

ERWEITERUNG DER ANATOMISCHEN
ABDECKUNG IN DER MRT DES HERZENS

DISSERTATION ZUR ERLANGUNG DES
NATURWISSENSCHAFTLICHEN DOKTORGRADES
DER JULIUS-MAXIMILIANS-UNIVERSITÄT WÜRZBURG

vorgelegt von
Daniel Stüb
aus Memmingen

Würzburg, April 2013

Eingereicht am: 15. April 2013
bei der Fakultät für Physik und Astronomie

1. Gutachter: Prof. Dr. P. M. Jakob
2. Gutachter: Prof. Dr. H. Köstler
der Dissertation

Vorsitzender: Prof. Dr. T. Trefzger

1. Prüfer: Prof. Dr. P. M. Jakob
2. Prüfer: Prof. Dr. H. Köstler
3. Prüfer: Prof. Dr. B. Trauzettel
im Promotionskolloquium

Tag des Promotionskolloquiums: 11. Dezember 2013

Doktorurkunde ausgehändigt am: ...

*Das Schönste und Tiefste,
was der Mensch erleben kann,
ist das Gefühl der Verbundenheit
mit dem Unausprechlichen.
In diesem Sinne bin ich religiös.*

ALBERT EINSTEIN

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	9
Magnetresonanztomographie des Herzens	9
Technische Entwicklungen	10
Ziele dieser Arbeit	11
1 Grundlagen der Magnetresonanztomographie	13
1.1 Magnetische Kernresonanz	13
1.2 Relaxation und Bloch-Gleichungen	15
1.3 Ortskodierung und Bildgebung	16
1.3.1 Frequenzkodierung und k-Raum Formalismus	17
1.3.2 Schichtselektion	18
1.3.3 Phasenkodierung	19
1.4 Datenakquisition und Bildrekonstruktion	21
1.4.1 Konsequenzen der diskreten Abtastung	21
1.4.2 Konsequenzen der endlichen Abtastung	22
1.5 <i>Fourier-Shift</i> -Theorem	25
1.6 Punktantwort und Ortsauflösung	26
1.7 Signal-zu-Rausch-Verhältnis	27
1.8 Schnelle Bildgebungssequenzen	29
1.8.1 <i>Fast Low Angle Shot</i>	29
1.8.2 <i>Balanced Steady State Free Precession</i>	30
2 Grundlegende Beschleunigungsverfahren	35
2.1 Hintergrund	35
2.2 Parallele Bildgebung	35
2.2.1 Mehrkanalspulensysteme	35
2.2.2 Prinzip der Parallelen Bildgebung	36
2.2.3 GRAPPA	37
2.2.4 SNR-Verluste und Rekonstruktionsfehler	41
2.3 Partielle Fourierbildgebung	43
2.4 <i>Compressed Sensing</i>	44
2.4.1 Einführung	44
2.4.2 Sparsität und Komprimierbarkeit	46

2.4.3	Datenakquisition und Inkohärenz	46
2.4.4	Unterabtastung	48
2.4.5	Signalrekonstruktion	50
2.4.6	<i>Iterative Soft Thresholding</i>	52
2.5	Simultane Multischichtbildgebung	53
2.5.1	Einführung	53
2.5.2	Simultane Anregung und Einfluss der Anregungsphase	55
2.5.3	Beschleunigte Multischichtbildgebung (MS-CAIPIRINHA)	57
3	Anatomie, Physiologie und Erkrankungen des Herzens	61
3.1	Anatomie	61
3.2	Herzfunktion	63
3.3	Perfusion des Myokards	63
4	Grundlegende Verfahren in der Magnetresonanztomographie des Herzens	65
4.1	Funktionelle Herzbildgebung	65
4.1.1	Echtzeitbildgebung	65
4.1.2	Segmentierte Cine-Bildgebung	66
4.2	<i>First-Pass</i> -Herzperusionsbildgebung	67
5	Simultane Multischichtbildgebung mit bSSFP-Sequenzen	71
5.1	Motivation	71
5.2	Theoretische Grundlagen	72
5.3	Methoden	77
5.4	Ergebnisse	81
5.5	Diskussion der Ergebnisse	86
5.6	Zusammenfassung	94
6	Hochaufgelöste <i>First-Pass</i>-Herzperusionsbildgebung mit MS-CAIPIRINHA	95
6.1	Motivation	95
6.2	Theoretische Grundlagen	96
6.3	Methoden	97
6.4	Ergebnisse	101
6.5	Diskussion der Ergebnisse	107
6.6	Zusammenfassung	113
7	Hochaufgelöste <i>First-Pass</i>-Herzperusionsbildgebung mit einer Kombination aus MS-CAIPIRINHA und <i>Compressed Sensing</i>	115
7.1	Motivation	115
7.2	Theoretische Grundlagen	116

7.2.1	Kombination von MS-CAIPIRINHA und <i>Compressed Sensing</i>	116
7.2.2	<i>Compressed Sensing</i> in der <i>First-Pass</i> -Herzperfu- sionsbildgebung	119
7.2.3	Rekonstruktionsfehler bei <i>Compressed Sensing</i> und deren Evaluation	120
7.3	Methoden	125
7.3.1	Evaluation von Sparsifizierungstransformationen, Ab- tastschemata und Rekonstruktionsparametern	129
7.3.2	Evaluation des CS-CAIPI-Konzepts	130
7.3.3	Evaluation einer ausschließlich mit <i>Compressed Sen- sing</i> beschleunigten Einzelschichtakquisition	130
7.3.4	<i>In-vivo</i> -Messungen mit dem CS-CAIPI-Konzept	131
7.4	Ergebnisse	131
7.4.1	Evaluation von Sparsifizierungstransformationen, Ab- tastschemata und Rekonstruktionsparametern	131
7.4.2	Evaluation des CS-CAIPI-Konzepts	133
7.4.3	Evaluation einer ausschließlich mit <i>Compressed Sen- sing</i> beschleunigten Einzelschichtakquisition	141
7.4.4	<i>In-vivo</i> -Messungen mit dem CS-CAIPI-Konzept	144
7.5	Diskussion der Ergebnisse	144
7.6	Zusammenfassung	154
	Zusammenfassung	157
	Summary	163
	Literaturverzeichnis	167
	Anhang	179
	A.1 Herleitung der Präparationsanregung	179
	Danksagung	183
	Publikationen	185

Einleitung

Magnetresonanztomographie des Herzens

Erkrankungen des Herzens stellen in westlichen Industrienationen die häufigste Todesursache dar. Auch in Deutschland gehen nach Auskunft des statistischen Bundesamtes [1] über 30% der Todesfälle auf akute oder chronische Herzleiden zurück. Die wichtigste und am häufigsten zum Tod führende Erkrankung ist dabei die Ischämische oder Koronare Herzkrankheit. Sie bezeichnet Erkrankungen der Herzkranzgefäße, die zu einer Beeinträchtigung der Durchblutung und damit zu einer Verminderung bzw. einem gänzlichen Ausfall der Sauerstoffversorgung des Herzmuskels führen. Zu den Folgeerscheinungen zählen Herzrhythmusstörungen, das Absterben von Myokardgewebe (Herzinfarkt), Bewegungsstörungen der Herzwand sowie der plötzliche Herztod. Zur Diagnose der Ischämischen Herzkrankheit steht eine Vielzahl an Methoden zur Verfügung. Dazu gehören klassische Untersuchungen wie die Auskultation (Abhören) oder die Elektrokardiographie (EKG), aber auch bildgebende Verfahren wie die Echokardiographie (Ultraschall) oder die mit einer erheblichen Strahlenbelastung verbundene Herzkatheteruntersuchung. In der modernen Herzdiagnostik kommen zunehmend auch tomographische (Schnittbild-)Verfahren, wie die Computertomographie (CT) oder die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) zum Einsatz.

Neben diesen Verfahren hat sich in den letzten Jahren auch die Magnetresonanztomographie (MRT) etablieren können [2–6]. Sie ist im Gegensatz zu den anderen tomographischen Verfahren oder der Herzkatheteruntersuchung vollkommen nichtinvasiv, d. h. nicht mit einer Strahlenexposition des Patienten verbunden. Mit ihrer Hilfe kann die untersuchte Anatomie schichtweise und mit einer Vielzahl an Kontrasten dargestellt werden. Einerseits kann der Bildkontrast je nach angewandter Untersuchungsmethode von gewebespezifischen Parametern – dazu gehören die Spindichte, sowie die Relaxationszeiten T_1 und T_2 – abhängig gemacht werden, andererseits eröffnet die Gabe von Kontrastmittel zusätzliche Optionen den Bildkontrast zu verändern bzw. Gewebeeigenschaften hervorzuheben. Dynamische Bilderserien, bestehend aus vielen in kurzem zeitlichem Abstand nacheinander akquirierten Bildern derselben Anatomie, ermöglichen überdies eine Charakterisierung der Organfunktio-

on. So kann mit Cine- und Echtzeittechniken beispielsweise die Schlagbewegung des Herzens dargestellt werden und mit Hilfe der kontrastmittelgestützten *First-Pass*-Herzperusionsbildgebung die Durchblutung des Herzmuskels untersucht werden. Eine detaillierte Auswertung der dynamischen Aufnahmen ermöglicht die Quantifizierung verschiedenster Funktionsparameter. Dazu zählen beispielsweise die Ejektionsfraktion, das Schlagvolumen oder der myokardiale Blutfluss.

Zu den bedeutendsten Nachteilen der MRT zählen die ausgedehnten Bildakquisitionszeiten und die im Vergleich zu anderen Bildgebungsmodalitäten (z. B. CT) langen Untersuchungszeiten. Letztere wirken sich negativ auf den Patientenkomfort aus, der aufgrund der Bauweise der Tomographen bereits stark eingeschränkt ist, und verursachen überdies hohe patientenspezifische Kosten. Die ausgedehnten Bildakquisitionszeiten sind auch hinsichtlich der Physiologie des zu untersuchenden Patienten problematisch. Das Auftreten von Atmung, Herzschlag, Blutfluss oder anderen Spinbewegungen während der Datenakquisition kann zu signifikanten Bildfehlern oder -unschärfen führen. Entsprechend werden in der MRT des Herzens nahezu alle Untersuchungen im Atemanhaltezustand durchgeführt. Ferner wird die Datenakquisition mittels EKG an den Herzrhythmus des Patienten angepasst und so kurz wie möglich gestaltet oder segmentiert und auf mehrere Herzschläge aufgeteilt. Trotz des erheblichen Mehraufwandes verbleiben in den meisten Fällen Konflikte zwischen räumlicher und zeitlicher Auflösung, dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (engl. *signal-to-noise ratio*, SNR) oder dem bei der Untersuchung abgedeckten Herzvolumen (anatomische Abdeckung). Darüber hinaus erfordern die zahlreichen Atemstopps die aktive Mitarbeit des Patienten, verlängern die Untersuchungsdauer und verringern den Patientenkomfort erheblich.

Technische Entwicklungen

Technische Neuerungen, Veränderungen im Bereich der Aufnahmetechnik sowie die Entwicklung von Beschleunigungsverfahren haben die MRT des Herzens, ungeachtet der genannten Limitationen, zu einer attraktiven und zuverlässigen klinischen Technologie werden lassen [4]. Zu erwähnen ist hierbei vor allem der sukzessive Fortschritt beim Bau von Gradientensystemen. Ihre Schnelligkeit und Genauigkeit ist mittlerweile ausreichend für eine robuste Anwendung von *Steady-State*-Aufnahmetechniken wie *balanced Steady State Free Precession* (bSSFP) [7]. Das Verfahren liefert, trotz kurzer Akquisitionszeiten, ein sehr hohes Signal- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis sowie einen für die MRT des Herzens exzellenten Blut-Gewebe-Kontrast [4]. Mehrkanalspulen [8] sowie die Entwicklung dedizierter Empfangselemente für die Herzbildgebung ermöglichten zudem signifikante Verbesserungen des SNR.

Besonders wichtig für die MRT des Herzens sind Beschleunigungsverfahren, zu denen insbesondere die klinisch verfügbare Parallele Bildgebung

[9, 10], aber auch *k-t Broad-use Linear Acquisition Speed-up Technique* (k-t-BLAST) und *k-t Sensitivity Encoding* (k-t-SENSE) [11] sowie das noch sehr junge und momentan viel diskutierte *Compressed Sensing* [12–14] gehören. Die Beschleunigungstechniken verzichten zum Teil auf die gradientenbasierte Ortskodierung und rekonstruieren anschließend die im k-Raum fehlenden Daten mit Hilfe zusätzlicher Informationen. Die verkürzte Datenakquisition reduziert den Einfluss der Körperphysiologie auf die Bildgebung und ermöglicht die Verbesserung von räumlicher und zeitlicher Auflösung sowie eine Erweiterung der anatomischen Abdeckung [2, 3, 15, 16]. In der *First-Pass*-Herzperfusion bildgebung gelang insbesondere eine Steigerung der räumlichen Auflösung [17–20]. Zur Erweiterung der anatomischen Abdeckung wurden ebenso Methoden vorgestellt [21–23].

Trotz dieser vielversprechenden Entwicklungen ist die MRT des Herzens nach wie vor mit Einschränkungen verbunden. Speziell bei der Erweiterung der anatomischen Abdeckung sind die genannten Beschleunigungsverfahren sehr ineffektiv. So muss die Datenakquisition für eine zu messende Schicht signifikant reduziert werden, um die Akquisition einer weiteren Schicht innerhalb der zur Verfügung stehenden Zeit zu realisieren. Messzeitverkürzungen dieser Art sind mit signifikanten SNR-Verlusten verbunden, die häufig nicht kompensiert werden können. So ist in der zweidimensionalen *First-Pass*-Herzperfusion bildgebung eine vollständige Abdeckung des Herzmuskels mit Hilfe der bisherigen Entwicklungen nicht erreichbar. Auch die zahlreichen Atemstopps, die beispielsweise bei den Cine-Untersuchungen zur schichtweisen Abdeckung des Herzmuskels erforderlich sind, tragen erheblich zu langen Untersuchungszeiten bei. Als Alternative zu der oben beschriebenen konventionellen Art der Beschleunigung wurde in den vergangenen Jahren die simultane Multischicht bildgebungstechnik *Multi-Slice Controlled Aliasing In Parallel Imaging Results In Higher Acceleration* (MS-CAIPIRINHA) [24] entwickelt. Das Verfahren ist eine Weiterentwicklung von *Phase Offset Multi-Planar* (POMP) [25] und ermöglicht es, Spins in mehreren Schichten gleichzeitig anzuregen. Durch die simultane Anregung gelingt die Akquisition dieser Schichten in der Zeit, die konventionell zur Akquisition einer einzelnen Schicht benötigt wird. Eine Verkürzung der Datenakquisition ist hierbei nicht erforderlich, so dass das SNR und die Bildqualität nahezu vollständig erhalten werden können.

Ziele dieser Arbeit

Das primäre Ziel dieser Arbeit war es deshalb, Strategien und Konzepte zur Expansion der anatomischen Abdeckung in der zweidimensionalen *First-Pass*-Herzperfusion bildgebung, aber auch in der funktionellen Herzbildgebung, zu entwickeln und zu evaluieren. Insbesondere sollte dabei die simultane Multischicht bildgebungstechnik MS-CAIPIRINHA zum Einsatz kommen. Die

EINLEITUNG

Konzepte werden in den folgenden Kapiteln, zusammen mit den elementaren Prinzipien der MRT, Einblicken in die Anatomie und Physiologie des Herzens sowie die für diese Arbeit grundlegenden Bildgebungs- und Beschleunigungstechniken, vorgestellt.

Kapitel 1

Grundlagen der Magnetresonanztomographie

1.1 Magnetische Kernresonanz

Die magnetische Kernresonanz (engl. *Nuclear Magnetic Resonance*) bildet die Grundlage der Magnetresonanztomographie (MRT). Sie wurde 1946 von Edward Purcell [26] und Felix Bloch [27] unabhängig voneinander entdeckt. Sie ist zu beobachten, wenn Atomkerne mit einem von null verschiedenen magnetischen Moment in ein Magnetfeld gebracht werden. Das Phänomen ist in den folgenden Abschnitten kurz beschrieben. Für eine ausführlichere Abhandlung sei auf [28] verwiesen.

Ein magnetisches Moment $\vec{\mu} \neq 0$ existiert, wenn der Atomkern einen Drehimpuls (Kernspin) \vec{I} besitzt. Es gilt:

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

wobei γ eine für jeden Atomkern charakteristische Proportionalitätskonstante darstellt. Sie wird als gyromagnetisches Verhältnis bezeichnet. Die in der MRT hauptsächlich betrachteten Protonen (1H) und viele weitere MRT-taugliche Kerne (z. B. ^{13}C , ^{15}N , ^{19}F , ^{31}P) sind Spin-1/2-Teilchen, besitzen also $I = 1/2$. Innerhalb eines äußeren Magnetfelds richten Spinsysteme dieser Art ihren Spin parallel (\uparrow) bzw. antiparallel (\downarrow) zum Magnetfeld aus. Die beiden Spin-zustände sind dabei mit unterschiedlichen Energieeigenwerten verknüpft:

$$E_{\uparrow,\downarrow} = \mp \frac{1}{2} \gamma \hbar B_0, \quad \text{mit } \hbar = h/2\pi. \quad (1.2)$$

Hier bezeichnet h das Plancksche Wirkungsquantum ($h = 6,62 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$) und B_0 die magnetische Flussdichte des äußeren magnetischen Felds $\vec{B}_0 = B_0 \vec{e}_z$, das der Konvention nach grundsätzlich in z -Richtung ausgerichtet ist. Für die Differenz der beiden Energieniveaus gilt:

$$\Delta E = E_{\downarrow} - E_{\uparrow} = \hbar \gamma B_0. \quad (1.3)$$

Man erkennt die Entartung der Energiezustände für $B_0 = 0$ sowie die zu B_0 proportionale Aufspaltung der Energiezustände, die unter dem Namen Kern-Zeeman-Effekt bekannt ist.

In einem makroskopischen System mit N_{Ensemble} Kernspins ist die Besetzung der Energiezustände durch die Boltzmann-Verteilung gegeben. Bei der Temperatur T beträgt das Verhältnis der Besetzungszahlen:

$$\frac{N_{\uparrow}}{N_{\downarrow}} = e^{\Delta E/k_B T} = \exp\left(\frac{\gamma \hbar B_0}{k_B T}\right). \quad (1.4)$$

Dabei bezeichnen N_{\uparrow} und N_{\downarrow} die Anzahl der parallel bzw. antiparallel ausgerichteten Spins und k_B die Boltzmann-Konstante ($k_B = 1,3807 \cdot 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$). Aufgrund der unterschiedlichen Besetzung der Energieniveaus besitzt das System eine Nettomagnetisierung, welche sich durch Summieren über alle magnetischen Momente der N_{Ensemble} Kernspins im System berechnen lässt:

$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^{N_{\text{Ensemble}}} \vec{\mu}_i. \quad (1.5)$$

V bezeichnet dabei das Volumen des Spinsystems. Im thermischen Gleichgewicht ist der Vektor \vec{M} parallel zu \vec{B}_0 ausgerichtet. Sein Betrag wird in diesem Fall Gleichgewichtsmagnetisierung M_0 genannt.

Durch Einstrahlen eines magnetischen Wechselfeldes \vec{B}_1 senkrecht zu \vec{B}_0 können Übergänge zwischen den beiden Energieniveaus induziert und das Spinsystem angeregt werden, sofern die Frequenz ω_0 des oszillierenden Magnetfelds die Resonanzbedingung

$$\hbar \omega_0 = \Delta E = \hbar \gamma B_0 \quad (1.6)$$

erfüllt. ω_0 wird Larmorfrequenz genannt. Durch die kohärente Anregung des gesamten Spinensembles wird der Magnetisierungsvektor \vec{M} um die Richtung des anregenden Felds \vec{B}_1 rotiert und damit aus seiner Gleichgewichtslage ausgelenkt. Der Winkel der Auslenkung $\alpha = \angle(\vec{B}_0, \vec{M})$ ist durch die Zeitdauer der Anregung τ sowie die Amplitude des anregenden Feldes bestimmt:

$$\alpha = \gamma \int_0^{\tau} |\vec{B}_1| dt. \quad (1.7)$$

Er wird als Flipwinkel bezeichnet. Nach der Anregung präzediert die Magnetisierung \vec{M} um die Richtung des äußeren Magnetfelds \vec{B}_0 . Die entsprechende Bewegungsgleichung lautet:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B}_0. \quad (1.8)$$

Der zur Achse des Magnetfelds parallele Anteil der Magnetisierung M_z wird als Longitudinalmagnetisierung bezeichnet, der zur Achse des Magnetfelds

senkrechte Anteil als Transversalmagnetisierung $\vec{M}_\perp = M_x\vec{e}_x + M_y\vec{e}_y$ (M_x und M_y beschreiben hierbei die Anteile von \vec{M} entlang \vec{e}_x bzw. \vec{e}_y). Letztere kann in einer, in der Nähe des Systems senkrecht zu \vec{B}_0 positionierten Empfangsspule als induzierte Spannung nachgewiesen werden. Unter Annahme idealer Bedingungen – die Spins werden resonant mit der Larmorfrequenz ω_0 angeregt und es existieren keine Wechselwirkungen zwischen den Spins und ihrer Umgebung sowie zwischen den Spins untereinander – wird im Anschluss an eine Anregung in der Empfangsspule ein Signal

$$\tilde{s}(t) \propto \int d^3\vec{r} \rho(\vec{r}) e^{i\omega_0 t} \quad (1.9)$$

detektiert. Der Faktor $\rho(\vec{r})$ wird als effektive Spindichte bezeichnet.

An klinischen Systemen kommen magnetische Flussdichten B_0 im Bereich von 0,2 bis 7 T zum Einsatz, wobei der überwiegende Teil der Geräte bei 1,5 und 3 T betrieben wird. Mit $\gamma_H = 2,675 \cdot 10^8 \text{ s}^{-1} \text{ T}^{-1}$ ergeben sich die Resonanzfrequenzen $\nu = \frac{\omega_0}{2\pi}$ zu 63,86 MHz (1,5 T) bzw. 127,72 MHz (3,0 T). Sie liegen im Radiofrequenz (RF)-Bereich, weshalb der Vorgang der Spinanregung auch Einstrahlen eines RF-Pulses genannt wird.

1.2 Relaxation und Bloch-Gleichungen

In realen Systemen können die genannten Wechselwirkungen der Spins nicht vernachlässigt werden. Sie sind vielmehr verantwortlich für wichtige Mechanismen, die unter dem Begriff Relaxation zusammengefasst werden und im Folgenden kurz beschrieben sind. Eine detaillierte Darstellung ist in [28] zu finden.

Die sogenannte Spin-Gitter- oder T_1 -Relaxation bewirkt den Übergang eines Systems in sein thermisches Gleichgewicht. Ursache ist die Dipol-Dipol-Wechselwirkung zwischen den Spins und ihrer Umgebung, dem sogenannten Gitter. Die Wechselwirkung wird durch thermische Bewegung im Gitter hervorgerufen. Sie induziert Übergänge zwischen den einzelnen Spinzuständen und führt so zu einem Austausch von Energie zwischen Spins und Gitter. Beim Übergang ins thermische Gleichgewicht regeneriert sich die Longitudinalmagnetisierung. Ihre zeitliche Änderung

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{1}{T_1} (M_0 - M_z). \quad (1.10)$$

ist durch die gewebespezifische Relaxationszeit T_1 charakterisiert.

Indessen beschreibt die Spin-Spin- oder T_2 -Relaxation den irreversiblen Verlust von Transversalmagnetisierung, bedingt durch die Wechselwirkung der Spins mit den Spins in ihrer Umgebung. Es kommt zu einem Verlust der Kohärenz (Dephasierung) der Spins im Ensemble. Die Konsequenz ist ein exponentieller Abfall des Betrags der Transversalmagnetisierung, welcher durch

die gewebespezifische Relaxationszeit T_2 charakterisiert ist. Für die zeitliche Änderung von M_\perp gilt:

$$\frac{dM_\perp}{dt} = -\frac{1}{T_2}M_\perp. \quad (1.11)$$

Inhomogenitäten des äußeren Magnetfelds sowie Suszeptibilitätsschwankungen innerhalb der Probe können die Spindephasierung zusätzlich verstärken. Effektiv kommt es dabei zu einer reversiblen Beschleunigung der T_2 -Relaxation. In diesem Fall wird die verkürzte Relaxationszeit mit T_2^* bezeichnet.

Berücksichtigt man die Relaxationseffekte in der Bewegungsgleichung 1.8, so erhält man die sogenannten Bloch-Gleichungen in Anwesenheit eines homogenen externen Magnetfelds:

$$\begin{aligned} \frac{dM_x}{dt} &= \omega_0 M_y - \frac{M_x}{T_2} \\ \frac{dM_y}{dt} &= -\omega_0 M_x - \frac{M_y}{T_2} \\ \frac{dM_z}{dt} &= \frac{M_0 - M_z}{T_1} \end{aligned} \quad (1.12)$$

1.3 Ortskodierung und Bildgebung

Zur Durchführung von orts aufgelösten Bildgebungsexperimenten muss das im Objekt erzeugte Signal mit Ortsinformationen versehen werden. In der MRT geschieht dies durch Überlagern des äußeren Magnetfelds \vec{B}_0 mit Magnetfeldgradienten der Form¹:

$$\vec{G}_r(t) = \nabla B_z(\vec{r}, t), \quad \text{wobei } \nabla \vec{G}_r = 0. \quad (1.13)$$

Durch das Anlegen eines solchen Gradienten wird die Präzessionsfrequenz der Spins ω abhängig vom Ort \vec{r} :

$$\omega(\vec{r}, t) = -\gamma \left(B_0 + \vec{G}(t) \vec{r} \right) = \omega_0 - \gamma \vec{G}(t) \vec{r}. \quad (1.14)$$

Während der Zeit t akkumulieren die Spins dabei die Phase:

$$\Phi(\vec{r}, t) = \int_0^t (\omega(\vec{r}, t') - \omega_0) dt' = -\gamma \vec{r} \int_0^t \vec{G}(t') dt'. \quad (1.15)$$

Die Ortskodierung mit Hilfe von Magnetfeldgradienten wurde 1973 erstmals durch Lauterbur beschrieben [29]. Sie bildet den Grundstein der MRT und ist in den folgenden Abschnitten näher erläutert. Die dabei vorgenommene Wahl der Raumrichtungen ist Konvention.

¹Die Zeitabhängigkeit schließt die Möglichkeit mit ein, den Gradienten während einer Messung zu verändern.

1.3.1 Frequenzkodierung und k-Raum Formalismus

Das durch eine Anregung erzeugte Signal kann während der Signaldetektion entlang einer beliebigen Raumrichtung kodiert werden. Durch Anlegen eines Gradienten $G_x(t) = \frac{\partial B_z}{\partial x}$ in x -Richtung werden die Larmorfrequenzen entlang \vec{e}_x moduliert. Das währenddessen in der Empfangsspule induzierte Signal ergibt sich aus der Summe der Einzelsignale der an den unterschiedlichen Orten \hat{x} mit der Frequenz $\omega(\hat{x}, t)$ präzedierenden Spins:

$$\tilde{s}(t) \propto \int \rho(\hat{x}) e^{i\omega(\hat{x}, t)t} d\hat{x}, \quad (1.16)$$

wobei

$$\rho(\hat{x}) = \int \int dy dz \rho(\vec{r})$$

die eindimensionale Projektion der zum Signal beitragenden Spindichte des Objekts auf die x -Achse darstellt. Die Differentiale dy und dz entlang \vec{e}_y und \vec{e}_z spannen hierbei zusammen mit dem Differential dx entlang \vec{e}_x das infinitesimale Volumenelement dV des Objekts mit dem Volumen V (vgl. Gl. 1.5) auf. Das Signal wird innerhalb der Empfangskette mit der Larmorfrequenz ω_0 demoduliert. Die Betrachtung der an den einzelnen Orten akkumulierten Phasen liefert schließlich das zum Zeitpunkt t gemessene Signal²:

$$s(t) = \int \rho(\hat{x}) e^{i\Phi(\hat{x}, t)} d\hat{x} = \int \rho(\hat{x}) \exp\left(-i\gamma\hat{x} \int_0^t G_x(t') dt'\right) d\hat{x}. \quad (1.17)$$

Man erkennt, dass das detektierte Signal $s(t)$ der Fouriertransformierten der Spindichte $\rho(\hat{x})$ entlang \vec{e}_x entspricht. Folglich lässt sich die Spindichte $\rho(\hat{x})$ aus dem Frequenzspektrum des gemessenen Signals ableiten. Diese Art der Ortskodierung bezeichnet man entsprechend als Frequenzkodierung. Aufgrund der gleichzeitig stattfindenden Signaldetektion wird die Richtung, entlang der die Frequenzkodierung stattfindet, auch als Leserichtung und der zugehörige Gradient G_x als Lesegradient bezeichnet.

Die Detektion des Signals als räumliches Frequenzspektrum des Objekts motiviert die Einführung des sogenannten k-Raum-Konzepts [30, 31]. Durch die Definition der räumlichen Frequenz

$$k_x = \gamma \int_0^t G_x(t') dt' \quad (1.18)$$

lässt sich Gl. 1.17 deutlich vereinfachen. Man erhält:

$$s(k_x) = \int \rho(\hat{x}) e^{-ik_x \hat{x}} d\hat{x}. \quad (1.19)$$

²Sämtliche signalverändernden Effekte der Empfangskette seien in der effektiven Spindichte $\rho(\vec{r})$ berücksichtigt. Für eine ausführliche Betrachtung und Herleitung des sich ergebenden Signals sei auf [28] verwiesen.

Die Detektion des Signals erfolgt damit in dem durch k_x aufgespannten räumlichen Frequenzraum (k-Raum). Üblicherweise wird das Signal diskret in regelmäßigen Zeitabständen Δt_S abgetastet. Ist während der Detektion ein konstanter Lesegradient angelegt, wird der k-Raum mit konstanter Geschwindigkeit durchfahren und das Signal an äquidistant verteilten Punkten im k-Raum gemessen. Der Abstand zweier k-Raum-Punkte beträgt dann $\Delta k_x = \Delta t_S \gamma G_x$. Üblicherweise wird die Datenakquisition symmetrisch um $k_x = 0$ im Intervall $-k_x^{max} \leq k_x \leq +k_x^{max}$ durchgeführt. Demzufolge muss der k-Raum-Vektor vor der Datenakquisition an den Startpunkt $-k_x^{max}$ gesetzt werden, was durch Vorschalten eines Gradienten in Leserichtung mit negativem Vorzeichen erreicht wird (Abb. 1.1).

Zur Verallgemeinerung des k-Raum-Konzepts auf zwei bzw. drei Dimensionen definiert man analog zu (1.18) die Frequenzen:

$$k_y = \gamma \int_0^t G_y(t') dt' \quad (1.20)$$

sowie:

$$k_z = \gamma \int_0^t G_z(t') dt'. \quad (1.21)$$

für Gradienten G_y und G_z in y und z -Richtung. Durch Erweitern von (1.19) erhält man das Signal im durch k_x , k_y und k_z aufgespannten dreidimensionalen k-Raum:

$$s(k_x, k_y, k_z) = \int \int \int \rho(\vec{r}) e^{-ik_x x - ik_y y - ik_z z} dx dy dz. \quad (1.22)$$

Das Signal entspricht der dreidimensionalen Fouriertransformation der Spindichte $\rho(\vec{r})$. Das Schalten der Gradienten erzeugt ein Abbild des Objekts im räumlichen Frequenzraum. Die Spindichte bzw. das orts aufgelöste Bild des Objekts erhält man durch Bilden der inversen Fouriertransformation des detektierten Signals. Um das Bild der Spindichte rekonstruieren zu können, muss das Signal im k-Raum vollständig kodiert, also an jedem Punkt \vec{k} im k-Raum gemessen worden sein. Die Vorgehensweise zur Datenakquisition ist in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

1.3.2 Schichtselektion

Zu Beginn eines konventionellen Bildgebungsexperiments wird die sogenannte Schichtselektion durchgeführt. Sie erlaubt es, die Herkunft des detektierten Signals auf ein schichtförmiges Volumen innerhalb des Objekts zu beschränken. Die selektiven Anregungspulse, die dabei zum Einsatz kommen, regen lediglich Spins an, deren Larmorfrequenz ω innerhalb eines durch Bandbreite BW_{RF} und Zentralfrequenz ω_{RF} fest definierten Frequenzintervalls liegt. Wird während der Applikation eines solchen RF-Pulses ein Gradient $G_z = \frac{\partial B_z}{\partial z}$ in

z -Richtung angelegt, so findet die Anregung ausschließlich innerhalb einer zu \vec{e}_z orthogonalen Schicht statt. Aus Gl. 1.14 ergibt sich für die Position z_0 der Schicht:

$$z_0 = -\frac{\omega_{\text{RF}} - \omega_0}{\gamma G_z}. \quad (1.23)$$

Sie kann durch Verändern der zentralen Anregungsfrequenz ω_{RF} angepasst werden. Für die Dicke der Schicht Δz erhält man [28]:

$$\Delta z = \frac{BW_{\text{RF}}}{\gamma G_z}. \quad (1.24)$$

Bei der konventionellen 2D-Bildgebung wird die Schichtdicke Δz dünn gewählt. Die Herkunft des im k -Raum detektierten Signals ist damit in z -Richtung festgelegt. Auf eine weitere Ortskodierung entlang \vec{e}_z kann verzichtet werden. Der zu akquirierende k -Raum ist zweidimensional. Im Gegensatz dazu wird bei der 3D-Bildgebung ein größeres Volumen mit größerer Dicke Δz bzw. das gesamte Objekt global angeregt. Die Rekonstruktion einzelner Schichten innerhalb des Volumens erfordert folglich eine weitere Ortskodierung entlang \vec{e}_z .

Die durch den Schichtselektionsgradienten während der Anregung verursachte Dephasierung der Spins entlang \vec{e}_z muss im Anschluss an die Anregung durch Anlegen eines Gradienten mit entgegengesetztem Vorzeichen kompensiert werden.

1.3.3 Phasenkodierung

Die Ortskodierung wird durch die sogenannte Phasenkodierung vervollständigt. Sie erfolgt zwischen Anregung und Datenakquisition und wird im Fall der 2D Bildgebung in y -Richtung, entsprechend auch Phasenkodierrichtung genannt, durchgeführt. Durch Anlegen eines Gradienten $G_y(t) = \frac{\partial B_z}{\partial y}$ werden die Larmorfrequenzen entlang \vec{e}_y kurzfristig moduliert. Abhängig vom Ort y akkumulieren die Spins während der Zeit t die Phase (vgl. Gl. 1.15):

$$\Phi(y, t) = \gamma y \int_0^t G_y(t') dt' \quad (1.25)$$

Nach Abschalten des Gradienten präzedieren die Spins entlang \vec{e}_y mit derselben Larmorfrequenz weiter, weisen aber eine unterschiedliche, vom Ort y abhängige Phase auf. Das während eines anschließenden Frequenzkodiervorgangs im k -Raum detektierte Signal ergibt sich aus Gl. 1.22.

Abbildung 1.1 zeigt den Ablauf (Sequenz) eines 2D-Bildgebungsexperiments. Nach der selektiven Anregung der abzubildenden Schicht (A) wird das Signal phasenkodiert (B) und anschließend im Zuge der Frequenzkodierung (C) detektiert. Da nach der Spinanregung lediglich Gradienten zur Erzeugung des Echos (De- und Rephasierung der Spins) verwendet werden, bezeichnet

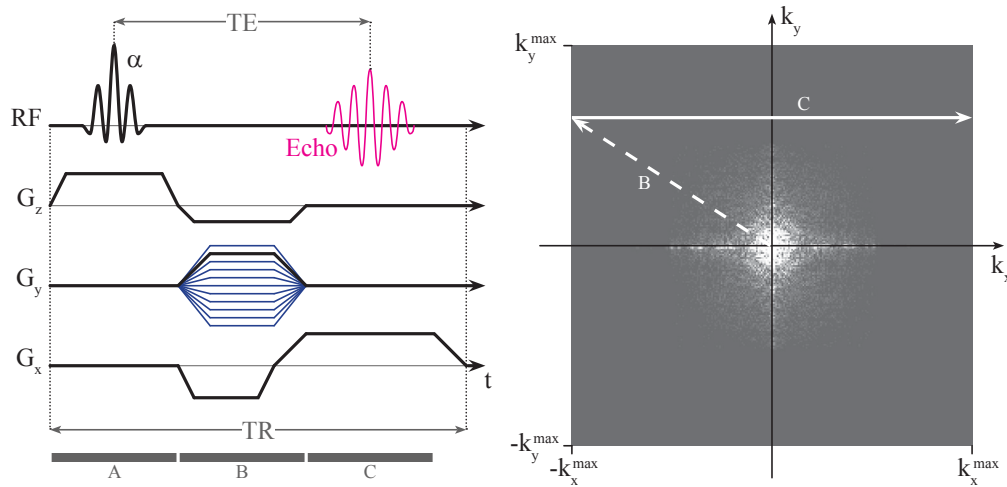


Abbildung 1.1: Ortskodierung bei einem 2D-Gradientenecho-Experiment. Während des Experiments wird der links schematisch dargestellte Ablauf (Sequenzschema) mehrfach wiederholt. Nach der Schichtselektion (A) erfolgt die Phasenkodierung (B). Anschließend wird im Zuge der Frequenzkodierung (C) das Signal (Echo) detektiert. Der zweidimensionale k-Raum (rechts) wird dabei wie anhand der Pfeile gezeigt durchfahren. Die während der Phasenkodierung (B) geschalteten Gradienten setzen den k-Raum Vektor an den Beginn $(-k_x^{\max}, k_y)$ der zu akquirierenden Zeile (vgl. Kap. 1.3.1) und rephasieren die während der Schichtselektion dephasiierten Spins (vgl. Kap. 1.3.2). Die zu akquirierende k-Raum-Zeile wird schließlich während des Frequenzkodiervorgangs (C) in diskreten Schritten Δk_x abgetastet.

man die Messtechnik auch als Gradientenecho. Bei jeder der mit einem spezifischen Gradientenmoment durchgeführten Phasenkodierung wird lediglich ein spezifisches k_y ausgewählt. Zur vollständigen Abtastung des zweidimensionalen k-Raums muss das Experiment mit unterschiedlichen Gradientenmomenten für alle k_y wiederholt werden. Das ortsaufgelöste Bild der Spindichte in der angeregten Schicht erhält man aus der zweidimensionalen inversen Fouriertransformation des k-Raum-Signals $s(k_x, k_y)$:

$$\rho(x, y) \propto \int \int s(k_x, k_y) e^{ik_x x + ik_y y} dk_x dk_y \quad (1.26)$$

Der Vollständigkeit halber sei an dieser Stelle erwähnt, dass den Spins auch bei einer RF-Anregung eine beliebige Phase aufgeprägt werden kann. Dazu wird das Wechselfeld \vec{B}_1 (vgl. Kap. 1.1) phasenverschoben eingestrahlt. Man spricht auch vom Anregen mit einer bestimmten RF-Phase. Die den Spins hierbei aufgeprägte Phase ist nach der Anregung zeitlich konstant und für alle angeregten Spins identisch.

1.4 Datenakquisition und Bildrekonstruktion

Bei der Signalakquisition wird das kontinuierliche Signal der Spindichte lediglich in einem endlichen Bereich und üblicherweise diskret in regelmäßigen Zeitabständen gemessen. Die sich aus dieser diskreten und endlichen Datenakquisition ergebenden wesentlichen Eigenschaften der MR-Bildgebung sind in den nächsten Abschnitten anhand eines eindimensionalen Bildgebungsexperiments diskutiert. Genaueres ist in [28] zu finden.

1.4.1 Konsequenzen der diskreten Abtastung

Im Falle einer unendlichen und kontinuierlichen k -Raum-Abtastung ist das Bild der Spindichte durch³

$$\rho(r) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(k) e^{ikr} dk \quad (1.27)$$

gegeben. Die diskrete Abtastung des Signals in regelmäßigen Zeitabständen entspricht einer Messung des Signals an äquidistant im k -Raum verteilten Punkten (vgl. Kap. 1.3.1). Das Signal $s(k)$ sei im Folgenden an p im Abstand von Δk verteilten Punkten gemessen. Die Abtastfunktion ist:

$$f_{\infty}(k) = \Delta k \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \delta(k - p\Delta k). \quad (1.28)$$

Sie beschreibt einen Dirac-Kamm, bestehend aus einer Summe aus unendlich vielen δ -Funktionen im Abstand von Δk . Das diskret abgetastete Signal $s_{\infty}(k)$ ergibt sich durch Multiplikation des kontinuierlichen Signals $s(k)$ mit der Abtastfunktion:

$$s_{\infty}(k) = s(k) \cdot f_{\infty}(k) = \Delta k \sum_{p=-\infty}^{+\infty} s(p\Delta k) \delta(k - p\Delta k). \quad (1.29)$$

Die inverse Fouriertransformation

$$\hat{\rho}_{\infty}(r) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(k) \cdot f_{\infty}(k) \cdot e^{ikr} dk \quad (1.30)$$

liefert das rekonstruierte Bild der Spindichte. Unter Anwendung des Faltungssatzes erhält man:

$$\hat{\rho}_{\infty}(r) = \rho(r) \otimes \int_{-\infty}^{+\infty} f_{\infty} e^{ikr} dk \quad (1.31)$$

$$= \rho(r) \otimes \int_{-\infty}^{+\infty} \Delta k \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \delta(k - p\Delta k) e^{ikr} dk \quad (1.32)$$

³Hier sowie in der gesamten Arbeit bezeichnen die Variablen r und k die eindimensionalen Komponenten der Vektoren \vec{r} und \vec{k} .

Die Faltung ist durch \otimes gekennzeichnet. Die Fouriertransformation des Dirac-Kamms (2. Term in Gl. 1.32) ergibt wiederum einen Dirac-Kamm. Die einzelnen δ -Funktionen besitzen jedoch den Abstand $\frac{2\pi}{\Delta k}$:

$$\hat{\rho}_\infty(r) = \rho(r) \otimes \sum_{q=-\infty}^{+\infty} \delta\left(r - q \frac{2\pi}{\Delta k}\right) \quad (1.33)$$

$$= \sum_{q=-\infty}^{+\infty} \rho(r) \otimes \delta\left(r - q \frac{2\pi}{\Delta k}\right) \quad (1.34)$$

$$= \sum_{q=-\infty}^{+\infty} \rho\left(r - q \frac{2\pi}{\Delta k}\right) \quad (1.35)$$

Die diskrete Abtastung des Signals im k -Raum bedingt, dass sich das rekonstruierte Bild der Spindichte aus der Überlagerung von unendlich vielen, im Abstand von $\frac{2\pi}{\Delta k}$ angeordneten Kopien der realen Spindichte $\rho(r)$ zusammensetzt. Damit sich die einzelnen Kopien der realen Spindichte im rekonstruierten Bild nicht überlagern, muss der Abstand zwischen zwei benachbarten Kopien größer sein als die Ausdehnung A des abzubildenden Objekts:

$$\frac{2\pi}{\Delta k} > A \quad \text{oder} \quad \Delta k < \frac{2\pi}{A}. \quad (1.36)$$

Dieses Kriterium wird Nyquist-Shannon-Abtasttheorem genannt. Der Abstand zwischen zwei benachbarten Kopien definiert Sichtfeld (engl. *field-of-view*):

$$\text{FOV} \equiv \frac{2\pi}{\Delta k}. \quad (1.37)$$

Wird bei einem Bildgebungsexperiment der Abstand zwischen zwei Abtastpunkten Δk zu groß bzw. das FOV zu klein gewählt, so überlagern sich die Kopien der Spindichte im rekonstruierten Bild. Man spricht von *Aliasing*. Die Überlagerungen werden auch als Einfaltungen bezeichnet. In Abb. 1.2 sind die Folgen der diskreten Abtastung sowie das Nyquist-Kriterium nochmals veranschaulicht.

1.4.2 Konsequenzen der endlichen Abtastung

Eine unendliche Abtastung ist bei realen Bildgebungsexperimenten natürlich nicht realisierbar. Vielmehr beschränkt die für die Messung zur Verfügung stehende Zeit die Abtastung des Signals auf ein endliches Intervall im k -Raum. Die Abtastfunktion für eine diskrete Abtastung mit $N = 2n$ äquidistant im Intervall $-n\Delta k \leq k \leq (n-1)\Delta k$ verteilten Abtastpunkten ergibt sich durch Multiplikation der unendlichen Abtastfunktion $f_\infty(k)$ mit der rechteckförmigen Fensterfunktion

$$w(k) = \text{rect}\left(\frac{k - \frac{1}{2}\Delta k}{2n\Delta k}\right). \quad (1.38)$$

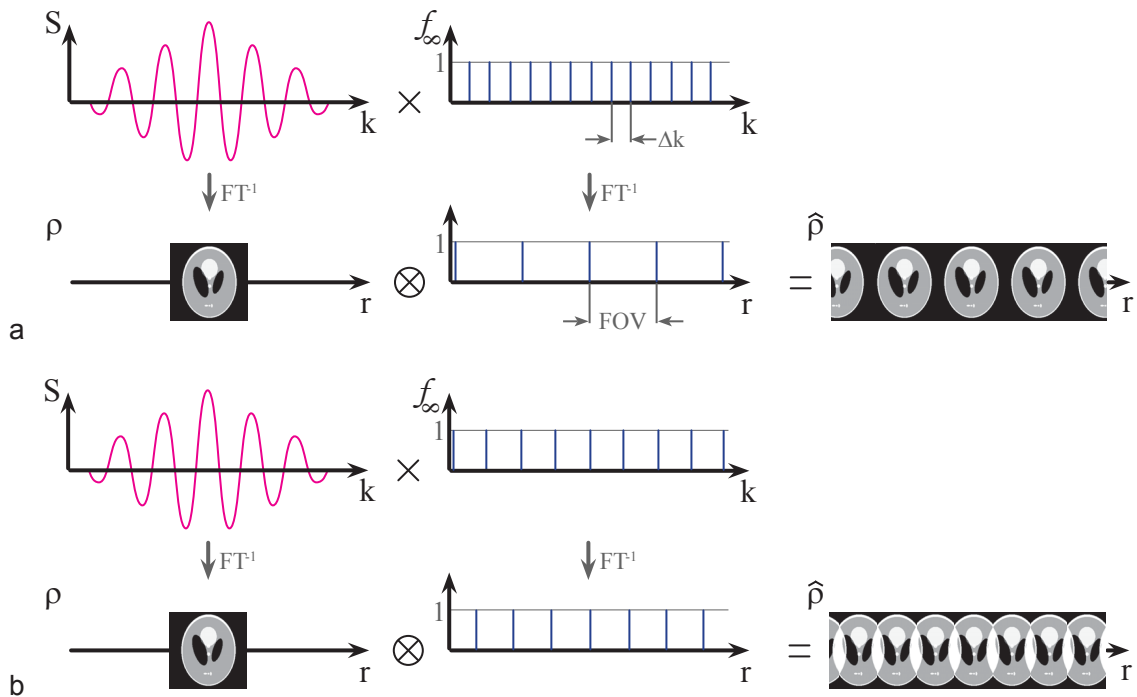


Abbildung 1.2: Folgen der diskreten Abtastung. **a:** Das diskrete Abtasten des Signals im k-Raum erzeugt im rekonstruierten Bildraum eine Überlagerung unendlich vieler im Abstand FOV angeordneter Kopien der realen Spindichte $\rho(r)$. Das rekonstruierte Bild ergibt sich aus der Faltung der realen Spindichte mit der inversen Fouriertransformation der Abtastfunktion f_∞ . **b:** Das Abtasten mit zu großen Abständen Δk führt zu einer Verletzung des Nyquist-Kriteriums. Das FOV ist kleiner als die Ausdehnung des darzustellenden Objekts, wodurch Einfaltungen entstehen.

Sie besitzt die Breite $2n\Delta k$ und gewichtet alle sich innerhalb des Abtastintervalls befindenden Abtastpunkte mit eins. Die außerhalb liegenden Punkte werden mit null gewichtet und spielen bei der anschließenden Bildrekonstruktion keine Rolle. Das im endlichen Intervall abgetastete Signal

$$s_N(k) = s(k) \cdot f_\infty(k) \cdot w(k) \quad (1.39)$$

$$= \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} s(p\Delta k) \delta(k - p\Delta k). \quad (1.40)$$

lässt sich durch Anwenden der inversen Fouriertransformation in das rekonstruierte Bild

$$\hat{\rho}(r) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(k) \cdot f_\infty(k) \cdot w(k) \cdot e^{ikr} dk \quad (1.41)$$

$$= \int_{-\infty}^{+\infty} \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} s(p\Delta k) \delta(k - p\Delta k) e^{ikr} dk$$

$$= \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} s(p\Delta k) e^{ip\Delta kr} \quad (1.42)$$

überführen. Anwenden des Faltungssatzes auf (1.41) liefert:

$$\hat{\rho}(r) = \rho(r) \otimes \int_{-\infty}^{+\infty} f_\infty(k) \cdot e^{ikr} dk \otimes \int_{-\infty}^{+\infty} w(k) \cdot e^{ikr} dk \quad (1.43)$$

$$= \hat{\rho}_\infty(r) \otimes \int_{-n\Delta k}^{(n-1)\Delta k} e^{ikr} dk$$

$$= 2 \cdot \hat{\rho}_\infty(r) \otimes \frac{\sin(n\Delta kr)}{r}$$

$$= \frac{2n\Delta k}{\pi} \cdot \sum_{q=-\infty}^{+\infty} \rho(r - q \frac{2\pi}{\Delta k}) \otimes \text{sinc} \left(\frac{n\Delta kr}{\pi} \right). \quad (1.44)$$

Damit ergibt sich das rekonstruierte Bild der Spindichte aus der Faltung von $\hat{\rho}_\infty(r)$ mit einer Sinc-Funktion (Abb. 1.3). Die endliche Abtastung des k -Raum-Signals hat damit keinerlei Auswirkungen auf die im vorherigen Abschnitt diskutierten Folgen der diskreten Abtastung. Allerdings führt die Faltung zu einer Verschmierung der Spindichte im rekonstruierten Bild und damit zu einer Limitierung der Ortsauflösung. Darüber hinaus verursachen die Nebenmaxima der Sinc-Funktion eine Kontamination des Signals durch das Signal umliegender Bildpunkte. Die dadurch insbesondere an Signalkanten entstehenden Bildfehler werden als Gibbs-Artefakte bezeichnet. Die Ortsauflösung sowie die räumliche Ausdehnung der Artefakte sind durch die Sinc-Funktion und damit durch $n \cdot \Delta k = k_{max}$ bestimmt. Ein großer Abtastbereich $w(k)$ im k -Raum erzeugt eine schmale Sinc-Funktion und ermöglicht so eine Bildrekonstruktion mit hoher räumlicher Auflösung. Im Grenzfall unendlicher Abtastung geht die Sinc-Funktion in die δ -Funktion über.

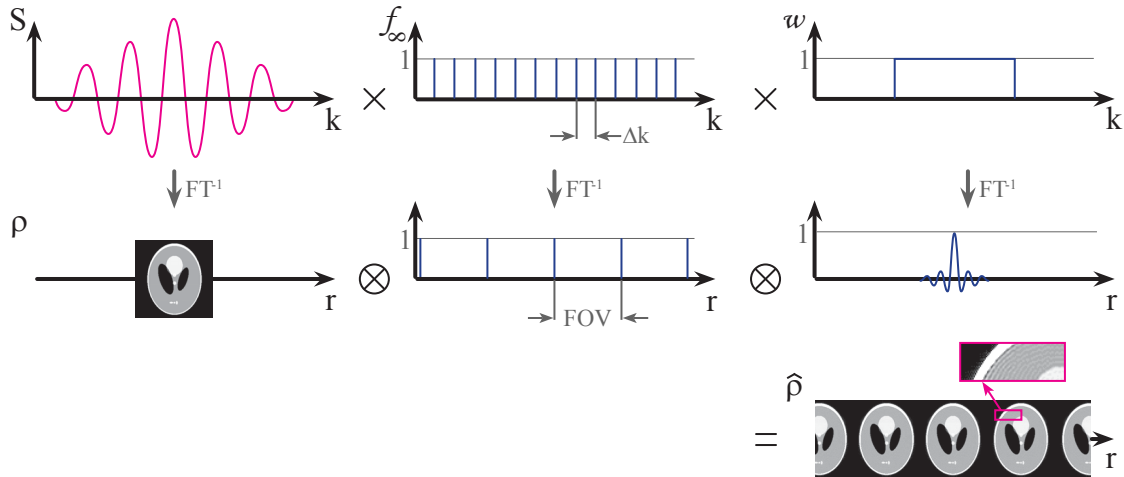


Abbildung 1.3: Folgen der endlichen Abtastung. Das Abtasten des Signals innerhalb eines endlichen k -Raum-Intervalls beschränkt die Auflösung im rekonstruierten Bild und führt zu Gibbs-Artefakten. Das rekonstruierte Bild entsteht durch Faltung der realen Spindichte mit der Fouriertransformierten der Abtastfunktion $f_\infty(k)$ und der Fensterfunktion $w(k)$. Die Gibbs-Artefakte sind im vergrößerten Ausschnitt erkennbar.

Wie die Messung im k -Raum, so ist auch das rekonstruierte Bild endlich und durch eine diskrete Anzahl N' an Bildpunkten (Pixel) definiert. Berücksichtigt man dies in (1.42), so erhält man das rekonstruierte Bild als inverse Diskrete Fouriertransformation (DFT) des im k -Raum abgetasteten Signals ($r \rightarrow q\Delta r$):

$$\hat{\rho}(q\Delta r) = \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} s(p\Delta k) e^{i \cdot p\Delta k \cdot q\Delta r} \quad (1.45)$$

Für $N' = N = 2n$ und somit $\Delta r = \frac{\text{FOV}}{2n}$ gilt für die zugehörige inverse Operation:

$$s(p\Delta k) = \Delta r \sum_{q=-n}^{n-1} \hat{\rho}(q\Delta r) e^{-i \cdot q\Delta r \cdot p\Delta k} \quad (1.46)$$

Damit bilden die rekonstruierte Spindichte $\hat{\rho}(q\Delta r)$ und das im k -Raum abgetastete Signal $s(p\Delta k)$ ein Fourier-Paar. Sie sind durch die diskrete Fouriertransformation miteinander verknüpft.

1.5 Fourier-Shift-Theorem

Eine wichtige Eigenschaft der Fouriertransformation ist das sogenannte *Fourier-Shift-Theorem*, welches besagt, dass sich zwei identische, gegeneinander verschobene Signale, im reziproken Fourier-Raum nur durch eine lineare Modulation der Phase unterscheiden. Das Theorem lässt sich leicht anhand von (1.45) nachvollziehen: Ist $\hat{\rho}'(q\Delta r)$ gleich der um $\xi\Delta r$ ($\xi \in \mathbb{R}_0$)

verschobenen Spindichte $\hat{\rho}(q\Delta r)$, so folgt:

$$\begin{aligned}\hat{\rho}'(q\Delta r) &= \hat{\rho}(q\Delta r + \xi\Delta r) \\ &= \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} s(p\Delta k) \cdot e^{i \cdot p\Delta k \cdot (q+\xi)\Delta r} \\ &= \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} \left[s(p\Delta k) e^{i2\pi p \frac{\xi}{2n}} \right] e^{i \cdot p\Delta k \cdot q\Delta r},\end{aligned}\quad (1.47)$$

wobei sich die Fouriertransformierte der verschobenen Spindichte $\hat{\rho}'(q\Delta r)$ als

$$s'(p\Delta k) = s(p\Delta k) e^{i2\pi p \frac{\xi}{2n}} = s(p\Delta k) e^{i\phi_{\xi}(p)} \quad (1.48)$$

identifizieren lässt. Eine Modulation des k-Raum-Signals $s(p\Delta k)$ mit der linearen Phase

$$\phi_{\xi}(p) = 2\pi p \frac{\xi}{2n} \quad (1.49)$$

führt also zu einer Verschiebung der Spindichte um $\xi\Delta r$ im Ortsraum. Für Gl. 1.46 lässt sich analog derselbe Zusammenhang herleiten. Eine Verschiebung des Signals $s(p\Delta k)$ um $\chi\Delta k$ ($\chi \in \mathbb{R}_0$) bedingt im Ortsraum eine Modulation der Spindichte mit einer linearen Phase.

$$\begin{aligned}s'(p\Delta k) &= s(p\Delta k + \chi\Delta k) \\ &= \Delta r \sum_{q=-n}^{n-1} \left[\hat{\rho}(q\Delta r) e^{-i2\pi q \frac{\chi}{2n}} \right] e^{-i \cdot q\Delta r \cdot p\Delta k}\end{aligned}\quad (1.50)$$

Für die Fouriertransformierte von $s'(p\Delta k)$ gilt damit:

$$\hat{\rho}'(q\Delta r) = \hat{\rho}(q\Delta r) \cdot e^{-i2\pi q \frac{\chi}{2n}} \quad (1.51)$$

Das *Fourier-Shift*-Theorem erklärt unter anderem die Entstehung einer linearen Bildphase, z. B. durch Zeitfehler bei der Bildakquisition. In der normalen MR-Bildgebung ist es jedoch nicht von Bedeutung, da als rekonstruiertes Bild der Absolutbetrag der Spindichte dargestellt wird. Wie später gezeigt wird, kann es in bestimmten Fällen aber auch direkt zu Bildgebungszwecken eingesetzt werden.

1.6 Punktantwort und Ortsauflösung

Lineare und translationsinvariante Abbildungen lassen sich allgemein durch die sogenannte Punktantwort oder Punktverbreiterungsfunktion (engl. *point spread function*, PSF) charakterisieren. Die Funktion beschreibt, wie ein ideal punktförmiges Objekt $O_{Punkt}(r) = \delta(r)$ durch ein bildgebendes System wiedergegeben wird. Das Bild $B(r)$ eines beliebigen, durch ein System abgebildeten Objekts $O(r)$ ist dann gegeben durch die Faltung von Objekt und Punktantwort:

$$B(r) = PSF(r) \otimes O(r),$$

Da für die Fouriertransformation ebenfalls Linearität und Translationsinvarianz gilt, lässt sich für die in den vorigen Abschnitten diskutierte Abbildung ebenfalls eine PSF, im Folgenden mit $h(r)$ bezeichnet, definieren. Ihre Faltung mit der reellen Spindichte $\rho(r)$ liefert das rekonstruierte Bild der Spindichte $\hat{\rho}(r)$:

$$\hat{\rho}(r) = h(r) \otimes \rho(r). \quad (1.52)$$

Man erhält sie durch Vergleichen von (1.43) mit (1.52):

$$\begin{aligned} h(r) &= \int_{-\infty}^{+\infty} f_{\infty}(k) \cdot e^{ikr} dk \otimes \int_{-\infty}^{+\infty} w(k) \cdot e^{ikr} dk \\ &= \frac{2n\Delta k}{\pi} \cdot \sum_{q=-\infty}^{+\infty} \delta\left(r - q \frac{2\pi}{\Delta k}\right) \otimes \text{sinc}\left(\frac{n\Delta k r}{\pi}\right) \\ &= \frac{2n\Delta k}{\pi} \cdot \sum_{q=-\infty}^{+\infty} \delta\left(r - q \frac{2\pi}{\Delta k}\right) \otimes \text{sinc}\left(\frac{r}{\Delta r}\right) \end{aligned} \quad (1.53)$$

Die endliche und diskrete Abtastung des Signals im k -Raum resultiert in einer PSF, die aus unendlich vielen im Abstand von $\text{FOV} = \frac{2\pi}{\Delta k}$ angeordneten Kopien der Sinc-Funktion besteht.

Die PSF bestimmt den Abstand, den zwei Punkte im Bild mindestens besitzen müssen, um voneinander unterscheidbar zu sein, und definiert damit die Ortsauflösung im rekonstruierten Bild. Nach dem Rayleigh-Kriterium (Abb. 1.4 a) gelten die Abbildungen zweier Punkte genau dann noch als unterscheidbar, wenn das Hauptmaximum⁴ des Betragsquadrats der PSF des ersten Punkts im ersten Nebenminimum des Betragsquadrats der PSF des zweiten Punkts liegt [32]. Der Mindestabstand entspricht also genau dem Abstand zwischen Hauptmaximum und erstem Nebenminimum des Betragsquadrats der PSF. Im Falle der Sinc-Funktion in (1.53) entspricht der Mindestabstand der Pixelbreite Δr . Zur experimentellen Bestimmung der Ortsauflösung kann auch direkt die Breite des Hauptmaximums der PSF herangezogen werden. An den Orten $r = \pm \frac{\Delta r}{2}$ besitzt die PSF 63.6% ihrer Maximalamplitude h_{max} . Folglich lässt sich die Auflösung durch Messen der Breite der PSF in Höhe von $h \approx 0.64 \cdot h_{max}$ bestimmen (Abb. 1.4 b).

1.7 Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Ein weiterer Bildqualitätsparameter und insbesondere limitierender Faktor in der MR-Bildgebung ist das SNR. Es ist definiert als Quotient aus dem Signal im Bild S und der Standardabweichung des Signals σ_0 :

$$\text{SNR} = \frac{S}{\sigma_0} \quad (1.54)$$

⁴Rekonstruiertes Bild und PSF wiederholen sich im Abstand von FOV. Zur Bestimmung der Ortsauflösung wird wie bei der Betrachtung des Bildes lediglich eine der unendlich vielen Wiederholungen berücksichtigt.

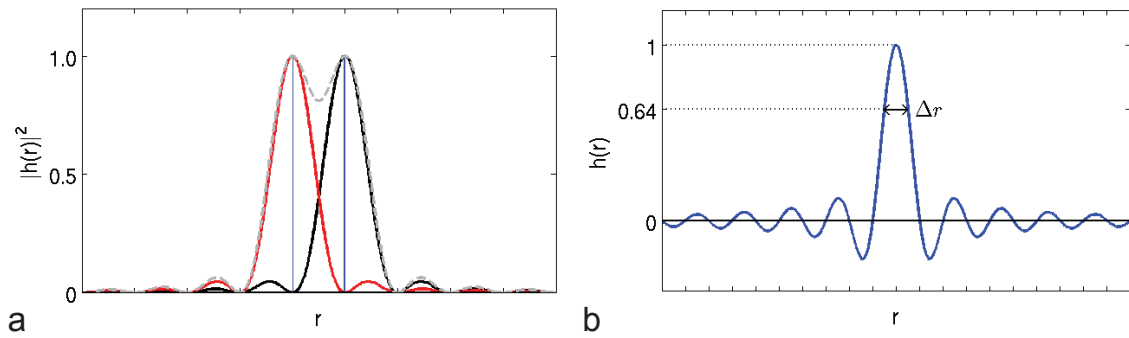


Abbildung 1.4: **a:** Rayleigh-Kriterium. Gezeigt sind die Betragsquadrate zweier um Δr gegeneinander verschobener Punktverbreiterungsfunktionen (rot, schwarz) sowie deren Überlagerung (grau, gestrichelt). Bei mindestens diesem Abstand sind die beiden Funktionen unterscheidbar. **b:** Experimentelle Bestimmung der Ortsauflösung. Bei 64 % des Hauptmaximums beträgt die Breite der PSF genau Δr .

Das in der Empfangsspule detektierte Signal ist dabei durch die zum Signal beitragenden Spins bestimmt. Geht man dabei von ausreichend kleinen Voxeln⁵ aus, kann die effektive Spindichte $\rho(\vec{r})$ innerhalb eines Voxels als konstant angenommen werden und das innerhalb eines Voxels messbare Signal ist proportional zum Voxelvolumen $\Delta V = \Delta x \Delta y \Delta z$. Das in einer Empfangsspule detektierte Rauschen ist im Allgemeinen gaußförmig um null verteiltes weißes Rauschen. Seine Varianz σ_{meas}^2 ist unter anderem von der Resonanzfrequenz, der Temperatur oder den technischen Eigenschaften von Empfangsspule und Probe abhängig [33]. Sie ist außerdem proportional zur Bandbreite

$$BW = \frac{\gamma G_x N_x \Delta x}{2\pi} = \frac{1}{\Delta t_S}, \quad (1.55)$$

mit der das Signal abgetastet wird. Δt_S kennzeichnet dabei diejenige Zeit, die zur Abtastung eines k-Raum-Punkts zur Verfügung steht (siehe S. 18). Sie wird auch *dwell time* genannt. Aus den statistischen Eigenschaften des gaußförmigen weißen Rauschens ergibt sich für die Varianz des Rauschens im Bildraum:

$$\sigma_0^2 = \frac{\sigma_{meas}^2}{N}, \quad (1.56)$$

wobei $N = N_x N_y N_z$ die Anzahl der Voxel im akquirierten Bild bezeichnet. Die Varianz σ_0^2 ist für jeden Bildvoxel gleich.

Zur Erhöhung des SNR besteht die Möglichkeit, eine Messung mehrfach durchzuführen und über die einzelnen Akquisitionen zu mitteln. Das SNR verhält sich dabei proportional zur Quadratwurzel der Wiederholungen N_{rep} . Insgesamt ergibt sich für das SNR damit folgender Zusammenhang:

$$SNR \propto \Delta x \Delta y \Delta z \cdot \frac{\sqrt{N_x N_y N_z}}{\sqrt{BW}} \cdot \sqrt{N_{rep}}. \quad (1.57)$$

⁵Ein Voxel bezeichnet einen dreidimensionalen Pixel.

Anstatt der Bandbreite BW ist bei Messungen häufig auch die Bandbreite pro Pixel

$$BW_{\text{Pixel}} = \frac{BW}{N_x} = \frac{1}{N_x \cdot \Delta t_S} \quad (1.58)$$

einstellbar. Durch Einsetzen von (1.55) in (1.57) erhält man den elementaren Zusammenhang zwischen dem SNR und der gesamten Signaldetektionszeit des Bildes T_S [33]:

$$\text{SNR} \propto \sqrt{N_x N_y N_z \Delta t_S N_{rep}} = \sqrt{T_S} \quad (1.59)$$

1.8 Schnelle Bildgebungssequenzen

1.8.1 Fast Low Angle Shot

Fast Low Angle Shot (FLASH) ist eine schnelle Gradientenecho-Sequenz, bei der die Spinanregung mit kleinen Flipwinkeln ($\alpha \ll 90^\circ$) erfolgt [34]. Der Vorteil dieser Kleinwinkelanregungen ist, dass nach einer Anregung noch Longitudinalmagnetisierung für weitere Anregungen zur Verfügung steht. Nach der Akquisition einer k-Raum-Zeile muss folglich nicht auf die Relaxation von Longitudinalmagnetisierung gewartet werden. Die Akquisition der nächsten Zeile kann sofort beginnen. Da zwischen jeder der im zeitlichen Abstand TR durchgeführten Anregungen auch Relaxationsprozesse stattfinden, entsteht mit der Zeit ein dynamisches Gleichgewicht zwischen Anregung und T_1 -Relaxation. Innerhalb von TR relaxiert genau so viel Longitudinalmagnetisierung wie durch eine Anregung in Transversalmagnetisierung umgewandelt wird. Für diese gilt im dynamischen Gleichgewicht [28]:

$$M_{\perp \text{Equilibrium}} = M_0 \frac{(1 - E_1) \sin \alpha}{1 - E_1 \cos \alpha} e^{-TE/T_2^*}, \quad (1.60)$$

wobei $E_1 = \exp(-TR/T_1)$. Durch Ableiten nach α lässt sich daraus für jeden Parametersatz (TR, T_1) ein idealer Flipwinkel

$$\alpha_{\text{Ernst}} = \cos^{-1}(E_1) \quad (1.61)$$

herleiten, für den das in der Empfangsspule detektierte Signal maximal wird [35]. Er wird auch als Ernstwinkel bezeichnet. Die als robust geltende Technik erlaubt sehr kurze Bildakquisitionszeiten (T_{Acq}) und erzeugt einen mit größer werdendem Flipwinkel zunehmend T_1 -gewichteten Bildkontrast. Die kleinen Anregungswinkel verursachen eine nur geringe Energiedeposition⁶ im Körper, bedingen allerdings auch ein geringes SNR. Zur Vermeidung von stimulierten Echos und den damit verbundenen Artefakten wird *RF-Spoiling*⁷ betrieben

⁶Die Energie, die durch RF-Anregungen in den Körper eingestrahlt werden darf ist durch einen Grenzwert, die sogenannte spezifische Absorptionsrate (engl. *specific absorption rate*, SAR) limitiert.

⁷Beim *RF-Spoiling* wird die RF-Phase, mit der die Spins angeregt werden, von Anregung zu Anregung variiert.

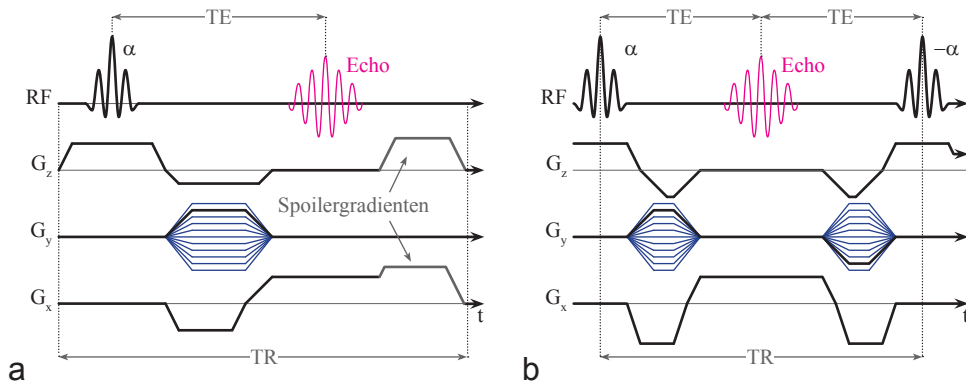


Abbildung 1.5: Schnelle Gradientenechosequenzen. **a:** FLASH-Sequenz. **b:** bSSFP- oder TrueFISP-Sequenz.

und die nach der Akquisition verbleibende Transversalmagnetisierung durch Spoilergradienten dephasiert. Ein Sequenzschema ist in Abb. 1.5 a gezeigt.

1.8.2 Balanced Steady State Free Precession

Balanced Steady State Free Precession (bSSFP) [7, 36, 37] oder häufig auch *True Fast Imaging with Steady State Free Precession* (TrueFISP) genannt, ist eine schnelle kohärente Gradientenechosequenz, die in der klinischen Herzbildgebung in zunehmendem Maße angewandt wird [4]. Wie bei der FLASH-Technik kommen üblicherweise Flipwinkel $\alpha < 90^\circ$ zum Einsatz. Allerdings wird die Magnetisierung im Anschluss an eine Akquisition nicht durch Spoilen dephasiert, sondern mit Hilfe von vollständig ausbalancierten Gradienten und einem dezidierten RF-Phasenzyklus in einem stationären Zustand (*Steady State*) gehalten und für folgende Akquisitionen konserviert. In Abb. 1.5 b ist das Sequenzschema dargestellt. Zu Beginn eines TR-Zyklus wird der Magnetisierungsvektor durch die „zweite Hälfte“ eines RF-Pulses aus seiner Ausgangslage (in z -Richtung) ausgelenkt (angeregt). Bis zur Akquisition des Echos zur Zeit TE folgen die normalen Bildgebungsgradienten (vgl. Kap. 1.3), welche im Anschluss an die Echoakquisition symmetrisch so geschaltet werden, dass das gesamte akkumulierte Gradientenmoment zum Ende des TR-Zyklus null ist. Die Magnetisierung wird zum Ende des TR-Zyklus durch die „erste Hälfte“ des nächsten RF-Pulses wieder in die Ausgangslage gebracht. Um die Magnetisierung regelmäßig auslenken und zurückklappen zu können, werden die RF-Pulse mit alternierender Anregungsphase (z. B. $0, \pi, 0, \pi, \dots$) appliziert, was einer Anregung mit alternierendem Flipwinkelvorzeichen entspricht (Abb. 1.5 b).

Das Verhalten des Magnetisierungsvektors im stationären Zustand ist vereinfacht in Abb. 1.6 a dargestellt. Betrag und Richtung werden dabei von den Größen α , TR, T_1 , T_2 sowie der Gleichgewichtsmagnetisierung M_0 beein-

flusst. Ihr transversaler Anteil wird am Ende eines TR-Zyklus nicht wie bei der FLASH-Sequenz durch Spoilen dephasiert, sondern weiter in den nächsten Echos verwertet. Somit können hohe Flipwinkel (üblicherweise $40 - 90^\circ$) eingesetzt und damit hohe transversale Magnetisierungsanteile erzielt werden, was schließlich zu dem für die bSSFP-Sequenz typischen hohen intrinsischen SNR führt.

Selbstverständlich unterliegt die bSSFP-Sequenz auch dem Einfluss von Relaxation. Zum einen relaxiert zwischen den Anregungen stetig longitudinale Magnetisierung (T_1 -Einfluss), zum anderen ergibt sich durch das längere Halten von Magnetisierungsanteilen in der Transversalen auch eine Abhängigkeit von der Relaxationszeit T_2 . Der Signal gebende transversale Anteil der Magnetisierung ist im stationären Zustand für resonante Spins, $TR \ll T_1$ und $TR \ll T_2$ durch den komplexen Ausdruck

$$M_{\perp \text{SteadyState}} = M_0 \frac{\sqrt{E_2} \cdot (1 - E_1) \sin \alpha}{1 - (E_1 - E_2) \cos \alpha - E_1 E_2}, \quad (1.62)$$

wobei $E_1 = \exp(-TR/T_1)$ und $E_2 = \exp(-TR/T_2)$, gegeben [37,38]. Das Kontrastverhalten der Sequenz kann aber näherungsweise mit T_2/T_1 - und spindichtegewichtet beschrieben werden [39].

Durch die Nutzung des stationären Zustands ergibt sich allerdings auch eine große Anfälligkeit gegenüber äußeren Einflüssen. Dazu zählen ungenaue Gradienten und insbesondere Offresonanzen. Zweitere bezeichnen Effekte, die dazu führen, dass Spins nicht resonant mit der erwarteten Larmorfrequenz, sondern mit $\omega + \Delta\omega_{\text{offres}}$ präzedieren. Generell entstehen Offresonanzen durch Magnetfeldinhomogenitäten, also beispielsweise durch ein schlecht kalibriertes äußeres Magnetfeld \vec{B}_0 oder durch Suszeptibilitätssprünge innerhalb der Probe. Der Magnetisierungsvektor angeregter offresonanter Spins baut relativ zum Vektor resonanter Spins während des Zeitintervalls TR eine zusätzliche Phase $\Delta\Phi_{\text{offres}} = \Delta\omega_{\text{offres}} \cdot TR$ auf. Abbildung 1.6 zeigt das *Steady-State*-Verhalten des Magnetisierungsvektors im rotierenden Bezugssystem⁸. Zumeist ist der transversale Anteil des Magnetisierungsvektors offresonanter Spins, ungeachtet der zusätzlichen Phase zur Echozeit TE, in Richtung der resonanten transversalen Magnetisierung ausgerichtet, so dass auch offresonante Spins kohärent zur messbaren Gesamtmagnetisierung beitragen. Jedoch kann für $\Delta\Phi_{\text{offres}} = n\pi$ mit $n \in \mathbb{N}$ die Magnetisierung nicht refokussiert werden. Das in der Empfangsspule detektierte Signal verschwindet. In Abb. 1.7 a sind charakteristische Offresonanzprofile der bSSFP-Sequenz dargestellt. Aufgetragen ist dabei das *Steady-State*-Signal gegenüber der vorherrschenden Offresonanz. Die für die bSSFP-Sequenz typischen Bandlücken bei $\Delta\Phi_{\text{offres}} = \pm\pi$ sind deutlich zu erkennen. Die durch diese Offresonanzen verursachten Signalaus-

⁸Zur vereinfachten Darstellung wählt man ein mit der Präzessionsfrequenz der Spins ω_0 um die Richtung des Hauptmagnetfelds z rotierendes Bezugssystem mit den entsprechend um z rotierenden und die transversale Ebene aufspannenden Achsen $x^\#$ und $y^\#$.

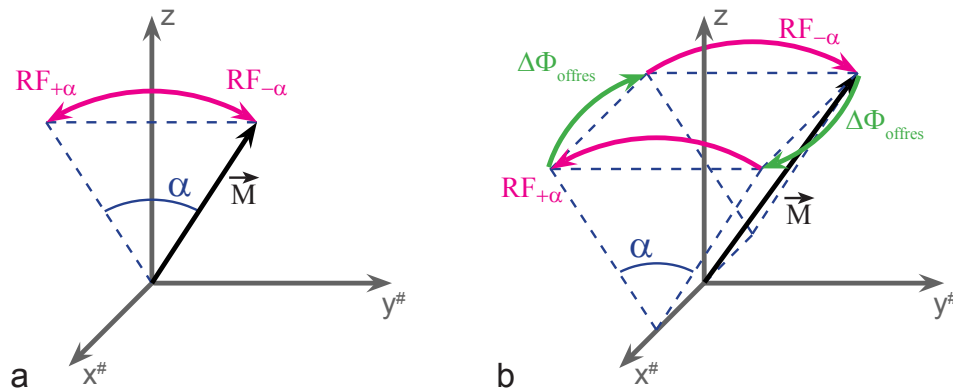


Abbildung 1.6: Verhalten des Magnetisierungsvektors bei bSSFP im rotierenden Bezugssystem. **a:** Resonanter Fall. Nach jeder Anregung wird durch Dephasieren und Rephasieren der Spins das Echo formiert. Nach Abschluss der Signalakquisition werden sämtliche Spins wieder rephasiert und die Magnetisierung im Zuge der nächsten Anregung zurück in z -Richtung gebracht bzw. wieder ausgelenkt. **b:** Offresonanter Fall. Der Magnetisierungsvektor baut nach einer Anregung gegenüber resonanten Spins eine zusätzliche Phase $\Delta\Phi_{\text{offres}}$ auf. Demzufolge bewegt sich der Magnetisierungsvektor nicht mehr innerhalb einer Ebene, sondern entlang der magentafarbenen Trajektorie. In der Darstellung sind Einflüsse durch Relaxation vernachlässigt. Abbildung nach [40].

löschungsartefakte besitzen eine charakteristische Struktur (siehe Abb. 1.7 b) und werden als *Banding*-Artefakte bezeichnet. Zu ihrer Vermeidung muss auf einen adäquaten B_0 -*Shim* (Homogenisierung des Felds durch Korrekturmagnetfelder), minimale TR und exakte Gradienten geachtet werden.

Selbstverständlich befindet sich Magnetisierung zu Beginn einer Messung nicht instantan im stationären Zustand, sondern durchläuft zunächst einen komplexen Einschwingvorgang, der auch als *transient phase* bezeichnet wird [38, 40]. Er kann je nach Parametersatz (α , TR, T_1 , T_2) und Offresonanz mehrere hundert Millisekunden dauern. Üblicherweise versucht man deshalb durch Anwenden von speziellen Magnetisierungspräparationen – die Messung wird dann beispielsweise mit einer $\alpha/2$ -Anregung (Abb. 1.8 a) oder mit linear ansteigendem Flipwinkel (Abb. 1.8 b) begonnen – den Einschwingvorgang zu verkürzen [38, 41–43]. Detailliertere Informationen zur bSSFP-Sequenz sind in [39, 40, 44–47] zu finden.

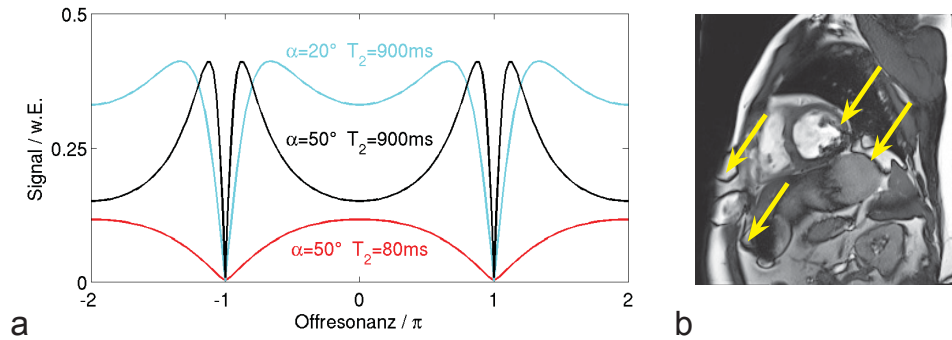


Abbildung 1.7: Verhalten der bSSFP-Sequenz in Anwesenheit von Offresonanzen und *Banding*-Artefakte. **a:** Offresonanzprofile für verschiedene Relaxationszeiten T_2 und Flipwinkel α . Aufgetragen ist das Signal im stationären Zustand gegen die von den Spins innerhalb von TR durch Offresonanz akkumulierte Phase $\Delta\Phi_{\text{offres}} = \Delta\omega_{\text{offres}} \cdot \text{TR}$. Die charakteristischen Bandlücken bei $\Delta\Phi_{\text{offres}} = \pm\pi$, sind klar zu erkennen. Für die Profile gelten außerdem die Parameter: $\text{TR} = 3,0\text{ms}$, $T_1 = 1100\text{ms}$. **b:** *Banding*-Artefakte. Gezeigt ist eine Cine-Aufnahme des menschlichen Herzen bei 3 T. An Orten mit Offresonanzen in der Größenordnung von $\Delta\Phi_{\text{offres}} = \pm\pi$ kommt es zur Signalauslöschung (Pfeile).

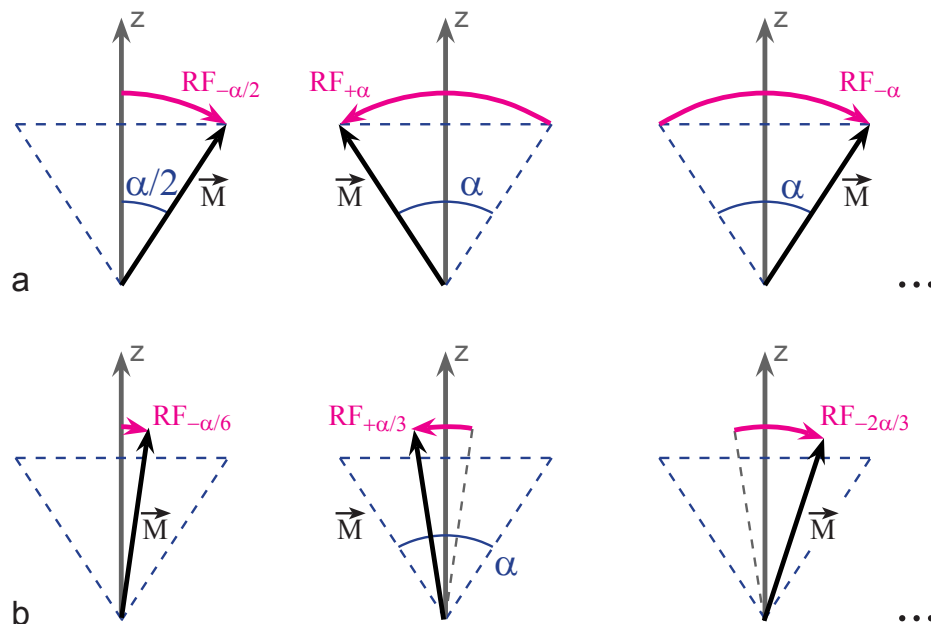


Abbildung 1.8: Stark vereinfachte Darstellungen verschiedener Magnetisierungspräparationen für bSSFP-Sequenzen (resonanter Fall). **a:** $\alpha/2$ -Magnetisierungspräparation. Durch die Anregung mit dem halben Flipwinkel wird versucht, die Spins zu Beginn der Messung direkt auf ihre *Steady-State*-Trajektorie (magenta, vgl. Abb. 1.6) auszu lenken. **b:** Magnetisierungspräparation mit linear ansteigendem Flipwinkel. Durch die gleichmäßige Steigerung des Flipwinkels (hier: 10°) von Anregung zu Anregung werden die Spins sukzessive an ihre *Steady-State*-Trajektorie herangeführt. Im Gegensatz zur $\alpha/2$ -Präparation (a), die lediglich für resonante Spins wirksam ist, nähern sich hierbei auch offresonante Spins ihrer spezifischen *Steady-State*-Trajektorie an.

Kapitel 2

Grundlegende Beschleunigungsverfahren

2.1 Hintergrund

Die gradientenbasierte Aufnahmetechnik (vgl. Kap. 1.3), mit der jeweils nur ein Punkt im k -Raum zu jedem Zeitpunkt akquiriert werden kann, sowie die begrenzte Geschwindigkeit, mit der die zur Ortskodierung benötigten Gradienten geschaltet werden können, führen zu den im Allgemeinen sehr langen Bildakquisitionszeiten in der MRT. Klinische Anwendungen, die physiologischen Parametern wie Atmung, Herzschlag und Blutfluss unterworfen sind [3, 4], erfordern allerdings in der Regel sehr kurze Bildakquisitionszeiten [48]. Diese sind häufig mit konventionellen Techniken nicht bzw. nur unter starken Einschränkungen (Patientenkomfort, Auflösung) zu erreichen [49, 50]. Konsequenterweise wurden in der Vergangenheit Konzepte zur Beschleunigung von Datenakquisitionen entwickelt [51–55]. Die Ansätze verfolgen das Ziel, die zeitaufwändige und gradientenbasierte Ortskodierung teilweise durch das Einbeziehen anderweitig verfügbarer Orts- oder Bildinformationen in die Bildrekonstruktion, zu ersetzen. Der partielle Verzicht auf die Ortskodierung – dies entspricht einer Unterabtastung des k -Raums – ermöglicht die Messzeitverkürzung. Zu den Beschleunigungsverfahren gehört auch die Ende der 90er Jahre entwickelte Parallele Bildgebung (pMRT). Sie ist in diesem Kapitel mit anderen für diese Arbeit wichtigen Beschleunigungsverfahren vorgestellt.

2.2 Parallele Bildgebung

2.2.1 Mehrkanalspulensysteme

Eine Grundvoraussetzung für die Anwendung der Parallelen Bildgebung ist das Vorhandensein einer sogenannten Mehrkanalspule. Diese besteht aus mehreren einzelnen Empfangselementen, die oberflächennah am zu untersuchen-

den Objekt angebracht werden und in denen das im Objekt erzeugte Signal gleichzeitig (parallel) und unabhängig voneinander detektiert wird. Die Parallele Bildgebung nutzt die in der räumlichen Verteilung der einzelnen Spulenelemente inhärent vorhandene Ortsinformation, um die bei der Beschleunigung entstehende Unterabtastung des k -Raums zu kompensieren. In der klinischen Routine sind momentan Mehrkanalspulensysteme mit bis zu 32 Einzелеlementen im Einsatz [2, 3, 50]. Aufgrund der oberflächennahen Anbringung und der dadurch in den Randzonen des Objekts erhöhten Sensitivität liefern diese Spulen signifikant mehr SNR als herkömmliche Volumenspulen [8, 56]. Dies war ursprünglich auch der Grund für ihre Entwicklung. Die Spulen wurden in den letzten Jahren stetig verbessert, wobei auch die Anzahl der Empfangselemente kontinuierlich erhöht wurde. So existieren bereits *in-vivo*-taugliche Spulen zur Herzbildgebung mit 128 Kanälen [57].

Die Bildgebung mit Mehrkanalspulen erfordert geeignete Verfahren, um die in den einzelnen Empfangselementen gewonnenen Bilder zu einem Gesamtbild zu kombinieren. Die am weitesten verbreitete Spulenkombinationstechnik ist die Quadratsummenrekonstruktion (engl. *sum-of-squares*), bei der die Magnitudenbilder der Einzelspulen pixelweise quadriert, aufsummiert und radiziert werden. Durch die überproportionale Wichtung des Signals in Bereichen mit hoher Spulensensitivität ermöglicht die Quadratsummenrekonstruktion eine Spulenkombination mit maximiertem SNR [8, 58]. Zu beachten ist allerdings, dass die Phaseninformation bei der Kombination vollständig verloren geht. Einen Erhalt der Phaseninformation ermöglichen adaptive Kombinationstechniken wie [59], die aber deutlich komplexer sind.

2.2.2 Prinzip der Parallelen Bildgebung

Die Beschleunigung der Datenakquisition erfolgt bei der Parallelen Bildgebung in Form einer regelmäßigen k -Raum-Unterabtastung (Abb. 2.1). Es wird nur jeder R -te der zur vollständigen Akquisition des k -Raums benötigten Phasenkodierschritte durchgeführt. Der Faktor R wird Reduktions- oder Beschleunigungsfaktor genannt. Wie in Kapitel 1.4 diskutiert, stellt die regelmäßige k -Raum-Unterabtastung eine Verletzung des Nyquist-Kriteriums dar. Im rekonstruierten Bild sind Einfaltungsartefakte zu erkennen (Abb. 2.1).

Zur Entfernung der Artefakte und zur Rekonstruktion des vollständigen Bildes muss das Signal mit einer Mehrkanalspule detektiert werden. Die Sensitivitätsprofile der einzelnen Spulenelemente müssen sich dabei ausreichend unterscheiden. Die mit der Parallelen Bildgebung maximal erzielbare Beschleunigung hängt direkt von der Anzahl der zur Verfügung stehenden unabhängigen Empfangskanäle N_C ab. Theoretisch gilt [10]:

$$R \leq N_C. \quad (2.1)$$

Der Maximalwert $R = N_C$ wird aufgrund technischer Limitierungen allerdings

grundsätzlich unterschritten. Klinische Systeme erlauben Beschleunigungsfaktoren im Bereich von zwei bis vier.

Die Bildrekonstruktion erfolgt mit eigens dafür entwickelten Rekonstruktionsalgorithmen. Diese lassen sich, bis auf einige Ausnahmen, wie [60, 61], in zwei Kategorien einteilen: Die erste Kategorie bilden Methoden, die vollständig im Bildraum operieren. Sie entfalten die mit Einfaltungsartefakten behafteten Bilder unter Verwendung der Sensitivitätsprofile der einzelnen Spulenelemente im Bildraum. Zu diesen Verfahren gehören *Partially Parallel Imaging With Localized Sensitivities* (PILS) [62] bzw. *Sensitivity Encoding* (SENSE) [10]. Letzteres ist kommerziell verfügbar und wird in der klinischen Routine häufig eingesetzt. Es ermöglicht bei genauer Kenntnis der Spulensensitivitäten eine exakte Rekonstruktion mit maximalem SNR [58], ist jedoch nicht in der Lage, eingefaltete Bilder, die bereits Einfaltungsartefakte im nicht beschleunigten FOV aufweisen, korrekt zu entfalten [63]. Dies stellt vor allem im Bereich der Herzbildgebung, in der die zur Verfügung stehende Messzeit und damit die Anzahl der durchführbaren Phasenkodierschritte sehr begrenzt ist, einen schwerwiegenden Nachteil dar. Die Methoden der zweiten Kategorie rekonstruieren die fehlenden k-Raum-Daten direkt im k-Raum. Das rekonstruierte Bild erhält man schließlich durch eine inverse Fouriertransformation und, falls erforderlich, anschließende Spulenkombination. Die bekanntesten Vertreter sind *Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics* (SMASH) [9] mit den Weiterentwicklungen AUTO-SMASH [64] und *Variable Density* (VD-) AUTO-SMASH [65] sowie *Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions* (GRAPPA) [66]. Die letztgenannte Technik ist wie SENSE kommerziell verfügbar und wird in der klinischen Routine häufig eingesetzt.

2.2.3 GRAPPA

Das grundlegende Prinzip des GRAPPA-Verfahrens [66] besteht darin, die im k-Raum fehlenden Daten mit Hilfe von Spulensensitivitätsinformationen aus umliegenden, akquirierten k-Raum-Daten zu erzeugen. Im Folgenden ist das grundlegende Prinzip der GRAPPA-Rekonstruktion stark vereinfacht anhand eines zweidimensionalen Bildgebungsexperiments erläutert. Die genaue Funktionsweise ist im Anschluss erklärt. Man betrachte das im zweidimensionalen k-Raum gemessene Signal (vgl. Kapitel 1.3):

$$s(k_x, k_y) = \int \int \rho(x, y) \cdot e^{-ik_x x - ik_y y} dx dy. \quad (2.2)$$

Die Ortskodierung erfolgt mit Hilfe von Gradienten, die in x - und y -Richtung geschaltet werden und dabei harmonische Modulationen des Magnetisierungsvektors in Richtung der geschalteten Gradienten bewirken. Der Phasenkodiergradient erzeugt vor der Akquisition der k-Raum-Zeile k_y die durch den Faktor $e^{-ik_y y}$ gegebene räumliche Harmonische von $\rho(x, y)$.

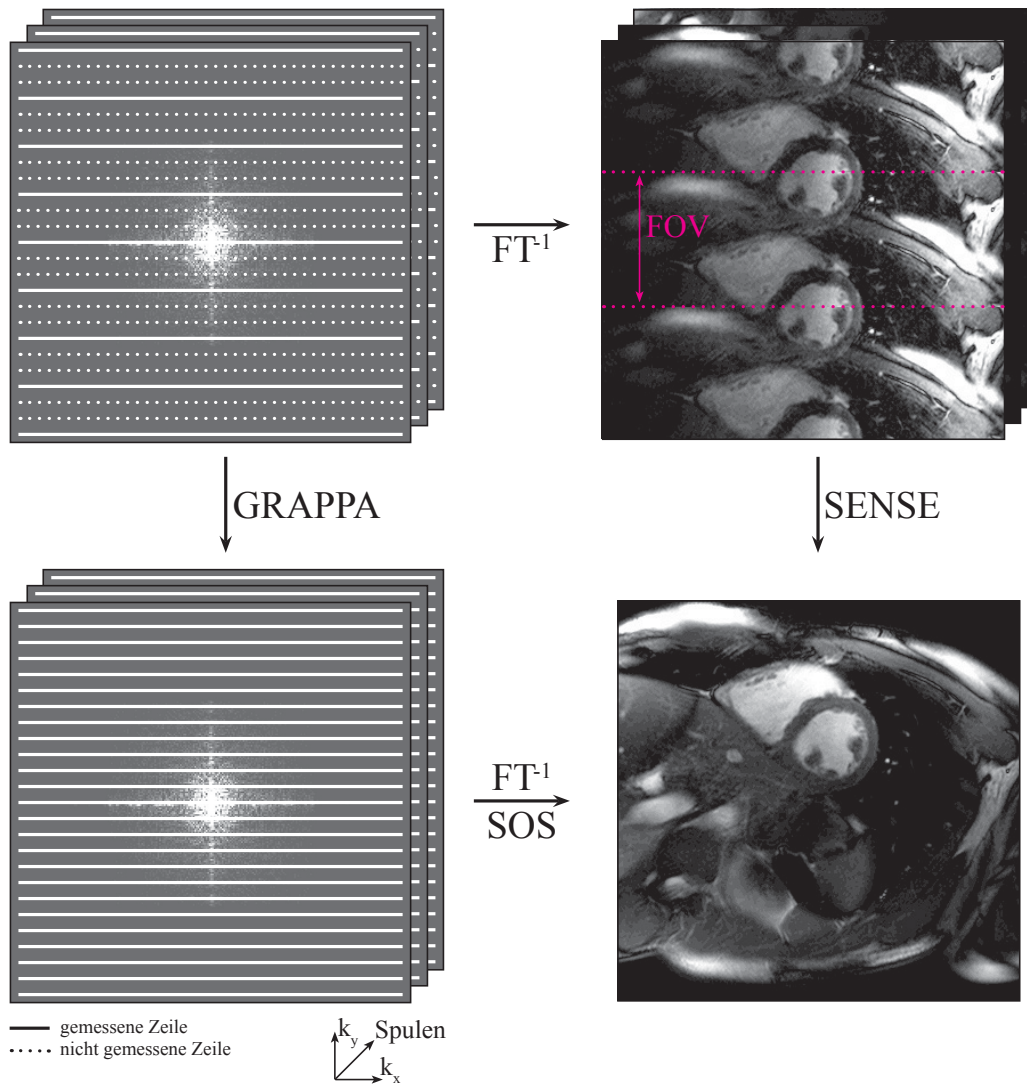


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Parallelen Bildgebung. Gezeigt ist die Anwendung mit einem Beschleunigungsfaktor von $R = 3$. Die regelmäßige Unterabtastung bewirkt ein 3-fach reduziertes FOV in Phasenkodierichtung und damit die Entstehung der Einfaltungsartefakte. Zur Bildrekonstruktion verwendet man üblicherweise SENSE oder GRAPPA. Während bei SENSE die Rekonstruktion im Bildraum erfolgt, findet die Rekonstruktion bei GRAPPA im k-Raum statt. FT^{-1} bezeichnet die inverse Fouriertransformation, SOS die Quadratsummenrekonstruktion.

In der Parallelen Bildgebung wird nur ein Teil der zur vollständigen Abdeckung des k -Raums erforderlichen Phasenkodierschritte durchgeführt. Das Signal wird aber in mehreren (N_C) Empfangsspulen gleichzeitig detektiert, von denen jede eine vom Ort abhängige Empfindlichkeit aufweist. In der Spule j misst man folglich das von der Spulensensitivität C_j abhängige Signal

$$s_j(k_x, k_y) = \int \int \rho(x, y) C_j(x, y) \cdot e^{-ik_x x - ik_y y} dx dy. \quad (2.3)$$

Man erkennt, dass die Signaldetektion mit der Spule j einer Wichtung von $\rho(x, y)$ mit der Spulensensitivität $C_j(x, y)$ entspricht. Der Unterschied zwischen dem im Punkt (k_x, k_y) (Gl. 2.3) und dem in derselben Spule im Punkt $(k_x, k_y + m\Delta k_y)$ detektierten Signal

$$s_j(k_x, k_y + m\Delta k_y) = \int \int \rho(x, y) C_j(x, y) \cdot e^{-ik_x x - ik_y y - im\Delta k_y y} dx dy, \quad (2.4)$$

besteht lediglich in der zusätzlichen Modulation von $\rho(x, y)$ mit dem Faktor $e^{-im\Delta k_y y}$. Die GRAPPA-Rekonstruktion nähert diese normalerweise durch den Phasenkodiergradienten erzeugte räumlich harmonische Modulation durch eine Linearkombination der Spulensensitivitäten aller Spulen an. Die diesbezügliche Bedingung lautet:

$$C_j(x, y) \cdot e^{-im\Delta k_y y} \approx \sum_{l=1}^{N_C} w_{j,l,m} \cdot C_l(x, y), \quad (2.5)$$

wobei $w_{j,l,m}$ die Wichtungsfaktoren der Linearkombination symbolisiert. Durch Einsetzen von (2.5) in (2.4) erhält man unter Beachtung von (2.3) das approximierte Signal im Punkt $(k_x, k_y + m\Delta k_y)$:

$$s_j(k_x, k_y + m\Delta k_y) \approx \sum_{l=1}^{N_C} w_{j,l,m} \cdot s_l(k_x, k_y) \quad (2.6)$$

Sofern also die Wichtungsfaktoren $w_{j,l,m}$ hinreichend genau bestimmt werden können, lässt sich ein fehlender Datenpunkt im k -Raum aus einem anderen Datenpunkt, der im Abstand $m\Delta k$ in allen Spulen gemessen wurde, berechnen. Dabei ist von entscheidender Bedeutung, dass die Wichtungsfaktoren $w_{j,l,m}$ lediglich vom Versatz m zwischen dem zu rekonstruierenden Zielpunkt und dem zur Rekonstruktion herangezogenen Quellpunkt und nicht von der absoluten Position der Punkte im k -Raum abhängen. Daher kann ein, für ein bestimmtes m einmal bestimmter Satz an Wichtungsfaktoren im gesamten k -Raum zur Rekonstruktion von fehlenden Punkten verwendet werden.

Anstatt eines einzigen Quellpunkts wird bei GRAPPA grundsätzlich ein größerer Kernel mit mehreren Quellpunkten zur Rekonstruktion eines Zielpunkts herangezogen [67–69]. Diese weisen neben dem Versatz in Phasenkodierichtung (y) zusätzlich einen Versatz in Leserichtung (x) auf (vgl.

Abb. 2.2). Für jede, innerhalb eines Kernels bestehende Quellpunkt-Zielpunkt-Beziehung sowie für jede Spule j kann explizit eine Gleichung entsprechend (2.6) aufgestellt werden. Zur besseren Übersicht verwendet man die nachstehende Matrixschreibweise:

$$\vec{s}_Z^{(k)} = \hat{w}_k \cdot \vec{s}_Q^{(k)}, \quad (2.7)$$

wobei $\vec{s}_Q^{(k)}$ die gemessenen und zur Rekonstruktion herangezogenen Quellpunkte in allen verwendeten Spulen und \hat{w}_k die korrespondierenden Wichtungsfaktoren enthält. Die Größe von \hat{w}_k ist: $N_C \times N_C \cdot \text{Anzahl Quellpunkte}$. Der Vektor $\vec{s}_Z^{(k)}$ beinhaltet schließlich die zu rekonstruierenden Zielpunkte. Mit einem Zielpunkt je Spule ergibt sich seine Länge zu N_C . Der Index k läuft von 1 bis $R - 1$ und berücksichtigt, dass für jede zwischen zwei gemessenen k -Raum-Zeilen nicht-akquirierte Zeile ein eigener Satz an Wichtungsfaktoren \hat{w}_k (GRAPPA-Faktoren) bestimmt werden muss.

Für das erfolgreiche Abschätzen der Wichtungsfaktoren \hat{w}_k , die eigentliche Hauptoperation bei GRAPPA, wird ein ausreichend großer, vollständig abgetasteter Bereich des k -Raums benötigt. Dieser kann beispielsweise durch das Akquirieren einiger zusätzlicher Linien erzeugt werden (vgl. Abb. 2.2). Ebenso kann auch zusätzlich zur beschleunigten Messung eine Kalibrierungs- bzw. Referenzmessung mit exakt derselben Spulenkonfiguration wie während der beschleunigten Messung durchgeführt werden. Innerhalb des vollständig abgetasteten k -Raum-Bereichs – die betreffenden k -Raum-Zeilen werden auch als Autokalibrierungslinien oder ACS-Linien bezeichnet – ist der in der Rekonstruktion verwendete Kernel mehrfach auffindbar. Zur Bestimmung der unbekanntenen Wichtungsfaktoren \hat{w}_k aus den bekannten Quell- und Zielpunkten stellt man die Matrixgleichung

$$\hat{s}_{ZACS}^{(k)} = \hat{w}_k \cdot \hat{s}_{QACS}^{(k)} \quad (2.8)$$

auf, wobei $\hat{s}_{ZACS}^{(k)}$ und $\hat{s}_{QACS}^{(k)}$ die Quell- und Zielpunkte aller N_K Kernel, die innerhalb des vollständig abgetasteten k -Raum-Bereichs auffindbar sind, beinhalten:

$$\begin{aligned} \hat{s}_{ZACS}^{(k)} &= \left(\vec{s}_{ZACS,1}^{(k)}, \vec{s}_{ZACS,2}^{(k)}, \dots, \vec{s}_{ZACS,N_K}^{(k)} \right) \\ \hat{s}_{QACS}^{(k)} &= \left(\vec{s}_{QACS,1}^{(k)}, \vec{s}_{QACS,2}^{(k)}, \dots, \vec{s}_{QACS,N_K}^{(k)} \right). \end{aligned}$$

Es handelt sich um ein überbestimmtes Gleichungssystem. Somit können die Wichtungsfaktoren \hat{w}_k durch Anwenden der Pseudoinversen (*pinv*) von $\hat{s}_{QACS}^{(k)}$ approximiert werden:

$$\hat{w}_k = \text{pinv} \left(\hat{s}_{QACS}^{(k)} \right) \cdot \hat{s}_{ZACS}^{(k)}. \quad (2.9)$$

Die Bestimmung der Wichtungsfaktoren wird auch als Kalibrierung der GRAPPA-Rekonstruktion bezeichnet. Die Genauigkeit der Approximation in

Gl. 2.9, die selbstverständlich auch die Qualität der späteren Bildrekonstruktion mitbestimmt, ist umso größer, je höher das SNR in den Kalibrierungsdaten ist. Deshalb erfolgt die Kalibrierung meist im zentralen Bereich des k -Raums. Da mit einer steigenden Anzahl an Quellpunkten die Abhängigkeit der Wichtungsfaktoren vom Rauschen einzelner Quellpunkte sinkt, steigt die Genauigkeit der Rekonstruktion bis zu einem gewissen Grad mit der Anzahl der zur Kalibrierung herangezogenen Kernel N_K sowie der Größe des Kernels an. Abgesehen davon ermöglichen größere Kernel eine bessere Approximation der räumlichen harmonischen Modulationen als kleine Kernel [67, 68], führen allerdings auch zu einem Anstieg des numerischen Aufwands. Routinemäßig umfassen die Kernel 2 bis 4 Punkte in Phasenkodierrichtung (y) und 3 bis 5 Punkte in Leserichtung (x).

Im Gegensatz zu SENSE oder anderen im k -Raum operierenden Techniken wie SMASH, AUTO-SMASH und VD-AUTO-SMASH erfolgt die Rekonstruktion bei GRAPPA spulenweise, was eine individuelle Nachverarbeitung des Signals jeder einzelnen Spule ermöglicht. So können beispielsweise nach der Fouriertransformation die Einzelspulenbilder mit der geeignetsten Spulenkombinationstechnik kombiniert werden. Von Vorteil ist außerdem, dass die Spulensensitivitäten bei GRAPPA nicht explizit bestimmt werden müssen. Damit eignet sich das Rekonstruktionsverfahren auch für Bildgebungsmodalitäten, bei denen SNR-Limitationen die Bestimmung der Spulensensitivitäten behindern. Ferner ermöglicht GRAPPA auch die Rekonstruktion von Bildern, die bereits im nicht beschleunigten FOV Einfaltungsartefakte aufweisen [63]. Zusätzlich zu der hier gezeigten Umsetzung, existieren auch andere Implementierungen der GRAPPA-Idee, die je nach Anwendung eine wirksame Verkürzung des Rekonstruktionsvorgangs ermöglichen [70, 71].

2.2.4 SNR-Verluste und Rekonstruktionsfehler

Die Beschleunigung einer Messung mit Hilfe der Parallelen Bildgebung führt unweigerlich zu einer Reduktion des SNR. Gegenüber der korrespondierenden unbeschleunigten Messung ist die gesamte Signaldetektionszeit des Bildes T_S um den Beschleunigungsfaktor R reduziert. Folglich ist auch das SNR in der beschleunigten Messung \sqrt{R} -fach verringert (vgl. Gl. 1.59).

Zusätzlich zur SNR-Reduktion führt die Anwendung der Parallelen Bildgebung zu einer Verstärkung des Spulenrauschens, welche insbesondere von der Variation der Spulensensitivitäten abhängt [10]. Je geringer deren Variationen ausfallen, desto schlechter ist der Rekonstruktionsprozess (2.7) konditioniert, was wiederum in zunehmendem Maße dazu führt, dass kleine Fehler in den gemessenen Daten (Rauschen) große Fehler im rekonstruierten Bild auslösen können. Das Rauschen wird also verstärkt. Aufgrund ihrer Abhängigkeit von den Sensitivitätsvariationen ist die Verstärkung inhomogen über das FOV verteilt und insbesondere abhängig von der Spulengeometrie, also

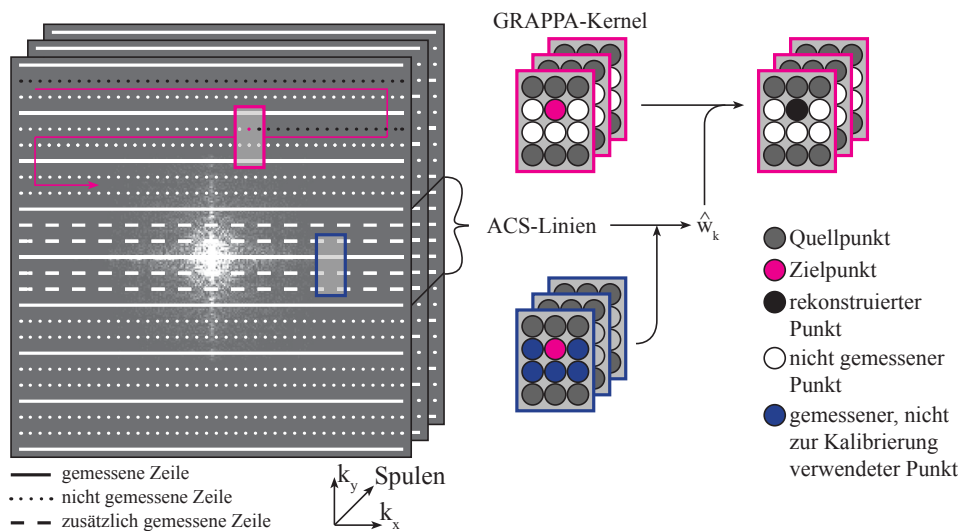


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung der Bildrekonstruktion mit GRAPPA. Links ist der mit $R = 3$ unterabgetastete und 3 Spulen umfassende k -Raum gezeigt. Er setzt sich aus den gemessenen (durchgezogen) und nicht gemessenen (gepunktet) k -Raum-Zeilen zusammen. Zur Kalibrierung der GRAPPA-Rekonstruktion sind zusätzlich 4 Zeilen (gestrichelt) akquiriert worden. Das k -Raum-Zentrum (ACS-Linien) ist so vollständig abgetastet. Der GRAPPA-Kernel ist in diesem Beispiel 2×3 Punkte (2 Quellpunkte in y - und 3 Quellpunkte in x -Richtung) groß und umfasst alle Spulen. Überall im k -Raum, wo der Kernel auffindbar ist, können die Zielpunkte (ein Zielpunkt je Spule) aus den Quellpunkten und Wichtungsfaktoren \hat{w}_k anhand Gl. 2.7 berechnet werden. Die Wichtungsfaktoren werden vor der Rekonstruktion aus den ACS-Linien bestimmt. In diesem Bereich ist derselbe GRAPPA-Kernel vielfach mit bekannten Quell- und Zielpunkten (unten rechts) auffindbar. Jeder vorhandene Satz an Quell- und Zielpunkten kann zur Bestimmung der Wichtungsfaktoren \hat{w}_k mit Gl. 2.9 herangezogen werden. Insgesamt existieren $R - 1$ verschiedene GRAPPA-Kernel (ein Kernel für jede nicht akquirierte Zeile zwischen zwei gemessenen Zeilen). Zur vollständigen Rekonstruktion der fehlenden Daten muss der beschriebene Kalibrierungs- und Rekonstruktionsprozess $(R - 1)$ -fach wiederholt werden.

von der Anzahl der Spulen und ihrer Lage zueinander bzw. relativ zur Bildgebungsschicht. Sie wird auch als Geometrie-Faktor oder g -Faktor bezeichnet. Er ist ein Maß für die Fähigkeit der zur Bildgebung verwendeten Mehrkanalspule, die gewünschte Rekonstruktion durchzuführen und ist umso geringer, je größer die Sensitivitätsvariationen der verwendeten Spulen sind. Der g -Faktor steigt demzufolge mit zunehmendem Beschleunigungsfaktor und nimmt im Idealfall vollständig voneinander unabhängiger Sensitivitäten den Minimalwert $g = 1$ an. Für das SNR einer mit Hilfe der Parallelen Bildgebung beschleunigten Akquisition lässt sich folgende Gleichung aufstellen:

$$\text{SNR}_{\text{beschleunigt}} = \frac{\text{SNR}_{\text{unbeschleunigt}}}{g \cdot \sqrt{R}}, \quad (2.10)$$

wobei $\text{SNR}_{\text{unbeschleunigt}}$ das SNR einer korrespondierenden unbeschleunigten Akquisition bezeichnet, und g die Rauscherhöhung symbolisiert.

Für jede der in den vorherigen Abschnitten beschriebenen Rekonstruktionstechniken wurden in den letzten Jahren auch Methoden zur Quantifizierung des g -Faktors entwickelt [10, 72, 73]. Sie ermöglichen eine einfache Qualitätsprüfung der durchgeführten Rekonstruktion, benötigen allerdings eine zusätzliche Messung des Spulenrauschens zur Abschätzung dessen Korrelation zwischen den Empfangselementen. Neben erhöhtem Rauschen können im rekonstruierten Bild auch Rekonstruktionsfehler auftreten. Diese äußern sich in Form residueller Einfaltungsartefakte. Gründe für ihr Auftreten sind beispielsweise fehlerhaft bestimmte Spulensensitivitäten bzw. Wichtungsfaktoren oder auch Bewegungen des Objekts zwischen Kalibrierung und beschleunigter Messung.

2.3 Partielle Fourierbildgebung

Die partielle Fourierbildgebung [51–53] nutzt die grundsätzlichen Symmetrieeigenschaften des k -Raums aus. Im Falle einer fehlerfreien Datenakquisition¹ gilt für das Signal im k -Raum:

$$s(\vec{k}) = s^*(-\vec{k}). \quad (2.11)$$

Es ist komplex konjugiert punktsymmetrisch zum Ursprung. Für eine erfolgreiche Bildrekonstruktion ist entsprechend die Akquisition einer Hälfte des k -Raums vollkommen ausreichend. In der partiellen Fourierbildgebung wird dieses Prinzip in Phasenkodierichtung zur Beschleunigung von Bildgebungsexperimenten bzw. in Leserichtung zur Reduktion der Echozeit TE ausgenutzt. Das Verhältnis des akquirierten k -Raum-Anteils zum vollständigen k -Raum wird mit dem Faktor f_{PF} , auch *Partial-Fourier-Faktor* genannt, angegeben.

¹In diesem Fall ist die Fouriertransformierte des Signals, also die Spindichte, rein reell.

Sein Wert liegt immer zwischen 0,5 und 1. Da die Bedingung (2.11) aufgrund verschiedener Effekte, wie Feldinhomogenitäten oder Fluss, in der Regel nicht vollständig erfüllt ist, müssen zusätzliche Informationen über die k-Raum-Phase gewonnen und der akquirierte k-Raum-Anteil auf etwas mehr als die Hälfte ausgedehnt werden [51, 52, 74]. Bei der Bildrekonstruktion werden die nicht-akquirierten k-Raum-Daten im einfachsten Fall Null gesetzt (*zero-filling*). Darüber hinaus existieren auch komplexere Rekonstruktionsalgorithmen, die eine genauere Abschätzung der Phase im nicht-abgetasteten Teil des k-Raums ermöglichen [52, 75]. Aufgrund der verringerten Datenakquisition führt auch die Anwendung des *Partial-Fourier*-Verfahrens zu einer Reduktion des SNR im Bild (vgl. Kap. 2.2.4). Die Reduktion beträgt in diesem Fall $\sqrt{1 - f_{\text{PF}}}$. In dieser Arbeit wurde die partielle Fourierbildgebung ausschließlich in Phasenkodierrichtung und mit *zero-filling* angewandt.

2.4 Compressed Sensing

2.4.1 Einführung

Compressed Sensing ist eine noch sehr junge Beschleunigungstechnik. Sie hat ihren Ursprung in der Signalverarbeitung und beschreibt eine mathematische Theorie zur Akquisition und Rekonstruktion von dünn besetzten oder komprimierbaren Signalen. Der Grundstein des Verfahrens wurde im Jahre 2004 von Emmanuel Candès, Terence Tao, Justin Romberg sowie David L. Donoho gelegt. Ihre Arbeiten [12, 13, 76–78] basieren auf der grundsätzlichen Idee, dass die Anzahl der zur vollständigen Rekonstruktion eines Signals benötigten Messungen nicht durch das Nyquist-Shannon-Abtasttheorem, sondern den Informationsgehalt des Signals bestimmt ist. Sie konnten zeigen, dass ein unbekanntes Signal, für dessen Rekonstruktion normalerweise $m = n$ lineare Messungen erforderlich sind, mit überwältigender Wahrscheinlichkeit² auch aus $m \ll n$ Messungen sehr genau rekonstruiert werden kann, sofern das Signal komprimierbar ist und die Messungen gut gewählt sind. Das Signal ergibt sich dabei als Lösung eines einfachen konvexen Minimierungsproblems.

Für eine erfolgreiche Anwendung von *Compressed Sensing* müssen die folgenden grundsätzlichen Bedingungen erfüllt sein:

1. Das zu rekonstruierende Signal muss *sparse* (engl. für dünn besetzt) bzw. komprimierbar sein, d. h. sich in einer beliebigen Orthonormalbasis mit weniger Elementen darstellen lassen, als zur unkomprimierten Darstellung des zu rekonstruierenden Signals erforderlich sind.

²„Überwältigend“ bedeutet, dass die Wahrscheinlichkeit des Nichteintretens des Ereignisses vernachlässigbar gering ist.

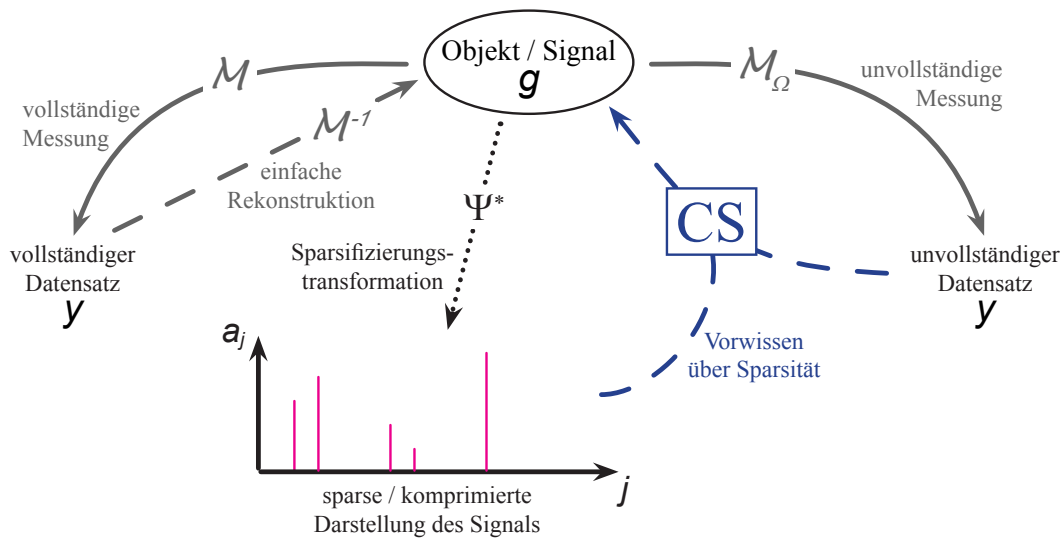


Abbildung 2.3: Schematischer Überblick über das *Compressed-Sensing*-Verfahren. Ein Signal g , zu dessen Rekonstruktion normalerweise ein vollständig gemessener Datensatz y benötigt wird (links), kann auch aus einem unvollständig gemessenen Datensatz rekonstruiert werden (rechts), sofern bekannt ist, dass sich das Signal mit Hilfe einer beliebigen Sparsifizierungstransformation Ψ^* in eine sparse bzw. komprimierbare Darstellung a überführen lässt. In der sparsen Darstellung sind nur wenige der Koeffizienten a_j von null verschieden. Das Vorwissen über die Sparsität des Signals wird zur vollständigen *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion (CS) des Signals g benötigt. Im Schaubild bezeichnen M die normalerweise angewandte vollständige Messmatrix, M^{-1} die korrespondierende normalerweise angewandte Rekonstruktion und M_{Ω} die bei der unvollständigen Messung angewandte Messmatrix.

2. Die Datenakquisition findet nicht im Signalraum selbst, sondern in einer mit dem Signalraum über eine lineare Transformation verknüpften Messbasis statt.
3. Es muss eine geringe Kohärenz zwischen der komprimierten Darstellung des Signals und der Messbasis bestehen.
4. Die Messungen müssen gut gewählt sein.

Die genannten Punkte und das Rekonstruktionsverfahren werden in den folgenden Abschnitten noch einmal aufgegriffen und auch im Hinblick auf die MR-Bildgebung genauer erläutert. Aufgrund ihres Umfangs und ihrer Komplexität können die mathematischen Beweise der *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion im Rahmen dieser Arbeit nicht ausführlich diskutiert werden. Für eine umfangreiche Darstellung sei an dieser Stelle deshalb auf [12, 13, 76–80] verwiesen. Zur Veranschaulichung ist in Abb. 2.3 eine vereinfachte schematische Darstellung des *Compressed-Sensing*-Verfahrens dargestellt.

2.4.2 Sparsität und Komprimierbarkeit

Grundsätzlich muss bei der Anwendung von *Compressed Sensing* bereits *a priori* bekannt sein, dass der tatsächliche Informationsgehalt des zu rekonstruierenden Signals kleiner ist, als der zur normalen Darstellung des Signals benötigte Informationsumfang. Signale dieser Art lassen sich in einer geeignet gewählten Orthonormalbasis mit nur wenigen Koeffizienten ungleich null beschreiben. Diese Eigenschaft wird mit dem Begriff Sparsität (engl. *sparsity*, Dünnesetztheit) bezeichnet und bildet die Grundlage des *Compressed Sensing*-Rekonstruktionsvorgangs.

Im Folgenden seien $g = [g_1, g_2, g_3, \dots, g_n]$ ein Signal der Länge n und $\Psi = [\Psi_1, \Psi_2, \Psi_3, \dots, \Psi_n]$ die Basisvektoren einer geeignet gewählten Orthonormalbasis. Zur Entwicklung des Signals nach der Basis formuliert man:

$$g = \Psi a. \quad (2.12)$$

Dabei sind $a = [a_1, a_2, a_3, \dots, a_n]$ die zur Darstellung des Signals in der Basis Ψ benötigten Koeffizienten. Für die Koeffizienten gilt:

$$a = \Psi^* g, \quad (2.13)$$

wobei Ψ^* die Adjungierte von Ψ repräsentiert. Das Signal g gilt bezüglich der Basis Ψ als *sparse*, falls nur wenige der Koeffizienten ungleich null sind. Ψ wird demzufolge als sparse Basis, die zum Erlangen der Sparsität nötige Transformation (2.13) als Sparsifizierungstransformation bezeichnet. Sofern das Signal bereits intrinsisch Sparsität aufweist (Abb. 2.4), ist die Transformation in eine andere Basis nicht nötig. In diesem Fall ist Ψ gleich der Einheitsmatrix.

Die hier dargestellte Definition der Sparsität ist selbstverständlich nur auf ideale Signale anwendbar. Real gemessene Signale sind generell mit Rauschen behaftet und weisen in keiner Orthonormalbasis Koeffizienten exakt gleich null auf. Allerdings existieren in der Regel Orthonormalbasen, in denen die meisten der Koeffizienten vernachlässigbar klein sind. Diese Signale gelten dann als komprimierbar bezüglich dieser Basis [12].

Datenkompressionsverfahren, wie LZW oder JPEG-2000, verwenden zur Reduktion der Datenmenge ebenfalls Sparsifizierungstransformationen. Die zu komprimierenden Daten werden in eine sparse bzw. komprimierbare Darstellung überführt, wo von den Koeffizienten lediglich diejenigen, die ungleich null bzw. größer als ein bestimmter Schwellenwert sind, für die spätere Signalrekonstruktion³ behalten werden.

2.4.3 Datenakquisition und Inkohärenz

Im Gegensatz zu den Kompressionsverfahren, die ein bekanntes Signal in seine komprimierte Darstellung überführen, versucht *Compressed Sensing*, die

³Sofern das Signal, wie bei der LZW-Kompression, in eine tatsächlich sparse Darstellung überführt wird, gelingt die spätere Signalrekonstruktion verlustfrei.



Abbildung 2.4: Sparsität. Das gezeigte Bild ist intrinsisch *sparse*, da die meisten Signaleinträge im Bild null sind und keine Information tragen.

komprimierte Darstellung eines unbekanntes Signals aus einer unvollständigen Messung zu bestimmen. Das unbekanntes Signal wird anschließend mit Hilfe der *a priori* bekannten Sparsifizierungstransformation aus der komprimierten Darstellung berechnet. Die von null verschiedenen Koeffizienten der komprimierten Darstellung sind selbstverständlich nicht bekannt und können folglich nicht direkt gemessen werden. Um die von ihnen transportierten Signalinformationen im Zuge der beschleunigten Messung dennoch vollständig kodieren zu können, misst man Linearkombinationen der Signaleinträge bzw. Koeffizienten. Die gemessenen Daten y und das Signal $g \in \mathbb{R}^n$ sind dabei über die Basistransformation

$$y = \mathcal{M}g. \quad (2.14)$$

miteinander verknüpft, wobei $\mathcal{M} = [\mathcal{M}_1, \mathcal{M}_2, \mathcal{M}_3, \dots, \mathcal{M}_n]$ die bei der Messung angewandte Messmatrix bezeichnet. Für die Rücktransformation gilt:

$$g = \mathcal{M}^{-1}y. \quad (2.15)$$

Bei jeder einzelnen Messung wird aus \mathcal{M} je ein Messvektor ausgewählt. Die Basis \mathcal{M} ist so zu wählen, dass die in der sparsen Basis Ψ sehr stark lokalisierte Signalinformation möglichst weit über die Basis \mathcal{M} verteilt ist. Mathematisch betrachtet muss eine möglichst geringe Kohärenz zwischen Ψ und \mathcal{M} bestehen [78]. Durch die Inkohärenz wird sichergestellt, dass jeder der gemessenen Datenpunkte Informationen über das gesamte Signal trägt und eine Unterabtastung der Messung zu keinem Informationsverlust führt.

Das Datenakquisitionsverfahren der MRT erfüllt grundsätzlich diese Voraussetzung. Das Signal (Bild) wird im k -Raum in Form von Fourierkoeffizienten gemessen und anschließend durch Anwenden einer linearen inversen Fouriertransformation rekonstruiert. In den Gleichungen (2.14) und (2.15) entspricht g dem zu rekonstruierenden Signal (Bild), y den gemessenen k -Raum-Daten (Fourierkoeffizienten) und \mathcal{M} der Fouriermatrix (Fouriertransformati-

on). Die gemessenen Fourierkoeffizienten sind dabei das Ergebnis einer Linearkombination aller Signaleinträge im Ortsraum. Bei jedem Messvorgang werden demzufolge Informationen über alle Bildpunkte kodiert.

2.4.4 Unterabtastung

Für unterabgetastete Messungen formuliert man:

$$y = \mathcal{M}_\Omega g, \quad (2.16)$$

wobei $\mathcal{M}_\Omega = [\mathcal{M}_{\omega_1}, \mathcal{M}_{\omega_2}, \mathcal{M}_{\omega_3}, \dots, \mathcal{M}_{\omega_m}]$ die bei der beschleunigten Messung angewandte Messmatrix darstellt. Sie enthält m Messvektoren, die zur Abtastung des Signals aus den n in der Messbasis \mathcal{M} verfügbaren Messvektoren ausgewählt wurden. Die Wahl der Messmatrix \mathcal{M}_Ω ist bei *Compressed Sensing* von entscheidender Bedeutung, da sie das Rekonstruktionsergebnis entscheidend beeinflusst. Gemäß den Überlegungen im vorherigen Abschnitt ist insbesondere darauf zu achten, dass die durch die Unterabtastung entstehenden Artefakte so inkohärent wie möglich in der sparsen Basis Ψ verteilt sind [14].

Es konnte gezeigt werden, dass insbesondere Messmatrizen, deren Vektoren zufällig entsprechend einer Gleich-, Gauss- bzw. Bernoulliverteilung aus der Gesamtheit der Messvektoren der Basis ausgewählt werden, grundsätzlich für *Compressed Sensing* geeignet sind. Diese Matrizen sind zu nahezu jeder anderen Orthonormalbasis inkohärent und ermöglichen mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit eine exakte Signalrekonstruktion [77, 79]. Damit ist es nicht nötig, den Messprozess an das zu rekonstruierende Signal bzw. an die sparse Basis anzupassen, was einen stabilen Einsatz von *Compressed Sensing* ermöglicht.

In der MR-Bildgebung sind zufällige Fouriermessungen allerdings nicht ohne Weiteres umzusetzen. So lässt das gradientenbasierte Aufnahmeschema (vgl. Kap. 1.3) eine sinnvolle zufällige Unterabtastung nur in Phasenkodierrichtung zu. Folglich können zweidimensionale MR-Bildgebungsexperimente lediglich eindimensional und dreidimensionale Bildgebungsexperimente zweidimensional beschleunigt werden. Die Unterabtastung erfolgt also ähnlich wie bei der Parallelen Bildgebung, jedoch sind die akquirierten Zeilen nicht äquidistant, sondern zufällig im k -Raum verteilt. Dabei ist es generell vorteilhaft, den zentralen Bereich des k -Raums dichter bzw. vollständig abzutasten, da in diesem Bereich der Hauptenergieanteil des Signals konzentriert ist. Die durch die Unterabtastung erzeugten inkohärenten Artefakte sind infolgedessen kleiner und die Bildrekonstruktion einfacher bzw. schneller [14]. In Abb. 2.5 sind exemplarisch drei 2D-Abtastmuster zusammen mit ihren Auswirkungen auf das rekonstruierte Bild dargestellt. Zu sehen sind Abtastmuster mit variabler (links), homogener (mittig) und stufenförmiger (rechts) Abtastdichte.

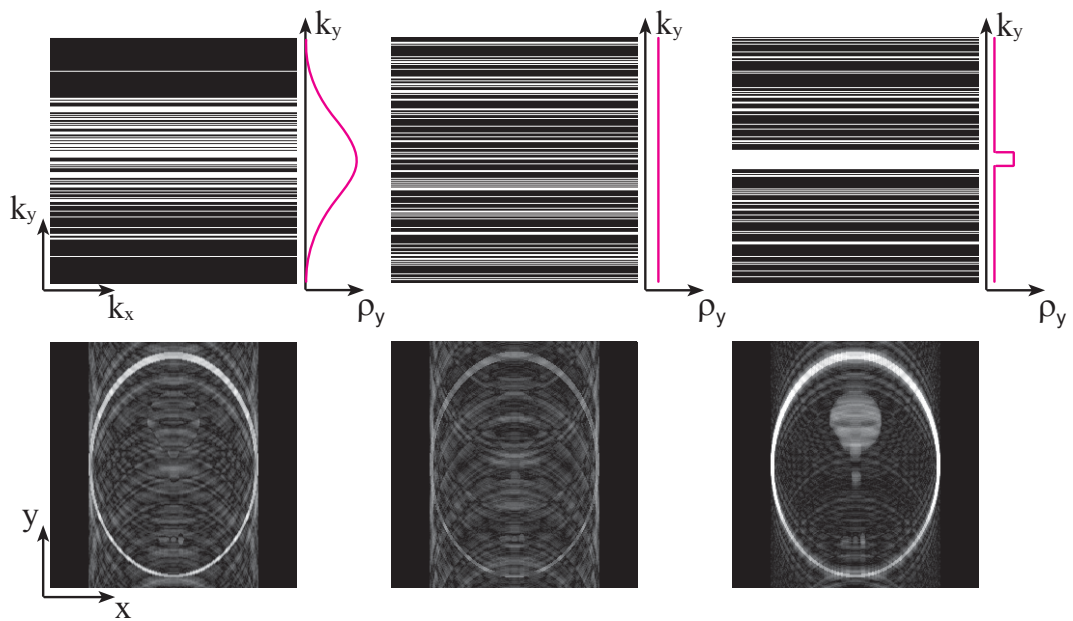


Abbildung 2.5: Zufällige Abtastmuster für die zweidimensionale MR-Bildgebung mit *Compressed Sensing*. Dargestellt sind ein Abtastmuster mit variabler (**links**), homogener (**mittig**) und stufenförmiger (**rechts**) Abtastdichte ρ_y in Phasenkodierrichtung. Gezeigt sind das Abtastmuster im k-Raum zusammen mit der zugehörigen Abtastdichte (**oben**) und die Auswirkungen der Unterabtastung im Bildraum (**unten**) am Beispiel des Phantoms aus Abb. 2.4. Beim Abtastmuster rechts wird der zentrale Bereich des k-Raums vollständig akquiriert und der periphere k-Raum mit homogener Dichte unterabtastet. Die Artefaktintensitäten sind infolgedessen kleiner. Der Beschleunigungsfaktor beträgt bei allen Beispielen $R = 3,6$.

2.4.5 Signalrekonstruktion

Die *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion hat die Aufgabe, das Signal $g \in \mathbb{R}^n$ aus den unvollständig gemessenen Daten y zu bestimmen. Bei dem unterbestimmten Gleichungssystem (2.15) handelt es sich, mathematisch betrachtet, um ein schlecht konditioniertes inverses Problem, das mit Hilfe regularisierter iterativer Minimierungsalgorithmen gelöst werden kann. Diese Algorithmen versuchen den Raum der möglichen Lösungen auf ein Signal zu beschränken, das bestimmte *a priori* bekannte Eigenschaften besitzt und gleichzeitig zu den Messungen die kleinsten Abweichungen aufweist. Man formuliert [81]:

$$\min_g P(g) \quad \text{unter} \quad \mathcal{M}_\Omega g = y. \quad (2.17)$$

Dabei beschreibt $P(g)$ ein Funktional des gesuchten Signals g , das minimal wird falls g die *a priori* bekannte Eigenschaft aufweist. Der rechte Teil von (2.17) formuliert die Nebenbedingung, dass das Signal eine Lösung des unterbestimmten Gleichungssystems sein muss.

Bei *Compressed Sensing* ist das a-priori-Wissen durch die Sparsität des Signals in einer bekannten Orthonormalbasis gegeben. Das passende Funktional für die Optimierung (2.17) ist:

$$\|x\|_{\ell_0} := \#\{j : x_j \neq 0\}.$$

Es misst die Anzahl der Elemente in x ungleich null und wird auch als „ ℓ_0 -Norm“ bezeichnet [81]. Unter Verwendung von (2.13) erhält man als Optimierungsproblem:

$$\min_g \|\Psi^* g\|_{\ell_0} \quad \text{unter} \quad \mathcal{M}_\Omega g = y. \quad (2.18)$$

Es erfordert den Einsatz aufwendiger Kombinatorik. Bisher sind lediglich Algorithmen mit exponentieller Laufzeit bekannt [82, 83], so dass das Problem zwar theoretisch aber nicht praktisch lösbar ist. Alternativ kommt als Maß für die Sparsität des Signals auch die ℓ_1 -Norm

$$\|x\|_{\ell_1} = \sum_{i=1}^n |x_i|$$

in Frage, die sich aus der Summe der Einzelbeträge des Signals ergibt. Das korrespondierende Optimierungsproblem ist:

$$\min_g \|\Psi^* g\|_{\ell_1} \quad \text{unter} \quad \mathcal{M}_\Omega g = y. \quad (2.19)$$

Es ist im Gegensatz zur Minimierung (2.18) numerisch lösbar. Außerdem konnten die grundlegenden Arbeiten zu *Compressed Sensing* zeigen, dass die Verwendung der ℓ_1 -Norm als Maß für die Sparsität des Signals mit überwältigender Wahrscheinlichkeit eine sehr genaue Rekonstruktion des unbekannt

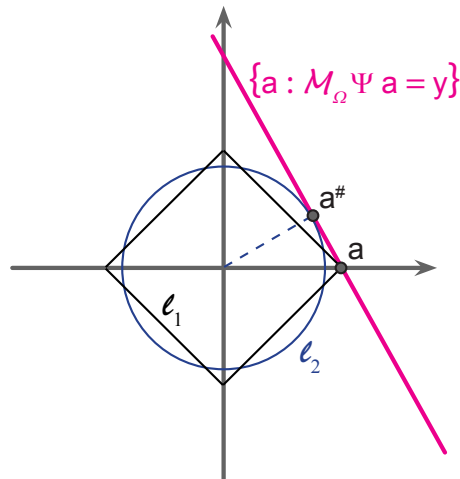


Abbildung 2.6: Vergleich von ℓ_1 - und ℓ_2 -Norm-Minimierung. Im Gegensatz zur ℓ_2 -Norm-Minimierung führt die Optimierung mit der ℓ_1 -Norm zur richtigen Lösung.

Signals zulässt [13, 77] bzw. unter bestimmten Voraussetzungen zum selben Ergebnis wie die ℓ_0 -Norm-Minimierung (2.18) führt [80, 82]. Anders als die ℓ_0 - und ℓ_1 -Norm eignet sich die sehr häufig bei Optimierungsproblemen eingesetzte euklidische (ℓ_2 -) Norm

$$\|x\|_{\ell_2} = \left(\sum_{i=1}^n |x_i|^2 \right)^{\frac{1}{2}}$$

nicht zur Signalrekonstruktion mit *Compressed Sensing*. Sofern Messbasis und sparse Basis über die Fouriertransformation miteinander verknüpft sind, würden beispielsweise im Zuge der Optimierung lediglich die nicht-gemessenen Koeffizienten null gesetzt und so die Gesamtenergie des Signals minimiert. Das rekonstruierte Signal hätte folglich weniger Energie als das gesuchte Originalsignal [77]. In Abb. 2.6 ist der Unterschied zwischen ℓ_1 - und ℓ_2 -Norm-Minimierung nochmals veranschaulicht. Dargestellt sind der unendlich große Lösungsraum $\{a : \mathcal{M}_\Omega \Psi \cdot a = y\}$ sowie die diskutierten Normen für eine Signallänge $n = 2$. Jede Achse des Koordinatensystems entspricht einem der n Signaleinträge. Sparse und komprimierbare Signale liegen auf bzw. in der Nähe der Koordinatenachsen. Im Laufe der iterativen Optimierung wird der Punkt im Lösungsraum gesucht, der die jeweils kleinste Norm besitzt. Die ℓ_2 -Norm-Optimierung findet dabei nicht die richtige sparse Lösung, sondern nur das Signal $a^\#$ mit dem kleinsten Abstand zum Ursprung. Die Optimierung mit der ℓ_1 -Norm führt dagegen zur richtigen sparsen Lösung a .

Bei der Anwendung von *Compressed Sensing* in der Praxis muss selbstverständlich berücksichtigt werden, dass Messergebnisse mit Messrauschen behaftet sind. Generell gilt:

$$y = \mathcal{M}_\Omega g + \sigma,$$

wobei σ den Rauschanteil am gemessenen Signal darstellt. In Anwesenheit von Messrauschen ist die Nebenbedingung der Optimierung (2.19) nicht genau zu erfüllen und muss aufgeweicht werden. Man definiert den Rauschparameter $\varepsilon \geq \|\sigma\|_{\ell_2}$ und formuliert für das ℓ_1 -Optimierungsproblem:

$$\min_g \|\Psi^* g\|_{\ell_1} \quad \text{unter} \quad \|\mathcal{M}_\Omega \cdot g - y\|_{\ell_2} \leq \varepsilon. \quad (2.20)$$

Es konnte gezeigt werden, dass es sich ähnlich robust wie das rauschfreie Optimierungsproblem (2.19) lösen lässt. Vorausgesetzt ist dabei selbstverständlich, dass die Messbasis passend gewählt wird [79, 80]. Der Vollständigkeit halber sei an dieser Stelle auf die Lagrange-Formulierung

$$\min_g \left(\mu \|\Psi^* g\|_{\ell_1} + \frac{1}{2} \|\mathcal{M}_\Omega \cdot g - y\|_{\ell_2}^2 \right) \quad (2.21)$$

hingewiesen, in welcher das Optimierungsproblem (2.20) ebenfalls sehr häufig dargestellt wird. Die beiden Gleichungen 2.20 und 2.21 sind äquivalent, da zu jedem σ ein passender Regularisierungsparameter μ gefunden werden kann [84].

Für die Durchführung der ℓ_1 -Norm-Minimierung und damit die eigentliche Rekonstruktion des Signals sind zahlreiche Algorithmen verfügbar. Zu den bekanntesten zählen *Gradient-Descent*-Methoden [85, 86] sowie Innere-Punkte-Verfahren [87]. Sie finden auch in der MR-Bildgebung Anwendung [14, 88]. Eine weitere, sehr intuitive Technik zur Optimierung ist das sogenannte *Iterative Soft Thresholding* [89, 90]. Es wurde in dieser Arbeit zur Rekonstruktion von unterabgetasteten sparsen Datensätzen verwendet und ist im Folgenden kurz dargestellt.

2.4.6 Iterative Soft Thresholding

Iterative Soft Thresholding (IST) ist ein simpler und vor allem sehr leicht zu implementierender Rekonstruktionsalgorithmus für *Compressed Sensing*. Das Verfahren basiert prinzipiell auf den in der Signal- und Bildverarbeitung häufig eingesetzten iterativen Schwellenwertverfahren und ist, wie von STERN et al. gezeigt werden konnte, vollständig äquivalent zur ℓ_1 -Norm-Minimierung [90].

Hauptbestandteil des Verfahrens ist eine einfache Schwellenwertoperation, bei der jeder Signaleintrag, dessen Absolutbetrag kleiner oder gleich einem zuvor definierten Schwellenwert τ ist, null gesetzt wird. Zusätzlich werden beim Soft-Thresholding-Verfahren alle Signaleinträge, deren Absolutbetrag größer als der Schwellenwert τ ist, um diesen Schwellenwert reduziert. Sofern der Signaleintrag komplex ist, wird die Phase des Signaleintrags bei der Operation beibehalten. Die Schwellenwertoperation wird auf das zu minimierende Signal, also auf die Koeffizienten a der sparsen Darstellung des Signals angewendet. Folglich werden die in der Messbasis \mathcal{M} gewonnenen Daten y vor

der ersten Iteration in ihre sparse Darstellung überführt. Vor dieser Basistransformation werden die nicht gemessenen Datenpunkte mit Nullen aufgefüllt. Während einer Iteration des Algorithmus wird dann zunächst die Schwellenwertoperation angewendet und das resultierende Signal zurück in die Messbasis transformiert. Die erhaltenen Daten werden an den Stellen, an denen tatsächlich gemessene Daten vorliegen, durch diese ersetzt und anschließend erneut in die sparse Basis transformiert. Das Verfahren wird so lange wiederholt, bis sich durch eine erneute Iteration keine signifikanten Veränderungen des Signals mehr ergeben. In Abb. 2.7 ist das Verfahren nochmals schematisch dargestellt. Selbstverständlich kann der IST-Algorithmus auch mathematisch erfasst werden. Der Formalismus für die $u + 1$ -te Iteration lautet:

$$g^{(u+1)} = \Psi \Lambda_\tau \left[\Psi^* \left(g^{(u)} + \mathcal{M}^{-1} \left(y - \mathcal{M}_\Omega g^{(u)} \right) \right) \right]. \quad (2.22)$$

Dabei stellt

$$\Lambda_\tau [x] = \text{sgn}(x) [|x| - \tau]_+ \quad (2.23)$$

die eigentliche Schwellenwertoperation dar. Der Operator $[f]_+$ ($f = |x| - \tau$ in Gl. 2.23) setzt negative Einträge von f auf null und lässt positive unverändert. Die nullte Iteration ($u = 0$) ist durch die Standardrekonstruktion

$$g^{(0)} = \mathcal{M}^{-1}y, \quad (2.24)$$

der unvollständigen Messung gegeben. Nicht gemessene Koeffizienten werden dabei mit Nullen aufgefüllt.

2.5 Simultane Multischichtbildgebung

2.5.1 Einführung

Die bisher vorgestellten Beschleunigungsverfahren versuchen die Bildgebung durch das Auslassen von Phasenkodierschritten bei der Messung zu verkürzen. Bei 2D-Bildgebungsexperimenten mit einer anatomischen Abdeckung von mehreren Schichten wird jedes der sequentiell durchgeführten Einzelschichtexperimente individuell beschleunigt. Die in Kap. 2.2.4 beschriebenen SNR-Verluste betreffen folglich jede einzelne Schicht. Ein zu der sequentiellen Akquisitionstechnik effektiveres Verfahren ist die simultane Multischichtbildgebung, zu welcher es bereits vor der Entwicklung der Parallelen Bildgebung erste Ansätze gab [25, 91–93]. Bei dieser werden mehrere Schichten mit individueller Dicke Δ_z und beliebigem Abstand Δ_{MS} zueinander gleichzeitig angeregt und ortskodiert. Damit die im fouriertransformierten Bild überlagerten Schichten separiert werden können, werden sie im Zuge der Messung durch das Anwenden von schichtspezifischen RF-Phasen (vgl. Kap. 1.3.3) bei der Spinanregung unterscheidbar gemacht. Während mit den ursprünglich entwickelten Multischichtbildgebungstechniken *Simultaneous Multi-Slice Imaging*

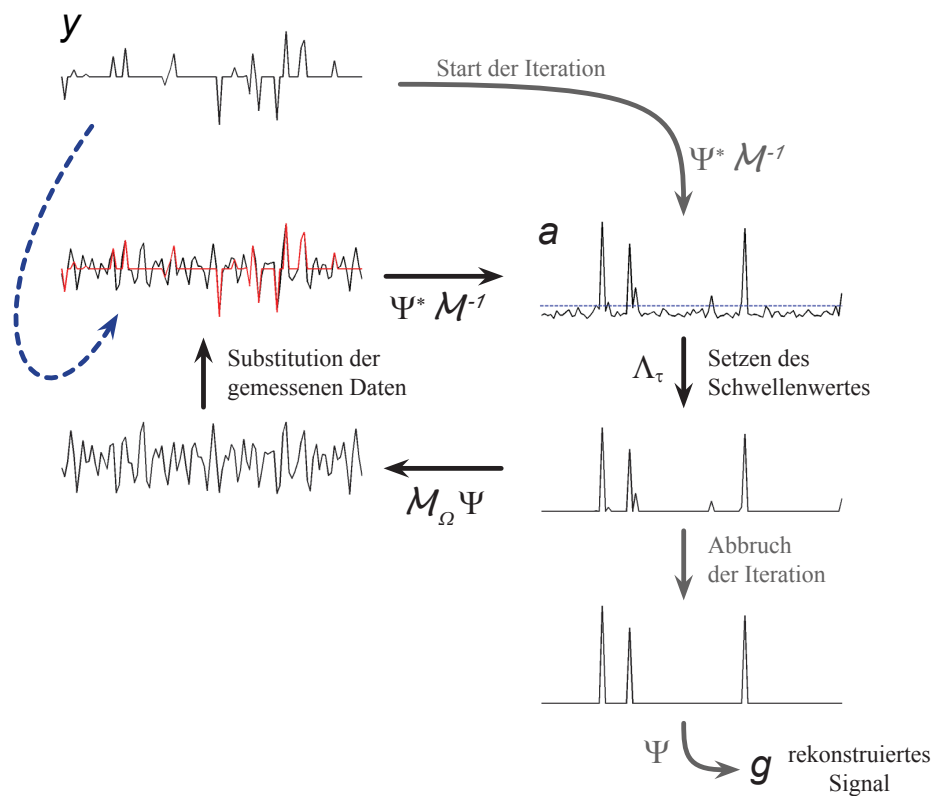


Abbildung 2.7: Schematische Darstellung einer Signalrekonstruktion mit *Iterative Soft Thresholding*. Die Rekonstruktion beginnt mit der Transformation ($\Psi^* \mathcal{M}^{-1}$) der gemessenen Daten in die sparse Basis. Nach der Durchführung der Schwellenwert-Operation (Λ_τ) erfolgt die Rücktransformation der um τ reduzierten Koeffizienten in die Messbasis ($\mathcal{M}_\Omega \Psi$), wo die Daten an den Punkten, an denen tatsächlich gemessene Daten vorliegen, durch diese (rot) ersetzt werden. Zum Start der nächsten Iteration werden die Daten wieder in die sparse Basis gebracht ($\Psi^* \mathcal{M}^{-1}$). Das Verfahren wird abgebrochen, wenn sich durch eine erneute Iteration keine signifikanten Veränderungen in der sparsen Basis mehr ergeben.

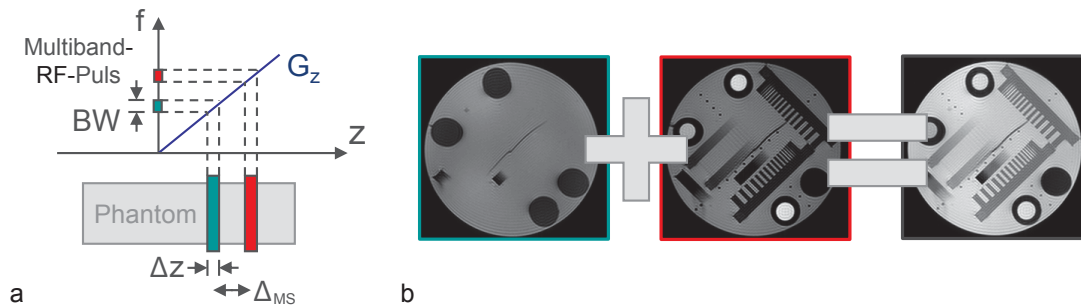


Abbildung 2.8: Schematische Darstellung der simultanen Multischichtanregung. **a:** Simultane Anregung zweier Schichten der Dicke Δz . Die Anregung wird mit einem RF-Puls mit zwei Frequenzbändern der Bandbreite BW durchgeführt (vgl. Kap. 1.3.2). Aus dem Abstand der Frequenzbänder ergibt sich die Distanz zwischen den simultan angeregten Schichten Δ_{MS} . **b:** Die simultan angeregten Schichten werden identisch kodiert und sind im rekonstruierten Bild direkt überlagert.

(SIMUSIM) [92, 93] und *Phase Offset Multi-Planar* (POMP) [25] lediglich eine deutliche Verbesserung des SNR bei der Akquisition mehrerer Schichten erzielt werden konnte (siehe unten), ermöglicht deren Weiterentwicklung, die beschleunigte Multischichtbildgebungstechnik MS-CAIPIRINHA [24] die Akquisition mehrerer Schichten in der Zeit, die normalerweise für die Messung einer einzelnen Schicht benötigt wird. Das Akronym MS-CAIPIRINHA setzt sich zusammen aus *Multi-Slice* (engl. für Multischicht) und *Controlled Aliasing In Parallel Imaging Results IN Higher Acceleration* (engl. für das Beeinflussen von Einfaltungen in der Parallelen Bildgebung führt zu höheren Beschleunigungen). Das Verfahren ist sehr effektiv, da das SNR im Gegensatz zur oben beschriebenen beschleunigt sequentiellen Akquisition weitestgehend erhalten bleibt. In den folgenden Abschnitten werden die Grundlagen der simultanen Multischichtbildgebung sowie das MS-CAIPIRINHA-Konzept näher erläutert.

2.5.2 Simultane Anregung und Einfluss der Anregungsphase

Die simultane Multischichtbildgebung basiert auf der gleichzeitigen Anregung mehrerer Schichten durch sogenannte Multiband-RF-Pulse. Diese verfügen über mehrere voneinander getrennte Frequenzbänder und regen wie in Abb. 2.8 a schematisch dargestellt in Anwesenheit eines Schichtselektionsgradienten (vgl. Kap. 1.3.2) gleichzeitig mehrere, voneinander getrennte und parallel zueinander liegende Schichten an [91]. Während die Dicken der Schichten durch die Bandbreite der einzelnen Frequenzbänder eingestellt werden können, ergibt sich der Abstand der Schichten zueinander aus dem Abstand der Frequenzbänder im Frequenzraum.

Nach der simultanen Anregung wird das Signal jeder Schicht in derselben Art und Weise ortskodiert. Die Auswirkung der Multischichtanregung auf das

rekonstruierte Bild lassen sich anhand der Fouriertransformation (1.45) herleiten⁴:

$$\hat{\rho}(q\Delta r) = \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} \left(\sum_{u=1}^{N_S} s_u(p\Delta k) \right) e^{i \cdot p\Delta k \cdot q\Delta r} = \sum_{u=1}^{N_S} \hat{\rho}_u(q\Delta r). \quad (2.25)$$

Der Index n bezeichnet die n -te der N_S Schichten. Die Bilder der N_S simultan angeregten Schichten sind im rekonstruierten Bild direkt überlagert (Abb. 2.8 b). Sofern das Multischicht-Bildgebungsexperiment nicht mit mehreren lokalisierten Spulen durchgeführt wird [94], sind die Schichten nicht ohne Weiteres voneinander zu separieren. Sie können allerdings, wie im Folgenden gezeigt, auch durch Anwenden schichtspezifischer RF-Phasen – innerhalb jeder gleichzeitig angeregten Schicht wird den Spins während der Anregung eine schichtspezifische Phase aufgeprägt (vgl. Kap. 1.3.3) – unterscheidbar gemacht werden. Bei der ursprünglich zur SNR-Verbesserung bei Multischichtakquisitionen entwickelten SIMUSIM-Methode [92] wird die Messung mehrfach wiederholt, wobei bei jeder der Wiederholungen die einzelnen Schichten mit einer anderen, während der Messung konstanten relativen Phasenbeziehung zueinander angeregt werden. Für das Bild der w -ten Wiederholung gilt:

$$\hat{\rho}_w(q\Delta r) = \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} \left(\sum_{u=1}^{N_S} s_u(p\Delta k) \cdot e^{i\Phi_{u,w}^{\text{RF}}} \right) e^{i \cdot p\Delta k \cdot q\Delta r} \quad (2.26)$$

$$= \sum_{u=1}^{N_S} \hat{\rho}_u(q\Delta r) \cdot e^{i\Phi_{u,w}^{\text{RF}}}. \quad (2.27)$$

Dabei bezeichnet $\phi_{u,w}^{\text{RF}}$ die in der u -ten Schicht während der gesamten w -ten Messung angewandte Anregungsphase. Durch Addition bzw. Subtraktion der Einzelmessungen können die Bilder der einzelnen Schichten konstruktiv bzw. destruktiv (je nach Phasenbeziehung zueinander) überlagert und schließlich rekonstruiert werden [91, 92]. Eine eindeutige Rekonstruktion der einzelnen Schichten erfordert genau N_S der oben beschriebenen Einzelmessungen. Aufgrund der Rekonstruktion eines Bildes aus N_S Einzelmessungen ist das SNR im rekonstruierten Bild gegenüber einer einfachen mit identischen Bildgebungsparametern durchgeführten Einzelschichtmessung um den Faktor $\sqrt{N_S}$ erhöht (vgl. Kap. 1.7).

Bei POMP [25] wird die schichtspezifische Anregungsphase während einer Messung nicht konstant gehalten. Vielmehr wird jede Schicht mit einem individuellen Phasenzyklus angeregt. Das heißt, in jeder der simultan angeregten Schichten wird die Anregungsphase zwischen zwei aufeinander folgenden Anregungen um einen individuellen konstanten Wert ϕ_n inkrementiert. Im re-

⁴Auch hier sind die Gleichungen der Einfachheit halber in ihrer eindimensionalen Form dargestellt (vgl. Kap 1.4).

sultierenden k -Raum sind die aus den einzelnen Schichten stammenden Signale mit einer für jede Schicht spezifischen linearen Phase

$$\Phi_u^{\text{RF}}(p) = \phi_u \cdot p, \quad (2.28)$$

moduliert. Entsprechend dem *Fourier-Shift*-Theorem (vgl. Kap. 1.5) führt dies im rekonstruierten Bild zu einer individuellen Verschiebung jeder Schicht um $\xi_u \Delta r = \frac{2n}{2\pi} \cdot \phi_u \Delta r$ in Phasenkodierrichtung:

$$\begin{aligned} \hat{\rho}(q\Delta r) &= \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} \left(\sum_{u=1}^{N_S} s_u(p\Delta k) \cdot e^{i\Phi_u^{\text{RF}}(p)} \right) e^{i \cdot p\Delta k \cdot q\Delta r} \\ &= \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} \left(\sum_{u=1}^{N_S} s_u(p\Delta k) \cdot e^{i \frac{2\pi}{2n} \xi_u p} \right) e^{i \cdot p\Delta k \cdot q\Delta r} \\ &= \Delta k \sum_{p=-n}^{n-1} \left(\sum_{u=1}^{N_S} s_u(p\Delta k) \cdot e^{i \cdot p\Delta k \cdot \xi_u \Delta r} \cdot e^{i \cdot p\Delta k \cdot q\Delta r} \right) \\ &= \sum_{u=1}^{N_S} \hat{\rho}_u(q\Delta r + \xi_u \Delta r) \end{aligned} \quad (2.29)$$

Durch Anpassen der ϕ_u relativ zueinander können die einzelnen ξ_u und damit die Bilder der simultan angeregten Schichten beliebig im FOV gegeneinander verschoben werden. Werden beispielsweise zwei Schichten gleichzeitig angeregt, so wählt man idealerweise $\phi_1 = 0$ und $\phi_2 = \pi$. Während das Bild von Schicht 1 seine Position im FOV nicht verändert ($\xi_1 \Delta r = 0$), wird das der Schicht 2 um $\xi_2 \Delta r = \frac{2n}{2\pi} \cdot \pi \Delta r = \text{FOV}/2$ verschoben. Ist das FOV groß genug, also N_S mal so groß wie das FOV bei einer Einzelschichtmessung, und sind die Bilder der simultan angeregten Schichten gleichmäßig über das FOV verteilt, so zeigen sich die simultan angeregten Schichten im rekonstruierten Bild vollständig voneinander separiert (Abb. 2.9 a). POMP ermöglicht also die simultane Akquisition mehrerer Schichten in der Zeit, die auch für die sequentielle Akquisition der Schichten benötigt wird. Aus der N_S -fach erhöhten Anzahl an durchgeführten Phasenkodierschritten N_y ergibt sich wie bei SIMUSIM eine $\sqrt{N_S}$ -fache Erhöhung des SNR gegenüber einer sequentiell durchgeführten Einzelschichtmessung (vgl. Kap. 1.7, [25]).

2.5.3 Beschleunigte Multischichtbildung (MS-CAIPIRINHA)

MS-CAIPIRINHA entspricht einer beschleunigten Implementierung von POMP. Die Messung wird wie bei POMP mit einem individuellen Phasenzklus in jeder simultan angeregten Schicht durchgeführt, allerdings mit einem kleineren als N_S -fach vergrößerten FOV. Die Schichten erscheinen durch die phasenmodulierte Anregung zwar gegeneinander im FOV verschoben, aber nicht vollständig voneinander getrennt (Abb. 2.9 b).

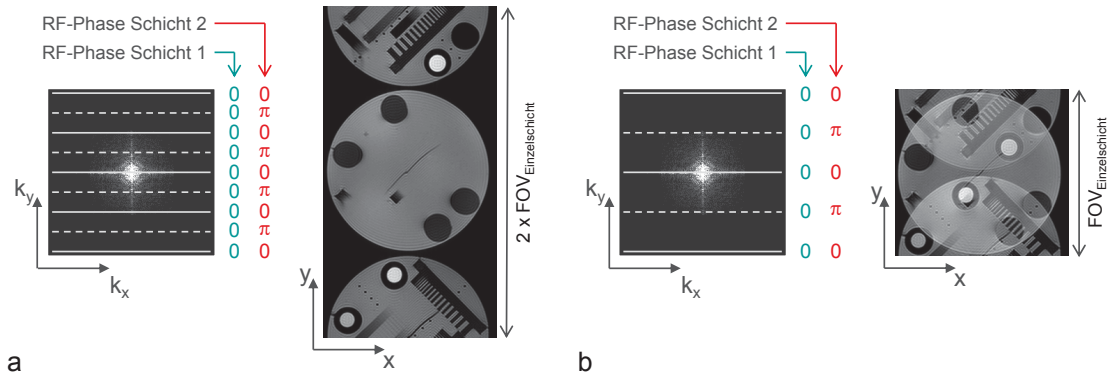


Abbildung 2.9: Schematische Darstellung von POMP und MS-CAIPIRINHA. **a:** POMP mit zwei simultan angeregten Schichten. In jeder der Schichten erfolgt die Anregung mit individuellem Phasenzyklus. In diesem Fall ist $\phi_1 = 0$ und $\phi_2 = \pi$. Demzufolge ist Schicht 2 im Bild um $\xi_2 \Delta y = \frac{\text{FOV}}{2\pi} \cdot \phi_2 = \text{FOV}/2$ in Phasenkodierrichtung verschoben. Das FOV wird schließlich so gewählt, dass beide Schichten nebeneinander liegen und vollständig separiert sind. **b:** MS-CAIPIRINHA als beschleunigte Implementierung von POMP. Der k-Raum ist im Vergleich zur POMP-Messung regelmäßig unterabgetastet. Im entsprechend kleineren FOV sind die simultan angeregten Schichten zwar gegeneinander verschoben, aber noch überlagert.

Zur Separation der Schichten wird die Parallele Bildgebung eingesetzt. Die Rekonstruktionstechniken (z. B. GRAPPA) müssen dafür nicht verändert werden. In den Gleichungen (2.2) bis (2.9) ist lediglich die zusätzliche Abhängigkeit der Variablen ρ (Spindichte) und C (Spulensensitivität) von der Schichtposition z in Schichtrichtung (vgl. [61]) zu berücksichtigen. Die grundlegenden Bedingungen für eine erfolgreiche Bildrekonstruktion, das Vorhandensein von genügend Empfangsspulen, bzw. das Bestehen ausreichender Variationen in den Spulensensitivitäten, sind selbstverständlich unverändert gültig. Die zweite Bedingung ist im Fall der simultanen Multischichtbildgebung zumeist erfüllt, da sich die Ursprungsorte der überlagerten Spindichten nicht nur entlang der Phasenkodierrichtung, sondern auch entlang der Schichtrichtung unterscheiden. Im Vergleich zur konventionellen innerhalb einer Schicht durchgeführten Parallelen Bildgebung werden also die Spulensensitivitäten entlang einer zusätzlichen Raumdimension ausgenutzt. Überdies bietet MS-CAIPIRINHA die Möglichkeit, die Überlagerung der Schichten durch Anpassen der Phasenzyklen kontrolliert zu beeinflussen (*controlled aliasing*) und so die bei der Bildrekonstruktion entstehende Rauschverstärkung (vgl. Kap. 2.2.4) zu minimieren. Es konnte gezeigt werden, dass der g-Faktor einer MS-CAIPIRINHA-Akquisition grundsätzlich mindestens so klein ist wie der einer konventionell parallel beschleunigten Akquisition mit gleichem Beschleunigungsfaktor [24].

Der Beschleunigungsfaktor einer MS-CAIPIRINHA-Akquisition ist formal durch

$$R_{\text{CAIPI}} = N_S \cdot \frac{N_y^{\text{unbeschleunigt}}}{N_y^{\text{CAIPI}}} \quad (2.30)$$

gegeben. Dabei sind N_S die Anzahl der gleichzeitig angeregten Schichten und N_y^{CAIPI} die Anzahl der bei der Messung aufgenommenen Phasenkodierschritte. $N_y^{\text{unbeschleunigt}}$ beschreibt die Anzahl der bei einem konventionellen Einzelschichtexperiment gemessenen Phasenkodierschritte. Prinzipiell ermöglicht MS-CAIPIRINHA also die Akquisition mehrerer Schichten in der Zeit, die normalerweise zur Aufnahme einer einzelnen Schicht benötigt wird.

Hinsichtlich des in den simultan akquirierten Schichten erzielten SNR lassen anhand Kap. 1.7 folgende Überlegungen anstellen: Entsprechend Gl. 1.59 gilt für das SNR einer unbeschleunigten Einzelschichtmessung ($N_z = 1$):

$$\text{SNR}_{\text{unbeschleunigt}} \propto \sqrt{N_x N_y^{\text{unbeschleunigt}} \Delta t_S}$$

Bei einer MS-CAIPIRINHA-Akquisition wird jede der N_S simultan angeregten Schichten mit $N_x \cdot N_y^{\text{CAIPI}}$ k-Raum-Punkten abgetastet. Für das SNR dieser Messung folgt entsprechend

$$\text{SNR}_{\text{CAIPI}} \propto \sqrt{N_x N_y^{\text{CAIPI}} \Delta t_S} \cdot \frac{1}{g_{\text{CAIPI}}},$$

wobei g_{CAIPI} die bei der Schichtseparation anfallende Rauschverstärkung berücksichtigt. Für das Verhältnis aus $\text{SNR}_{\text{CAIPI}}$ und $\text{SNR}_{\text{unbeschleunigt}}$ erhält man:

$$\frac{\text{SNR}_{\text{CAIPI}}}{\text{SNR}_{\text{unbeschleunigt}}} = \frac{\sqrt{N_y^{\text{CAIPI}}}}{\sqrt{N_y^{\text{unbeschleunigt}}}} \cdot \frac{1}{g_{\text{CAIPI}}}.$$

Mit

$$\frac{N_y^{\text{CAIPI}}}{N_y^{\text{unbeschleunigt}}} = N_S \cdot \frac{1}{R_{\text{CAIPI}}}$$

aus Gl. 2.30 ergibt sich schließlich das SNR einer MS-CAIPIRINHA-Akquisition im Vergleich zu einer unbeschleunigten Akquisition in Abhängigkeit des Beschleunigungsfaktors R_{CAIPI} :

$$\text{SNR}_{\text{CAIPI}} = \sqrt{N_S} \cdot \frac{\text{SNR}_{\text{unbeschleunigt}}}{\sqrt{R_{\text{CAIPI}} \cdot g_{\text{CAIPI}}}}. \quad (2.31)$$

Das SNR der MS-CAIPIRINHA-Akquisition wird für $R_{\text{CAIPI}} = N_S$ lediglich durch die inhomogene Rauschverstärkung vermindert. Es ist ansonsten vollkommen identisch zum SNR einer mit identischen Bildgebungsparametern durchgeführten Einzelschichtmessung.

Kapitel 3

Anatomie, Physiologie und Erkrankungen des Herzens

3.1 Anatomie

Dieses Kapitel solle einen kurzen Überblick über die für diese Arbeit notwendigen medizinischen Grundlagen vermitteln. Für ausführlichere Darstellungen sei auf [95, 96] verwiesen.

Das menschliche Herz (*Cor*) ist ein faustgroßes blutgefülltes muskuläres Hohlorgan, das durch regelmäßiges Kontrahieren den Kreislauf aufrecht erhält und so die Versorgung des gesamten Körpers mit Blut und Nährstoffen sichert. Es liegt innerhalb des Herzbeutels (Perikard) im unteren mittleren *Mediastinum* hinter dem Brustbein (*Sternum*), ist kegel- bis pyramidenförmig und besitzt ein Gewicht von 0,23 bis 0,34 kg [95]. Getrennt durch die *Pleura parietalis* grenzen links und rechts der linke und rechte Lungenflügel an. An der Unterseite ist der Herzbeutel fest mit dem Zwerchfell (*Diaphragma*) verwachsen. Die Längsachse des Herzens, von der Herzbasis (*Basis cordis*) bis zur abgerundeten Herzspitze (*Apex cordis*) besitzt eine Länge von ca. 12 cm. Sie liegt schräg von rechts dorsal oben nach links ventral unten im Brustkorb (Thorax). Die maximalen Durchmesser in transversaler und sagittaler Ebene betragen 8 bis 9 bzw. 6 cm [95].

Das Herz gliedert sich in die rechte und linke Herzhälfte, die durch die Herzscheidewand (Septum) voneinander getrennt sind. Jede der Hälften ist wiederum in Vorhof (*Atrium dextrum* bzw. *sinistrum*) und Herzkammer bzw. Ventrikel (*Ventriculus dexter* bzw. *sinister*) unterteilt. In den rechten Vorhof münden die obere und untere Hohlvene (*Vena cava inferior* und *superior*) ein. Sie transportieren das sauerstoffarme Blut aus dem großen Körperkreislauf zum Herzen. Die Lungen- bzw. Pulmonalvenen, die das sauerstoffreiche Blut aus den Lungenflügeln zum Herzen führen, an den linken Vorhof angeschlossen. Die beiden Ventrikel sind von den Vorhöfen durch die segelartigen Atrioventrikularklappen (AV-Klappen, *Valvae atrioventriculares*) getrennt. Ih-

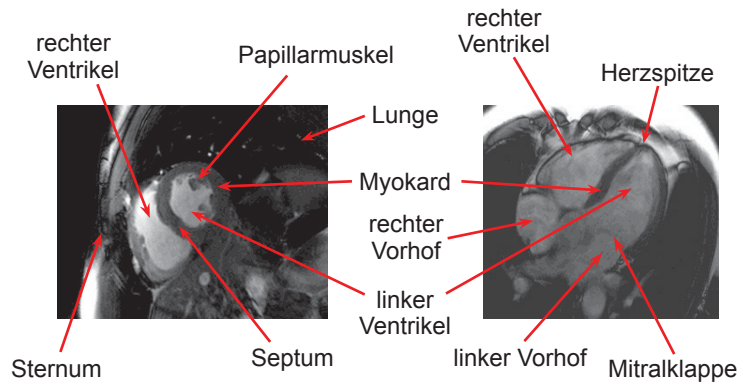


Abbildung 3.1: Kurzer Herzachsenschnitt (**links**) und Vierkammerblick (**rechts**) mit anatomischen Bezeichnungen

re genaueren Bezeichnungen sind Trikuspidalklappe (rechts) und Mitralklappe (links). Sie sind in der Entspannungsphase des Herzens (Diastole) geöffnet und erlauben ein Einströmen des Blutes in die Ventrikel. Während der Anspannungsphase des Herzens (Systole) sind sie geschlossen und verhindern den Rückfluss des Blutes aus den Ventrikeln in die Vorhöfe. Die Klappen sind mit sich verzweigenden Sehnenfäden (*Chordae tendineae*) an Ausstülpungen des Herzmuskels innerhalb der Ventrikel, den sogenannten Papillarmuskeln (*Musculi papillares*) verankert [95]. In Abb. 3.1 sind MRT-Aufnahmen des Herzens dargestellt. Sie zeigen das Herz im sogenannten kurzen Herzachsenschnitt, welcher senkrecht zur Längsachse des Herzens orientiert ist. Gezeigt ist außerdem der lange Herzachsenschnitt. Er liegt parallel zur Längsachse und wird auch Vierkammerblick genannt, da er die Beobachtung aller vier Herzkammern ermöglicht.

Die Herzwand, welche die Vorhöfe und Ventrikel umschließt, ist aus mehreren Schichten aufgebaut. Die innerste und gleichzeitig dünnste Schicht ist das Endokard (*Endocardium*). Sie besteht aus endokardialem Endothel sowie endokardialen Bindegewebschichten, kleidet den gesamten Innenraum des Herzens aus und bildet auch die Sehnenfäden sowie die AV-Klappen. Das nach außen hin folgende Myokard (*Myocardium*), stellt die eigentliche Herzmuskulatur dar. Das nur im Herzen vorkommende spezielle Muskelgewebe besteht hauptsächlich aus Herzmuskelzellen (Kardiomyozyten), die zu faserförmigen Strukturen, den sogenannten Herzmuskelfasern (*Myofibrae cordis*), verbunden sind. Letztere sind in mehreren Schichten zirkulär, schräg sowie longitudinal um die Ventrikel angeordnet. Die äußerste Schicht der Herzwand wird vom sogenannten Epikard (*Epicardium*) gebildet. Sie ist mit dem Myokard durch epikardiales Binde- und Fettgewebe verbunden und schlägt an den Rückseiten der Vorhöfe und den Anschlüssen der Gefäße in das Perikard um. Zwischen Epikard und Perikard befindet sich ein kapillärer Spalt, die sogenannte

Perikardhöhle (*Cavitas pericardii*). Sie ist mit einem Flüssigkeitsfilm benetzt, was eine reibungsfreie Bewegung des Herzens innerhalb des Perikards garantiert [95].

3.2 Herzfunktion

Die Koordination der regelmäßigen Kontraktionen der Vorhöfe und Ventrikel des Herzens übernimmt ein komplexes Erregungsbildungs- und Erregungsleitungssystem. Die Erregung wird autonom im Sinusknoten im rechten Vorhof gebildet [96] und breitet sich zunächst über die Vorhöfe der beiden Herzhälften aus. Im Zuge der ausgelösten Vorhofkontraktion wird das Blut aus den Vorhöfen durch die AV-Klappen in die Ventrikel gedrückt. Über den Atrioventrikularknoten (AV-Knoten), der eine Verzögerung der Erregungsleitung um ca. 60 bis 120 ms bewirkt [95], das Artrioventrikularbündel (AV-Bündel, His) sowie die Kammerchen wird die Erregung weiter in das Ventrikelmyokard geleitet und bewirkt dessen Kontraktion (Systole). Es kommt zum Auswurf von etwas mehr als der Hälfte des ventrikulären Blutes (ca. 70 ml je Ventrikel [96]) sowie zu einer Bewegung der Klappenebene in Richtung der Herzspitze. Der dabei in den Vorhöfen entstehende Unterdruck bewirkt eine Füllung der Vorhöfe mit Blut aus den mündenden Venen. Während der folgenden Entspannungsphase und Erregungsrückbildung (Diastole) bewegt sich die Klappenebene zurück, wobei Blut aus den Vorhöfen in die Ventrikel fließt. Während der sich anschließenden erneuten Vorhofkontraktion werden die Ventrikel schließlich vollständig gefüllt [96]. Bei einer Herzfrequenz von 50 bis 80 bpm (*beats per minute*, engl. für Schläge pro Minute) besitzt das Herz bei gesunden Menschen in Ruhe eine Pumpleistung (Herzminutenvolumen) von 4 bis 5 l/min. Unter Belastung kann die Herzfrequenz auf über 200 bpm und die Pumpleistung auf über 30 l/min gesteigert werden [95, 96].

Die während den einzelnen Erregungszuständen in der Herzmuskulatur erzeugten elektrischen Felder können durch das Anlegen von Elektroden an der Körperoberfläche detektiert werden und als Elektrokardiogramm (EKG) dargestellt werden.

3.3 Perfusion des Myokards

Aufgrund der großen Anzahl an Kardiomyozyten im Myokard besitzt das Herz einen sehr hohen Sauerstoffbedarf. In Ruhe werden jede Minute ca. 25 bis 30 ml Sauerstoff (gasförmig) im Herzmuskel umgesetzt, was etwa 10 % des Sauerstoffbedarfs des gesamten Körpers entspricht [96]. Die Sauerstoffextraktion in den Kapillaren des Myokards ist bereits in Ruhe sehr hoch, so dass ein erhöhter Sauerstoffbedarf des Herzens – unter Belastung werden ca. 75 ml/min [96] benötigt –, nur durch eine Steigerung der Durchblutung (Perfu-

sion) des Herzmuskels gedeckt werden kann. Der Perfusion kommt damit eine sehr große Bedeutung zu. Sie ist definiert als [97]:

$$\text{MBF} = \frac{\Delta V_{\text{Blut}}}{m \cdot \Delta t}, \quad (3.1)$$

wobei ΔV_{Blut} das Blutvolumen bezeichnet, das innerhalb des Zeitraums Δt durch das Gewebe der Masse m fließt. Der Faktor, um den die Myokardperfusion unter Belastung (Stress) gesteigert werden kann, bezeichnet man als Perfusionsreserve [97].

Die Versorgung des Herzmuskels wird durch die rechte und linke Koronararterie (RCA bzw. LCA, *Arteria coronaria dextra* bzw. *sinistra*), die der Aorta oberhalb der Aortenklappe entspringen, sichergestellt. Die Gefäße umgeben den Herzmuskel von außen, verzweigen sich kontinuierlich weiter und bilden schließlich ein Kapillarnetz mit sehr hoher Dichte aus [95]. Die Koronararterien sind sogenannte funktionelle Endarterien. Dies bedeutet, dass eine Minderversorgung einzelner Myokardareale aufgrund von Gefäßverengungen (Stenosen) oder -verschlüssen nicht durch Querverbindungen zwischen den Ästen der Koronararterien ausgeglichen werden kann [95, 96].

Kapitel 4

Grundlegende Verfahren in der Magnetresonanztomographie des Herzens

4.1 Funktionelle Herzbildgebung

Die Funktionelle Herzbildgebung bildet den Grundstein der MR-Herzdiagnostik. Grundsätzlich kommen zwei Techniken zum Einsatz: die getriggerte hochaufgelöste und segmentierte Cine-Bildgebung sowie die schlechter aufgelöste und nicht getriggerte Echtzeitbildgebung. Beide Verfahren akquirieren innerhalb jedes RR-Intervalls mehrere zweidimensionale Bilder und zeichnen so ein zeitlich aufgelöstes Video der Herzbewegung auf, was schließlich neben einer visuellen Beurteilung der Herzfunktion auch die Bestimmung von Funktionsparametern wie Ventrikelgröße, Myokardmasse, Kammervolumina und Ejektionsfraktion ermöglicht.

4.1.1 Echtzeitbildgebung

Bei der Echtzeitbildgebung wird der tatsächliche Bewegungsablauf des Herzens in einer Schicht mit vielen kurzen nacheinander durchgeführten Messungen in Echtzeit abgetastet. Dabei ist es generell sehr schwierig, die von diagnostischer Seite geforderte Zeitauflösung von ≥ 22 fps (Bilder pro Sekunde) [48] zu erreichen. Da für jedes Bild nur wenige Phasenkodierschritte akquiriert werden können, ist auch die räumliche Auflösung sehr begrenzt. Häufig kommen deshalb *View-* oder *Echo-sharing* (engl. für Teilen von Echos) [98] bzw. in zunehmendem Maße auch die Parallele Bildgebung [50] zum Einsatz. Bei ersterem wird zu jeder Herzphase (Zeitfenster einer Bildakquisition) der äußere k-Raum-Bereich, der die räumliche Auflösung des Bildes trägt, unvollständig abgetastet. Die fehlenden k-Raum-Zeilen werden in der vorhergehenden bzw.

nachfolgenden Herzphase gemessen und vor der Bildrekonstruktion ergänzt.¹ Der äußere k-Raum-Bereich wird also unter benachbarten Herzphasen geteilt. Trotz der Anwendung dieser Techniken sind die räumliche Auflösung sowie das SNR bei der Echtzeitbildgebung meist stark eingeschränkt. Bei 1,5 Tesla kommen daher häufig bSSFP-Sequenzen zum Einsatz, welche, trotz der kurzen Akquisitionszeiten, ein ausreichendes SNR sowie intrinsisch einen hohen Kontrast zwischen Blut und Herzmuskel liefern [100].

4.1.2 Segmentierte Cine-Bildgebung

Im Gegensatz zur Echtzeitmessung kann mit der EKG-getriggerten² und segmentierten Cine-Bildgebung eine deutlich höhere räumliche Auflösung erzielt werden. Bei dieser Technik werden die Bilder segmentiert über mehrere RR-Intervalle verteilt gemessen. Nach dem EKG-Triggerimpuls (R-Zacke) werden in jeder Herzphase jeweils nur einige wenige Zeilen (Segmente) des k-Raums aufgenommen. Im nächsten RR-Intervall folgt in denselben Herzphasen die Akquisition der nächsten Segmente. Der Vorgang wird über mehrere Herzschläge so lange wiederholt, bis für jede Herzphase ein vollständiger k-Raum abgetastet ist (Abb. 4.1).

Um Bildfehler zu verhindern, müssen sämtliche Segmente eines k-Raums in derselben Atemlage akquiriert werden. Die Messung ist also im Atemanhaltezustand durchzuführen. Ähnlich wie die Messungen in Echtzeit, werden die segmentierten Akquisitionen häufig mit bSSFP-Sequenzen durchgeführt [2,4]. Zur Vermeidung von Artefakten durch Einschwingvorgänge (vgl. Kap. 1.8.2) muss die Magnetisierung allerdings während der gesamten Messung im stationären Zustand gehalten werden. Dazu werden die Spins auch zu den Zeitpunkten, zu denen keine Bildakquisition stattfindet, entsprechend des Sequenzschemas regelmäßig und phasenmoduliert angeregt. Je nach Länge des Atemanhaltezustands können mit der Cine-Bildgebung sehr hohe zeitliche sowie räumliche Auflösungen erreicht werden, was eine sehr genaue Bestimmung von Herzaktionsparametern ermöglicht. Die Segmentierung führt jedoch auch zu sehr langen Bildakquisitionszeiten. Meist kann während eines Atemanhaltezustands nur eine Cine-Messung durchgeführt werden. Da zur vollständigen Abdeckung des Herzmuskels³ etwa 15 bis 20 Atemanhaltezustände nötig sind, trägt die segmentierte Cine-Bildgebung in erheblichem Maße zu den mit ein bis zwei Stunden sehr langen Gesamtuntersuchungszeiten in der MR-Herzdiagnostik bei und erfordert die konstruktive Mitarbeit des Patienten. Zur

¹Bei View- oder Echo-Sharing-Verfahren ist zu beachten, dass lediglich die apparente, nicht aber die tatsächliche zeitliche Auflösung verbessert wird [99].

²Aus einem mit Elektroden gemessenen EKG wird in Echtzeit der Zeitpunkt der R-Zacke bestimmt und ein Triggerimpuls an die Messeinheit des Tomographen gesendet. Die Messung wird zu einem beliebig wählbaren Zeitpunkt nach dem Triggerimpuls gestartet. Sie kann somit zu wohldefinierten Phasen während des Herzzyklus durchgeführt werden.

³Üblicherweise werden die Messungen mit einer Schichtdicke von 8 mm durchgeführt [48].

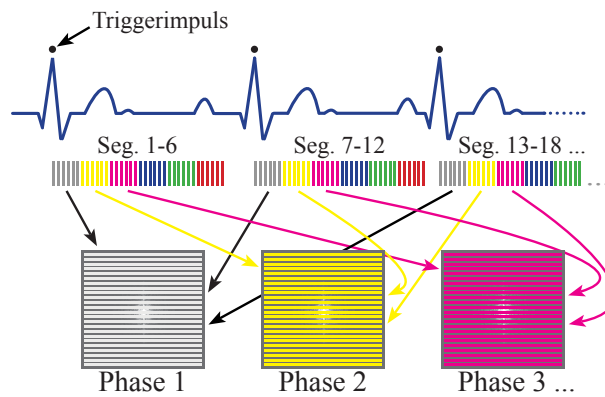


Abbildung 4.1: Segmentierte Cine-Bildgebung, schematisch. Die hochaufgelösten Bilder jeder Herzphase werden über mehrere RR-Intervalle verteilt gemessen. Vor der Bildrekonstruktion werden die innerhalb eines RR-Intervalls wiederholt gemessenen k-Raum-Zeilen, auch Segmente (Seg.) genannt, den der Herzphase entsprechenden k-Räumen zugeordnet.

Verkürzung der Gesamtmesszeit und der Atemanhaltezustände wird auch häufig die Parallele Bildgebung eingesetzt [2, 3]. Im Gegensatz zur Akquisition in Echtzeit bildet die segmentierte Cine-Messung jedoch nicht die tatsächliche Bewegung des Herzens während eines Herzschlags, sondern lediglich eine über mehrere Herzschläge gemittelte Bewegung ab. Dies kann vor allem bei unregelmäßigen Wandbewegungsstörungen, Herzarrhythmien und Triggerfehlern zu starken Bildfehlern und damit zu einer verminderten diagnostischen Aussagekraft führen.

4.2 First-Pass-Herzperfusionsbildgebung

Bei der kontrastmittelgestützten *First-Pass* (engl. für erster Durchfluss)-Herzperfusionsbildgebung wird der Durchfluss eines kleinen, in die Oberarmvene des Patienten injizierten Kontrastmittelbolus durch das Herz und den Herzmuskel zeitaufgelöst über mehrere Herzschläge in mehreren Schichten gemessen.

Die verwendeten Kontrastmittel (KM) enthalten in der Regel komplexierte Gadolinium (Gd)-III-Ionen, welche aufgrund der großen Anzahl ungepaarter Elektronen in der äußeren Elektronenschale stark paramagnetisch sind, und über die Kerndipol-Elektronendipol-Wechselwirkung mit den 1H -Spins in ihrer Umgebung (Blut) eine signifikante Verkürzung der Relaxationszeit T_1 verursachen. Die T_1 -Verkürzung wirkt sich bei den in der Herzperfusionsbildgebung zum Einsatz kommenden T_1 -gewichteten schnellen Gradientenechosequenzen stark signalsteigernd aus. Der injizierte KM-Bolus ist in der akquirierten Bilderserie als temporärer Signalanstieg und -abfall in den Ventrikeln und im Myokard messbar. In minderperfunden bzw. infarzierten Arealen tritt diese Signalerhöhung nur eingeschränkt bzw. nicht auf, so dass diese im Zuge

der Messung von normalperfundierten Regionen abgegrenzt werden können.

Die Herzperfusionsbildgebung erfolgt EKG-getriggert mit schnellen Gradientenechosequenzen (z. B. FLASH, bSSFP), wobei innerhalb eines RR-Intervalls sequentiell ein Bild jeder zu messenden Schicht akquiriert wird [97, 101]. Die Messungen werden direkt im Anschluss an die Kontrastmittelinjektion durchgeführt und über 40 bis 60 RR-Intervalle wiederholt, so dass von jeder Schicht eine zeitaufgelöste Bilderserie entsteht, die schichtspezifisch den ersten Durchfluss des KM-Bolus durch das Herz und den Herzmuskel abbildet (Abb. 4.2). Vor jeder der Bildakquisitionen wird die Magnetisierung mit einer *Saturation Recovery* (engl. für Wiederanstieg nach Sättigung, SR)-Magnetisierungspräparation manipuliert. Dabei wird die gesamte Magnetisierung in der Probe in die transversale Ebene gebracht (Anregung mit $\alpha = 90^\circ$) und mit Spoilergradienten so dephasiert, dass zu Beginn der eigentlichen Messung der Betrag der Magnetisierung Null ist. Damit wird sichergestellt, dass trotz äußerer Einflüsse wie Herzarrhythmien, für jede Messung jeder Schicht die Anfangsbedingungen identisch und die Einzelbilder einer Bilderserie untereinander vergleichbar sind. Des Weiteren wird durch den während der Messung stattfindenden Wiederaufbau der longitudinalen Magnetisierung eine starke T_1 -Wichtung erzielt. Um Veränderungen der Schichtposition innerhalb der Bilderserien zu vermeiden, werden die Messungen üblicherweise im Atemanhaltezustand durchgeführt.

Anhand von unter Ruhe- und Stressbedingungen aufgenommenen Bilderserien können visuell Minderdurchblutungen detektiert und der Grad der Stenosen mit einer Sensitivität von 80 bis 90 % und Spezifität von 70 bis 90 % [5] beurteilt werden. Generell erlaubt die Technik auch eine absolut quantitative Beurteilung des Blutflusses durch das Myokard sowie der Perfusionsreserve [97, 101].

Die *First-Pass*-Herzperfusionsbildgebung ist sehr stark durch den Herzzyklus limitiert. So ist die Bildakquisitionszeit und damit die Anzahl der messbaren Phasenkodierschritte sowie die maximal erreichbare räumliche Auflösung in der Schicht durch die Kontraktionsbewegung des Herzens begrenzt. Zur Vermeidung von bewegungsbedingten Artefakten muss die Bildaufnahme innerhalb eines Intervalls von etwa 200 ms stattfinden. Darüber hinaus ist die anatomische Abdeckung, welche bei der Untersuchung erzielt werden kann, durch die Länge des RR-Intervalls beschränkt. Je nach Wahl der räumlichen Auflösung und der Akquisitionszeit eines Bildes können je Herzschlag unterschiedlich viele Schichten akquiriert werden. Bei 1,5 T ist mit klinischen Standardprotokollen⁴ die Akquisition von drei bis vier Schichten mit einer Schichtdicke von acht bis zehn Millimetern möglich. Die räumliche Auflösung innerhalb einer Schicht liegt dabei im Bereich von 3×3 bis $4 \times 4 \text{ mm}^2$ [18]. Etwas bessere Auflösungen um $2 \times 2 \text{ mm}^2$ werden bei 3 T erzielt.

⁴Als Protokoll wird der bei einem Bildgebungsexperiment angewandte Parametersatz bezeichnet.

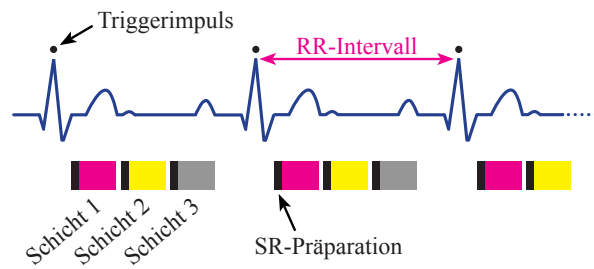


Abbildung 4.2: Schematische Darstellung der *First-Pass*-Herzperfusionbildgebung. Vor der Akquisition jeder Schicht wird die Magnetisierung durch Einstrahlen eines 90° -SR-Präparationspulses komplett gesättigt.

Bei der Herzperfusionbildgebung ist außerdem zu beachten, dass Patienten häufig den Atem nicht während der gesamten Untersuchung anhalten können. Die Atembewegung erzeugt dann zwischen den einzelnen Messungen eine Verschiebung des Herzens gegenüber der Bildgebungsschicht, was zu einer Reduktion der diagnostischen Aussagefähigkeit der Messung führen kann.

Kapitel 5

Simultane Multischichtbildgebung mit bSSFP-Sequenzen

5.1 Motivation

Bei Feldstärken von 1,5 T kommt in der klinischen Herzbildgebung überwiegend die in Kapitel 1.8.2 eingeführte bSSFP-Sequenz zum Einsatz. Sie ist aufgrund ihres hohen intrinsischen SNR anderen Bildgebungsmodalitäten überlegen und liefert außerdem einen sehr guten Blut-Gewebe-Kontrast. Während sich die Magnetisierung der ortsfesten Spins des Herzmuskelgewebes im stationären Zustand befindet, werden vollständig relaxierte und in die Bildgebungsschicht einfließende Spins im Blut mit sehr hohem Flipwinkel angeregt. Das einfließende Blut liefert ein sehr hohes Signal und kann exzellent vom Herzmuskelgewebe abgegrenzt werden.

Für eine Erweiterung der anatomischen Abdeckung in der 2D-Bildgebung ist die in Kapitel 2.5 diskutierte simultane Multischichtbildgebungstechnik MS-CAIPIRINHA sehr gut geeignet. Sie erzielt die Vergrößerung des Bildgebungsvolumens nicht wie andere Beschleunigungsverfahren durch eine Unterabtastung der Messung, sondern durch die gleichzeitige Anregung und Akquisition mehrerer Schichten und erreicht so eine hohe SNR-Effizienz. Eine direkte Anwendung der Multischichtbildgebungstechnik bzw. ihrer unbeschleunigten Variante POMP auf bSSFP-Sequenzen ist allerdings nicht ohne Weiteres möglich, da beide Methoden die Anwendung von dedizierten RF-Phasenzyklen erfordern. Während bei der simultanen Multischichtbildgebung in jeder Schicht ein individueller Phasenzklus appliziert werden muss, um die gegenseitige Verschiebung der simultan angeregten Schichten im FOV zu erreichen, erfordert die bSSFP-Sequenz zum Erhalt des stationären Zustands die strikte Anwendung eines alternierenden Phasenzklus.

Bislang wurde zur Verknüpfung von MS-CAIPIRINHA und bSSFP die

Anwendung eines segmentierten Akquisitionsschemas vorgeschlagen [102]. Bei Anwendungen, die wie die Echtzeitbildgebung eine schnelle Datenakquisition erfordern, ist der Einsatz eines solchen Akquisitionsschemas allerdings nicht möglich. Es käme zu einer signifikanten Einschränkung der zeitlichen Auflösung. Auch Akquisitionstechniken, die wie die Herzerfusionsbildgebung auf einer Magnetisierungspräparation aufbauen, sind mit einer Segmentierung nicht vereinbar. Hierbei entstünden hohe Signaldifferenzen zwischen benachbarten k-Raum-Zeilen, was in der Regel Geisterartefakte¹ (engl. *Ghosting*) im rekonstruierten Bild zur Folge hat.

In diesem Kapitel wird eine neue Strategie vorgestellt, die einen Einsatz der simultanen Multischichtbildgebungstechniken in Anwendungen mit bSSFP-Sequenzen ermöglicht. Ihr Grundstein sind RF-Phasenzyklen, die die Anforderungen von MS-CAIPIRINHA bzw. POMP erfüllen und gleichzeitig in jeder simultan angeregten Schicht den stationären Zustand aufrechterhalten. Die Technik erlaubt die simultane Akquisition mehrerer Schichten mit bSSFP ohne Segmentierung und ist damit auch für Echtzeitanwendungen bzw. Anwendungen mit Magnetisierungspräparation geeignet. Die Grundlagen der Technik werden im Folgenden genauer erläutert. Darüber hinaus werden Phantomexperimente gezeigt sowie die Anwendung der Strategie auf die Echtzeitbildgebung, Cine-Bildgebung und Perfusionsbildgebung am menschlichen Herzen demonstriert.

5.2 Theoretische Grundlagen

Die Bildgebung mit MS-CAIPIRINHA basiert auf der simultanen Anregung mehrerer parallel angeordneter Schichten mit dedizierten RF-Phasenzyklen (vgl Kap. 2.5.3). Die durch die Variation der RF-Phase entstehende schichtspezifische Phasenmodulation des k-Raums bewirkt die für die Bildrekonstruktion erforderliche gegenseitige Verschiebung der simultan akquirierten Schichten im FOV.

bSSFP-Sequenzen erfordern zum Erhalt des stationären Zustands ebenfalls die Anwendung eines dedizierten RF-Phasenzykels. Üblicherweise verwendet man in Bildgebungsexperimenten den in Kap. 1.8.2 beschriebenen alternierenden Phasenzyklus. Es kann aber auch jeder andere Phasenzyklus verwendet werden, so lange dieser die *Steady-State*-Bedingung der Sequenz erfüllt. Für bSSFP-Sequenzen, bei denen die Spinanregungen in regelmäßigen Abständen mit konstantem Flipwinkel stattfinden, ist die *Steady-State*-Bedingung gegeben durch [44]:

$$\Phi^{\text{RF}}(p) = \varepsilon + \phi p + \gamma p^2 \quad \text{mit} \quad \phi \neq \gamma \quad \text{falls} \quad \gamma = 0 \quad (5.1)$$

¹Bei Geisterartefakten handelt es sich um mehrere in Phasenkodierung über das FOV verteilten signalschwachen Kopien des Originalbildes.

wobei $\Phi^{\text{RF}}(p)$ die bei der p -ten Anregung applizierte RF-Phase und ε , ϕ und γ beliebige Konstanten darstellen. Für den normalerweise zum Einsatz kommenden alternierenden RF-Phasenzklus gilt $\varepsilon = 0$, $\phi = \pi$, $\gamma = 0$ und somit $\Phi^{\text{RF}}(p) = \pi \cdot p$.

Simultane Multischichtakquisitionen mit bSSFP wurden bisher, wie in Abb. 5.1 schematisch gezeigt, in segmentierter Form durchgeführt [102]. Zur Abtastung des gesamten k -Raums sind dabei mindestens genau so viele Teilmessungen nötig wie Schichten simultan angeregt werden. Jede Teilmessung entspricht dabei einem eigenständigen bSSFP-Experiment, welches mit einem Multiband-RF-Puls mit einer fest definierten konstanten Phasenbeziehung zwischen den simultan angeregten Schichten durchgeführt wird. Während jeder Teilmessung werden die RF-Phasen zum Erhalt des stationären Zustands wie bei normalen bSSFP-Experimenten alterniert. Die für die gegenseitige Verschiebung der Schichten benötigte Phasenmodulation wird schließlich durch gezieltes Variieren der konstanten Phasenbeziehung zwischen den einzelnen Teilmessungen erreicht. Wie in Abb. 5.1 ersichtlich, ist für die Phasenmodulation die relative RF-Phase² der Schichten zueinander entscheidend.

Ein entscheidender Nachteil des segmentierten Verfahrens ist, dass zu Beginn jeder Teilmessung die Phasenzyklen in jeder Schicht verändert werden und sich in jeder Schicht zunächst ein neuer stationärer Zustand ausbilden muss. Zur Vermeidung von langen Einschwingvorgängen und Artefakten im Bild wird die Magnetisierung am Ende einer Teilmessung mit Hilfe eines $\alpha/2$ -Pulses³ in z -Richtung gebracht und dort zwischengespeichert. In der transversalen Ebene verbliebene Magnetisierung wird gespoilt, bevor die zwischengespeicherte Magnetisierung wieder mit einem $\alpha/2$ -Puls für die nächste Teilmessung präpariert wird [102]. Das Zwischenspeichern der Magnetisierung ist mit einem gewissen Zeitaufwand verbunden, was eine Applikation des segmentierten Verfahrens für Echtzeitanwendungen ausschließt. Hinzu kommt, dass das Zwischenspeichern der Magnetisierung mit $\alpha/2$ -Pulsen lediglich im resonanten Fall einwandfrei funktioniert und die Technik für Bildgebungsexperimente mit Magnetisierungspräparation ungeeignet ist. So würde eine Segmentierung der präparierten Messung zu periodischen Signalsprüngen im k -Raum und damit zu Geisterartefakten im Bild führen.

Eine nicht segmentierte Anwendung der simultanen Multischichtbildgebungstechniken POMP bzw. MS-CAIPIRINHA auf bSSFP-Sequenzen ist genau dann möglich, wenn es gelingt, den k -Raum während der Akquisition ge-

²In der MR-Bildgebung wird die bei Akquisitionen angewandte RF-Phase grundsätzlich nach der Datenaufnahme von den Daten subtrahiert. So werden ungewollte Phasenmodulationen im k -Raum vermieden. Bei der simultanen Akquisition mehrerer Schichten mit verschiedenen RF-Phasen wählt man eine der Schichten als Referenzschicht (üblicherweise Schicht 1) und subtrahiert die dort angewandte RF-Phase von den akquirierten Daten. Der sich ergebende k -Raum ist schließlich mit der relativen Phase bezüglich dieser Schicht moduliert.

³Ein $\alpha/2$ -Puls bezeichnet einen Anregungspuls mit halbem Anregungsflipwinkel.

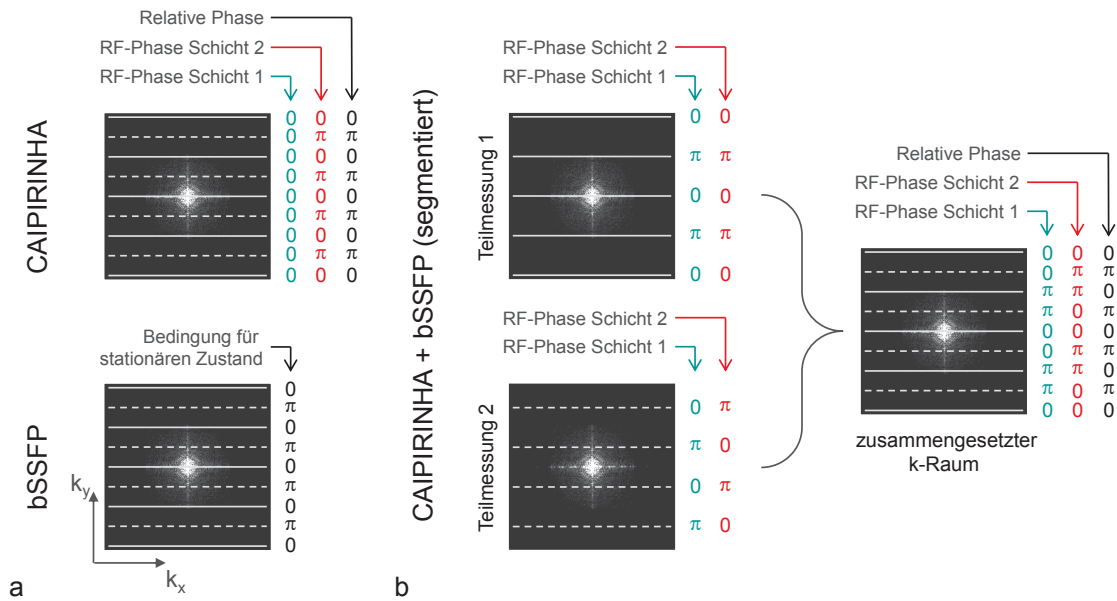


Abbildung 5.1: Schematische Darstellung der Verknüpfung von MS-CAIPIRINHA mit bSSFP mittels Segmentierung. **a:** Während bei MS-CAIPIRINHA in den beiden simultan angeregten Schichten unterschiedliche RF-Phasenzyklen angewendet werden müssen, erfordert die bSSFP-Sequenz zum Erhalt des stationären Zustands die Anregung mit alternierendem Phasenzklus. Die relative Phase beschreibt die RF-Phasendifferenz der beiden gleichzeitig angeregten Schichten. Sie entspricht der im k-Raum effektiv erzeugten Phasenmodulation. **b:** Verknüpfung der beiden Techniken mittels Segmentierung [102]. Für die simultane Akquisition zweier Schichten werden zwei Teilmessungen benötigt. Zwischen diesen wird die konstante Phasenbeziehung der simultan angeregten Schichten so variiert, dass im zusammengesetzten k-Raum dieselbe relative Phase wie in einem konventionellen MS-CAIPIRINHA-Experiment entsteht.

mäß Gl. 2.29 zu modulieren und gleichzeitig den stationären Zustand kontinuierlich in jeder simultan angeregten Schicht aufrecht zu erhalten. Für Weiteres sind nach Gl. 5.1 alle linearen RF-Phasenzyklen ($\phi \neq 0, \gamma = 0, \varepsilon \in \mathbb{R}$) geeignet. Genau mit diesen Phasenzyklen lässt sich aber auch die für die Verschiebung einer Schicht im FOV benötigte Phasenmodulation im k-Raum erzielen. So gilt nach (2.29) für die Verschiebung $\xi_u \Delta r$ der Schicht u in Abhängigkeit des in der Schicht angewandten ϕ_u :

$$\xi_u \Delta r = \frac{2n}{2\pi} \cdot \phi_u \Delta r = \text{FOV} \cdot \frac{\phi_u}{2\pi}. \quad (5.2)$$

Zur Verknüpfung der simultanen Multischichtbildgebung mit bSSFP wählt man also in jeder der simultan zu akquirierenden Schichten einen anderen linearen Phasenzklus

$$\Phi_u^{\text{RF}} = \varepsilon_u + \phi_u \cdot p \quad (\phi \neq 0). \quad (5.3)$$

Damit wird jede Schicht um ihr spezifisches $\xi_u \Delta r$ im FOV verschoben und gleichzeitig die Magnetisierung innerhalb der Schicht im stationären Zustand gehalten. Die Konstante ε kann vollkommen willkürlich gewählt werden. Sie erzeugt lediglich eine zusätzliche konstante Phase im k-Raum, welche im Zuge der Absolutbetragsbildung bei der Bildrekonstruktion verloren geht. Allerdings kann durch eine geschickte Wahl von ε durchaus eine Verbesserung der mit Hilfe der Parallelen Bildgebung durchgeführten Schichtseparation bzw. Bildrekonstruktion erzielt werden [103].

Aus der Arbeit von SOBOL et al. [44] geht ferner hervor, dass für $\gamma = 0$, also für die vorgeschlagenen linearen Phasenzyklen, das allgemeine Kontrastverhalten im Bild vollkommen unabhängig von der Wahl der Parameter ε und ϕ ist. Allerdings können, wie im späteren Verlauf der Arbeit noch gezeigt wird, aufgrund der veränderten Phasenzyklen und des deshalb veränderten Offresonanzverhaltens lokale Signalveränderungen im rekonstruierten Bild auftreten.

In einem Experiment mit zwei simultan angeregten Schichten versucht man diese möglichst gleichmäßig über das FOV zu verteilen, da die Spulensensitivitätsvariationen so am effizientesten ausgenutzt werden. Beispielsweise wählt man $\phi_1 = \pi/2$ und $\phi_2 = 3\pi/2$, was eine gegenseitige Verschiebung der beiden Schichten um ein halbes FOV erzeugt. Ein Beispiel ist in Abb. 5.2 dargestellt. In Abb. 5.3 ist für diese beiden Phasenzyklen darüber hinaus die *Steady-State*-Trajektorie der Magnetisierung gezeigt.

Die Separation der simultan angeregten Schichten erfolgt bei POMP intrinsisch durch Anwenden der RF-Phasenzyklen. Währenddessen ist bei MS-CAIPIRINHA eine parallele Bildrekonstruktion zur vollständigen Trennung der Schichten erforderlich (vgl. Kap. 2.5.3). Sofern hierzu autokalibrierende Rekonstruktionsverfahren (z. B. GRAPPA) zum Einsatz kommen, muss darauf geachtet werden, dass der stationäre Zustand während der gesamten Messung aufrechterhalten wird. Die vom Phasenzklus vorgegebene Phasenfolge darf

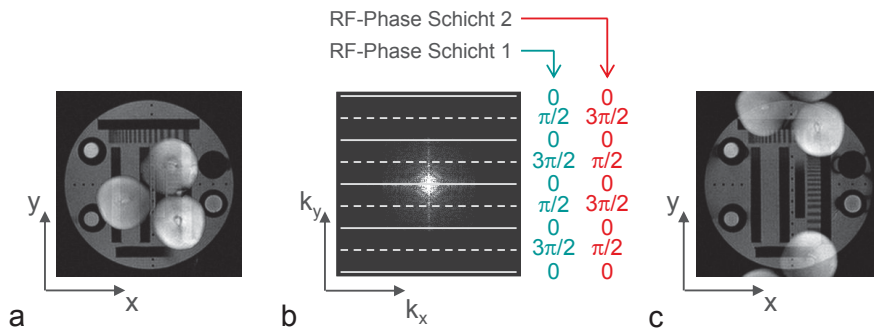


Abbildung 5.2: Simultane Akquisition zweier Schichten eines Phantoms mit einer bSSFP-Sequenz. Das Phantom besteht aus einem Strukturphantom sowie drei Pfirsichen. **a:** In beiden Schichten wurde der konventionelle alternierende bSSFP-Phasenzklus ($\phi = \pi$) angewendet. Die Bilder der beiden Schichten sind folglich direkt überlagert. **b:** Schematische Darstellung der für eine simultane Akquisition zweier Schichten vorgeschlagenen linearen Phasenzyklen. In Schicht 1 wird die RF-Phase um $\pi/2$, in Schicht 2 um $3\pi/2$ zwischen zwei aufeinanderfolgenden Anregungen inkrementiert. **c:** Akquisition derselben Schichten wie in (a) mit den in (b) gezeigten Phasenzyklen. Die beiden Schichten sind im Bild um ein halbes FOV gegeneinander verschoben.

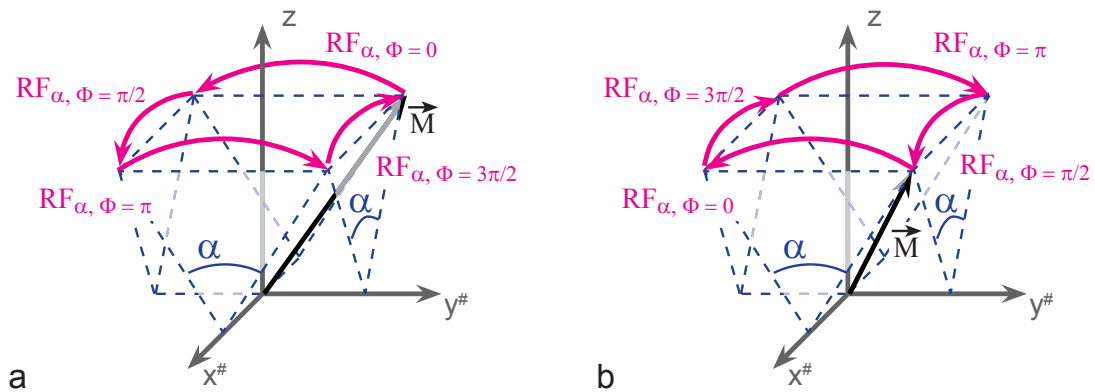


Abbildung 5.3: Steady-State-Trajektorien (magenta) der Phasenzyklen $\phi = \pi/2$ ($\epsilon = 0$) (a) und $\phi = 3\pi/2$ ($\epsilon = 0$) (b). Gezeigt ist der resonante Fall. Nach je vier Anregungen mit konstantem Phaseninkrement und gleichbleibendem Flipwinkel befindet sich die Magnetisierung wieder an ihrer Ausgangsposition.

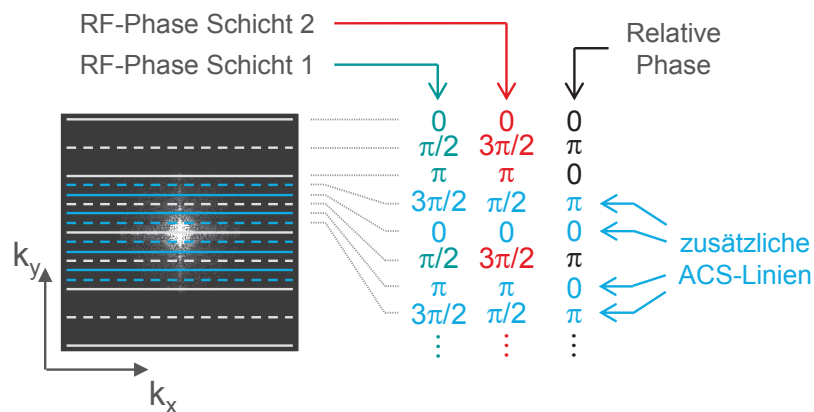


Abbildung 5.4: Schematische Darstellung eines autokalibrierten bSSFP-Multischichtexperiments mit den Phasenzyklen $\phi = \pi/2$ bzw. $\phi = 3\pi/2$ in den beiden simultan angeregten Schichten. Gezeigt sind die während einer normalen MS-CAIPI-RINHA-Messung akquirierten Linien (weiß) sowie die zusätzlich abgetasteten ACS-Linien (blau). Bei Messungen dieser Art muss zum einen der stationäre Zustand während der gesamten Messung erhalten bleiben und zum anderen die Phasenmodulation des k-Raums auch innerhalb des Kalibrierungsbereichs kontinuierlich sein. Letzteres wird grundsätzlich durch Verwenden von ungeraden Beschleunigungsfaktoren bei Kalibrierung und Rekonstruktion (im gezeigten Beispiel: $R = 3$) erreicht.

also auch während der Akquisition zusätzlicher ACS-Linien nicht verändert werden. Ferner müssen sowohl der Kalibrierungsbereich, als auch der k-Raum ohne zusätzliche ACS-Linien die gewünschte Phasenmodulation aufweisen. In Abb. 5.4 ist beispielhaft ein autokalibriertes Experiment mit zwei simultan angeregten und um ein halbes FOV gegeneinander verschobenen Schichten gezeigt. Um die oben genannten Bedingungen zu erfüllen, muss im Kalibrierungsbereich immer eine gerade Anzahl an zusätzlichen ACS-Linien (blau) zwischen zwei akquirierte k-Raum-Zeilen (weiß) gemessen werden. Die Rekonstruktion erfolgt somit immer mit ungeraden Beschleunigungsfaktoren.

5.3 Methoden

Um die Auswirkungen der vorgeschlagenen Phasenzyklen auf das Signal und das Offresonanzverhalten der Sequenz zu untersuchen, wurden Simulationen auf Basis der in Kap. 1.2 diskutierten Blochgleichungen (1.12) durchgeführt. Ausgehend von realistischen Anfangs- bzw. Randbedingungen und in Abhängigkeit von typischen Relaxationszeiten [104, 105] und Bildgebungsparametern wurde das Verhalten der Magnetisierung in x -, y - und z -Richtung iterativ in ausreichend kleinen Zeitintervallen bestimmt. Von Interesse waren das Magnetisierungs- und Signalverhalten während des Einschwingvorgangs, im stationären Zustand und in Anwesenheit von Offresonanzen. Dabei wurden auch unterschiedliche Schemata zur Magnetisierungspräparation berücksich-

tigt. Die Anregungspulse wurden bei den Simulationen als instantan und in regelmäßigen Abständen mit konstantem Flipwinkel appliziert angenommen. Zum Vergleich wurden die Simulationen auch für den konventionellen alternierenden bSSFP-Phasenzyklus durchgeführt.

Die Anwendbarkeit der neuen RF-Phasenzyklen, die Güte der Bildrekonstruktion sowie die Bildqualität wurden anhand von Phantomexperimenten und *In-vivo*-Messungen evaluiert. Für alle *in vivo* durchgeführten Experimente lag die Zustimmung der zuständigen Ethikkommission vor. Die untersuchten Personen wurden im Vorfeld ausführlich über die Untersuchungen aufgeklärt. Alle in diesem Kapitel vorgestellten Messungen fanden an einem mit einer 32-Kanal-Herzspule (Rapid Biomedical, Rimpär, Deutschland) ausgestatteten klinischen 1,5T Magnetresonanztomographen (MAGNETOM Avanto, Siemens AG, Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland) statt.

Die Phantomexperimente (Abb. 5.2) wurden mit einer SR-bSSFP-Sequenz (FOV: $200 \times 200 \text{ mm}^2$, Matrix: 128×128 , TR: 3,3 ms, TE: 1,63 ms, TI: 230 ms, Δ_z (Schichtdicke): 10 mm, Flipwinkel: 41°) durchgeführt. Zwei Schichten wurden simultan akquiriert, wobei zur Dual-Band-Anregung Hadamard-RF-Pulse zum Einsatz kamen. Die Distanz Δ_{MS} zwischen den simultan mit den Phasenzyklen $\phi_1 = \pi/2$ und $\phi_2 = 3\pi/2$ angeregten Schichten betrug 95 mm. Zum Vergleich mit der konventionellen bSSFP-Technik wurden dieselben Experimente auch mit alternierenden Phasenzyklen ($\phi_1 = \phi_2 = \pi$) durchgeführt. Außerdem wurden die Schichten einzeln mit den Phasenzyklen $\phi = \pi/2$, $\phi = \pi$ und $\phi = 3\pi/2$ gemessen.

Bei den *In-vivo*-Messungen kamen bSSFP-Sequenzen, die auch in der klinischen Routine für die Echtzeit-, Cine- und Perfusionsbildgebung am menschlichen Herzen angewandt werden, zum Einsatz. In alle Sequenzen wurden Hadamard RF-Pulse für die simultane Anregung zweier Schichten mit den Phasenzyklen $\phi_1 = \pi/2$ und $\phi_2 = 3\pi/2$ implementiert. Die Perfusionsmessungen erfolgten mit einer SR-bSSFP-Sequenz (FOV: $320 \times 260 \text{ mm}^2$, Matrix: 128×77 , f_{PF} (Partial-Fourier-Faktor): $6/8$, Δ_z : 10 mm, TR: 2,8 ms, TI: 120 ms, TE: 1,4 ms, Flipwinkel: 50° , T_{Acq} : 215 ms). Nach jedem Herzschlag wurden aufeinander folgend drei MS-CAIPIRINHA-Experimente mit SR-Magnetisierungspräparation durchgeführt, und insgesamt sechs Schichten (Δ_{MS} : 30 mm) je RR-Intervall akquiriert (Abb. 5.5 a). Durch Halbieren der zeitlichen Auflösung wurde zusätzlich ein Protokoll zur Herzperfusionbildgebung mit größtmöglicher anatomischer Abdeckung generiert. Protokolle dieser Art dienen der genauen Bestimmung von Infarktgrößen [5]. Je RR-Intervall wurden drei aufeinander folgende MS-CAIPIRINHA-Experimente durchgeführt. Alle zwei Herzschläge konnten so insgesamt zwölf Schichten (Δ_{MS} : 60 mm) akquiriert (Abb. 5.5 b) und der Herzmuskel vollständig abgedeckt werden. Die hohe Schichtanzahl ermöglichte ferner eine paarweise Verteilung der Schichten entlang verschiedener Herzachsen. Die Messungen wurden mit acht Schichten in konventioneller Art, entlang der kurzen Herz-

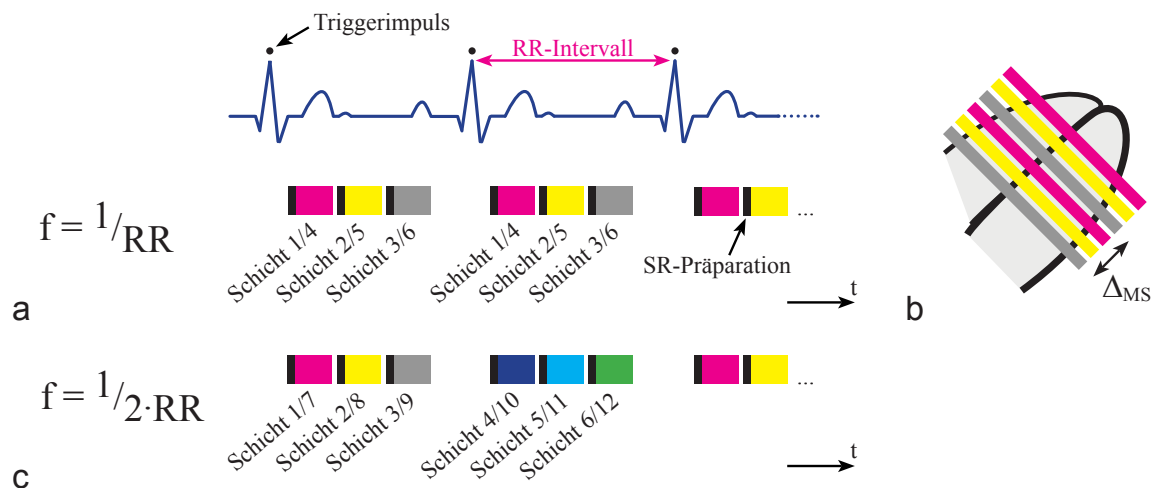


Abbildung 5.5: Aquisitionsschemata für die Herzperfusion mit bSSFP und MS-CAIPIRINHA. **a:** Während jedes RR-Intervalls werden drei aufeinander folgende Doppelschichtexperimente durchgeführt. Die Perfusion kann in sechs Schichten untersucht werden. Die zeitliche Auflösung ist $f = 1/RR$. **b:** Zur Minimierung der Rauschverstärkung wird der Abstand Δ_{MS} zwischen den jeweils simultan angeregten Schichten so gewählt, dass er für jedes Schichtpaar maximal ist. **c:** Herzperfuionsuntersuchung mit vollständiger Herzabdeckung. Durch halbieren der zeitlichen Auflösung auf eine Messung je zwei RR-Intervalle ($f = 1/2RR$) kann die Anzahl der akquirierten Schichten auf insgesamt zwölf gesteigert werden.

achse (Δ_{MS} : 40 mm), sowie vier Schichten im Vier-Kammer-Blick, parallel zur langen Herzachse (Δ_{MS} : 20 mm), durchgeführt. Bei allen Experimenten wurde der Durchfluss des Kontrastmittels (Gd-BOPTA, MultiHance, Bracco Altana, Konstanz, Deutschland) über 40 RR-Intervalle abgetastet und der Abstand zwischen zwei simultan angeregten Schichten maximiert. Dies ermöglicht eine effiziente Nutzung der Spulensensitivitätsvariationen und optimiert die Bildrekonstruktion.

Die Echtzeitexperimente wurden mit einer schnellen bSSFP-Sequenz mit *view-sharing* (FOV: $260 \times 211 \text{ mm}^2$, Matrix: 128×32 , geteilte k-Raumzeilen: 11, Δ_z : 10 mm, Δ_{MS} : 20 mm, TR: 3,1 ms, TE: 1,55 ms, T_{Acq} : 99,2 ms, Flipwinkel: 26° , apparente zeitliche Auflösung: 15,4 fps) durchgeführt. Um die neuen RF-Phasenzyklen anwenden zu können, wurde das *view-sharing* wie in Abb. 5.6 gezeigt implementiert. In jeder Herzphase erfolgte die Abtastung des k-Raums linear von außen nach innen, abwechselnd beginnend mit der ersten bzw. letzten k-Raum-Zeile. Direkt im Anschluss an die Akquisition des zentralen k-Raum-Bereichs wurde die Abtastung gestoppt und die Messung der nächsten Herzphase (von außen nach innen) begonnen. Der nicht akquirierte periphere Teil des k-Raums wurde mit den zu Beginn der folgenden Herzphase abgetasteten Daten ergänzt. Das Abtastmuster wurde so angepasst, dass die von MS-CAIPIRINHA geforderte kontinuierliche schichtspezifische Phasenmodulation vollständig, also auch an den in Abb. 5.6 mit Pfeilen markierten Punkten gewährleistet war. Um ungeachtet der zeitlichen Limitationen

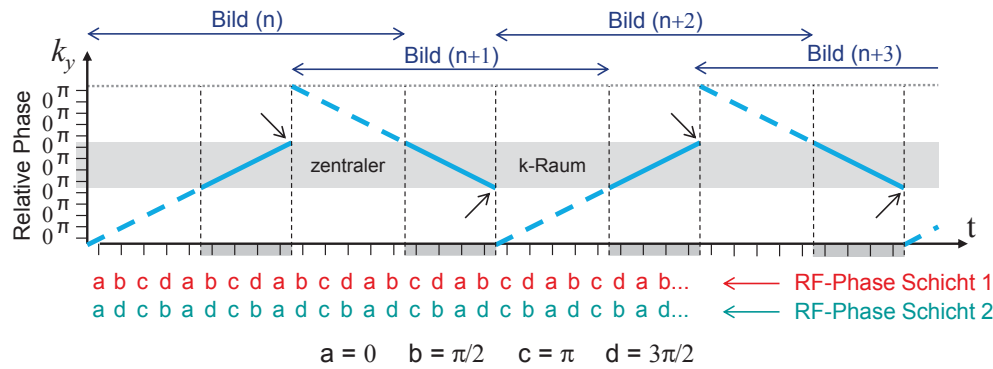


Abbildung 5.6: Implementierung von *view-sharing* für die Echtzeitbildgebung. Während jeder Herzphase wird ein kontinuierlicher Teil des k-Raums abgetastet, wobei die Akquisition jeweils von außen nach innen, abwechselnd mit der ersten bzw. letzten Zeile beginnend durchgeführt wird. Der zentrale k-Raum-Bereich (grau hinterlegt) wird während jeder Herzphase vollständig akquiriert. Die im k-Raum fehlenden Daten werden mit den zu Beginn der folgenden Akquisition gemessenen Daten ergänzt. Die Akquisition muss so gewählt werden, dass einerseits an den Verbindungspunkten der Teil-k-Räume (Pfeile) die gewünschte Phasenmodulation im k-Raum gewährleistet und andererseits die Magnetisierung während der gesamten Messung im stationären Zustand gehalten wird.

eine relativ hohe räumliche Auflösung erzielen zu können, wurden die Messungen in Phasenkodierichtung mit einem kleineren als dem normalerweise für eine Einzelschichtmessung benötigten FOV durchgeführt. Infolgedessen ist jedes der im MS-CAIPIRINHA-Experiment überlagerten Bilder bereits vor der Überlagerung mit kleinen Einfaltungsartefakten behaftet (vgl. Kapitel 6.2).

In ähnlicher Art und Weise wurde auch eine EKG-getriggerte und segmentierte bSSFP-Sequenz für die hochaufgelöste Cine-Bildgebung implementiert (FOV: $320 \times 270 \text{ mm}^2$, Matrix: 256×176 , Δ_z : 8 mm, Δ_{MS} : 20 mm, TR: 3,8 ms, TE: 1,92 ms, Flipwinkel: 70°). Die Herzbewegung wurde mit 24 Herzphasen und einer zeitlichen Auflösung von 32,6fps abgetastet, wobei innerhalb jedes RR-Intervalls acht Segmente jeder Herzphase akquiriert wurden. Mit Hilfe von *Dummy*-Anregungen⁴ wurde die Magnetisierung in jeder simultan aufgenommenen Schicht während der gesamten Messung im stationären Zustand gehalten. Zudem wurde die k-Raum-Segmentierung an die geforderte Phasenmodulation des k-Raums angepasst.

Alle Bildrekonstruktionen erfolgten mit GRAPPA. Zwischen je zwei akquirierte k-Raum-Zeilen wurden, wie in Abb. 5.4 gezeigt, zwei weitere k-Raum-Zeilen rekonstruiert ($R = 3$). Die GRAPPA-Wichtungsfaktoren wurden mit Hilfe einer separaten Messung kalibriert. Zur Beurteilung der Güte der Schichtseparation und Bildrekonstruktion wurden zusätzlich, wie in [72] beschrieben, Rauschmessungen durchgeführt und für alle Rekonstruktionen

⁴*Dummy*-Anregungen dienen nicht der Datenakquisition, sondern lediglich dem Erhalt des stationären Zustands.

g-Faktor-Karten erstellt. Sämtliche in diesem Kapitel vorgestellten Simulationen und Bildrekonstruktionen wurden unter Verwendung der Software Matlab (The MathWorks, Natick, MA, USA) auf einem handelsüblichen PC durchgeführt.

5.4 Ergebnisse

In Abb. 5.7 a und c sind Resultate der Simulationen zum Offresonanzverhalten der verschiedenen RF-Phasenzyklen gezeigt. Die obere Zeile in Abb. 5.7 a zeigt das für konventionelle bSSFP-Sequenzen charakteristische Offresonanzprofil mit den typischen Sperr- und Durchlassbereichen. In der unteren Zeile sind zum Vergleich die korrespondierenden Offresonanzprofile der neuen RF-Phasenzyklen $\phi_1 = \pi/2$ und $\phi_2 = 3\pi/2$ dargestellt. Sie sind bis auf eine Verschiebung von $-\pi/2$ bzw. $+\pi/2$ entlang der Frequenzachse vollkommen identisch mit dem Offresonanzprofil des konventionellen alternierenden Phasenzykus. Die Verschiebung der Sperrbereiche im Offresonanzprofil erzeugt eine Verlagerung der *Banding*-Artefakte zu anderen Frequenzen und damit zu anderen Orten im Bild. Dies ist in den Bildern der am Phantom durchgeführten Einzelschichtexperimente (Abb. 5.7 b) sehr gut zu erkennen (Pfeile).

Die Verschiebung der Offresonanzprofile verursacht auch eine Veränderung des Signals im stationären Zustand. Die Variation des *Steady-State*-Signals hängt dabei sehr stark von den Offresonanzprofilen ab, d. h. von den im Objekt vorherrschenden Relaxationszeiten sowie dem bei der Messung angewandten Flipwinkel [40]. In Abb. 5.8 ist die simulierte Veränderung des resonanten Signals im stationären Zustand beim Wechsel des Phasenzykus von $\phi = \pi$ auf $\phi = \pi/2$ in Abhängigkeit des Flipwinkels α sowie der Relaxationszeiten T_1 und T_2 gezeigt. Insbesondere für kurze T_2 und große α ergibt sich eine Verringerung des Signals (Abb. 5.8 b). Für große T_2 erhält man unterdessen meist eine Signalerhöhung (Abb. 5.8 a und b). Dies gilt insbesondere für sehr kleine T_1 bzw. α . Betrachtet man typische Relaxationszeiten des menschlichen Myokards in Abwesenheit von Kontrastmittel (T_1 : 1010 ms, T_2 : 50 ms, [104, 105]) und geht man von einer Messung mit einem Flipwinkel von 50° aus, so ergibt sich für den Wechsel vom konventionellen zum neuen Phasenzykus eine Verringerung des resonanten Signals um 20 bis 25 % (Abb. 5.8 b).

In Abb. 5.9 sind die Auswirkungen der Modifikation der Phasenzyklen auf den Einschwingvorgang für verschiedene Magnetisierungspräparationen gezeigt. Erwartungsgemäß kommt es im nicht präparierten Fall (Abb. 5.9 a und e) zu deutlichen Veränderungen der Signaloszillationen. Allerdings bleibt die Gesamtdauer des Einschwingvorgangs konstant. Keine signifikanten Veränderungen sind außerdem für die SR-Präparation (Abb. 5.9 b und f) sowie die komplexere Präparation mit linear ansteigendem Flipwinkel (Abb. 5.9 c und g) zu erkennen. Bei der einfachen $\alpha/2$ -Präparation (Abb. 5.9 d und h) führt die

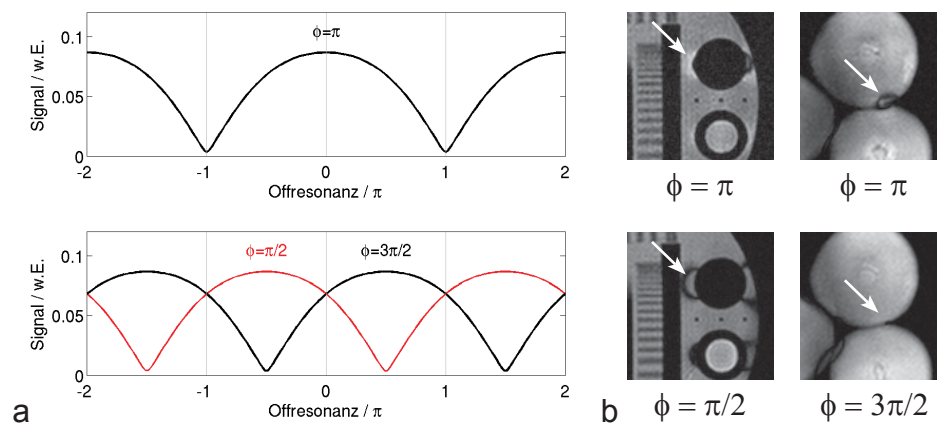


Abbildung 5.7: Simuliertes Offresonanz- und *Banding*-Artefakt-Verhalten für verschiedene Phasenzyklen. **a:** Offresonanzverhalten des konventionellen alternierenden Phasenzyklen $\phi = \pi$ (oben) und der neuen Phasenzyklen $\phi = \pi/2$ bzw. $\phi = 3\pi/2$ (unten) für typische Relaxationszeiten des menschlichen Myokards in Abwesenheit von Kontrastmittel (T_1 : 1000ms [104], T_2 : 50ms [105]) sowie die *in vivo* angewandten Bildgebungsparameter (TR: 3,0ms, $\alpha = 50^\circ$). Aufgetragen ist jeweils das Signal im stationären Zustand gegen die während TR akkumulierte Spindephasierung. Die Verschiebung der Offresonanzprofile führt bei diesen Parametern auch zu einer leichten Verminderung des resonanten Signals. **b:** Einzelschichtaufnahmen am Phantom mit alternierendem Phasenzklus (oben) und den Phasenzyklen $\phi = \pi/2$ bzw. $\phi = 3\pi/2$ (unten). Die durch die Modifikation der Phasenzyklen erzeugten Veränderungen des *Banding*-Verhaltens sind mit Pfeilen markiert.

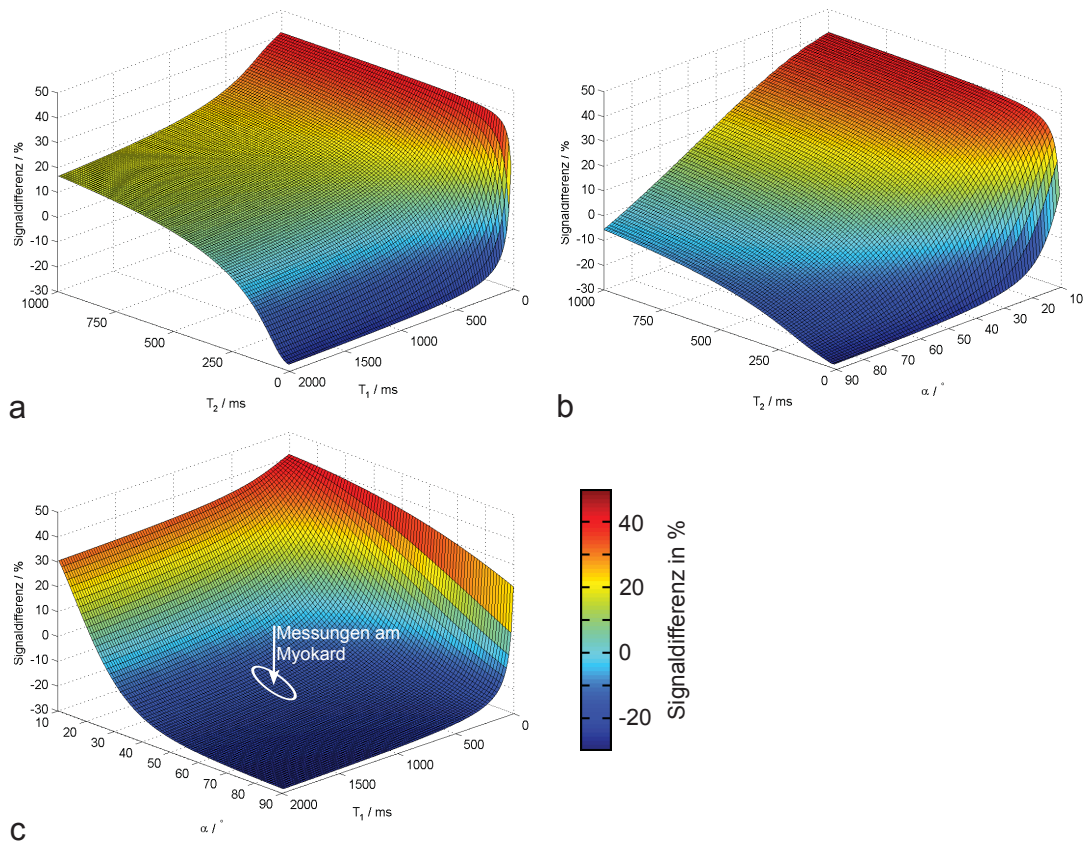


Abbildung 5.8: Veränderung des Signals im stationären Zustand (resonant) beim Wechsel des RF-Phasenzyklus von $\phi = \pi$ auf $\phi = \pi/2$ in Abhängigkeit der Relaxationszeiten T_1 , T_2 und des Flipwinkels α (TR: 3,0ms). Die Signalveränderung ist relativ zum konventionellen bSSFP-Signal ($\phi = \pi$) in % angegeben. **a:** Abhängigkeit der Signalveränderung von T_1 und T_2 für einen Flipwinkel von $\alpha = 50^\circ$. **b:** Abhängigkeit der Signalveränderung von T_2 und α für $T_1 = 1010$ ms. **c:** Abhängigkeit der Signalveränderung von T_1 und α für $T_2 = 50$ ms. Der für die *In-vivo*-Messungen relevante Bereich (ohne Kontrastmittel) ist markiert.

Modifikation der RF-Phasenzyklen erwartungsgemäß zu einem vollständigen Versagen der Präparation (graue Linie in Abb. 5.9h). Da sich die *Steady-State*-Trajektorie der Magnetisierung des Phasenzklus $\phi = \pi/2$ von der des Phasenzklus $\phi = \pi$ unterscheidet, werden die Spins durch die $\alpha/2$ -Präparation nicht auf die Trajektorie ausgelenkt.⁵ Es ist allerdings möglich, eine passende Präparationsanregung zu finden. Sie ist für den Phasenzklus $\phi = \pi/2$ durch eine Anregung mit dem Flipwinkel

$$\alpha_{\text{prep}} = \arccos\left(\frac{\cos(\frac{\alpha}{2})}{1 + \sin^2(\frac{\alpha}{2})}\right)$$

und der Phase

$$\Phi_{\text{prep}}^{\text{RF}} = 5\pi/4$$

gegeben, sofern die folgende Messung mit einer Anregung mit dem Flipwinkel α und der RF-Phase von $\Phi^{\text{RF}} = 0$ beginnt (rote Linie in Abb. 5.9h). Die Herleitung der Präparationsanregung ist, auch für den Phasenzklus $\phi = 3\pi/2$, im Anhang (Kap. A.1) zu finden.

Die Ergebnisse der Phantomexperimente wurden bereits Abb. 5.2 gezeigt. Während die simultane Akquisition zweier Schichten mit dem konventionellen alternierenden Phasenzklus ($\phi_1 = \phi_2 = \pi$) zu einer direkten Überlagerung der beiden Schichten im rekonstruierten Bild führt (Abb. 5.2 a), liefert die Anwendung der Phasenzyklen $\phi_1 = \pi/2$ und $\phi_2 = 3\pi/2$ in Schicht 1 bzw. Schicht 2 die gewünschte gegenseitige Verschiebung der beiden Schichten (5.2 b und c). Das Ergebnis der GRAPPA-Schichtseparation ist in Abb. 5.10 dargestellt. Die beiden Schichten konnten vollständig und ohne sichtbare Rekonstruktionsfehler voneinander separiert werden. Darüber hinaus zeigen die g-Faktor-Karten eine äußerst geringe Rauschverstärkung mit Werten um 1,0.

In Abb. 5.11 sind die Ergebnisse einer repräsentativen *In-vivo*-Herzperforationsuntersuchung dargestellt. Die Untersuchung wurde mit einer zeitlichen Auflösung von einer Messung je zwei RR-Intervalle und einer anatomischen Abdeckung von insgesamt zwölf Schichten, wovon acht im kurzen und vier im langen Herzachsenschnitt geplant wurden, durchgeführt. Zu sehen sind die einfache Fourierrekonstruktion zweier simultan angeregter Schichten (Abb. 5.11 a), die vollständige GRAPPA-Rekonstruktion (Abb. 5.11 b) sowie die zugehörige g-Faktor-Karte (Abb. 5.11 c). Die Bildausschnitte in Abb. 5.11 d und 5.11 e zeigen außerdem den Zeitpunkt der Kontrastmittelpassage durch das Myokard in allen zwölf Schichten bzw. die Kontrastmitteldynamik in den Schichten 1 und 2.⁶ Wie bei den Phantommessungen sind in der Bildrekonstruktion keine verbleibenden sichtbaren Artefakte zu erkennen. Die g-Faktor-Karten der GRAPPA-Rekonstruktion weisen darüber hinaus eine nur sehr geringe Rauschverstärkung auf. In Abb. 5.12 sind normalisierte

⁵Aus demselben Grund versagt die $\alpha/2$ -Magnetisierungspräparation auch bei offresonanten, mit konventionellem Phasenzklus angeregten Spins (vgl. Abschnitt 1.8.2).

⁶In den Abbildungen ist „Schicht“ mit „S“ abgekürzt.

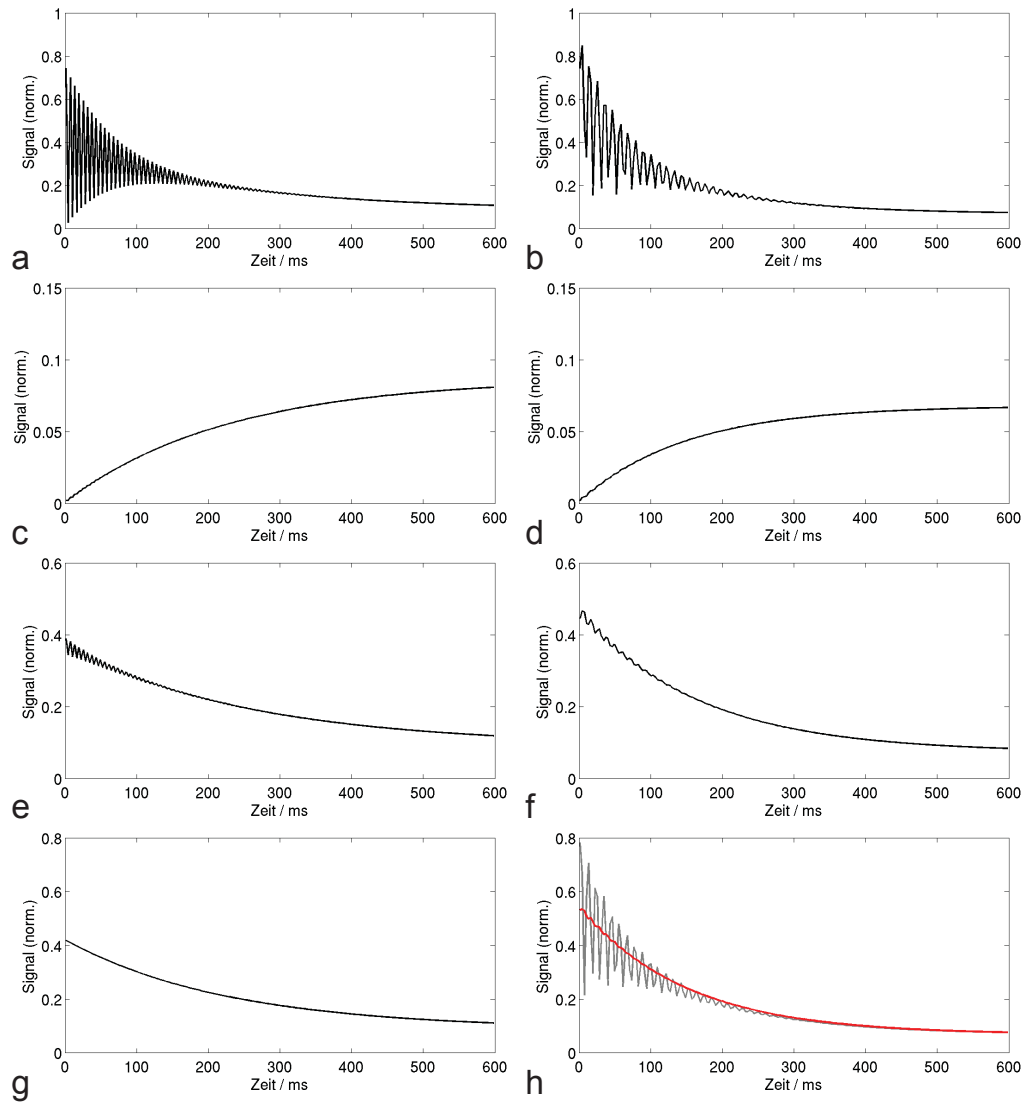


Abbildung 5.9: Signalverhalten (resonant) für die Phasenzyklen $\phi = \pi$ (links) und $\phi = \pi/2$ (rechts) nach verschiedenen Magnetisierungspräparationen. Die verwendeten Parameter sind: TR: 3,0ms, TE: 1,5ms, Flipwinkel: 50° , T_1 : 1000ms, T_2 : 50ms. **a, b:** Einschwingvorgang ohne Magnetisierungspräparation. Beide Phasenzyklen zeigen ähnliches Verhalten, insbesondere hinsichtlich der Dauer des Einschwingvorgangs und des Ausmaßes der Signaloszillationen. **c, d:** Signalverhalten nach einer SR-Präparation. Während des Wiederaufbaus der Longitudinalmagnetisierung ergibt sich für beide Phasenzyklen ein sanfter und oszillationsfreier Signalverlauf. **e, f:** Signalverhalten während und nach einer Magnetisierungspräparation bestehend aus zwölf nacheinander im Abstand von TR mit linear ansteigendem Flipwinkel applizierten RF-Pulsen. Für beide Phasenzyklen ergeben sich ähnliche Signalverläufe. **g, h:** Signalverhalten nach einer $\alpha/2$ -Magnetisierungspräparation Während der Übergang in den stationären Zustand beim alternierenden Phasenzyklus sanft verläuft (links, schwarz), schlägt die Präparation beim Phasenzyklus $\phi = \pi/2$ (rechts, grau) fehl. Die Präparation mit $\alpha_{\text{prep}} = 33,4^\circ$ und $\Phi_{\text{prep}}^{\text{RF}} = 5\pi/4$ (rechts, rot) ist dagegen erfolgreich.

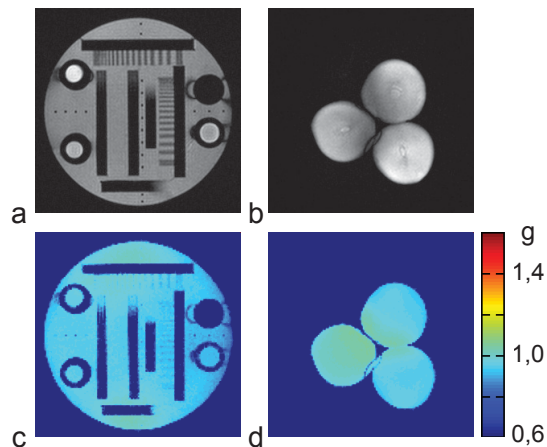


Abbildung 5.10: Ergebnisse der GRAPPA-Rekonstruktion des in Abb. 5.2 c dargestellten Phantomexperiments. In Ausschnitten sind die vollständig separierten Schichten (**a**, **b**) sowie die bei der Rekonstruktion in den beiden Schichten entstandene Rauschverstärkung (**c**, **d**) gezeigt.

und basislinienkorrigierte⁷ Intensitäts-Zeit-Kurven aus einzelnen Voxeln des Myokards in Schicht 1 gezeigt. Die Kontrastveränderung ist in allen Bereichen des Myokards deutlich erkennbar. Ferner weisen die Kurven nur geringe Oszillationen durch Bildrauschen auf.

Die Ergebnisse eines repräsentativen Echtzeitexperiments sowie einer repräsentativen hochauflösten Cine-Untersuchung sind in Abb. 5.13 zusammengefasst. Für beide Verfahren sind jeweils vollständig rekonstruierte Bilder sowie die Rauschverstärkung abgebildet (Abb. 5.13 a und c). Des Weiteren stellen Bildausschnitte den Zustand des Herzens zum Zeitpunkt von Diastole und Systole (Abb. 5.13 b und d) dar. Bei beiden Verfahren zeigt die GRAPPA-Rekonstruktion mit $R = 3$ keine signifikanten Rekonstruktionsfehler. Allerdings ist bei der Echtzeitakquisition aufgrund des kleiner gewählten FOV und der deshalb stärker ausfallenden Einfaltungen (vgl. Kap. 2.2) eine etwas erhöhte Rauschverstärkung erkennbar.

5.5 Diskussion der Ergebnisse

In diesem Kapitel wurden dedizierte RF-Phasenzyklen für die simultane Multischichtbildgebung mit bSSFP-Sequenzen vorgestellt. Die sehr einfach zu implementierenden und schichtspezifisch applizierten Phasenzyklen erfüllen sowohl die *Steady-State*-Bedingung der Sequenz als auch die Anforderungen der

⁷Bei der Normalisierung und Basislinienkorrektur werden zunächst die Signalwerte einer Signalkurve bezüglich des Basisliniensignals normalisiert. Anschließend wird das Basisliniensignal von den normalisierten Signalkurven subtrahiert. Als Basisliniensignal wird die mittlere Signalintensität vor dem durch das Kontrastmittel induzierten Signalanstieg bezeichnet [106].

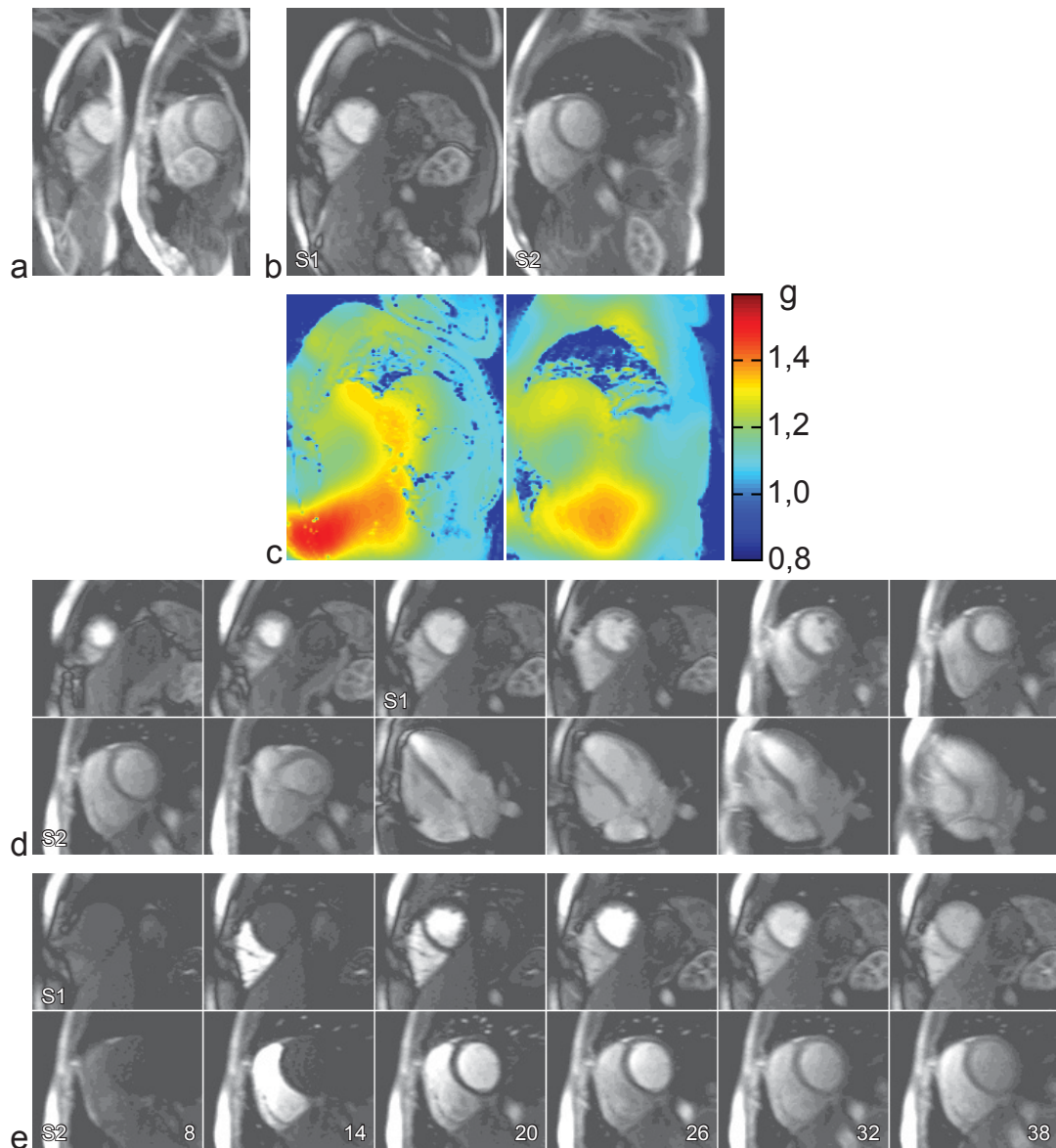


Abbildung 5.11: Ergebnisse einer repräsentativen *First-Pass*-Herzperfu-sionsuntersuchung. Durch simultanes Anregen zweier Schichten und Reduzieren der zeitlichen Auflösung auf eine Messung je zwei RR-Intervalle konnten insgesamt zwölf Schichten (acht in kurzer / vier in langer Herzachse) akquiriert und der Herzmuskel vollständig abgedeckt werden. **a:** Einfache Fourierrekonstruktion zweier simultan akquirierter Schichten. Die beiden Schichten sind um ein halbes FOV gegeneinander verschoben. **b:** Vollständige GRAPPA-Rekonstruktion der in (a) gezeigten Schichten. **c:** g-Faktor-Karten der in (b) gezeigten Rekonstruktionen. **d:** Bildausschnitte aller zwölf während des Perfusionsexperiments akquirierten Schichten zum Zeitpunkt der Boluspassage durch das Myokard. Die beiden in (a–c) gezeigten Schichten sind entsprechend markiert. **e:** Kontrastverhalten in den zwei simultan akquirierten Schichten 1 und 2. Gezeigt sind Bildausschnitte zu verschiedenen Zeitpunkten während der Boluspassage. Als Zeitpunkt ist das jeweilige RR-Intervall angegeben.

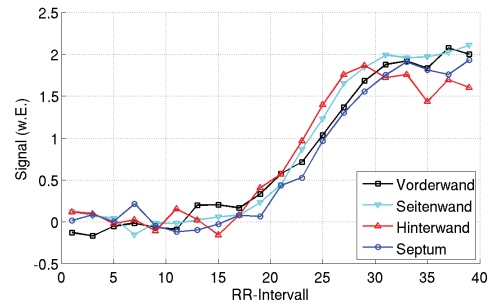


Abbildung 5.12: Normalisierte und baselinienkorrigierte Intensitäts-Zeit-Kurven für die in Abb. 5.11 gezeigte Herzperfusionsuntersuchung. Die Kurven stammen aus einzelnen Voxeln verschiedener Regionen des Myokards in Schicht 1.

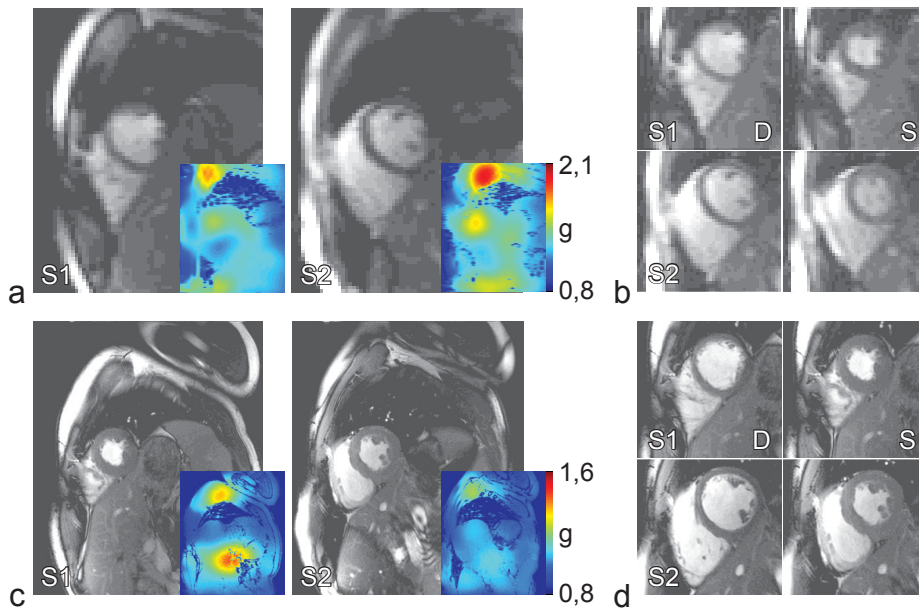


Abbildung 5.13: Ergebnisse einer Echtzeituntersuchung (a–b) und einer hochauflösten und getriggerten Cine-Messung (c–d) am menschlichen Herzen. Die Messungen wurden jeweils simultan in zwei Schichten durchgeführt. a, c: Ergebnis der Bildrekonstruktion. Für jede Schicht ist unten rechts der g-Faktor der GRAPPA-Schichtseparation dargestellt. In (a) erkennt man, dass das FOV in Phasenkodierrichtung kleiner als die Objektbreite in dieser Richtung gewählt wurde. Aufgrund der Rekonstruktion mit $R = 3$ zeigen sich dennoch keine Einfaltungen. b, d: Ausschnitte der rekonstruierten Bilder. Gezeigt ist der Zustand des Herzens in beiden Schichten zum Zeitpunkt von Diastole (D) und Systole (S).

simultanen Multischichtbildgebungstechniken POMP⁸ bzw. MS-CAIPIRINHA. Sie ermöglichen im Gegensatz zur bisher angewandten Technik das Halten der Magnetisierung im stationären Zustand über die gesamte Dauer der Untersuchung und bewirken gleichzeitig die für eine stabile Bildrekonstruktion erforderliche Verschiebung der simultan angeregten Schichten im FOV. Eine abrupte Modifikation der Anregungsphase während der Messung, verbunden mit Zwischenspeichern der Magnetisierung und Unterbrechen des stationären Zustands, ist nicht erforderlich, so dass auf eine Segmentierung des k-Raums verzichtet werden kann. Obwohl beim Einsatz der neuen RF-Phasenzyklen die Art und Weise, wie die Magnetisierung im stationären Zustand gehalten wird, modifiziert wird, bleiben die grundlegende Bildgebungsmodalität und damit auch die generellen Kontrast- und SNR-Eigenschaften der bSSFP-Sequenz unverändert. Somit ermöglichen die neuen RF-Phasenzyklen den universellen Einsatz der simultan Multischichtbildgebungstechniken POMP und MS-CAIPIRINHA in fast allen bSSFP-Applikationen. Dazu gehören, wie in diesem Kapitel gezeigt, auch die Bildgebung in Echtzeit bzw. mit Magnetisierungspräparation.

Die vorgestellten RF-Phasenzyklen wurden mit Simulationen und Phantomexperimenten genauer untersucht und mit dem konventionell angewandten alternierenden Phasenzklus verglichen. Dabei konnte gezeigt werden, dass das Substituieren des RF-Phasenzklus bei bSSFP-Sequenzen zu einer Veränderung des Offresonanzverhaltens der Sequenz führt. Das Offresonanzprofil ist im Vergleich zu dem des alternierenden Phasenzklus verschoben. *Banding*-Artefakte erscheinen folglich bei anderen Offresonanzfrequenzen und treten meist in veränderter Form an anderen Positionen im rekonstruierten Bild zu Tage. Darüber hinaus treten je nach Form des Offresonanzprofils auch Veränderungen des Signalniveaus bzw. Veränderungen des Signalverhaltens während des Einschwingvorgangs auf [40, 42, 107]. In jedem Fall führt die Substitution des konventionell angewandten alternierenden Phasenzklus jedoch zu einer Verschiebung der Bandlücken im Offresonanzprofil in Richtung der Resonanzfrequenz, weshalb von einer erhöhten Sensitivität gegenüber Offresonanzen ausgegangen werden muss. Die Limitationen der neuen RF-Phasenzyklen sind folglich insbesondere bei höheren Feldstärken ab 3 T zu sehen, wo Suszeptibilitätsschwankungen im Gewebe schnell zu größeren Offresonanzen führen. Auch muss mit einer größeren Anfälligkeit gegenüber Fluss und Bewegung gerechnet werden [108, 109].

Bezüglich der Veränderung des *Steady-State*-Signals sind aufgrund der Abhängigkeit des Offresonanzprofils von den im Objekt auftretenden Relaxationszeiten sowie der unbekannt effektiven \vec{B}_0 -Verteilung keine detaillierten Vorhersagen möglich. Jedoch kann anhand der Simulationen durchaus eine grobe Abschätzung über eventuelle Signalgewinne oder -verluste gegeben wer-

⁸Die Anwendung der RF-Phasenzyklen mit POMP wurde nicht explizit gezeigt. Sie ist aber vollkommen äquivalent zu ihrer Anwendung mit MS-CAIPIRINHA (vgl. Kap. 2.5).

den. Mit den bekannten Relaxationszeiten des Myokards bei 1,5T und für die in den Messungen verwendeten Bildgebungsparameter ergaben die Simulationen eine Absenkung des *Steady-State*-Signals um ca. 20%. Dabei ist zu beachten, dass bei bSSFP aufgrund von SAR- und zeitlichen Limitationen meist RF-Pulse mit stark verwaschenem Schicht- bzw. Flipwinkelprofil [110] zum Einsatz kommen. Bei diesen wird der nominale Flipwinkel zwar im Zentrum, aber nicht in den äußeren Bereichen der Schicht erreicht. Für die nach außen hin abnehmenden Flipwinkel ergeben die Simulationen einen geringeren Signalverlust bzw. einen Signalgewinn. Der tatsächlich auftretende Signalverlust dürfte gewöhnlich also geringer als vorhergesagt ausfallen, so dass die Simulationen auch als *Worst-case*-Abschätzung betrachtet werden können. Im Vergleich zum effektiven SNR-Vorteil, den die simultane Multischichtbildung gegenüber der konventionellen Parallelen Bildgebung hat (vgl. Gl. 2.10, Gl. 2.5.3 sowie [24]), sind die SNR-Verluste gering. Die Anwendung von MS-CAIPIRINHA mit den vorgeschlagenen Phasenzyklen ist folglich, trotz der leichten SNR-Verluste, vorteilhaft.

Auf den Einschwingvorgang der bSSFP-Sequenz hat die Umstellung der Phasenzyklen keine signifikanten Auswirkungen. So bleiben die Dauer des Einschwingvorgangs und die Stärke der dabei auftretenden Signaloszillationen unverändert. Lediglich die konventionelle $\alpha/2$ -Magnetisierungspräparation kann bei den neuen RF-Phasenzyklen nicht eingesetzt werden, da die *Steady-State*-Trajektorie der Magnetisierung für die unterschiedlichen Phasenzyklen verschieden ist. Es ist allerdings möglich, für jeden beliebigen Phasenzklus eine passende Präparationsanregung zu finden (Kap. A.1), so dass auch diese grundsätzlich mit den Phasenzyklen $\phi = \pi/2$ und $\phi = 3\pi/2$ kompatibel ist.

Die Anwendbarkeit der vorgestellten RF-Phasenzyklen konnte *in vivo* anhand von Cine-, Echtzeit- und *First-Pass*-Perfusionsmessungen demonstriert werden. Bei keinem Experiment wurden aufgrund des veränderten Offresonanzverhaltens signifikante Beeinträchtigungen der Bildqualität in Form von *Banding*- Fluss- oder Bewegungsartefakten festgestellt. Zur Artefaktvermeidung sollten die Messungen mit möglichst exakten und schnellen Gradientensystemen durchgeführt werden. Ferner lassen sich durch Umlagern des Objekts im Tomographen, Anwenden eines exakten B_0 -Shims oder Modifizieren der RF-Phasenzyklen *Banding*-Artefakte wirksam reduzieren. In den vergangenen Jahren wurden auch Techniken zur Rekonstruktion artefaktfreier Bilder aus mehreren, mit verschiedenen Phasenzyklen durchgeführten Messungen entwickelt [111, 112]. Alle diese Techniken sind zu den vorgestellten RF-Phasenzyklen uneingeschränkt kompatibel.

Die in der bSSFP-Bildgebung üblicherweise zum Einsatz kommenden hohen Anregungswinkel sind mit einer hohen Energiedeposition im untersuchten Körper verbunden. Diese wird durch die gleichzeitige Anregung mehrerer Schichten weiter gesteigert. In der Regel kann ein quadratischer Zu-

sammenhang zwischen der Anzahl der gleichzeitig angeregten Schichten und der eingestrahlten RF-Energie angenommen werden.⁹ Somit sind beim Anwenden von schnellen bSSFP-Sequenzen, die innerhalb kurzer Zeit hochfrequent schnelle RF-Pulse einstrahlen, Limitationen durch die geltenden SAR-Grenzwerte zu erwarten. Dies gilt insbesondere bei höheren Feldstärken ab 3T. Die in diesem Kapitel vorgestellten, bei 1,5T durchgeführten Messungen konnten ohne Restriktionen durch SAR-Grenzwerte durchgeführt werden. Im Bedarfsfall können auch die Dauer und die Bandbreite der RF-Pulse sowie der Flipwinkel angepasst werden, um ein Überschreiten der SAR-Grenzwerte zu verhindern.

Die Bildrekonstruktionen wurden ausschließlich mit GRAPPA durchgeführt. Die Wichtungsfaktoren wurden dabei aus einer vollständigen Kalibrierungsmessung¹⁰ gewonnen. Die Kalibrierung ist aber auch mit Hilfe zusätzlicher, während der Messung akquirierter ACS-Linien durchführbar (vgl. Abschnitt 5.2, [66]). Genauso ist es möglich, die ACS-Linien in verschachtelter Form [21, 113, 114] zu akquirieren.

Wie in den Experimenten demonstriert, ermöglicht das vorgeschlagene Konzept eine signifikante Vergrößerung der anatomischen Abdeckung in der Bildgebung mit bSSFP. So können innerhalb der Zeit, die üblicherweise zur Bildgebung einer einzelnen Schicht benötigt wird, zwei Schichten akquiriert werden. Folglich ist die Methode insbesondere für die Herzbildgebung mit bSSFP interessant, wo neben einem hohen intrinsischen SNR auch eine große Abdeckung erstrebenswert ist [21, 22, 115].

Bei der segmentierten und EKG-getriggerten Cine-Bildgebung kann durch die simultane Akquisition zweier Schichten die Anzahl der für die vollständige Abdeckung des Herzens benötigten Untersuchungen, und damit auch die Anzahl der benötigten Atemanhaltezustände, um die Hälfte reduziert werden. Dies bedeutet eine signifikante Verkürzung der Gesamtdauer der Patientenuntersuchung sowie eine erhebliche Steigerung des Patientenkomforts. Da die Signaldetektionszeit der MS-CAIPIRINHA-Akquisition zu der einer korrespondierenden Einzelschichtmessung identisch ist, beschränken sich die Unterschiede im SNR auf die Rauscherhöhung, die bei der Separation der simultan angeregten Schichten (vgl. Gl. 2.5.3) entsteht. Wie in den Messungen gezeigt, ist diese im Allgemeinen gering. Die Bildqualität wird also kaum beeinträchtigt, während der Einsatz konventioneller Paralleler Bildgebungstechniken zu signifikanten SNR-Einbußen führen würde (vgl. Kap. 2.2.4). Abgesehen vom SNR-Vorteil profitieren die MS-CAIPIRINHA-Akquisitionen

⁹Die eingestrahlte RF-Energie ergibt sich aus dem Zeitintegral über $\vec{B}_1(t) \cdot \vec{B}_1^*(t)$. Nach dem Parsevalschen Theorem ist dieses identisch zum Integral über $\vec{B}_1(\nu) \cdot \vec{B}_1^*(\nu)$ im Frequenzraum. Dabei entspricht das Pulsprofil im Frequenzraum $\vec{B}_1(\nu)$ für kleine Flipwinkel ($\alpha \ll 90^\circ$) näherungsweise dem angeregten Schichtprofil [28].

¹⁰Eine vollständige Kalibrierungsmessung bezeichnet eine Kalibrierungsmessung mit der räumlichen Auflösung des zu rekonstruierenden Bildes.

auch von einer erhöhten zeitlichen Effizienz gegenüber konventionell beschleunigten Messungen. So sind bei der Echtzeit- und der segmentierten Cine-Bildgebung mit bSSFP eine große Anzahl an Präparations- und Dummy-Anregungen während der Akquisition jeder einzelnen Schicht erforderlich. Auf diese kann bei einer simultanen Akquisition mehrerer Schichten anteilig verzichtet werden.

Das Potential der simultanen Multischichtbildgebung mit bSSFP ist insbesondere anhand der Herzperfusionenbildung zu erkennen. Hier konnten insgesamt sechs Schichten je RR-Intervall akquiriert, und so die anatomische Abdeckung im Vergleich zu einer unbeschleunigten sequentiellen Messung verdoppelt werden. Durch die Akquisition von zwölf Schichten mit einer zeitlichen Auflösung von einer Messung je zwei RR-Intervalle konnten darüber hinaus auch Herzperfusionenmessungen mit vollständiger Abdeckung des Herzmuskels durchgeführt werden. Die dabei erzielte Bildqualität ist aufgrund des geringen g-Faktors mit der unbeschleunigten sequentiellen Messungen vergleichbar. Es ist davon auszugehen, dass die Technik auch zur pixelweisen Quantifizierung der Herzperfusion geeignet ist. Dafür sprechen auch die in einzelnen Voxeln innerhalb der Herzkammern und des Myokards gemessenen Intensitäts-Zeit-Kurven.

Der Vorteil der simultanen Multischichtbildgebung liegt im Bereich der *First-Pass*-Herzperfusionenbildung vor allem im hohen SNR, das mit einer konventionell beschleunigten und sequentiellen Akquisition der Schichten [21, 22, 71] nicht erzielt werden kann. Bei den konventionellen Verfahren wird die Erhöhung der Schichtanzahl grundsätzlich durch eine Beschleunigung jeder Einzelschichtakquisition erwirkt, was im rekonstruierten Bild zu einer \sqrt{R} -fachen Reduktion des SNR führt. Darüber hinaus entstehen durch die Rauschverstärkung weitere Verluste. Sofern nicht verschachtelte Akquisitionsverfahren [22] genutzt werden, muss außerdem der Einfluss der direkt vor der Signalakquisition stattfindenden SR-Magnetisierungspräparation berücksichtigt werden. Sie bewirkt angesichts der Zeit, die sie selbst in Anspruch nimmt, dass die Beschleunigung immer größer sein muss als die erzielte Vergrößerung der Abdeckung. Außerdem entsteht durch den Signalanstieg nach der Präparation ein nahezu direkt zu R proportionaler und damit erheblicher Signalverlust (Abb. 5.14). Formal ist der SNR-Vorteil einer MS-CAIPINHA-Herzperfu-sionsuntersuchung gegenüber einer konventionell beschleunigten sequentiellen Akquisition gegeben durch:

$$\frac{SNR_{CAIPI}}{SNR_{\text{sequentiell}}} = \frac{R_{\text{sequentiell}} \cdot \sqrt{R_{\text{sequentiell}}} \cdot g_{\text{sequentiell}}}{\sqrt{R_{CAIPI}} \cdot g_{CAIPI}} \cdot \sqrt{N_S}, \quad (5.4)$$

wobei $R_{\text{sequentiell}}$ und $g_{\text{sequentiell}}$ den Beschleunigungsfaktor bzw. den g-Faktor der sequentiellen Akquisition beschreiben. Die Überlegenheit der simultanen Multischichtbildgebung gegenüber konventionellen Beschleunigungsverfahren sei anhand des folgenden Beispiels nochmals verdeutlicht: um eine Verdoppe-

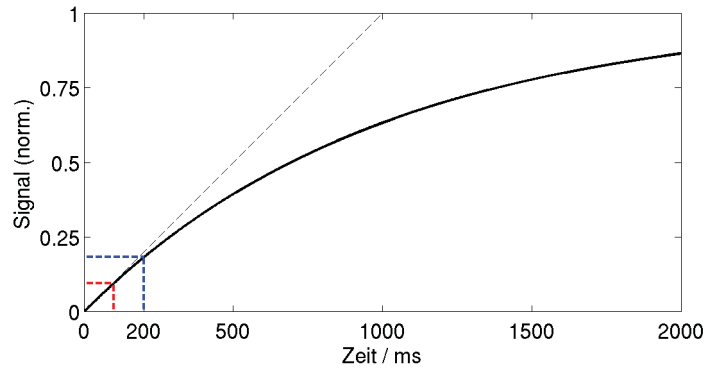


Abbildung 5.14: Signalverlust bei beschleunigter sequentieller Akquisition mehrerer Schichten. Das Verkürzen der Signalakquisition direkt im Anschluss an die SR-Magnetisierungspräparation bewirkt aufgrund des Signalverlaufs, neben der SNR-Reduktion um den Faktor \sqrt{R} , einen zusätzlichen Signalverlust. Bei typischen Akquisitionszeiten von ≈ 200 ms (Herzperfusionbildgebung, unbeschleunigt) und T_1 -Relaxationszeiten von ≈ 1000 ms (Myokard) ist dieser annähernd proportional zum Beschleunigungsfaktor R . In der Abbildung sind gezeigt: Akquisitionzeit und Maximalsignal der unbeschleunigten (blau, gestrichelt) und beschleunigten (rot, gestrichelt) Messung, die Relaxationskurve für $T_1 = 1000$ ms (schwarz, fett) sowie deren Steigung im Ursprung (schwarz, gestrichelt).

lung der Schichtanzahl zu erreichen ($N_S = 2, R_{\text{CAIPI}} = 2$), muss die konventionelle die Messung mit $R_{\text{sequentiell}} \approx 3$ beschleunigt werden. Selbst im Falle $g_{\text{sequentiell}} \approx g_{\text{CAIPI}}$ liefert MS-CAIPINHA ein um den Faktor 5 höheres SNR.

Die vorgestellten Phasenzyklen ermöglichen eine sehr flexible und einfache Verknüpfung von bSSFP-Sequenzen mit den simultanen Multischichtbildgebungstechniken POMP bzw. MS-CAIPINHA. Aufgrund des hohen intrinsischen SNR der bSSFP-Sequenzen und der hohen SNR-Effizienz von MS-CAIPINHA, ergibt sich die Möglichkeit, 2D-Bildgebungsexperimente mit einer Abdeckung von mehreren Schichten zu beschleunigen und gleichzeitig eine hohe Bildqualität zu erzielen.

Abschließend sei erwähnt, dass die Anwendung von MS-CAIPINHA mit den vorgestellten Phasenzyklen nicht ausschließlich auf bSSFP-Sequenzen beschränkt ist. Die generalisierten Phasenzyklen können auf alle Sequenzen des SSFP¹¹- und FLASH-Typs angewandt werden. Ebenso ist eine Anwendung der Phasenzyklen bei schnellen Spinecho-Sequenzen, wie *Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement* (RARE) [116] denkbar.

¹¹Der Begriff SSFP umfasst generell alle Gradientenechosequenzen, bei denen die Magnetisierung in einem stationären Zustand gehalten wird.

5.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden generalisierte RF-Phasenzyklen vorgestellt, die eine uneingeschränkte Anwendung der simultanen Multischichtbildgebung auf bSSFP-Sequenzen ermöglichen. Das vorgestellte Konzept erlaubt es, bei Multischichtexperimenten sowohl die Anforderungen der Sequenz als auch die der Multischichtbildgebungstechniken POMP und MS-CAIPIRINHA zu erfüllen. So kann jede der simultan angeregten Schichten individuell im FOV verschoben werden. Gleichzeitig wird die Magnetisierung in jeder Schicht während der gesamten Messung im stationären Zustand gehalten. Die vorgestellten RF-Phasenzyklen sind flexibel und allgemein anwendbar und hinsichtlich des Signal- und Kontrastverhaltens äquivalent zum konventionell angewandten alternierenden RF-Phasenzklus. Sie sind damit auch für die Echtzeitbildgebung sowie für Experimente mit Magnetisierungspräparation geeignet.

Das für die 2D-Bildgebung mit mehreren Schichten sehr effektive Beschleunigungsverfahren MS-CAIPIRINHA ist damit uneingeschränkt auf bSSFP- sowie ähnliche *Steady-State*-Sequenzen anwendbar. Dies konnte anhand von Phantomexperimenten, sowie Echtzeit-, Cine- und Herzperfusionenuntersuchungen am menschlichen Herzen erfolgreich demonstriert werden. Durch die gleichzeitige Akquisition zweier Schichten in der Zeit, die normalerweise zur Bildgebung einer einzelnen Schicht benötigt wird, konnte eine signifikante Erhöhung der anatomischen Abdeckung, bei unverändert hoher Bildqualität erzielt werden.

Kapitel 6

Hochaufgelöste First-Pass-Herzperfusionenbildung mit MS-CAIPIRINHA

6.1 Motivation

Die kontrastmittelverstärkte Herzperfusionenbildung ist durch Herzschlag und Atmung sehr stark eingeschränkt. Der größte limitierende Faktor ist das etwa eine Sekunde kurze RR-Intervall, das, zusammen mit der währenddessen stattfindenden Herzkontraktion, Konflikte zwischen räumlicher und zeitlicher Auflösung sowie der anatomischen Abdeckung hervorruft (vgl. Kap. 4.2). In den letzten Jahren wurden deshalb vermehrt Beschleunigungsverfahren dazu eingesetzt, die räumliche Auflösung innerhalb der Bildgebungsschicht zu verbessern [17–19, 71, 117] oder, wie im letzten Kapitel gezeigt, die anatomische Abdeckung zu vergrößern [21, 22]. In der Herzperfusionenbildung sind beide Innovationen von Bedeutung. Zum einen ermöglicht eine größere anatomische Abdeckung das genauere Eingrenzen von Infarktaren [5], zum anderen ist eine hohe räumliche Auflösung für eine Differenzierung zwischen subendokardialen und transmuralen Infarkten unerlässlich [17].

Hinsichtlich der Verbesserung der räumlichen Auflösung innerhalb der Schicht sind die konventionellen Beschleunigungsverfahren, z. B. die Parallele Bildgebung, probate Mittel. Bei unveränderter Gesamtakquisitionszeit können die Anzahl der gemessenen Phasenkodierschritte konstant gehalten und SNR-Verluste auf ein Minimum beschränkt werden. Für die Vergrößerung der anatomischen Abdeckung ist dagegen die beschleunigte Multischichtbildungstechnik MS-CAIPIRINHA die Methode der Wahl. Die vergrößerte Abdeckung ergibt sich hier direkt aus der simultanen Anregung mehrerer Schichten. Eine mit signifikanten SNR-Verlusten verbundene Unterabtastung (vgl. Kap. 6.5) ist nicht erforderlich.

Wie bereits im vorhergehenden Kapitel anhand der Echtzeitmessungen zu

erkennen war (vgl. Kap. 5), ist der Beschleunigungsfaktor bei MS-CAIPIRINHA nicht durch die Anzahl der simultan angeregten Schichten begrenzt. Durch Unterabtasten des k-Raums während der Multischichtakquisition kann eine zusätzliche Beschleunigung erreicht werden. Dementsprechend war es das Ziel, MS-CAIPIRINHA mit Beschleunigungsfaktoren, die größer sind als die Anzahl der simultan angeregten Schichten, in der *First-Pass*-Herzperfusionsbildgebung anzuwenden. Mit Hilfe der hohen Beschleunigung sollten sowohl eine große anatomische Abdeckung, als auch eine hohe räumliche Auflösung¹ erzielt werden. Das Konzept wird in diesem Teil der Arbeit genauer vorgestellt und anhand von Perfusionsuntersuchungen an Probanden und Patienten diskutiert.

6.2 Theoretische Grundlagen

Während die Erweiterung der anatomischen Abdeckung durch die gleichzeitige Anregung mehrerer Schichten bewerkstelligt werden kann, müssen für die Verbesserung der räumlichen Auflösung höhere Frequenzen und damit ein größerer Bereich im k-Raum abgetastet werden (vgl. Kap. 1.4.2). Bei gleichbleibendem FOV und damit unverändertem Abstand der Punkte im k-Raum sind folglich mehr Datenpunkte zu akquirieren. In der *First-Pass*-Herzperfusionsbildgebung ist dies aufgrund der zeitlichen Limitationen durch Herzschlag und Atmung nur mit Hilfe einer beschleunigten Datenakquisition möglich. Um eine MS-CAIPIRINHA-Akquisition zusätzlich zur simultanen Multischichtanregung zu beschleunigen, muss die Anzahl der akquirierten Phasenkodierschritte reduziert und der k-Raum unterabgetastet werden. Sofern die anschließende Bildrekonstruktion mit Hilfe der Parallelen Bildgebung durchgeführt werden soll,² erfolgt die Unterabtastung äquidistant. Die simultane Multischichtanregung wird mit den dedizierten RF-Phasenzyklen so angewandt, dass die RF-Phase von Anregung zu Anregung genau wie bei einer unbeschleunigten Messung inkrementiert wird. Wie in Abb. 6.1 gezeigt, entspricht dies prinzipiell der Durchführung eines MS-CAIPIRINHA-Experiments mit reduziertem FOV in Phasenkodierrichtung. Die im unterabgetasteten k-Raum erzeugte Phasenmodulation bewirkt schließlich, dass die Bilder der simultan akquirierten Schichten zusammen mit ihren individuell durch die FOV-Reduktion entstandenen Unterabtastungsartefakten gegeneinander verschoben werden (Abb. 6.1). Der Gesamtbeschleunigungsfaktor der Akquisition ergibt sich gemäß Gl. 2.30 aus dem Produkt der Anzahl der simultan angeregten Schichten und dem Beschleunigungsfaktor der zusätzlichen Unterabtastung in Phasenkodierrichtung. Zur Vereinfachung wird letzterer im

¹Der Terminus „räumliche Auflösung“ bezieht sich im Folgenden und im gesamten Verlauf dieser Arbeit immer auf die räumliche Auflösung innerhalb einer Schicht.

²In Kap. 7 wird gezeigt, dass die Rekonstruktion auch mit anderen Verfahren durchgeführt werden kann.

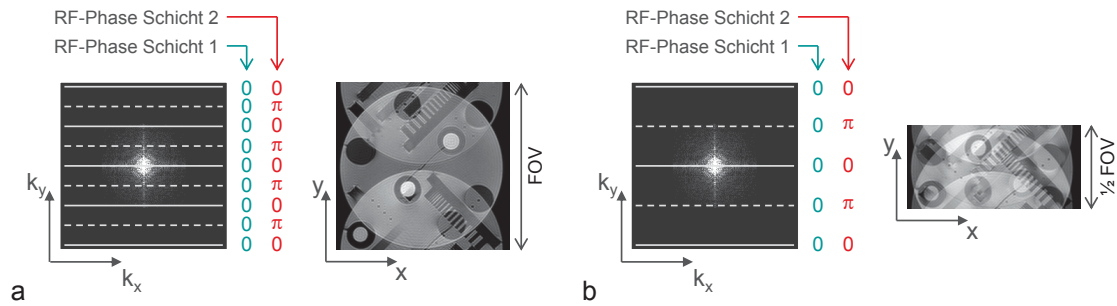


Abbildung 6.1: MS-CAIPIRINHA mit einem Beschleunigungsfaktor, der größer ist als die Anzahl der simultan angeregten Schichten. **a:** Konventionelle MS-CAIPIRINHA-Akquisition mit zwei simultan angeregten Schichten. **b:** MS-CAIPIRINHA-Akquisition mit zusätzlicher Beschleunigung innerhalb der Schicht ($R_{\text{CAIPI}} = 4$, $N_S = 2$, $R_+^{\text{pMRT}} = 2$). Die simultane Multischichtenanregung wird auf eine Messung mit an sich reduziertem FOV angewandt. Im Bild sind die beiden Schichten zusammen mit ihren spezifischen Einfaltungsartefakten gegeneinander verschoben.

Folgenden mit R_+^{pMRT} bezeichnet. Man erhält:

$$R_{\text{CAIPI}} = N_S \cdot R_+^{\text{pMRT}}. \quad (6.1)$$

Zur Rekonstruktion und Separation der sich mehrfach überlagernden Schichten kommt, wie bei einer normalen MS-CAIPIRINHA-Akquisition, die Parallele Bildgebung zum Einsatz. Der bei der Rekonstruktion angenommene Beschleunigungsfaktor wird so gewählt, dass sowohl die Bilder der simultan angeregten Schichten, als auch die zusätzlichen Einfaltungsartefakte vollständig voneinander getrennt werden (vgl. Gl. 2.30).

6.3 Methoden

Das vorgestellte Beschleunigungskonzept für die hochaufgelöste *First-Pass*-Herzperfusionen bildgebung mit hoher anatomischer Abdeckung wurde anhand von Simulationen an *In-vivo*-Daten und *In-vivo*-Messungen evaluiert. Sämtliche in diesem Kapitel vorgestellten Experimente fanden an einem klinischen 3T Magnetresonanztomographen (MAGNETOM Trio, Siemens AG, Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland) statt, wobei standardmäßig eine 32-Kanal-Herzspule (Siemens AG, Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland) zum Signalempfang verwendet wurde. Für alle *in vivo* durchgeführten Experimente lag die Zustimmung der zuständigen Ethikkommission vor. Die untersuchten Personen wurden im Vorfeld ausführlich über die Untersuchungen aufgeklärt.

Alle *In-vivo*-Herzperfusionen messungen wurden mit einer in der klinischen Routine genutzten EKG-getriggerten SR-FLASH-Sequenz durchgeführt, in welche Dualband-RF-Pulse für die simultane Akquisition zweier Schichten implementiert wurden. Die simultan angeregten Schichten wurden durch Anwenden einer konstanten bzw. alternierenden RF-Phase um ein halbes FOV

gegeneinander verschoben (Phasenzyklen: $\phi_{\text{Schicht 1}} = 0$, $\phi_{\text{Schicht 2}} = \pi$). Die Experimente fanden unter Ruhebedingungen statt. Zur Vermeidung von Artefakten durch Atembewegungen wurden die Probanden bzw. Patienten gebeten, während der Messung so lange wie möglich den Atem anzuhalten. Zu Beginn jeder Messung wurden jeweils 4,0 oder 6,0 ml Kontrastmittel (Gadovist, Bayer HealthCare, Berlin, Deutschland) gefolgt von 20 ml Kochsalzlösung mit einem Fluss von 4,0 ml/s in eine Oberarmvene des Probanden bzw. Patienten injiziert. Die Boluspassage durch das Herz wurde über einen Gesamtzeitraum von 40 RR-Intervallen verfolgt. Zur Bildrekonstruktion kam GRAPPA (Kernelgröße: 4×5) zum Einsatz. Die entsprechenden GRAPPA-Faktoren wurden aus vollständigen, zusätzlich durchgeführten Kalibrierungsmessungen bestimmt.

Zur Evaluation der Bildqualität wurden Simulationen mit einem vollständigen und hochaufgelösten *In-vivo*-Referenzdatensatz durchgeführt. Abbildung 6.2 zeigt einen schematischen Überblick. Die Akquisition einer vollständigen Referenz (POMP-Akquisition mit 360 Phasenkodierschritten, $T_{Acq} \approx 1000$ ms) ist allerdings aufgrund der sehr langen Bildakquisitionszeit nicht ohne Weiteres möglich. Die während der Datenaufnahme stattfindende Herzkontraktion würde zu massiven Artefakten und Unschärfen im Bild führen. Die Bestimmung der Referenz erfolgte deshalb anhand einer beschleunigten MS-CAIPIRINHA-Akquisition. Dazu wurde an einem Probanden zunächst ein MS-CAIPIRINHA-Perfusionsexperiment (FOV: 320×360 mm², Matrix: 160×180 , Δ_z : 8 mm, N_S : 2, gemessene N_y : 120, TI: 175 ms, TR: 2,5 ms, TE: 1,44 ms, T_{Acq} : 323 ms, Flipwinkel: 12°, f : 1/RR, Gesamt-Schichtanzahl: 4, Δ_{MS} : 16 mm)³ ohne zusätzliche Unterabtastung in Phasenkodierichtung ($R_+^{\text{pMRT}} = 1$) durchgeführt. Die simultan angeregten Schichten wurden anschließend mit einer GRAPPA-Rekonstruktion ($R = 3$) separiert. Durch dieses Vorgehen konnte die gewünschte hohe räumliche Auflösung von $2,0 \times 2,0 \times 8,0$ mm³ erzielt werden. Ferner gelang es, die Akquisitionszeit in ausreichendem Maße zu beschränken und signifikante bzw. sichtbare Artefakte und Bildunschärfen zu verhindern. Bildfehler, die im Zuge der Schichtseparation entstehen, können im Allgemeinen vernachlässigt werden (vgl. Kap. 5, [24, 118]). Zur Bestätigung dieser Annahme wurde die Rauschverstärkung der GRAPPA-Rekonstruktion ermittelt. Hier und in den nachfolgenden Kapiteln erfolgte die Bestimmung der g-Faktoren wie in [72] mit Hilfe einer zusätzlich akquirierten Rauschmessung.

Anhand des Referenzdatensatzes wurde schließlich eine hochaufgelöste *First-Pass*-Herzperfusionmessung mit zwei simultan angeregten Schichten und einer zusätzlich 2,5-fachen Unterabtastung ($R_{\text{CAIPI}} = 5$, $R_+^{\text{pMRT}} = 2,5$) simu-

³Hier sowie im weiteren Verlauf der Arbeit kennzeichnen die Parameter „FOV“ und „Matrix“ die Bild- und k-Raum-Abmessungen eines korrespondierenden Einzelschichtexperiments. Die Leserichtung ist jeweils zuerst genannt. Für $R_+^{\text{pMRT}} > 1$ ist die Anzahl der gemessenen Phasenkodierschritte kleiner als unter „Matrix“ angeführt. Die Anzahl der tatsächlich gemessenen Phasenkodierschritte ist deshalb als „gemessene N_y “ separat gegeben.

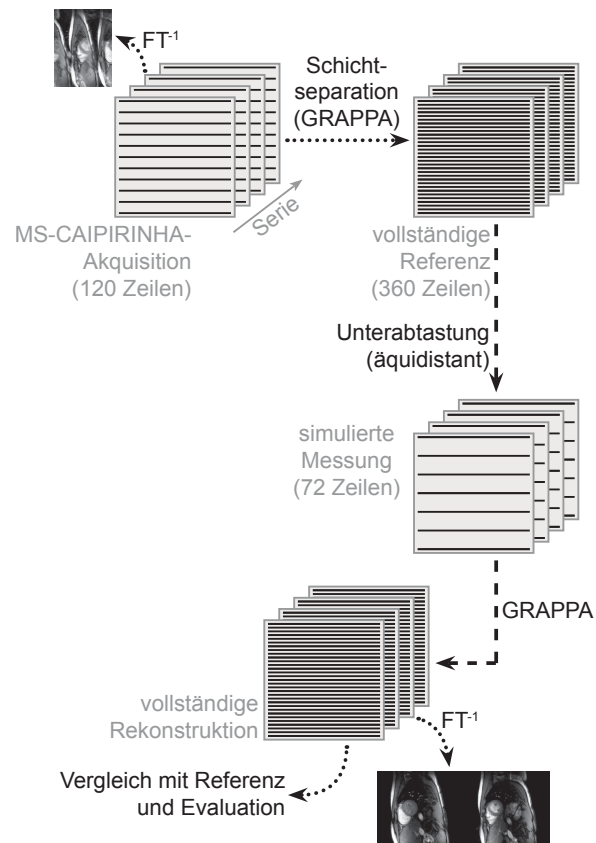


Abbildung 6.2: Simulation einer hochaufgelösten *First-Pass*-Herzperfusionmessung. Ausgangspunkt ist eine MS-CAIPIRINHA-Perfusionmessung mit zwei gleichzeitig angeregten Schichten. Durch Separieren der beiden Schichten erhält man die vollständige Referenz. Diese wird retrospektiv fünffach unterabgetastet und anschließend mit GRAPPA rekonstruiert. FT^{-1} bezeichnet die inverse Fouriertransformation.

liert. Die k-Räume der vollständigen Referenz wurden fünffach retrospektiv in Phasenkodierrichtung unterabgetastet (Anzahl verbleibender k-Raum-Zeilen: 72). Bei jedem k-Raum wurde dasselbe regelmäßige Unterabtastmuster angewandt. Die simulierten Akquisitionen wurden schließlich mit GRAPPA ($R = 5$) rekonstruiert. Die dabei entstehende Rauschverstärkung wurde quantifiziert.

Bei den Simulationen wurden auch die zwei in Kap. 5.3 diskutierten Akquisitionsschemata (vgl. Abb. 5.5) berücksichtigt. Zur Simulation einer Messung mit voller zeitlicher Auflösung ($f = 1/\text{RR}$) wurde jeder, zur Simulation einer Messung mit halber zeitlicher Auflösung ($f = 1/2\text{RR}$) nur jeder zweite k-Raum der Serie rekonstruiert. Grundsätzlich hat die zeitliche Auflösung keinen Einfluss auf die Qualität der GRAPPA-Rekonstruktion, da die Rekonstruktion der einzelnen Messungen unabhängig voneinander ist.

Zur Beurteilung der Rekonstruktionen wurde zunächst der *root mean square error* (engl. für Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, RMSE) in ausgewählten Regionen der rekonstruierten Bilder wie folgt bestimmt:

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_p} ||I_i^{\text{Sim}} - I_i^{\text{Ref}}||^2}{n_p}}. \quad (6.2)$$

Dabei repräsentieren I_i^{Sim} und I_i^{Ref} die Signalintensität im Pixel i im simulierten Bild bzw. in der Referenz, während n_p die Anzahl der bei der Auswertung berücksichtigten Pixel bezeichnet. Ferner wurden die für die unterschiedlichen Akquisitionsschemata rekonstruierten Intensitäts-Zeit-Kurven visuell sowie anhand einer sektorweisen Signalanstiegsanalyse mit den korrespondierenden Kurven des Referenzdatensatzes verglichen. Die Steigung einer Intensitäts-Zeit-Kurve wird häufig als semiquantitatives Maß für den myokardialen Blutfluss verwendet [119]. Für die Signalanstiegsanalyse wurden in jedem Bild der Serie in jeweils sechs Sektoren des Myokards der Signalmittelwert berechnet, und anschließend für jeden Sektor die Steigung des kontrastmittelbedingten Signalanstiegs (engl. *up-slope*) bestimmt. Die Sektoren wurden gemäß den Empfehlungen der *American Heart Association* [120] geplant und die Steigungen mittels einer linearen Regressionsanalyse bestimmt. Unterschiede zwischen Rekonstruktion und Referenz wurden anhand eines Wilcoxon *Signed-rank*-Tests auf ihre Signifikanz (Signifikanzniveau: $p = 0,05$) überprüft.

Um die Anwendbarkeit des Konzepts zu überprüfen, wurden beschleunigte *First-Pass*-Herzperfusionsuntersuchungen mit unterschiedlichen Protokollen durchgeführt. Bei zwei Probanden und drei Herzinfarktpatienten wurden die in den Simulationen verwendeten FOV- und Matrixparameter (FOV: $320 \times 360 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×180 , Δ_z : 8 mm, N_S : 2, gemessene N_y : 72, TI: 125 ms, TR: 2,8 ms, TE: 1,44 ms, T_{Acq} : 223 ms, Flipwinkel: 12° , R_{CAIPI} : 5) angewandt. Je RR-Intervall wurden drei Doppelschicht-Akquisitionen ausgeführt und die Herzperfusion in insgesamt sechs benachbarten Schichten mit

voller zeitlicher Auflösung (Δ_{MS} : 24 mm, f : $1/RR$) gemessen. Bei vier Probanden und drei Patienten kam ein optimiertes Protokoll (FOV: $320 \times 300 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×150 , Δ_z : 8 mm, N_S : 2, gemessene N_y : 60, TI: 110 ms, TR: 2,8 ms, TE: 1,44 ms, T_{Acq} : 191 ms, Flipwinkel: 12° , R_{CAIPI} : 5) mit verkürzter Akquisitionszeit, aber gleicher räumlicher und zeitlicher Auflösung zum Einsatz. Mit vier Doppelschicht-Akquisitionen je RR-Intervall konnte die Myokardperfusion in bis zu acht Schichten (Δ_{MS} : 32 mm) untersucht werden. An einem Probanden wurde abschließend die Anwendbarkeit eines Beschleunigungsfaktors von $R_{CAIPI} = 7$ überprüft und eine Herzperfu-sionsuntersuchung mit sehr hoher räumlicher Auflösung (FOV: $320 \times 280 \text{ mm}^2$, Matrix: 208×182 , N_S : 2, gemessene N_y : 52, TI: 105 ms, TR: 3,0 ms, TE: 1,52 ms, T_{Acq} : 179 ms) und einer Abdeckung von insgesamt acht Schichten (Δ_{MS} : 32 mm, f : $1/RR$) durchgeführt.

Die mit GRAPPA rekonstruierten Bilder wurden visuell begutachtet. Bei zwei Patienten und fünf Probanden wurden zudem g-Faktor-Karten berechnet und anhand einer ROI-Analyse ausgewertet⁴ und für die unterschiedlichen Protokolle verglichen. Bei einem Patienten wurde die Myokardperfusion (MBF) außerdem sektorweise quantitativ bestimmt. Analog zu [121] wurde in jeder Schicht das Myokard in acht gleichgroße Sektoren unterteilt und für jeden Sektor die mittlere Intensitäts-Zeit-Kurve ermittelt. Zur Bestimmung der Durchblutung des Herzmuskels im jeweiligen Sektor wurden die Kurven normiert, basislinien- sowie partialvolumenkori-giert [122] und schließlich mit der entsprechenden Arteriellen Eingangsfunktion (engl. *arterial input function*, AIF) entfaltet. Die AIF-Bestimmung erfolgte mit Hilfe der sogenannten Präbolus-Technik [123], weshalb vor der Perfusionsuntersuchung eine zusätzliche Untersuchung mit reduzierter Kontrastmitteldosis (Volumen: 1,0 ml, Fluss: $3,6 \text{ ml/s}$) durchgeführt wurde.

Die quantitativen Perfusionswerte wurden mit einem eigens dafür entwickelten Programm auf Basis der Software IDL (Exelis Visual Information Solutions, Gilching, Deutschland) berechnet. Die sonstige Datenauswertung und Bildrekonstruktion fand mit Matlab (The MathWorks, Natick, MA, USA) statt.

6.4 Ergebnisse

In Abb. 6.3 sind die Ergebnisse der GRAPPA-Schichtseparation für die *In-vivo*-Referenzmessung dargestellt. Abgebildet sind die einfache Fourierrekonstruktion (Abb. 6.3 a) sowie die GRAPPA-Rekonstruktion für einen repräsentativen Zeitpunkt der Perfusionsserie (Abb. 6.3 b). Rechts unten ist für die zwei Schichten jeweils die g-Faktor-Karte gezeigt. Die Rekonstruktion zeigt keine sichtbaren Rekonstruktionsartefakte und die Rauscherhöhung ist größ-

⁴In die Auswertung wurde auch eine Probandenmessung, die für die Evaluation der im folgenden Kapitel (Kap. 7) beschriebenen Technik angefertigt wurde, einbezogen.

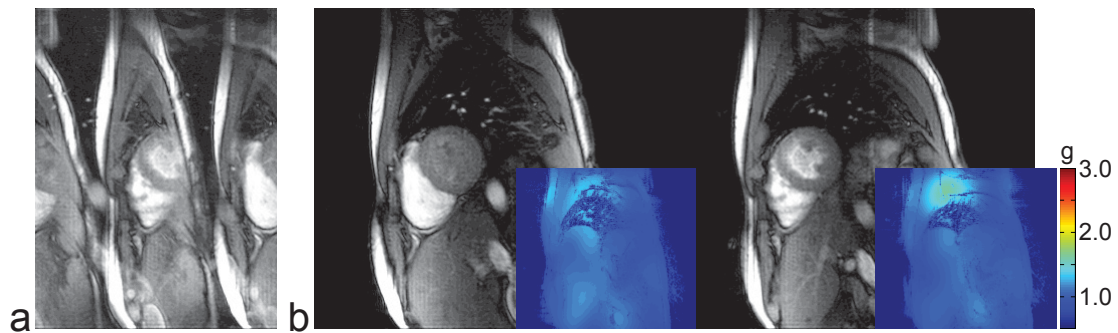


Abbildung 6.3: Ergebnisse der GRAPPA-Schichtseparation für die Referenzmessung. **a:** Einfache Fourierrekonstruktion der MS-CAIPIRINHA-Referenzmessung. Dargestellt ist Messung 32 der Perfusionsserie. Die beiden simultan akquirierten Schichten sind um ein halbes FOV gegeneinander verschoben. **b:** Ergebnis der Schichtseparation mit GRAPPA für die in (a) dargestellte Messung. Für jede Schicht ist jeweils rechts unten die Rauschverstärkung der Rekonstruktion gezeigt. Sie ist insbesondere im Bereich des Herzens sehr gering.

tenteils mit Werten $< 1,3$ den Erwartungen entsprechend sehr gering. Höhere g -Faktoren sind lediglich punktwise zu beobachten. Der aufgrund der Schichtseparation entstehende Fehler ist folglich vernachlässigbar und der Referenzdatensatz für die Simulationen nutzbar.

Die Ergebnisse der Simulationen sind in Abb. 6.4 gezeigt. Dargestellt sind die einfache Fourierrekonstruktion (Abb. 6.4 a), die vollständige GRAPPA-Rekonstruktion mit Rauschverstärkung (Abb. 6.4 b) sowie die Abweichung der Rekonstruktion von der Referenz (10-fach erhöht, Abb. 6.4 c) für die bereits in Abb. 6.3 gezeigte Messung der Perfusionsserie. Die Rekonstruktion weist keine sichtbaren Rekonstruktionsartefakte auf und zeigt eine geringe Differenz zur Referenz. Diese korrespondiert auch sehr gut mit der Rauscherhöhung, welche, trotz der hohen Beschleunigung von $R = 5$, gering ($g \lesssim 2,0$) ausfällt. Punktwise treten moderate g -Faktoren $\gtrsim 2,0$ auf. Die Rekonstruktionsergebnisse sind für die beiden untersuchten Akquisitionsschemata ($f = 1/RR$ bzw. $f = 1/2RR$) identisch, da die GRAPPA-Rekonstruktion nicht von der zeitlichen Auflösung beeinflusst wird.

Die für jede Messung der Perfusionsserie im gesamten FOV, in der Körperregion sowie in der Region des Herzens bestimmten mittleren quadratischen Abweichungen sind in Abb. 6.5 a dargestellt. Sie sind erwartungsgemäß umso größer, je mehr Signal in der auszuwertenden Region vorhanden ist, insgesamt aber gering. Rekonstruktion und Referenz sind in Abb. 6.5 b–c außerdem anhand von Intensitäts-Zeit-Kurven miteinander verglichen. Sowohl die in einem einzelnen Voxel bestimmte Ventrikelkurve als auch die in den Sektoren gemessenen Kurven zeigen eine sehr gute Übereinstimmung zwischen der simulierten Messung und der Referenz. Die gute Übereinstimmung ist auch in der sektorbasierten Anstiegsanalyse, deren Ergebnisse in Tab. 6.1 zusammengefasst sind, erkennbar. Für jede Schicht sind jeweils der Mittelwert der in den

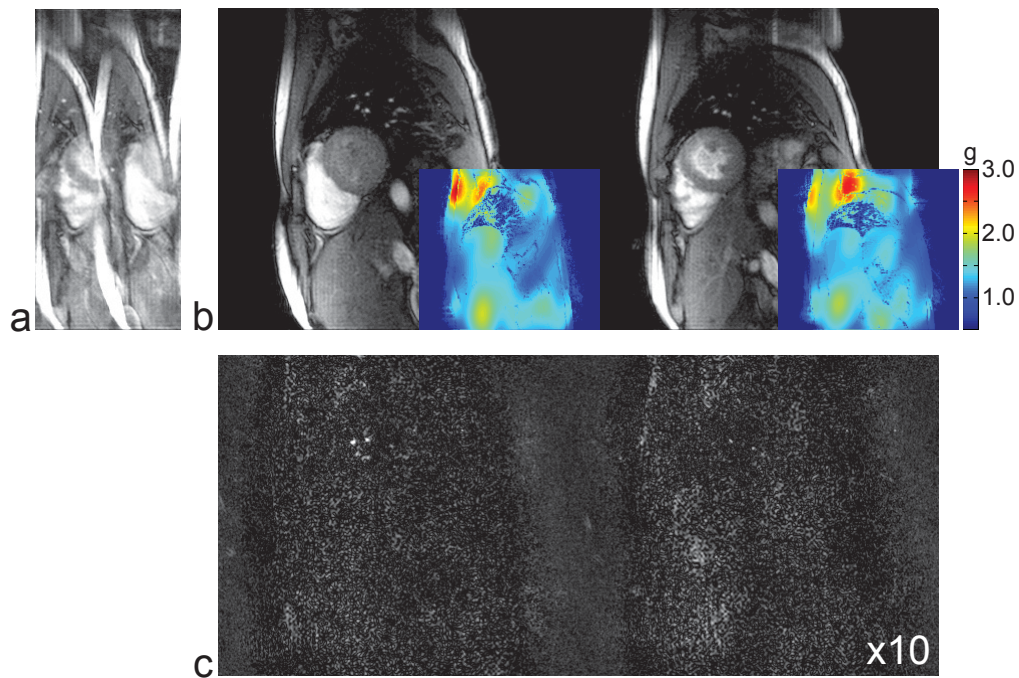


Abbildung 6.4: Ergebnisse einer MS-CAIPIRINHA-Simulation mit $N_S = 2$ und $R_+^{\text{MRT}} = 2,5$. **a:** Einfache Fourierrekonstruktion des retrospektiv 2,5-fach unterabgetasteten k-Raums. Dargestellt ist Messung 32 der Perfusionsserie. Die beiden simultan akquirierten Schichten sind zusammen mit ihren individuellen, durch die zusätzliche Beschleunigung erzeugten Einfaltungsartefakten um ein halbes FOV verschoben. **b:** Ergebnis der Schichtseparation und Bildrekonstruktion mit GRAPPA für die in (a) dargestellte Messung. Jeweils rechts unten ist für jede Schicht die Rauschverstärkung der Rekonstruktion gezeigt. Die g-Faktoren sind niedrig bis moderat. **c:** Differenz der Rekonstruktion (b) zur vollständigen Referenz (Abb. 6.3 b). Zur besseren Visualisierung ist die Differenz 10-fach überhöht dargestellt.

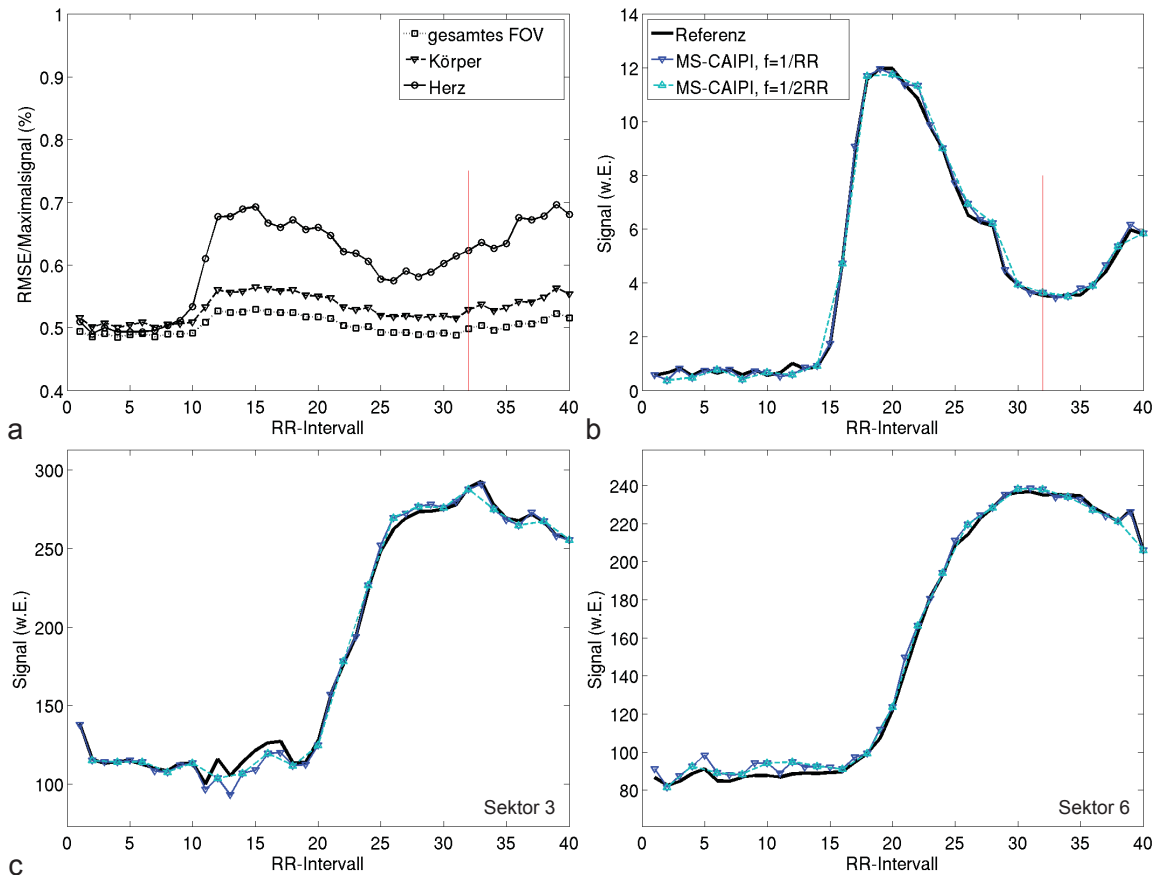


Abbildung 6.5: RMSE und Intensitäts-Zeit-Kurven für die in Abb. 6.4 gezeigte MS-CAIPIRINHA-Simulation mit $N_S = 2$ und $R_+^{\text{PMRT}} = 2,5$. **a:** Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung (RMSE) im gesamten FOV, in der Körperregion und in der Region des Herzens, zeitaufgelöst für alle Messungen der Perfusionsserie. Die Werte sind relativ zum maximalen Signal der gesamten Perfusionsserie in % angegeben. **b:** Intensitäts-Zeit-Kurven aus einem repräsentativen Voxel im linken Ventrikel (linke Schicht in Abb. 6.4 b) für die zwei MS-CAIPIRINHA-Akquisitionsschemata sowie die Referenz. **c:** Intensitäts-Zeit-Kurven aus zwei Sektoren im Myokard (linke Schicht in Abb. 6.4 b) für die zwei MS-CAIPIRINHA-Akquisitionsschemata sowie die Referenz. In (a) und (b) ist die in Abb. 6.4 gezeigte Messung mit einer roten Linie markiert.

	Schicht 1	Schicht 2	Schicht 3	Schicht 4
<i>Referenz</i>				
mittl. Steigung (w.E./s)	191 ± 30	221 ± 45	220 ± 28	199 ± 39
<i>Simulation, $f = 1/RR$</i>				
mittl. Steigung (w.E./s)	191 ± 29	218 ± 49	234 ± 47	210 ± 44
mittl. rel. Abweichung (%)	0,3	-1,0	5,4	5,6
<i>Simulation, $f = 1/2RR$</i>				
mittl. Steigung (w.E./s)	195 ± 31	217 ± 53	227 ± 42	201 ± 36
mittl. rel. Abweichung (%)	2,5	-2,0	2,5	1,4

Tabelle 6.1: Ergebnisse der sektorbasierten Signalanstiegsanalyse. Gezeigt sind jeweils die Mittelwerte der in den sechs Sektoren jeder Schicht ermittelten Steigungen und relativen Abweichungen.

Sektoren ermittelten Steigungen sowie die mittlere relative Abweichung der Steigungen von der Referenz aufgelistet. Da die ermittelte Steigung von der zeitlichen Auflösung abhängt, sind beide Akquisitionsschemata berücksichtigt. Die Wilcoxon-Signifikanzanalyse⁵ ergab weder für die Simulation mit halber ($f = 1/2RR$), noch die mit voller ($f = 1/RR$) zeitlicher Auflösung eine signifikante Abweichung der Steigung vom Referenzwert.

Abbildung 6.6 zeigt die Ergebnisse einer fünffach beschleunigten und mit voller zeitlicher Auflösung ($f = 1/RR$) an einem Herzinfarktpatienten durchgeführten Untersuchung. Auch hier wurden die FOV- und Matrixparameter der Simulationen angewandt. Ungeachtet der zum Teil sehr heftigen Atembewegungen des Patienten (Abb. 6.6 d) ergaben sich keine sichtbaren Rekonstruktionsfehler. Im Vergleich zur Simulation (Abb. 6.4) zeigen die Bilder allerdings ein geringes SNR, was auf den großen Körperumfang des Patienten (Gewicht: 104kg, Größe: 167cm) und die damit verbundene große Distanz zwischen Herz und Empfangsspule zurückzuführen ist. In den Ausschnitten der rekonstruierten Bilder aller sechs Schichten (Abb. 6.6 a) ist das minderperfundierte Areal im Myokard klar erkennbar (Pfeile). Auch im zeitlichen Verlauf (Abb. 6.6 b) hebt es sich deutlich vom umliegenden Myokardgewebe ab. In Abb. 6.6 c sind zum Vergleich Bilder einer anschließend durchgeführten *Gd-Late-Enhancement*-Untersuchung⁶ dargestellt, welche vernarbtes Gewebe (Pfeile) in den als hypoperfundiert identifizierten Regionen anzeigt. Auch die abschließend durchgeführte sektorweise Absolutquantifizierung der Myokardperfusion weist in diesen Regionen geringere Flusswerte aus (Abb. 6.6e).

In Abb. 6.7 sind die Ergebnisse einer fünffach beschleunigten Herzperfu-

⁵Um eine ausreichende Stichprobenanzahl zu erhalten, wurden in der Analyse die Steigungen aller Sektoren und Schichten berücksichtigt.

⁶*Gd-Late-Enhancement* (engl. für späte Signalanhebung)-Untersuchungen ermöglichen die Darstellung von vernarbtem Gewebe im Myokard. Nach der Injektion von Gadolinium (Gd)-haltigem Kontrastmittel und einer längeren Wartezeit werden T_1 -gewichtete Bilder des Myokards akquiriert. Da sich das Kontrastmittel in vernarbtem Gewebe im extrazellulären Raum anlagert, erscheinen diese Bereiche in den Bildern hell.

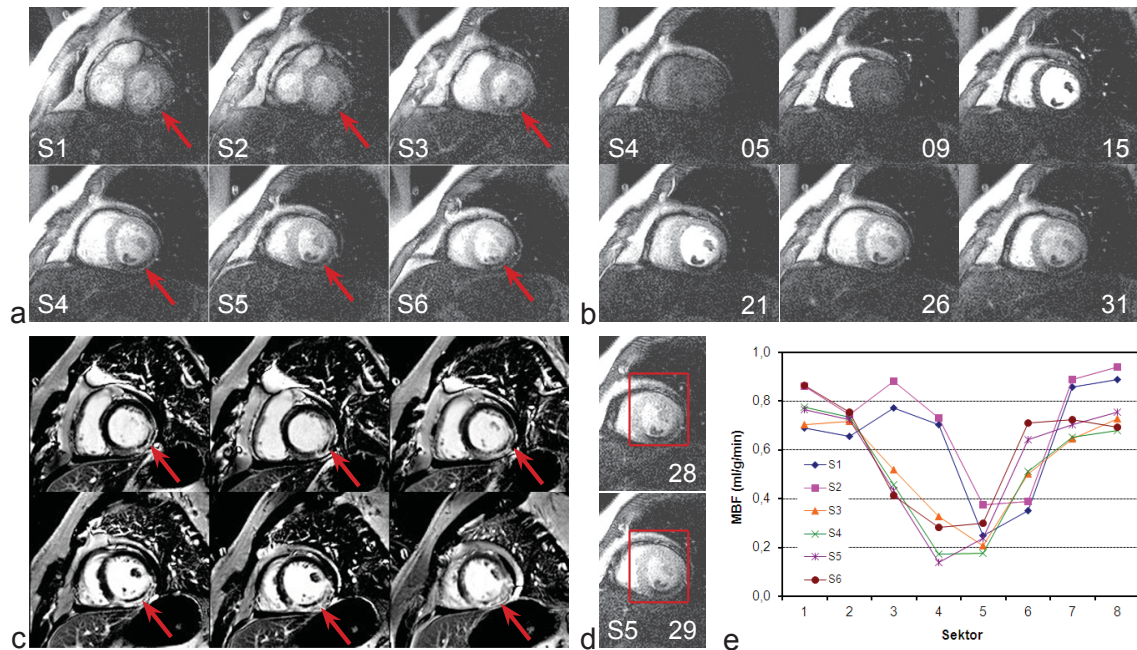


Abbildung 6.6: Ergebnisse einer PerfuSSIONSMessung mit einer Abdeckung von sechs Schichten und voller zeitlicher Auflösung (FOV: $320 \times 360 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×180 , $f: 1/\text{RR}$, $R_{\text{CAIPI}}: 5$, $N_S: 2$, $R_+^{\text{pMRT}}: 2,5$) an einem 54 Jahre alten Herzinfarkt-Patienten (Gewicht: 104kg, Größe: 167cm). Bei jeder Messung wurden 72 Phasenkodierschritte akquiriert. **a:** Ausschnitte der rekonstruierten Bilder zum Zeitpunkt der Kontrastmittelpassage durch das Myokard. Die hypoperfundierte Region ist in allen sechs Schichten klar zu erkennen (Pfeile). **b:** Kontrastmitteldynamik der PerfuSSIONSMessung für Schicht 4. Die minderperfundierte Region hebt sich während der Passage des Kontrastmittels deutlich ab. Die jeweiligen RR-Intervalle der Bildakquisition sind angegeben. **c:** Gd-Late-Enhancement-Untersuchung. Die räumliche Position der gezeigten Schichten entspricht nahezu der Position der in (a) gezeigten Schichten. Das vernarbte Gewebe erscheint hell (Pfeile). **d:** Atembewegung des Patienten am Beispiel der Schicht 5. Die Bildausschnitte zeigen die Veränderung der Herzposition innerhalb eines RR-Intervalls. Das RR-Intervall der jeweiligen Bildakquisition ist angegeben. **e:** Ergebnisse der Absolutquantifizierung. Aufgetragen ist die in den acht Sektoren der sechs Schichten berechnete Myokardperfusion (MBF).

sionsmessung mit optimiertem Messprotokoll an einem Herzinfarktpatienten gezeigt. Der Patient wurde acht Tage nach einem ST-Hebungsinfarkt (engl. *ST-elevating myocardial infarction*, STEMI) und akuter Revaskularisierung untersucht. Durch die Optimierung des Messprotokolls konnte die Herzperfusionssmessung mit einer Abdeckung von acht Schichten und voller zeitlicher Auflösung ($f = 1/RR$) durchgeführt werden. Die rekonstruierten Bilder (Abb. 6.7 a und b) zeigen, trotz der Atembewegungen des Patienten (Abb. 6.7 b), keine sichtbaren Artefakte. Die Rauscherhöhung (Abb. 6.7 c) ist gering bis moderat. Der nach der Revaskularisierung des Patienten verbliebene Perfusionsdefekt ist in Abb. 6.7 a in den betreffenden Schichten deutlich zu erkennen (Pfeile). Er hebt sich auch im zeitlichen Verlauf (Abb. 6.7 b) vom umliegenden Gewebe ab (Pfeile). In Abb. 6.7 d ist ein vergrößerter Ausschnitt des Bildes der Schicht 5 dargestellt. Man erkennt, dass die räumliche Auflösung für eine Unterscheidung zwischen endokardial und transmural hypoperfundierten Regionen ausreicht.

Die Resultate der sehr hoch aufgelösten und mit $R = 7$ beschleunigten Herzperfusionssmessung sind in Abb. 6.8 dargestellt. Gezeigt ist die einfache Fourierrekonstruktion der Messung für zwei simultan angeregte Schichten (Abb. 6.8 a) und deren vollständige Rekonstruktion (Abb. 6.8 b). Abgebildet sind außerdem Ausschnitte der vollständig rekonstruierten Bilder aller acht Schichten (Abb. 6.8 c) sowie die Rauscherhöhung der Rekonstruktion (Abb. 6.8 d). Wie zuvor konnten die simultan angeregten Schichten, trotz des hohen Beschleunigungsfaktors, ohne sichtbare Artefakte separiert werden. Allerdings weisen die rekonstruierten Bilder ein geringes SNR und stellenweise einen sehr geringen Kontrast zwischen Myokard und Lungengewebe auf. Die Rauscherhöhung fällt gering bis moderat aus. Im Bereich des Herzens liegen die g-Faktoren bei ungefähr 2,0. Das absolute Maximum im gesamten FOV liegt bei dieser Messung bei 3,3 (außerhalb des in Abb. 6.8 d gezeigten Ausschnitts).

In den Tabellen 6.2 und 6.3 sind die Ergebnisse der g-Faktor-Analyse gezeigt. Aufgelistet sind jeweils die Mittelwerte der an insgesamt sechs Probanden und zwei Patienten quantifizierten g-Faktoren für die zwei bei den Messungen angewandten Protokolle. Die durchschnittliche Rauschverstärkung ist beim optimierten Protokoll (z. B. Abb. 6.7 aufgrund des 11 % kleineren FOV gegenüber dem bei den Simulationen angewandten Protokoll (Abb. 6.4 und 6.6) etwas erhöht. Ein direkter Vergleich an den Probanden eins mit drei, bei denen beide Protokolle getestet wurden, ergibt eine durchschnittliche g-Faktor-Erhöhung von 15 bis 20 %.

6.5 Diskussion der Ergebnisse

Durch Anwenden von MS-CAIPIRINHA mit Beschleunigungsfaktoren, die größer sind als die Anzahl der gleichzeitig angeregten Schichten, konnte die

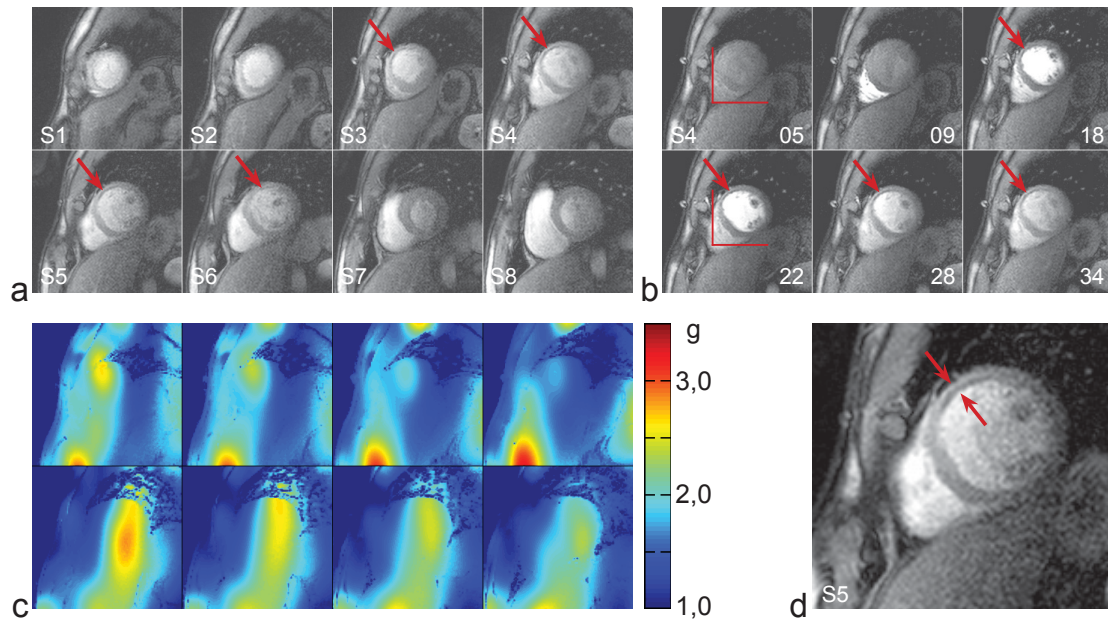


Abbildung 6.7: Ergebnisse einer Perfusionsmessung mit einer Abdeckung von acht Schichten, voller zeitlicher Auflösung und optimiertem Messprotokoll (FOV: $320 \times 300 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×150 , $f: 1/\text{RR}$, $R_{\text{CAIPI}}: 5$, $N_S: 2$, $R_+^{\text{PMRT}}: 2,5$) an einem 48 Jahre alten Herzinfarktpatienten (Gewicht: 80 kg, Größe: 183 cm) nach ST-Hebungsinfarkt (STEMI) und akuter Revaskularisierung. Bei jeder Messung wurden 60 Phasenkodierschritte akquiriert. **a:** Ausschnitte der rekonstruierten Bilder zum Zeitpunkt der Kontrastmittelpassage durch das Myokard. Die hypoperfundierte Region ist in den betreffenden Schichten gut zu erkennen (Pfeile). **b:** Kontrastmitteldynamik der Perfusionsmessung für Schicht 4. Die jeweiligen RR-Intervalle der Bildakquisition sind angegeben. Die minderperfundierte Region hebt sich während der Passage des Kontrastmittels ab. Anhand der roten Linien ist auch die durch Atmung hervorgerufene Bewegung des Herzens zu erkennen. **c:** g-Faktor-Karte für die in (a) gezeigte Rekonstruktion. **d:** Vergrößerter Ausschnitt eines Bildes von Schicht 5 während der Kontrastmittelpassage durch das Myokard. Die räumliche Auflösung reicht aus, um zwischen endokardialen und transmuralen Ereignissen unterscheiden zu können.

anatomische Abdeckung sowie die räumliche Auflösung in der *First-Pass*-Herzperfusionbildgebung signifikant verbessert werden. Effektiv konnten mit dem vorgestellten Bildgebungskonzept Beschleunigungsfaktoren von $R = 5$ erzielt, und somit innerhalb eines RR-Intervalls sechs bis acht Schichten mit einer räumlichen Auflösung von $2,0 \times 2,0 \times 8,0 \text{ mm}^3$ akquiriert werden.

Anhand von Simulationen mit einem *In-vivo*-Herzperfusionsdatensatz konnte gezeigt werden, dass die auftretenden Rekonstruktionsfehler gering ausfallen und sich auf die inhomogen im FOV verteilte Rauscherhöhung beschränken. Der berechnete RMSE zeigte das erwartete Verhalten und lag mit unter einem Prozent des Maximalsignals der Perfusionsserie im Bereich des Messrauschens. Damit konnte selbst auf Voxelbasis das Kontrastverhalten in den Ventrikeln sowie im Myokard sehr gut wiedergegeben werden. Die gute Approximation des Kontrastverhaltens zeigt auch die sektorbasierte Signalanstiegsanalyse, bei der sich auch für die Simulation mit halber zeitlicher

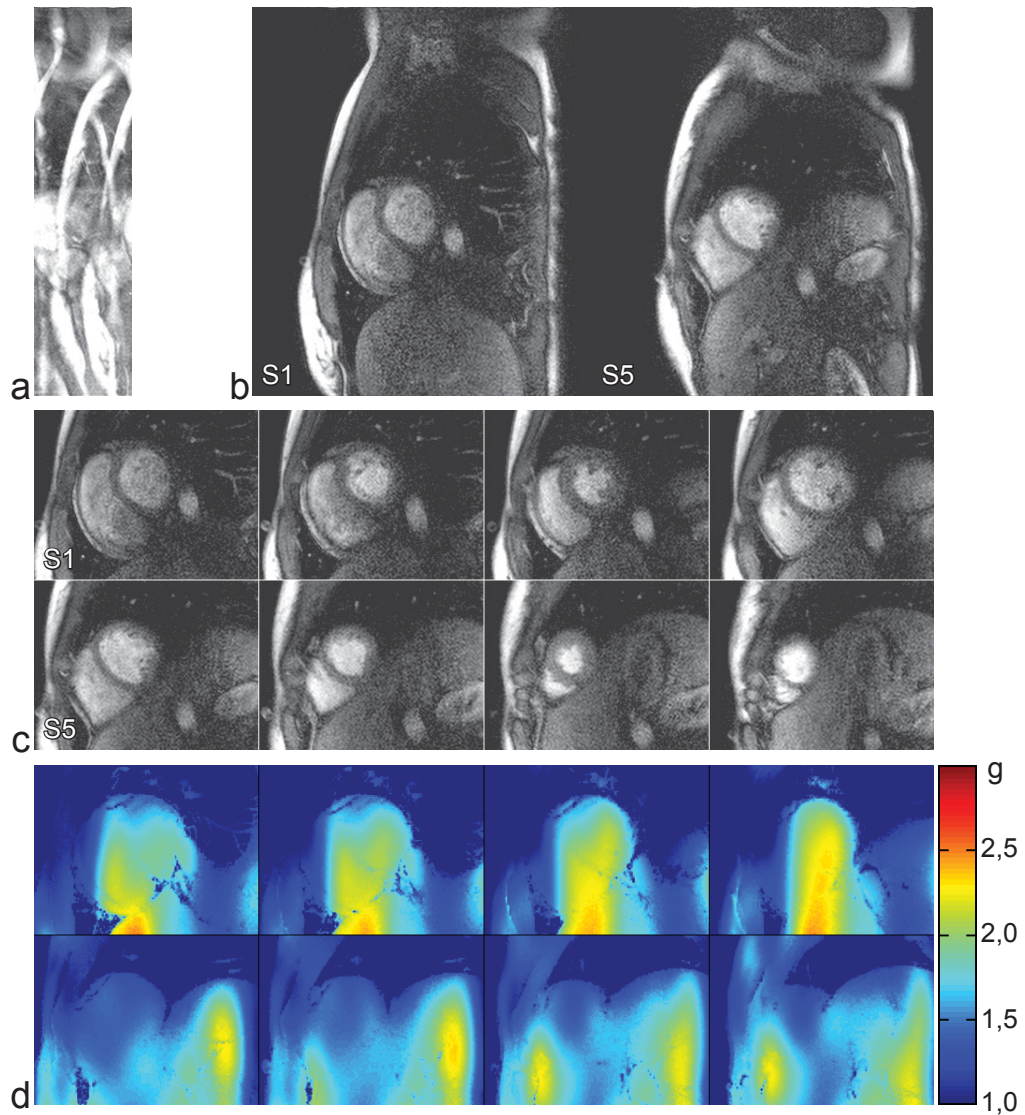


Abbildung 6.8: Ergebnisse einer siebenfach beschleunigten Perfusionsmessung mit einer Abdeckung von acht Schichten, voller zeitlicher Auflösung und sehr hoher räumlicher Auflösung (FOV: $320 \times 280 \text{ mm}^2$, Matrix: 208×182 , Voxelgröße: $1,5 \times 1,5 \times 8,0 \text{ mm}^3$, f : $1/\text{RR}$, R_{CAIPI} : 7, N_S : 2, R_+^{pMRT} : 3,5). **a:** Einfache Fourierrekonstruktion einer Messung. Die zwei simultan akquirierten Schichten überlagern sich insgesamt siebenfach. Dargestellt ist eine Messung zum Zeitpunkt der Kontrastmittelpassage durch das Myokard. **b:** Vollständige Rekonstruktion der in (a) gezeigten Messung. **c:** Ausschnitte der rekonstruierten Bilder aller acht Schichten zum Zeitpunkt der Kontrastmittelpassage durch das Myokard. **d:** Ausschnitte der g-Faktor-Karten der in (c) gezeigten Rekonstruktion.

	Mittelwert Herz	Maximum Herz	Maximum FOV
Proband 1	$1,51 \pm 0,24$	$1,80 \pm 0,32$	$3,08 \pm 0,28$
Proband 2	$1,73 \pm 0,19$	$2,33 \pm 0,47$	$2,28 \pm 0,13$
Proband 3	$1,51 \pm 0,23$	$2,27 \pm 0,54$	$2,56 \pm 0,24$
Proband 4	$1,39 \pm 0,09$	$1,65 \pm 0,20$	$3,01 \pm 0,21$
Proband 5	$1,26 \pm 0,09$	$1,54 \pm 0,16$	$1,81 \pm 0,19$
Mittelwert	$1,45 \pm 0,23$	$1,87 \pm 0,47$	$2,49 \pm 0,57$

Tabelle 6.2: Ergebnisse der ROI-basierten g-Faktor-Analyse für das bei den Simulationen angewandte Bildgebungsprotokoll (FOV: $320 \times 360 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×180). Für jeden Probanden sind die mittlere und maximale Rauscherhöhung im Bereich des Herzens sowie die maximale Rauscherhöhung im gesamten FOV, jeweils gemittelt über alle Schichten, dargestellt. Gezeigt ist auch der jeweilige Mittelwert aller Probanden.

	Mittelwert Herz	Maximum Herz	Maximum FOV
Proband 1	$1,83 \pm 0,34$	$2,33 \pm 0,60$	$3,45 \pm 0,27$
Proband 2	$1,89 \pm 0,15$	$2,87 \pm 0,76$	$3,47 \pm 0,33$
Proband 3	$1,79 \pm 0,22$	$2,47 \pm 0,43$	$2,81 \pm 0,14$
Proband 6	$2,04 \pm 0,24$	$2,49 \pm 0,40$	$3,24 \pm 0,22$
Patient 1	$1,88 \pm 0,17$	$2,46 \pm 0,28$	$2,99 \pm 0,19$
Patient 2	$2,09 \pm 0,16$	$2,58 \pm 0,37$	$3,09 \pm 0,13$
Mittelwert	$1,93 \pm 0,24$	$2,53 \pm 0,49$	$3,18 \pm 0,31$

Tabelle 6.3: Ergebnisse der ROI-basierten g-Faktor-Analyse für das optimierte Bildgebungsprotokoll (FOV: $320 \times 300 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×150). Für jeden Probanden sind die mittlere und maximale Rauscherhöhung im Bereich des Herzens sowie die maximale Rauscherhöhung im gesamten FOV, jeweils gemittelt über alle Schichten, dargestellt. Gezeigt ist auch der jeweilige Mittelwert aller Probanden.

Auflösung keine signifikanten Abweichungen zur Referenz ergaben.

Auch bei den beschleunigten *In-vivo*-Messungen wurden keine signifikanten Rekonstruktionsartefakte festgestellt. Selbst bei starken Atembewegungen der Probanden bzw. Patienten verhielt sich die GRAPPA-Rekonstruktion robust. Zudem konnte durch den Einsatz der dedizierten 32-Kanal-Herzspule die Rauschverstärkung auf einem für den hohen Beschleunigungsfaktor niedrigen Niveau gehalten werden. Mit g-Faktoren im Bereich von $\approx 1,0$ bis $\approx 2,0$ war die Rauschverstärkung insbesondere in der Herzregion verhältnismäßig gering. Bereiche mit moderaten g-Faktoren ($2,0 \lesssim g \lesssim 4,0$) waren bei den Messungen in der Regel nur vereinzelt und in Form einzelner Peaks zu beobachten. Sehr hohe g-Faktoren ($\gtrsim 4,0$) traten nicht auf. Selbst das Anwenden eines sehr hohen Beschleunigungsfaktors von $R = 7$ führte zu keiner signifikanten Zunahme der Rauschverstärkung. MS-CAIPIRINHA ermöglicht also selbst bei sehr hohen Beschleunigungsfaktoren eine sehr robuste Bildrekonstruktion. Das bei

der hochbeschleunigten Messung beobachtete geringe und für eine eindeutige Differenzierung von Perfusionsdefekten unzureichende SNR ist im Wesentlichen auf die sehr kleine Voxelgröße von $1,5 \times 1,5 \times 8,0 \text{ mm}^3$ zurückzuführen.

Mit dem etwas niedrigeren Beschleunigungsfaktor von $R = 5$ (Voxelgröße: $2,0 \times 2,0 \times 8,0 \text{ mm}^3$) konnte eine gute Bildqualität erzielt werden. Bei allen Untersuchungen waren sowohl das SNR als auch der Kontrast zwischen Myokard, Ventrikel, Lungengewebe und hypoperfundierten Regionen für eine klare Differenzierung der verschiedenen Gewebetypen ausreichend. Dies gilt vor allem auch für die von den Empfangsspulen weit entfernte Myokardhinterwand. Es ist deshalb davon auszugehen, dass das vorgestellte Beschleunigungskonzept über die von klinischer Seite verlangte Robustheit verfügt. Prinzipiell ist es technisch ohne Weiteres möglich, die bei der Bildrekonstruktion zu erwartende Rauscherhöhung bereits vor der Datenakquisition abzuschätzen. Bei kritischen SNR-Bedingungen könnte das Protokoll dann angepasst und eine ausreichende Bildqualität gesichert werden.

Die Anwendbarkeit des Beschleunigungskonzepts in der kontrastmittelgestützten MR-Herzperfusionbildgebung konnte schließlich anhand vollständig beschleunigter Patientenmessungen erfolgreich demonstriert werden. Die hypoperfundierten Regionen waren klar erkennbar und konnten mit Hilfe der erweiterten anatomischen Abdeckung und hohen räumlichen Auflösung sehr gut abgegrenzt werden. Bei einem Patienten ermöglichte die hohe räumliche Auflösung den Nachweis residueller endokardialer Perfusionsdefizite nach einer Revaskularisierung. Bei einem anderen Patienten konnte, trotz sehr schlechter intrinsischer SNR-Bedingungen, eine sektorweise Absolutquantifizierung der Herzperfusion in sechs Schichten durchgeführt werden, wobei die Resultate eine sehr genaue Übereinstimmung mit den zuvor visuell gewonnenen Erkenntnissen und den ärztlichen Befunden zeigten.

Gegenüber der konventionellen Parallelen Bildgebung profitiert MS-CAIPIRINHA von der bereits in Kap. 5.5 ausführlich diskutierten hohen SNR-Effizienz. Selbstverständlich treten auch beim vorgestellten Konzept SNR-Reduktionen durch die Verringerung der Voxelgröße oder die Rauscherhöhung auf. Allerdings wird die Vergrößerung der anatomischen Abdeckung nahezu ohne zusätzliche SNR-Verluste erzielt. So ermöglicht die simultane Anregung zweier Schichten einerseits den Verzicht auf eine weitere Unterabtastung des k -Raums und nutzt andererseits die Spulensensitivitätsvariationen auch in Schichtrichtung aus, was ein weiteres Ansteigen der Rauschverstärkung verhindert. Die bei den Messungen erzielte Bildqualität ist damit, trotz der verdoppelten anatomischen Abdeckung, mit der einer konventionell beschleunigten hochaufgelösten Herzperfusionsmessung mit Standardabdeckung [17] vergleichbar.

Mit der Akquisition von sechs bis acht Schichten je RR-Intervall liefert MS-CAIPIRINHA eine vergleichbare Abdeckung wie beschleunigte kartesische 3D-Herzperfusionstechniken [124], ermöglicht aber eine

deutlich bessere räumliche Auflösung. Darüber hinaus sind die Akquisitionszeiten wesentlich geringer, so dass das Beschleunigungskonzept stabiler gegenüber Einflüssen der Herzbewegung oder *Dark-Rim*-Artefakten ist [125].

Wie bei den im vorherigen Kapitel gezeigten Experimenten ergab sich durch die simultane Anregung zweier Schichten eine signifikante Zunahme der an den zu untersuchenden Körper abgegebenen Energie. Sämtliche Messungen konnten dennoch ohne Einschränkungen und ohne Überschreiten des geltenden SAR-Grenzwerts durchgeführt werden. Allerdings ist zu beachten, dass die hier gezeigten Messungen bei einer Feldstärke von 3T durchgeführt wurden, und für die applizierte RF-Energie eine quadratische Proportionalität zur Resonanzfrequenz und damit zur Feldstärke des Hauptmagnetfelds gilt. Folglich ist bereits bei kleineren Erhöhungen des Anregungsflipwinkels mit Limitationen zu rechnen. Eine Anwendung des Konzepts auf SSFP-Sequenzen ist für Herzperfusionsuntersuchungen in der vorliegenden Form bei 3T nicht möglich.

Um die Sensitivitätsvariationen in Schichtrichtung bestmöglichst ausnutzen zu können, wurde der Abstand zweier simultan angeregter Schichten bei allen Messungen maximiert. Die Akquisition mancher nahe beieinander liegender Schichten erfolgt somit, speziell auch bei Messungen mit halber zeitlicher Auflösung, in großem zeitlichem Abstand. Dies kann unter Umständen die räumliche Korrelation größerer hypoperfundierter Regionen erschweren. Bei den Patientmessungen, die mit voller zeitlicher Auflösung durchgeführt wurden, konnten allerdings keine nachteiligen Effekte beobachtet werden. Ebenso lässt sich die große anatomische Abdeckung, zusammen mit der erzielten Bildqualität, mit sequentiellen 2D- oder 3D-Techniken nicht erreichen. Selbstverständlich kann die Distanz der simultan angeregten Schichten im Bedarfsfall auch reduziert werden, was jedoch zu einer leichten Erhöhung der g-Faktoren führt.

Mit dem vorgestellten Beschleunigungskonzept lassen sich Herzperfusionsmessungen mit einer räumlichen Auflösung von $2,0 \times 2,0 \times 8,0 \text{ mm}^3$ und einer anatomischen Abdeckung von sechs bzw. acht Schichten realisieren. Für eine vollständige Abdeckung des Herzmuskels lässt sich die Schichtanzahl durch Halbieren der zeitlichen Auflösung nochmals verdoppeln, ohne dass dabei zusätzliche Rekonstruktionsfehler in Kauf genommen werden müssen. Mit Bildakquisitionszeiten von 223 ms (FOV- und Matrixparameter der Simulation) sind 6-Schicht-Herzperfusionsmessungen bis zu einer Herzrate von 89 bpm möglich. Das optimierte Protokoll liefert bis zu einer Herzrate von 104 bpm dieselbe anatomische Abdeckung und ist damit auch für die Durchführung von Perfusionsmessungen unter Stress geeignet. Gleichermaßen können auch, wie in diesem Kapitel gezeigt, bis zu einer Herzrate von 78 bpm acht Schichten je RR-Intervall akquiriert werden.

Insgesamt zeigt das vorgestellte Konzept ein großes Potential für den Einsatz in der klinischen Routine. Die klinische Anwendbarkeit muss allerdings

anhand von größeren Patientenstudien genauer untersucht werden. Von besonderem Interesse ist dabei, ob die hier gezeigte Robustheit verifiziert werden kann, und inwieweit sich moderate bzw. stellenweise höhere Rauschverstärkungen auf die Quantifizierbarkeit der Perfusion auswirken.

6.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde ein auf der Multischichtbildgebungstechnik MS-CAIPIRINHA basierendes Beschleunigungskonzept für die hochaufgelöste *First-Pass*-Herzperfusionen bildgebung mit großer anatomischer Abdeckung vorgestellt. Durch die Anwendung der Multischichtbildgebungstechnik mit Beschleunigungsfaktoren, die größer sind als die Anzahl der simultan angeregten Schichten, konnten innerhalb eines RR-Intervalls sechs bis acht Schichten mit einer räumlichen Auflösung von $2,0 \times 2,0 \times 8,0 \text{ mm}^3$ akquiriert und damit eine exzellente anatomische Abdeckung sowie eine hohe räumliche Auflösung erzielt werden. Durch Halbieren der zeitlichen Auflösung konnte ferner die vollständige Abdeckung des Herzmuskels bei identischer räumlicher Auflösung erreicht werden.

Das Konzept kombiniert prinzipiell zwei unterschiedliche Beschleunigungsansätze: Die große anatomische Abdeckung wird durch gleichzeitiges Anregen und Akquirieren mehrerer Schichten, die für die hohe räumliche Auflösung erforderliche Beschleunigung durch zusätzliches Unterabtasten des k-Raums während der Datenakquisition erreicht. Das Kernelement des Konzepts stellt die simultane Multischichtanregung dar, die zum einen eine robuste Bildrekonstruktion mit geringer Rauschverstärkung ermöglicht und zum anderen, im Vergleich zu konventionellen Beschleunigungsverfahren, ein hohes SNR liefert.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Probanden- und Patientenuntersuchungen mit verschiedenen Bildgebungsprotokollen durchgeführt, wobei grundsätzlich je zwei Schichten simultan akquiriert wurden. Nach den gewonnenen Erkenntnissen ist die erzielte Bildqualität ausreichend für eine Differenzierung zwischen endokardialen und transmuralen Perfusionsdefiziten sowie eine Absolutquantifizierung der Myokardperfusion auf Sektorbasis. Mit seiner allgemein hohen Flexibilität und kurzen Bildrekonstruktionszeiten weist das Konzept im Allgemeinen ein hohes Potential für die Anwendung in der klinischen Routine auf, welches anhand zukünftiger Patientenstudien weiter evaluiert werden muss.

Kapitel 7

Hochaufgelöste First-Pass-Herzperfusionenbildung mit einer Kombination aus MS-CAIPIRINHA und Compressed Sensing

7.1 Motivation

Im vorherigen Kapitel konnte gezeigt werden, dass das Anwenden der simultanen Multischichtbildgebungstechnik MS-CAIPIRINHA mit Beschleunigungsfaktoren, die größer sind als die Anzahl der simultan angeregten Schichten, eine signifikante Verbesserung der anatomischen Abdeckung sowie räumlichen Auflösung in der *First-Pass*-Herzperfusionenbildung ermöglicht. Die Erweiterung der anatomischen Abdeckung wurde dabei direkt durch die sehr effektive simultane Multischichtanregung erzielt, während zur Verbesserung der räumlichen Auflösung die Messung zusätzlich beschleunigt und der k -Raum unterabtastet wurde. Diese Unterabtastung wurde äquidistant durchgeführt, um eine Rekonstruktion der Bilder mit Hilfe der Parallelen Bildgebung zu ermöglichen. Der größte Nachteil des Beschleunigungskonzepts ist die größtenteils zwar geringe, aber in den rekonstruierten Bildern durchaus sichtbare inhomogene Rauscherhöhung, welche hauptsächlich auf die zusätzliche Beschleunigung innerhalb der Bildgebungsschicht zurückzuführen ist.

In den letzten Jahren geriet die nichtlineare Akquisitions- und Rekonstruktionstechnik *Compressed Sensing* (vgl. Kap. 2.4) zunehmend in den Fokus der aktuellen Forschung. Das noch sehr junge Verfahren verspricht signifikante Messzeitverkürzungen [14, 15, 88] und wurde auch bereits in der *First-Pass*-Herzperfusionenbildung angewandt. Erste Veröffentlichungen beschreiben

Beschleunigungsfaktoren im Bereich von fünf bis zehn und erhebliche Verbesserungen der anatomischen Abdeckung und räumlichen Auflösung [23, 126]. Der wesentliche Vorteil des *Compressed-Sensing*-Verfahrens gegenüber der Parallelen Bildgebung ist die grundsätzlich nicht vorhandene Rauschverstärkung. Vielmehr wirken *Compressed-Sensing*-Algorithmen entauschend [14].

Es war deshalb das Ziel, zu untersuchen, ob die bei der hochaufgelösten Herzperfusionbildgebung mit MS-CAIPIRINHA zusätzlich zur simultanen Multischichtanregung angewandte Beschleunigung auch mit *Compressed Sensing* erreicht werden kann, und ob sich so eine Verbesserung der Bildqualität erzielen lässt. Das Konzept dieser Kombination von MS-CAIPIRINHA und *Compressed Sensing* ist in den folgenden Abschnitten umfassend vorgestellt. Zunächst werden anhand von Simulationen verschiedene Akquisitions- und Rekonstruktionsstrategien diskutiert und auf ihre Anwendbarkeit überprüft. Anschließend wird das Verfahren mit eigens dafür entwickelten Qualitätsmetriken evaluiert, auf seine Anwendbarkeit in der Herzperfusionbildgebung überprüft und mit dem im vorherigen Kapitel vorgestellten sowie einem ausschließlich auf *Compressed Sensing* basierenden Beschleunigungskonzept verglichen.

7.2 Theoretische Grundlagen

7.2.1 Kombination von MS-CAIPIRINHA und Compressed Sensing

Das Konzept der hochaufgelösten *First-Pass*-Herzperfusionbildgebung mit einer Kombination aus MS-CAIPIRINHA und *Compressed Sensing* ist größtenteils identisch zu dem im vorherigen Kapitel (Kap. 6.2) vorgestellten Beschleunigungsverfahren. So soll die große anatomische Abdeckung durch simultanes Anregen mehrerer Schichten und die hohe räumliche Auflösung durch zusätzliches Unterabtasten des k-Raums erzielt werden. Allerdings sollen die nicht akquirierten k-Raum-Zeilen mit *Compressed Sensing* rekonstruiert werden, weshalb die Unterabtastung des k-Raums, wie in Kap. 2.4.4 beschrieben, mit einem zufälligen Abtastmuster stattfinden muss. Die Umsetzung der zufälligen Unterabtastung ist in Abb. 7.1 schematisch dargestellt. Die simultane Multischichtanregung sowie die RF-Phasenzyklen werden gegenüber der zusätzlich zu beschleunigenden MS-CAIPIRINHA-Akquisition (Abb. 7.1 a) nicht verändert. Die nicht abzutastenden Phasenkodierschritte werden bei der Messung einfach ausgelassen (Abb. 7.1 b). Durch die Unterabtastung entstehen im Bildraum inkohärente Unterabtastungsartefakte, welche die kohärenten Einfaltungen der MS-CAIPIRINHA-Akquisition überlagern (Abb. 7.1 b).

Der Gesamtbeschleunigungsfaktor einer mit der Kombination aus MS-CAIPIRINHA und *Compressed Sensing* beschleunigten Messung ergibt sich

aus dem Produkt der Einzelbeschleunigungen:

$$\begin{aligned} R_{\text{CS-CAIPI}} &= R_{\text{CAIPI}} \cdot R_+^{\text{CS}} \\ &= N_S \cdot R_+^{\text{pMRT}} \cdot R_+^{\text{CS}}, \end{aligned} \quad (7.1)$$

wobei R_+^{CS} die Beschleunigung durch die inkohärente Unterabtastung beschreibt. Wie zuvor bezeichnet R_{CAIPI} den Beschleunigungsfaktor der MS-CAIPIRINHA-Akquisition, gegeben durch N_S und R_+^{pMRT} . Die Bildrekonstruktion wird in zwei Schritten durchgeführt: Im ersten Schritt werden die durch die zufällige Unterabtastung (R_+^{CS}) entstandenen inkohärenten Artefakte mittels *Compressed Sensing* entfernt (Abb. 7.1 c). Das Resultat dieser Rekonstruktion ist im Idealfall zum Ergebnis eines konventionellen MS-CAIPIRINHA-Multischichtexperiments ($R_{\text{CAIPI}} = N_S \cdot R_+^{\text{pMRT}}$) äquivalent. Es zeigt die kohärente Überlagerung der simultan angeregten Schichten. Diese werden im zweiten Rekonstruktionsschritt mit Hilfe der Parallelen Bildgebung vollständig separiert (Abb. 7.1 d).

Zur Vereinfachung wird die hier vorgestellte Kombination aus MS-CAIPIRINHA und *Compressed Sensing* im Folgenden als CS-CAIPI-Konzept bezeichnet. Analog wird die in Kap. 6 vorgestellte Methode CAIPI-Konzept genannt.

Voraussetzung für eine erfolgreiche parallele Bildrekonstruktion ist selbstverständlich das Vorhandensein einer Mehrkanal-Empfangsspule, weshalb der *Compressed-Sensing*-Algorithmus einen rekonstruierten k-Raum für jeden einzelnen Spulenkanal liefern muss. Hierfür existieren prinzipiell zwei Verfahren. Zum einen kann die Rekonstruktion spulenweise erfolgen, d. h. der *Compressed-Sensing*-Algorithmus wird auf jeden Spulenkanal einzeln angewandt. Zum anderen kann auch eine sogenannte kombinierte Rekonstruktion durchgeführt werden, wobei ein aus allen Einzelspulenbildern kombiniertes Gesamtbild bezüglich seiner ℓ_1 -Norm minimiert wird. Zur Berechnung des Gesamtbilds werden die Einzelspulenbilder mit einem adäquaten Spulenkombinationsverfahren (vgl. Kap. 2.2.1) kombiniert. Für die Überprüfung der Datenkonsistenz und zum Erhalt des Rekonstruktionsergebnisses wird das minimierte Bild mit der inversen Operation wieder in die Einzelspulenkanäle zerlegt. Zur formalen Integration der Spulenkombination bzw. -dekombination erweitert man die Rekonstruktionsmatrix \mathcal{M}^{-1} sowie die Messmatrix \mathcal{M}_Ω in den Gleichungen 2.14 - 2.24 wie folgt:

$$\mathcal{M}^{-1} \mapsto \hat{\mathcal{C}}_{\text{Adapt}}^* \mathcal{M}^{-1} \quad (7.2)$$

$$\mathcal{M}_\Omega \mapsto \mathcal{M}_\Omega \hat{\mathcal{C}}_{\text{Adapt}} \quad (7.3)$$

Dabei bezeichnen $\hat{\mathcal{C}}_{\text{Adapt}}^*$ und $\hat{\mathcal{C}}_{\text{Adapt}}$ die Operation der Spulenkombination bzw. -dekombination. In den Gleichungen ist außerdem die Abhängigkeit der k-Raum-Daten vom Spulenelement zu berücksichtigen:

$$y(t, k_x, k_y) \mapsto y(\text{Spulenelement}, t, k_x, k_y). \quad (7.4)$$

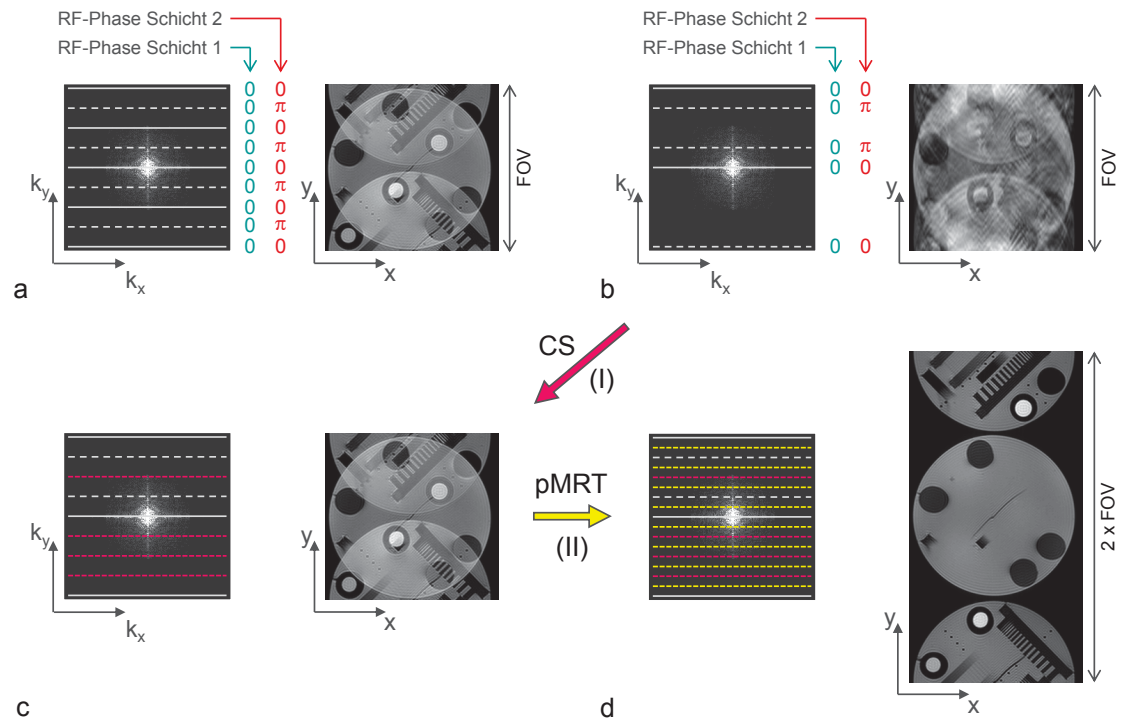


Abbildung 7.1: Kombination aus MS-CAIPIRINHA und *Compressed Sensing* für die hochaufgelöste Herzperfusionbildgebung. **a:** Konventionelle MS-CAIPIRINHA-Akquisition. Zwei Schichten werden simultan mit individuellen RF-Phasenzyklen angeregt. Im Bild sind die beiden Schichten überlagert. **b:** MS-CAIPIRINHA-Akquisition mit zusätzlicher Beschleunigung innerhalb der Schicht. Die zusätzliche k-Raum-Unterabtastung wird mit einem inkohärenten Abtastmuster durchgeführt ($R_{CS-CAIPI} = 4$, $R_+^{CS} = 2$, $R_{CAIPI} = 2$, wobei $N_S = 2$ und $R_+^{pMRT} = 1$). Nicht zu akquirierende k-Raum-Zeilen werden bei der Messung einfach ausgelassen. Die Bildrekonstruktion erfolgt in zwei Teilschritten. **c:** Schritt I der Rekonstruktion. Die inkohärenten Unterabtastungsartefakte werden mit Hilfe von *Compressed Sensing* (CS) entfernt. Im k-Raum werden die bei der Akquisition ausgelassenen k-Raum-Zeilen rekonstruiert (magenta). Das Ergebnis entspricht der konventionellen MS-CAIPIRINHA-Akquisition (a). **d:** Schritt II der Rekonstruktion. Die sich artefaktfrei überlagernden Schichten werden mit Hilfe der Parallelen Bildgebung (pMRT) separiert. Die rekonstruierten k-Raum-Zeilen sind gelb dargestellt.

7.2.2 Compressed Sensing in der First-Pass-Herzperfusionbildgebung

7.2.2.1 Sparsifizierungstransformationen

Um *Compressed Sensing* erfolgreich anwenden zu können, muss das zu rekonstruierende Signal *sparse* sein, bzw. in einer bekannten Domäne *sparse* darstellbar sein. Beim Betrachten von *First-Pass*-Perfusionsuntersuchungen ist sofort ersichtlich, dass das Signal im Bildraum selbst nicht komprimierbar bzw. *sparse* ist. Dies gilt gerade beim Anwenden der simultanen Multischichtanregung, da hier die gegeneinander verschobenen Bilder mehrerer Schichten zum Signal im Bildraum beitragen. Es muss also zunächst ein passendes Signalmodell bzw. eine passende Sparsifizierungstransformation gefunden werden. Dabei ergeben sich mehrere Möglichkeiten:

Eine in der dynamischen Bildgebung häufig angewandte Methode zur Sparsifizierung ist die Berechnung sogenannter dynamischer Differenzen [16, 127]. Dabei wird aus allen Messungen einer dynamischen Serie ein Durchschnittsbild errechnet, von welchem die einzelnen, zu sparsifizierenden Bilder subtrahiert werden. Der in Gl. 2.20 bzw. 2.21 mit Ψ^* bezeichnete Operator entspricht in diesem Fall also der Bildung der Differenz zum Durchschnittsbild:

$$\Psi^* g_\tau = \frac{\sum_{j=1}^M g_j(x, y)}{M} - g_\tau, \quad (7.5)$$

wobei g_τ das zu sparsifizierende τ -te Bild der dynamischen Serie und M die Anzahl der Bilder (Messungen) der Serie bezeichnet. Das sich ergebende Differenzbild weist ausschließlich dort, wo sich das Signal im Vergleich zum Durchschnittsbild verändert hat, signifikante Signaleinträge auf. Die Methode ist infolgedessen dann sinnvoll anzuwenden, wenn sich das Signal örtlich und zeitlich begrenzt verändert. Das Differenzbild ist in diesem Fall *sparse* und kann zur Minimierung verwendet werden. Die Domäne des Differenzbildes wird im Folgenden als x_D -Raum bezeichnet.

Eine andere in der dynamischen Herzbildgebung ebenfalls häufig angewandte Sparsifizierungstransformation ist die Fouriertransformation entlang der Zeitachse einer Bilderserie [15, 23, 126]. Sie folgt der Annahme, dass sich das Signal in den einzelnen Pixeln im zeitlichen Verlauf der Serie nur sehr gering bzw. sehr sanft verändert und mit wenigen zeitlichen Frequenzen darstellbar ist. Der zeitliche Fourierraum (x -f-Raum) ist in diesem Fall *sparse* und kann zur Minimierung verwendet werden. Der Sparsifizierungsoperator Ψ^* in den Gleichungen 2.20 und 2.21 entspricht mathematisch der eindimensionalen Fouriertransformation entlang der Zeit:

$$\Psi^* g = \hat{g}, \quad \text{mit} \quad \hat{g}_f = \sum_{\tau=1}^M g_\tau e^{-\frac{2\pi i}{M} \cdot \tau f}. \quad (7.6)$$

Dabei ist g_τ das τ -te von M Ortsraumsignalen der Serie und \hat{g}_f das x -f-Raum-

Signal bei der Frequenz f . Die beiden Sparsifizierungstransformationen sind in Abb. 7.2 nochmals beispielhaft dargestellt.

7.2.2.2 Abtastschemata

Der k -Raum jeder einzelnen Messung der Perfusionsserie muss bei der Datenakquisition so unterabgetastet werden, dass sich die resultierenden Artefakte möglichst inkohärent in der sparsen Domäne verteilen (vgl. Kap. 2.4.4). Folglich ist je nach Sparsifizierungstransformation ein anderes Abtastschema zu wählen. Führt man die Rekonstruktion im x - f -Raum durch, so muss der k -Raum sowohl in Phasenkodier- als auch in Zeitrichtung unterabgetastet werden, um eine möglichst inkohärente Verteilung der Unterabtastungsartefakte in der Rekonstruktionsdomäne zu erzielen. Man spricht daher von einer Unterabtastung des k - t -Raums.

Auch bei der Rekonstruktion im x_D -Raum muss der k -Raum entlang beider Dimensionen unterabgetastet werden, obwohl hier durch die Unterabtastung in Zeitrichtung keine zusätzliche Inkohärenz erzielt wird. Das Variieren des Abtastschemas ermöglicht allerdings das mindestens einmalige Messen jeder k -Raum-Zeile während der Untersuchung und damit die Berechnung eines Durchschnittsbildes aus den akquirierten Daten.

Prinzipiell wählt man bei der Unterabtastung ein individuelles Abtastmuster für jeden einzelnen sequentiell akquirierten k -Raum, so dass während der gesamten Untersuchung jeder Phasenkodierschritt mindestens einmal abgetastet wird. Dies reduziert die Anzahl der Freiheitsgrade der Rekonstruktion. Es ist darüber hinaus sinnvoll, den zentralen Bereich des k -Raums vollständig abzutasten. Die Rekonstruktion wird dadurch gut initialisiert [14, 128, 129], was eine Verbesserung und Verkürzung der Rekonstruktion ermöglicht. In Abb. 7.2 f ist exemplarisch ein Unterabtastmuster für eine Herzperfusionsmessung über 40 Herzschläge gezeigt.

7.2.3 Rekonstruktionsfehler bei Compressed Sensing und deren Evaluation

7.2.3.1 Fehlertypen

Die Qualität von *Compressed-Sensing*-Rekonstruktionen ist hauptsächlich durch zwei Faktoren bestimmt. Erstens die Sparsität des zu rekonstruierenden Signals in der Rekonstruktionsdomäne und zweitens die Art der Unterabtastung des k -Raums. Jeder der Parameter beeinflusst dabei die Rekonstruktion auf unterschiedliche Weise.

Die Sparsität ist eine feste Eigenschaft des Signals, die durch die Messung selbst nicht verändert werden kann. Da sie als Vorwissen angewandt wird, kann die Sparsifizierungstransformation auch als Signalmodell einer modellbasierten Rekonstruktion aufgefasst werden. Die Sparsität des Signals in der Rekon-

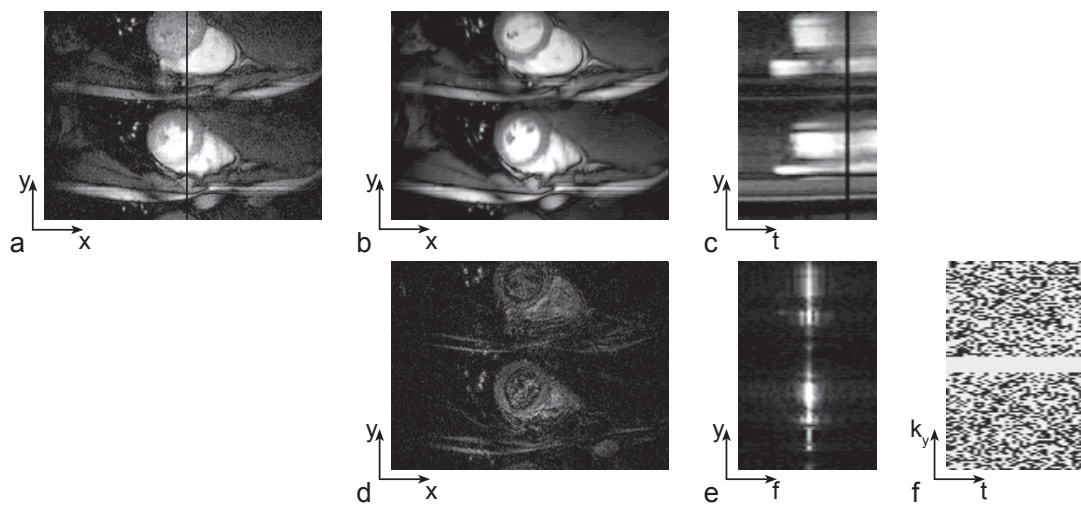


Abbildung 7.2: Sparsifizierungstransformationen für die *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion im CS-CAIPI-Konzept. **a:** Einzelspulenbild einer Messung eines Perfusionsdatensatzes. Der Bildraum selbst ist nicht *sparse*. **b:** Durchschnittsbild aller Messungen der Perfusionsserie. Gezeigt ist dieselbe Spule wie in (a). **c:** Zeitliches Profil des Perfusionsdatensatzes für eine ausgewählte x -Koordinate (schwarze Linie in (a)). Die schwarze Linie deutet den Zeitpunkt der in (a) dargestellten Messung an. **d:** dynamische Differenz (x_D -Raum) des Bildes in (a). Viele Signaleinträge sind Null bzw. kleiner als das Rauschen. **e:** Fouriertransformation von (c) entlang der Zeitachse (x - f -Raum). Die Signalveränderungen sind zumeist sanft und mit wenigen Frequenzen darstellbar. **f:** Abtastschema, das zur inkohärenten Unterabtastung des k -Raums bei einer Perfusionsmessung verwendet werden kann. Die gemessenen k -Raum-Zeilen sind weiß, die nicht gemessenen schwarz dargestellt. Bei jeder Messung wird der zentrale k -Raum-Bereich vollständig abgetastet.

struktionsdomäne ist damit ein Maß für die Richtigkeit des angenommenen Signalmodells. Ein Mangel an Sparsität ist einem fehlerhaften Signalmodell gleichzusetzen und führt zwangsläufig zu systematischen Rekonstruktionsfehlern.

Im Gegensatz zur Sparsität kann die Unterabtastung des k -Raums bei der Signalakquisition beeinflusst werden. Sie bestimmt die Inkohärenz der Artefakte in der Rekonstruktionsdomäne, welche wiederum ein Maß für die Rekonstruierbarkeit des Signals ist. Bei einer schlechten Wahl des Abtastmusters können Teile des Signals nicht rekonstruiert werden. Die entstehenden Rekonstruktionsfehler sind ebenfalls systematischer Natur.

Im Hinblick auf Rekonstruktionsfehler spielt auch die Nichtlinearität und Nichtstationarität von *Compressed Sensing* eine entscheidende Rolle. Während bei linearen und stationären Rekonstruktionsverfahren, wie der Fouriertransformation, alle Bildpunkte durch dieselbe PSF bestimmt sind, ergibt sich im Zuge einer *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion für jeden Pixel eine individuelle PSF (siehe auch [130]). Die PSF ändert sich also gegenüber der konventionellen Abbildungsvorschrift, der Fouriertransformation, in jedem Pixel. Die Veränderungen entsprechen den oben genannten systematischen Rekonstruktionsfehlern. Bei der Betrachtung dieser Fehler ist jedoch zu beachten, dass die Modifikationen der PSF sowohl die Amplitude, als auch die Breite des Hauptmaximums betreffen können. Während ersteres Artefakte im Bild erzeugt, führt zweiteres, wie in Kap. 1.6 diskutiert, zu einer Veränderung der lokal bestehenden Auflösung.

Ein häufig zur Evaluation von Rekonstruktionsfehlern bei *Compressed Sensing* herangezogenes Maß ist der mit Hilfe eines Referenzdatensatzes bestimmte RMSE (vgl. Gl. 6.2). Er liefert allerdings lediglich globale Informationen über die Qualität der Rekonstruktion und ist in Anwesenheit mehrerer verschiedener Fehlertypen häufig sehr insensitiv gegenüber einzelnen Fehlertypen [131]. So werden Veränderungen der Auflösung beispielsweise lediglich über die dabei auftretenden Signalvariationen erfasst und bleiben bei gleichzeitiger Anwesenheit von Unterabtastungsartefakten häufig unbemerkt. Der RMSE ist deswegen nur für eine erste Betrachtung, aber nicht für eine differenzierte Evaluation von Rekonstruktionsfehlern ausreichend. Für eine gezielte Analyse von *Compressed-Sensing*-Konzepten oder einen detaillierten Vergleich von *Compressed-Sensing*-Verfahren mit anderen Beschleunigungstechniken sind sensitivere Metriken erforderlich.

7.2.3.2 Bestimmung von systematischen und statistischen Abweichungen der Signalamplitude

Ein sehr einfacher Weg, die systematischen bzw. statistischen Rekonstruktionsfehler der Signalamplitude exakt zu analysieren, besteht darin, sehr viele unabhängige Messungen desselben Objekts durchzuführen, diese Messun-

gen unabhängig voneinander mit demselben Verfahren zu rekonstruieren und schließlich die Fehler der Rekonstruktionen mit Hilfe einer zusätzlich akquirierten vollständigen Referenz zu analysieren. Aufgrund der Zeit, die für die vielen Untersuchungen benötigt würde, sind solche Messungen *in vivo* selbstverständlich nicht durchführbar. Es besteht allerdings die Möglichkeit, die Untersuchungen mit einer simplen Monte-Carlo-Simulation zu synthetisieren [73]. Benötigt werden dann lediglich eine vollständige Referenzuntersuchung sowie eine Rauschmessung. Der grundlegende Ablauf der Simulationen ist schematisch in Abb. 7.3 a dargestellt.

Zur Synthetisierung einer Pseudomessung wird anhand der Rauschmessung ein richtig skaliertes und zwischen den einzelnen Spulenelementen korrekt korrelierter Rauschdatensatz erzeugt und zur vollständigen Referenz addiert. Die Pseudomessung ergibt sich dann durch retrospektives Unterabtasten des künstlich verrauschten Datensatzes. Durch Anwenden des zu untersuchenden *Compressed-Sensing*-Algorithmus erhält man schließlich die zugehörige Rekonstruktion.

Prinzipiell lassen sich beliebig viele Pseudomessungen und Rekonstruktionen erzeugen. Aus diesen kann schließlich der systematische Rekonstruktionsfehler pixelweise bestimmt werden. Er ist gegeben durch die Abweichung des Mittelwerts der Rekonstruktionen von der Referenz:

$$E_{\text{sys}}(x, y, t) = \frac{1}{P} \sum_{j=1}^P g_j^{\text{Pseudo}}(x, y, t) - g^{\text{Ref}}(x, y, t), \quad (7.7)$$

wobei g_j^{Pseudo} die j -te Rekonstruktion, g^{Ref} die vollständige Referenz und P die Anzahl der Pseudomessungen bezeichnet.

Durch die Simulation erhält man auch Informationen über den statistischen Rekonstruktionsfehler in jedem Bildpunkt. Die üblicherweise als Maß der statistischen Streuung herangezogene Standardabweichung ist allerdings aufgrund der Nichtlinearität der *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion und der somit unbekanntenen statistischen Verteilung des Rauschens nicht ohne Weiteres zu quantifizieren. Man muss sich demnach auf qualitative Aussagen, wie sie die deskriptive Statistik ermöglicht, beschränken. Ein probates und häufig angewandtes Fehlermaß ist der Interquartilabstand (IQR), definiert als Differenz zwischen dem 75. Perzentil ($Q_{0,75}$) und dem 25. Perzentil ($Q_{0,25}$) der im Pixel (x, y, t) rekonstruierten Signalwerte.

$$\text{IQR}(x, y, t) = Q_{0,75}(x, y, t) - Q_{0,25}(x, y, t), \quad (7.8)$$

Die Perzentile entsprechen jeweils dem Signalwert, der die niedrigsten 25 bzw. 75 von hundert Signalwerten von den höheren Signalwerten trennt. Der IQR beschreibt damit die Breite des Bereichs, in welchem sich die mittleren 50% der Signalintensitäten befinden. Um eine Verfälschung der Ergebnisse bei den nahe um Null liegenden Signalwerten zu vermeiden, ist der IQR anhand des Realteils bzw. Imaginärteils der zu untersuchenden Signalwerte zu bestimmen.

7.2.3.3 Bestimmung der lokalen Auflösung

Um lokale Veränderungen der Auflösung sichtbar zu machen, muss die Modifikation der PSF individuell für jeden einzelnen Pixel bestimmt werden. Hierzu wurde ein einfaches Verfahren entwickelt. Es basiert auf einer lokalen linearen Näherung der Abbildung des Objekts auf das rekonstruierte Bild und ist im Folgenden kurz beschrieben. Für eine detaillierte Abhandlung der Methode sei an dieser Stelle auf [130, 132] verwiesen.

Sei A eine nichtlineare und nichtstationäre Abbildung, die die unterabgetasteten Daten y in das rekonstruierte Bild g überführt:

$$g = A(y), \quad (7.9)$$

so gilt für die lineare Näherung erster Ordnung dieser Abbildung lokal um die Messung $y = y_0$:

$$A(y_0 + p) = A(y_0) + p \nabla_y A(y)|_{y=y_0}, \quad (7.10)$$

wobei p eine kleine Abweichung der Daten von $y = y_0$ darstellt. Sofern die Näherung gültig ist,¹ kann die lokale Abbildungsvorschrift – im Folgenden lokale PSF (ℓ PSF) genannt –, durch Einbringen einer kleinen Störung, bestimmt werden.

Ausgangspunkt der Bestimmung ist ein vollständig rekonstruierter oder vollständig akquirierter Datensatz. Dieser wird mit dem zu analysierenden Abtastmuster retrospektiv unterabgetastet und mit dem zu untersuchenden *Compressed-Sensing*-Algorithmus rekonstruiert. Der unterabgetastete k -Raum dient als Referenz- k -Raum y_0 , seine Rekonstruktion als Referenzrekonstruktion g_0 .

Zur Ermittlung der ℓ PSF an der Stelle (x, y, t) wird eine zweite, prinzipiell identische Rekonstruktion durchgeführt. Der vollständige Datensatz wird allerdings zuvor im Bildraum an der zu untersuchenden Stelle durch Vergrößern der Signalamplitude um einen kleinen Betrag $a_1(x, y, t)$ gestört. Nach Rücktransformation und retrospektiver Unterabtastung ergibt sich ein im Vergleich zu y_0 um $p_{(x,y,t)}$ gestörter k -Raum $y = y_0 + p_{(x,y,t)}$, welcher wie zuvor rekonstruiert wird. Man erhält die Rekonstruktion des gestörten Datensatzes $g_{p_{(x,y,t)}}$, die sich gemäß Gl. 7.10 aus der Referenzrekonstruktion und der Rekonstruktion der Störung zusammensetzt. Letztere beschreibt, wie die punktförmige Amplitudenveränderung an der untersuchten Stelle vom System abgebildet wird und entspricht der dortigen ℓ PSF. Zu ihrer Bestimmung subtrahiert man die beiden Rekonstruktionen voneinander:

$$\begin{aligned} \ell\text{PSF}_{(x,y,t)} &= A(y_0 + p_{(x,y,t)}) - A(y_0) \\ &= g_{p_{(x,y,t)}} - g_0 \\ &= p_{(x,y,t)} \nabla_y A(y)|_{y=y_0} \end{aligned} \quad (7.11)$$

¹Die Gültigkeit der Näherung kann, wie in [130] beschrieben, überprüft werden.

Der Ablauf des Verfahrens ist in Abb. 7.3 b nochmals schematisch dargestellt. Anhand der Breite der ℓ PSF lässt sich, wie in Kap. 1.6 beschrieben, die Auflösung des rekonstruierten Bildes an der untersuchten Stelle bestimmen. So erhält man aus der Breite der ℓ PSF in x - bzw. y -Richtung die räumliche Auflösung und aus der Breite der ℓ PSF in Zeitrichtung die zeitliche Auflösung. Zur Beurteilung der Auflösung im gesamten rekonstruierten Bild muss die ℓ PSF für jeden einzelnen Bildpunkt separat bestimmt werden.

7.3 Methoden

Anhand von Simulationen mit retrospektiv unterabgetasteten *In-vivo*-Daten wurde zunächst die optimale Akquisitions- und Rekonstruktionsstrategie für die hochaufgelöste *First-Pass*-Herzperfusionbildgebung mit der Kombination aus MS-CAIPIRINHA und *Compressed Sensing* festgelegt. Das Konzept wurde anschließend wie das in Kap. 6 vorgestellte CAIPI-Konzept mit Simulationen an retrospektiv unterabgetasteten *In-vivo*-Daten und beschleunigten *In-vivo*-Messungen evaluiert. Um die beiden Beschleunigungskonzepte auch miteinander vergleichen zu können, wurden die Untersuchungen mit dem 3T Magnetresonanztomographen (MAGNETOM Trio, Siemens AG, Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland) und der 32-Kanal-Herzspule (Siemens AG, Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland), die bereits in Kap. 6.3 vorgestellt wurden, durchgeführt. Für sämtliche Untersuchungen lag die Zustimmung der zuständigen Ethikkommission vor. Ebenso wurden die untersuchten Personen im Vorfeld ausführlich aufgeklärt.

Zur Bildakquisition kam eine EKG-getriggerte SR-FLASH-Sequenz zum Einsatz. Zwei Schichten wurden simultan angeregt und um ein halbes FOV gegeneinander verschoben. Hierzu wurden die RF-Phasen in den simultan angeregten Schichten, wie in Kap. 7.2.1 beschrieben, an das angewandte Abtastmuster angepasst. Sämtliche Messungen fanden in Ruhe und im Atemanhaltezustand statt. Die Daten wurden über einen Gesamtzeitraum von 40 RR-Intervallen akquiriert. Das Kontrastmittel (Gadovist, Bayer HealthCare, Berlin, Deutschland) wurde wie in Kap. 6.3 beschrieben appliziert (Kontrastmittel-Volumen: 4,0 oder 6,0 ml, Kochsalzlösung-Volumen: 20 ml, Fluss: 4,0 ml/s).

Zur Bildrekonstruktion wurde die im vorherigen Kapitel beschriebene sequentielle Kombination aus *Compressed Sensing* und Paralleler Bildgebung angewandt. Schritt I der Rekonstruktion wurde dabei spulenweise mit einem IST-Algorithmus (vgl. Kap. 2.4.6) durchgeführt. Die Rekonstruktionsparameter, der Schwellenwert und die Anzahl der Iterationen wurden anhand der weiter unten beschriebenen Simulationen bestimmt. Schritt II der Rekonstruktion wurde mit GRAPPA (Kernelgröße: 4×5) durchgeführt, wobei die Bestimmung der GRAPPA-Faktoren anhand einer zusätzlichen vollständigen Kalibrierungsmessung erfolgte.

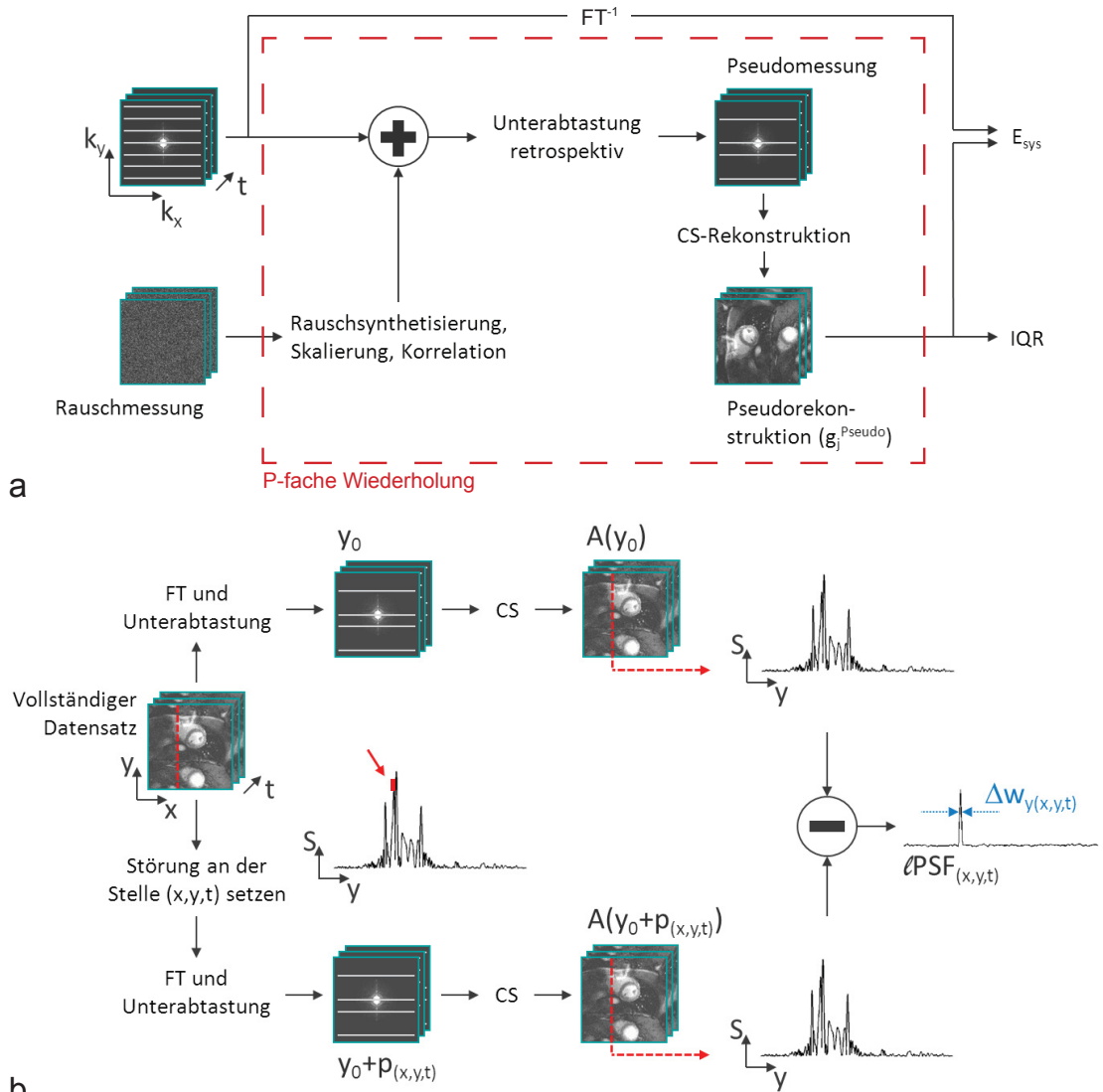


Abbildung 7.3: **a:** Bestimmung von systematischen und statistischen Abweichungen der Signalamplitude. Mit einem Referenzdatensatz und einer Rauschmessung werden beliebig viele Pseudomessungen simuliert. Anhand ihrer Rekonstruktionen können systematische Rekonstruktionsfehler bestimmt und statistische Fehler abgeschätzt werden. **b:** Bestimmung von Veränderungen der räumlichen und zeitlichen Auflösung bei *Compressed Sensing*. Die vollständigen Daten werden zweimal retrospektiv mit dem zu analysierenden Abtastmuster unterabgetastet und rekonstruiert (CS). In einem der beiden Fälle wird der Datensatz vor der Unterabtastung an der zu untersuchenden Stelle im Bildraum gestört. Die Differenz der beiden Rekonstruktionen liefert die ℓ PSF. Ihre Breite Δw_y definiert die Auflösung an der zu untersuchenden Stelle. Die Simulation liefert für alle Raumrichtungen, entlang denen unterabgetastet wurde, eine ℓ PSF. Die zeitliche Auflösung lässt sich also aus der ℓ PSF in Zeitrichtung bestimmen. *FT* bezeichnet die Fouriertransformation.

Zur Entwicklung und Evaluation des CS-CAIPI-Konzepts wurden ausführliche Simulationen auf Basis des bei der Analyse des CAIPI-Konzepts (vgl. Kap. 6.3) verwendeten Referenzdatensatzes (FOV: $320 \times 360 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×180 , Δ_z : 8 mm, N_S : 2, R_{CAIPI} : 3, N_S : 2, gemessene N_y : 120, TI: 175 ms, TR: 2,5 ms, TE: 1,44 ms, T_{Acq} : 323 ms, Flipwinkel: 12° , f : $1/\text{RR}$, Gesamt-Schichtanzahl: 4, Δ_{MS} : 16 mm) durchgeführt. Der Ablauf der Simulationen ist in Abb. 7.4 schematisch dargestellt. Um einen Vergleich zwischen CS-CAIPI-Konzept und CAIPI-Konzept zu ermöglichen, wurde die Gesamtbeschleunigung auf $R_{\text{CS-CAIPI}} = 5$ festgelegt. Bei der Auswahl der Teilbeschleunigungen war zu beachten, dass für eine GRAPPA-Rekonstruktion zweier simultan angeregter Schichten ungerade Beschleunigungsfaktoren erforderlich sind (vgl. Kap. 5.3, Abb. 5.4), so dass $R_{\text{CAIPI}} = 3$ bzw. $R_+^{\text{CS}} = 1,667$ gewählt werden musste. Zur Generierung der fünffach beschleunigten Perfusionmessungen wurde die vollständige Referenz zunächst dreifach kohärent und anschließend 1,667-fach inkohärent unterabtastet.² Für jede Messung der Perfusionsserie kam ein individuelles Abtastmuster mit je 72 k-Raumzeilen zum Einsatz. Die retrospektiv unterabtasteten Datensätze wurden anschließend mit der IST-GRAPPA-Kombination rekonstruiert und das Ergebnis analysiert. Im Zuge der Simulationen wurden sowohl das Akquisitionsschema mit voller zeitlicher Auflösung ($f = 1/\text{RR}$, vgl. Abb. 5.5 a), als auch das mit halber zeitlicher Auflösung ($f = 1/2\text{RR}$, vgl. Abb. 5.5 b) untersucht. Bei der Unterabtastung und Rekonstruktion wurden entsprechend alle Messungen bzw. nur jede zweite Messung der Perfusionsserie berücksichtigt.

Die Auswahl der besten Rekonstruktionsparameter für den IST-Algorithmus erfolgte jeweils im Zuge der Simulationen. Dazu wurde jede Rekonstruktion mehrmals mit verschiedenen Schwellenwerten und einer ausreichend großen Anzahl an Iterationen durchgeführt. Die zwischenzeitlichen Rekonstruktionsergebnisse wurden dabei in regelmäßigen Abständen einer RMSE-Analyse³ unterzogen. Die MS-CAIPIRINHA-Akquisition diente hierfür als Referenz. Aus dem Konvergenzverhalten des RMSE wurden der beste Schwellenwert τ sowie die für eine vollständige Rekonstruktion benötigte Iterationsanzahl ermittelt. In dieser Arbeit wurden sämtliche Rekonstruktionen als konvergiert betrachtet, sofern die Veränderung des RMSE im Verlauf von mehr als 100 aufeinander folgenden Iterationen weniger als 0,0005 % des Maximalsignals⁴ betrug. Aus den konvergierten Rekonstruktionen wurde diejenige mit dem geringsten RMSE zur Bestimmung des besten Schwellenwerts τ und der für die Rekonstruktion benötigten Anzahl an Iterationen

²Da sich durch die dreifach kohärente Unterabtastung exakt die zum Erhalt der vollständigen Referenz durchgeführte MS-CAIPIRINHA-Akquisition (vgl. Kap. 6.3) ergibt, kann die inkohärente Unterabtastung auch direkt auf diese Messung angewandt werden (vgl. Abb. 7.4).

³Aufgrund hardwaretechnischer Limitationen wurde zur Analyse jeweils nur eine ausgewählte Messung der Perfusionsserie herangezogen.

⁴Das Maximalsignal bezeichnet im Folgenden das maximale Signal der gesamten Perfusionsserie der jeweiligen Referenz.

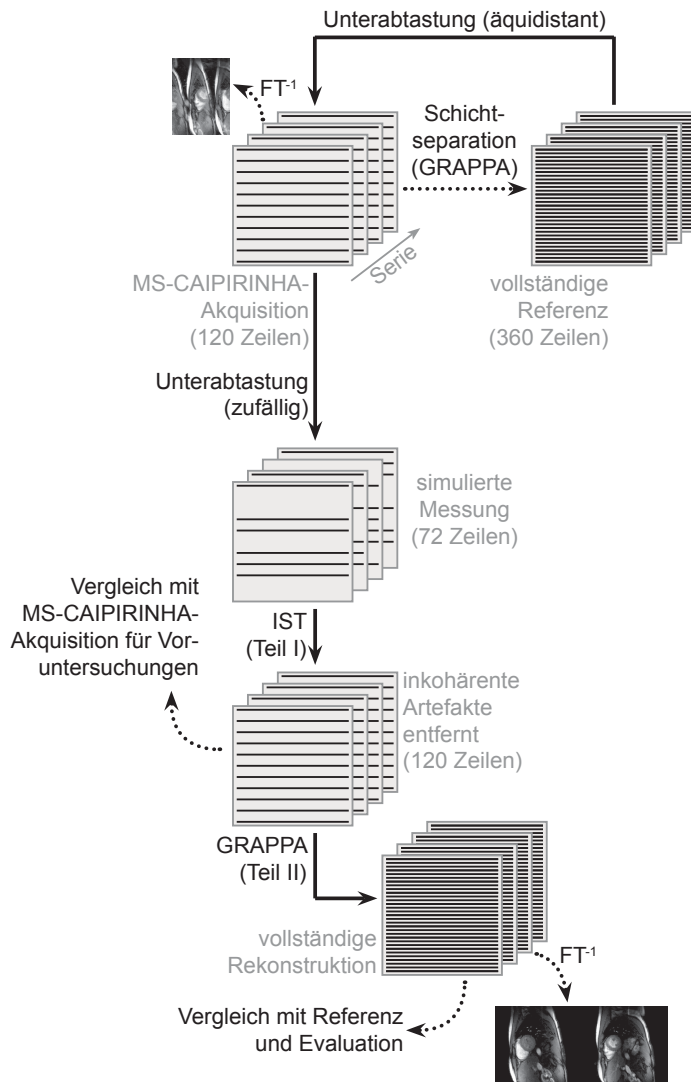


Abbildung 7.4: Simulation einer hochaufgelösten *First-Pass*-Herzperfusionssmessung mit dem CS-CAIPI-Konzept. Ausgangspunkt ist die vollständige Referenz aus Kap. 6.3. Diese wird zunächst retrospektiv dreifach unterabtastet. Man erhält die unbeschleunigte MS-CAIPIRINHA-Akquisition (vgl. Kap. 6.3), welche nochmals inkohärent 1,667-fach unterabtastet wird. Die Bildrekonstruktion erfolgt in zwei Teilschritten: Zunächst werden mittels IST die inkohärenten, anschließend mit GRAPPA die kohärenten Unterabtastungsartefakte entfernt. Zur Evaluation von IST- und Gesamtrekonstruktion wurden die jeweiligen Rekonstruktionsergebnisse mit der MS-CAIPIRINHA-Akquisition bzw. der vollständigen Referenz verglichen. FT^{-1} bezeichnet die inverse Fouriertransformation.

N_f herangezogen. Die bestimmten Rekonstruktionsparameter wurden bei allen weiteren Rekonstruktionen dieses Typs (gleiches Abtastmuster, gleiche Sparsifizierungstransformation) angewandt.

7.3.1 Evaluation von Sparsifizierungstransformationen, Abtastschemas und Rekonstruktionsparametern

Die Bestimmung einer geeigneten Sparsifizierungstransformation und die Optimierung des Abtastmusters für das CS-CAIPI-Konzept erfolgte mittels einiger Voruntersuchungen. Für diese wurden zunächst IST-Rekonstruktionsalgorithmen für die Minimierung des Signals im x_D - und x_f -Raum entwickelt und anschließend Abtastschemas⁵ mit variabler und stufenförmiger Abtastdichte (vgl. Abb. 2.5 links bzw. rechts) in Phasenkodierrichtung generiert. Für jedes einzelne Abtastmuster der Schemata wurden 72 von 120 k-Raum-Zeilen zufällig ausgewählt. Als Dichteverteilung wurde beim Abtastschema mit variabler Dichte eine Hammingfunktion gewählt. Um extreme Unterabtastungsartefakte zu vermeiden, wurden bei der Zusammenstellung der Schemata lediglich Abtastmuster, bei denen die neun zentralen k-Raum-Zeilen integriert waren, berücksichtigt. Bei den Schemata mit stufenförmiger Abtastdichte wurden zunächst die neun zentralen Zeilen des k-Raums in jedes der Abtastmuster integriert. Der verbleibende äußere Teil des k-Raums wurde anschließend homogen unterabgetastet. Um eine möglichst inkohärente Verteilung der Artefakte in der sparsen Domäne zu erreichen, wurden für jede Abtastdichte eine große Anzahl (≈ 100000) zufälliger Abtastschemas generiert und daraus das beste ausgewählt. Auswahlkriterium war ein möglichst großes Verhältnis zwischen Hauptmaximum und größtem Nebenmaximum in der Punktantwort des Abtastschemas⁶ in der sparsen Domäne [14]. Die Evaluation der beiden Sparsifizierungstransformationen und der unterschiedlichen Abtastmuster erfolgte schließlich anhand von Simulationen mit dem Referenzdatensatz. Nach der Bestimmung der jeweils besten Rekonstruktionsparameter wurden die retrospektiv unterabgetasteten Datensätze mit dem IST-Algorithmus rekonstruiert und mittels RMSE-Analyse mit der MS-CAIPIRINHA-Akquisition verglichen. Die beste Kombination aus Sparsifizierungstransformation, Abtastschema und Rekonstruktionsparametern wurde im Folgenden für alle weiteren Simulationen und *In-Vivo*-Messungen verwendet.

In einer weiteren, analog durchgeführten Voruntersuchung wurde für die optimale Sparsifizierungstransformation und das beste Abtastschema überprüft, ob das Ergebnis durch eine adaptive Kombination der Einzelspulen

⁵Ein Abtastschema bezeichnet hier die Abtastvorschrift für eine gesamte Perfusionsuntersuchung. Es besteht aus genau so vielen Abtastmustern, wie Messungen bei der Untersuchung durchgeführt werden.

⁶Die Punktantwort erhält man durch Transformieren des Abtastschemas in die sparsen Domäne. Akquirierte k-Raum-Punkte werden vor der Transformation eins, nicht akquirierte Punkte null gesetzt.

bei der Rekonstruktion noch weiter verbessert werden kann. Als Spulenkombinationsverfahren wurde die von WALSH et al. vorgestellte Adaptive Rekonstruktion [59] verwendet.

7.3.2 Evaluation des CS-CAIPI-Konzepts

Die Analyse des CS-CAIPI-Konzepts in der *First-Pass*-Herzperfusionbildgebung erfolgte grundsätzlich analog zu der in Kap. 6.3 vorgestellten Evaluation des CAIPI-Konzepts. Die rekonstruierten Bilder wurden visuell und anhand einer RMSE-Analyse mit der vollständigen Referenz verglichen. Ebenso wurden die für die unterschiedlichen Akquisitionsschemata rekonstruierten Intensitäts-Zeit-Kurven visuell sowie anhand einer Signalanstiegsanalyse evaluiert. Für die Analysen wurden dieselben Regionen, Sektoren und dasselbe Signifikanzniveau ($p = 0,05$) wie in Kap. 6.3 herangezogen. Für sämtliche GRAPPA-Rekonstruktionen wurde wiederum die Rauschverstärkung analog zu [72] quantifiziert. Alle *Compressed-Sensing*-Rekonstruktionen wurden ferner mit den in Kap. 7.2.3 vorgestellten Verfahren auf systematische und statistische Amplitudenvariationen sowie Veränderungen der räumlichen und zeitlichen Auflösung untersucht. Bei den Monte-Carlo-Simulationen zur Analyse der systematischen und statistischen Abweichungen der Signalamplitude wurden jeweils 200 Pseudomessungen simuliert. Das synthetisierte Rauschen wurde mittels einer Cholesky-Zerlegung des zusätzlich gemessenen Rauschdatensatzes korrekt zwischen den einzelnen Spulenelementen korreliert und skaliert. Zur Bestimmung des IQR wurde jeweils der Realteil der Rekonstruktionen der Pseudomessungen herangezogen. Die Amplitude der zur Ermittlung der PSF-Verbreiterung eingebrachten Störung wurde grundsätzlich relativ zur Signalamplitude im zu untersuchenden Voxel gewählt und auf 0,10 % der Signalamplitude festgelegt.

7.3.3 Evaluation einer ausschließlich mit Compressed Sensing beschleunigten Einzelschichtakquisition

Um die Auswirkungen der *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion auf die Bildqualität genauer zu untersuchen sowie das CS-CAIPI-Konzept mit einer ausschließlich auf *Compressed Sensing* basierenden Beschleunigung (keine simultane Multischichtanregung) zu vergleichen, wurden zusätzliche Simulationen an einem Einzelschicht-Herzperfusionsdatensatz durchgeführt. Der Datensatz wurde aus der vollständigen Referenz (vgl. Abb. 6.3 b) durch Separieren der beiden Schichten gewonnen. Von den vollständig rekonstruierten Bildern jeder Messung der Perfusionsserie wurde die rechte Hälfte des Bildes und damit die rechte Schicht entfernt. Der verbleibende Datensatz (FOV: $320 \times 360 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×180) mit der linken Schicht diente als Referenz für die Simulationen. Um die Vergleichbarkeit zum CS-CAIPI-Konzept zu gewährleisten, wurden diese mit einem Beschleunigungsfaktor von

$R = 5$ und stufenförmiger Abtastdichte durchgeführt. Für jedes Abtastmuster wurden 36 aus 180 k-Raum-Zeilen zufällig und mit gleicher Wahrscheinlichkeit ausgewählt, die zentralen 7 k-Raum-Zeilen aber in jedes Abtastmuster integriert. Das beste Abtastschema sowie die besten Rekonstruktionsparameter wurden wie in Kap. 7.3.1 beschrieben ausgewählt. Zur Bildrekonstruktion kam der bereits beim CS-CAIPI-Konzept verwendete IST-Algorithmus zum Einsatz.

Die rekonstruierten Bilder und Intensitäts-Zeit-Kurven wurden visuell mit den Bildern und Kurven der Referenz verglichen. Ferner wurden eine RMSE-Analyse durchgeführt, die Verbreiterung der PSF in Zeit- und Phasenkodierichtung in ausgewählten Voxeln quantifiziert sowie die systematischen und statistischen Abweichungen der Signalamplitude berechnet. Die Bestimmung der Rekonstruktionsfehler erfolgte exakt wie zuvor (siehe Kap. 7.3.2).

7.3.4 In-vivo-Messungen mit dem CS-CAIPI-Konzept

Unter Berücksichtigung der Simulationsergebnisse wurde die Anwendbarkeit des Beschleunigungskonzepts anhand beschleunigter Perfusionsuntersuchungen überprüft. Fünf Probanden wurden mit den in den Simulationen verwendeten FOV- und Matrixparametern (FOV: $320 \times 360 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×180 , Δ_z : 8 mm, N_S : 2, gemessene N_y : 72, TI: 125 ms, TR: 2,8 ms, TE: 1,44 ms, T_{Acq} : 223 ms, Flipwinkel: 12° , $R_{CS-CAIPI}$: 5) untersucht. Je RR-Intervall wurden drei Doppelschicht-Experimente ausgeführt und die Herzperfusion in insgesamt sechs benachbarten Schichten mit einer zeitlichen Auflösung von $f = 1/RR$ gemessen. Wie zuvor wurde der Abstand der jeweils simultan angeregten Schichten maximiert (Δ_{MS} : 24 mm). Die vollständig rekonstruierten Bilder und Intensitäts-Zeit-Kurven wurden visuell begutachtet und, sofern möglich, mit den Ergebnissen der mit dem CAIPI-Konzept durchgeführten Messungen verglichen.

Alle in diesem Kapitel vorgestellten Simulationen und Bildrekonstruktionen wurden mit Matlab (The MathWorks, Natick, MA, USA) auf einem PC durchgeführt.

7.4 Ergebnisse

7.4.1 Evaluation von Sparsifizierungstransformationen, Abtastschemas und Rekonstruktionsparametern

Abbildung 7.5 a zeigt beispielhaft das Konvergenzverhalten der IST-Rekonstruktion im x-f-Raum für den mit stufenförmiger Abtastdichte unterabtasteten Datensatz. Man erkennt, dass die Rekonstruktion konvergiert, und dass ein minimaler RMSE existiert, der auch durch eine zunehmende Verkleinerung des Schwellenwerts nicht mehr signifikant verbessert werden kann.

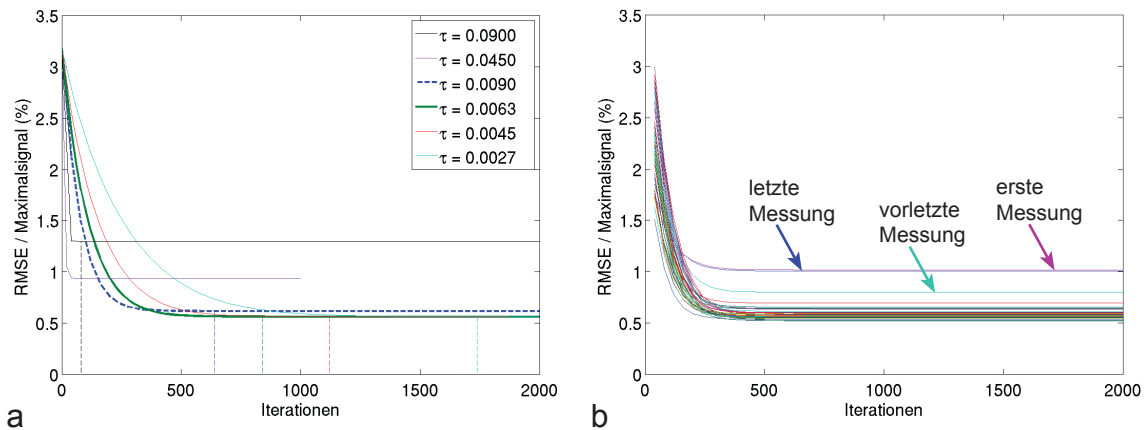


Abbildung 7.5: Konvergenzverhalten der Rekonstruktion im x - f -Raum. **a:** Konvergenzverhalten für verschiedene Schwellenwerte am Beispiel der 32. Messung der Perfusionsserie. Für jeden der angewandten Schwellenwerte ist die Anzahl der zur Konvergenz benötigten Iterationen mit einer senkrechten gestrichelten Linie markiert. **b:** Konvergenzverhalten für alle Messungen der Perfusionsserie für einen Schwellenwert von $\tau = 0,009$. Für die ersten und letzten Messungen ergibt sich ein signifikant erhöhter RMSE.

Abbildung 7.5 a und Tab. 7.1 zeigen außerdem, dass die Schwellenwerte $\tau = 0,0063\%$, $\tau = 0,0045\%$ und $\tau = 0,0027\%$ bei der Rekonstruktion im x - f -Raum zu einem nahezu identischen RMSE führen. Die Rekonstruktionen mit den kleineren Schwellenwerten benötigen allerdings signifikant mehr Iterationen und damit deutlich mehr Zeit für die Rekonstruktion. Um die zum Teil erhebliche Rekonstruktionszeit, vor allem auch im Hinblick auf die zum Teil sehr aufwändigen Evaluationen, zu beschränken, wurde bei den folgenden Simulationen, trotz eines leicht höheren RMSE, der Schwellenwert $\tau = 0,009\%$ angewandt und mindestens 640 Iterationen bei der Rekonstruktion durchgeführt. In der vollständigen Rekonstruktion (IST und GRAPPA) ist der Unterschied zur Rekonstruktion mit dem besten Schwellenwert vernachlässigbar klein (RMSE-Differenz: $< 0,005\%$ des Maximalsignals der Perfusionsserie). Die Konvergenz der Rekonstruktion für $\tau = 0,009$ ist in Abb. 7.5 b nochmals für alle Messungen der Perfusionsserie dargestellt. Man erkennt ein ähnliches Konvergenzverhalten für alle Messungen und kleinere Unterschiede im RMSE. Allerdings erkennt man auch deutlich erhöhte RMSE-Werte für die ersten und letzten Messungen der Perfusionsserie.

Für die verschiedenen Sparsifizierungstransformationen und Abtastschemas sind die besten Rekonstruktionen in Abb. 7.6 miteinander verglichen. Neben der Referenz (Abb. 7.6 a) sind für alle untersuchten Abtastschemas und Sparsifizierungstransformationen die jeweiligen Rekonstruktionen (jeweils links) sowie deren Differenz zur Referenz (jeweils rechts) dargestellt (Abb. 7.6 b–e). Mit angegeben sind jeweils der angewandte Schwellenwert τ in % des Maximalsignals, die Anzahl der angewandten Iterationen N_I sowie der RMSE in % des Maximalsignals. Anhand der Bilder und der RMSE-Werte

τ in %	N_I	RMSE in %	Rekonstruktionsdauer in s
0,0090	640	0,62	10880
0,0063	840	0,56	14280
0,0045	1120	0,56	19040
0,0027	1740	0,56	29580

Tabelle 7.1: Anzahl der bis zur Konvergenz der IST-Rekonstruktion mindestens benötigten Iterationen N_I , RMSE in % vom Maximalsignal der Referenz und Gesamtdauer der Rekonstruktion in Abhängigkeit vom angewandten Schwellenwert τ für die x-f-Rekonstruktion des mit stufenförmiger Abtastdichte unterabgetasteten Datensatzes. Alle Werte wurden anhand der 32. Messung der Serie ermittelt. Die Rekonstruktionsdauer gilt für einen handelsüblichen PC mit 4-Kern-Prozessor (Intel Core i5-680, 3,6GHz) und 16GB Arbeitsspeicher.

ist zu erkennen, dass die Rekonstruktion im x_D -Raum (Abb. 7.6 b–c) unabhängig von der Wahl des Abtastschemas grundsätzlich schlechtere Ergebnisse liefert als die Rekonstruktion im x-f-Raum (Abb. 7.6 d–e). Gleichzeitig benötigt die x_D -Rekonstruktion wesentlich mehr Iterationen zur Konvergenz. In den Differenzbildern (Abb. 7.6 b–c, jeweils rechts) sind zum Teil auch residuale Rekonstruktionsartefakte zu sehen (Pfeile), die bei der Verwendung des Abtastmusters mit Hamming-Dichteverteilung (Abb. 7.6 b) stärker ausgeprägt sind. Das Abtastschema hat im Vergleich zur Sparsifizierungstransformation einen geringeren Einfluss auf das Rekonstruktionsergebnis. So unterscheidet sich auch der RMSE zwischen den beiden Abtastschemas nur gering. Das Verwenden einer adaptiven Spulenkombination (Abb. 7.6 f) führt entgegen der Erwartungen [23, 133] nicht zu einer Verbesserung des Rekonstruktionsergebnisses. Vielmehr ergeben sich zum Teil sehr große Abweichungen zur Referenz.

Gemäß den Ergebnissen wurden im weiteren Verlauf sämtliche Rekonstruktionen spulenweise im x-f-Raum durchgeführt. Außerdem wurden ausschließlich Abtastmuster mit stufenförmiger Abtastdichte verwendet. Dabei war auch ausschlaggebend, dass mit einem Abtastmuster dieser Art der äußere k-Raum-Bereich dichter abgetastet wird als bei einem Abtastmuster mit variabler Abtastdichte und die Rekonstruktion damit stabiler gegenüber möglichen Auflösungsverlusten ist [130].

7.4.2 Evaluation des CS-CAIPI-Konzepts

Die Ergebnisse der Simulationen zur Anwendbarkeit des CS-CAIPI-Konzepts in der *First-Pass*-Herzperfusionenbildung sind in Abb. 7.7 zusammen mit den jeweiligen Referenzbildern dargestellt. Es ist sowohl das Akquisitionsschema mit voller zeitlicher Auflösung ($f = 1/RR$, Abb. 7.7 c–g), als auch das mit halber zeitlicher Auflösung berücksichtigt ($f = 1/2RR$, Abb. 7.7 h–l). Die einfachen Fourierrekonstruktionen der inkohärent unterabgetasteten Da-

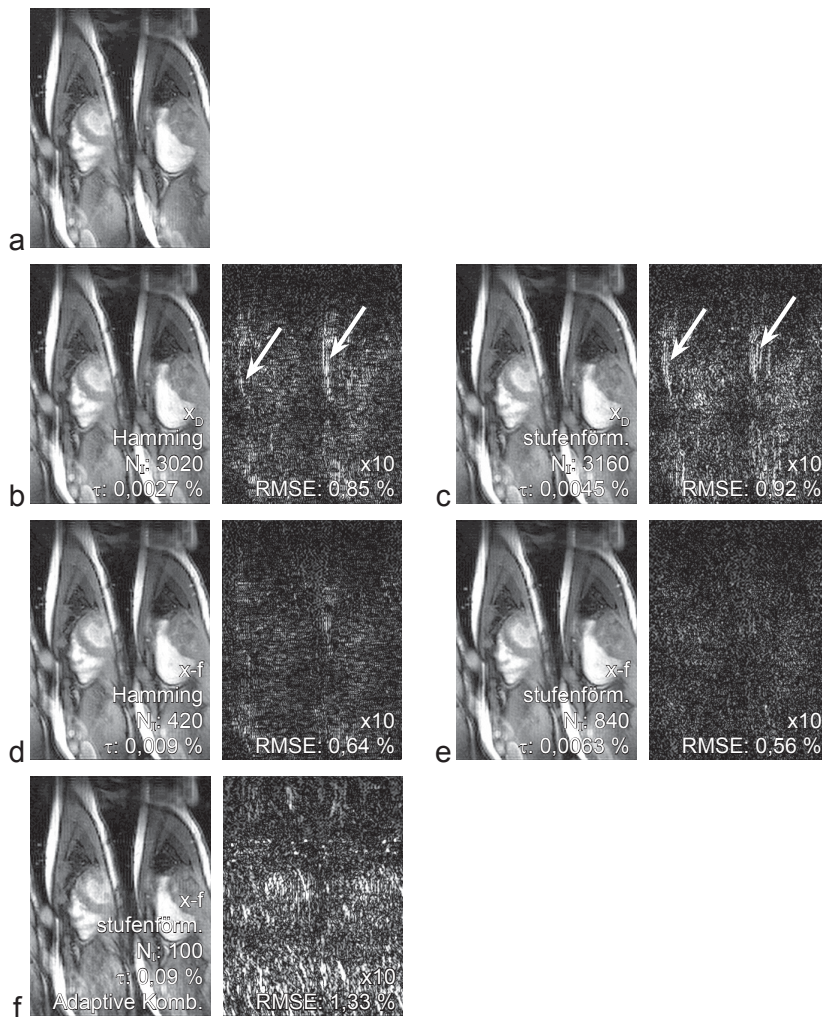


Abbildung 7.6: Rekonstruktionsergebnisse für die unterschiedlichen Sparsifizierungstransformationen und Abtastchemata. Gezeigt ist jeweils das rekonstruierte Bild sowie die 10-fach überhöhte Abweichung der Rekonstruktion von der Referenz, jeweils für die 32. Messung der Perfusionsserie. Die Anzahl der zur Rekonstruktion verwendeten Iterationen und der RMSE sind mit angegeben. **a:** Einfache Fourierrekonstruktion der MS-CAIPIRINHA-Akquisition. Sie dient als Referenz. **b:** Rekonstruktion im x_D -Raum, Hamming-Abtastdichte. Die Pfeile weisen auf residuale Rekonstruktionsartefakte hin. **c:** Rekonstruktion im x_D -Raum, stufenförmige Abtastdichte. Die Pfeile weisen auf residuale Rekonstruktionsartefakte hin. **d:** Rekonstruktion im x - f -Raum, Hamming-Abtastdichte. **e:** Rekonstruktion im x - f -Raum, stufenförmige Abtastdichte. **f:** Rekonstruktion mit adaptiver Spulenkombination im x - f -Raum, stufenförmige Abtastdichte.

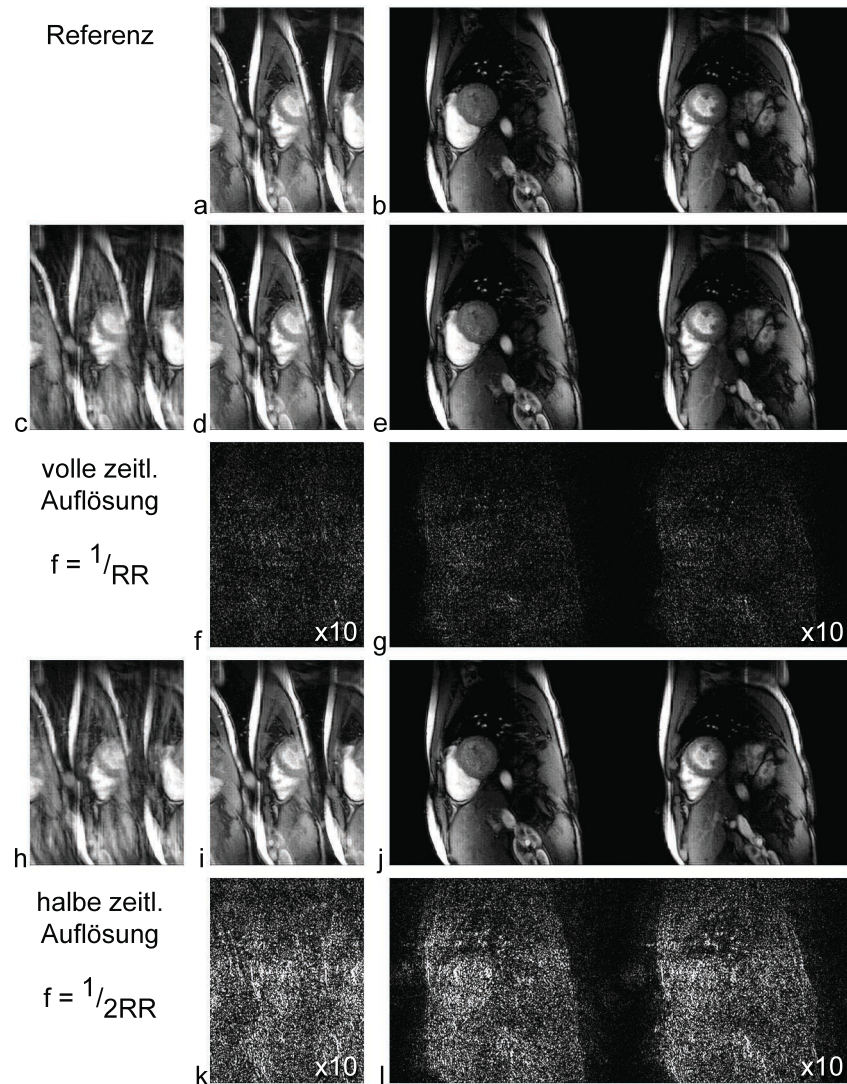


Abbildung 7.7: Ergebnisse der Simulation einer CS-CAIPI-Akquisition mit $R_{\text{CAIPI}} = 3$ und $R_{+}^{\text{CS}} = 1,667$. Neben den Referenzbildern (**a**, **b**) sind die Ergebnisse der Simulation mit voller zeitlicher Auflösung (**c–g**) und die der Simulation mit halber zeitlicher Auflösung (**h–l**) dargestellt. In allen Fällen ist Messung 32 der Perfusionsserie gezeigt. **a**: Einfache Fourierrekonstruktion der MS-CAIPINHA-Akquisition. Sie dient als Referenz für die IST-Rekonstruktionen (vgl. Abb. 6.3 a). **b**: Vollständige Referenz (vgl. Abb. 6.3 b). **c**, **h**: Einfache Fourierrekonstruktion der simulierten CS-CAIPI-Messungen. Die inkohärenten Unterabtastungsartefakte sind klar erkennbar. **d**, **i**: IST-Rekonstruktion der simulierten Messungen. **e**, **j**: Vollständige Rekonstruktion (IST und GRAPPA) der simulierten Messungen. **f**, **k**: Differenz der IST-Rekonstruktionen zur Referenz (**a**). Für eine bessere Sichtbarkeit sind die Differenzen jeweils 10-fach überhört dargestellt. **g**, **l**: Differenz der vollständigen Rekonstruktionen zur Referenz (**b**), 10-fach überhört dargestellt.

tensätze (Abb. 7.7 c, h) repräsentieren jeweils die nullte Iteration der IST-Rekonstruktionen. Die Ergebnisse der IST- (Abb. 7.7 d, i) und GRAPPA-Rekonstruktionen (Abb. 7.7 e, j) zeigen im Allgemeinen eine gute Übereinstimmung mit der jeweiligen Referenz (Abb. 7.7 a, b) und dem mit dem CAIPI-Konzept erzielten Ergebnis (vgl. Abb. 6.4 b). Für das Akquisitionsschema mit voller zeitlicher Auflösung liegen die Abweichungen von der Referenz (Abb. 7.7 f, g) in derselben Größenordnung wie beim CAIPI-Konzept (vgl. Abb. 6.4 c). Bei halber zeitlicher Auflösung sind die Abweichungen dagegen wesentlich größer (Abb. 7.7 k, l). Die Genauigkeit der *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion ist damit von der zeitlichen Auflösung abhängig.

Abbildung 7.8 a zeigt den RMSE im Bereich des Herzens für beide Akquisitionsschemata und jede Messung der Perfusionsserie im Vergleich zu dem mit dem CAIPI-Konzept erzielten Ergebnis (vgl. Kap. 6.4). Man erkennt, dass der RMSE für die Simulation mit voller zeitlicher Auflösung ($f = 1/RR$) wesentlich geringer ist als für die Simulation mit halber zeitlicher Auflösung ($f = 1/2RR$). Jedoch ist der RMSE für beide Akquisitionsschemata erheblich größer als beim CAIPI-Konzept. Gegenüber letzterem erkennt man ferner eine ausgeprägte Abhängigkeit des RMSE von der einzelnen Messung und der Körperregion. Insbesondere die ersten und letzten Messungen sind von deutlichen Rekonstruktionsfehlern betroffen. Auch korreliert der RMSE auffallend stark mit dem Signalverlauf in den Ventrikeln. Bei abrupten Signalveränderungen, wie der Ankunft des Kontrastmittels im rechten Ventrikel (Pfeil), steigt der RMSE sprunghaft an. Außerhalb des Herzens, dem dynamischen Bildbereich, ist der RMSE deutlich geringer. Im gesamten FOV ist er bei voller zeitlicher Auflösung grundsätzlich kleiner als 0,5% und damit auch geringer als beim CAIPI-Konzept. Dies gilt jedoch nicht für die ersten und letzten Messungen der Perfusionsserie. Hier zeigen sich grundsätzlich hohe Abweichungen (vgl. auch Abb. 7.5).

In Abb. 7.8 b ist das CS-CAIPI-Konzept mit der Referenz und dem CAIPI-Konzept (vgl. Kap. 6.4) anhand einer repräsentativen Intensitäts-Zeit-Kurve aus einem Voxel im linken Ventrikel verglichen. Das Kontrastverhalten wird unabhängig von der zeitlichen Auflösung sehr gut wiedergegeben. Visuell sind kaum Unterschiede zwischen den einzelnen Kurven erkennbar. In den sechs Sektoren des Myokards (Abb. 7.9) sind hingegen deutliche Differenzen zwischen CS-CAIPI-Konzept und der Referenz bzw. dem CAIPI-Konzept erkennbar. Vor allem zu Beginn und am Ende des Kontrastmittelanstiegs im Myokard weichen die mit dem CS-CAIPI-Konzept erzielten Kurven zum Teil erheblich von der Referenz bzw. den mit der CAIPI-Simulation errechneten Kurven ab. Manche der Kurven sind signifikant geglättet. Diesen Eindruck bestätigt die sektorbasierte Signalanstiegsanalyse, deren Ergebnisse in Tab. 7.2 zu finden sind. Die ermittelten Steigungen sind für beide CS-CAIPI-Akquisitionsschemata geringer als erwartet. Die Abweichungen zur Referenz sind für die Simulation mit halber zeitlicher Auflösung größer als für die Si-

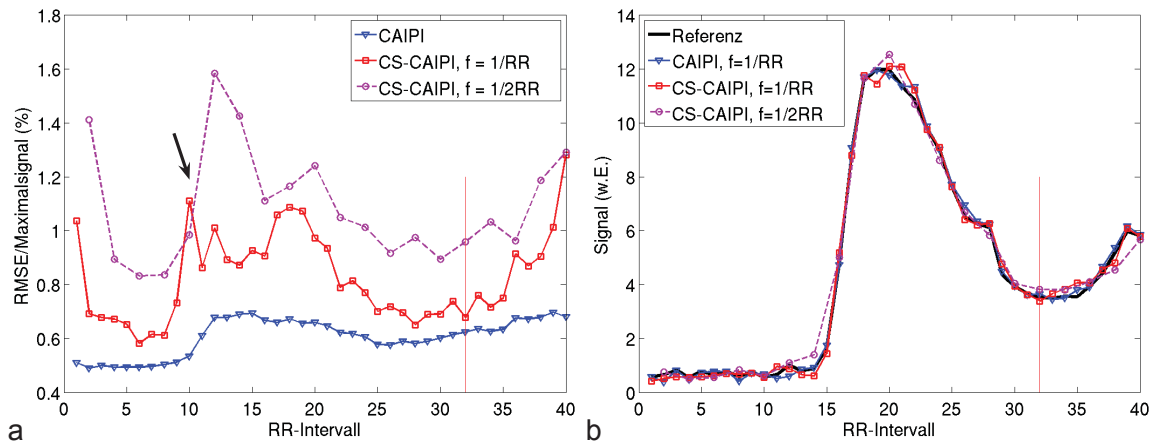


Abbildung 7.8: RMSE und Intensitäts-Zeit-Kurven für die in Abb. 7.7 gezeigten CS-CAIPI-Simulationen mit voller ($f = 1/RR$) und halber ($f = 1/2RR$) zeitlicher Auflösung ($R_{CAIPI} = 3$, $R_+^{CS} = 1,667$). **a:** RMSE im Bereich des Herzens, zeitaufgelöst für alle Messungen der Perfusionsserie. Zum Vergleich ist auch der RMSE der Simulation mit dem CAIPI-Konzept (vgl. Kap. 6.4) dargestellt. Die Werte sind relativ zum maximalen Signal der gesamten Perfusionsserie in % angegeben. Der Zeitpunkt des kontrastmittelbedingten Signalanstiegs im rechten Ventrikel ist mit einem Pfeil markiert. **b:** Intensitäts-Zeit-Kurven aus einem einzelnen Voxel im linken Ventrikel. Die korrespondierenden Kurven für Referenz und CAIPI-Konzept ($f = 1/RR$) sind ebenfalls gezeigt. Die in Abb. 7.7 gezeigte Messung ist jeweils mit einer roten Linie markiert.

mulation mit voller zeitlicher Auflösung und mit $p < 0,001$ ($f = 1/2RR$) bzw. $p < 0,002$ ($f = 1/RR$) jeweils signifikant. Ebenfalls signifikant mit $p < 0,004$ ($f = 1/RR$) und $p < 0,001$ ($f = 1/2RR$) sind die Unterschiede zu den korrespondierenden mit dem CAIPI-Konzept ermittelten Steigungen. Die Abweichungen zwischen den beiden Akquisitionsschemata sind mit $p = 0,072$ nicht signifikant.

Abbildung 7.10 zeigt die Ergebnisse der detaillierten Fehleranalyse für die IST-Rekonstruktion. Gezeigt sind die systematischen und statistischen Abweichungen der Signalamplitude sowie Veränderungen der zeitlichen und

	Schicht 1	Schicht 2	Schicht 3	Schicht 4
<i>Referenz</i>				
mittl. Steigung (w.E./s)	191 ± 30	221 ± 45	220 ± 28	199 ± 39
<i>Simulation, f = 1/RR</i>				
mittl. Steigung(w.E./s)	174 ± 36	198 ± 62	207 ± 28	178 ± 48
mittl. rel. Abweichung (%)	-9,4	-11,4	-6,1	-11,2
<i>Simulation, f = 1/2RR</i>				
mittl. Steigung (w.E./s)	160 ± 43	172 ± 74	208 ± 37	161 ± 37
mittl. rel. Abweichung (%)	-17,4	-25,0	-5,9	-19,9

Tabelle 7.2: Ergebnisse der sektorbasierten Signalanstiegsanalyse. Gezeigt sind jeweils die Mittelwerte der in den sechs Sektoren jeder Schicht ermittelten Steigungen und relativen Abweichungen.

räumlichen Auflösung anhand repräsentativer Beispiele. Besonders die ersten und letzten Messungen der Perfusionsserie (Abb. 7.10 a) sind mit erheblichen systematischen Rekonstruktionsfehlern behaftet. Die Abweichungen sind die Ursache der in den rekonstruierten Bildern beobachteten Artefakte (weiße Pfeile). Starke Abweichungen zeigen auch diejenigen Messungen, die zum Zeitpunkt großer kontrastmittelbedingter Signalschwankungen akquiriert wurden (Abb. 7.10 b). Die Fehler sind hierbei im Wesentlichen in den von den Signalschwankungen betroffenen Voxeln konzentriert (schwarze Pfeile). Sie bedingen den in den Abbildungen 7.5 b und 7.8 a sichtbaren signifikanten RMSE-Anstieg. In den anderen Messungen der Serie (Abb. 7.10 c) sind die beobachteten systematischen Abweichungen der Signalamplitude gering. Allerdings ist das Ausmaß der systematischen Fehler auch von der zeitlichen Auflösung abhängig. So weist die Rekonstruktion mit halber zeitlicher Auflösung (Abb. 7.10 d) grundsätzlich größere systematische Abweichungen auf, als die Rekonstruktion mit voller zeitlicher Auflösung (Abb. 7.10 c). Auch dies schlägt sich im RMSE (Abb. 7.8 a) nieder. Die statistischen Abweichungen zeigen im Gegensatz zu den systematischen Fehlern keine signifikante Abhängigkeit von der Messung der Perfusionsserie (Abb. 7.10 a, b und c). Sie sind allerdings auch für die Simulation mit halber zeitlicher Auflösung etwas größer als für die Simulation mit voller zeitlicher Auflösung (Abb. 7.10 c und d).

Das Ausmaß der PSF-Verbreiterung in Phasenkodier- und Zeitrichtung ist ebenfalls inhomogen über das FOV verteilt. Sie erscheint in Voxeln mit höherem Signal, z. B. in den beiden Ventrikeln, eher vernachlässigbar. In Regionen mit weniger SNR zeigt sich dagegen eine zum Teil deutliche Verbreiterung der PSF. So ist auch das Myokard von räumlichen und zeitlichen Auflösungsverlusten betroffen. Starke Verbreiterungen der PSF zeigen sich auch in Zeitrichtung für die Rekonstruktion mit halber zeitlicher Auflösung (Abb. 7.10 d), was wiederum die in Tab. 7.2 gezeigten Ergebnisse bestätigt. Bei der PSF-Verbreiterung in Phasenkodierichtung fallen zum Teil recht große Unterschiede zwischen den einzelnen Messungen der Perfusionsserie (Abb. 7.10 b und c) auf. Die Verbreiterung in Zeitrichtung ist währenddessen ähnlich für alle Messungen. Dies zeigt auch Abb. 7.11. Hier sind die rekonstruktionsbedingten räumlichen und zeitlichen Unschärfen im zeitlichen Verlauf für einzelne Voxel aufgetragen. Während sich die zeitlichen Auflösungsverluste Δw_t (Abb. 7.11 b) lediglich wenig und unkorreliert von Messung zu Messung verändern, zeigen die räumlichen Auflösungsverluste Δw_y (Abb. 7.11 a) größere Schwankungen und eine klare Abhängigkeit von der Messung. Auffällig ist dabei, dass sich die räumliche Auflösung in allen untersuchten Voxeln ähnlich verhält. Für drei ausgewählte Messungen sind in Abb. 7.11 außerdem die Punktantwort des Abtastmusters im Bildraum in Phasenkodierichtung (Abb. 7.11 c) sowie das bei der Unterabtastung der jeweiligen Messung angewandte Abtastmuster gezeigt (Abb. 7.11 d). Die höheren Auflösungsverluste in Phasenkodierichtung sind mit einer Verbreiterung der Punktantwort des Abtastmusters im Bildraum und

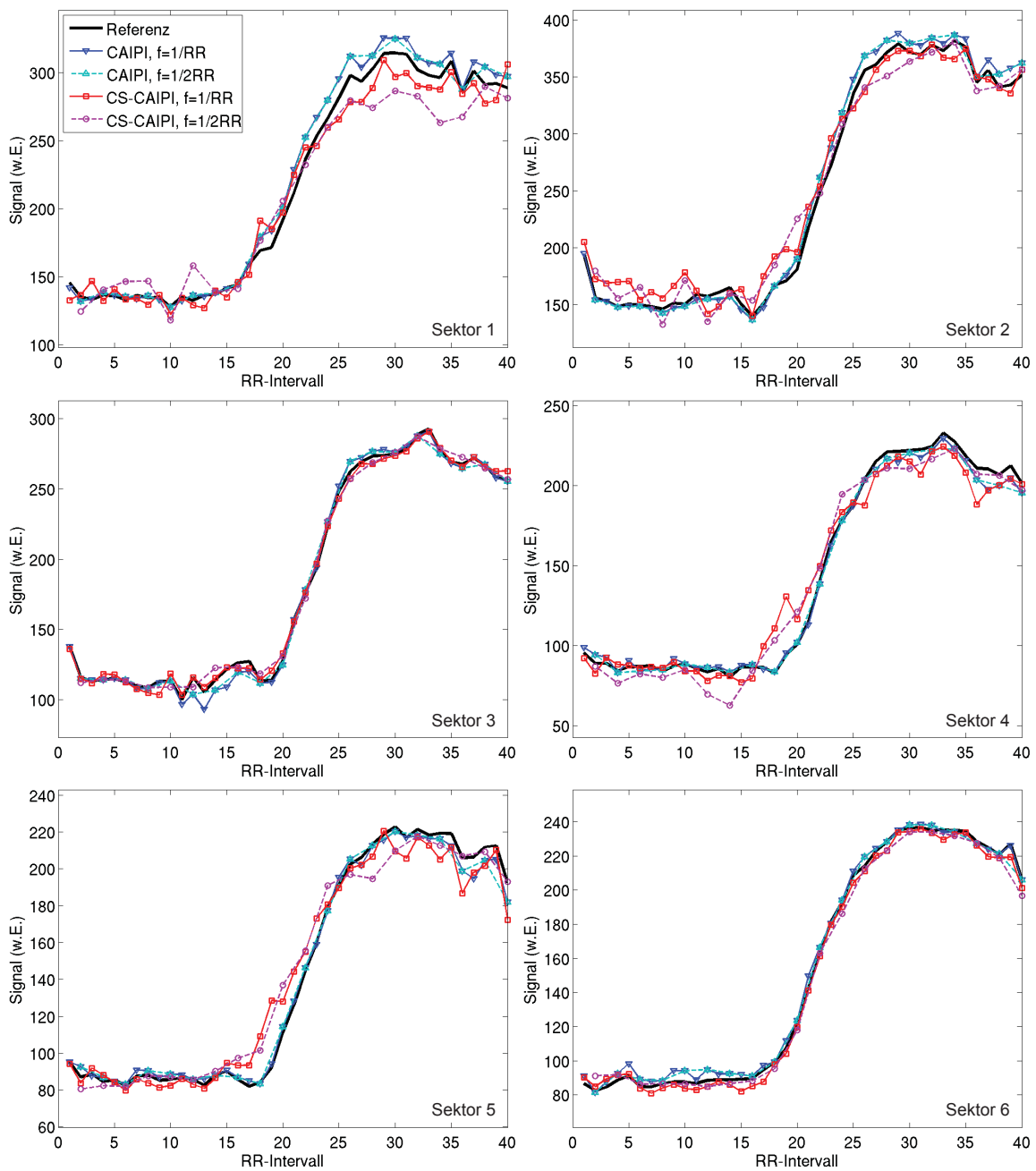


Abbildung 7.9: Intensitäts-Zeit-Kurven aus den sechs Sektoren im Myokard (linke Schicht in Abb. 7.7) für die CS-CAIPI-Simulationen mit voller ($f = 1/RR$) und halber ($f = 1/2RR$) zeitlicher Auflösung ($R_{CAIPI} = 3$, $R_+^{CS} = 1,667$). Zum Vergleich sind auch die Kurven von Referenz und CAIPI-Konzept (vgl. Kap. 6.4) gezeigt. Beim CS-CAIPI-Konzept wird die Steigung des Kontrastmittelanstiegs teilweise erheblich unterschätzt.

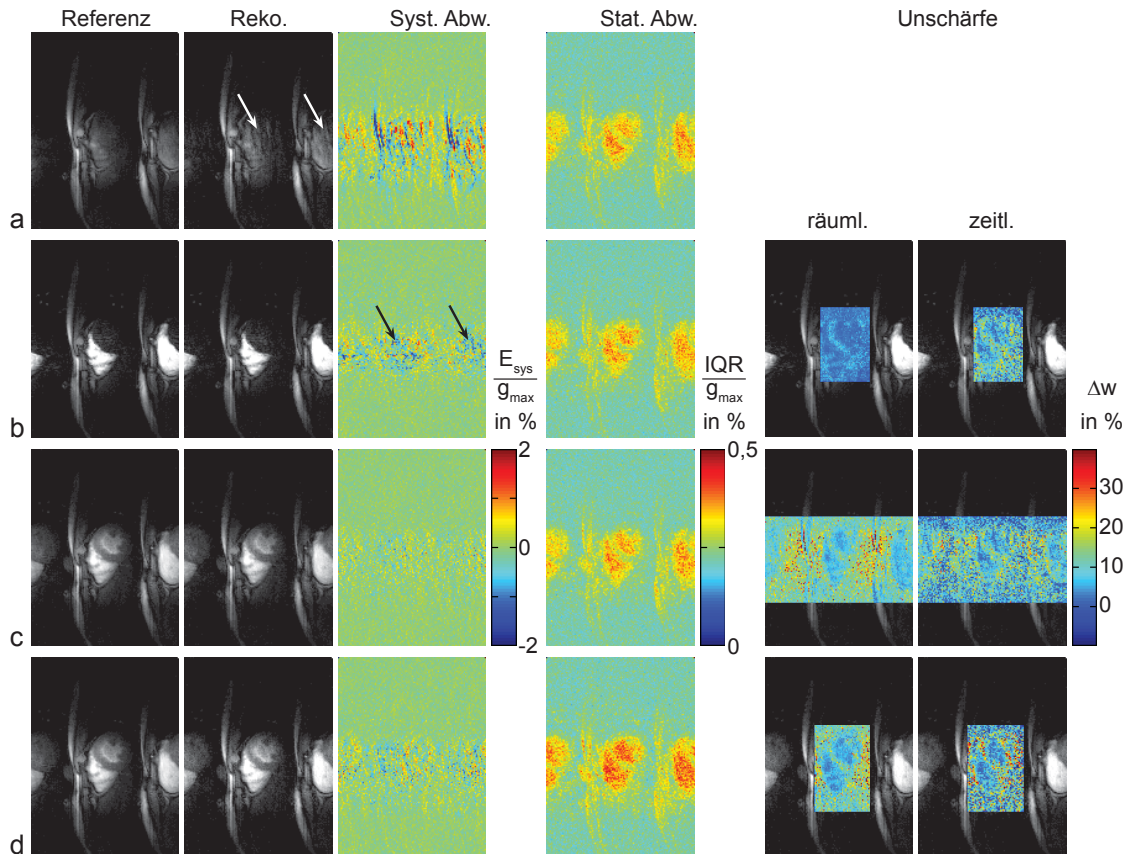


Abbildung 7.10: Analyse systematischer und statistischer Fehler der IST-Rekonstruktion für eine repräsentative Spule, die verschiedenen zeitlichen Auflösungen und verschiedene Messungen der Perfusionsserie. Für alle Beispiele sind die Referenz (**1. Spalte**), die IST-Rekonstruktion (**2. Spalte**), die systematischen Abweichungen der Signalamplitude E_{sys} (**3. Spalte**) sowie der Interquartilabstand IQR (**4. Spalte**) gezeigt. Letztere sind jeweils auf das Maximalsignal der Perfusionsserie normiert. In repräsentativen Ausschnitten des Bildes sind außerdem die durch die Rekonstruktion entstandenen räumlichen und zeitlichen Unschärfen dargestellt. Angegeben ist dabei die Verbreiterung der PSF (Δw) gegenüber der ursprünglichen nominalen Pixelausdehnung (vgl. Kap. 1.6) in Phasenkodierrichtung (**5. Spalte**) und entlang der Zeitachse (**6. Spalte**) in %. **a:** Rekonstruktion der ersten Messung für die Simulation mit $f = 1/\text{RR}$. Aufgrund der hohen systematischen Abweichungen E_{sys} entstehen deutlich sichtbare Artefakte (Pfeile). **b:** Rekonstruktion der zum Zeitpunkt des kontrastmittelbedingten Signalanstiegs im rechten Ventrikel durchgeführten Messung (12. Messung) für die Simulation mit $f = 1/\text{RR}$. Man erkennt eine systematische Unterschätzung der Signalwerte im Bereich des rechten Ventrikels. **c:** Rekonstruktion der 32. Messung für die Simulation mit $f = 1/\text{RR}$. **d:** Rekonstruktion derselben Messung wie in (b) für die Simulation mit $f = 1/2\text{RR}$.

einer geringeren Abtastdichte im äußeren k-Raum-Bereich korreliert. Bereits das Auslassen weniger äußerer k-Raum-Zeilen (Pfeil) führt zu signifikanten Verbreiterungen der PSF.

Bei genauerer Betrachtung der räumlichen Verteilung der Auflösungsverluste in Abb. 7.10 erkennt man eine ausgeprägte inverse Korrelation zwischen der PSF-Verbreiterung und den statistischen Abweichungen der Signalamplitude. Die Korrelation ist in Abb. 7.12 für alle Voxel innerhalb der Herzregion nochmals genauer untersucht. Sowohl bei der Simulation mit voller als auch mit halber zeitlicher Auflösung ist die PSF an Orten mit kleineren statistischen Fluktuationen stärker verbreitert als an Positionen mit höheren statistischen Fluktuationen.

7.4.3 Evaluation einer ausschließlich mit Compressed Sensing beschleunigten Einzelschichtakquisition

Die Ergebnisse der Simulationen und Evaluationen zur vollständig mit *Compressed Sensing* beschleunigten Einzelschichtmessung sind in den Abbildungen 7.13 und 7.14 dargestellt. Gezeigt ist die Referenz (Abb. 7.13 a), die Rekonstruktion des retrospektiv unterabgetasteten Datensatzes (Abb. 7.13 b) sowie deren Differenz zur Referenz (Abb. 7.13 c) für die 32. Messung der Perfusionsserie. Bei der Rekonstruktion waren $\tau = 0,009\%$ und $N_I = 1000$. Wie bei den Simulationen zum CS-CAIPI-Konzept sind die visuell zu beobachtenden Unterschiede zwischen Rekonstruktion und Referenz gering. Allerdings können im Differenzbild deutlich größere Abweichungen als beim CS-CAIPI-Konzept wahrgenommen werden. Auch der RMSE (Abb. 7.14 a) ist im Vergleich zum CS-CAIPI-Konzept, wesentlich größer (vgl. Abb. 7.8 a). Eine repräsentative Intensitäts-Zeit-Kurve aus dem linken Ventrikel ist zusammen mit der korrespondierenden Referenzkurve in Abb. 7.14 b gezeigt. Das Kontrastverhalten ist im Allgemeinen sehr gut approximiert. Jedoch sind zu Beginn sowie am Maximum des Signalanstiegs signifikante Abweichungen zwischen Rekonstruktion und Referenz (Pfeile) zu beobachten. Innerhalb des Myokards zeigen die Intensitäts-Zeit-Kurven deutlich größere Abweichungen. Eine repräsentative Kurve aus dem Septum ist in Abb. 7.14 c dargestellt. Der Signalanstieg ist zwar zu erkennen, die rekonstruierten Signalwerte liegen aber weit von den ursprünglichen Werten entfernt. Insgesamt verlaufen die rekonstruierten Kurven wesentlich sanfter als die Referenzkurve. Auffällig ist auch das starke Abweichen der Rekonstruktion am Ende der Messung. Die große Signaldifferenz zwischen letzter und erster Messung wurde durch das Unterdrücken von hohen Frequenzen im x-f-Raum minimiert. In Abb. 7.14 d sind die Verbreiterung der PSF in Zeit- (Δw_t) und Phasenkodierichtung (Δw_y) entlang der in Abb. 7.13 b eingezeichneten Linie abgebildet. Die PSF-Verbreiterung fällt in Zeitrichtung wesentlich stärker aus als in Phasenkodierichtung. Sie ist auch im Vergleich zum CS-CAIPI-Konzept deutlich erhöht. In Phasenko-

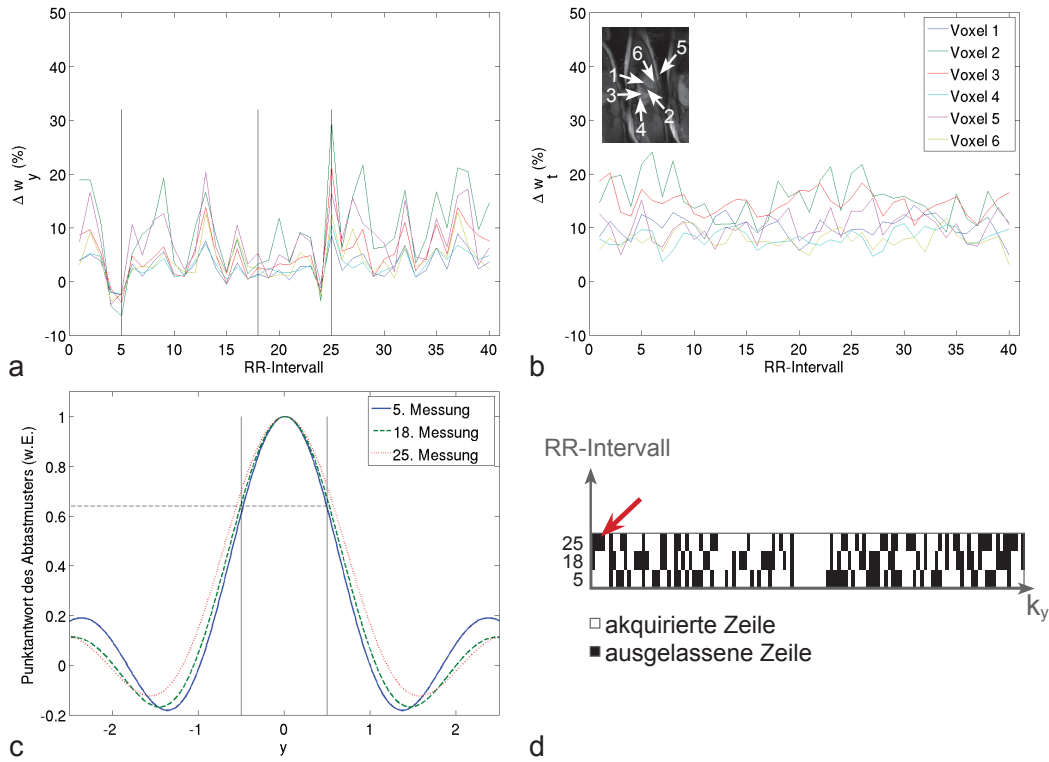


Abbildung 7.11: Räumliche und zeitliche Unschärfen in sechs repräsentativen Voxeln für die einzelnen Messungen der simulierten Perfusionsserie mit $f = 1/RR$. **a:** Rekonstruktionsbedingte Verbreiterung der PSF in Phasenkodierrichtung in % der ursprünglichen nominalen Pixelausdehnung. Die schwarzen, senkrechten Linien kennzeichnen die in (c) und (d) näher betrachteten Messungen. Die vereinzelt auftretenden Verschmälerungen der PSF sind auf Fehler bei der Abschätzung der Breite der ℓ PSF zurückzuführen. **b:** Rekonstruktionsbedingte Verbreiterung der PSF in Zeitrichtung. **c:** Punktantwort (normiert) der bei den Messungen 5, 18 und 25 zur Unterabtastung angewandten Abtastmuster im Bildraum in Phasenkodierrichtung. Die schwarzen senkrechten Linien kennzeichnen die ursprüngliche nominale Pixelausdehnung in Phasenkodierrichtung. **d:** Abtastmuster der Messungen 5, 18 und 25. Abgetastete k -Raum-Zeilen sind weiß, ausgelassene schwarz markiert. Eindimensionales Fouriertransformieren der Abtastmuster in Phasenkodierrichtung liefert die Punktantworten (c). Der Pfeil markiert die, für die Verbreiterung der Punktantwort verantwortlichen nicht-akquirierten k -Raum-Zeilen.

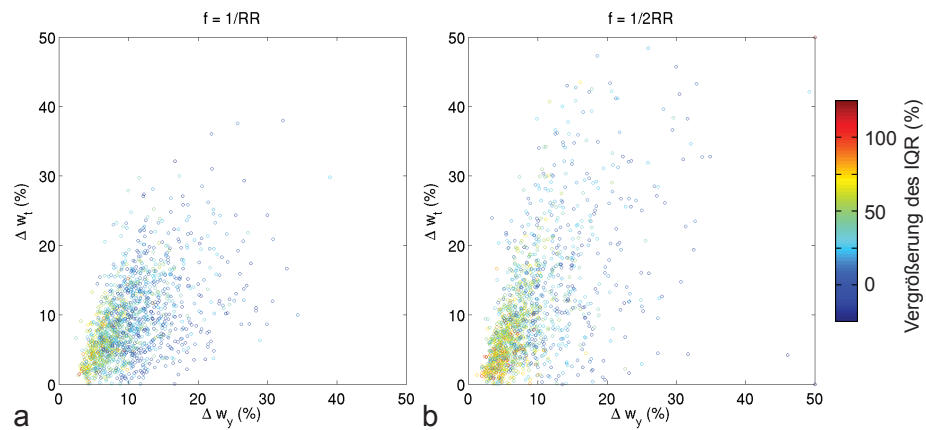


Abbildung 7.12: Inverse Korrelation zwischen den statistischen Fluktuationen der Signalamplitude und der PSF-Verbreiterung im Bereich des Herzens für die Simulation mit voller zeitlicher Auflösung (**a**) und halber zeitlicher Auflösung (**b**). Aufgetragen ist jeweils die rekonstruktionsbedingte Vergrößerung der statistischen Fluktuationen in % über die Verbreiterung der PSF in Phasenkodierichtung Δw_y und die Verbreiterung der PSF in Zeitrichtung Δw_t . Man erkennt, dass signifikante Vergrößerungen des IQR (gelb bis rot) nur in Voxeln mit geringer PSF-Verbreiterung auftreten. Deutlich sichtbar ist auch die stärkere Verbreiterung der PSF in Zeitrichtung für die Simulation mit halber zeitlicher Auflösung (b).

dierrichtung ist das Ausmaß der PSF-Verbreiterung dagegen ähnlich stark wie beim CS-CAIPI-Konzept.

In Abb. 7.15 sind für ausgewählte Messungen die systematischen und statistischen Abweichungen der Signalamplitude analysiert. Man erkennt signifikante systematische Fehler, welche die statistischen um etwa eine Größenordnung übertreffen. Die systematischen Abweichungen stimmen sehr genau mit der Amplitudendifferenz zwischen Rekonstruktion und Referenz überein. Wie beim CS-CAIPI-Konzept variieren die systematischen Fehler von Messung zu Messung, während die statistischen Fluktuationen keine signifikanten Veränderungen aufweisen. Anhand der Fehlerkarten erkennt man eine signifikante systematische Unterschätzung des Signals im rechten Ventrikel (RV) zum Zeitpunkt des Maximums der Kontrastmittelkonzentration im rechten Ventrikel (Messung 14, Abb. 7.15, links). Zum selben Zeitpunkt ist das Signal im linken Ventrikel (LV) deutlich überhöht. Ähnlich wird auch das Signal im linken Ventrikel unterschätzt, während dort die Kontrastmittelkonzentration maximal ist (Messung 19, Abb. 7.15, mittig). Gleichzeitig ist im rechten Ventrikel sowie im Myokard eine systematische Überhöhung des Signals zu sehen. Im Myokard sinkt die systematische Signalüberschätzung langsam mit zunehmender Kontrastmittelkonzentration (Messung 21, Abb. 7.15, rechts) und wird schließlich zu einer Signalunterschätzung (nicht gezeigt). Die signifikanten Über- bzw. Unterschätzungen erklären den in Abb. 7.14 b–c erkennbaren Verlauf der Intensitäts-Zeit-Kurven.

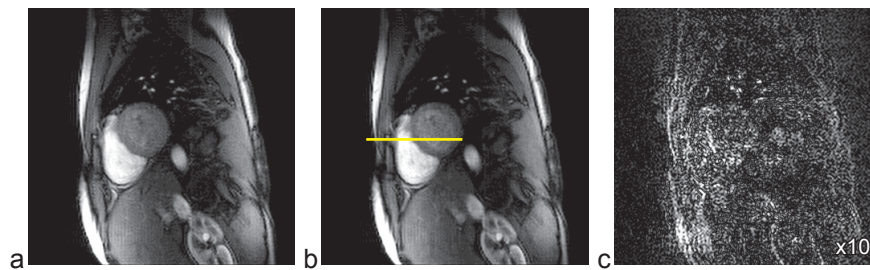


Abbildung 7.13: Rekonstruktionsergebnisse der Simulation mit $R = 5$ an einem Einzelschichtdatensatz. **a:** Referenz. **b:** IST-Rekonstruktion. Die Linie kennzeichnet die bei der Evaluation der PSF-Verbreiterung berücksichtigten Voxel. **c:** Differenz der Rekonstruktion zur Referenz, 10-fach überhöht dargestellt.

7.4.4 In-vivo-Messungen mit dem CS-CAIPI-Konzept

Abbildung 7.16 zeigt die Ergebnisse einer fünffach beschleunigten *In-vivo*-Herzperfusionsmessung mit dem CS-CAIPI-Konzept. Sechs Schichten wurden mit voller zeitlicher Auflösung und den FOV- und Matrixparametern der Simulation akquiriert. Die Bilder konnten ohne sichtbare Artefakte rekonstruiert werden (Abb. 7.16 a). Zum Vergleich wurde am selben Probanden eine äquivalente Messung mit dem CAIPI-Konzept durchgeführt (Abb. 7.16 b). Die Rekonstruktionsergebnisse beider Verfahren sind sehr ähnlich. Auch hinsichtlich des Bildkontrasts ist zwischen beiden Konzepten kein signifikanter Unterschied erkennbar. Erwartungsgemäß ist die Rauschverstärkung beim CAIPI-Konzept (Abb. 7.16 b) wesentlich größer als beim CS-CAIPI-Konzept (Abb. 7.16 a). Die stärkere Rauschverstärkung kann vereinzelt auch in den rekonstruierten Bildern beobachtet werden. Die Abbildungen 7.16 c und 7.16 d zeigen repräsentative Intensitäts-Zeit-Kurven aus verschiedenen Sektoren des Myokards für die mit den beiden Konzepten durchgeführten Perfusionsmessungen. In allen Kurven ist der kontrastmittelbedingte Signalanstieg deutlich sichtbar. Der Signalverlauf ist bei beiden Verfahren sehr ähnlich, wenngleich ein exakter Vergleich des Signalanstiegs aufgrund der unterschiedlichen Kontrastmittelkonzentrationen im Blut zu Beginn der Messung nicht möglich ist.

7.5 Diskussion der Ergebnisse

Mit der vorgestellten Kombination aus MS-CAIPIRINHA und *Compressed Sensing* konnten erfolgreich *First-Pass*-Herzperfusionsmessungen mit großer anatomischer Abdeckung und hoher räumlicher Auflösung durchgeführt werden. Wie das im vorherigen Kapitel vorgestellte CAIPI-Konzept erlaubt die Technik die Akquisition von sechs bis acht Schichten mit einer räumlichen Auflösung von $2,0 \times 2,0 \times 8,0 \text{ mm}^3$. Eine Verbesserung der Bildqualität wurde gegenüber dem CAIPI-Konzept allerdings nicht erreicht. Die hierfür verantwortlichen bei der Datenakquisition und nichtlinearen Bildrekonstruktion auf-

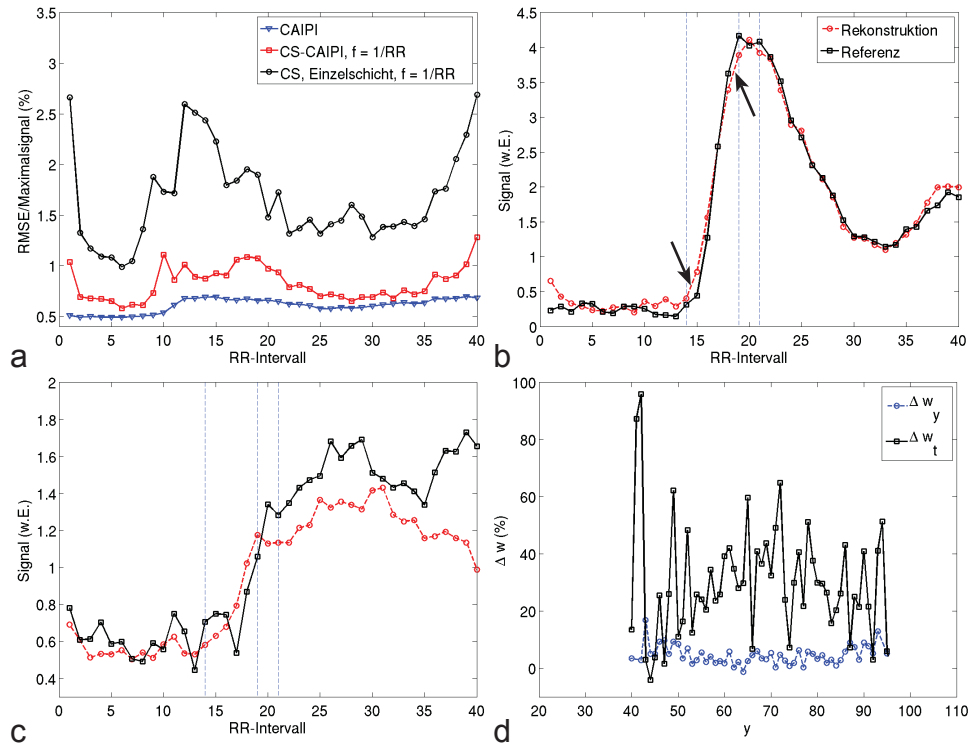


Abbildung 7.14: Evaluationsergebnisse der Simulation mit $R = 5$ an einem Einzelschichtdatensatz. **a:** Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung (RMSE) in der Region des Herzens, zeitaufgelöst für alle Messungen der Perfusionsserie (CS, Einzelschicht, $f = 1/RR$). Zum Vergleich sind auch der RMSE für das CAIPI-Konzept sowie das CS-CAIPI-Konzept gezeigt. Man erkennt einen signifikant höheren RMSE, mit ähnlichem Verhalten wie für das CS-CAIPI-Konzept. Die Werte sind relativ zum maximalen Signal der gesamten Perfusionsserie in % angegeben. Dieses ist identisch zum Maximalsignal aus Abb. 7.8. **b:** Rekonstruierte Intensitäts-Zeit-Kurve aus einem repräsentativen Voxel im linken Ventrikel im Vergleich zur Referenzkurve. Rekonstruktion und Referenz weichen signifikant voneinander ab (Pfeile). **c:** Rekonstruierte Intensitäts-Zeit-Kurve aus einem repräsentativen Voxel im Septum des Myokards im Vergleich zur Referenzkurve. Die rekonstruierte Kurve weicht signifikant von der Referenz ab. **d:** Verbreiterung der PSF in Zeit- (Δw_t) und Phasenkodierichtung (Δw_y) entlang der in Abb. 7.13 b eingezeichneten Linie, welche die Voxel mit der y-Koordinate 40 bis 95 markiert.

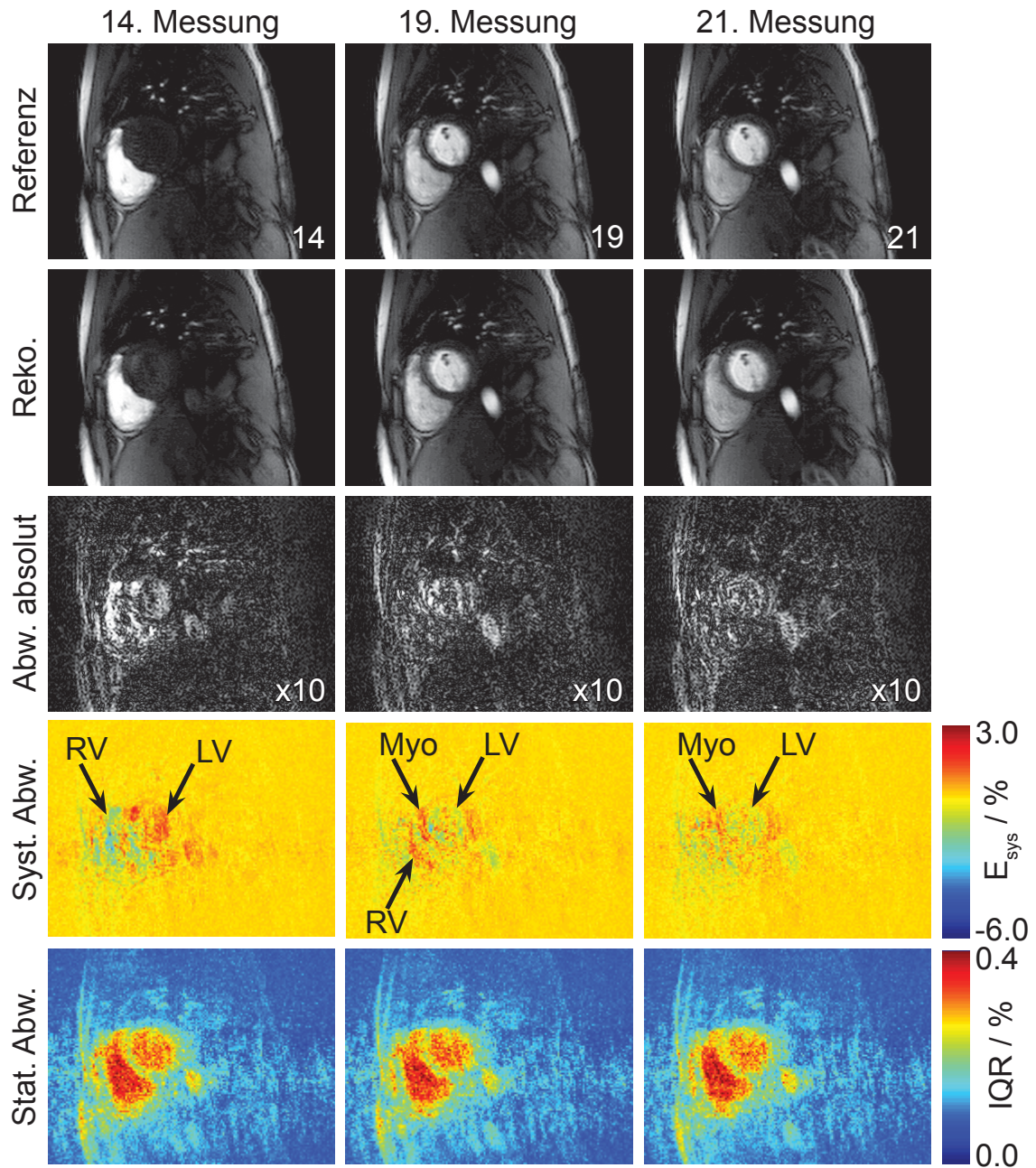


Abbildung 7.15: Systematische und statistische Abweichungen der Signalamplitude für die an einem Einzelschichtdatensatz durchgeführte Simulation mit $R = 5$. Gezeigt sind die Referenz (**1. Zeile**), die rekonstruierten Bilder (**2. Zeile**), die zehnfache Differenz der Rekonstruktion zur Referenz (**3. Zeile**), die systematischen Abweichungen (**4. Zeile**) sowie die statistischen Fluktuationen (**5. Zeile**) für drei ausgewählte Messungen der Perfusionsserie. Man erkennt signifikante systematische Fehler, die wesentlich größer sind als die statistischen und für die substanziellen Abweichungen der rekonstruierten Intensitäts-Zeit-Kurven von den Referenzkurven (vgl. Abb. 7.14) verantwortlich sind.

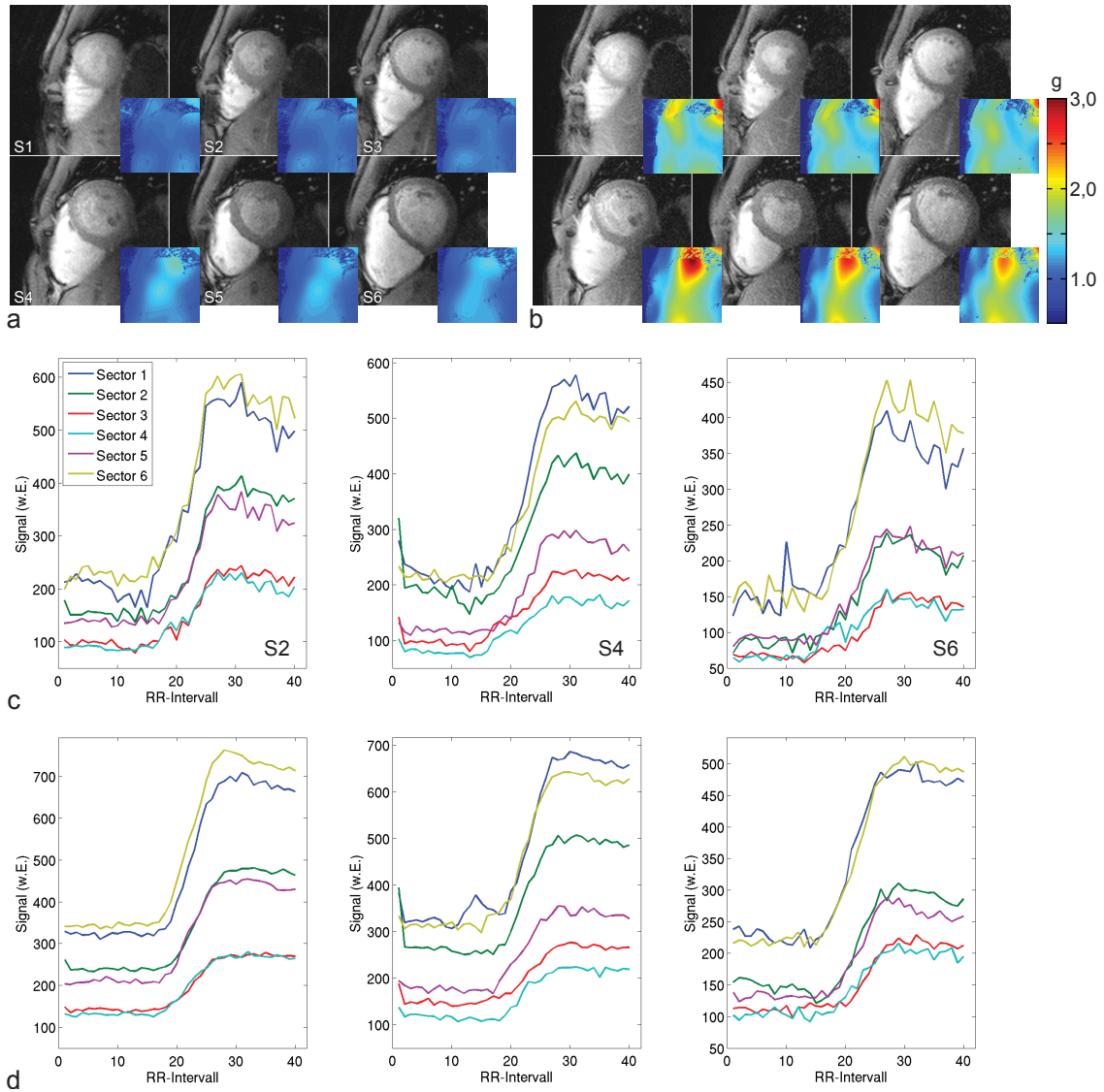


Abbildung 7.16: Ergebnisse einer Probandenmessung ($320 \times 360 \text{ mm}^2$, Matrix: 160×180 , $f: 1/\text{RR}$, $N_S: 2$, $R_{\text{CS-CAIPI}}: 5$, $R_{\text{CAIPI}}: 3$, $R_+^{\text{CS}}: 1,667$) mit dem CS-CAIPI-Konzept (**a, c**) im Vergleich zu einer direkt im Anschluss am selben Probanden durchgeführten äquivalenten Messung ($R_{\text{CAIPI}}: 5$, $R_+^{\text{pMRT}}: 2,5$) mit dem CAIPI-Konzept (**b, d**). Bei der Akquisition mit dem CS-CAIPI-Konzept wurden 72 Phasenkodierschritte mit stufenförmiger Abtastdichte akquiriert. Die IST-Rekonstruktion fand im x - f -Raum statt. **a, b:** Ausschnitte der rekonstruierten Bilder aller sechs Schichten mit den korrespondierenden g -Faktor-Karten (jeweils rechts unten). Beim CAIPI-Konzept ist die Rauschverstärkung wesentlich größer. Stellenweise ist das höhere Rauschen auch in den rekonstruierten Bildern zu beobachten. **c, d:** Intensitäts-Zeit-Kurven aus den sechs Sektoren des Myokards in den Schichten 2, 4 und 6. Zum besseren Vergleich sind die Kurven nicht korrigiert. Unterschiede zwischen den Sektoren sind durch die verschiedenen Abstände der Sektoren zur Empfangspule bedingt. Das allgemein höhere Signal und der etwas geringere Anstieg der Kurven beim CAIPI-Konzept sind auf das bereits vor der Messung im Körper vorhandene Kontrastmittel zurückzuführen.

tretenden Fehler konnten anhand der vorgestellten Evaluationstechniken analysiert werden.

In den Voruntersuchungen hat sich die Fouriertransformation in Zeitrichtung im Vergleich zur Bildung dynamischer Differenzen als günstigere Sparsifizierungstransformation erwiesen. Zum einen liegt dies an der inkohärenteren Streuung der Unterabtastungsartefakte im x - f -Raum. Während die Fouriertransformation in Zeitrichtung zu einer Verteilung der Unterabtastungsartefakte entlang zweier Dimensionen führt, werden die Artefakte bei der Bildung dynamischer Differenzen lediglich in Phasenkodierrichtung gestreut. Zum anderen wird die Sparsität im x_D -Raum durch das bei der Messung injizierte Kontrastmittel reduziert. Das Kontrastmittel erzeugt während der Untersuchung einen leichten kontinuierlichen Signalanstieg im Körpergewebe, was dazu führt, dass bei der Bildung der dynamischen Differenzen residuales Signal im Bereich des Körpergewebes zurück bleibt. Die reduzierte Sparsität und geringere Inkohärenz führen letztendlich zu den in den Differenzbildern erkennbaren residualen Rekonstruktionsartefakten und der großen Anzahl erforderlicher Iterationen. Alle weiteren *Compressed-Sensing*-Rekonstruktionen in dieser Arbeit wurden deshalb im x - f -Raum durchgeführt. Dabei ist zu beachten, dass das Ausnutzen der Sparsität entlang mehrerer Dimensionen dazu führt, dass sich die Rekonstruktionsfehler (z. B. Auflösungsverluste) auch entlang dieser Raumrichtungen auswirken.

Im Gegensatz zur Sparsifizierungstransformation spielt das bei den Messungen und Simulationen in dieser Arbeit angewandte Abtastschema eher eine untergeordnete Rolle. Hierfür ist vor allem die geringe *Compressed-Sensing*-Beschleunigung von $R_+^{CS} = 1,667$ verantwortlich. Es ist prinzipiell anzunehmen, dass bei höheren Beschleunigungsfaktoren deutlich größere Unterschiede zwischen den Abtastemata sichtbar werden. Im Vergleich zur Unterabtastung mit stufenförmiger Abtastdichte führt die Unterabtastung mit variabler Abtastdichte zu einer inkohärenteren Verteilung der Artefakte im Bild und damit auch im x_D -Raum, so dass diese Abtastung bei einer x_D -Rekonstruktion bessere Ergebnisse liefert. Andererseits zeigen die zur Evaluation des CS-CAIPI-Konzepts durchgeführten Simulationen (Abb 7.11) sowie weitere Analysen [130], dass Abtastmuster dieser Art wesentlich anfälliger für Auflösungsverluste entlang der Richtung der Unterabtastung sind. Bei der Rekonstruktion im x - f -Raum sind die Unterschiede zwischen den beiden Abtastemata klein. Der Grund hierfür ist die zusätzliche Verteilung der Unterabtastungsartefakte über den Frequenzraum. Beide Abtastemata erzeugen eine ähnlich inkohärente Verteilung der Unterabtastungsartefakte und führen so zu einem ähnlichen Ergebnis.

Die mit dem CS-CAIPI-Konzept erzielten Rekonstruktionsergebnisse sind mit denen des CAIPI-Konzepts grundsätzlich vergleichbar. So liegt der im gesamten FOV bei den Simulationen mit voller zeitlicher Auflösung bestimmte RMSE, ähnlich wie beim CAIPI-Konzept, im Bereich des Messrauschens.

Er ist jedoch im Bereich des Herzens, also der Region mit den größten Kontrastveränderungen, deutlich erhöht. Einen signifikant größeren RMSE ergab auch die Simulation mit halber zeitlicher Auflösung. Berücksichtigt man, dass die Rauscherhöhung der GRAPPA-Rekonstruktion bei $\approx 1,2$ liegt (Abb. 6.3) und damit zumeist vernachlässigbar ist, sind die Rekonstruktionsfehler fast ausschließlich eine Folge der IST-Rekonstruktion und damit im Wesentlichen systematischer Art.

Die Systematizität ist eine direkte Folge des modellbasierten Charakters der *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion. Die Fouriertransformation in Zeitrichtung als Sparsifizierungstransformation entspricht einem sinusförmigen Signalmodell. Dabei wird angenommen, dass sich der Kontrast- bzw. der Signalverlauf in jedem Voxel als eine Überlagerung weniger Sinuskurven darstellen lässt. Die systematischen Rekonstruktionsfehler sind die Folge einer Unterdrückung von meist höheren Frequenzen mit kleinerer Amplitude im x-f-Raum. Dies wird besonders deutlich, wenn man die substantiellen Rekonstruktionsfehler bei den ersten und letzten Messungen der Perfusionsserie betrachtet. Die hohen zeitlichen Frequenzen, welche zur korrekten Darstellung der Signalsprünge am Rand des FOV in Zeitrichtung⁷ nötig sind, wurden wie in Abb. 7.17 ersichtlich, bei der Rekonstruktion unterdrückt. Grundsätzlich ist zu beachten, dass die in den ersten und letzten Messungen der Perfusionsserie auftretenden Rekonstruktionsfehler eine Analyse der Perfusion nicht negativ beeinträchtigen. Sie können zudem, beispielsweise durch Erweitern der Perfusionsuntersuchung um einige Messungen, reduziert werden.

Verringert man die zeitliche Auflösung der Herzperfu-sionsuntersuchung auf eine Messung je zwei RR-Intervalle, so wird die Rekonstruktionsdomäne um den Bereich der hohen Frequenzen reduziert. Da dies gleichzeitig der Bereich ist, in dem sich die meisten Koeffizienten nahe Null befinden, führt die Verringerung der zeitlichen Auflösung effektiv auch zu einer Reduktion der Sparsität im x-f-Raum, was wiederum zu einem Anstieg der systematischen Rekonstruktionsfehler führt. Da die Reduktion des x-f-Raums in f-Richtung stattfindet, sind von der Fehlerverstärkung auch besonders die Unschärfen in Zeitrichtung betroffen. Das signifikante Anwachsen der systematischen Rekonstruktionsfehler bei Halbierung der zeitlichen Auflösung deutet auf einen Mangel an Sparsität im x-f-Raum hin. Wie in den Voruntersuchungen gezeigt, kann der Einfluss des Abtastmusters vernachlässigt werden. Der Sparsitätsmangel manifestiert sich auch in der Tatsache, dass die individuelle Rekonstruktion einzelner Spulenelemente günstiger ist, als die adaptiv kombinierte Rekonstruktion (Abb. 7.6). Besonders bei Anwendungen mit limitiertem SNR [23, 133] gilt diese als vorteilhaft. Durch die sehr starke Lokalisation der Spulensensitivitäten bei der 32-Kanal-Herzspule besitzen die Einzelspu-

⁷Diese Signalsprünge entsprechen den Signaldifferenzen zwischen der letzten und ersten Messung der Perfusionsserie.

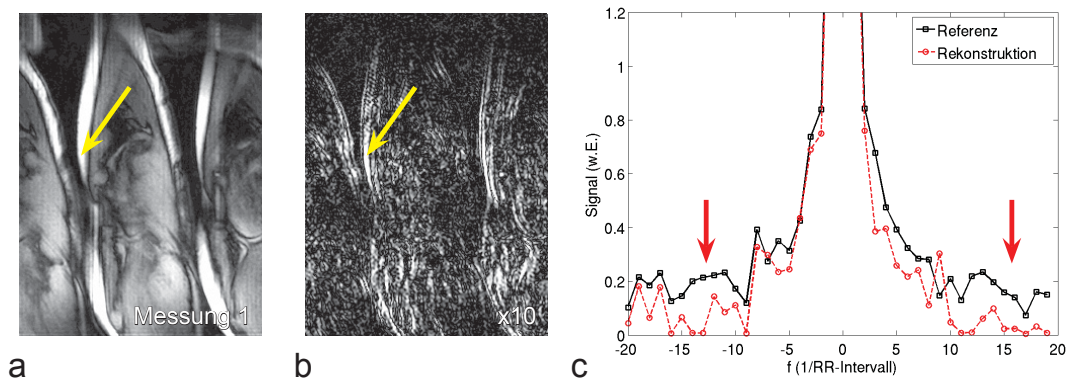


Abbildung 7.17: Unterdrückung hoher Frequenzen im x - f -Raum am Beispiel der Simulationen zur Evaluation des CS-CAIPI-Konzepts. **a:** Ergebnis der IST-Rekonstruktion der ersten Messung der Perfusionsserie. Gezeigt ist die Quadratsummenkombination aller Spulen. Der Pfeil markiert den untersuchten Voxel. **b:** Differenz der Rekonstruktion (a) zur Referenz, 10-fach erhöht dargestellt. Der untersuchte Voxel (Pfeil) zeigt erhebliche Fehler. **c:** Signal von Rekonstruktion und Referenz im x - f -Raum an der Position des untersuchten Voxels. Die Koeffizienten sind bei hohen Frequenzen unterdrückt (Pfeile).

lenbilder wesentlich weniger signaltragende⁸ Voxel als das adaptiv kombinierte Bild. Die erhöhte Sparsität wirkt sich auch im x - f -Raum aus und führt zu dem deutlich besseren Rekonstruktionsergebnis.

Aufgrund des Sparsitätsmangels führt auch die Verwendung höherer Beschleunigungsfaktoren bzw. eine Vergrößerung des *Compressed-Sensing*-Anteils an der Gesamtbeschleunigung zu einem signifikanten Anwachsen der Rekonstruktionsfehler. Deshalb liefert auch der *Compressed-Sensing*-Ansatz ohne simultane Multischichtanregung (Kap. 7.4.3), trotz desselben effektiven Beschleunigungsfaktors, wesentlich schlechtere Ergebnisse als das CS-CAIPI-Konzept. Besonders gravierend ist hier der Verlust an zeitlicher Auflösung, welcher auch im zeitlichen Signalverlauf deutlich zu erkennen ist. Die Intensitäts-Zeit-Kurven wurden im Zuge der Rekonstruktion signifikant geglättet (vgl. Abb. 7.14). Währenddessen sind die Auflösungsverluste in Phasenkodierrichtung ähnlich gering wie bei der Simulation mit Multischichtanregung. Verantwortlich für dieses Verhalten ist die Sparsifizierungstransformation. Während im räumlichen Frequenzraum (k -Raum) ausreichend viele Stützpunkte akquiriert wurden, die die Auflösung in Phasenkodierrichtung nach unten begrenzen, existieren im zeitlichen Frequenzraum keine Stützpunkte. Das im zeitlichen Frequenzraum rekonstruierte Signal muss lediglich die im Zeitraum akquirierten Stützpunkte akkurat wiedergeben. Bei hohen Beschleunigungsfaktoren besitzt der Rekonstruktionsalgorithmus eine sehr große Anzahl an Freiheitsgraden. Die Minimierung führt schließlich zu einer Unterdrückung hoher zeitlicher Frequenzen und der beobachteten Glättung

⁸Signaltragend bedeutet hier, dass die Signalintensität größer ist als das Rauschen.

der Intensitäts-Zeit-Kurven. Die beschriebenen Rekonstruktionsfehler haben einen signifikanten Einfluss auf die Quantifizierbarkeit von Funktionsparametern. Anhand der Abbildungen 7.9, 7.14 und 7.15 sowie Tab. 7.2 konnte gezeigt werden, dass die von der IST-Rekonstruktion erzeugten Veränderungen der PSF eine signifikante Unterschätzung der Steigung des kontrastmittelinduzierten Signalanstiegs im Myokard nach sich ziehen. Infolgedessen ist auch mit einer Unterschätzung von absolut quantifizierten Perfusionswerten zu rechnen [119].

Große Bedeutung haben die systematischen Rekonstruktionsfehler auch bei plötzlichen Signalveränderungen, welche auch durch Arrhythmien oder Atembewegungen des Patienten hervorgerufen werden können. Die abrupten Signalsprünge sind im x - f -Raum durch hohe Frequenzen repräsentiert und widersprechen damit grundsätzlich dem der Rekonstruktion zugrunde gelegten Signalmodell. In der Regel werden die hohen Frequenzen von der *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion unterdrückt und die abrupten Signalsprünge in Zeitrichtung verschmiert. Dies zeigen in erster Linie die Simulationen am Einzelschichtdatensatz (Abb. 7.14) bzw. das sprunghafte Anwachsen des RMSE bei der Ankunft des Kontrastmittels im rechten Ventrikel.

Gegenüber herkömmlichen Einzelschichtakquisitionen ist die Sparsität beim CS-CAIPI-Konzept eingeschränkt. Durch die gegenseitige Verschiebung der simultan angeregten Schichten werden Bildbereiche ohne Signal und Regionen mit statischem Gewebe mit zusätzlichen dynamischen Signalanteilen überlagert, was wiederum die Anzahl der zur Darstellung benötigten hohen Frequenzen im x - f -Raum steigert. Die mit *Compressed Sensing* realisierbare Beschleunigung ist damit gegenüber einer Einzelschichtakquisition reduziert. Wie anhand der Simulationen am Einzelschichtdatensatz gezeigt werden konnte, ist es dennoch in jedem Fall vorteilhaft, die simultane Multischichtbildung zu nutzen. Die dadurch erzielte Beschleunigung ist größer als der Faktor, um den die Beschleunigung durch den Sparsitätsverlust reduziert wird. Nicht zu vernachlässigen ist auch der SNR-Vorteil von MS-CAIPIRINHA gegenüber sequentiell beschleunigten Messungen (vgl. Kap. 5.5), mit dem der Sparsitätsverlust schließlich mehr als kompensiert wird.

Im Gegensatz zu den systematischen Abweichungen sind die statistischen Rekonstruktionsfehler klein und insgesamt vernachlässigbar. Interessant ist allerdings die inverse Korrelation zwischen PSF-Verbreiterung und statistischer Abweichung der Signalamplitude. So ist in Voxeln mit signifikanter PSF-Verbreiterung im Wesentlichen keine Verstärkung der statistischen Fluktuationen, dagegen in Voxeln mit geringer PSF-Verbreiterung meist eine Steigerung der statistischen Fluktuationen zu beobachten. In der MR-Bildgebung ist allgemein bekannt, dass eine Verbreiterung der PSF im k -Raum zu einer Reduktion der Auflösung, aber gleichzeitig auch zu einer SNR-Verbesserung, also einer Reduktion der Streuung der Signalwerte im Bild führt. Es ist folglich davon auszugehen, dass die bei *Compressed Sensing* häufig beobachtete Ent-

rauschung [14, 134, 135] auf eine Verbreiterung der PSF zurückzuführen und somit häufig mit einer Verbreiterung der PSF verknüpft ist.

Diese Verbreiterungen können im Bild zu Auflösungsverlusten führen. Dies ist aber nicht zwingend immer der Fall. Beispielsweise führt eine Verbreiterung der PSF innerhalb ausgedehnter homogener Signalbereiche zu keinen signifikanten Veränderungen im Bild. Bei abrupten Signalsprüngen wird das Signal dagegen verschmiert und die Auflösung effektiv reduziert. Im Falle des CS-CAIPI-Konzepts sind insbesondere die PSF-Verbreiterungen in Zeitrichtung problematisch, da sie die Intensitäts-Zeit-Kurven und die damit verknüpften Funktionsparameter signifikant verändern. In den Simulationen konnte gezeigt werden, dass diese Veränderungen bereits bei sehr kleinen Beschleunigungsfaktoren R_+^{CS} sichtbar werden (vgl. Abb. 7.9) und bei hohen Beschleunigungsfaktoren sehr groß werden können (vgl. Abb. 7.14). Im Gegensatz dazu haben die PSF-Verbreiterungen entlang der Phasenkodierichtung kaum Auswirkungen auf die Bildqualität. So wurden die abrupten Signalsprünge bei den Simulationen gut rekonstruiert. Auch steigt die PSF-Verbreiterung mit zunehmendem Beschleunigungsfaktor nicht signifikant an.

Die Simulationen zeigen deutlich, dass visuelles Begutachten von Bildern und Differenzbildern sowie das Durchführen von RMSE-Analysen für eine qualitative Beurteilung von Compressed-Sensing-Rekonstruktionen nicht ausreicht. Beispielsweise bleiben die signifikanten Auflösungsverluste in Zeitrichtung größtenteils verborgen, obwohl sie sich durchaus auf den RMSE auswirken. Ebenso ist nicht erkennbar, ob die Rekonstruktionsfehler systematischer oder statistischer Natur sind. Um den Mechanismus und die Eigenschaften der nichtlinearen Rekonstruktion zu verstehen, ist eine detaillierte Analyse aller Qualitätsparameter unabdingbar. Diese gelingt mit den in diesem Kapitel vorgestellten Verfahren. So ermöglicht die in Kap. 7.2.3.2 vorgeschlagene Monte-Carlo-Simulation eine pixelgenaue Quantifizierung der rekonstruktionsbedingten systematischen Abweichungen der Signalamplitude. Von besonderem Vorteil ist hierbei, dass nicht nur die Amplitude der Fehler, sondern auch das Vorzeichen, also Über- bzw. Unterschätzungen des Signals identifiziert werden können. Außerdem sind Aussagen über die statistische Streuung der rekonstruierten Signalwerte in den untersuchten Pixeln möglich, so dass auch die Größenordnung der systematischen Fehler im Vergleich zu den statistischen Fluktuationen abgeschätzt werden kann. Die Monte-Carlo-Simulation ist prinzipiell ein sehr einfache und schnell umsetzbare Methode zur Evaluation von Rekonstruktionsfehlern. Da die üblicherweise bereits lange dauernde Bildrekonstruktion zur Fehleranalyse vielfach wiederholt werden muss, ist sie allerdings auch mit einem großen Zeitaufwand verbunden. Dabei ist zu beachten, dass die Genauigkeit der Analyse mit der Anzahl der rekonstruierten Pseudomessungen korreliert. Von Nachteil ist auch, dass zur Simulation eine vollständige Referenzmessung vonnöten ist. Mit der in Kap. 7.2.3.3 vorgestellten ℓ PSF-Technik kann bei IST-Rekonstruktionen die lokale Abbildungs-

vorschrift für jeden einzelnen Pixel bestimmt werden. Rekonstruktionsbedingte Veränderungen der räumlichen und zeitlichen Auflösung können somit direkt identifiziert werden. Gleichwohl ist das Verfahren, wie die Monte-Carlo-Simulation, sehr zeitaufwändig. Mit den vorgestellten Verfahren gelingt es, die systematischen Fehler einer IST-Rekonstruktion vollständig und pixelweise zu charakterisieren. Sie können folglich dazu genutzt werden, inhärente Fehler in Akquisitions- und Rekonstruktionskonzepten zu identifizieren. Ebenso können mit Hilfe der Verfahren Rekonstruktionsalgorithmen, Abtastschemata, Rekonstruktionsparameter bzw. Sparsifizierungstransformationen hinsichtlich einer bestimmten Anwendung optimiert werden.

Wie das CAIPI-Konzept profitiert das CS-CAIPI-Konzept grundsätzlich von der hohen SNR-Effizienz und allen weiteren in Kap. 5 und 6 diskutierten Vorteilen der simultanen Multischichtanregung. Auch hinsichtlich der anatomischen Abdeckung, der Akquisitionszeit, der Energiedeposition, der Herzrate und der Akquisitionsreihenfolge benachbarter Schichten (vgl. Kap. 6.5) sind die Eigenschaften der beiden Konzepte identisch. Die mit dem CS-CAIPI-Konzept mit voller zeitlicher Auflösung erzielte Bildqualität ist, abgesehen von den systematischen Auflösungsverlusten in Zeitrichtung, ähnlich zu der des CAIPI-Konzepts und damit auch zu der einer konventionell beschleunigten hochaufgelösten Herzperfusionsmessung mit Standardabdeckung. Die kontrastmittelinduzierte Signalveränderung im Herzen war in allen Fällen klar erkennbar. Auch war die bei der Rekonstruktion entstehende Rauschverstärkung vernachlässigbar gering, so dass die rekonstruierten Bilder nicht wie beim CAIPI-Konzept durch zusätzliches Bildrauschen beeinträchtigt sind. Man kann also davon ausgehen, dass das CS-CAIPI-Konzept durchaus zur Durchführung von qualitativen Herzperfusionsmessungen geeignet ist. Quantitative Messungen sind dagegen aufgrund der deutlich messbaren systematischen Unschärfen in zeitlicher Richtung nicht mit ausreichender Genauigkeit möglich. Eine robuste Implementierung wird in erster Linie durch die Systematizität der Rekonstruktionsfehler sowie deren Nichtquantifizierbarkeit bei beschleunigten Messungen erschwert. Die Rauscherhöhung beim CAIPI-Konzept ist dagegen statistisch bedingt und kann bei jeder Messung mit geringem Aufwand – es wird lediglich eine zusätzliche Rauschmessung benötigt – quantifiziert werden [72]. Ein weiterer Nachteil des CS-CAIPI-Konzepts gegenüber dem CAIPI-Konzept ist die Einbeziehung aller Messungen der Perfusionsserie in die Rekonstruktion, durch welche es zu der Abhängigkeit des Rekonstruktionsergebnisses von der zeitlichen Auflösung sowie zu den Unschärfen in Zeitrichtung kommt. Auch bei anderen Rekonstruktionsverfahren, welche zeitliche Korrelationen in den Daten ausnutzen, sind diese Effekte erkennbar [23, 115, 126, 136]. Problematisch ist darüber hinaus der Einfluss unvorhergesehener äußerer Faktoren wie Arrhythmien und Bewegungen. Die Effekte sind im Signalmodell nicht berücksichtigt und rufen zum Teil signifikante systematische Fehler hervor. Auch wird die gesamte Rekonstruktion der

Perfusionsserie von diesen Effekten beeinflusst. Beim CAIPI-Konzept sind dagegen lediglich einzelne Messungen der Serie betroffen. Da diese hohe Stabilität gegenüber äußeren Einflüssen für Patientenmessungen sehr wichtig ist, ist das CS-CAIPI-Konzept in der hier dargestellten Form nicht so gut wie das CAIPI-Konzept für den Einsatz in der klinischen Routine geeignet. An dieser Stelle sind auch die im Vergleich zum CAIPI-Konzept wesentlich längeren Bildrekonstruktionszeiten nicht zu vernachlässigen.

7.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde ein auf der simultanen Multischichtbildgebungstechnik MS-CAIPIRINHA und der nichtlinearen Rekonstruktionstechnik *Compressed Sensing* basierendes kombiniertes Beschleunigungskonzept für die hochaufgelöste *First-Pass*-Herzperfusionbildgebung mit großer anatomischer Abdeckung vorgestellt. Durch gleichzeitiges Anregen zweier Bildgebungsschichten und zusätzliches inkohärentes Unterabtasten des k-Raums konnten, wie bei dem in Kap. 6 vorgestellten ausschließlich auf MS-CAIPIRINHA basierenden Beschleunigungskonzept, je RR-Intervall sechs bis acht Schichten mit einer räumlichen Auflösung von $2,0 \times 2,0 \times 8,0 \text{ mm}^3$ akquiriert und damit die anatomische Abdeckung und räumliche Auflösung gegenüber konventionellen Verfahren signifikant verbessert werden. Während sich die Verbesserung der anatomischen Abdeckung direkt aus der simultanen Multischichtanregung ergibt, wird die zur Erhöhung der räumlichen Auflösung erforderliche Beschleunigung durch inkohärentes Unterabtasten erreicht. Die Bildrekonstruktion erfolgt in zwei Teilschritten. Im ersten Schritt werden mit einer *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion die durch die zufällige Unterabtastung erzeugten inkohärenten Artefakte entfernt, im zweiten die simultan akquirierten Schichten mit Hilfe der Parallelen Bildgebung separiert.

Der erste Teil der Bildrekonstruktion wurde mit *Iterative Soft Thresholding*, der zweite Teil mit GRAPPA durchgeführt. Anhand von Simulationen an *In-Vivo*-Daten wurden unterschiedliche Abtastschemata sowie verschiedene Sparsifizierungstransformationen und Einstellungen für die *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion untersucht. Dabei erwiesen sich Abtastmuster mit stufenförmiger Abtastdichte in Phasenkodierrichtung als vorteilhaft. Bezüglich der Sparsifizierungstransformation konnten mit einer Fouriertransformation in Zeitrichtung die besten Ergebnisse erzielt werden.

Die durchgeführten Simulationen ergaben, dass das vorgestellte Beschleunigungskonzept wesentlich besser als eine ausschließlich mit *Compressed Sensing* beschleunigte Untersuchung zur hochaufgelösten *First-Pass*-Herzperfusionbildgebung mit hoher anatomischer Abdeckung geeignet ist. Ferner konnte gezeigt werden, dass das Beschleunigungskonzept durchaus eine Reduktion der inhomogenen Rauschverstärkung im Vergleich zu der im vorherigen Kapitel vorgestellten Methode zulässt, zu einer weitgehenden Verbesserung

der Bildqualität aber nicht geeignet ist. Der Grund hierfür sind systematische Fehler in der nichtlinearen *Compressed-Sensing*-Rekonstruktion, welche auf einen Mangel an Sparsität in der zur Rekonstruktion verwendeten x - f -Domäne zurückzuführen sind. Sie wirken sich sowohl auf die rekonstruierte Signalamplitude als auch auf die rekonstruierte räumliche und zeitliche Auflösung aus. Problematisch ist vor allen Dingen der Verlust an zeitlicher Auflösung zu sehen, da dieser die Quantifizierung der Myokardperfusion verfälschen kann.

Zur Evaluation des *Compressed-Sensing*-Konzepts wurde eine Monte-Carlo-Simulation zur Berechnung systematischer und statistischer Abweichungen der Signalamplitude sowie ein Verfahren zur Bestimmung lokaler Punktantworten vorgestellt. Die Verfahren erlauben, anders als die konventionell durchgeführten RMSE-Analysen, eine exakte Bestimmung der systematischen Rekonstruktionsfehler und schaffen damit die Grundlage für ein besseres Verständnis der nichtlinearen Rekonstruktion und ihrer Fehler. So konnten die Systematizität der Rekonstruktionsfehler gezeigt, systematische Über- bzw. Unterschätzungen der Signalamplitude pixelweise bestimmt und signifikante Auflösungsverluste in Zeitrichtung nachgewiesen werden. Darüber hinaus war eine inverse Korrelation zwischen den räumlichen und zeitlichen Auflösungsverlusten und der statistischen Streuung der rekonstruierten Signalwerte zu beobachten.

Zur allgemeinen Verbesserung des Konzepts erscheint es sinnvoll, zunächst eine Sparsifizierungstransformation zu finden, die eine signifikant sparsere Darstellung der Daten erlaubt und insbesondere weniger anfällig gegenüber Auflösungsverlusten in Zeitrichtung ist. Hierbei können die in dieser Arbeit vorgestellten Evaluationsverfahren unterstützend eingesetzt werden.

Zusammenfassung

Die MRT hat sich in den letzten Jahren zu einem wichtigen Instrument in der Diagnostik von Herzerkrankungen entwickelt. Da sie ohne ionisierende Strahlung auskommt, stellt sie vor allem auch eine nichtinvasive Alternative zu den nuklearmedizinischen Verfahren und der Computertomographie dar. Im speziellen ermöglicht die kardiale MRT die orts aufgelöste Darstellung des Herzens mit einer Vielzahl an Kontrasten. Neben der Morphologie können damit auch zahlreiche Funktionsparameter des Herzens, wie die Ejektionsfraktion des linken Ventrikels, oder die Viabilität und Perfusion des Herzmuskels untersucht werden. Atmung und Herzbewegung stellen allerdings große Anforderungen an die MR-Herzbildgebung. Die beiden Störfaktoren limitieren den Zeitraum, der zur Bildakquisition zur Verfügung steht und erzeugen so Konflikte zwischen räumlicher Auflösung, anatomischer Abdeckung, zeitlicher Auflösung und dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR). Ferner ergibt sich für die meisten eingesetzten Verfahren eine erhöhte Komplexität. Die Bildgebungssequenzen müssen mittels EKG an den Herzrhythmus des Patienten angepasst und die Bildakquisitionen im Atemanhaltezustand durchgeführt werden. In manchen Fällen ist sogar eine Aufspaltung der Messung in mehrere Einzelakquisitionen nötig, was wiederum die Dauer der Untersuchungen verlängert und den Patientenkomfort reduziert.

Mit technischen Entwicklungen im Bereich der Gradienten und der Empfangsspulen sowie durch den Einsatz dedizierter Bildgebungstechniken konnten in den letzten Jahren signifikante Verbesserungen erzielt und der Stellenwert der MR-Bildgebung in der Herzdiagnostik erhöht werden. Von großer Bedeutung sind dabei auch Beschleunigungsverfahren wie die Parallele Bildgebung, die eine deutliche Verkürzung der Datenakquisition ermöglichen und so den Einfluss von Atmung und Herzbewegung wirksam reduzieren. Die Beschleunigung wird dabei grundsätzlich durch eine unvollständige Datenakquisition bzw. Unterabtastung des k-Raums erzielt, welche im Zuge der Bildrekonstruktion durch Ausnutzen zusätzlich vorhandener Informationen kompensiert wird. Bei der Parallelen Bildgebung ersetzen beispielsweise mehrere um das Objekt herum angeordnete Empfangsspulen die zum Teil unvollständig durchgeführte gradientenbasierte Ortskodierung. Die Beschleunigungsverfah-

ren sind allerdings wegen der verringerten Datenaufnahme auch immer mit einer Reduktion des SNR verbunden.

Eine alternative Strategie zur Beschleunigung der 2D-Bildgebung mit mehreren Schichten stellt die simultane Multischichtbildgebung mit *Multi-Slice Controlled Aliasing In Parallel Imaging Results In Higher Acceleration* (MS-CAIPIRINHA) dar. Anders als bei der konventionellen Parallelen Bildgebung wird die Beschleunigung hier nicht durch eine reduzierte Datenaufnahme erzielt. Vielmehr werden Multiband-RF-Pulse eingesetzt, um die Spins in mehreren Schichten gleichzeitig anzuregen. Durch Anwenden schichtspezifischer RF-Phasenzyklen wird die Phase der Spins individuell in jeder Schicht moduliert, wodurch sich eine gegenseitige Verschiebung der Schichten im FOV ergibt. Die Verschiebung erleichtert die Separation der gleichzeitig angeregten Schichten mit Verfahren der Parallelen Bildgebung. Sie erlaubt außerdem eine Minimierung der bei der Rekonstruktion entstehenden Rauschverstärkung. Die Multischichtbildgebungstechnik zeichnet sich gegenüber der konventionellen Parallelen Bildgebung durch ein wesentlich höheres SNR und durch eine Bildrekonstruktion mit geringeren Rekonstruktionsfehlern aus.

In dieser Dissertation wurden verschiedene Strategien zur Anwendung von MS-CAIPIRINHA in der MRT des Herzens präsentiert sowie ihre Vor- und Nachteile gegenübergestellt. Im Allgemeinen ermöglichen die vorgestellten Konzepte eine hinsichtlich des SNR sehr effiziente Erweiterung der anatomischen Abdeckung. Unter anderem wurde eine Möglichkeit vorgestellt, mit der es uneingeschränkt gelingt, MS-CAIPIRINHA in der Bildgebung mit bSSFP-Sequenzen anzuwenden. Die *Steady-State*-Sequenz wird aufgrund ihres hohen intrinsischen SNR und vorteilhaften Kontrastverhaltens sehr häufig in der MRT des Herzens bei 1,5T eingesetzt. Wie auch die simultane Multischichtbildgebung erfordert sie zum Halten der Magnetisierung im stationären Zustand die Applikation eines dedizierten RF-Phasenzyklen während der Datenakquisition. Der Phasenzklus der Sequenz ist allerdings nicht ohne Weiteres mit den Phasenzyklen der Multischichttechnik kompatibel, so dass eine Verknüpfung der beiden Verfahren bisher nur durch Aufspalten der Bildakquisition in mehrere Teilmessungen gelang. Mit dem in Kapitel 5 vorgestellten Konzept ist diese zumeist impraktikable Segmentierung nicht mehr erforderlich. Generalisierte RF-Phasenzyklen, die sowohl die Anforderungen der Sequenz, als auch die der Multischichtbildgebung erfüllen, ermöglichen eine uneingeschränkte Anwendung der Multischichttechnik in der Bildgebung mit bSSFP oder vergleichbaren *Steady-State*-Sequenzen. Die Multischichttechnik ist damit auch bei Untersuchungen in Echtzeit oder mit Magnetisierungspräparation – Verfahren, die unter anderem in der MR-Herzdiagnostik Verwendung finden – einsetzbar. Anhand von Echtzeit-, Cine- und First-Pass-Herzperfusionsuntersuchungen am menschlichen Herzen konnte die Anwendbarkeit des Konzepts erfolgreich demonstriert werden. Durch die Akquisition zweier Schichten in der Zeit, die normalerweise zur Bildge-

bung einer einzelnen Schicht benötigt wird, gelang eine Verdoppelung der anatomischen Abdeckung bei unverändert hoher Bildqualität. Bei den Herzperforationsuntersuchungen konnten je RR-Intervall sechs Schichten akquiriert werden. Bei Echtzeit- und Cine-Messungen erlaubt das Konzept eine signifikante Reduktion der Anzahl der Atemanhaltezustände und dementsprechend eine wirksame Verkürzung der Patientenuntersuchung und eine Verbesserung des Patientenkomforts.

In Kapitel 6 wurde eine effiziente Strategie zur Anwendung der simultanen Multischichtbildgebung in der *First-Pass*-Herzperforationsbildgebung bei 3T vorgestellt. Es wurde gezeigt, dass durch den Einsatz von MS-CAIPIRINHA mit Beschleunigungsfaktoren, die größer sind als die Anzahl der simultan angeregten Schichten, neben der anatomischen Abdeckung auch die räumliche Auflösung innerhalb der Bildgebungsschicht erhöht werden kann. Beide Verbesserungen sind für die MR-gestützte Diagnostik der Koronaren Herzerkrankung von Bedeutung. Während mit einer hohen räumlichen Auflösung subendokardiale und transmurale Infarktareale unterschieden werden können, erleichtert eine hohe anatomische Abdeckung die genaue Eingrenzung hypoperfundierter Bereiche. Das grundsätzliche Prinzip der vorgestellten Strategie besteht in der Kombination zweier unterschiedlicher Beschleunigungsansätze: Zur Verbesserung der anatomischen Abdeckung kommt die simultane Multischichtbildgebung zum Einsatz. Zusätzlich zur gleichzeitigen Anregung mehrerer Schichten wird der k-Raum regelmäßig unterabtastet. Die dabei erzielte Beschleunigung wird zur Verbesserung der räumlichen Auflösung eingesetzt. Die Bildrekonstruktion erfolgt mit Verfahren der Parallelen Bildgebung. Der Vorteil des Konzepts liegt insbesondere im vollständigen Erhalt der Datenakquisitionszeit gegenüber einer unbeschleunigten Messung mit Standardabdeckung und -auflösung. Anders als bei konventionellen Beschleunigungsverfahren wirken sich lediglich die Verkleinerung der Voxelgröße sowie die Rauschverstärkung der Bildrekonstruktion SNR-reduzierend aus. Die Rauschverstärkung wird dabei, durch die gegenseitige Verschiebung der simultan angeregten Schichten im FOV, so gering wie möglich gehalten. Die Anwendbarkeit des Konzepts konnte anhand von Simulationen sowie Untersuchungen an Probanden und Herzinfarktpatienten erfolgreich demonstriert werden. Simultanes Anregen zweier Schichten und 2,5-faches Unterabtasten des k-Raums ermöglichte die Durchführung von Untersuchungen mit einer anatomischen Abdeckung von sechs bis acht Schichten je RR-Intervall und einer räumlichen Auflösung von $2,0 \times 2,0 \times 8,0 \text{ mm}^3$. Es konnte gezeigt werden, dass die angewandte GRAPPA-Rekonstruktion, trotz der effektiv fünffachen Beschleunigung, robust und im Wesentlichen mit geringer Rauschverstärkung durchführbar ist. Bildqualität und SNR waren für eine sektorweise Absolutquantifizierung der Myokardperforation ausreichend, während die hohe räumliche Auflösung die Abgrenzung kleiner subendokardialer Perforationsdefizite ermöglichte. Aufgrund seiner großen Flexibilität und recht einfachen Implementierbarkeit

ist das Beschleunigungskonzept vielversprechend hinsichtlich einer Anwendung in der klinischen Routine. Die diesbezügliche Tauglichkeit ist allerdings in weiterführenden Patientenstudien noch zu evaluieren.

Alternativ zu diesem Konzept wurde in Kapitel 7 noch eine weitere, ebenfalls auf MS-CAIPIRINHA basierende Strategie für die *First-Pass*-Herzperfu-sionsbildgebung bei 3T mit großer anatomischer Abdeckung und hoher räumlicher Auflösung vorgestellt. Wie zuvor bestand die Grundidee des Konzepts darin, MS-CAIPIRINHA mit Beschleunigungsfaktoren anzuwenden, welche größer sind als die Anzahl der simultan angeregten Schichten und die Vergrößerung der anatomischen Abdeckung durch simultanes Anregen mehrerer Schichten zu realisieren. Um allerdings die bei der Bildrekonstruktion und Schichtseparation entstehende Rauschverstärkung zu minimieren, wurde zur Verbesserung der räumlichen Auflösung innerhalb der Schicht das nichtlineare Beschleunigungsverfahren *Compressed Sensing* zum Einsatz gebracht. Die erst in den letzten Jahren entwickelte Technik ermöglicht die exakte Rekonstruktion zufällig unterabgetasteter Daten, sofern bekannt ist, dass sich das rekonstruierte Bild in eine wohldefinierte sparse Darstellung überführen lässt. Neben der Erreichbarkeit hoher Beschleunigungsfaktoren bietet *Compressed Sensing* den Vorteil einer Bildrekonstruktion ohne signifikante Rauscherhöhung. Zur Einbindung des Verfahrens in das Multischicht-bildgebungskonzept erfolgt die für die Verbesserung der Auflösung nötige Unterabtastung des k-Raums, zufällig und inkohärent. Zur Bildrekonstruktion sind zwei Teilschritte erforderlich. Im ersten Teilschritt werden die durch die zufällige Unterabtastung entstandenen inkohärenten Artefakte mit *Compressed Sensing* entfernt, im zweiten die gleichzeitig angeregten Schichten mit Verfahren der Parallelen MRT separiert. Es konnte gezeigt werden, dass die Kombination aus *Compressed Sensing* und MS-CAIPIRINHA eine Reduktion der inhomogenen Rauschverstärkung ermöglicht und zur Durchführung von qualitativen *First-Pass*-Herzperfu-sionsuntersuchungen mit einer Abdeckung von sechs bis acht Schichten je RR-Intervall sowie einer räumlichen Auflösung von $2,0 \times 2,0 \times 8,0 \text{mm}^3$ geeignet ist. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass das angewandte Multischicht-Bildgebungskonzept einer Anwendung des entsprechenden *Compressed-Sensing*-Konzepts ohne simultane Multischichtanregung überlegen ist. Es stellte sich allerdings auch heraus, dass die rekonstruierten Bilder mit systematischen Fehlern behaftet sind, zu welchen auch ein signifikanter rekonstruktionsbedingter Verlust an zeitlicher Auflösung zählt. Dieser kann zu einer Verzerrung quantitativ bestimmter Perfu-sionswerte führen und verhindert so robuste quantitative Messungen der Myokardperfusion. Es ist außerdem davon auszugehen, dass auch abrupte Signalveränderungen, die bei Arrhythmien oder Bewegung auftreten, nur sehr ungenau rekonstruiert werden können. Die Systematischen Rekonstruk-tionsfehler konnten anhand zweier Verfahren, einer Monte-Carlo-Simulation sowie einer Analyse der lokalen Punktantworten präzise untersucht werden.

Die beiden Analysemethoden ermöglichten einerseits die genaue Bestimmung systematischer und statistischer Abweichungen der Signalamplitude und andererseits die Quantifizierung rekonstruktionsbedingter zeitlicher und räumlicher Auflösungsverluste. Dabei konnte ein Mangel an Sparsität als grundlegende Ursache der Rekonstruktionsfehler ermittelt werden. Die bei der Analyse eingesetzten Verfahren erleichtern das Verständnis von Compressed Sensing und können beispielsweise bei der Entwicklung nichtlinearer Beschleunigungskonzepte zur Bildqualitätsanalyse eingesetzt werden.

Summary

In the recent years Magnetic Resonance Imaging (MRI) has become a powerful clinical tool for the diagnosis of cardiovascular diseases. In fact, getting along without ionizing radiation, the technique represents a noninvasive alternative to computed tomography or nuclear medicine treatment. In cardiac MRI, the heart can be imaged with a large variety of contrasts, which helps assessing not only morphologic but also functional information like the ejection fraction of the left ventricle or the viability and perfusion of the myocardium. However, having to deal with a moving organ, cardiac MRI is very challenging. In particular, breathing and the motion of the heart restrict the time available for imaging and a trade-off has to be found between signal-to-noise ratio (SNR), spatial resolution, anatomic coverage and temporal resolution. In addition, the motion enforces complexity. *In-vivo* examinations have to be performed in breath hold and ECG triggering has to be applied in order to adopt the sequences to the cardiac cycle. In several cases, measurements have to be split into multiple acquisitions which significantly prolongs the examination and reduces the patient comfort.

Nevertheless, recent advances in gradient and receiver coil design in addition to the development of dedicated sequences for imaging led to significant improvements and helped strengthening the role of MRI in the diagnosis of cardiovascular diseases. A major part of the improvements has been achieved by employing acceleration techniques like Parallel Imaging. By substantially shortening the data acquisition they allow reducing the impact of motion on to the examinations. The acceleration is basically achieved by undersampling k-space, i.e. performing the data acquisition incompletely. The lack of data is compensated by making use of additional information inherently available. In Parallel Imaging for example, multiple receiver coils positioned around the subject to be investigated are utilized to partially replace the spatial encoding conventionally performed by gradient switching. However, employing these acceleration strategies always comes along with a reduction of the SNR since the time utilized for data sampling is shortened.

For accelerating 2D measurements of multiple slices, an alternative approach is given by the simultaneous multi-slice imaging technique *Multi-Slice Controlled Aliasing In Parallel Imaging Results In Higher Acceleration* (MS-

CAIPIRINHA). Unlike conventional Parallel Imaging, which requires shortening of the data acquisition, the technique provides acceleration by exciting the spins in multiple slices at the same time using multi-band radio frequency (rf) pulses. The slices are provided with specific rf phase cycles that allow shifting the simultaneously excited slices with respect to each other in the FOV. The shift facilitates the separation of the slices using Parallel Imaging reconstruction techniques. Moreover, it allows minimizing the inhomogeneous noise amplification coming along with the reconstruction. With respect to conventional Parallel Imaging, MS-CAIPIRINHA benefits from considerably higher SNR and an image reconstruction with less reconstruction errors.

In this thesis several strategies for employing the simultaneous multi-slice imaging technique in the field of cardiac MRI have been presented together with their advantages and disadvantages. In general, the individual concepts allow for increasing the anatomic coverage in a very SNR efficient manner. First of all, a concept was presented that allows applying MS-CAIPIRINHA to bSSFP sequences. Providing an advantageous image contrast and intrinsically high SNR, the steady-state sequence is often utilized for cardiac MR examinations at field strengths of 1,5T. Like the simultaneous multi-slice imaging technique, it requires the strict application of a dedicated rf phase cycle to keep the magnetization in steady state. However, this rf phase cycle is incompatible to the rf phase cycles usually employed in MS-CAIPIRINHA. Thus, the combination of the two methods is impaired unless the imaging procedure is split into several measurements. This rather impractical segmentation is not required utilizing the concept proposed in chapter 5. By employing generalized rf phase cycles that match the requirements of the simultaneous multi-slice imaging technique while simultaneously fulfilling the steady state condition of the sequence, MS-CAIPIRINHA can be employed unrestrictedly to bSSFP or similar steady state sequences. The simultaneous multi-slice imaging technique is thus also applicable to magnetization prepared and real-time imaging modalities. Both types of examinations are frequently utilized in cardiac MRI. The applicability of the concept was successfully demonstrated for real-time cine, segmented cine and myocardial first-pass perfusion imaging. By scanning two slices in the time conventionally required for the acquisition of one single slice, the anatomic coverage could be doubled while maintaining the image quality almost completely. The myocardial first-pass perfusion examinations for example could be performed with a coverage of six slices every RR-interval. In real-time and cine imaging, the concept allows significantly reducing the number of breath holds that have to be performed. Thus, the examination is considerably shortened and the patient comfort ameliorated.

In chapter 6, an efficient strategy for applying MS-CAIPIRINHA to contrast enhanced myocardial first-pass perfusion imaging at 3T was presented. It could be shown that by employing the simultaneous multi-slice imaging technique with an acceleration factor higher than the number of simultaneously

excited slices, not only the anatomic coverage but also the spatial resolution can be increased. Both improvements are of importance for the MRI based diagnosis of coronary artery disease. While a high spatial resolution allows distinguishing between transmural and subendocardial hypoperfused regions, a large anatomic coverage facilitates their exact localization. The proposed technique is based on the combination of two different acceleration approaches: For increasing the anatomic coverage the simultaneous multi-slice imaging technique is employed. In addition to exciting multiple slices at once, k-space is regularly undersampled. This supplemental acceleration is utilized to increase the spatial resolution. Image calculation and slice separation is performed using conventional Parallel Imaging reconstruction techniques. In particular, the concept benefits from conserving the image acquisition time with respect to a non-accelerated examination with standard coverage and resolution. In contrast to conventional acceleration techniques, where significantly higher undersampling has to be performed, only the voxel size and the inhomogeneous noise amplification contribute to the SNR reduction. Moreover, the noise amplification is minimized by shifting the simultaneously excited slices with respect to each other in the FOV. The applicability of the concept was demonstrated on volunteers and patients. By exciting two slices at the same time and additionally undersampling k-space by a factor of 2.5, an anatomic coverage of six to eight slices every RR-interval and a spatial resolution of $2,0 \times 2,0 \times 8 \text{ mm}^3$ were achieved. The applied GRAPPA reconstruction algorithm was shown to allow for a robust image reconstruction with basically low noise amplification. The spatial resolution facilitated the differentiation between subendocardial and transmural hypoperfused areas and the image quality as well as the SNR were sufficiently high for a sectorwise absolute quantitative estimation of the myocardial blood flow. Regarding the high flexibility and simple applicability in addition to the robustness and speed of the image reconstruction, the concept is a promising candidate for clinical perfusion studies. However, further patient studies are required to prove the applicability of the concept in clinical routine.

As an alternative to this concept, in chapter 7, a different acquisition strategy for myocardial first-pass perfusion imaging with extended coverage and high spatial resolution based on MS-CAIPIRINHA was presented. As before, the underlying idea was to apply the multi-slice imaging technique with acceleration factors higher than the number of slices excited at the same time and to achieve the anatomic coverage extension by means of simultaneous multi-slice excitation. Nevertheless, in order to minimize the inhomogeneous noise amplification coming along with the image reconstruction, the nonlinear acceleration method Compressed Sensing was employed for increasing the spatial resolution within the imaging plane. This recently developed acceleration technique allows exactly reconstructing MR images from randomly undersampled data as far as the reconstructed image can be sparsified by applying a well-

defined transformation. The technique allows for high acceleration factors and benefits from an image reconstruction without significant noise amplification. In order to apply Compressed Sensing to the multi-slice imaging concept, the undersampling for resolution improvement is performed randomly and the image reconstruction is carried out in two separate steps. First, Compressed Sensing is applied in order to remove the incoherent artifacts introduced by random undersampling. Second, the slices are separated by applying conventional Parallel Imaging reconstruction techniques. It could be shown that combining MS-CAIPIRINHA with Compressed Sensing allows reducing the noise amplification and facilitates myocardial first-pass perfusion imaging with an anatomic coverage of six to eight slices every heartbeat and a spatial resolution of $2.0 \times 2.0 \times 8.0 \text{ mm}^3$. Moreover, it could be shown that the technique is superior to employing the Compressed Sensing concept without simultaneous multi-slice excitation. However, the concept also comes along with an impairment of image quality by systematic reconstruction errors. Amongst the latter for example there is a loss of temporal resolution, which might induce significant errors in a quantitative perfusion analysis. Robust quantitative measurements of the myocardial blood flow are thus not feasible so far. In presence of arrhythmia or motion, significant reconstruction errors, having a major impact onto the quality and the temporal fidelity of the measurement are expected.

The systematic reconstruction errors could be precisely analyzed by employing a simple Monte Carlo simulation and a dedicated local point spread function analysis. The two specific tools were utilized to reveal the systematic and statistical deviations of the signal amplitude as well as the spatiotemporal resolution losses. A lack of sparsity could thereby be identified as the basic error cause. In general, the evaluation tools provide useful information for understanding the nonlinear character of Compressed Sensing and may be utilized for image quality analysis in the development of nonlinear reconstruction concepts.

Literaturverzeichnis

- [1] Statistisches Bundesamt. Todesursachen in Deutschland, Fachserie 12, Reihe 4 - 2010, 2012.
- [2] B. J. Wintersperger, S. B. Reeder, K. Nikolaou, O. Dietrich, A. Huber, A. Greiser, T. Lanz, M. F. Reiser und S. O. Schoenberg. Cardiac CINE MR imaging with a 32-channel cardiac coil and parallel imaging: impact of acceleration factors on image quality and volumetric accuracy. *J Magn Reson Imag*, 23(2):222–7, 2006.
- [3] T. Niendorf und D. K. Sodickson. Parallel imaging in cardiovascular MRI: methods and applications. *NMR Biomed*, 19(3):325–41, 2006.
- [4] J. P. Finn, K. Nael, V. Deshpande, O. Ratib und G. Laub. Cardiac MR imaging: state of the technology. *Radiology*, 241(2):338–54, 2006.
- [5] B. L. Gerber, S. V. Raman, K. Nayak, F. H. Epstein, P. Ferreira, L. Axel und D. L. Kraitchman. Myocardial first-pass perfusion cardiovascular magnetic resonance: history, theory, and current state of the art. *J Cardiovasc Magn Reson*, 10:18, 2008.
- [6] N. Merkle, J. Wöhrle, O. Grebe, T. Nusser, M. Kunze, H. A. Kestler, M. Kochs und V. Hombach. Assessment of myocardial perfusion for detection of coronary artery stenoses by steady-state, free-precession magnetic resonance first-pass imaging. *Heart*, 93(11):1381–5, 2007.
- [7] A. Oppelt, R. Graumann, H. Barfuss, H. Fischer, W. Hartl und W. Schajor. FISP-a new fast MRI sequence. *Electromedica*, 54(1):15–18, 1986.
- [8] P. B. Roemer, W. a. Edelstein, C. E. Hayes, S. P. Souza und O. M. Mueller. The NMR phased array. *Magn Reson Med*, 16(2):192–225, 1990.
- [9] D. K. Sodickson und W. J. Manning. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med*, 38(4):591–603, 1997.
- [10] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger und P. Boesiger. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med*, 42(5):952–62, 1999.

- [11] J. Tsao, P. Boesiger und K. P. Pruessmann. k-t BLAST and k-t SENSE: dynamic MRI with high frame rate exploiting spatiotemporal correlations. *Magn Reson Med*, 50(5):1031–42, 2003.
- [12] E. J. Candes. Practical Signal Recovery from Random Projections. In: *Proceedings of the SPIE Conference 5914*, 2004.
- [13] D. Donoho. Compressed sensing. *IEEE Trans Inf Theory*, 52(4):1289–1306, 2006.
- [14] M. Lustig, D. Donoho und J. M. Pauly. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med*, 58(6):1182–95, 2007.
- [15] U. Gamper, P. Boesiger und S. Kozerke. Compressed sensing in dynamic MRI. *Magn Reson Med*, 59(2):365–73, 2008.
- [16] T. Wech, M. Gutberlet, A. Greiser, D. Stäb, C. O. Ritter, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. High-resolution functional cardiac MR imaging using density-weighted real-time acquisition and a combination of compressed sensing and parallel imaging for image reconstruction. *RoFo*, 182(8):676–81, 2010.
- [17] C. O. Ritter, K. del Savio, A. Brackertz, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. High-resolution MRI for the quantitative evaluation of subendocardial and subepicardial perfusion under pharmacological stress and at rest. *RoFo*, 179(9):945–52, 2007.
- [18] K. Strach, C. Meyer, D. Thomas, C. P. Naehle, C. Schmitz, H. Litt, A. Bernstein, B. Cheng, H. Schild und T. Sommer. High-resolution myocardial perfusion imaging at 3 T: comparison to 1.5 T in healthy volunteers. *Eur Radiol*, 17(7):1829–35, 2007.
- [19] S. Plein, S. Ryf, J. Schwitter, A. Radjenovic, P. Boesiger und S. Kozerke. Dynamic contrast-enhanced myocardial perfusion MRI accelerated with k-t sense. *Magn Reson Med*, 58(4):777–85, 2007.
- [20] V. Vitanis, R. Manka, P. Boesiger und S. Kozerke. Accelerated cardiac perfusion imaging using k-t SENSE with SENSE training. *Magn Reson Med*, 62(4):955–65, 2009.
- [21] H. Köstler, J. J. W. Sandstede, C. Lipke, W. Landschütz, M. Beer und D. Hahn. Auto-SENSE perfusion imaging of the whole human heart. *J Magn Reson Imag*, 18(6):702–8, 2003.
- [22] P. Kellman, J. A. Derbyshire, K. O. Agyeman, E. R. McVeigh und A. E. Arai. Extended coverage first-pass perfusion imaging using slice-interleaved TSENSE. *Magn Reson Med*, 51(1):200–4, 2004.

- [23] R. Otazo, D. Kim, L. Axel und D. K. Sodickson. Combination of compressed sensing and parallel imaging for highly accelerated first-pass cardiac perfusion MRI. *Magn Reson Med*, 64(3):767–76, 2010.
- [24] F. A. Breuer, M. Blaimer, R. M. Heidemann, M. F. Mueller, M. A. Griswold und P. M. Jakob. Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging. *Magn Reson Med*, 53(3):684–91, 2005.
- [25] G. H. Glover. Phase-offset multiplanar (POMP) volume imaging: a new technique. *J Magn Reson Imag*, 1(4):457–61, 1991.
- [26] E. M. Purcell, H. Torrey und R. Pound. Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid. *Physical Review*, 69(1-2):37–38, 1946.
- [27] F. Bloch. Nuclear induction. *Physical Review*, 70(7-8):460–474, 1946.
- [28] E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson und R. Venkatesan. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. John Wiley & Sons, 1. Edition, 1999.
- [29] P. C. Lauterbur. Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242(5394):190–191, 1973.
- [30] D. B. Twieg. The k-trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods. *Medical Physics*, 10(5):610–621, 1983.
- [31] S. Ljunggren. A simple graphical representation of fourier-based imaging methods. *J Magn Reson*, 54(2):338–343, 1983.
- [32] M. Born und E. Wolf. Principle of optics, 7th (expanded) edition. *United Kingdom: Press Syndicate of the University of Cambridge*, #461, 1999.
- [33] A. Macovski. Noise in MRI. *Magn Reson Med*, 36(3):494–7, 1996.
- [34] A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, W. Hanicke und K. Merboldt. FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. *J Magn Reson*, 67:258–266, 1986.
- [35] A. Haase. Principles and applications of FLASH NMR imaging. *Magn Reson Mater Phy*, 2:157–160, 1994.
- [36] H. Y. Carr. Steady-State Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance. *Phys Rev Lett*, 112(5):1693–1701, 1958.

- [37] Y. Zur, S. Stokar und P. Bendel. An analysis of fast imaging sequences with steady-state transverse magnetization refocusing. *Magn Reson Med*, 6(2):175–193, 1988.
- [38] K. Scheffler. On the transient phase of balanced SSFP sequences. *Magn Reson Med*, 49(4):781–3, 2003.
- [39] K. Scheffler und S. Lehnhardt. Principles and applications of balanced SSFP techniques. *European Radiology*, 13(11):2409–18, 2003.
- [40] P. Schmitt, M. A. Griswold, V. Gulani, A. Haase, M. Flentje und P. M. Jakob. A simple geometrical description of the TrueFISP ideal transient and steady-state signal. *Magn Reson Med*, 55(1):177–86, 2006.
- [41] J. Hennig, O. Speck und K. Scheffler. Optimization of signal behavior in the transition to driven equilibrium in steady-state free precession sequences. *Magn Reson Med*, 48(5):801–9, 2002.
- [42] B. A. Hargreaves, S. S. Vasanawala, J. M. Pauly und D. G. Nishimura. Characterization and reduction of the transient response in steady-state MR imaging. *Magn Reson Med*, 46(1):149–58, 2001.
- [43] V. S. Deshpande, Y.-C. Chung, Q. Zhang, S. M. Shea und D. Li. Reduction of transient signal oscillations in true-FISP using a linear flip angle series magnetization preparation. *Magn Reson Med*, 49(1):151–7, 2003.
- [44] W. T. Sobol und D. M. Gauntt. On the stationary states in gradient echo imaging. *J Magn Reson Imag*, 6(2):384–98, 1996.
- [45] K. Scheffler. A pictorial description of steady-states in rapid magnetic resonance imaging. *Concept Magnetic Res*, 11(5):291–304, 1999.
- [46] K. Scheffler und J. Hennig. Is TrueFISP a gradient-echo or a spin-echo sequence? *Magn Reson Med*, 49(2):395–7, 2003.
- [47] K. Scheffler, S. Maderwald, M. E. Ladd und O. Bieri. Oscillating steady states. *Magn Reson Med*, 55(3):598–603, 2006.
- [48] C. M. Kramer, J. Barkhausen, S. D. Flamm, R. J. Kim und E. Nagel. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols, society for cardiovascular magnetic resonance : board of trustees task force on standardized protocols. *J Cardiovasc Magn Reson*, 10:35, 2008.
- [49] R. M. Heidemann, O. Ozsarlak, P. M. Parizel, J. Michiels, B. Kiefer, V. Jellus, M. Müller, F. A. Breuer, M. Blaimer, M. A. Griswold und P. M. Jakob. A brief review of parallel magnetic resonance imaging. *European Radiology*, 13(10):2323–37, 2003.

- [50] A. H. Davarpanah, Y. P. Chen, A. Kino und C. T. Farrelly. Accelerated Two-and Three-dimensional Cine MR Imaging of the Heart by Using a 32-Channel Coil. *Radiology*, 254(1):98–108, 2010.
- [51] P. Margosian, F. Schmitt und D. Purdy. Faster MR imaging: imaging with half the data. *Health Care Instrum*, 1(6):195, 1986.
- [52] E. M. Haacke, E. D. Lindskog und W. Lin. A fast, iterative, partial-fourier technique capable of local phase recovery. *J Magn Reson*, 92(1):126–145, 1991.
- [53] R. Semelka, N. Kelekis, D. Thomasson, M. A. Brown und G. Laub. HASTE MR imaging: description of technique and preliminary results in the abdomen. *J Magn Reson Imag*, 6:698–699, 1996.
- [54] J. J. van Vaals, M. E. Brummer, W. T. Dixon, H. H. Tuithof, H. Engels, R. C. Nelson, B. M. Gerety, J. L. Chezmar und J. a. den Boer. "Key-hole" method for accelerating imaging of contrast agent uptake. *J Magn Reson Imag*, 3(4):671–5, 1993.
- [55] M. Hutchinson und U. Raff. Fast MRI data acquisition using multiple detectors. *Magn Reson Med*, 6(1):87–91, 1988.
- [56] C. E. Hayes, N. Hattes und P. B. Roemer. Volume imaging with MR phased arrays. *Magn Reson Med*, 18(2):309–19, 1991.
- [57] M. Schmitt, A. Potthast, D. E. Sosnovik, J. R. Polimeni, G. C. Wiggins, C. Triantafyllou und L. L. Wald. A 128-channel receive-only cardiac coil for highly accelerated cardiac MRI at 3 Tesla. *Magn Reson Med*, 59(6):1431–9, 2008.
- [58] M. Blaimer, F. A. Breuer, M. Mueller, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. *Top Magn Reson Imag*, 15(4):223, 2004.
- [59] D. O. Walsh, A. F. Gmitro und M. W. Marcellin. Adaptive reconstruction of phased array MR imagery. *Magn Reson Med*, 43(5):682–90, 2000.
- [60] W. E. Kyriakos, L. P. Panych, D. F. Kacher, C. F. Westin, S. M. Bao, R. V. Mulkern und F. A. Jolesz. Sensitivity profiles from an array of coils for encoding and reconstruction in parallel (SPACE RIP). *Magn Reson Med*, 44(2):301–308, 2000.
- [61] M. Blaimer, F. A. Breuer, N. Seiberlich, M. F. Mueller, R. M. Heidemann, V. Jellus, G. Wiggins, L. L. Wald, M. A. Griswold und P. M. Jakob. Accelerated volumetric MRI with a SENSE/GRAPPA combination. *J Magn Reson Imag*, 24(2):444–50, 2006.

- [62] M. A. Griswold, P. M. Jakob, M. Nittka, J. W. Goldfarb und A. Haase. Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS). *Magn Reson Med*, 44(4):602–609, 2000.
- [63] M. A. Griswold, S. Kannengiesser, R. M. Heidemann, J. Wang und P. M. Jakob. Field-of-view limitations in parallel imaging. *Magn Reson Med*, 52(5):1118–26, 2004.
- [64] P. M. Jakob, M. A. Griswold, R. R. Edelman und D. K. Sodickson. AUTO-SMASH: a self-calibrating technique for SMASH imaging. *Magn Reson Mater Phy*, 7(1):42–54, 1998.
- [65] R. M. Heidemann, M. A. Griswold, A. Haase und P. M. Jakob. VD-AUTO-SMASH imaging. *Magn Reson Med*, 45(6):1066–74, 2001.
- [66] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer und A. Haase. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med*, 47(6):1202–1210, 2002.
- [67] Z. Wang, J. Wang und J. a. Detre. Improved data reconstruction method for GRAPPA. *Magn Reson Med*, 54(3):738–42, 2005.
- [68] P. Qu, B. Wu, C. Wang und G. X. Shen. Optimal Utilization of Acquired k-space Points for GRAPPA Reconstruction. In: *Proceedings of 13th Annual Meeting of ISMRM, Miami Beach, #2667*, 2005.
- [69] M. A. Griswold. Advanced k-space techniques. In: *Proceedings of the 2nd International Workshop on Parallel MRI, Zurich, Switzerland*, pages 16–18, 2004.
- [70] A. C. S. Brau, P. J. Beatty, S. Skare und R. Bammer. Comparison of reconstruction accuracy and efficiency among autocalibrating data-driven parallel imaging methods. *Magn Reson Med*, 59(2):382–95, 2008.
- [71] B. Jung, M. Honal, J. Hennig und M. Markl. k-t-Space accelerated myocardial perfusion. *J Magn Reson Imag*, 28(5):1080–5, 2008.
- [72] F. A. Breuer, S. A. R. Kannengiesser, M. Blaimer, N. Seiberlich, P. M. Jakob und M. A. Griswold. General formulation for quantitative G-factor calculation in GRAPPA reconstructions. *Magn Reson Med*, 62(3):739–46, 2009.
- [73] P. M. Robson, A. K. Grant, A. J. Madhuranthakam, R. Lattanzi, D. K. Sodickson und C. A. McKenzie. Comprehensive quantification of signal-to-noise ratio and g-factor for image-based and k-space-based parallel imaging reconstructions. *Magn Reson Med*, 60(4):895–907, 2008.

- [74] J. Cuppen und A. van Est. Reducing MR imaging time by one-sided reconstruction. *Magn Reson Imaging*, 5(6):526–527, 1987.
- [75] G. McGibney, M. R. Smith, S. T. Nichols und A. Crawley. Quantitative evaluation of several partial fourier reconstruction algorithms used in mri. *Magn Reson Med*, 30(1):51–59, 1993.
- [76] E. J. Candes, J. Romberg und T. Tao. Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. *IEEE Trans Inf Theory*, 52(2):489–509, 2006.
- [77] E. J. Candes. Near-optimal signal recovery from random projections: Universal encoding strategies? *IEEE Trans Inf Theory*, 52(12):5406–5425, 2006.
- [78] E. Candès und J. Romberg. Sparsity and incoherence in compressive sampling. *Inverse Probl*, 23:969–85, 2007.
- [79] R. Kraus. Compressed Sensing - Theorie, Algorithmik und Anwendung in der Medizintechnik. *Diplomarbeit an der Fakultät für Mathematik der Universität Karlsruhe (TH)*, 2008.
- [80] E. J. Candes. The restricted isometry property and its implications for compressed sensing. *Technical Report, California Institute of Technology*, 2008.
- [81] A. M. Bruckstein, D. L. Donoho und M. Elad. From Sparse Solutions of Systems of Equations to Sparse Modeling of Signals and Images. *SIAM Review*, 51(1):34–81, 2009.
- [82] D. L. Donoho. For Most Large Underdetermined Systems of Linear Equations Is Also the Sparsest Solution. *LIX*:797–829, 2006.
- [83] B. K. Natarajan. Sparse approximate solutions to linear systems. *SIAM J. Comput.*, 24(2):227–234, 1995.
- [84] S. Ma, W. Yin, Y. Zhang und A. Chakraborty. An efficient algorithm for compressed mr imaging using total variation and wavelets. In: *Computer Vision and Pattern Recognition, 2008. CVPR 2008. IEEE Conference on*, pages 1–8, 2008.
- [85] K. P. Pruessmann, M. Weiger, P. Börnert und P. Boesiger. Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories. *Magn Reson Med*, 46(4):638–51, 2001.
- [86] W. W. Hager und H. Zhang. A new Conjugate Gradient Method with Guaranteed Descent and an Efficient Line Search. *SIAM J Optim*, 16(1):170–192, 2005.

- [87] S. S. Chen, D. L. Donoho und M. A. Saunders. Atomic decomposition by basis pursuit. *SIAM J Sci Comput*, 20:33–61, 1999.
- [88] K. T. Block, M. Uecker und J. Frahm. Undersampled radial MRI with multiple coils. Iterative image reconstruction using a total variation constraint. *Magn Reson Med*, 57(6):1086–98, 2007.
- [89] I. Daubechies, M. Defrise und C. De Mol. An iterative thresholding algorithm for linear inverse problems with a sparsity constraint. *Commun Pure Appl Math*, 57(11):1413–1457, 2004.
- [90] A. S. Stern, D. L. Donoho und J. C. Hoch. NMR data processing using iterative thresholding and minimum $l(1)$ -norm reconstruction. *J Magn Reson*, 188(2):295–300, 2007.
- [91] S. Müller. Multifrequency selective rf pulses for multislice MR imaging. *Magn Reson Med*, 6(3):364–71, 1988.
- [92] S. Müller. Simultaneous multislice imaging (SIMUSIM) for improved cardiac imaging. *Magn Reson Med*, 10(1):145–55, 1989.
- [93] S. Müller. Multislice snapshot FLASH using SIMUSIM. *Magn Reson Med*, 15(3):497–500, 1990.
- [94] D. J. Larkman, J. V. Hajnal, A. H. Herlihy, G. A. Coutts, I. R. Young und G. Ehnholm. Use of multicoil arrays for separation of signal from multiple slices simultaneously excited. *J Magn Reson Imag*, 13(2):313–7, 2001.
- [95] A. Benninghoff und D. Drenckhahn. *Anatomie. 2. Herz-Kreislauf-System, Lymphatisches System, Endokrines System, Nervensystem, Sinnesorgane, Haut*. Urban & Schwarzenberg, 16. völlig überarbeitete Auflage, 2004.
- [96] W. D. Kreidel. *Kurzgefasstes Lehrbuch der Physiologie*. Georg Thieme Verlag, 3. überarbeitete Auflage, Stuttgart, 1973.
- [97] N. Wilke, M. Jerosch-Herold, Y. Wang, H. Yimei, B. V. Christensen, E. Stillman, K. Ugurbil, K. McDonald und R. F. Wilson. Myocardial Perfusion Reserve: Assessment with Multisection, Quantitative, First-Pass MR Imaging. *Radiology*, 204:373–384, 1997.
- [98] T. K. Foo, M. A. Bernstein, A. M. Aisen, R. J. Hernandez, B. D. Collick und T. Bernstein. Improved ejection fraction and flow velocity estimates with use of view sharing and uniform repetition time excitation with fast cardiac techniques. *Radiology*, 195:471–478, 1995.

- [99] G. S. Slavin und D. A. Bluemke. Spatial and temporal resolution in cardiovascular mr imaging: Review and recommendations1. *Radiology*, 234(2):330–338, 2005.
- [100] V. S. Lee, D. Resnick, J. M. Bundy und O. P. Simonetti. Cardiac Function: MR Evaluation in One Breath Hold with Real-time True Fast Imaging with Steady-State Precession. *Radiology*, 222:835–842, 2002.
- [101] J. Schwitter. Myocardial perfusion. *J Magn Reson Imag*, 24(5):953–63, 2006.
- [102] C. Bretschneider, F. A. Breuer, M. Blaimer, P. Schmitt, M. Mueller, M. A. Griswold und P. M. Jakob. CAIPIRINHA-TrueFisp for accelerated multi-slice parallel imaging. In: *Book of Abstracts, 21st Annual Meeting of ESMRMB (2004)*, #155.
- [103] M. Blaimer, M. Gutberlet, P. Kellman, F. A. Breuer, H. Köstler und M. A. Griswold. Virtual coil concept for improved parallel MRI employing conjugate symmetric signals. *Magn Reson Med*, 61(1):93–102, 2009.
- [104] D. R. Messroghli, A. Radjenovic, S. Kozerke, D. M. Higgins, M. U. Sivananthan und J. P. Ridgway. Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) for high-resolution T1 mapping of the heart. *Magn Reson Med*, 52(1):141–6, 2004.
- [105] S. Giri, Y.-C. Chung, A. Merchant, G. Mihai, S. Rajagopalan, S. V. Raman und O. P. Simonetti. T2 quantification for improved detection of myocardial edema. *J Cardio Magn Reson*, 11:56, 2009.
- [106] C. O. Ritter, A. Wilke, T. Wichmann, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. Comparison of intravascular and extracellular contrast media for absolute quantification of myocardial rest-perfusion using high-resolution MRI. *J Magn Reson Imag*, 33(5):1047–51, 2011.
- [107] C. Ganter. Off-resonance effects in the transient response of SSFP sequences. *Magn Reson Med*, 52(2):368–75, 2004.
- [108] M. Markl, M. T. Alley, C. J. Elkins und N. J. Pelc. Flow effects in balanced steady state free precession imaging. *Magn Reson Med*, 50(5):892–903, 2003.
- [109] P. Storey, W. Li, Q. Chen und R. R. Edelman. Flow artifacts in steady-state free precession cine imaging. *Magn Reson Med*, 51(1):115–22, 2004.

- [110] P. Ehses, N. Seiberlich, D. Ma, F. A. Breuer, P. M. Jakob, M. A. Griswold und V. Gulani. IR TrueFISP with a golden-ratio-based radial readout: Fast quantification of T1, T2, and proton density. *Magn Reson Med*, 000:1–3, 2012.
- [111] M. Deimling und G. A. Laub. Constructive Interference in steady state for motion sensitivity reduction. In: *Proceedings of 8th Annual Meeting of SMRM (1989)*, #842.
- [112] N. K. Bangerter, B. A. Hargreaves, S. S. Vasanawala, J. M. Pauly, G. E. Gold und D. G. Nishimura. Analysis of multiple-acquisition SSFP. *Magn Reson Med*, 51(5):1038–47, 2004.
- [113] P. Kellman, F. H. Epstein und E. R. McVeigh. Adaptive sensitivity encoding incorporating temporal filtering (TSENSE). *Magn Reson Med*, 45(5):846–852, 2001.
- [114] F. A. Breuer, P. Kellman, M. A. Griswold und P. M. Jakob. Dynamic autocalibrated parallel imaging using temporal GRAPPA (TGRAPPA). *Magn Reson Med*, 53(4):981–5, 2005.
- [115] L. Ge, A. Kino, M. Griswold, C. Mistretta, J. C. Carr und D. Li. Myocardial perfusion MRI with sliding-window conjugate-gradient HYPR. *Magn Reson Med*, 62(4):835–9, 2009.
- [116] J. Hennig, A. Nauerth und H. Friedburg. Rare imaging: A fast imaging method for clinical mr. *Magnetic Resonance in Medicine*, 3(6):823–833, 1986.
- [117] R. Manka, V. Vitonis, P. Boesiger, A. J. Flammer, S. Plein und S. Kozerke. Clinical feasibility of accelerated, high spatial resolution myocardial perfusion imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*, 3(7):710–7, 2010.
- [118] D. Stäb, C. O. Ritter, F. A. Breuer, A. M. Weng, D. Hahn und H. Köstler. CAIPIRINHA accelerated SSFP imaging. *Magn Reson Med*, 65(1):157–64, 2011.
- [119] M. Jerosch-Herold, R. T. Seethamraju, C. M. Swingen, N. M. Wilke und A. E. Stillman. Analysis of myocardial perfusion MRI. *J Magn Reson Imag*, 19(6):758–70, 2004.
- [120] M. D. Cerqueira, N. J. Weissman, V. Dilsizian, A. K. Jacobs, S. Kaul, K. Warren, J. Dudley, J. A. Rumberger, T. Ryan und M. S. Verani. Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart: A Statement for Healthcare Professionals From the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation*, 105(4):539–542, 2002.

- [121] H. Köstler, C. Ritter, M. Lipp, M. Beer, D. Hahn und J. Sandstede. Comparison of different contrast agents and doses for quantitative MR myocardial perfusion imaging. *J Magn Reson Imag*, 28(2):382–9, 2008.
- [122] H. Köstler, C. Ritter, M. Reiss-Zimmermann, M. Beer, D. Hahn und J. Sandstede. Correction for partial volume errors in MR heart perfusion imaging. *Magn Reson Med*, 51(4):848–52, 2004.
- [123] H. Köstler, C. Ritter, M. Lipp, M. Beer, D. Hahn und J. Sandstede. Prebolus quantitative MR heart perfusion imaging. *Magn Reson Med*, 52(2):296–9, 2004.
- [124] T. Shin, G. M. Pohost und K. S. Nayak. Systolic 3D first-pass myocardial perfusion MRI: Comparison with diastolic imaging in healthy subjects. *Magn Reson Med*, 63(4):858–64, 2010.
- [125] A. Meloni, N. Al-Saadi, G. Torheim, N. Hoebel, H. G. Reynolds, D. De Marchi, V. Positano, S. Burchielli und M. Lombardi. Myocardial first-pass perfusion: influence of spatial resolution and heart rate on the dark rim artifact. *Magn Reson Med*, 66(6):1731–8, 2011.
- [126] G. Adluru, S. P. Awate, T. Tasdizen, R. T. Whitaker und E. V. R. DiBella. Temporally constrained reconstruction of dynamic cardiac perfusion MRI. *Magn Reson Med*, 57(6):1027–36, 2007.
- [127] A. Fischer, F. Breuer, B. Martin, N. Seiberlich und P. M. Jakob. Accelerated Dynamic Imaging by Reconstructing Sparse Differences using Compressed Sensing. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 16 (2008)*, #341.
- [128] R. Chartrand. Fast algorithms for nonconvex compressive sensing: MRI reconstruction from very few data. In: *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium on*, pages 262–265, 2009.
- [129] M. Seeger, H. Nickisch, R. Pohmann und B. Schölkopf. Optimization of k-space trajectories for compressed sensing by Bayesian experimental design. *Magn Reson Med*, 63(1):116–26, 2010.
- [130] T. Wech, D. Stäb, J. C. Budich, A. Fischer, J. Tran-Gia, D. Hahn und H. Köstler. Resolution evaluation of MR images reconstructed by iterative thresholding algorithms for compressed sensing. *Medical Physics*, 39(7):4328–4338, 2012.
- [131] C. Sasi varnan, A. Jagan, J. Kaur, D. Jyoti und D. S. Rao. Image Quality Assessment Techniques pn Spatial Domain. *IJCST*, 2(3):177–184, 2011.

- [132] T. Wech. *Rekonstruktionstechniken mit Vorwissen in der funktionellen dynamischen Herzbildgebung*. Diplomarbeit, Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2010.
- [133] P. Lai, M. Lustig, A. C. Brau, S. Vasanawala, P. J. Beatty und M. Alley. Efficient L1SPIRiT Reconstruction (ESPIRiT) for Highly Accelerated 3D Volumetric MRI with Parallel Imaging and Compressed Sensing. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 18 (2010)*, #345.
- [134] F. Knoll, K. Bredies, T. Pock und R. Stollberger. Second order total generalized variation (TGV) for MRI. *Magn Reson Med*, 65(2):480–91, 2011.
- [135] S. Ajraoui, K. J. Lee, M. H. Deppe, S. R. Parnell, J. Parra-Robles und J. M. Wild. Compressed sensing in hyperpolarized ³He lung MRI. *Magn Reson Med*, 63(4):1059–69, 2010.
- [136] S. Plein, S. Kozerke, D. Suerder, T. F. Luescher, J. P. Greenwood, P. Boesiger und J. Schwitter. High spatial resolution myocardial perfusion cardiac magnetic resonance for the detection of coronary artery disease. *Eur Heart J*, 29(17):2148–55, 2008.

Anhang

A.1 Herleitung der Präparationsanregung

Magnetisierungspräparationen werden dazu verwendet, die Magnetisierung zu Beginn einer Messung in einen vorgegebenen wohldefinierten Zustand zu bringen. Unter anderem dienen sie der Vermeidung langwieriger Einschwingvorgänge bei *Steady-State*-Sequenzen. Hierbei versucht man den Magnetisierungsvektor mit Hilfe einer oder mehrerer Anregungen direkt auf die Trajektorie der Magnetisierung im stationären Zustand auszulenken.

Betrachtet man die *Steady-State*-Trajektorie des in Kap. 5 vorgestellten MS-CAIPIRINHA-Phasenzyklus mit $\phi = \pi/2$ und $\varepsilon = 0$ (vgl. Abb. A.1 a bzw. 5.3) und nimmt man an, dass die Messung mit einer Anregung mit der RF-Phase $\Phi_{(1)}^{\text{RF}} = 0$ beginnt, so erkennt man, dass die passende Präparationsanregung den Magnetisierungsvektor in Richtung des Vektors \vec{M} (Abb. A.1b) auslenken muss. Für die Phase der Präparationsanregung gilt dabei:

$$\Phi_{\text{prep}}^{\text{RF}}(\phi = \pi/2, \Phi_{(1)}^{\text{RF}} = 0) = 5\pi/4 \quad (\text{A.1})$$

Entsprechend gilt allgemein für die Phase in Abhängigkeit von der RF-Phase der folgenden ersten Anregung der Messung $\Phi_{(1)}^{\text{RF}}$:

$$\Phi_{\text{prep}}^{\text{RF}}(\phi = \pi/2) = 5\pi/4 + \Phi_{(1)}^{\text{RF}} \quad (\text{A.2})$$

Der Anregungswinkel der Präparationsanregung ist im Folgenden hergeleitet. Gemäß der in Abb. A.1 gezeigten Längen- und Winkeldefinitionen gilt:

$$M_0^2 = M'^2 + a^2 \quad (\text{A.3})$$

$$a = M' \sin\left(\frac{\alpha}{2}\right) \quad (\text{A.4})$$

$$c = |\vec{M}| \cos \alpha_{\text{prep}} = M_0 \cos \alpha_{\text{prep}} \quad (\text{A.5})$$

$$c = M' \cos\left(\frac{\alpha}{2}\right) \quad (\text{A.6})$$

Aus (A.3) und (A.4) lässt sich zunächst M' in Abhängigkeit von M_0 und α

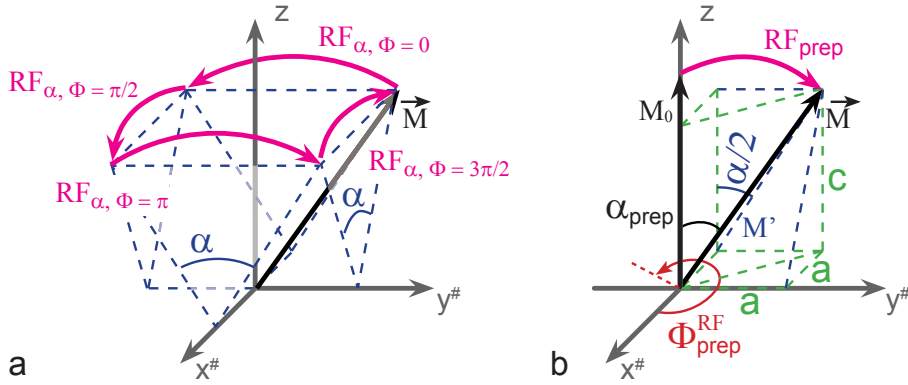


Abbildung A.1: Steady-State-Trajektorie der Magnetisierung für den Phasenzyklus $\phi = \pi/2$ (a) und Präparationsanregung für den Phasenzyklus $\phi = \pi/2$ und $\Phi_{(1)}^{RF} = 0$ (b). Die Ruhemagnetisierung M_0 wird mit der Anregung RF_{prep} (b) direkt auf ihre Steady-State-Trajektorie (a) ausgelenkt. Die Messung beginnt im Anschluss an die Präparationsanregung mit dem Einstrahlen eines RF-Pulses mit Flipwinkel α und RF-Phase Null ($RF_{\alpha, \Phi = 0}$). Aus den dargestellten geometrischen Verhältnissen können der Flipwinkel der Präparationsanregung α_{prep} in Abhängigkeit vom Flipwinkel α sowie die zugehörige RF-Phase abgeleitet werden. Hierzu sei erwähnt, dass eine Anregung mit RF-Phase Null die Magnetisierung gegen den Uhrzeigersinn um die $x^\#$ -Achse rotiert.

bestimmen:

$$\begin{aligned}
 M'^2 &= M_0^2 - M'^2 \sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right) \\
 M'^2 &= \frac{M_0^2}{1 + \sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)} \\
 M' &= \frac{M_0}{\sqrt{1 + \sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)}}. \tag{A.7}
 \end{aligned}$$

Aus (A.5) und (A.6) erhält man:

$$\cos \alpha_{prep} = \frac{M' \cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{M_0}.$$

Einsetzen von (A.7) liefert schließlich das Ergebnis:

$$\begin{aligned}
 \cos \alpha_{prep} &= \frac{M_0}{\sqrt{1 + \sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)}} \cdot \frac{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{M_0} \\
 \alpha_{prep} &= \arccos\left(\frac{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{1 + \sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)}\right). \tag{A.8}
 \end{aligned}$$

Infolge der obigen Überlegungen muss bei einem Phasenzyklus $\phi = \pi/2$ und einem Flipwinkel $\alpha = 50^\circ$ die Präparationsanregung mit $\alpha_{prep} = 33,4^\circ$ und

$\Phi_{\text{prep}}^{\text{RF}} = 5\pi/4$ durchgeführt werden. Für den Phasenzyklus $\phi = 3\pi/2$ lassen sich Flipwinkel und Phase der Präparationsanregung vollkommen analog herleiten. Wie in Abb. 5.3b ersichtlich, erhält man exakt denselben Anregungswinkel wie für $\phi = \pi/2$, allerdings muss die Anregung mit der Phase:

$$\Phi_{\text{prep}}^{\text{RF}}(\phi = 3\pi/2, \Phi_{(1)}^{\text{RF}}) = 3\pi/4 + \Phi_{(1)}^{\text{RF}} \quad (\text{A.9})$$

erfolgen. Abschließend sei erwähnt, dass die Präparationsanregungen, wie auch die konventionelle $\alpha/2$ -Präparation, lediglich bei resonanten Spins zu einem sanften Übergang in den stationären Zustand führt.

Danksagung

Diese Arbeit wurde vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF 01 EO1004) sowie von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG KO 2938/1-2) gefördert.

Ich möchte mich bei allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, für die großartige Unterstützung während der letzten Jahre herzlich bedanken.

Mein besonderer Dank gilt

meinem Doktorvater Prof. Dr. Peter M. Jakob, der mir die Möglichkeit gab, am Lehrstuhl für Experimentelle Physik V zu promovieren. Er hat diese Arbeit mit regem Interesse verfolgt und mich während der gesamten letzten Jahre unterstützt.

Prof. Dr. Herbert Köstler, der mich ausgezeichnet betreut und diese Arbeit mit vielen Ideen und fruchtbaren Diskussionen begleitet hat. Er gab mir am Institut für Röntgendiagnostik die Gelegenheit, an vielen interessanten Themen zu forschen. Bei Fragen und Problemen war seine Tür stets offen.

Prof. Dr. Dietbert Hahn für die Gelegenheit am Institut für Röntgendiagnostik zu forschen, die langjährige Unterstützung und das fortwährende Interesse an meiner Arbeit.

Dr. Felix A. Breuer, von dem ich sehr viel lernen konnte. Danke für die Freundschaft, aber auch für die tolle Zusammenarbeit, die viele Geduld beim Lesen meiner Manuskripte und die tatkräftige Unterstützung.

meinem langjährigen Zimmerkollegen Dr. Andreas M. Weng für sehr angenehme Arbeitsatmosphäre, die Unterstützung bei der Perfusionsquantifizierung sowie die schnelle Hilfe bei den vielen anderen Fragen und Problemen.

DANKSAGUNG

Johannes Tran-Gia und Tobias Wech, deren Diplomarbeiten ich ganz bzw. teilweise betreuen durfte und deren tolle Forschungsergebnisse ich in dieser Arbeit leider nur vereinzelt unterbringen konnte. Ich danke ihnen für die fruchtbare und sehr kurzweilige gemeinsame Arbeit an den spannenden Projekten.

meinen Kollegen Dr. Marcel Gutberlet, Dr. Markus Oechsner, Dr. André Fischer, Mario Zeller und Dr. Thomas Pabst, die immer mit Rat und Tat zur Seite standen und mit vielen anregenden Diskussionen und Gesprächen für viel Spaß und ein tolles Arbeitsklima sorgten.

Dr. Christian Ritter, für die medizinische Betreuung der Probanden- und Patientenuntersuchungen und das stete Interesse an meiner Arbeit.

Dr. André Fischer, Tobias Wech und Daniel Neumann für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

den vielen anderen Kolleginnen und Kollegen am Institut für Röntgendiagnostik und am Lehrstuhl für Experimentelle Physik V, die mich in den letzten Jahren tatkräftig unterstützt und für eine angenehme Arbeitsatmosphäre gesorgt haben.

meinen Eltern, für die stete Unterstützung und das große Vertrauen.

meiner Frau Regina. Ohne ihre Unterstützung, ihre Geduld, ihr Vertrauen und Verständnis wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Publikationen

Artikel

D. Stäb, T. Wech, F. A. Breuer, A. M. Weng, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. High Resolution Myocardial First-Pass Perfusion Imaging with Extended Anatomic Coverage. *J Magn Reson Imag*, (in Revision).

M. Zeller, M. Gutberlet, **D. Stäb**, C. O. Ritter, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. Density Weighted Turbo Spin Echo Imaging. *J Magn Reson Imag*, 37:965–973, 2013.

J. Tran-Gia, **D. Stäb**, D. Hahn und H. Köstler. Model-based Acceleration of Parameter mapping (MAP) for saturation prepared radially acquired data. *Magn Reson Med*, DOI 10.1002/mrm.24600, 2013.

D. Stäb, F. A. Breuer, C. O. Ritter, A. Greiser, D. Hahn und H. Köstler. Myocardial First-Pass Perfusion Imaging with High Resolution and Extended Coverage Using Multi-Slice CAIPIRINHA. *Magnetom Flash*, 51:10–16, 2013.

T. Wech, **D. Stäb**, J. C. Budich, A. Fischer, J. Tran-Gia, D. Hahn und H. Köstler. Resolution evaluation of MR images reconstructed by iterative thresholding algorithms for compressed sensing. *Medical Physics*, 39(7):4328–4338, 2012.

D. Stäb, C. O. Ritter, F. A. Breuer, A. M. Weng, D. Hahn und H. Köstler. CAIPIRINHA accelerated SSFP imaging. *Magn Reson Med*, 65:157–164, 2011.

T. Wech, M. Gutberlet, A. Greiser, **D. Stäb**, C. O. Ritter, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. High-resolution functional cardiac MR imaging using density-weighted real-time acquisition and a combination of compressed sensing and parallel imaging for image reconstruction. *RoFo*, 182:676–81, 2010.

M. Gutberlet, O. Geier, **D. Stäb**, C. Ritter, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. SNR-optimized myocardial perfusion imaging using parallel acquisition for effective density-weighted saturation recovery imaging. *Magn Reson Imag*, 28:341–350, 2010.

M. Beer, **D. Stäb**, M. Oechsner, D. Hahn, H. Köstler, H. Hebestreit, P. Jakob. Oxygen-enhanced functional MR lung imaging. *Radiologe*, 49:732–738, 2009.

M. Oechsner, E. D. Pracht, **D. Stäb**, J. F. T. Arnold, H. Köstler, D. Hahn, M. Beer und P. M Jakob. Lung imaging under free-breathing conditions. *Magn Reson Med*, 61:723–727, 2009.

Konferenzbeiträge

Vorträge

J. Tran-Gia, **D. Stäb**, D. Hahn and H. Köstler. A Model-Based Accelerated Parameter Mapping (MAP) algorithm for Saturation Prepared Radially Acquired Data. In: *Book of Abstracts, 29th Annual Meeting of ESMRMB (2012)*, #64.

D. Stäb, F. A. Breuer, A. M. Weng, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. Myocardial First-Pass Perfusion MRI with High Resolution and Large Anatomic Coverage. In: *Book of Abstracts, 29th Annual Meeting of ESMRMB (2012)*, #122.

D. Stäb, F. A. Breuer, C. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. CAIPIRINHA accelerated Myocardial First-Pass Perfusion Imaging with High Resolution and Extended Coverage - A Patient Study. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 20 (2012)*, #154.

J. Tran-Gia, **D. Stäb**, D. Hahn und H. Köstler. A Model-Based Reconstruction Technique for Parameter Mapping of Saturation Prepared Radially Acquired Data. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 20 (2012)*, #359.

J. Tran-Gia, **D. Stäb**, C. O. Ritter, H. Köstler und D. Hahn. A Model-Based Reconstruction Technique for Quantitative Myocardial Perfusion Imaging. In: *Abstracts of the Society of Cardiac Radiology (ESCR) 2011*, #120.

A. M. Weng, **D. Stäb**, T. Wech, C. O. Ritter, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. DECO Parallel real-time Imaging allows assessment of global cardiac function in free breathing. In: *Book of Abstracts, 28th Annual Meeting of ESMRMB (2011)*, #120.

T. Wech, **D. Stäb**, A. Fischer, D. Hahn und H. Köstler. On the Quality Evaluation for Images Reconstructed By Compressed Sensing. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 19 (2011)*, #73.

D. Stäb, C. O. Ritter, M. Beer, A. Weng, M. Gutberlet, D. Hahn und H. Köstler. Einsatz von Paralleler Bildgebung zur Steigerung des SNR in der MR-Herzperusionsbildgebung. In: *90. Röntgenkongress (2009), RöFo Sonderheft 1*, #152, 2009.

D. Stäb, F. Breuer, M. Blaimer, D. Hahn und H. Köstler. CAIPIRINHA-beschleunigte simultane Mehrschicht-Echtzeit-MR-Bildgebung mit TrueFISP. In: *90. Röntgenkongress (2009), RöFo Sonderheft 1*, #182.

D. Stäb, C. Ritter, A. Weng, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. Mit CAIPIRINHA beschleunigte Mehrschicht-TrueFISP-MR-Herzperusionsbildgebung mit vollständiger Herzabdeckung. In: *90. Röntgenkongress (2009), RöFo Sonderheft 1*, #207.

D. Stäb, D. Hahn und H. Köstler. CAIPIRINHA Accelerated simultaneous multi-slice real-time imaging of the heart using TrueFISP. In: *Abstracts of the Society of Cardiac Radiology (ESCR) 2009*, #56.

D. Stäb, C. Ritter, A. Wenig, M. Beer, M. Gutberlet, D. Hahn und H. Köstler. Whole heart myocardial perfusion imaging using CAIPIRINHA accelerated TrueFISP. In: *Book of Abstracts, 26th Annual Meeting of ESMRMB (2009)*, #86.

D. Stäb, C. Ritter, M. Gutberlet, M. Beer, D. Hahn und H. Köstler. CAIPIRINHA accelerated SSFP imaging. In: *Proc. ISMRM Third International Workshop on Parallel MRI (Santa Cruz, CA, USA, 23–26 October 2009)*.

M. Oechsner, **D. Stäb**, E. D. Pracht, P. M. Jakob, H. Köstler, D. Hahn und M. Beer. Sauerstoffgestützte T2* Bildgebung der menschlichen Lunge bei 0,2 Tesla. In: *89. Röntgenkongress (2008), RöFo Sonderheft 1*, #168.

M. Oechsner, **D. Stäb**, P. Jakob, J. F. Arnold, H. Köstler, T. Pabst, D. Hahn, M. Beer. Funktionelle Lungenbildgebung mit MRT bei 0,2 Tesla unter Verwendung von Kontrastmittel und Sauerstoff. In: *88. Röntgenkongress (2007), RöFo Sonderheft 1*, #197.

Poster

D. Stäb, T. Wech, D. Hahn und H. Köstler. Evaluation of Systematic and Statistical Reconstruction Errors in Compressed Sensing Reconstructions. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 21 (2013)*, #2614.

M. Zeller, A. Müller, M. Gutberlet, **D. Stäb**, D. Hahn und H. Köstler. Optimized Signal-to-Noise Ratio for Echo Planar Imaging with Density Weighting. In: *Proceedings of the 97th Scientific Assembly and Annual Meeting of RSNA (2011)*.

M. Zeller, A. Müller, M. Gutberlet, **D. Stäb**, D. Hahn und H. Köstler. Density weighted echo planar imaging for optimized SNR and shortened effective echo time. In: *Book of Abstracts, 29th Annual Meeting of ESMRMB (2012)*, #681.

D. Stäb, A. Fischer, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. Truncation artifacts and their impact on quantitative lung imaging. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 20 (2012)*, #3965.

T. Wech, **D. Stäb**, A. Fischer, D. Hahn und H. Köstler. Local Temporal Point Spread Function for CS Reconstructions Exploiting X-F-Sparsity. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 20 (2012)*, #4198.

M. Zeller, **D. Stäb**, M. Gutberlet, D. Hahn und H. Köstler. Density weighted fast spin echo imaging. In: *Proceedings of the 97th Scientific Assembly and Annual Meeting of RSNA (2011)*.

D. Stäb, F. A. Breuer, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. High Resolution Whole Heart Myocardial Perfusion MRI. In: *Abstracts of the Society of Cardiac Radiology (ESCR) 2011*, #401.

M. Zeller, M. Gutberlet, **D. Stäb**, D. Hahn und H. Köstler. Density weighted fast spin echo imaging. In: *Book of Abstracts, 28th Annual Meeting of ESMRMB (2011)*, #608.

J. Tran-Gia, **D. Stäb**, D. Hahn und H. Köstler. A model-based reconstruction technique for saturation prepared radially acquired data. In: *Book of Abstracts, 28th Annual Meeting of ESMRMB (2011)*, #624.

D. Stäb, F. A. Breuer, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. High Resolution Whole Heart Cardiac Perfusion Imaging Using CAIPIRINHA. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 19 (2011)*, #1340.

D. Stäb, J. Tran-Gia, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. AIF Determination for Quantitative Myocardial Perfusion Imaging Using a Model Based Reconstruction of Radially Acquired Data. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 19 (2011)*, #1341.

D. Stäb, Tobias Wech, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. Cardiac Perfusion Imaging Using a Combination of CAIPIRINHA and Compressed Sensing. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 19 (2011)*, #4376.

J. Tran-Gia, **D. Stäb**, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. A Model-Based Image Reconstruction Algorithm For Saturation Prepared Radially Acquired Data. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 19 (2011)*, #2813.

D. Stäb, T. Wech, M. Gutberlet, C. O. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. Highly Accelerated Functional MR Imaging of the Heart Using a Combination of Parallel Imaging and Compressed Sensing. In: *Abstracts of the Society of Cardiac Radiology (ESCR) 2010*, #222.

D. Stäb, C. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. Applying Parallel Imaging for SNR Enhancement. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 18 (2010)*, #2885.

D. Stäb, T. Wech, C. Ritter, D. Hahn und H. Köstler. Accelerated Simultaneous Multi-Slice Cardiac Cine Imaging Using a Combination of CAIPIRINHA and Compressed Sensing. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 18 (2010)*, #3594.

T. Wech, M. Gutberlet, **D. Stäb**, D. Hahn und H. Köstler. High Resolution, Functional Real-Time Cardiac MR Imaging Using a Combination of Compressed Sensing and Parallel Imaging. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 18 (2010)*: #3591.

T. Wech, M. Gutberlet, **D. Stäb**, D. Hahn und H. Köstler. Image quality parameters in MR images, reconstructed by using compressed sensing. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 18 (2010)*: #4885.

D. Stäb, D. Hahn und H. Köstler. SNR Enhancement by Application of Parallel Imaging. In: *Proc. ISMRM Third International Workshop on Parallel MRI (Santa Cruz, CA, USA, 23–26 October 2009)*.

D. Stäb, M. Gutberlet, F. Breuer, M. Blaimer, D. Hahn und H. Köstler. CAIPIRINHA accelerated simultaneous multi-slice TrueFISP real-time imaging. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 17 (2009)*, #2659.

D. Stäb, C. O. Ritter, A. Weng, M. J. Beer, M. Gutberlet, D. Hahn und H. Köstler. Myocardial perfusion imaging using CAIPIRINHA accelerated multi-slice saturation recovery TrueFISP. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 17 (2009)*, #1773.

D. Stäb, C. O. Ritter, A. Weng, M. Gutberlet, M. Wilhelm, D. Hahn, M. J. Beer und H. Köstler. Parallel Imaging to Enhance SNR in Myocardial First-Pass Perfusion. In: *Abstracts of the Society of Cardiac Radiology (ESCR) 2008*, #237.

M. Oechsner, **D. Stäb**, E. D. Pracht, H. Köstler, M. Beer, P. M. Jakob. Morphological and functional lung imaging during free respiration at 0.2 Tesla. In: *Book of Abstracts, 25th Annual Meeting of ESMRMB (2008)*, #297.

D. Stäb, M. Gutberlet, M. Blaimer, F. Breuer, D. Hahn und H. Köstler. CAIPIRINHA accelerated simultaneous multi-slice real-time imaging using TrueFISP. In: *Book of Abstracts, 25th Annual Meeting of ESMRMB (2008)*, #761.

M. Oechsner, **D. Stäb**, E. D. Pracht, J. F. T. Arnold, H. Köstler, D. Hahn, M. Beer, P. M. Jakob. Oxygen-Enhanced T1- And T2*-Mapping of the Human Lung at 0.2 Tesla. In: *Proc Intl Soc Magn Reson Med 16 (2008)* #3783.

Betreute Arbeiten

T. Wech. Rekonstruktionstechniken mit Vorwissen in der funktionellen dynamischen Herzbildgebung. *Diplomarbeit am Lehrstuhl für Experimentelle Physik V, Würzburg, 2010.*

J. Tran-Gia. Modellbasierte Rekonstruktion unterabgetasteter radialer Daten am Beispiel der Herzperfusion. *Diplomarbeit am Lehrstuhl für Experimentelle Physik V, Würzburg, 2010.*

ERKLÄRUNG

*Gemäß §5 Abs. 2, Ziff. 2, 3 und 5
der Promotionsordnung für die
Fakultät für Physik und Astronomie
der Julius-Maximilians-Universität
Würzburg vom 4. Oktober 2011.*

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich die Dissertation eigenständig, d. h. insbesondere selbstständig und ohne Hilfe einer kommerziellen Promotionsberatung angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

Ebenso versichere ich an Eides statt, dass ich die Gelegenheit zum Promotionsvorhaben nicht kommerziell vermittelt bekommen und insbesondere nicht eine Person oder Organisation, die gegen Entgelt Betreuer bzw. Betreuerinnen für die Anfertigung von Dissertationen sucht, eingeschaltet habe.

Ich habe die Regeln der Universität Würzburg über gute wissenschaftliche Praxis eingehalten.

Die Dissertation wurde bisher weder in gleicher noch in anderer Form in einem anderen Prüfungsfach vorgelegt.

Am 13. Juli 2005 wurde mir von der Heriot-Watt University in Edinburgh, Schottland/Großbritannien, der akademische Grad „Master Of Physics in Physical Science“, und am 22.08.2007 von der Universität Würzburg der akademische Grad „Dipl.-Phys. (Univ)“ verliehen. Andere akademische Grade habe ich weder erworben noch versucht zu erwerben.

Würzburg, 13. April 2013

(Daniel Stäb)