicht-kartesischen k-Raum-basierten parallelen Bildgebungsalgorithmus PARS [72] rekonstruiert. Eine Dichtekompensation (siehe Abschnitt 2.5.3) wurde nicht angewendet, da diese im ursprünglichen Algorithmus zum Ausgleich der ungleichmäßigen k-Raum-Abtastung diente, jedoch in der DW-Bildgebung zur Einstellung der SRF ausgenutzt wird. In der PPA wurde mit den nicht-kartesischen k-Raum-Quellpunkten Zielpunkte auf das identische Gitter wie in der kartesischen Bildgebung interpoliert. Der Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) -Kern bestand aus Nachbarknoten im Abstand $\Delta k \leq 4$. Die Rekonstruktion wurde im $x - k_y$ -Raum durchgeführt. Da das k-Raum-Zentrum in der DW-Bildgebung unterabgetastet war, wurden die GRAPPA-Faktoren in einer separaten, kartesischen Messung kalibriert. Die Bilder der einzelnen Kanäle wurden in der Wurzel der Summe der Beträge (Root of Sum of Squares) (RSS) zusammengefasst. Ortsaufgelöste SNR-Karten wurden sowohl für die Phantom- als auch die In-vivo-Studie mit der Pseudo-Replika-Methode nach Robson et al. bestimmt [99]. Dazu wurden reine Rauschmessungen zur Bestimmung der Rauschkorrelation der Empfangsspule durchgeführt. In den Simulationen wurden jeweils 5.000 Replika generiert. In den Rekonstruktionen der Saturation Recovery-Parallel Acquisition for Effective Density Weigthing (SR-PLANED)-Bildgebung wurden mit der gleichen Methode zusätzlich g-Faktor-Karten berechnet.

5.4. Ergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchung der T_1 -Abhängigkeit der DW-Bildgebung finden sich in Abb. 5.5. Das Auflösungsvermögen der DW-Bildgebung und der kartesischen Bildgebung ($\frac{\Delta x_{DW}}{\Delta x_{kart}}$ in Abb. 5.5, rechts) ist bis in den Bereich von 200 ms nahezu identisch. Das relative SNR_{rel}^{filter} (Abb. 5.5, Mitte) zwischen DW- und kartesischer Bildgebung, das durch die unterschiedliche Datengewichtung in der Rekonstruktion entsteht (siehe Gl. 5.9), ist für $T_1 < 40$ ms kleiner Eins und konvergiert für hohe Relaxationszeiten gegen den Maximalwert von $2/\sqrt{3} \approx 1,16$. Das effektive SNR-Verhältnis SNR_{rel}^{eff} (Abb. 5.5, rechts) zwischen DW- und kartesischer Abtastung ergibt sich aus dem Produkt von SNR_{rel}^{filter} und $\frac{\Delta x_{DW}}{\Delta x_{kart}}$ und zeigt einen deutlichen SNR-Vorteil der DW-Bildgebung selbst für Relaxationszeiten im Bereich von 100 ms. Die resultierenden SRFs für einen linearen Signalanstieg und einen exponentiellen Anstieg mit $T_1 = 400$ ms bei einer Akquisitionszeit von $T_{Akq} = 200$ ms sind in Abb. 5.6 dargestellt. Die SRF des exponentiellen Signalanstiegs zeigt einen geringfügig schmaleren Hauptpeak und eine leichte Erhöhung der Kontamination im Bereich des ersten Minimums. Der SNR-Gewinn der DW-Bildgebung gegenüber der kartesischen k-Raum-Abtastung reduziert sich aufgrund der Abweichung

vom idealen SNR-optimierten Filter auf 13% ($T_1 = 400$ ms in Abb. 5.5, rechts).
 Abb. 5.7 zeigt die Bilder der Phantomstudie für eine kartesische (Abb. 5.7a) und DW-

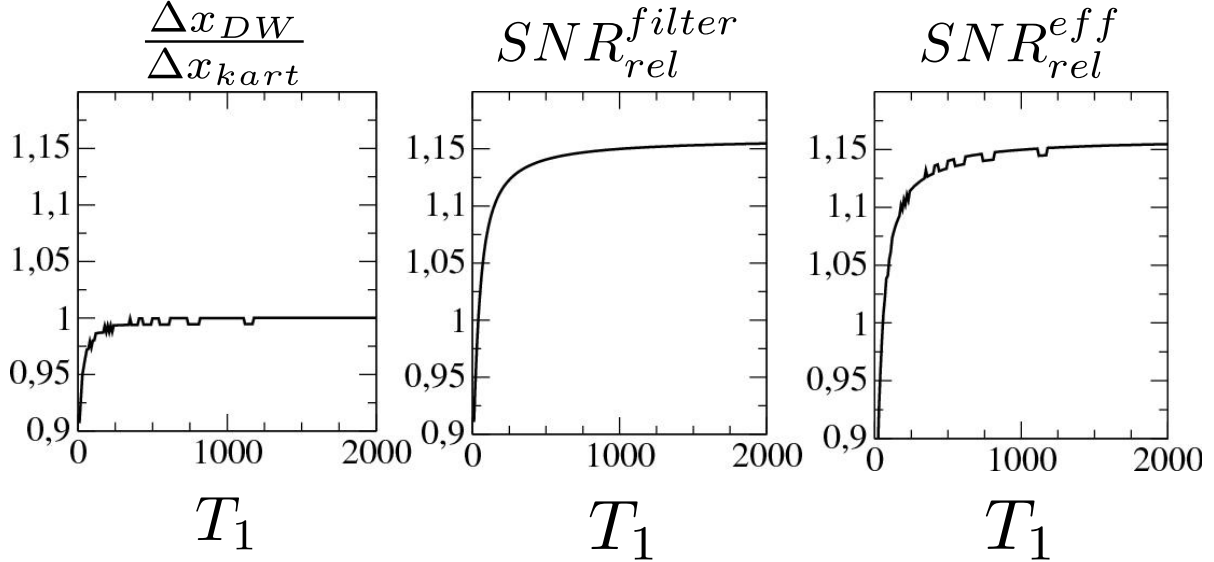


Abbildung 5.5.: T_1 -Abhängigkeit der SR-PLANED Bildgebung für eine Aufnahmedauer von $T_{Akq} = 200$ ms. Das Verhältnis der Breiten der dichtegewichteten und kartesischen SRFs (links) sowie das relative SNR der DW- zur kartesischen Bildgebung insgesamt (rechts) und verursacht durch die Datengewichtung alleine (Mitte) sind gezeigt.

Abtastung, die nach Anwendung des SNR-optimierten Filters mit Convolution-Gridding (Abb. 5.7b) und SR-PLANED (Abb. 5.7c) rekonstruiert wurden. Die SRFs der verschiedenen Bildgebungsmethoden wurden über die jeweilige Eckenverbreitungsfunktion (Edge Spread Function) (ESF) an einer scharfen Kante bestimmt (siehe Abschnitt 2.5.5), die in den Bildern an den durch eine weiße Linie gekennzeichneten Stellen gemessen wurde. Der um das Hauptmaximum lokalisierte, zentrale Teile der verschiedenen SRFs ist in Abb. 5.8 dargestellt. Die experimentellen SRFs sind innerhalb des Messfehlers identisch. Die Phantombilder in Abb. 5.7 sind zur Verdeutlichung des effektiven FOVs der verschiedenen Bildgebungsmethoden auf das doppelte FOV der kartesischen Bildgebung rekonstruiert worden. Die kartesische Aufnahme zeigt das kohärente Aliasing, das das Objekt im Abstand des vollen FOVs wiederholt darstellt. Die Rekonstruktion des unterabgetasteten DW-Datensatzes mit Gridding zeigt inkohärente, niederfrequente Aliasingartefakte. Aufgrund der minimalen Abtastdichte von $\rho_k^{min} = \frac{2}{3}\rho_k^{kart}$ gilt für das effektive $FOV_{grid}^{DW} = \frac{2}{3}FOV_{kart}$. Die Rekonstruktion mit SR-PLANED zeigt keine erkennbaren Aliasing-Artefakte im gezeigten FOV.

Der SNR-Vergleich der DW-Methoden mit der kartesischen, ungefilterten Abtastung ist in Abb. 5.9 gezeigt. Das relative SNR zwischen DW-Bildgebung rekonstruiert mit

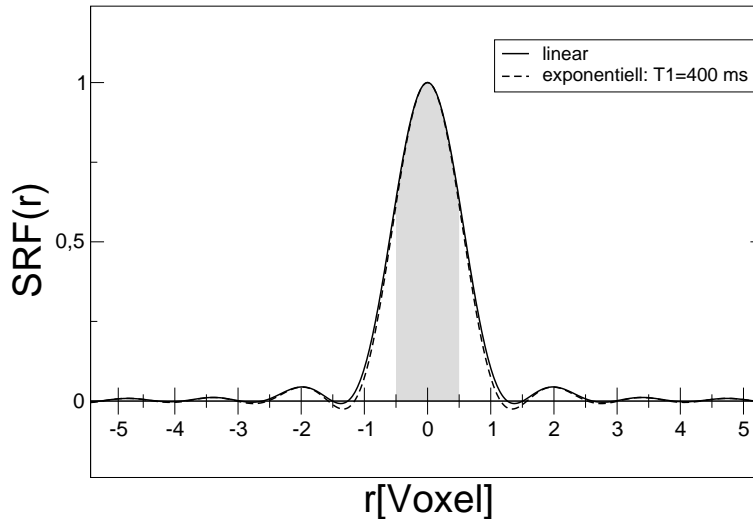


Abbildung 5.6.: Simulierte SRFs der SNR-optimiert gefilterten DW-Bildgebung für einen linearen und exponentiellen Signalanstieg mit $T_1 = 400$ ms bei einer Akquisitionszeit von $T_{Akq} = 200$ ms. Es wurde jeweils die gleiche DW-Abtastfunktion (siehe Abb. 5.3a) und ein dreieckförmiger SNR-optimierter Filter angewendet. Die Unterschiede in den SRFs für einen linearen und exponentiellen Signalanstieg sind sehr gering.

Gridding und der kartesischen Akquisition zeigt einen homogenen SNR-Vorteil der DW-Bildgebung von 16% über das gesamte Objekt. Dies steht in Übereinstimmung mit den theoretischen Berechnungen in Abschnitt 5.2. Die relative SNR-Karte zwischen SR-PLANED und der kartesischen Bildgebung zeigt eine schwache räumliche Variation, die sich in einem leichten Abfall von links nach rechts äußert. Die Verteilung des relativen SNRs im Objekt ist in dem Histogramm dargestellt. Der gemittelte SNR-Gewinn der SR-PLANED-Bildgebung beträgt 13% mit einem minimalen lokalen SNR-Vorteil von 3%. Das Histogramm zeigt, dass ein lokaler SNR-Gewinn über den theoretischen SNR-Vorteil von 16% hinaus auftritt.

Die Ergebnisse der First-Pass myokardialen Perfusionsbildgebung mit SNR-optimierter DW-Abtastung finden sich in den Abb. 5.10 bis 5.12. Zum Vergleich der Rekonstruktion mit Gridding und SR-PLANED sind die Bilder eines identischen Zeitpunkts der dynamischen Akquisition in den Abb. 5.10a und 5.10b dargestellt. Das Bild der Rekonstruktion mit Gridding ist deutlich mit inkohärenten Aliasing-Artefakten behaftet. Durch das Herz läuft ein ausgeprägtes Aliasing-Artefakt (weißer Pfeil in Abb. 5.10a), das im Wesentlichen dem Bauchfett zugeordnet werden kann. In der SR-PLANED Bildgebung sind

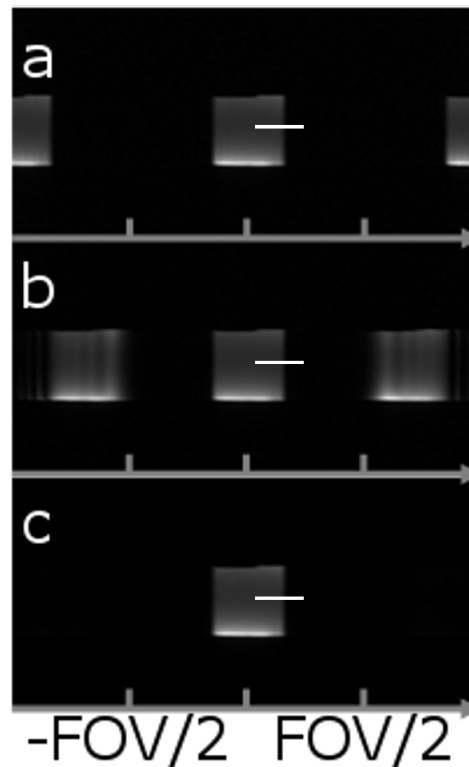


Abbildung 5.7.: Ergebnisse der Phantomstudie für eine kartesische (a) und DW-Abtastung rekonstruiert mit Gridding (b) und PLANED (c). Das doppelte FOV ist dargestellt, um das effektive FOV der verschiedenen Methoden einschätzen zu können. Die weißen Striche markieren den Bereich, an dem die experimentellen SRFs (Abb. 5.8) nach Steckner et al. bestimmt wurden [114].

visuell keine Artefakte feststellbar. Die hohe Bildqualität der SR-PLANED Bildgebung wird repräsentativ durch drei der vierzig Bilder (Abb. 5.11) der Kontrastmittelpassage durch das Herz verdeutlicht. Das Kontrastmittel erreicht nach der Injektion zunächst den rechten Ventrikel (Abb. 5.11a), gefolgt vom linken Ventrikel (Abb. 5.11b). Im Anschluss daran ist eine deutliche Kontrastierung des Myokards zu erkennen (Abb. 5.11c).

Die SNR-Analyse der myokardialen Perfusions-Studie für das native Bild der SR-PLANED-Bildgebung ist in Abb. 5.12 zu sehen. Die SNR-Karte (Abb. 5.12, rechts) zeigt das geringe SNR im Bereich des Herzens. Die g-Faktor-Karte zeigt eine schwach ausgeprägte räumliche Variation der Rauschverstärkung, die den 16%-igen SNR-Vorteil der DW-Methode gegenüber der konventionellen, kartesischen Bildgebung reduzieren kann. Manuell wurde das Herzen in einem Bild der Perfusionsstudie segmentiert und anschließend auf die g-Faktor-Karte übertragen (siehe schwarze Kontur in Abb. 5.12,

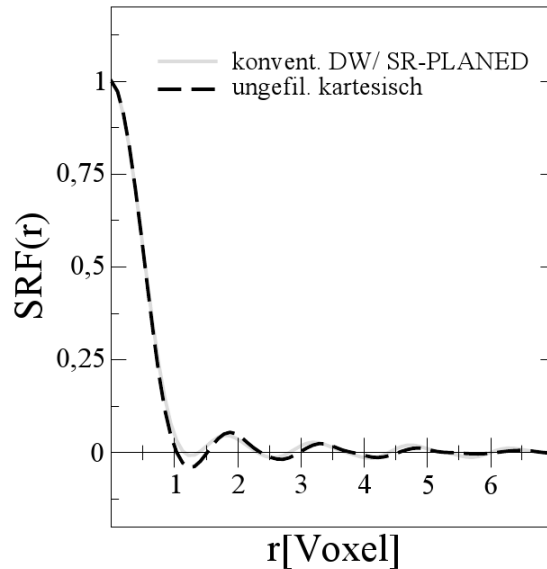


Abbildung 5.8.: Zentraler Bereich der in der Phantomstudie (Abb. 5.7) gemessenen SRFs für die kartesische Akquisition (schwarze gestrichelte Linie) und die DW-Bildgebung rekonstruiert mit Gridding und SR-PLANED (graue Linie).

Mitte). Die Verteilung der g-Faktoren in dieser Region ist im Histogramm zusammengefasst. Der g-Faktor variiert zwischen $g_{min} = 0,96$ und $g_{max} = 1,10$ mit einem Mittelwert von $g_{mittel} = 1,01$ und einer Standardabweichung von $g_{std} = 0,03$.

5.5. Diskussion

In diesem Abschnitt wurde mit der SR-PLANED-Bildgebung eine Methode vorgestellt, die eine Verbesserung der SRF zur Reduktion der Signalkontamination bei optimalem SNR für SR-Sequenzen erlaubt. Die Anwendung der Methode in der First-Pass myokardialen Perfusionsbildgebung [1,2] liefert eine hohe Bildqualität bei optimalem SNR. Für die kartesische Bildgebung mit Filtern in der Nachbearbeitung zur Verbesserung der SRF werden die gemessenen Daten in der Rekonstruktion nicht entsprechend ihrem intrinsischen SNR gewichtet, was zu einer Reduktion des SNRs führt [19]. Im Gegensatz dazu wird die DW-Bildgebung eingesetzt, um eine Reduktion der Signalkontamination bei optimalem SNR zu erbringen [25,26]. Bisherige Anwendungen der DW-Bildgebung waren allerdings auf Sequenzen mit konstanter Signalgewichtung aller akquirierten Echos reduziert. In Sequenzen mit Magnetisierungspräparation (Inversion-Recovery oder SR-Bildgebung) oder Sequenzen mit einem variierenden Signalverlauf aufgrund von Relaxa-

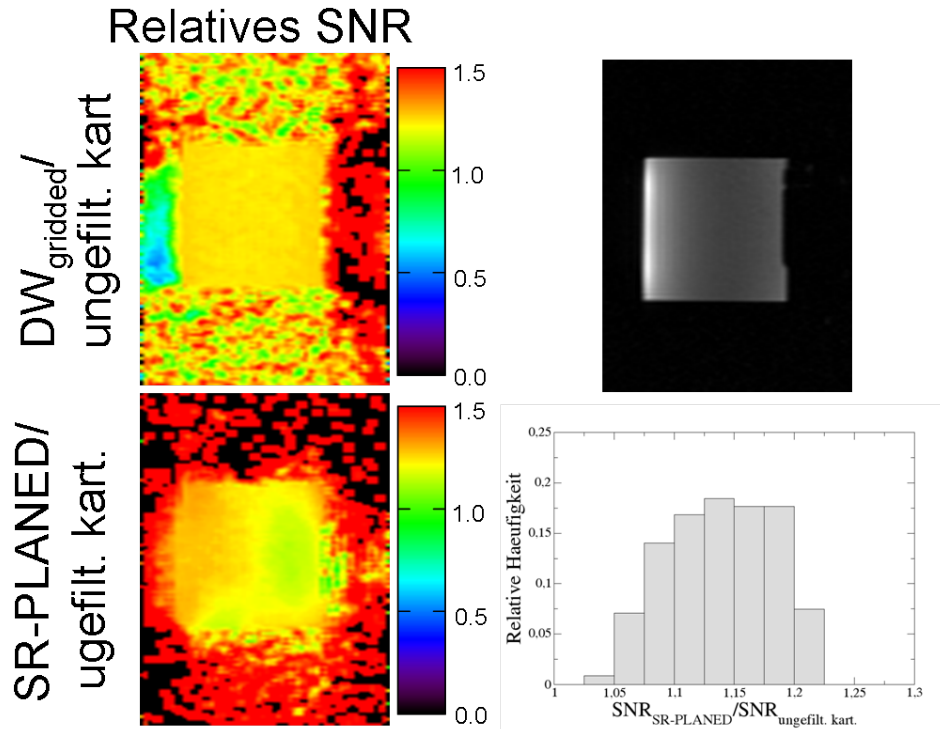


Abbildung 5.9.: SNR-Untersuchung der DW-Bildgebung im Vergleich zur kartesischen Bildgebung im Phantomexperiment. Die relativen SNR-Karten (linke Spalte) zeigen das Verhältnis des SNRs zwischen den DW-Methoden im Vergleich zur kartesischen Bildgebung. Für die SR-PLANED Bildgebung ist zusätzlich ein Histogramm des relativen SNRs (rechts unten) des Phantoms (rechts oben) dargestellt.

tionsprozessen im Laufe der Akquisition (Multi-Gradienten-Echo- [29] oder die schnellen Spin-Echo- [30,31] Sequenzen) besitzen die für die Bildgebung sukzessiv gemessenen Echos ein unterschiedliches intrinsisches SNR. Dies ist vergleichbar zur AW-Bildgebung, in der verschiedene k-Raum-Positionen unterschiedlich häufig gemittelt werden. Dementsprechend müssen die Daten in der Rekonstruktion unterschiedlich gewichtet werden, um ein optimales SNR zu erzielen. Das Konzept der DW-Bildgebung wurde auf Sequenzen mit einer solchen Signalgewichtung während der Datenakquisition erweitert und erstmals erfolgreich am Beispiel der SR-Bildgebung gezeigt.

In diesem Abschnitt wurde ein theoretisches Konzept entwickelt, das durch die Kombination des k-Raum-Filters und der DW-Abtastung eine Verbesserung der SRF bei optimalem SNR für eine SR-Sequenz erlaubt. Die Technik wurde mit der konventionellen ungefilterten, kartesisch abgetasteten Bildgebung mit identischer SRF wie in der DW-Bildgebung verglichen. Im Rahmen der experimentellen Genauigkeit wurde die Identität der SRFs der ungefilterten kartesischen und der SNR-optimiert gefilterten DW-Bildgebung gezeigt. Der in der SNR-Analyse gemessene SNR-Vorteil der DW-Bildgebung

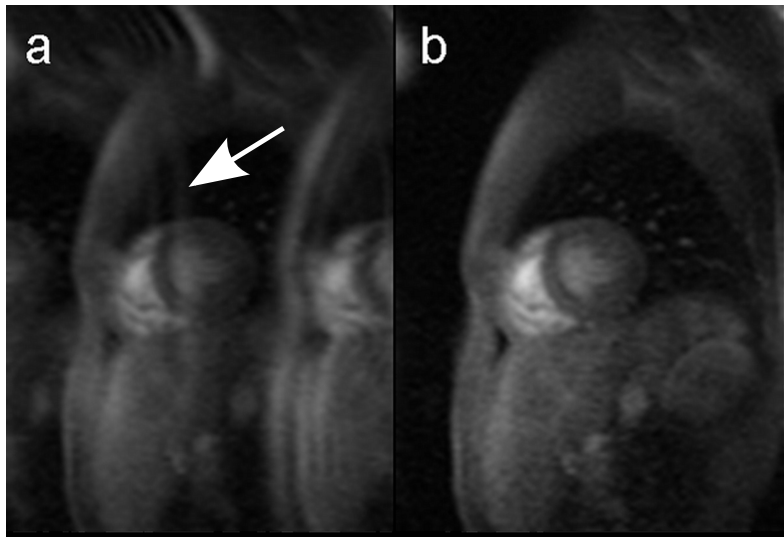


Abbildung 5.10.: Rekonstruktion eines Bildes der Zeitserie der Perfusionsstudie unter Verwendung des DW-Akquisitionsschemas. Die Rekonstruktion der Daten erfolgte mit Convolution-Gridding (**a**) und SR-PLANED (**b**). Die Aliasing-Artefakte der Gridding-Rekonstruktion (weißer Pfeil in **a**) sind in der SR-PLANED-Bildgebung (**b**) eliminiert.

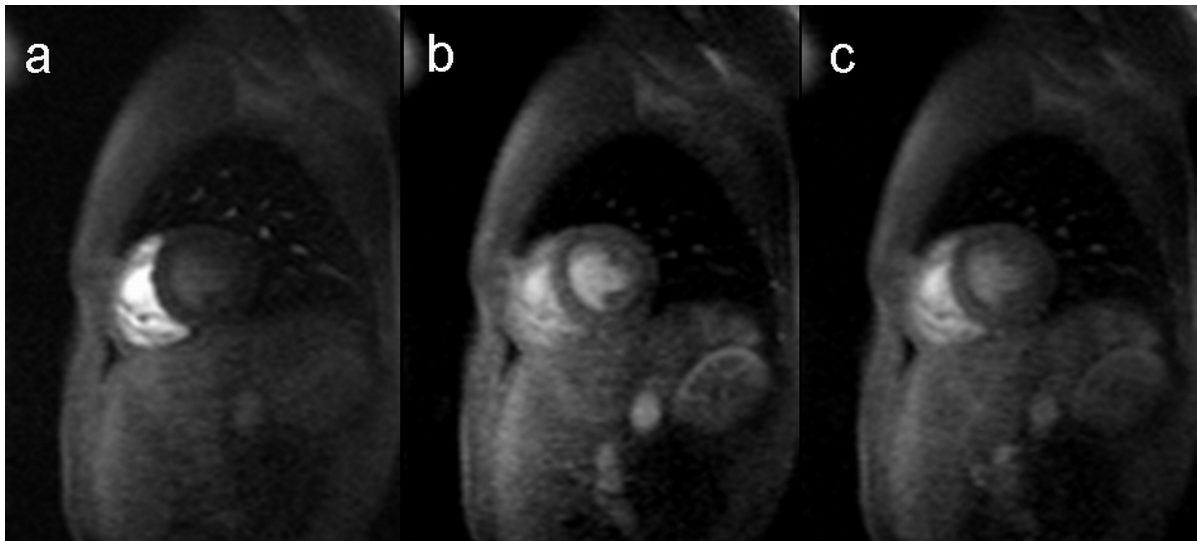


Abbildung 5.11.: 3 der 40 zeitlich konsekutiven Bilder der SR-PLANED Bildgebung der Perfusionsstudie. Die Bilder zeigen den Verlauf des Kontrastmittels durch den rechten und linken Ventrikel (**a,b**) sowie eine deutliche Kontrastierung nach Beendigung der ersten Kontrastmittelpassage (**c**).

von 16% gegenüber der kartesischen Akquisition ist folglich auf die SNR-optimierte Datengewichtung in der Rekonstruktion der DW-Bildgebung zurückzuführen.

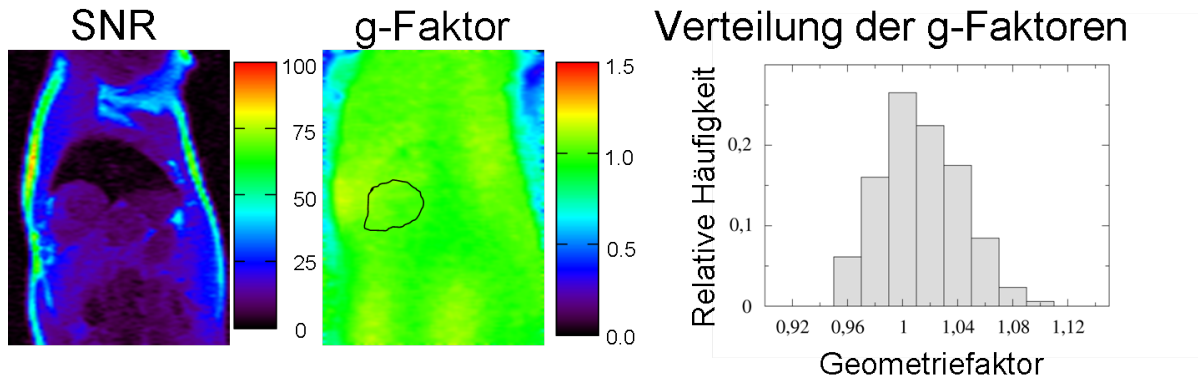


Abbildung 5.12.: SNR-Analyse der SR-PLANED Bildgebung im In-vivo-Perfusions-experiment. Neben der SNR-Karte (links) ist mit der g-Faktor-Karte (Mitte) die räumlich aufgelöste Rauschverstärkung der Methode dargestellt. Das Herz (schwarze Umrandung, mittleres Bild) wurde im Bild manuell segmentiert und auf die g-Faktor-Karte übertragen. Die Verteilung der g-Faktoren in Bereich des Herzens ist im Histogramm (rechts) dargestellt.

Die in der DW-Bildgebung verwendete Abtastdichte verletzt im k -Raum-Zentrum das Nyquist-Kriterium, so dass für die Gridding-Rekonstruktion das FOV im Vergleich zur kartesischen Bildgebung deutlich reduziert ist. Während in der unterabgetasteten DW-Bildgebung ohne Signalgewichtung (siehe Abschnitt 2.5.3) schwach ausgeprägte, hochfrequente Aliasing-Artefakte aufgrund der unzureichenden Abtastdichte in den äußeren k -Raum-Bereichen erscheinen, sind die Artefakte in der DW-Bildgebung für die SR-Sequenzen mit umgekehrt zentrierter Reihenfolge der k -Raum-Abtastung niederfrequent und aufgrund der höheren Informationsenergie im k -Raum-Zentrum stärker ausgeprägt. In der SR-PLANED Bildgebung konnte, wie in der PLANED-Bildgebung [132], die PPA erfolgreich mit der DW-Abtastung zur Vergrößerung des effektiven FOVs verwendet werden. Der direkte SNR-Vergleich in den Phantomexperimenten zwischen kartesischer Akquisition und der SR-PLANED Bildgebung mit gleicher SRF bei identischer Messzeit sowie die Berechnung der räumlichen Verteilung der g-Faktoren mit der Pseudo-Replika-Methode [99] haben gezeigt, dass die Rauschverstärkung aufgrund der PPA den SNR-Vorteil der DW-Bildgebung gegenüber der kartesischen Akquisition nicht vernichtet, sondern lediglich eine geringfügige lokale Reduktion des SNR-Gewinns bewirkt. Die Rauschverstärkung der PPA ist abhängig von der verwendeten Spule sowie der Schichtorientierung und dem aufgenommenen Objekt. Daher war neben der Untersuchung im Phantomexperiment, eine Berechnung der g-Faktoren im In-vivo-Experiment für die Evaluierung der Methode notwendig. Ein direkter, pixelbasierter SNR-Vergleich zwischen DW-Bildgebung und kartesischer Bildgebung war aufgrund der Verschiebung der Schichtposition, bedingt durch die Messung der beiden Datensätze jeweils im Atemhaltezustand, nicht mit ausreichender Genauigkeit auszuführen. Die in den Phantom-

experimenten gezeigte Identität der SRFs der beiden Methoden sowie der SNR-Vorteil der DW- gegenüber der kartesischen Bildgebung werden von der PPA nicht beeinflusst, sodass die Berechnung der g-Faktoren für die Bestimmung des SNR-Verhaltens im In-vivo-Experiment ausreichend evident ist.

Der Einsatz des Kontrastmittels in der myokardialen Perfusionsbildgebung beeinflusst die SR-PLANED-Bildgebung. Die Rauschverstärkung wird lediglich von den Spulensensitivitäten beeinflusst und ist somit von der Kontrastmittelgabe unabhängig. Bedeutender ist die Verkürzung der longitudinalen Relaxationszeit in Anwesenheit des Kontrastmittels. Voraussetzung der DW-Bildgebung für SR-Sequenzen ist ein linearer Signalanstieg aufgrund des Relaxationsprozesses, d.h. die Aufnahmedauer sollte wesentlich kürzer als die Relaxationszeit sein. In Simulationen wurde gezeigt, dass selbst für Relaxationszeiten nahe der Akquisitionszeit die SRF unwesentlich verändert wird und ein SNR-Vorteil gegenüber der kartesischen Akquisition sogar noch bei Relaxationszeiten unterhalb der Akquisitionszeit erreicht wird. Die SR-PLANED Methode sollte daher auch in Anwesenheit des Kontrastmittels eine Verbesserung der Bildgebung liefern.

In dieser Arbeit wurde zur Optimierung der SRF eine dreieckförmige k-Raum-Gewichtung gewählt, die, wie in Köstler et al. beschrieben [70], in der kartesischen Akquisition durch eine umgekehrt zentrierte Reihenfolge der k-Raum-Abtastung erreicht wird und sich durch eine geringe Signalkontamination auszeichnet. Eine weitere Signalkontamination könnte z.B. durch Verwendung einer k-Raum-Gewichtung, die der Hanning-Funktion (siehe Abb. 2.17) folgt, erreicht werden. Die Bestimmung einer optimalen SRF war nicht Inhalt dieser Arbeit. Da in der Optimierung der SRF räumliche Auflösung und Kontamination konkurrieren, ist eine objektive Beurteilung der optimalen SRF schwierig.

In früheren Arbeiten wurde die DW-Bildgebung mit einer ungefilterten, kartesischen Akquisition bei gleicher räumlicher Auflösung und identischer Messzeit verglichen [25, 26, 132]. Die veränderte k-Raum-Gewichtung führt neben der Reduktion der Kontamination zu einer Verminderung der räumlichen Auflösung, die durch Vergrößerung der Breite des abgetasteten k-Raum-Intervalls der DW-Bildgebung gegenüber der kartesischen Messung kompensiert wurde. In dieser Arbeit wurden dagegen kartesische und DW-Aufnahmen mit identischer SRF verglichen. Ein Auflösungsverlust (siehe Abschnitt 2.5) der DW-Bildgebung durch Verbreiterung des akquirierten k-Raum-Intervalls war in dieser Arbeit folglich nicht zu kompensieren.

Neben der hier verwendeten umgekehrt zentrierten Reihenfolge werden in der Akquisition des k-Raums in der First-Pass myokardialen Perfusionsbildgebung auch die lineare und zentrierte Reihenfolge benutzt. Die Abtastreihenfolge in der kartesischen Akquisition beeinflusst im Wesentlichen die räumliche Auflösung und den Kontrast. In der Arbeit von Kim et al. wurde dieser Einfluss untersucht [133]. Das hier vorgestellte Konzept der SNR-optimierten DW-Abtastung für SR-Sequenzen kann auch für eine lineare oder zentrierte k-Raum-Akquisition verwendet werden. Dies erfordert eine Anpassung der Abtastdichte. Das maximale k-Raum-Intervall zwischen den Messpunkten dieser Abtastdichte definiert das effektive FOV. In der SR-PLANED-Bildgebung bestimmt die

verwendete Spule die maximale Beschleunigung und somit das maximal zu rekonstruierende k-Raum-Intervall. Des Weiteren steigt die Rauschverstärkung mit wachsender Beschleunigung im k-Raum an und kann somit den SNR-Vorteil der DW-Bildgebung aufheben oder umkehren, sodass der praktische Nutzen dieser veränderten Akquisitionen des k-Raums eine weitere Untersuchung erfordert.

Neben der kartesischen Akquisition kommt in der myokardialen Perfusionsbildgebung die radiale Abtastung des k-Raums zum Einsatz [137]. In der Regel werden Auslesegradienten mit konstanter Abtastdichte verwendet. Da mit jeder Projektion das k-Raum-Zentrum gemessen wird, ist die Abtastdichte dort entsprechend erhöht. Diese k-Raum-Gewichtung führt zu einem massiven Verlust der räumlichen Auflösung und zu einer starken Kontamination. In der Regel wird die vom Zentrum des k-Raums aus quadratisch abfallende Abtastdichte mit einem k-Raum-Filter mit umgekehrtem Verlauf zur Abtastdichte kompensiert, was jedoch eine Reduktion des SNRs aufgrund der suboptimalen Datengewichtung bewirkt. Aufgrund der symmetrischen Gewichtung des k-Raums kann in der radialen DW-Bildgebung die DW nur durch eine Veränderung der Abtastdichte des Auslesegradienten erfolgen [131]. Dies erfordert eine Veränderung des Auslesegradienten während der Akquisition und hat einen entscheidenden Einfluss auf die Artefaktanfälligkeit der Methode. In den signalgewichteten Sequenz werden die verschiedenen Projektionen, aus denen die radiale k-Raum-Trajektorie besteht, entsprechend dem Signalverlauf unterschiedlich gewichtet, sodass die radiale Symmetrie der k-Raum-Gewichtung gebrochen ist und die Akquisitionsreihenfolge einen entscheidenden Einfluss auf die SRF hat. Die Anwendung der DW-Bildgebung auf die signalgewichtete radiale Bildgebung ist daher deutlich komplexer als für den hier beschriebenen Fall der Spin-Warp-Technik mit variabler k-Raum-Dichte in Phasenkodierrichtung [35].

Eine alternative Methode zur Verbesserung des SNRs in der Perfusions-Bildgebung ist die Messung bei einem höheren Grundmagnetfeld B_0 . Mit einem 3T-Tomografen kann im Vergleich zur Messung mit einem 1,5T-Tomografen eine signifikante Verbesserung des SNRs erreicht werden [138]. Die hier vorgestellte SR-Bildgebung kann ohne Einschränkung auch bei höheren Magnetfeldstärken verwendet werden.

Das vorgestellte Konzept der DW-Bildgebung zur SNR-Optimierung bei gleichzeitig verbesserter SRF für SR-Sequenzen lässt sich auf andere signalgewichtete Sequenzen wie Inversion-Recovery-, Multi-Spin-Echo- und Multi-Gradienten-Echo-Bildgebung übertragen [5, 29–31]. In der SR-Bildgebung wird die Optimierung universell für alle Gewebetypen mit unterschiedlichen Relaxationszeiten wegen der im Rahmen der kurzen Messzeit linearen Approximation der Signalgewichtung erreicht. Der komplexere Verlauf der Signalgewichtung in den oben genannten alternativen Anwendungen erschwert eine globale Optimierung der Bildqualität, da, je nach Art des Kontrastes der Sequenz, für jede Relaxationszeit und gleichbedeutend für jeden Gewebetyp eine eigene SRF entsteht [139]. Unter Kenntnis der Relaxationskonstanten der gemessenen Gewebearten sollte eine Verbesserung gegenüber der kartesischen Bildgebung aber möglich sein.

Zusammenfassung

Für den Fall, dass alle akquirierten Echos das gleiche intrinsische SNR aufweisen, beschreibt die konventionelle DW-Bildgebung die passende Kombination der k-Raum-Abtastdichte und Datengewichtung in der Rekonstruktion, um ein optimales SNR und eine Verbesserung der SRF zu erreichen. In diesem Abschnitt wurde zunächst das Konzept der DW-Bildgebung auf signalgewichtete Sequenzen erweitert, bei denen die sukzessiv gemessenen Echos aufgrund einer Magnetisierungspräparierung bzw. aufgrund der Relaxationsprozesse während der Messung ein unterschiedliches intrinsisches SNR besitzen. Die Steigerung des SNRs und die gleichzeitige Verbesserung der SRF im Vergleich zur konventionellen kartesischen Bildgebung wurde für die SR-Sequenzen gezeigt. In der First-Pass myokardialen Perfusionsbildgebung konnte dadurch die Bildqualität gesteigert werden, was einer Verbesserung der Zuverlässigkeit der klinischen Anwendung zugute kommt.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Die Magnet-Resonanz (MR)-Bildgebung ist mittlerweile mit vielfältigen Anwendungen ein nicht mehr wegzudenkendes Instrument der klinischen Diagnostik geworden. Dennoch führt die stark limitierte Messzeit häufig zu einer Einschränkung der erzielbaren räumlichen Auflösung und Abdeckung, einer Beschränkung des Signal-zu-Rauschverhältnis (Signal-to-Noise Ratio) (SNR) sowie einer Signalkontamination durch benachbartes Gewebe, was die Aussagekraft der MR-Bildgebung einschränkt.

Die Parallele Bildgebung (Partial Parallel Acquisition) (PPA) hat sich mittlerweile als Methode zur Beschleunigung der MR-Bildgebung etabliert [8, 9]. Aufgrund der Reduktion der akquirierten Datenmenge kommt es in der PPA zu einem SNR-Verlust. Durch den Rekonstruktionsalgorithmus wird das SNR in Abhängigkeit von der Spulengeometrie zusätzlich reduziert. Daher werden in klinischen Anwendungen trotz des mit der PPA verbundenen technischen Aufwands meist lediglich Beschleunigungsfaktoren im Bereich von 2 bis 3 verwendet.

Obwohl die Abtastung des k-Raums in der MR-Bildgebung sehr variabel gestaltet werden kann [36–44], wird bis heute nahezu ausschließlich die regelmäßige k-Raum-Abtastung in der klinischen Bildgebung verwendet [35]. Der Grund hierfür liegt, neben der schnellen Rekonstruktion und der einfachen Gestaltung der Variation des Bild-Kontrasts, in der Robustheit gegen Artefakte. Die k-Raum-Trajektorie beeinflusst die Messzeit, das SNR sowie die SRF, die ein Maß für die Abbildungsqualität der Bildgebung ist. Die regelmäßige k-Raum-Abtastung führt zu einer hohen Signalkontamination. Die Optimierung der SRF durch nachträgliches Filtern führt jedoch zu einem SNR-Verlust.

Im Gegensatz zur regelmäßigen k-Raum-Akquisition beschreibt die Dichtegewichtung (Density Weighting) (DW)-Bildgebung die k-Raum-Abtastung, mit der eine optimierte SRF bei maximalem SNR erreicht wird [25–28]. Die entsprechende nicht-kartesische k-Raum-Abtastung führt allerdings im Vergleich zu einer regelmäßigen k-Raum-Akquisition zu einer Reduktion des effektiven Gesichtsfeld (Field Of View) (FOV), sodass die DW-Bildgebung lediglich Anwendung in Methoden wie der spektroskopische MR-Bildgebung (Chemical Shift Imaging) (CSI) gefunden hat [25–28], die in Folge des geringen SNRs eine Mittelung erfordern. Durch Kombination mit der PPA kann mit der Parallele Akquisition für die effektive Dichtegewichtung (Parallel Acquisition for Effective Density Weighting) (PLANED)-Bildgebung die gleiche räumliche Abdeckung wie in der kartesischen Bildgebung ohne Messzeitverlängerung erreicht werden [132]. Die Technik setzt allerdings die Verwendung einer dedizierten Mehrkanal-Empfangsspule voraus. Ziel dieser Arbeit war die Optimierung der DW-Bildgebung in der klinischen Anwendung. Diese Arbeit befasste sich unter anderem mit Aufnahme- und Rekonstruktionsstrategi-

en zur Verbesserung des effektiven FOVs der DW-Bildgebung ohne die Verwendung von Mehrkanal-Empfangsspulen.

Die konventionelle DW-Bildgebung beschreibt die k-Raum-Abtastung, mit der ohne SNR-Verlust eine optimale SRF erzielt werden kann, wenn alle k-Raum-Punkte ein identisches intrinsisches SNR besitzen. In dieser Arbeit wurde eine Verallgemeinerung des Konzepts der DW-Bildgebung auf beliebige signalgewichtete Sequenzen vorgestellt.

Im ersten Abschnitt dieser Arbeit wurde das Konzept der Virtuelle Spulendekonvolution (Virtual Coil Deconvolution) (VIDE)-Technik vorgestellt, das im Gegensatz zur konventionellen PPA [8, 9] eine Beschleunigung der Bildgebung bereits mit einer Einzelpfangsspule ermöglicht. Die Methode erlaubt eine Halbierung der Messzeit. Da anstelle der Spulensensitivität die Bildphase als zusätzliche Information zur Herstellung der fehlenden Daten der beschleunigten Bildgebung herangezogen wird, ist die VIDE-Technik den phasenbeschränkten Methoden zuzuordnen [54–59]. Im Wesentlichen unterscheidet sich die VIDE-Bildgebung von den partiellen Fourier-Methoden in der Aufnahme-strategie sowie den mit der Rekonstruktion verbundenen Artefakten. Während die partiellen Fourier-Methoden bei einer unzureichenden Approximation der Bildphase zu einem Verlust der räumlichen Auflösung neigen, zeigen sich in der VIDE-Bildgebung residuale Aliasingartefakte.

Zur Minimierung der Rekonstruktionsfehler und der Rauschverstärkung in der VIDE-Technik wurde ein optimiertes Akquisitionsschema entwickelt. Durch Verwendung einer asymmetrischen k-Raum-Abtastung konnte die Hintergrundphase entsprechend den optimalen Rekonstruktionsbedingungen angepasst werden. Damit konnte trotz der Verwendung von lediglich zwei Spulen in der Rekonstruktion mit einem Algorithmus der PPA die Rauschverstärkung erstaunlich niedrig gehalten werden.

Wie Blaimer et al. in ihrer Arbeit gezeigt haben, kann das Prinzip der VIDE-Technik auf Mehrkanal-Spulen übertragen werden [118]. Diese Methode vereint die PPA mit der phasenbeschränkten Rekonstruktion [119–123]. In der PPA kann durch Verwendung der virtuellen Spulen die Anzahl der in der Rekonstruktion benutzten Spulen verdoppelt werden, sodass die Rauschverstärkung aufgrund der Spulengeometrie ohne zusätzliche Messungen deutlich reduziert wird. Eine Verbesserung der Rekonstruktion durch kontrollierte Manipulation der Hintergrundphase wie in der VIDE-Bildgebung ist im Fall der Verwendung von Mehrkanalspulen aufgrund des komplexeren Systems deutlich schwieriger und Bedarf einer weiteren Untersuchung.

Der zweite Teil dieser Arbeit befasste sich mit neuen Aufnahme- und Rekonstruktionsstrategien für die DW-Bildgebung, die eine Erhöhung des FOVs auch ohne Einsatz der PPA erlauben. Durch eine Limitierung der minimalen k-Raum-Abtastdichte konnte, durch eine geringfügige Reduktion des SNR-Vorteils der DW-Bildgebung gegenüber der kartesischen, gefilterten Bildgebung, eine deutliche Verringerung der Artefakte aufgrund der Unterabtastung in der DW-Bildgebung erreicht werden. Eine asymmetrische Abtastung kann unter der Voraussetzung einer homogenen Bildphase das Aliasing zusätzlich reduzieren. Der praktische Nutzen dieser Technik konnte sowohl für die Spin-Echo-Sequenz als auch die Gradienten-Echo-Sequenz, deren Bildphase deutlich inhomogener

ist, gezeigt werden. Durch die Rekonstruktion der DW-Daten mit der Virtuelle Spulendekonvolution für die effektive dichtegewichtete Bildgebung Virtual Coil Deconvolution for Effective Density Weighting) (VIDED)-Bildgebung konnten die Artefakte aufgrund der Unterabtastung eliminiert werden. Die Optimierung der VIDED-Bildgebung mit der Hintergrundphase in Analogie zur VIDE-Bildgebung konnte aufgrund des nicht-kartesischen Charakters nicht analytisch untersucht werden. Im Experiment konnte jedoch gezeigt werden, dass sowohl der Rekonstruktionsfehler als auch die Rauschverstärkung durch Verwendung einer asymmetrischen k-Raum-Abtastung deutlich reduziert werden kann. Die VIDED-Bildgebung lieferte sowohl für die Spin-Echo- also auch die Gradienten-Echo-Sequenzen eine sehr geringe Rauschverstärkung.

Aufgrund der langen Messzeit in der 3d-Bildgebung und der Abweichung des Profils des Anregungspulses von der Rechteckform, werden in den klinisch verwendeten 3d-Gradienten-Echo-Sequenzen in Schichtrichtung Aliasingartefakte zugunsten einer reduzierten Messzeit oder einer erhöhten räumlichen Auflösung in Schichtrichtung toleriert. In der 3d-Bildgebung konnte durch Anwendung der modifizierten DW-Bildgebung eine Steigerung des FOVs in Schichtrichtung ohne Messzeitverlängerung erreicht werden. Die nicht-kartesische k-Raum-Abtastung führt im Fall einer Unterabtastung zu deutlich geringeren, inkohärenten Aliasingartefakten im Vergleich zur kartesischen Abtastung.

Die 3d dynamische kontrastverstärkte MR-Mammografie ist aufgrund der durch die Kontrastmitteldynamik eingeschränkten Messzeit sowohl in der erreichbaren räumlichen Abdeckung als auch räumlichen Auflösung eingeschränkt [12, 13]. Durch die Anwendung der DW-Bildgebung anstelle der konventionellen kartesischen Bildgebung konnte eine deutliche Verbesserung der Bildgebung in der MR-Mammografie erzielt werden. Im Vergleich zur kartesischen, gefilterten Bildgebung konnte mit der hier vorgestellten modifizierten DW-Bildgebung bei gleicher Messzeit die räumliche Auflösung, das SNR und das FOV gesteigert werden.

Durch ein alternierendes DW-Abtastschema wurde eine an die in der MR-Mammografie verwendete Spulengeometrie angepasste k-Raum-Abtastung entwickelt. In Anlehnung an die CAIPIRINHA-Technik [130] wurde mit dieser modifizierten k-Raum-Akquisition das Aliasing kontrolliert in Bereiche niedriger Spulensensitivität übertragen. Die Aliasing-Artefakte können daher einfach durch einen Ortsraumfilter oder alternativ, in Analogie zur PILS-Bildgebung [64], durch Annahme idealisierter, lokaler Spulenprofile eliminiert werden. Dadurch kann das effektive FOV oder die räumliche Auflösung in Schichtrichtung deutlich erhöht werden.

Wie die VIDE-Technik kann natürlich auch die VIDED-Bildgebung mit Mehrkanal-Empfangsspulen kombiniert werden. Die vorgestellten Methoden neigen zu einer geringen Artefaktanfälligkeit, solange die Bildphase nur langsam variiert. Techniken wie die Dixon-Methode [39, 124–126], wo längere Echozeiten die Homogenität der Bildphase herabsetzen, können entsprechend zu vermehrten Rekonstruktionsfehlern führen.

Die konventionelle DW-Bildgebung war bisher auf Sequenzen mit konstantem intrinsischem SNR aller k-Raum-Punkte beschränkt. Im dritten Teil dieser Arbeit wurde die Verallgemeinerung der DW-Bildgebung auf signalgewichtete Sequenzen, d.h. Sequenzen

mit Magnetisierungspräparation (Inversion Recovery, Saturation Recovery) sowie Sequenzen mit einer Relaxation während der Datenaufnahme (Multi-Gradienten-Echo [29], Multi-Spin-Echo [5,30,31]) vorgestellt, was eine Steigerung der Bildqualität bei optimalem SNR erlaubt. Die Methode wurde auf die Saturation Recovery (SR)-Sequenz angewendet und deren praktischer Nutzen wurde in der Herz-Perfusions-Bildgebung gezeigt. Im Fall der SR-Bildgebung ist die SRF eine Funktion der longitudinalen Relaxationszeit T_1 und damit gewebespezifisch. Durch eine Linearisierung der Signalgewichtung, die, wie in der Simulation gezeigt, im Fall kurzer Messzeiten im Vergleich zu den auftretenden Relaxationszeiten eine passende Approximation darstellt, konnte diese Abhängigkeit aufgelöst werden, sodass eine gleichzeitige Optimierung der Bildqualität und des SNRs global möglich war.

In der First-Pass myokardialen Perfusions-Bildgebung kommen schnelle SR-Sequenzen zum Einsatz [1,2]. Die kurze Messzeit von weniger als 200 ms sowie der Signalverlust infolge der Magnetisierungspräparation führen zu einem ernsthaften SNR-Problem in der Herzperfusions-Bildgebung. Durch die Verwendung der in dieser Arbeit vorgestellten Technik konnte eine Optimierung der SRF bei einem SNR-Gewinn von 16% im Vergleich zur konventionellen, kartesischen Abtastung ohne eine Verlängerung der Messzeit erreicht werden.

Infolge der in der DW-Bildgebung auftretenden Unterabtastung des k-Raums kommt es zu Aliasing-Artefakten, die das effektiv nutzbare FOV deutlich reduzieren. In der SR-PLANED-Technik wurden die unterabgetasteten Bereiche des k-Raums mit der PPA rekonstruiert. Dadurch konnte bei gleicher Messzeit das identische FOV wie in der kartesischen Bildgebung erreicht werden. Aufgrund der relativ niedrigen effektiven k-Raum-Unterabtastung konnte in Kombination mit einer 8-Kanal-Empfangsspule die Rauschverstärkung niedrig gehalten werden. Im Phantom und In-vivo-Experiment konnte gezeigt werden, dass mit der SR-PLANED-Bildgebung nahezu der optimale SNR-Vorteil gegenüber der kartesischen Bildgebung erreicht wurde.

Die Anwendung der verallgemeinerten DW-Bildgebung auf andere signalgewichtete Sequenzen (Multi-Gradienten-Echo [29], Multi-Spin-Echo [5,30,31]) ist aufgrund des komplexeren Relaxationsverhaltens in Abhängigkeit von T_1 und T_2 bzw. T_2^* deutlich schwieriger. Die gewebespezifischen SRFs lassen keine Optimierung für alle Relaxationszeiten gleichzeitig zu. Dennoch sollte bei Kenntnis der vorliegenden Relaxationszeiten eine Verbesserung der SRF und des SNRs im Vergleich zur kartesischen Bildgebung möglich sein. In dieser Arbeit wurden Konzepte entwickelt und vorgestellt, die eine Optimierung der MR-Bildgebung bezüglich der Messzeit und der Abbildungsqualität bei verbessertem SNR erlauben. Der Nutzen der Methoden konnte anhand klinischer Anwendungen wie der MR-Mammografie oder der First-Pass myokardialen Perfusionsbildgebung gezeigt werden.

7. Summary

Magnetic Resonance (MR) imaging has become a powerful tool in clinical diagnostics. However, long acquisition times used in MR imaging limit the available Signal-to-Noise Ratio (SNR), spatial resolution and coverage and cause signal contamination from neighboring tissue.

Partial Parallel Acquisition (PPA) allows acceleration of the acquisition of MR imaging [8,9]. But reduction of scan time also decreases the SNR. Additionally, the SNR is reduced by the reconstruction and depends on the geometry of the applied receiver coils. Therefore, in clinical practice only acceleration factors of 2 and 3 are used.

Although k-space can be measured in a variety of sampling schemes [36–44], almost exclusively a Cartesian trajectory is used in clinical imaging [35]. Reasons are the fast and simple reconstruction, the robustness against artifacts and the well-defined contrast of Cartesian imaging. The applied k-space sampling influences scan time, SNR and Spatial Response Function (SRF), which is a measure of the quality of the applied imaging method. The Cartesian acquisition results in increased signal contamination. Post-processing filtering allows reduction of contamination but at the expense of SNR. In contrast to Cartesian imaging, Density Weighted (DW) imaging uses a sampling scheme which allows optimization of the SRF at maximum SNR [25–28]. However, the corresponding non-Cartesian k-space trajectory results in a reduced effective Field Of View (FOV) in comparison to Cartesian imaging. For this reason, DW imaging is only applied in methods which require averaging to increase the SNR such as Chemical Shift Imaging (CSI) [25–28]. DW imaging in combination with PPA achieves the identical effective FOV as Cartesian imaging without a lengthening of the scan time [132]. However, the method can exclusively be used with a multi-channel receiver coil.

Purpose of the work was to optimize DW imaging for clinical applications. New acquisition and reconstruction strategies were developed allowing an increase of the effective FOV in DW imaging even without the use of a multi-channel receiver coil or a lengthening of the scan time.

Conventional DW imaging allows the optimization of the SRF at maximum SNR only for sequences with an identical intrinsic SNR for all positions in the k-space. In this work, the concept of DW imaging is developed for all kinds of signal-weighted MR imaging sequences and is applied to Saturation Recovery (SR) imaging in practice.

In chapter 3 the concept of Virtual Coil Deconvolution (VIDE) imaging was introduced. In contrast to conventional PPA [8,9], with this method acceleration of imaging up to a factor of 2 is possible even for the application of a single receiver coil. Instead of using coil sensitivities, the image phase is used to reconstruct missing k-space data of accelera-

ted imaging. Therefore, VIDE imaging is a phase-constrained method [54–59]. While in VIDE imaging every second k-space line is acquired, in other partial Fourier techniques one half of the k-space is sampled. In consequence, an incorrect approximation of the image phase results in aliasing in VIDE imaging and in loss of spatial resolution in other phase-constrained methods.

An optimized sampling scheme was developed minimizing the errors of the reconstruction and noise enhancement in VIDE imaging. Asymmetric k-space sampling modifies the background phase of the images in such a way that optimal reconstruction accuracy is achieved. Thereby, VIDE imaging showed only low residual aliasing and weak noise enhancement even with the application of a single receiver coil.

Blaimer et al. extended the principle of VIDE imaging to multi-channel receiver coils [118]. The presented method is a combination of PPA and phase-constrained techniques [119–123]. By applying the virtual coil concept to PPA the number of coils used for reconstruction can be doubled. Thus, noise enhancement can be reduced in the reconstruction without lengthening the scan time or optimizing the hardware. Nevertheless, due to the complexity of the problem, optimal k-space sampling to minimize reconstruction errors and noise amplification as demonstrated in VIDE imaging remains challenging. In chapter 4 new acquisition and reconstruction methods were presented allowing an increase of the effective FOV in DW imaging even without the use of PPA. The limitation of the minimum sampling density in DW imaging resulted in a significant reduction of aliasing. Moderate filtering to correct the k-space weighting resulted in low reduction of the SNR gain in comparison to Cartesian imaging with the identical scan time. On condition of a homogeneous image phase, the aliasing can be additionally reduced by using an asymmetric DW sampling. The successful application of this method was shown for both spin-echo and gradient-echo imaging. Using Virtual CoIl Deconvolution for Effective Density weighted (VIDED) imaging for reconstruction aliasing could be eliminated. Because of the non-Cartesian sampling, reconstruction accuracy of VIDED cannot be optimized analytically as in VIDE imaging. However, reduced residual aliasing and very low noise enhancement was achieved for asymmetric DW sampling for both spin-echo and gradient-echo imaging.

Due to long scan times and suboptimal shapes of excitation pulses, in 3D MR imaging aliasing in outer slices is tolerated in order to reduce scan time or increase spatial resolution. By applying the developed DW method, the spatial coverage of 3D imaging was increased even without a lengthening of the scan time. In case of undersampling k-space, DW acquisition results in significantly reduced incoherent aliasing in comparison to Cartesian imaging.

In 3D dynamic contrast-enhanced MR-mammography both spatial coverage and spatial resolution are limited by the available scan time defined by the dynamics of the contrast agent [12, 13]. In comparison to conventionally applied Cartesian sampling in MR-mammography application of the presented modified DW method allowed an increase of spatial resolution, FOV and SNR within the same scan time.

Alternating DW sampling revealed an optimized sampling scheme for the coil geome-

try used in MR-mammography. In analogy to Controlled Aliasing In volumetric Parallel Imaging Results IN Higher Acceleration (CAIPIRINHA) imaging [130] aliasing was shifted to areas of low coil sensitivity. Thus, aliasing was eliminated by application of image domain filters. Alternatively, in analogy to Parallel Imaging with Localized Sensitivities (PILS) imaging [64], the aliasing can be suppressed by approximating the coil sensitivities with idealized localized coil sensitivity profiles. In experiments effective FOV or spatial resolution in slice direction could be increased significantly.

In correspondence to VIDE imaging, the VIDE method can be extended to multi-channel receiver coils. The presented methods allow an improvement of imaging in case of a smooth image phase. Methods using long echo times as the Dixon technique [39, 124–126] may lead to a diminished reconstruction accuracy.

The application of conventional DW imaging is limited to sequences with a constant intrinsic SNR of the data at all k-space positions. In chapter 5, the extension of DW imaging to signal-weighted sequences, i.e. sequences with magnetization preparation (inversion recovery or saturation recovery) or with relaxation between the acquired echoes (multi-gradient echo, multi-spin echo [5, 29–31]), was presented. The method provided increased image quality at optimum SNR in comparison to Cartesian imaging. By applying the new technique to SR-sequences, its practical use could be shown in myocardial perfusion imaging. In case of SR-imaging, the SRF is a function of the longitudinal relaxation time T_1 and therefore differs for different tissues. It was shown that in case of short repetition times signal weighting of SR-imaging may be approximated by linearization. This results in a SRF which is independent of T_1 and therefore allows optimization of image quality at maximum SNR for all tissues.

In first-pass myocardial perfusion imaging fast SR-sequences are applied [1, 2]. The required temporal resolution of 200 ms and the signal loss caused by magnetization preparation result in a severe SNR problem in myocardial MR-perfusion imaging. The method presented in this work allowed an optimization of SRF with an SNR gain of 16% compared to conventional Cartesian sampling at identical scan time.

The DW sampling scheme results in incoherent aliasing reducing the effective FOV. SR-ParalleL Acquisition of Effective Density Weighting (SR-PLANED) achieved the identical FOV as Cartesian imaging by reconstructing the undersampled k-space of DW imaging with PPA. Because of the low effective local undersampling of the k-space in combination with the 8-channel receiver coil, a very weak noise enhancement was achieved. In phantom and in-vivo experiments, SR-PLANED provided the maximum SNR gain in comparison to Cartesian imaging.

Because of to the dependency on the relaxation times T_1 and T_2 or T_2^* , the application of generalized DW imaging to other signal-weighted sequences (multi-gradient echo, multi-spin-echo [5, 29–31]) is much more challenging. Therefore, an optimization for all tissues at the same time is impossible. However, with the knowledge of the relaxation times an improvement of SRF and SNR should be achieved compared to conventional Cartesian imaging.

In this work, new concepts were developed and presented that optimized MR imaging

7. Summary

with respect to scan time, image quality and SNR. The benefit of these methods was shown in clinical applications such as dynamic contrast-enhanced MR-mammography and first-pass myocardial perfusion imaging.

Literaturverzeichnis

- [1] WILKE, N. ; JEROSCH-HEROLD, M. ; WANG, Y. ; HUANG, Y. ; CHRISTENSEN, B. V. ; STILLMAN, A. E. ; UGURBIL, K. ; McDONALD, K. ; WILSON, R. F.: Myocardial perfusion reserve: assessment with multisection, quantitative, first-pass MR imaging. In: *Radiology* 204 (1997), Aug, Nr. 2, S. 373–384
- [2] SCHREIBER, W. G. ; SCHMITT, M. ; KALDEN, P. ; MOHRS, O. K. ; KREITNER, K. ; THELEN, M.: Dynamic contrast-enhanced myocardial perfusion imaging using saturation-prepared TrueFISP. In: *J Magn Reson Imaging* 16 (2002), Dec, Nr. 6, S. 641–652
- [3] MANSFIELD, P. ; MAUDSLEY, A. A. ; BAINES, T.: Fast scan proton density imaging by NMR. In: *J Phys E: Scient Instrum* 9 (1976), S. 271–
- [4] HAASE, A. ; FRAHM, J. ; MATTHAEI, F. ; HÄNICKE, W. ; MERBOLDT, K. D.: FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip-angle Pulses. In: *J Magn Reson* 67 (1986), S. 258–266
- [5] HENNIG, J. ; NAUERTH, A. ; FRIEDBURG, H.: RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. In: *Magn Reson Med* 3 (1986), Dec, Nr. 6, S. 823–833
- [6] OPPELT, A. ; FRAHM, J. ; MATTHEI, D. ; HANNICKE, W. ; MERBOLDT, K. D.: FISP: A new fast MRI sequence. In: *Electromedica* 3 (1986), S. 15–18
- [7] DEIMLING, M. ; HEID, O.: Magnetization prepared true FISP imaging. In: *Proc. 2nd Annual Meeting SMR, San Francisco*, 1994, S. 495
- [8] PRUESSMANN, K. P. ; WEIGER, M. ; SCHEIDEGGER, M. B. ; BOESIGER, P.: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. In: *Magn Reson Med* 42 (1999), Nov, Nr. 5, S. 952–962
- [9] GRISWOLD, M. A. ; JAKOB, P. M. ; HEIDEMANN, R. M. ; NITTKA, M. ; JELLUS, V. ; WANG, J. ; KIEFER, Berthold ; HAASE, Axel: Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). In: *Magn Reson Med* 47 (2002), Jun, Nr. 6, S. 1202–1210
- [10] LARKMAN, D. J. ; DESOUZA, N. M. ; BYDDER, M. ; HAJNAL, J. V.: An investigation into the use of sensitivity-encoded techniques to increase temporal resolution in

- dynamic contrast-enhanced breast imaging. In: *J Magn Reson Imaging* 14 (2001), Sep, Nr. 3, S. 329–335
- [11] WIGGINS, G. C. ; TRIANTAFYLLOU, C. ; POTTHAST, A. ; REYKOWSKI, A. ; NITTKA, M. ; WALD, L. L.: 32-channel 3 Tesla receive-only phased-array head coil with soccer-ball element geometry. In: *Magn Reson Med* 56 (2006), Jul, Nr. 1, S. 216–223
- [12] KUHL, C.: The current status of breast MR imaging. Part I. Choice of technique, image interpretation, diagnostic accuracy, and transfer to clinical practice. In: *Radiology* 244 (2007), Aug, Nr. 2, S. 356–378
- [13] KUHL, C. K.: Current status of breast MR imaging. Part 2. Clinical applications. In: *Radiology* 244 (2007), Sep, Nr. 3, S. 672–691
- [14] LAUTERBUR, P. C.: Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. In: *Nature* 242 (1973), S. 190–191
- [15] GARROWAY, A. N. ; GRANNELL, P. K. ; MANSFIELD, P.: Image Formation in NMR by a selective irradiative process. In: *J. Phys. C* 7 (1974), S. 457–462
- [16] KUMAR, A. ; WELTI, D. ; ERNST, R. R.: NMR Fourier Zeugmatography. In: *J Magn Reson* 18 (1975), S. 69–83
- [17] DAMADIAN, R.: Field focusing n.m.r. (FONAR) and the formation of chemical images in man. In: *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 289 (1980), Jun, Nr. 1037, S. 489–500
- [18] TWIEG, D. B.: The k-trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods. In: *Med Phys* 10 (1983), Nr. 5, S. 610–621
- [19] PARKER, D. L. ; GULLBERG, G. T. ; FREDERICK, P. R.: Gibbs artifact removal in magnetic resonance imaging. In: *Med Phys* 14 (1987), Nr. 4, S. 640–645
- [20] MARECI, T. H. ; BROOKER, H. R.: High-Resolution magnetic-resonance spectra from sensitive region defined with pulsed field gradients. In: *J Magn Reson* 57 (1984), S. 157–163
- [21] PONDER, S. L. ; TWIEG, D. B.: A novel sampling method for ^{31}P spectroscopic imaging with improved sensitivity, resolution, and sidelobe suppression. In: *J Magn Reson B* 104 (1994), May, Nr. 1, S. 85–88
- [22] POHMANN, R. ; KIENLIN, M. von: Accurate phosphorus metabolite images of the human heart by 3D acquisition-weighted CSI. In: *Magn Reson Med* 45 (2001), May, Nr. 5, S. 817–826

- [23] KÖSTLER, H. ; BEER, M. ; LANDSCHÜTZ, W. ; BUCHNER, S. ; SANDSTEDTE, J. ; PABST, T. ; KENN, W. ; NEUBAUER, S. ; KIENLIN, M. von ; HAHN, D.: [31P-MR spectroscopy of all regions of the human heart at 1.5 T with acquisition-weighted chemical shift imaging]. In: *Rofo* 173 (2001), Dec, Nr. 12, S. 1093–1098
- [24] HUGG, J. W. ; MAUDSLEY, A. A. ; WEINER, M. W. ; MATSON, G. B.: Comparison of k-space sampling schemes for multidimensional MR spectroscopic imaging. In: *Magn Reson Med* 36 (1996), Sep, Nr. 3, S. 469–473
- [25] GREISER, A. ; KIENLIN, M. von: Efficient k-space sampling by density-weighted phase-encoding. In: *Magn Reson Med* 50 (2003), Dec, Nr. 6, S. 1266–1275
- [26] GREISER, A. ; HAASE, A. ; KIENLIN, M. von: Improved cardiac sodium MR imaging by density-weighted phase-encoding. In: *J Magn Reson Imaging* 21 (2005), Jan, Nr. 1, S. 78–81
- [27] ADALSTEINSSON, E. ; STAR-LACK, J. ; MEYER, C. H. ; SPIELMAN, D. M.: Reduced spatial side lobes in chemical-shift imaging. In: *Magn Reson Med* 42 (1999), Aug, Nr. 2, S. 314–323
- [28] KIM, D. ; ADALSTEINSSON, E. ; SPIELMAN, D. M.: Simple analytic variable density spiral design. In: *Magn Reson Med* 50 (2003), Jul, Nr. 1, S. 214–219
- [29] MANSFIELD, P.: Real-time echo-planar imaging by NMR. In: *Br Med Bull* 40 (1984), Apr, Nr. 2, S. 187–190
- [30] MELKI, P. S. ; MULKERN, R. V. ; PANYCH, L. P. ; JOLESZ, F. A.: Comparing the FAISE method with conventional dual-echo sequences. In: *J Magn Reson Imaging* 1 (1991), Nr. 3, S. 319–326
- [31] MULKERN, R. V. ; WONG, S. T. ; WINALSKI, C. ; JOLESZ, F. A.: Contrast manipulation and artifact assessment of 2D and 3D RARE sequences. In: *Magn Reson Imaging* 8 (1990), Nr. 5, S. 557–566
- [32] BLOCH, F. ; HANSEN, W. W. ; PACKARD, M.: Nuclear induction. In: *Physical Review* 69 (1946), Nr. 3-4, S. 127–127
- [33] PURCELL, E. M. ; TORREY, H. C. ; POUND, R. V.: Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. In: *Physical Review* 69 (1946), S. 37–38
- [34] HAHN, E. L.: Spin Echoes. In: *Phys Rev* 89 (1950), S. 590–594
- [35] EDELSTEIN, W. A. ; HUTCHISON, J. M. ; JOHNSON, G. ; REDPATH, T.: Spin warp NMR imaging and applications to human whole-body imaging. In: *Phys Med Biol* 25 (1980), Jul, Nr. 4, S. 751–756

- [36] TSAI, C. M. ; NISHIMURA, D. G.: Reduced aliasing artifacts using variable-density k-space sampling trajectories. In: *Magn Reson Med* 43 (2000), Mar, Nr. 3, S. 452–458
- [37] PIPE, J. G.: Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. In: *Magn Reson Med* 42 (1999), Nov, Nr. 5, S. 963–969
- [38] FORBES, K. P. ; PIPE, J. G. ; BIRD, C. R. ; HEISERMAN, J. E.: PROPELLER MRI: clinical testing of a novel technique for quantification and compensation of head motion. In: *J Magn Reson Imaging* 14 (2001), Sep, Nr. 3, S. 215–222
- [39] GLOVER, G. H. ; PAULY, J. M.: Projection reconstruction techniques for reduction of motion artifacts in MRI. In: *Magn Reson Med* 28 (1992), Nr. 2, S. 275–289
- [40] AHN, C. B. ; KIM, J. H. ; CHO, Z. H.: High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging. In: *IEEE Trans Med Imaging* 5 (1986), S. 2–7
- [41] MEYER, C. H. ; HU, B. S. ; NISHIMURA, D. G. ; MACOVSKI, A.: Fast spiral coronary artery imaging. In: *Magn Reson Med* 28 (1992), Dec, Nr. 2, S. 202–213
- [42] NOLL, D. C.: Multishot rosette trajectories for spectrally selective MR imaging. In: *IEEE Trans Med Imaging* 16 (1997), Aug, Nr. 4, S. 372–377
- [43] NOLL, D. C. ; PELTIER, S. J. ; BOADA, F. E.: Simultaneous multislice acquisition using rosette trajectories (SMART): a new imaging method for functional MRI. In: *Magn Reson Med* 39 (1998), May, Nr. 5, S. 709–716
- [44] PELTIER, S. J. ; NOLL, D. C.: Systematic noise compensation for simultaneous multislice acquisition using rosette trajectories (SMART). In: *Magn Reson Med* 41 (1999), May, Nr. 5, S. 1073–1076
- [45] HARRIS, J. F.: On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier Transform. In: *Proceedings of the IEEE* 66 (1978), S. 51–83
- [46] BROOKER, H. R. ; MARECI, T. H. ; MAO, J. T.: Selective Fourier transform localization. In: *Magn Reson Med* 5 (1987), Nov, Nr. 5, S. 417–433
- [47] RAYLEIGH, Lord: Investigations in Optics, with Special Reference to the Spectroscope. In: *Phil Mag* 8 (1879), S. 261–274
- [48] NYQUIST, H.: Certain topics in telegraph transmission theory. In: *Trans. AIEE* 47 (1928), S. 617–644
- [49] COOLEY, J. W. ; TUKEY, J. W.: An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series. In: *Math. Comput.* 19 (1965), S. 297–301

- [50] SETSER, R. M. ; FISCHER, S. E. ; LORENZ, C. H.: Quantification of left ventricular function with magnetic resonance images acquired in real time. In: *J Magn Reson Imaging* 12 (2000), Sep, Nr. 3, S. 430–438
- [51] PLEIN, S. ; SMITH, W. H. ; RIDGWAY, J. P. ; KASSNER, A. ; BEACOCK, D. J. ; BLOOMER, T. N. ; SIVANANTHAN, M. U.: Measurements of left ventricular dimensions using real-time acquisition in cardiac magnetic resonance imaging: comparison with conventional gradient echo imaging. In: *MAGMA* 13 (2001), Oct, Nr. 2, S. 101–108
- [52] KELLMAN, P. ; CHEFD'HOTEL, C. ; LORENZ, C. H. ; MANCINI, C. ; ARAI, A. E. ; MCVEIGH, E. R.: High spatial and temporal resolution cardiac cine MRI from retrospective reconstruction of data acquired in real time using motion correction and resorting. In: *Magn Reson Med* 62 (2009), Dec, Nr. 6, S. 1557–1564
- [53] WECH, T. ; GUTBERLET, M. ; GREISER, A. ; STÄB, D. ; RITTER, C. O. ; BEER, M. ; HAHN, D. ; KÖSTLER, H.: High-Resolution Functional Cardiac MR Imaging using Density-Weighted Real-Time Acquisition and a Combination of Compressed Sensing and Parallel Imaging for Image Reconstruction. In: *Rofa* (2010)
- [54] NOLL, D. C. ; NISHIMURA, D. G. ; MACOVSKI, A.: Homodyne detection in magnetic resonance imaging. In: *IEEE Trans Med Imaging* 10 (1991), Nr. 2, S. 154–163
- [55] MARGOSIAN, P. ; SCHMITT, F. ; PURDY, D.: Faster MR imaging with half the data. In: *Health Care Instrum* 1 (1986), S. 195–197
- [56] MCGIBNEY, G. ; SMITH, M. R. ; NICHOLS, S. T. ; CRAWLEY, A.: Quantitative evaluation of several partial Fourier reconstruction algorithms used in MRI. In: *Magn Reson Med* 30 (1993), Jul, Nr. 1, S. 51–59
- [57] CUPPEN, J. J. ; GROEN, J. P. ; KONIJN, J.: Magnetic resonance fast Fourier imaging. In: *Med Phys* 13 (1986), Nr. 2, S. 248–253
- [58] CUPPEN, J. ; EST, A. van: Reducing MR imaging time by one-sided reconstruction. In: *Magnetic Resonance Imaging* 5 (1987), Nr. 6, S. 526 – 527. – ISSN 0730–725X
- [59] HAACKE, E. M. ; LINDSKOG, E. D. ; LIN, W.: A Fast, Iterative, Partial-Fourier Technique Capable of Local Phase Recovery. In: *J Magn Reson* 92 (1991), S. 126–145
- [60] PRUESSMANN, K. P. ; WEIGER, M. ; BÖRNERT, P. ; BOESIGER, P.: Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories. In: *Magn Reson Med* 46 (2001), Oct, Nr. 4, S. 638–651

- [61] SODICKSON, D. K. ; MANNING, W. J.: Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. In: *Magn Reson Med* 38 (1997), Oct, Nr. 4, S. 591–603
- [62] JAKOB, P. M. ; GRISWOLD, M. A. ; EDELMAN, R. R. ; SODICKSON, D. K.: AUTO-SMASH: a self-calibrating technique for SMASH imaging. SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics. In: *MAGMA* 7 (1998), Nov, Nr. 1, S. 42–54
- [63] HEIDEMANN, R. M. ; GRISWOLD, M. A. ; HAASE, A. ; JAKOB, P. M.: VD-AUTO-SMASH imaging. In: *Magn Reson Med* 45 (2001), Jun, Nr. 6, S. 1066–1074
- [64] GRISWOLD, M. A. ; JAKOB, P. M. ; NITTKA, M. ; GOLDFARB, J. W. ; HAASE, A.: Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS). In: *Magn Reson Med* 44 (2000), Oct, Nr. 4, S. 602–609
- [65] BRAU, A. C. S. ; BEATTY, P. J. ; SKARE, S. ; BAMMER, R.: Comparison of Reconstruction Accuracy and Efficiency Among Autocalibrating Data-Driven Parallel Imaging Methods. In: *Magn Reson Med* 59 (2008), S. 382–395
- [66] HEIDEMANN, R. M. ; OZSARLAK, O. ; PARIZEL, P. M. ; MICHIELS, J. ; KIEFER, B. ; JELLUS, V. ; MÜLLER, M. ; BREUER, F. ; BLAIMER, M. ; GRISWOLD, M. A. ; JAKOB, P. M.: A brief review of parallel magnetic resonance imaging. In: *Eur Radiol* 13 (2003), Oct, Nr. 10, S. 2323–2337
- [67] BLAIMER, M. ; BREUER, F. ; MUELLER, M. ; HEIDEMANN, R. M. ; GRISWOLD, M. A. ; JAKOB, P. M.: SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. In: *Top Magn Reson Imaging* 15 (2004), Aug, Nr. 4, S. 223–236
- [68] MADORE, B. ; GLOVER, G. H. ; PELC, N. J.: Unaliasing by fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension (UNFOLD), applied to cardiac imaging and fMRI. In: *Magn Reson Med* 42 (1999), Nov, Nr. 5, S. 813–828
- [69] KELLMAN, P. ; EPSTEIN, F. H. ; MCVEIGH, E. R.: Adaptive sensitivity encoding incorporating temporal filtering (TSENSE). In: *Magn Reson Med* 45 (2001), May, Nr. 5, S. 846–852
- [70] KÖSTLER, H. ; SANDSTEDTE, J. J. W. ; LIPKE, C. ; LANDSCHÜTZ, W. ; BEER, M. ; HAHN, D.: Auto-SENSE perfusion imaging of the whole human heart. In: *J Magn Reson Imaging* 18 (2003), Dec, Nr. 6, S. 702–708
- [71] BREUER, F. A. ; KELLMAN, P. ; GRISWOLD, M. A. ; JAKOB, P. M.: Dynamic autocalibrated parallel imaging using temporal GRAPPA (TGRAPPA). In: *Magn Reson Med* 53 (2005), Apr, Nr. 4, S. 981–985

- [72] YEH, E. N. ; MCKENZIE, C. A. ; OHLIGER, M. A. ; SODICKSON, D. K.: Parallel magnetic resonance imaging with adaptive radius in k-space (PARS): constrained image reconstruction using k-space locality in radiofrequency coil encoded data. In: *Magn Reson Med* 53 (2005), Jun, Nr. 6, S. 1383–1392
- [73] LIN, F. ; KWONG, K. K. ; BELLIVEAU, J. W. ; WALD, L. L.: Parallel imaging reconstruction using automatic regularization. In: *Magn Reson Med* 51 (2004), Mar, Nr. 3, S. 559–567
- [74] LIN, Fa-Hsuan ; WANG, Fu-Nien ; AHLFORS, Seppo P. ; HÄMÄLÄINEN, Matti S. ; BELLIVEAU, John W.: Parallel MRI reconstruction using variance partitioning regularization. In: *Magn Reson Med* 58 (2007), Oct, Nr. 4, S. 735–744
- [75] LIU, B. ; KING, K. ; STECKNER, M. ; XIE, J. ; SHENG, J. ; YING, L.: Regularized sensitivity encoding (SENSE) reconstruction using Bregman iterations. In: *Magn Reson Med* 61 (2009), Jan, Nr. 1, S. 145–152
- [76] UECKER, M. ; HOHAGE, T. ; BLOCK, K. T. ; FRAHM, J.: Image reconstruction by regularized nonlinear inversion–joint estimation of coil sensitivities and image content. In: *Magn Reson Med* 60 (2008), Sep, Nr. 3, S. 674–682
- [77] YING, L. ; LIU, B. ; STECKNER, M. C. ; WU, G. ; WU, M. ; LI, S.: A statistical approach to SENSE regularization with arbitrary k-space trajectories. In: *Magn Reson Med* 60 (2008), Aug, Nr. 2, S. 414–421
- [78] HOGE, W. S. ; BROOKS, Dana H.: Using GRAPPA to improve autocalibrated coil sensitivity estimation for the SENSE family of parallel imaging reconstruction algorithms. In: *Magn Reson Med* 60 (2008), Aug, Nr. 2, S. 462–467
- [79] YEH, E. N. ; STUBER, M. ; MCKENZIE, C. A. ; BOTNAR, R. M. ; LEINER, T. ; OHLIGER, M. A. ; GRANT, A. K. ; WILLIG-ONWUACHI, J. D. ; SODICKSON, D. K.: Inherently self-calibrating non-Cartesian parallel imaging. In: *Magn Reson Med* 54 (2005), Jul, Nr. 1, S. 1–8
- [80] ROEMER, P. B. ; EDELSTEIN, W. A. ; HAYES, C. E. ; SOUZA, S. P. ; MUELLER, O. M.: The NMR phased array. In: *Magn Reson Med* 16 (1990), Nov, Nr. 2, S. 192–225
- [81] NANA, R. ; ZHAO, T. ; HU, X.: Automatic kernel selection for optimal GRAPPA reconstruction. In: *Proc. Scientific Meeting ISMRM, Berlin, Germany, 2007*, S. 747
- [82] QU, P. ; SHEN, G. X. ; WANG, C. ; WU, B. ; YUAN, J.: Tailored utilization of acquired k-space points for GRAPPA reconstruction. In: *J Magn Reson* 174 (2005), May, Nr. 1, S. 60–67

- [83] WANG, Z. ; WANG, J. ; DETRE, J. A.: Tailored utilization of acquired k-space points for GRAPPA reconstruction. In: *Magn Reson Med* 54 (2005), S. 738–742
- [84] SAMSONOV, A. A.: On optimality of parallel MRI reconstruction in k-space. In: *Magn Reson Med* 59 (2008), Jan, Nr. 1, S. 156–164
- [85] ZHAO, T. ; HU, X.: Iterative GRAPPA (iGRAPPA) for improved parallel imaging reconstruction. In: *Magn Reson Med* 59 (2008), Apr, Nr. 4, S. 903–907
- [86] GRISWOLD, M. A. ; BLAIMER, M. ; BREUER, F. A. ; HEIDEMANN, R. M. ; MUELLER, M. ; JAKOB, P. M.: Parallel magnetic resonance imaging using the GRAPPA operator formalism. In: *Magn Reson Med* 54 (2005), Dec, Nr. 6, S. 1553–1556
- [87] BLAIMER, M. ; BREUER, F. A. ; MUELLER, M. ; SEIBERLICH, N. ; EBEL, D. ; HEIDEMANN, R. M. ; GRISWOLD, M. A. ; JAKOB, P. M.: 2D-GRAPPA-operator for faster 3D parallel MRI. In: *Magn Reson Med* 56 (2006), Dec, Nr. 6, S. 1359–1364
- [88] SEIBERLICH, N. ; BREUER, F. A. ; BLAIMER, M. ; BARKAUSKAS, K. ; JAKOB, P. M. ; GRISWOLD, M. A.: Non-Cartesian data reconstruction using GRAPPA operator gridding (GROG). In: *Magn Reson Med* 58 (2007), Dec, Nr. 6, S. 1257–1265
- [89] SEIBERLICH, N. ; BREUER, F. A. ; HEIDEMANN, R. ; BLAIMER, M. ; GRISWOLD, M. ; JAKOB, P.: Reconstruction of undersampled non-Cartesian data sets using pseudo-Cartesian GRAPPA in conjunction with GROG. In: *Magn Reson Med* 59 (2008), May, Nr. 5, S. 1127–1137
- [90] SEIBERLICH, N. ; BREUER, F. A. ; BLAIMER, M. ; JAKOB, P. ; GRISWOLD, M.: Self-calibrating GRAPPA operator gridding for radial and spiral trajectories. In: *Magn Reson Med* 59 (2008), Apr, Nr. 4, S. 930–935
- [91] SEIBERLICH, N. ; BREUER, F. A. ; EHSSES, P. ; MORIGUCHI, H. ; BLAIMER, M. ; JAKOB, P. M. ; GRISWOLD, M. A.: Using the GRAPPA operator and the generalized sampling theorem to reconstruct undersampled non-Cartesian data. In: *Magn Reson Med* 61 (2009), Mar, Nr. 3, S. 705–715
- [92] BREUER, F. A. ; KANNENGIESSER, S. A. R. ; BLAIMER, M. ; SEIBERLICH, N. ; JAKOB, P. M. ; GRISWOLD, M. A.: General formulation for quantitative G-factor calculation in GRAPPA reconstructions. In: *Magn Reson Med* 62 (2009), Sep, Nr. 3, S. 739–746
- [93] HEIDEMANN, R. M. ; GRISWOLD, M. A. ; SEIBERLICH, N. ; NITTKA, M. ; KANNENGIESSER, S. A. R. ; KIEFER, B. ; JAKOB, P. M.: Fast method for 1D non-cartesian parallel imaging using GRAPPA. In: *Magn Reson Med* 57 (2007), Jun, Nr. 6, S. 1037–1046

- [94] SAMSONOV, A. A. ; BLOCK, W. F. ; ARUNACHALAM, A. ; FIELD, A. S.: Advances in locally constrained k-space-based parallel MRI. In: *Magn Reson Med* 55 (2006), Feb, Nr. 2, S. 431–438
- [95] HENKELMANN, R. M.: Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR-images. In: *Med Phys* 12 (1985), S. 232–233
- [96] CONSTANTINIDES, C. D. ; ATALAR, E. ; MCVEIGH, E. R.: Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays. In: *Magn Reson Med* 38 (1997), Nov, Nr. 5, S. 852–857
- [97] SIJBERS, J. ; DEKKER, A. J. ; AUDEKERKE, J. V. ; VERHOYE, M. ; DYCK, D. V.: Estimation of the noise in magnitude MR images. In: *Magn Reson Imaging* 16 (1998), Nr. 1, S. 87–90
- [98] KELLMAN, P. ; MCVEIGH, E. R.: Image reconstruction in SNR units: a general method for SNR measurement. In: *Magn Reson Med* 54 (2005), Dec, Nr. 6, S. 1439–1447
- [99] ROBSON, P. M. ; GRANT, A. K. ; MADHURANTHAKAM, A. J. ; LATTANZI, R. ; SODICKSON, D. K. ; MCKENZIE, C. A.: Comprehensive quantification of signal-to-noise ratio and g-factor for image-based and k-space-based parallel imaging reconstructions. In: *Magn Reson Med* 60 (2008), Oct, Nr. 4, S. 895–907
- [100] GARWOOD, M. ; SCHLEICH, T. ; ROSS, B. D. ; MATSON, G. B. ; WINTERS, W. D.: A modified rotating frame experiment based on Fourier series window function. Application to in-vivo spatially localized NMR spectroscopy. In: *J Magn Reson* 65 (1985), Nr. 2, S. 239–251
- [101] SARTY, G. E.: The Relationship Between the Nyquist Criterion and the Point Spread Function. In: *Concept Magnetic Res* 17B (2003), Nr. 1, S. 17–24
- [102] GREISER, A.: *Dichte-gewichtete Phasenkodierung zur effizienten k-Raumabtastung in der NMR-Bildgebung*, Universität Würzburg, Diss., 2003
- [103] DUTT, A. ; ROKHLIN, V.: Fast Fourier transforms for nonequispaces data. In: *SIAM J Sci Comput* 14 (1993), S. 1368–1383
- [104] ROSENFELD, D.: An optimal and efficient new gridding algorithm using singular value decomposition. In: *Magn Reson Med* 40 (1998), Jul, Nr. 1, S. 14–23
- [105] SARTY, G. E. ; BENNETT, R. ; COX, R. W.: Direct reconstruction of non-Cartesian k-space data using a nonuniform fast Fourier transform. In: *Magn Reson Med* 45 (2001), May, Nr. 5, S. 908–915

- [106] MORIGUCHI, H. ; DUERK, J. L.: Modified block uniform resampling (BURS) algorithm using truncated singular value decomposition: fast accurate gridding with noise and artifact reduction. In: *Magn Reson Med* 46 (2001), Dec, Nr. 6, S. 1189–1201
- [107] ROSENFELD, D.: New approach to gridding using regularization and estimation theory. In: *Magn Reson Med* 48 (2002), Jul, Nr. 1, S. 193–202
- [108] MORIGUCHI, H. ; DUERK, J. L.: Iterative Next-Neighbor Regridding (INNG): improved reconstruction from nonuniformly sampled k-space data using rescaled matrices. In: *Magn Reson Med* 51 (2004), Feb, Nr. 2, S. 343–352
- [109] FESSLER, J. A.: On NUFFT-based gridding for non-Cartesian MRI. In: *J Magn Reson* 188 (2007), Oct, Nr. 2, S. 191–195
- [110] JACKSON, J. I. ; MEYER, C. H. ; NISHIMURA, D. G. ; MACOVSKI, A.: Selection of a convolution function for Fourier inversion using gridding [computerised tomography application]. In: *IEEE Trans Med Imaging* 10 (1991), Nr. 3, S. 473–478
- [111] PIPE, J. G.: Reconstructing MR images from undersampled data: data-weighting considerations. In: *Magn Reson Med* 43 (2000), Jun, Nr. 6, S. 867–875
- [112] JOHNSON, K. O. ; PIPE, J. G.: Convolution kernel design and efficient algorithm for sampling density correction. In: *Magn Reson Med* 61 (2009), Feb, Nr. 2, S. 439–447
- [113] PIPE, J. G. ; MENON, P.: Sampling density compensation in MRI: rationale and an iterative numerical solution. In: *Magn Reson Med* 41 (1999), Jan, Nr. 1, S. 179–186
- [114] STECKNER, M. C. ; DROST, D. J. ; PRATO, F. S.: Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. In: *Med Phys* 21 (1994), Mar, Nr. 3, S. 483–489
- [115] CHAO, T. ; CHUNG, H. ; HOGE, W. S. ; MADORE, B.: A 2D MTF approach to evaluate and guide dynamic imaging developments. In: *Magn Reson Med* 63 (2010), Feb, Nr. 2, S. 407–418
- [116] WECH, T.: *Rekonstruktionstechniken mit Vorwissen in der funktionellen dynamischen Herzbildgebung*, Diplomarbeit an der physikal. Fakultät der Universität Würzburg, Diplomarbeit, 2010
- [117] BREUER, F. A. ; BLAIMER, M. ; MUELLER, M. F. ; HEIDEMANN, R. M. ; GRISWOLD, M. A. ; JAKOB., P. M.: The Use of Principal Component Analysis (PCA) for Estimation of the Maximum Reduction Factor in 2D Parallel Imaging. In: *Proceedings of the ISMRM Annual Meeting, Miami, USA, 2005*

- [118] BLAIMER, M. ; GUTBERLET, M. ; KELLMAN, P. ; BREUER, F. A. ; KÖSTLER, H. ; GRISWOLD, M. A.: Virtual coil concept for improved parallel MRI employing conjugate symmetric signals. In: *Magn Reson Med* 61 (2009), Jan, Nr. 1, S. 93–102
- [119] WILLIG-ONWUACHI, J. D. ; YEH, E. N. ; GRANT, A. K. ; OHLIGER, M. A. ; MCKENZIE, C. A. ; SODICKSON, D. K.: Phase-constrained parallel MR image reconstruction. In: *J Magn Reson* 176 (2005), Oct, Nr. 2, S. 187–198
- [120] BYDDER, M. ; ROBSON, M. D.: Partial fourier partially parallel imaging. In: *Magn Reson Med* 53 (2005), Jun, Nr. 6, S. 1393–1401
- [121] KING, K. F. ; ANGELOS, L.: SENSE with partial Fourier homodyne reconstruction. In: *Proc. 8th Scientific Meeting ISMRM, Denver, CO, 2000*, S. 153
- [122] KLARHÖFER, M. ; DILHARREGUY, B. ; GELDEREN, P. van ; MOONEN, C. T. W.: A PRESTO-SENSE sequence with alternating partial-Fourier encoding for rapid susceptibility-weighted 3D MRI time series. In: *Magn Reson Med* 50 (2003), Oct, Nr. 4, S. 830–838
- [123] SAMSONOV, A. A. ; KHOLMOVSKI, E. G. ; PARKER, D. L. ; JOHNSON, C. R.: POCSense: POCS-based reconstruction for sensitivity encoded magnetic resonance imaging. In: *Magn Reson Med* 52 (2004), Dec, Nr. 6, S. 1397–1406
- [124] DIXON, W. T.: Simple proton spectroscopic imaging. In: *Radiology* 153 (1984), Oct, Nr. 1, S. 189–194
- [125] GLOVER, G. H.: Multipoint Dixon technique for water and fat proton and susceptibility imaging. In: *J Magn Reson Imaging* 1 (1991), Nr. 5, S. 521–530
- [126] WANG, Y ; LI, D ; HAACKE, EM ; BROWN, JJ: A Three Point Dixon Methods for Water and Fat Separation Using 2D and 3D Gradient Echo Techniques. In: *J Magn Reson Imag* 8 (1997), Nr. 3, S. 703–710
- [127] HANSEN, M. S. ; ATKINSON, D. ; SORENSEN, T. S.: Cartesian SENSE and k-t SENSE reconstruction using commodity graphics hardware. In: *Magn Reson Med* 59 (2008), Mar, Nr. 3, S. 463–468
- [128] ROUJOL, S. ; SENNEVILLE, B. D. ; VAHALA, E. ; SØRENSEN, T. S. ; MOONEN, C. ; RIES, M.: Online real-time reconstruction of adaptive TSENSE with commodity CPU/GPU hardware. In: *Magn Reson Med* 62 (2009), Dec, Nr. 6, S. 1658–1664
- [129] LUSTIG, Michael ; PAULY, John M.: SPIRiT: Iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space. In: *Magn Reson Med* 64 (2010), Aug, Nr. 2, S. 457–471

- [130] BREUER, F. A. ; BLAIMER, M. ; MUELLER, M. F. ; SEIBERLICH, N. ; HEIDEMANN, R. M. ; GRISWOLD, M. A. ; JAKOB, P. M.: Controlled aliasing in volumetric parallel imaging (2D CAIPIRINHA). In: *Magn Reson Med* 55 (2006), Mar, Nr. 3, S. 549–556
- [131] NAGEL, A. M. ; LAUN, F. B. ; WEBER, M. ; MATTHIES, C. ; SEMMLER, W. ; SCHAD, L. R.: Sodium MRI using a density-adapted 3D radial acquisition technique. In: *Magn Reson Med* 62 (2009), Dec, Nr. 6, S. 1565–1573
- [132] GEIER, O. M. ; HAHN, D. ; KÖSTLER, H.: Parallel acquisition for effective density weighted imaging: PLANED imaging. In: *MAGMA* 20 (2007), Feb, Nr. 1, S. 19–25
- [133] KIM, D.: Influence of the k-space trajectory on the dynamic T1-weighted signal in quantitative first-pass cardiac perfusion MRI at 3T. In: *Magn Reson Med* 59 (2008), Jan, Nr. 1, S. 202–208
- [134] DEICHMANN, R. ; HAASE, A.: Quantification of T1 values by SNAPSHOT-FLASH NMR imaging. In: *J Magn Reson* 96 (1992), S. 608–612
- [135] SCHMITT, P. ; GRISWOLD, M. A. ; JAKOB, P. M. ; KOTAS, M. ; GULANI, V. ; FLENTJE, M. ; HAASE, A.: Inversion recovery TrueFISP: quantification of T(1), T(2), and spin density. In: *Magn Reson Med* 51 (2004), Apr, Nr. 4, S. 661–667
- [136] OESTERLE, C. ; MARKL, M. ; STRECKER, R. ; KRAEMER, F. M. ; HENNIG, J.: Spiral reconstruction by regridding to a large rectilinear matrix: a practical solution for routine systems. In: *J Magn Reson Imaging* 10 (1999), Jul, Nr. 1, S. 84–92
- [137] KHOLMOVSKI, E. G. ; DiBELLA, E. V. R.: Perfusion MRI with radial acquisition for arterial input function assessment. In: *Magn Reson Med* 57 (2007), May, Nr. 5, S. 821–827
- [138] KIM, D. ; AXEL, L.: Multislice, dual-imaging sequence for increasing the dynamic range of the contrast-enhanced blood signal and CNR of myocardial enhancement at 3T. In: *J Magn Reson Imaging* 23 (2006), Jan, Nr. 1, S. 81–86
- [139] CONSTABLE, R. T. ; GORE, J. C.: The loss of small objects in variable TE imaging: implications for FSE, RARE, and EPI. In: *Magn Reson Med* 28 (1992), Nov, Nr. 1, S. 9–24

A. Eigenschaften der Fouriertransformation

Die FT ist eine lineare Transformation. Daher ist die FT der Funktionen $f(x), g(x) \in \mathbb{C}$ homogen und additiv:

$$FT(\lambda f(x) + \mu g(x)) = \lambda(FT(f(x))) + \mu(FT(g(x))) \quad (\text{A.1})$$

wobei $\lambda, \mu \in \mathbb{C}$ konstant sind.

Für reelle Funktionen $f(x) \in \mathbb{R}$ ist die FT symmetrieeerhaltend. Für gerade Funktionen gilt daher:

$$f(-x) = f(x) \rightarrow FT(f(-x)) = FT(f(x)) \quad (\text{A.2})$$

und für ungerade:

$$f(-x) = -f(x) \rightarrow FT(f(-x)) = -FT(f(x)). \quad (\text{A.3})$$

Die FT der reellen Funktionen $f(x) \in \mathbb{R}$ ist hermitesch:

$$FT(f(-x)) = FT(f(x))^*, \quad (\text{A.4})$$

wobei * die Konjugation symbolisiert.

Der Verschiebungssatz besagt, dass die FT der um x_0 verschobenen Funktion $f(x + x_0) \in \mathbb{C}$ die FT $FT(f(x)) = f(k)$ der unverschobenen Funktion moduliert mit einem Phasenfaktor entsprechend der Verschiebung ergibt:

$$h(x) = f(x - x_0) \rightarrow FT(h(x)) = h(k) = f(k) \cdot e^{ikx_0}. \quad (\text{A.5})$$

Der Faltungssatz besagt, dass die FT der Faltung der Funktionen $f(x) \otimes g(x)$, wobei \otimes die Faltung symbolisiert, gleich dem Produkt ihrer FT ist:

$$FT(f(x) \otimes g(x)) = FT(f(x)) \cdot FT(g(x)). \quad (\text{A.6})$$

Eigene Veröffentlichungen

Originalarbeiten

Blaimer M, **Gutberlet M**, Kellman P, Breuer F, Köstler H, Griswold MA. Virtual coil concept for improved parallel MRI employing conjugate symmetric signals. *Magn Reson Med* 61(1), 93-102; 2009

Gutberlet M, Geier OM, Stäb D, Ritter CO, Beer M, Hahn D, Köstler H. SNR-optimized myocardial perfusion imaging using parallel acquisition for effective density-weighted saturation recovery imaging. *Magn Reson Imaging* 2010;28:341-350.

Wech T, **Gutberlet M**, Greiser A, Stäb D, Ritter CO, Beer M, Hahn D, Köstler H. High-resolution functional cardiac MR imaging using density-weighted real-time acquisition and a combination of compressed sensing and parallel imaging for image reconstruction. *Röfo*. 2010;182:676-681.

Gutberlet M, Roth A, Hahn D, Köstler H. Optimized density-weighted imaging for dynamic contrast-enhanced 3D-MR mammography. *J Magn Reson Imaging* 2011;33:328-339.

Hüper K, **Gutberlet M**, Rodt T, Gwinner W, Lehner F, Wacker F, Galanski M, Hartung D. Diffusion tensor imaging and tractography for assessment of renal allograft dysfunction-initial results. *im Druck bei Eur Radiol*; DOI: 10.1007/s00330-011-2189-0.

Konferenzbeiträge

Gutberlet M, Geier O, Hahn D, Köstler H. Density weighting by PROPELLER imaging. *Proceedings of the Workshop on Non-Cartesian MR*. Sedona, 2007

Gutberlet M, Geier O, Hahn D, Köstler H. SNR-optimized Saturation Recovery Sequences by parallel acquisition for effective density weighted imaging. *Proceedings of the Workshop on Non-Cartesian MR*. Sedona, 2007

Geier O, **Gutberlet M**, Heidemann RM, Köstler H. A Fast GRAPPA reconstruction for parallel acquisition for effective density weighted (PLANED) imaging. Proceedings of the Workshop on Non-Cartesian MR pp. 49-49. Sedona, 2007

Gutberlet M, Hahn D, Geier O, Köstler H. Dichtegewichtete Akquisition für SNR optimierte Rekonstruktion von Saturation Recovery Sequenzen. RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren; Suppl to VOL 179 (S 1), VO 204. Berlin, 2007

Gutberlet M, Geier O, Hahn D, Köstler H. SNR-optimierte Saturation Recovery Sequenzen mit PLANED-Bildgebung. Dreiländertagung der DGMP/ OEGMP/ SGSMP; TH.SS.B5.09 Bern, 2007

Köstler H, **Gutberlet M**, Blaimer M, Griswold M, Hahn D. Magnetische Resonanz Virtuelle Spulen Dekonvolutions-Bildgebung: VIDE. Dreiländertagung der DGMP/ OEGMP/ SGSMP; TU.SS.PS.65 Bern, 2007

Gutberlet M, Geier O, Hahn D, Köstler H. SR-PLANED myocardial perfusion imaging. European Radiology Suppl to VOL 17 (10); 2740: 145. Rom, 2007

Geier O, **Gutberlet M**, Köstler H. Parallel Acquisition for Effective Density-weighted (PLANED) Imaging for 3D Applications. Proceedings of the annual meeting of the RSNA 2007; 504: SSK 16-04, Chicago, 2007

Gutberlet M, Blaimer M, Griswold MA, Hahn D, Köstler H. MR virtual coil deconvolution imaging: VIDE. Proceedings of the annual meeting of the RSNA 2007; 503: SSK16-02. Chicago, 2007

Gutberlet M, Geier O, Hahn D, Köstler H. SNR optimized SR-sequences by PLANED imaging. Proceedings of the annual meeting of the RSNA 2007; 504: SSK 16-04, Chicago, 2007

Gutberlet M, Hahn D, Köstler H. Virtuelle Spulendekonvolutionstechnik für die dichtegewichtete Bildgebung (VIDED). Fortschr. Röntgenstr. Suppl to VOL 180 (S 1), S 162, Berlin 2008.

Gutberlet M, Geier OM, Hahn D, Köstler H. Generalized density weighted imaging. Proc 16th annual meeting ISMRM, 2008; p1340. Toronto 2008

Gutberlet M, Hahn D, Köstler H. Virtual Coil Deconvolution for effective density weighted (VIDED) imaging. MAGMA 21 supplement 1, 770. Valencia 2008

Stäb D, **Gutberlet M**, Blaimer M, Breuer F, Hahn D, Köstler H. CAIPIRINHA accelerated simultaneous multi-slice real-time imaging using TrueFISP. MAGMA 21 supplement 1, 761. Valencia 2008

Geier O, **Gutberlet M**, Köstler H. Parallel Acquisiton for effective density weighted (PLANED) imaging for 3D imaging. MAGMA 21 supplement 1, 763. Valencia 2008 Stäb D, Ritter CO, Weng A, Gutberlet M, Wilhelm M, Hahn D, Beer MJ, Köstler H. Parallel Imaging to enhance SNR in myocardial first pass perfusion. European Radiology Suppl to VOL 18 S237. Porto, 2008

Gutberlet M, Oechsner M, Roth A, Hahn D, Köstler H. Virtual Coil Deconvolution for Effective Density-weighted imaging (VIDED imaging). Proceedings of the annual meeting of the RSNA 2008; SSQ 20-05, Chicago, 2008

Stäb D, **Gutberlet M**, Breuer FA, Blaimer M, Hahn D, Köstler H. CAIPIRINHA Accelerated Simultaneous Multi-Slice TrueFISP Real-Time Imaging. Proc 16th annual meeting ISMRM, 2009; p2659. Hawaii 2009

Stäb D, Ritter CO, Weng A, Beer MJ, **Gutberlet M**, Hahn D, Köstler H. Myocardial Perfusion Imaging Using CAIPIRINHA Accelerated Multi-Slice Saturation Recovery TrueFISP. Proc 16th annual meeting ISMRM, 2009; p1773. Hawaii 2009

Stäb D, Beer MJ, Weng A, **Gutberlet M**, Hahn D, Köstler H. Einsatz von Paralleler Bildgebung zur Steigerung des SNR in der MR-Herzperfusionbildgebung. Fortschr. Röntgenstr., Berlin 2009.

Hüper K, **Gutberlet M**, Gwinner W, Richter N, Hartung D, Galanski M. Diffusionstensor Bildgebung und Traktographie: Vergleich zwischen gesunden Nieren und Transplantatnieren. 13. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM e. V., P8, Essen 2010.

Hüper K, **Gutberlet M**, Rodt T, Gwinner W, Lehner F, Hartung D, Galanski M. Diffusion tensor imaging, tractography and arterial spin labelling in transplanted kidneys. European Congress of Radiology, SS 1207, B-537, Wien 2011.

Hüper K, **Gutberlet M**, Hartung D, Lehner F, Gwinner W, Ding X, Galanski M. Diffusion Tensor Imaging (DTI) and tractography for assessment of renal allograft dysfunction. ISMRM 2011, 2239, Montreal 2011.

Hüper K, **Gutberlet M**, Hartung D, Gwinner W, Lehner F, Galanski M. MRT Diffusionstensor Bildgebung und Arterial Spin Labeling zur Untersuchung der Transplantatnieren. Deutscher Röntgenkongress, WI-6865, Hamburg 2011.

Hüper K, **Gutberlet M**, Graumann B, Hartung D, Galanski M, Wagner A, Reiche D. MRT Diffusionstensor (DTI)- und BOLD-Bildgebung zur Beurteilung der diabetischen Nephropathie im Rattenmodell. Deutscher Röntgenkongress, WI-6866, Posterpreis "SSumma cum laude", Hamburg 2011.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Marcel Gutberlet
Freiligrathstraße 14
30171 Hannover Tel.: 05 11/ 700 37 66 7
Geb. am 29. Juli 1980 in Fulda
Ledig, deutsch

Schulbildung

1990–2000 Wigbert-Gymnasium in Hünfeld

Studium

10/ 2000– 10/ 2005 Studium der Physik an der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
Abschluss: Diplom-Physiker (Univ.)

10/ 2004– 10/ 2005 Diplomarbeit am Lehrstuhl für Theoretische Physik I
der Universität Würzburg
Thema: „Untersuchung von Metall-Isolator-Übergängen in einem un-
geordneten, wechselwirkenden Elektronensystem“

Promotion

seit 05/ 2006 Promotion am Lehrstuhl für Experimentelle Physik V
der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

Beruflicher Werdegang

seit 01/ 2010 Wissenschaftlicher Mitarbeiter des Instituts für diagnostische und
interventionelle Radiologie der Medizinischen Hochschule Hannover

Marcel Gutberlet

Hannover, 14. August 2011

Eidesstattliche Erklärung

gemäß §5 Absatz 1 Satz 4 und Absatz 2 Satz 2 der Promotionsordnung der Fakultät für Physik und Astronomie der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg.

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich, Marcel Gutberlet, geboren am 29.07.1980 in Fulda, die Dissertation selbständig angefertigt habe. Ich habe keine anderen Hilfsmittel als die in der Arbeit angegebenen benutzt. Alle Ausführungen, die wörtlich oder sinngemäß übernommen wurden, sind als solche gekennzeichnet. Die Dissertation wurde bisher weder vollständig noch teilweise einer anderen Hochschule mit dem Ziel, einen akademischen Grad zu erwerben, vorgelegt.

Am 22. 12. 2005 wurde mir von der Julius-Maximilians-Universität Würzburg der akademische Grad „Diplom-Physiker“ verliehen. Weitere akademische Grade habe ich weder erworben, noch versucht zu erwerben. Mir wurde kein akademischer Grad entzogen. Es wurde kein strafrechtliches Ermittlungsverfahren oder ein Disziplinarverfahren gegen mich eingeleitet.

Hannover, 14. August 2011

Marcel Gutberlet

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei zahlreichen Personen bedanken, die mich im Laufe der Entstehung dieser Arbeit unterstützt haben.

Ganz besonderen Dank möchte ich **Prof. Dr. Herbert Köstler** aussprechen, der die Begeisterung für das Thema dieser Arbeit in mir geweckt hat und in den zahlreichen Höhen und Tiefen im Laufe der Promotion wußte den Enthusiasmus durch Rat und Tat aufrechtzuerhalten. Neben der hervorragenden wissenschaftlichen Betreuung hat dazu ebenso das angenehme Arbeitsklima beigetragen.

Bei **Prof. Dr. Herbert Köstler**, **Prof. Dr. Peter Jakob** und **Prof. Dr. Dietbert Hahn** bedanke ich mich für das angesehene wissenschaftliche Umfeld, dass sie durch ihre Arbeit in Würzburg geschaffen haben und die mir die Forschung an einem aktuellen Thema der klinische MR-Bildgebung ermöglicht haben.

Als Mitstreiter der ersten Stunde danke ich **Andreas Weng** für die tolle Zusammenarbeit, das geduldige Lösen unserer Computer- und zahlreichen anderen Probleme (auch abseits seiner eigenen Promotion) sowie die hervorragenden Diskussionen. Mit **Markus Oechsner**, **Daniel Stüb**, **Johannes Tran-Gia** und **Tobias Wech** möchte ich mich bei der Arbeitsgruppe von **Prof. Dr. Herbert Köstler** für die exzellente Zusammenarbeit, die hervorragenden Gespräche und das ausgezeichnete Arbeitsklima während unserer gemeinsamen Zeit bedanken.

Oliver Geier, **Martin Blaimer** und **Felix Breuer** möchte ich für die gemeinsame Arbeit und die große Hilfsbereitschaft danken.

Bei den Kollegen des Instituts für Röntgendiagnostik bedanke ich mich für ihre tolle Unterstützung und Zusammenarbeit. Besonders den "C10"lern **Heidemarie Bückler-Hepp**, **Bettina Borst**, **Martina Radler**, **Christine Dörnfeld**, **Dorothea Blaut** und **Meryem Schmitt** sowie von ärztlicher Seite **Anne Roth**, **Meinrad Beer** und **Christian Ritter** möchte ich für das außergewöhnlich angenehme Arbeitsklima danken.

Als irrender Mensch sei **Martin Blaimer**, **Felix Breuer**, **Daniel Stüb**, **Tobias Wech** und **Katja Hüper** für das Korrekturlesen der Dissertation und die produktiven Verbesserungsschläge gedankt.

Danksagung

Ein riesengroßes Dankeschön gilt **Theresa Wenzel**, die mir vor allem zum Ende der Promotion den Rücken freigehalten hat und mir Kraft und Motivation gab.