



# Entwicklung einer funktionellen 3D Magnetresonanz-Defäkographie

## Development of a functional 3D magnetic resonance defecography

Dissertation zur Erlangung des naturwissenschaftlichen Doktorgrades  
der Graduate School of Life Sciences,  
Julius-Maximilians-Universität Würzburg,  
Klasse Biomedizin

Vorgelegt von

Valentin Ratz

aus

Baden-Baden

Würzburg 2016



Eingereicht am: .....

## Mitglieder des Promotionskomitees:

Vorsitzender: Prof. Dr. Thomas Hünig

1. Betreuer: Prof. Dr. Herbert Köstler

2. Betreuer: Prof. Dr. Christian Ritter

3. Betreuer: Prof. Dr. Alfio Borzi

Tag des Promotionskolloquiums: .....

Doktorurkunden ausgehändigt am: .....



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Grundlagen der Magnetresonanzbildgebung</b>	<b>10</b>
2.1	Klassische Beschreibung der Magnetresonanzbildgebung . . . . .	10
2.1.1	Statisches Hauptmagnetfeld $\vec{B}_0$ . . . . .	11
2.1.2	Transversales Radiofrequenzfeld $\vec{B}_1$ . . . . .	12
2.1.3	Signalkodierende Gradientenfelder $G_{xyz}$ . . . . .	13
2.1.4	Signalgleichung . . . . .	14
2.1.5	k-Raum und diskrete Abtastung . . . . .	16
2.2	Bildgebungssequenzen und k-Raum Trajektorien . . . . .	17
2.3	Balanced Steady State Free Precession Sequenz . . . . .	20
2.4	Parallele Bildgebung . . . . .	22
2.5	GRAPPA Operator Gridding (GROG) . . . . .	25
2.6	Compressed Sensing . . . . .	26
<b>3</b>	<b>Entwicklung einer funktionellen 3D MR-Defäkographie</b>	<b>28</b>
3.1	Einleitung . . . . .	28
3.2	Material und Methoden . . . . .	35
3.2.1	GRAPPA Centric-Out Akquisition . . . . .	35
3.2.2	Stack-of-Stars Akquisition . . . . .	36
3.2.3	Radiologische Evaluation der Patientenmessungen . . . . .	47
3.3	Ergebnisse . . . . .	48
3.3.1	GRAPPA Centric-Out Akquisition . . . . .	48
3.3.2	Stack-of-Stars Akquisition . . . . .	50
3.3.3	Radiologische Evaluation der Patientenmessungen . . . . .	58
3.4	Diskussion . . . . .	62

4	Zusammenfassung	68
5	Ausblick	71
6	Summary	72
A	Literaturverzeichnis	74
B	Curriculum Vitae	81
C	Publikationen und Tagungsbeiträge	83
D	Eidesstattliche Erklärung/Affidavit	84
E	Danksagung	85

# 1 Einleitung

Bildgebende Verfahren spielen im klinischen Alltag bei der Diagnose und Behandlung unterschiedlichster Krankheitsbilder eine zentrale Rolle. Es existiert eine Vielzahl von Bildgebungsmodalitäten, wie beispielsweise die Computertomographie (CT), die Sonographie, nuklearmedizinische Methoden und die Magnetresonanztomographie (MRT), welche eine nicht-invasive Darstellung des Körperinneren ermöglichen. CT eignet sich besonders gut zur Darstellung von Skelettstrukturen. Die Sonographie ist im Vergleich zu CT und MRT ein besonders kostengünstiges bildgebendes Verfahren und wird unter anderem häufig in der Schwangerschaftsvorsorge eingesetzt. Bei der MRT wird das Bild weder über Röntgenstrahlen – wie bei der Computertomographie – noch über Druckwellen – wie bei der Sonographie – generiert, sondern über die Manipulation von Spins der körpereigenen Wasserstoffatome, also über die Manipulation einer physikalischen Eigenschaft von Atomkernen. Die Manipulation ist mit Hilfe von äußeren Magnetfeldern möglich und das hierdurch erzeugte MR-Signal lässt sich als Induktionsspannung in einem Array von Empfangsspulen detektieren. Diese spezielle Form der Bildgebung ermöglicht eine ungewöhnlich große Vielfalt unterschiedlicher Bildkontraste im Besonderen bei der Darstellung von Weichgewebe. Die Schichtbilder können hierbei mit beliebiger Ausrichtung akquiriert werden. Dies ist ohne den Einsatz ionisierender Röntgenstrahlung oder radioaktiver Stoffe möglich und für Patienten nicht schädlich.

Im Vergleich zu Sonographie und CT ist der Bildgebungsprozess in der MRT eher langsam. Dies macht sich gerade bei der Darstellung dynamischer Vorgänge im menschlichen Körper in Form von Bewegungsartefakten bemerkbar. Dennoch ist es mittlerweile durch die stetige Verbesserung der MR-Tomographen und durch die Entwicklung einer Reihe von Verfahren zur Beschleunigung der Datenakquisition möglich, komplexe und schnelle Bewegungen, wie beispiels-

weise den Herzschlag, mit MR-Bildgebung darzustellen [1]. Für periodische dynamische Bewegungen, wie den Herzschlag und die Atmung, wurden eine Reihe von Verfahren entwickelt, welche zumeist zusätzlich ein EKG Signal als Triggersignal einsetzen und/oder aus der Atembewegung ein Gatingsignal [2, 3, 4] ableiten. Die gemessenen Daten können dann bestimmten Herzphasen und/oder Atemzuständen zugeordnet werden [5].

Eine besondere Herausforderung ist jedoch nach wie vor die Darstellung komplett nicht-periodischer schneller Bewegungen, welche allein über eine schnelle, gegenüber Bewegungen robuste Datenakquisition erzielt werden kann. Hierzu werden besonders nicht-kartesische Verfahren zur Datenakquisition untersucht, welche Bewegungsartefakte weniger prominent erscheinen lassen und in Verbindung mit nicht-linearen Algorithmen zur Datenrekonstruktion stark beschleunigt werden können [6, 7].

Ein Beispiel für eine derartig unregelmäßige Bewegung ist die in dieser Arbeit behandelte dynamische Darstellung der Stuhlentleerung – auch Defäkographie genannt. Epidemiologische Studien schätzen, dass etwa ein Drittel der Gesamtbevölkerung an obstruktiven Darmerkrankungen leidet und eine normale Stuhlentleerung häufig nur unter großer Anstrengung oder unter Zuhilfenahme der Hand möglich ist [8, 9]. Hierfür können unter anderem eine Reihe funktioneller Pathologien verantwortlich sein, welche ausschließlich während der Stuhlentleerung auftreten. Deshalb ist für deren Diagnose und Behandlung eine dynamische Darstellung der Stuhlentleerung von großer Bedeutung. Aktuelle Verfahren stellen meist nur eine einzelne zentrale sagittale Schicht dar und sind daher in der Detektion lateral verschobener Pathologien stark limitiert.

Daher wird in dieser Arbeit eine 3D MR-Defäkographie vorgestellt, welche einen größeren Bereich abdeckt und damit zur Verbesserung der Diagnose lateral verschobener Pathologien beiträgt. Hierzu werden im folgenden Kapitel die für diese Anwendung wichtigen theoretischen Grundlagen der Magnetresonanzbildgebung erklärt. Anschließend wird die Anatomie des Beckenbodens



und relevante funktionelle Pathologien genauer erläutert und die für die Datenakquisition und Datenrekonstruktion bei der 3D MR-Defäkographie wichtigen Grundlagen beschrieben. Anhand von Patientenmessungen werden die gewonnenen Ergebnisse dann vorgestellt und analysiert. Zum Schluss werden diese noch einmal zusammengefasst und es wird ein Ausblick zu möglichen weiteren Anwendungsgebieten der vorgestellten Technik gegeben.

# 2 Grundlagen der Magnetresonanzbildgebung

Eine komplette physikalische Beschreibung des Phänomens der Magnetresonanz (MR) und die damit einhergehende MR-Bildgebung ist ausschließlich mit Hilfe der Quantenmechanik möglich. Diese ist jedoch für das Verständnis der klinisch relevanten Bildgebung nicht notwendig. Daher werden im Verlauf dieser Arbeit ausschließlich die klassische Beschreibung und die für diese Arbeit relevanten Aspekte der MR-Bildgebung erläutert. Für umfassende und detaillierte Einführungen in die MR-Bildgebung sei an dieser Stelle auf die gängige Literatur [10, 11, 12] verwiesen.

## 2.1 Klassische Beschreibung der Magnetresonanzbildgebung

Im Allgemeinen werden für die klinische MR-Bildgebung Wasserstoffatomkerne  $^1\text{H}$  verwendet. Diese kommen in großer Zahl in den fett- und wasserhaltigen Strukturen des menschlichen Körpers vor.  $^1\text{H}$  Atomkerne besitzen einen Spin  $\vec{s}$  und damit einhergehend ein magnetisches Moment  $\vec{\mu}$ . Ohne äußere Magnetfelder besitzen die Spins keine Vorzugsrichtung, sondern sind zufällig ausgerichtet. Dies ist schematisch in Abbildung 2.1a dargestellt. Bei der MR-Bildgebung manipuliert man dieses Spinensemble mit Hilfe von drei unterschiedlichen Arten von Magnetfeldern, welche in den folgenden Abschnitten beschrieben werden.

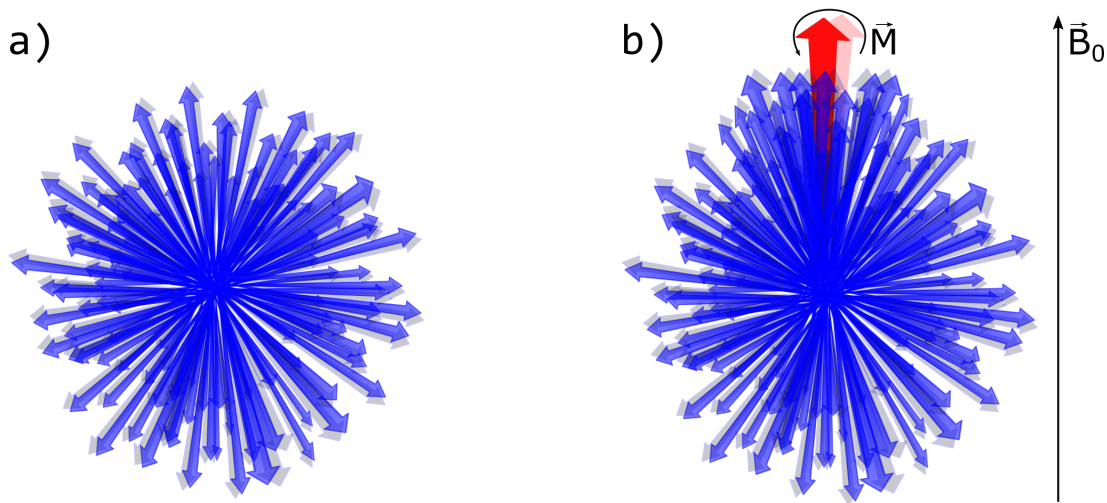


Abbildung 2.1: a) Schematische Darstellung eines Ensembles zufällig orientierter Spins.

b) Durch ein statisches Magnetfeld  $\vec{B}_0$  wird eine Richtung vorgegeben entlang derer sich die Spins bevorzugt ausrichten. Daraus resultiert eine Gesamtmagnetisierung  $\vec{M}$  parallel zu  $\vec{B}_0$ .

### 2.1.1 Statisches Hauptmagnetfeld $\vec{B}_0$

Jeder MR-Tomograph besitzt ein statisches Hauptmagnetfeld  $\vec{B}_0$ , welches zu meist mit Hilfe von supraleitenden Magnetfeldspulen durchgehend auf einer konstanten Magnetfeldstärke gehalten wird. Im klinischen Alltag werden hauptsächlich Geräte mit einer Magnetfeldstärke von  $B_0 = 1.5 \text{ T}$  bzw.  $B_0 = 3 \text{ T}$  eingesetzt.

Setzt man das in Abbildung 2.1a dargestellte Spinensemble einem solchen  $\vec{B}_0$ -Feld aus, orientiert sich ein größerer Teil der Spins in Richtung des  $\vec{B}_0$ -Feldes (siehe Abbildung 2.1b). Die daraus resultierende Gesamtmagnetisierung  $\vec{M}$  entspricht der Summe aller Spins innerhalb des betrachteten Ensembles  $\vec{M} = \sum \vec{\mu}$ . In der Regel wird die Richtung des Hauptmagnetfeldes als z-Richtung bzw. longitudinale Richtung festgelegt und die dazu senkrechte xy-Ebene als Trans-

versalebene bezeichnet. Die einzelnen magnetischen Momente und damit die Gesamtmagnetisierung  $\vec{M}$  werden durch das Hauptmagnetfeld zu einer Präzessionsbewegung um die z-Richtung angeregt. Dabei ist die Präzessionsfrequenz  $\omega$  proportional zur Feldstärke des Hauptmagnetfeldes  $B_0$ . Dies wird durch die Larmorgleichung [13]

$$\omega = \gamma B_0 \quad (2.1)$$

oder

$$f = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 \quad (2.2)$$

beschrieben.  $\gamma$  ist das gyromagnetische Verhältnis, eine vom jeweiligen Atomkern abhängige Materialkonstante. Für Wasserstoffatome gilt  $\frac{\gamma}{2\pi} = 42.576 \frac{\text{MHz}}{\text{T}}$  [11].

### 2.1.2 Transversales Radiofrequenzfeld $\vec{B}_1$

Zusätzlich zum statischen Hauptmagnetfeld  $\vec{B}_0$  wird ein zeitabhängiges Magnetfeld  $\vec{B}_1(t)$  in Form eines Radiofrequenzpulses eingestrahlt. Die Frequenz des Pulses ist auf die Larmorfrequenz der durch das  $\vec{B}_0$ -Feld polarisierten Spins abgestimmt. Durch diese Anregung lässt sich die Gesamtmagnetisierung  $\vec{M}$  in Richtung der Transversalebene umklappen. Der Umklappwinkel, um welchen  $\vec{M}$  gedreht wird, lässt sich über die Dauer und die Amplitude des eingestrahlten Radiofrequenzpulses variieren. Die Präzessionsbewegung bleibt dabei stets bestehen.

Die durch das  $\vec{B}_1$ -Feld umgeklappte Magnetisierung relaxiert zurück in den Ausgangszustand. Zur Beschreibung dieses Vorgangs betrachtet man die beiden Relaxationsprozesse der longitudinalen Komponente  $M_z$  und der transversalen Komponente  $M_{xy}$  unabhängig voneinander. Der exponentielle Anstieg der longitudinalen Komponente  $M_z$  innerhalb einer Zeit  $\tau$  lässt sich durch die Gleichung [14]

$$M_z(t + \tau) = M_0 \left(1 - e^{-\frac{\tau}{T_1}}\right) + M_z(t) \quad (2.3)$$

beschreiben. Dabei ist  $M_0$  die Anfangsmagnetisierung und  $T_1$  die sogenannte Spin-Gitter-Relaxationszeit. Diese charakterisiert den Energieaustausch der Spins mit der umgebenden Gewebematrix und die damit verbundene Wiederherstellung der longitudinalen Magnetisierung.

Analog lässt sich der Zerfall der transversalen Komponente  $M_{xy}$  mit der Gleichung

$$M_{xy}(t + \tau) = M_{xy}(t)e^{-\frac{\tau}{T_2}} \quad (2.4)$$

beschreiben.  $T_2$  wird als Spin-Spin-Relaxationszeit bezeichnet, da der Zerfall der transversalen Magnetisierung allein durch Dephasierung der Spins untereinander hervorgerufen wird. Dabei findet im Gegensatz zur  $T_1$ -Relaxation kein Energieaustausch statt.  $T_2$ -Relaxation ist weitgehend unabhängig von  $B_0$ , wohingegen die  $T_1$ -Relaxationszeiten mit steigendem  $B_0$  zunehmen.

Beide Relaxationsprozesse sind gewebespezifisch und ermöglichen zusammen mit der ebenfalls von Gewebe zu Gewebe variierenden Protonendichte ein breites Spektrum unterschiedlicher Bildkontraste in der MR-Bildgebung.

### 2.1.3 Signalkodierende Gradientenfelder $G_{xyz}$

Durch das Hauptmagnetfeld  $\vec{B}_0$  wird allen Spins gleichermaßen eine Vorzugsrichtung vorgegeben und auch das transversale Magnetfeld  $\vec{B}_1(t)$  führt in der Regel zur Anregung aller Spins. Die nach der Anregung rotierende Transversalkomponente der Gesamtmagnetisierung  $\vec{M}$  entspricht einem sich zeitlich ändernden magnetischen Fluss und induziert somit gemäß dem Faraday'schen Induktionsgesetz in einer Empfangsspule eine Induktionsspannung. Diese Induktionsspannung wird als MR-Signal bezeichnet.

Zur räumlichen Kodierung des MR-Signals werden nach der Anregung lineare Gradientenfelder  $G_{xyz}$  in allen drei Raumdimensionen verwendet. Dabei wird

jedoch lediglich die Magnetfeldstärke in  $z$ -Richtung gemäß

$$G_x = \frac{\partial B_z}{\partial x} \quad (2.5)$$

$$G_y = \frac{\partial B_z}{\partial y} \quad (2.6)$$

$$G_z = \frac{\partial B_z}{\partial z} \quad (2.7)$$

manipuliert, was wiederum zu einer ortsabhängigen linearen Variation der Larmorfrequenz bzw. der zeitlichen Änderung der Phase  $\phi(x, y, z, t)$

$$\omega(x, y, z, t) = \frac{d\phi(x, y, z, t)}{dt} = \gamma(B_0 + G_x(t)x + G_y(t)y + G_z(t)z) \quad (2.8)$$

führt. Wie im folgenden Abschnitt dargestellt wird, lässt sich das nun ortsabhängige MR-Signal über eine Fouriertransformation eindeutig in seine Frequenzanteile und die entsprechenden Amplituden zerlegen. Durch die räumliche Zuordnung der Frequenzanteile und Amplituden zu den jeweiligen Positionen erhält man schließlich ein Abbild des gemessenen Objekts.

### 2.1.4 Signalgleichung

Mathematisch lässt sich das Spinensemble als ein Ensemble von Oszillatoren mit Amplitude  $\rho(x, y, z, t)$  und Frequenz  $\omega(x, y, z, t)$ , welche wiederum der zeitlichen Änderung der Phase  $\phi(x, y, z, t)$  entspricht, beschreiben. Das MR-Signal kann daher durch das Integral [13]

$$s(t) = \int_z \int_y \int_x \rho(x, y, z, t) e^{-i\phi(x, y, z, t)} dx dy dz \quad (2.9)$$

über die Signalbeiträge aller Oszillatoren im angeregten Volumen beschrieben werden.  $\rho(x, y, z, t)$  ist abhängig von der Protonendichte der einzelnen Gewebearten, von den Relaxationsprozessen sowie von den Sensitivitäten der Emp-

fangspulen, welche zur Signaldetektion verwendet werden. Mit Gleichung 2.8 erhält man durch Integration über die Zeit, die über einen Zeitraum  $t$  akkumulierte Phase

$$\phi(x, y, z, t) = \gamma \left( B_0 t + \left( \int_0^t G_x(\tau) d\tau \right) x + \left( \int_0^t G_y(\tau) d\tau \right) y + \left( \int_0^t G_z(\tau) d\tau \right) z \right). \quad (2.10)$$

Durch Substitution der Integralterme mit

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_x(\tau) d\tau \quad (2.11)$$

$$k_y = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_y(\tau) d\tau \quad (2.12)$$

$$k_z = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_z(\tau) d\tau. \quad (2.13)$$

ergibt sich in Analogie zur Definition der dreidimensionalen Fouriertransformation einer Funktion  $f(x, y, z)$

$$F(k_x, k_y, k_z) = \int_z \int_y \int_x f(x, y, z) e^{-i2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)} dx dy dz \quad (2.14)$$

das MR-Signal als Fouriertransformierte der Funktion  $\rho(x, y, z, t)$ . Somit erhält man durch die inverse dreidimensionale Fouriertransformation der Signalgleichung

$$\rho(x, y, z, t) = \int_{k_z} \int_{k_y} \int_{k_x} s(t) e^{+i2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)} dk_x dk_y dk_z. \quad (2.15)$$

Diese Funktion  $\rho(x, y, z, t)$  entspricht dem Abbild der Protonendichte im gemessenen Objekt, gewichtet durch die beiden Relaxationsprozesse und die Spulensensitivitäten der Empfangsspulen.

## 2.1.5 k-Raum und diskrete Abtastung

Der durch die  $k_x$ ,  $k_y$  und  $k_z$  Werte charakterisierte Fourierraum wird in der MR-Literatur auch als k-Raum bezeichnet. Durch Variation der k-Werte in alle drei Dimensionen wird das MR-Signal an den entsprechenden k-Raum Positionen gemessen und mit Gleichung 2.15 das MR-Bild berechnet. Die Variation der k-Werte lässt sich gemäß den Gleichungen 2.11-2.13 über die Änderung der Dauer bzw. der Amplitude der Magnetfeldgradienten  $G_x$ ,  $G_y$  und  $G_z$  realisieren.

Es ist nicht möglich unendlich viele k-Werte zu messen, wie es im Idealfall zur Lösung von Gleichung 2.15 notwendig wäre. In der Realität wird das kontinuierliche MR-Signal diskret abgetastet und nur bis zu einem maximalen Wert  $k_{max}$  gemessen. Dies bedeutet für ein eindimensionales Signal  $F(k_x)$ , dass das tatsächlich gemessene Signal  $\hat{F}(k_x)$  durch [13]

$$\hat{F}(k_x) = F(k_x) \cdot \frac{1}{\Delta k_x} III\left(\frac{k_x}{\Delta k_x}\right) \cdot \Pi\left(\frac{k_x}{W_{k_x}}\right) \quad (2.16)$$

beschrieben wird. Das kontinuierliche Signal  $F(k_x)$  wird hierbei aufgrund der diskreten Abtastung mit einer Dirac-Kammfunktion  $III\left(\frac{k_x}{\Delta k_x}\right)$ , welche sich aus einer unendlichen Reihe von Dirac-Delta Funktionen zusammensetzt, und einer Rechteckfunktion  $\Pi\left(\frac{k_x}{W_{k_x}}\right)$ , welche die maximale k-Raum Ausdehnung begrenzt, multipliziert. Dabei ist  $\Delta k_x$  der Abstand zwischen zwei benachbarten Abtastpunkten im k-Raum und  $W_{k_x}$  die Breite des Abtastfensters im k-Raum von  $-k_{max}$  bis  $+k_{max}$ . Entsprechendes gilt für 3D Signale. Gemäß dem Faltungstheorem entspricht eine Multiplikation einzelner Funktionen im Frequenzraum einer Faltung der Fouriertransformationen der einzelnen Funktionen im Bildraum. Dadurch ist das Signal im Bildraum durch

$$\hat{f}_W(x) = f(x) * III(\Delta k_x x) * W_{k_x} \frac{\sin(\pi W_{k_x} x)}{\pi W_{k_x} x} \quad (2.17)$$

gegeben. Dies wiederum bedeutet, dass die diskrete Abtastung des Signals im



Frequenzraum zur Folge hat, dass im Bildraum Replikationen des Bildes im Abstand von  $\frac{1}{\Delta k_x}$  existieren. Den Abstand zwischen zwei benachbarten Replikationen bezeichnet man als Gesichtsfeld (engl.: FOV - Field-of-View)

$$FOV_x = \frac{1}{\Delta k_x} \quad (2.18)$$

$$FOV_y = \frac{1}{\Delta k_y} \quad (2.19)$$

$$FOV_z = \frac{1}{\Delta k_z}. \quad (2.20)$$

Das Nyquist-Theorem [11] besagt, dass ein auf  $k_{max}$  bandbegrenztetes Signal mindestens mit der doppelten Frequenz  $2 \cdot k_{max}$  abgetastet werden muss, damit sich benachbarte Replikationen nicht überlagern. Durch eine geringere Abtastfrequenz verletzt man das Nyquist-Theorem, wodurch sich benachbarte Replikationen in dieser Richtung überlagern. Man bezeichnet diese Überlagerungen als Einfaltungsartefakte (engl.: aliasing).

Der letzte Term in Gleichung 2.17 wird Punktspreizfunktion (PSF) genannt. Die von  $W_{k_x}$  abhängige Breite des Hauptmaximums der PSF limitiert die maximal erreichbare räumliche Auflösung (engl.: blurring). Die Nebenmaxima erscheinen besonders bei einem schmalen Abtastfenster  $W_{k_x}$  und besonders an Diskontinuitäten in der Signalintensität als ringförmige Gibbs-Artefakte [15] in den rekonstruierten Bildern.

## 2.2 Bildgebungssequenzen und k-Raum Trajektorien

Für die Datenakquisition werden in der MR-Bildgebung Sequenzen von RF-Pulsen und Magnetfeldgradienten verwendet. Die Amplitude und Dauer der Magnetfeldgradienten legt fest, entlang welcher Trajektorie die Daten im k-

Raum akquiriert werden. Es existiert eine Vielzahl unterschiedlicher k-Raum Trajektorien, jedoch wird in der klinischen MR-Bildgebung nahezu ausschließlich die kartesische Datenakquisition verwendet. Dabei wird, wie in Abbildung 2.2a dargestellt, der k-Raum zeilenweise abgetastet.

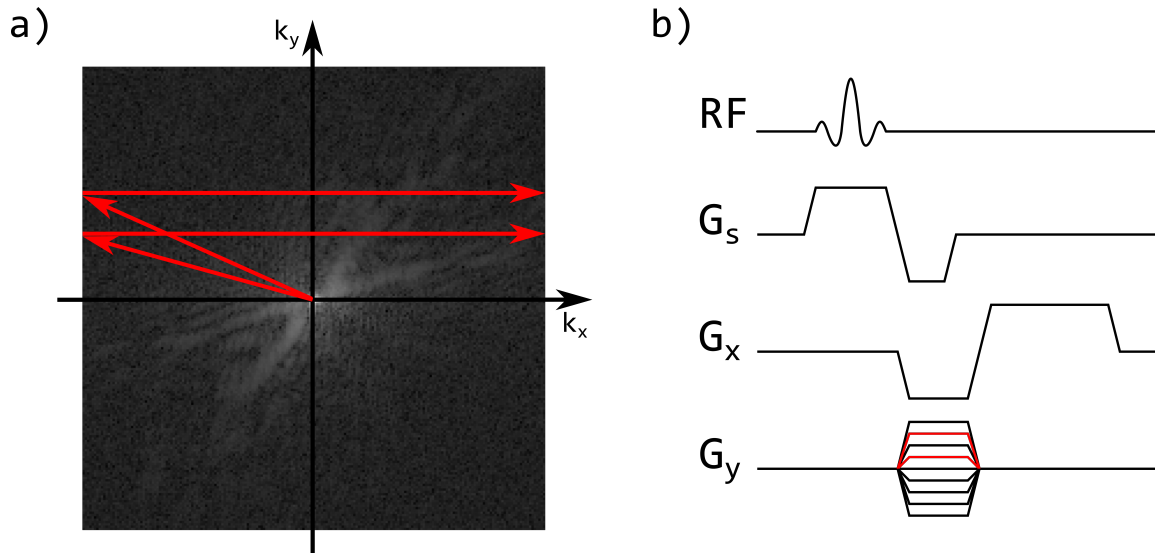


Abbildung 2.2: a) Schematische Darstellung der zeilenweisen Abtastung bei der kartesischen Datenakquisition.  
 b) Sequenzdiagramm einer kartesischen Gradientenechosequenz.

Das entsprechende Sequenzdiagramm in Abbildung 2.2b zeigt schematisch die zum Auslesen einer k-Raum Zeile erforderlichen Gradienten nach Anregung mit einem RF-Puls. Während des Anregungspulses wird in der Regel ein selektiver Gradient  $G_s$  in z-Richtung geschaltet, sodass nur die Spins innerhalb einer Schicht (2D-Bildgebung) bzw. eines Volumens (3D-Bildgebung) angeregt werden. Über die Bandbreite des auf die Resonanzfrequenz  $\omega_0$  abgestimmten RF-Pulses lässt sich die Schichtdicke variieren. Durch Umkehrung der Polarität des Gradienten  $G_s$  wird die bis dahin akkumulierte Phase rephasiert. Der negative Gradient  $G_x$  und  $G_y$  legen den Startpunkt der k-Raum Zeile

fest, welche mit Hilfe des positiven Gradienten  $G_x$  kodiert und mit einem Analog-Digital-Wandler ausgelesen wird. Die Signalkodierung durch  $G_x$  wird als Frequenzkodierung bezeichnet, da  $G_x$  die Frequenz entlang der x-Richtung während des gesamten Auslesevorgangs einer k-Raum Zeile variiert. Die Signalkodierung durch  $G_y$  hingegen wird als Phasenkodierung bezeichnet, da  $G_y$  lediglich vor dem Auslesevorgang für kurze Zeit geschaltet wird, sodass sich eine bestimmte Phasenbeziehung entlang der y-Richtung einstellt. Durch Wiederholung dieser Abfolge für verschiedene Amplituden der Phasenkodiergradienten lassen sich die k-Raum Daten Zeile für Zeile auslesen.

Man spricht bei dieser Art von Sequenzen von Gradientenechosequenzen, da die angeregten Spins durch den negativen  $G_x$ -Gradienten zunächst dephasiert und durch den positiven  $G_x$ -Gradienten rephasiert werden, wodurch sich ein Signalecho ausbildet. Außer Gradientenechosequenzen gibt es noch Spinechosequenzen, bei welchen das Signalecho durch einen zusätzlichen RF-Puls hervorgerufen wird. In dieser Arbeit wurden jedoch ausschließlich Gradientenechosequenzen verwendet.

Zur übersichtlicheren Darstellung ist in Abbildung 2.2 nur eine 2D Sequenz und der entsprechende k-Raum zu sehen. Bei einer kartesischen 3D Sequenz wird analog zu  $G_y$  noch eine zusätzliche Phasenkodierung in z-Richtung vorgenommen.

Eine weitere besonders in der Grundlagenforschung wichtige Form der k-Raum Abtastung ist die radiale Trajektorie. Hierbei werden radiale Speichen, wie bei einem Wagenrad, nacheinander akquiriert (siehe Abb. 2.3a). Hierzu ist ausschließlich eine Frequenzkodierung entlang der Speichenrichtung notwendig. In Abbildung 2.3b ist das entsprechende Sequenzdiagramm zu sehen. Nach der Anregung werden  $G_x$  und  $G_y$  analog zur kartesischen Frequenzkodierung geschaltet und zwar mit variierender Amplitude, wie es wiederum bei der kartesischen Phasenkodierung üblich ist. Der Winkel der aktuell gemessenen Speiche

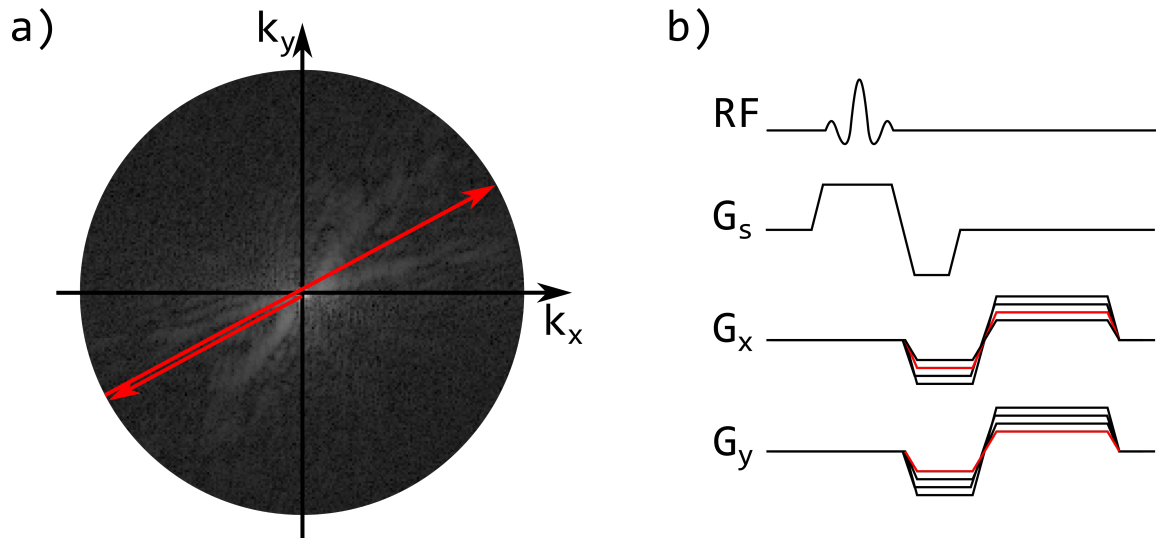


Abbildung 2.3: a) Schematische Darstellung der radialen k-Raum Trajektorie. b) Sequenzdiagramm einer radialen Gradientenechosequenz.

ist über das Verhältnis der Gradientenamplituden durch

$$\Theta = \tan^{-1} \left( \frac{G_y}{G_x} \right) \quad (2.21)$$

gegeben.

Es existiert eine Vielzahl weiterer nicht-kartesischer Trajektorien, die in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse wurden jedoch ausschließlich mit kartesischer und radialer Bildgebung gewonnen.

## 2.3 Balanced Steady State Free Precession Sequenz

Eine spezielle Form der Gradientenechosequenz ist die „balanced Steady State free Precession“ (bSSFP) Sequenz. Bei dieser Sequenz werden die Gradientenmomente entlang jeder Raumrichtung ausbalanciert, sodass das Integral über

die Gradientenmomente entlang jeder Raumrichtung Null ergibt. In Abbildung 2.4a ist das Sequenzdiagramm einer kartesischen bSSfP-Sequenz und in Abbildung 2.4b das Sequenzdiagramm einer radialen bSSfP-Sequenz dargestellt. Durch Wiederholung der Sequenz bildet sich ein Gleichgewichtszustand der

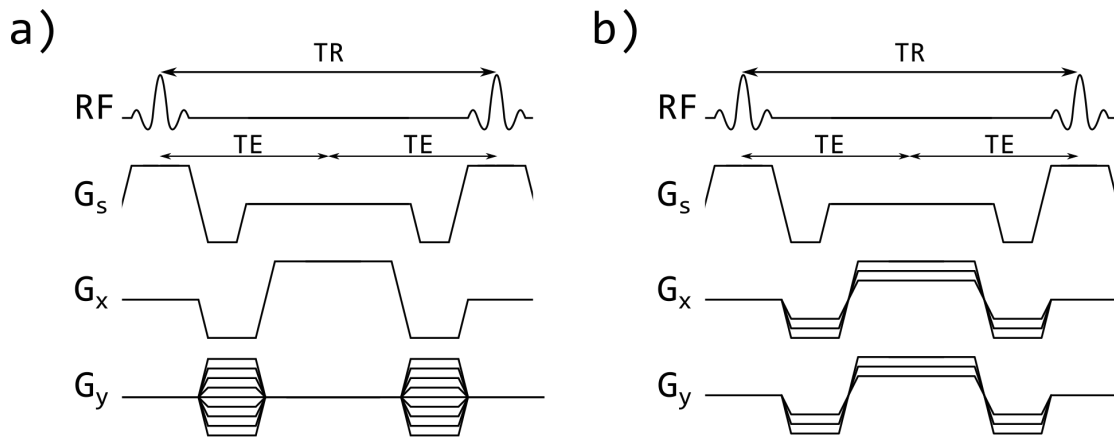


Abbildung 2.4: a) Sequenzdiagramm einer kartesischen bSSfP-Sequenz.  
b) Sequenzdiagramm einer radialen bSSfP-Sequenz.

Magnetisierung, auch „Steady State“ genannt, aus. Das bedeutet, dass die Amplitude der Magnetisierung von einer Anregung zur nächsten Anregung konstant bleibt. Für lange Repetitionszeiten ( $TR \gg 2 \cdot T_1$ ) relaxiert die gesamte Magnetisierung zurück zur Gleichgewichtsmagnetisierung  $M_0$ , sodass die „Steady State“ Magnetisierung gerade  $M_0$  entspricht. Für kurze Repetitionszeiten ( $TR \ll 2 \cdot T_2$ ) bildet sich sowohl für die transversale als auch für die longitudinale Magnetisierung ein „Steady State“ aus.

Durch die symmetrische Anordnung der Gradientenfelder gilt für die bSSfP-Sequenz  $TE = \frac{TR}{2}$ . Die bSSfP-Sequenz zeichnet sich durch ein besonders hohes Signal-zu-Rausch Verhältnis aus und liefert einen hohen Kontrast für Gewebe und Flüssigkeiten mit einem großen  $\frac{T_2}{T_1}$  Verhältnis. Das hohe Signal-zu-Rausch Verhältnis ist selbst bei sehr kurzem TR ( $\sim 3$  ms) gewährleistet, weshalb sich die bSSfP-Sequenz sehr gut für dynamische Bildgebung eignet.

Die mit der bSSfP-Sequenz gemessene Signalstärke variiert jedoch stark, je nachdem wie stark die Präzessionsfrequenz der Spins von der Resonanzfrequenz abweicht. Abweichungen von der Resonanzfrequenz – sogenannte Off-Resonanzen – werden beispielsweise durch Inhomogenitäten des  $\vec{B}_0$ -Feldes, durch Gradientenfelder aber auch durch chemische Verschiebungen und Suszeptibilitätsgrenzen hervorgerufen. Dabei kommt es auch zu Signalauslöschungen, welche sich in Form von schwarzen Linien – sogenannten „Banding“ Artefakten – im rekonstruierten Bild äußern.

## 2.4 Parallele Bildgebung

Der Datenakquisitionsprozess in der MR-Bildgebung ist im Vergleich zu anderen Bildgebungsverfahren – wie beispielsweise der Computertomographie (CT) – eher langsam. Die Repetitionszeit  $TR$  beträgt bei schnellen Gradientenechosequenzen ca.  $TR = 3$  ms. Die Messung eines 3D Volumens mit einer Matrixgröße von  $256 \times 256 \times 10$  dauert daher  $256 \cdot 10 \cdot 0,003 \text{ s} \approx 8 \text{ s}$ . Dies ist besonders für die Darstellung dynamischer Prozesse zu lange. Die Beschleunigung der Datenakquisition durch Reduktion der Schaltzeiten der verwendeten Gradientenfelder ist einerseits technisch limitiert, da die stromgesteuerten Gradientenfelder eine gewisse Zeit ( $\propto \mu\text{s}$ ) zum Ein- und Ausschalten benötigen. Außerdem kann ein zu schnelles Schalten der Gradienten zu Nervenstimulationen im Patienten führen.

Ein weiterer Ansatz die Datenakquisition zu beschleunigen ist die unvollständige Abtastung des  $k$ -Raums und anschließende Rekonstruktion der fehlenden Daten mittels paralleler Bildgebung. Die Unterabtastung führt, wie in Abschnitt 2.1.5 beschrieben, zu Aliasing Artefakten. Für die parallele Bildgebung ist nun wichtig, dass für die Signaldetektion in der Regel ein Array aus mehreren Empfangsspulen verwendet wird. Diese besitzen lokale Spulensensitivitäten, welche eine zusätzliche räumliche Zuordnung des detektierten MR-Signals

erlauben und damit eine Trennung der sich überlagernden Strukturen ermöglichen.

Es gibt Bildraum und k-Raum basierte Verfahren der parallelen Bildgebung. Die gängigsten Techniken dieser beiden Gruppen sind das Bildraum basierte „Sensitivity Encoding – SENSE“ [16] und das k-Raum basierte „Generalized Autocalibrated Partially Parallel Acquisition – GRAPPA“ [17]. In dieser Arbeit wurden ausschließlich k-Raum basierte Verfahren verwendet, weshalb die Grundlagen der parallelen Bildgebung im Folgenden anhand von GRAPPA beschrieben werden.

Eine häufige Art der Unterabtastung eines kartesischen k-Raums ist es, unter Verletzung des Nyquist-Theorems (siehe Abschnitt 2.1.5) nur jede zweite oder jede dritte k-Raum Zeile zu messen. Das vollständige sowie das zweifach unterabgetastete k-Raum Sampling ist mit den jeweiligen Rekonstruktionsergebnissen in Abbildung 2.5 dargestellt.

Bei GRAPPA handelt es sich um eine selbst kalibrierende Methode. Das bedeutet, dass keine zusätzliche Kalibrierungsmessung zur Bestimmung der Spulensensitivitäten notwendig ist. Stattdessen wird das k-Raum Zentrum vollständig abgetastet und mit diesen sogenannten „Autocalibrating Signal“ (ACS) Daten ein GRAPPA Kernel für die Datenrekonstruktion berechnet. Hierzu wird ein Ausschnitt der ACS-Daten für alle Empfangsspulen betrachtet. Entsprechend dem Abtastmuster in den äußeren k-Raum Bereichen werden nun die gemessenen Daten in allen Spulen ausgewählt und aus deren Linearkombination die nicht-gemessenen Daten rekonstruiert. Da im k-Raum Zentrum alle Daten gemessen wurden, lassen sich die für die Linearkombination erforderlichen Wichtungsfaktoren bestimmen und anschließend auf den gesamten k-Raum anwenden.

Inzwischen existiert eine Vielzahl unterschiedlicher k-Raum basierter Verfahren der parallelen Bildgebung [18, 19, 20]. Viele beruhen darauf, dass durch unregelmäßige Abtastung, beispielsweise mit pseudo-zufällig oder poisson-disc verteil-

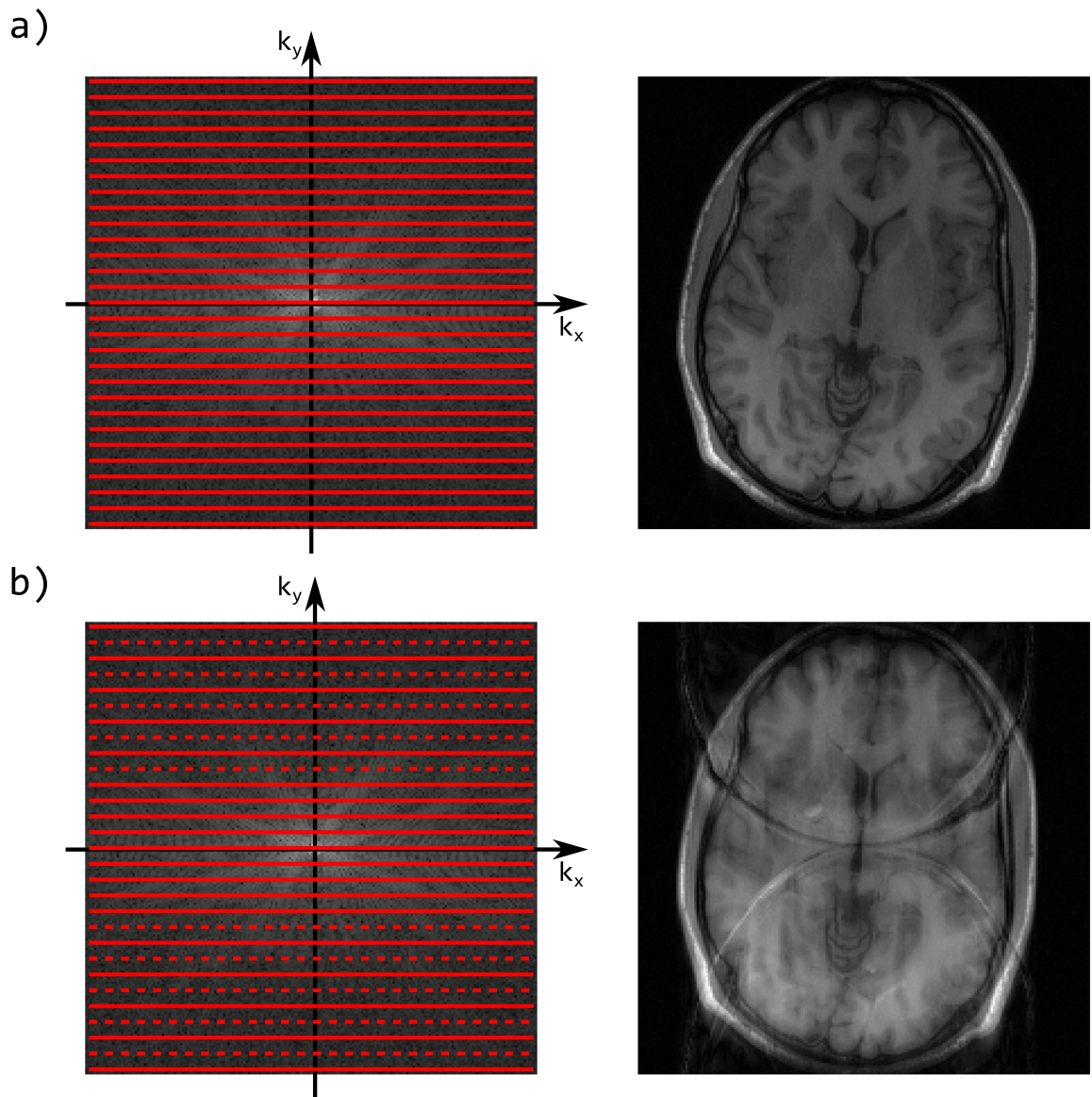


Abbildung 2.5: a) Vollabgetasteter k-Raum und das entsprechende Bild.  
 b) Unterabgetasteter k-Raum und das entsprechende Bild. Das k-Raum Zentrum wird zur Kalibrierung des GRAPPA-Kernels vollabgetastet.



ten Abtastpunkten, keine kohärenten, sondern inkohärente Aliasing Artefakte generiert werden. Dies führt besonders bei höheren Unterabtastungsfaktoren zu besseren Rekonstruktionsergebnissen als im Falle der kohärenten Artefakte [18]. Jede dieser Methoden ist mit einer Absenkung des Signal-zu-Rausch Verhältnisses (SNR) bzw. mit einer Rauschverstärkung gemäß der Gleichung [21]

$$SNR_{unt} = \frac{SNR_{voll}}{\sqrt{R} \cdot g(x, y, z)} \quad (2.22)$$

verbunden. Dabei berechnet sich das  $SNR_{unt}$  der unterabgetasteten Messung aus dem  $SNR_{voll}$  der vollständig gemessenen Daten geteilt durch die Quadratwurzel des Unterabtastungsfaktors  $R$  und den ortsabhängigen Geometriefaktor  $g(x, y, z)$ .  $R$  entspricht dem Verhältnis der Anzahl der Datenpunkte in einem vollständig gemessenen k-Raum zur Anzahl der tatsächlich gemessenen Datenpunkte.  $g(x, y, z)$  berücksichtigt zusätzlich die Spulengeometrie, also dass durch Spulenarrays bzw. durch die räumliche Variation der einzelnen Spulensensitivitäten auch das SNR bzw. die Rauschverstärkung räumlich variiert.

## 2.5 GRAPPA Operator Gridding (GROG)

Für die Bildrekonstruktion mittels einer diskreten Fouriertransformation gemäß Gleichung 2.14 müssen nicht-kartesisch gemessene Daten zuvor auf ein kartesisches Gitter gebracht werden (engl.: gridding). In dieser Arbeit wurde hierfür die GRAPPA Operator Gridding [22] Methode verwendet, welche eine erweiterte Form des im vorherigen Abschnitt beschriebenen GRAPPA Verfahrens ist. Der GRAPPA Operator ermöglicht nicht nur die Berechnung eines Punktes auf einer zu einer gemessenen k-Raum Linie benachbarten nicht gemessenen k-Raum Linie, sondern auch eine beliebige kleinere Verschiebung. Dadurch lassen sich für den Gridding Vorgang, analog zur GRAPPA Rekonstruktion, die nicht-kartesischen Daten als gemessene Daten und die Gitterpunkte des kartesischen

Gitters als nicht-gemessene Daten betrachten und somit die nicht-kartesischen Daten auf ein kartesisches Gitter verschieben. Anschließend ist die übliche Bildrekonstruktion mittels diskreter Fouriertransformation möglich.

## 2.6 Compressed Sensing

Ein weiterer Ansatz zur Rekonstruktion fehlender  $k$ -Raum Daten ist die im Jahr 2006 von Candes et al. [23] und Donoho et al. [24] vorgestellte Compressed Sensing Technik.

Drei Faktoren sind entscheidend für die Anwendbarkeit von Compressed Sensing [25]. Zum einen muss das Abtastungsschema so gewählt werden, dass durch Unterabtastung erzeugte Aliasing Artefakte im Bildraum inkohärent verteilt werden. Zum anderen müssen die Daten dünnbesetzt (engl.: sparse) sein. Das bedeutet, dass die Daten so transformiert werden können, dass nur wenige Pixel hohe Signalwerte und damit die wesentliche Bildinformation beinhalten und die restlichen Pixel sich nicht oder nur unwesentlich von Null unterscheiden. Außerdem bedarf es einer nicht-linearen Rekonstruktion, welche neben der Sparsität auch die Datenkonsistenz der rekonstruierten Daten mit den gemessenen Daten gewährleistet.

Mathematisch lässt sich dies durch das Minimierungsproblem

$$\min_m \|F_u m - y\|_2^2 + \lambda \|\Psi m\|_1 \quad (2.23)$$

beschreiben. Dabei ist  $m$  der aktuelle Ergebnisvektor und  $y$  ein Vektor der die gemessenen  $k$ -Raum Daten beinhaltet.  $F_u$  ist ein Operator der  $m$  Fourier transformiert und die rekonstruierten Daten an den Positionen der gemessenen Daten maskiert. Der erste Term minimiert daher die Differenz zwischen rekonstruierten und gemessenen Daten, wodurch die Datenkonsistenz gewährleistet ist.  $\Psi$  ist ein Transformationsoperator der den Ergebnisvektor  $m$  in eine sparse Domäne transformiert. Dies kann beispielsweise eine Wavelet-Transformation

sein.  $\lambda$  ist ein Regularisierungsparameter der das Verhältnis zwischen Datenkonsistenz und Sparsitätsbedingung festlegt.

# 3 Entwicklung einer funktionellen 3D MR-Defäkographie

## 3.1 Einleitung

Epidemiologische Studien schätzen die Inzidenz chronischer Obstipation auf bis zu 27 % der Gesamtbevölkerung [8]. Dabei sind Frauen, insbesondere ältere Frauen, deutlich häufiger betroffen als Männer, was zumeist auf vorangegangene Schwangerschaften oder eine Hysterektomie zurückzuführen ist. Daher wird im Folgenden die chronische Obstipation und die damit einhergehenden funktionellen Pathologien am Beispiel des weiblichen Beckenbodens beschrieben. Die Erkrankung ist verbunden mit verlängerter, unvollständiger und schmerzhafter Stuhlentleerung, einem Blockadegefühl und Unterleibsschmerzen. Nicht wenigen Betroffenen ist die Stuhlentleerung nur unter Zuhilfenahme der Hand möglich. Ursache für derartige Symptome kann ein Geburtstrauma oder chronisches Pressen sein. Die Symptome sind für eine drastische Reduktion der Lebensqualität verantwortlich [26, 27] und sind psychisch belastend für die Patienten.

In den sogenannten Rom III Kriterien [28, 29] aus dem Jahr 2006 wurde unter anderem eine umfassende standardisierte Diagnose und Behandlung chronischer Obstipation festgelegt. Laut diesen Kriterien liegt eine chronische Obstipation vor, wenn wenigstens zwei der folgenden Symptome innerhalb von drei Monaten des letzten halben Jahres vorliegen [30]:

- heftiges Pressen bei mehr als 25 % der Defäkationen

- harte Stühle bei mehr als 25 % der Defäkationen
- Gefühl der unvollständigen Entleerung bei mehr als 25 % der Defäkationen
- manuelle Manöver zur Stuhlentleerung bei mehr als 25 % der Defäkationen
- zwei oder weniger Entleerungen pro Woche

Obstruktionssymptome können durch eine Verengung des Darmlumens, beispielsweise durch Neoplasien, aber auch durch funktionelle Störungen während der Defäkation hervorgerufen werden. Häufig auftretende funktionelle Störungen sind beispielsweise der innere Rektumvorfall, auch Intussuszeption genannt, die anteriore Rektozele oder die Enterozele. Beim inneren Rektumvorfall handelt es sich um die Einstülpung des Enddarms in das Darmlumen. Als anteriore Rektozele wird die Aussackung des Rektums in die vaginale Hinterwand bezeichnet. Bei der Enterozele schiebt sich während des Pressmanövers ein Dünndarmanteil aus dem Bauchraum in das kleine Becken.

Derartige strukturelle Veränderungen beruhen auf einer Schwächung der Beckenbodenmuskulatur. Häufig kommt es bei Patienten mit chronischer Obstipation aufgrund dieser Schwächung während der Defäkation zu einem Beckenbodendeszensus, d. h. zu einer verstärkten Absenkung der Organe des Beckenbodens. Im Fall einer Störung der Stuhlentleerung kommt es besonders zur Absenkung des hinteren Kompartiments. Dies kann bei einer besonders schwerwiegenden Dysfunktion zum äußeren Rektumvorfall führen, bei welchem es zur Ausstülpung des Mastdarms aus dem After kommt.

Eine schematische Darstellung des weiblichen Beckenbodens und möglicher funktioneller Pathologien ist in Abbildung 3.1 (nach [31]) zu sehen.

Die Pfeile deuten die Bewegungsrichtungen der Pathologien während der Defäkation an. Da derartige funktionelle Pathologien häufig erst bei der Anwendung

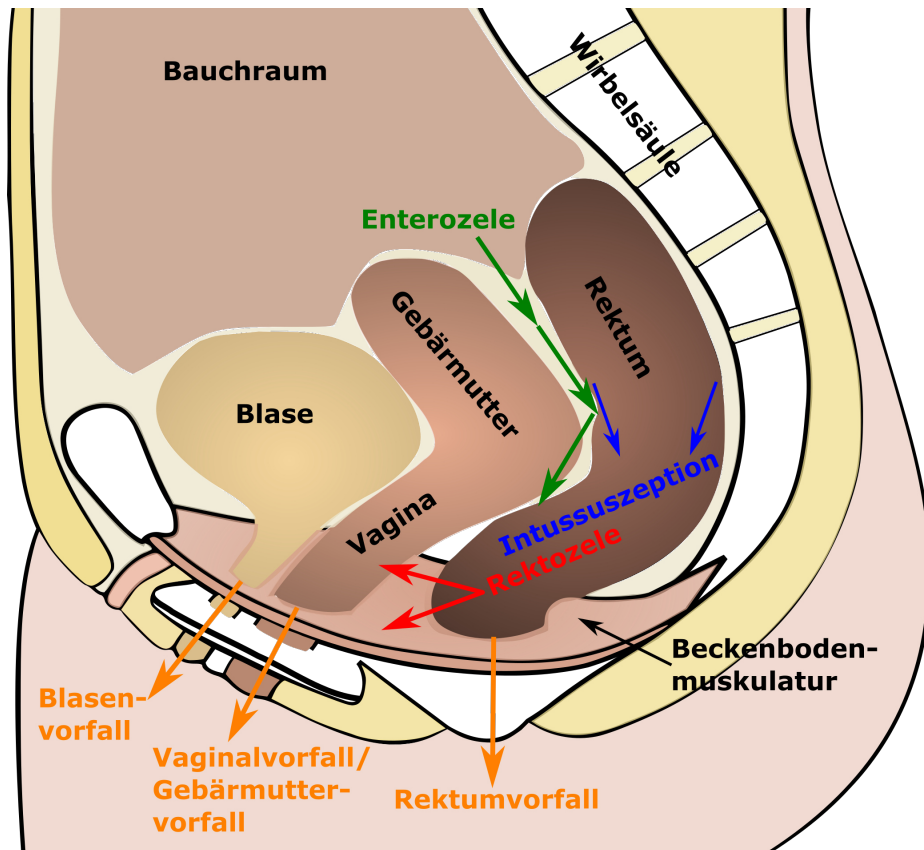


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung des weiblichen Beckenbodens. Die Bewegungsrichtungen von Rektozele, Intussuszeption sowie weiterer funktioneller Beckenbodenstörungen sind durch Pfeile angedeutet.

der Bauchpresse während der Stuhlentleerung auftreten, ist für deren Beurteilung eine funktionelle Diagnostik, welche die Dynamik des Entleerungsvorgangs darstellt, notwendig.

Der Goldstandard zur funktionellen Evaluation von Patienten mit chronischer Obstipation ist die Entero-Colpo-Cysto-Defäkographie (ECCD) [9]. Es handelt sich dabei um eine radiographische Methode, welche Informationen über anatomische und funktionelle Änderungen des Anorektums in Ruhe und während der Defäkation bietet. Ein Nachteil dieser Untersuchungsmethode ist die

Applikation von ionisierender Strahlung im Bereich des Beckenbodens. Die applizierte Strahlendosis bei einer standardmäßigen Durchleuchtung beträgt ca. 3,2 mSv [32]. Außerdem ist der Untersuchungsverlauf für die Patienten äußerst unangenehm, da Rektum und Vagina mit bariumhaltigem Kontrastmittel, der Dünndarm mit barium- und iodhaltigem Kontrastmittel und zusätzlich die Blase mit iodhaltigem Kontrastmittel gefüllt werden. Dennoch besitzt die Methode eine hohe Sensitivität bezüglich der Erkennung funktioneller Obstruktionspathologien und ist daher weit verbreitet. In Abbildung 3.2 ist ein Bild aus der dynamischen ECCD Untersuchung einer Patientin mit einer anterioren Rektozele zu sehen.

Alternativ wird die dynamische MR-Defäkographie zur Untersuchung dieser Symptome verwendet [33]. Die MR-Defäkographie ermöglicht eine detaillierte Darstellung der Anatomie des Beckenbodens und der Dynamik der Defäkation. Im Gegensatz zur ECCD ist für die MR-Defäkographie keine ionisierende Strahlung nötig und es muss lediglich das Rektum, beispielsweise mit Ultraschallgel, kontrastiert werden. Ein Nachteil der MR-Defäkographie ist die langsame Datenakquisition. Diese erlaubt mit Standard Beschleunigungsverfahren lediglich die dynamische Darstellung innerhalb einer bis drei 2D Schichten.

Das aktuell verwendete 2D MR-Defäkographie Protokoll besteht aus 3 statischen  $T_2$ -gewichteten Turbo-Spinechosequenzen [34] in coronarer, transversaler und sagittaler Schichtführung. Diese dienen als Scout Messung und geben einen detaillierten Überblick über die Anatomie des Beckenbodens des jeweiligen Patienten. Hierüber lassen sich beispielsweise Aussagen über die Symmetrie der Beckenbodenmuskulatur treffen und es kann eine genaue Positionierung der in der darauffolgenden dynamischen Messung dargestellten Schichten vorgenommen werden.

Bei der dynamischen Messung wird anschließend eine kartesische 2D bSSFP-Sequenz (siehe Abschnitt 2.3) mit GRAPPA Beschleunigungsfaktor  $R = 2$  (siehe Abschnitt 2.4) gemessen. Dabei werden der Reihe nach drei sagittale

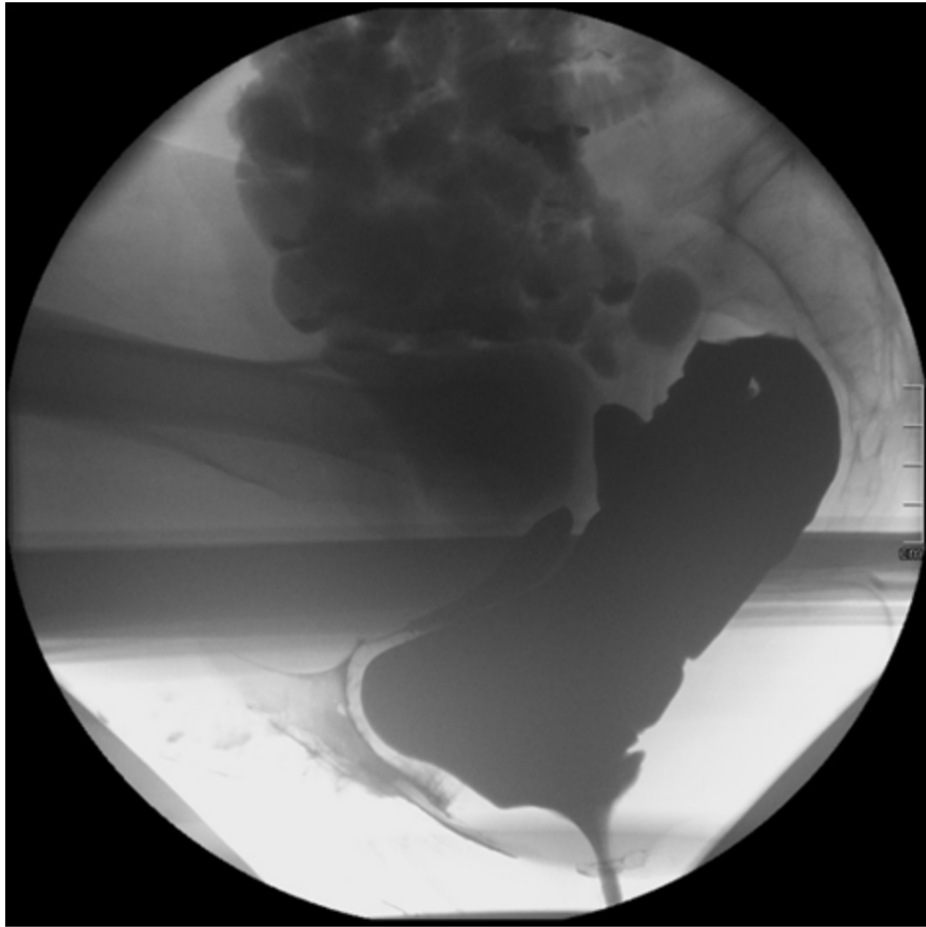


Abbildung 3.2: ECCD einer Patientin mit einer anterioren Rektozele.

Schichten im Abstand von ca. 1 cm angeregt, ausgelesen und dieser Vorgang dann ohne Unterbrechung eine Minute lang wiederholt. Die Akquisitionszeit für drei aufeinanderfolgende Schichten beträgt ca. eine Sekunde.

In Abbildung 3.3 ist ein Zeitpunkt einer dynamisch gemessenen Zeitserie für alle drei Schichten dargestellt. Auf den Bildern ist deutlich das mit Ultraschallgel gefüllte Rektum zu erkennen. Der rote Pfeil deutet auf eine anteriore Rektozele. Diese ist zwar auf den Bildern deutlich zu erkennen, die Diagnose ist jedoch durch einen Lufteinschluss beeinträchtigt. Den Lufteinschluss in Schicht 2 zeigt Abbildung 3.4 in einer vergrößerten Darstellung.





Abbildung 3.3: Ein Zeitpunkt aus einer dynamisch gemessenen 2D MR-Defäkographie Messung für alle drei 2D Schichten.

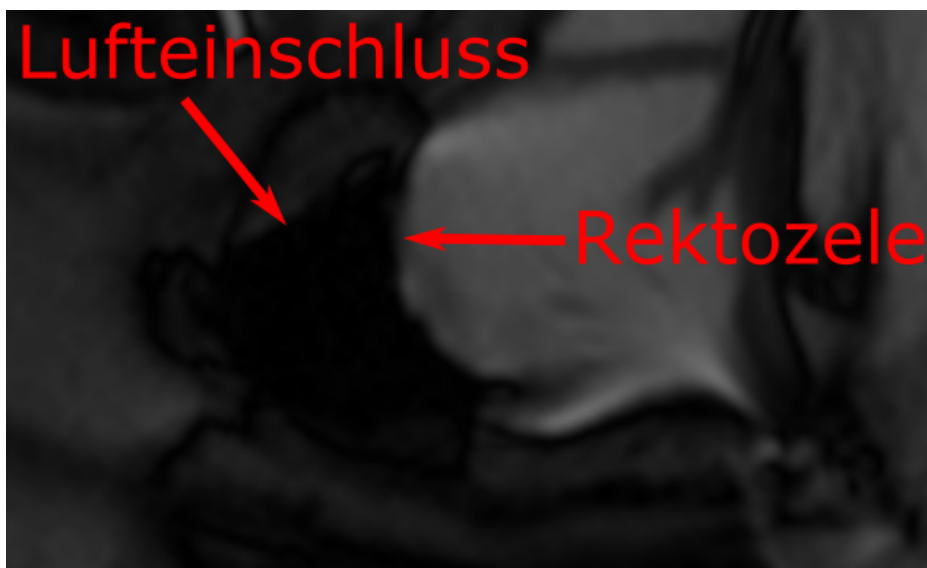


Abbildung 3.4: Ein Lufteinschluss bei der Füllung des Rektums mit Kontrastmittel kann die Diagnose erheblich beeinträchtigen.

Zu Lufteinschlüssen kann es bei der Füllung des Rektums mit Ultraschallgel kommen. Dies stellt ein Problem dar, da durch den Lufteinschluss am ventralen Ende der Rektozele eine genaue Bestimmung der Größe der Patholo-

gie nicht möglich ist. Außerdem ist die bSSfP-Sequenz besonders anfällig für Suszeptibilitätsänderungen, welche zwischen Luft und Gewebe bzw. Luft und Kontrastmittel besonders groß sind. Dies äußert sich in den rekonstruierten Bildern in Form von Banding Artefakten. Daher ist es äußerst wichtig, dass bei der Verabreichung des Kontrastmittels Lufteinschlüsse vermieden werden.

Ein weiteres Problem stellt die Positionierung der Schichten dar. Funktionelle Pathologien, wie eine anteriore Rektozele oder eine Intussuszeption, sind auf den statischen TSE Bildern nicht zu sehen, da sie in der Regel erst während der Defäkation entstehen. Normalerweise wird deshalb die zentrale Schicht mittig im Rektum positioniert, wodurch es sein kann, dass Pathologien nicht oder nicht in ihrer größten Ausdehnung erfasst werden. Diese geringe Abdeckung des Beckenbodens während der dynamischen Untersuchung schränkt die Evaluation lateral gelegener Pathologien erheblich ein, was zu der geringeren Sensitivität gegenüber der ECCD führt. Aber auch die ECCD ist als Durchleuchtungsmethode bezüglich der Evaluation lateral gelegener Pathologien limitiert.

Daher war es das Ziel dieser Arbeit eine 3D MR-Defäkographie zu entwickeln und zu implementieren, welche eine bessere Abdeckung des Beckenbodens während der dynamischen Untersuchung ermöglicht und dadurch die Evaluation lateral verschobener Pathologien erlaubt.

## 3.2 Material und Methoden

Alle Messungen wurden an 3T Ganzkörper MR-Geräten (MAGNETOM Prisma and MAGNETOM Skyra, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Die in dieser Arbeit verwendeten Algorithmen zur Bildrekonstruktion wurden in Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States) implementiert. Die Studie wurde von der Ethikkommission bewilligt und unter dem Titel „Entwicklung einer funktionellen 3D MR-basierten Diagnostik der intestinalen Obstruktion“ im Deutschen Register klinischer Studien registriert. Alle Patienten wurden vor der Messung über die Studie aufgeklärt und haben ihre Einwilligung zur Studienteilnahme schriftlich bestätigt.

### 3.2.1 GRAPPA Centric-Out Akquisition

In der klinischen Routine werden nahezu ausschließlich kartesische Sequenzen verwendet, da diese sehr gut erforscht und im Vergleich zu nicht-kartesischen Trajektorien unempfindlicher gegenüber Trajektorienfehlern sind. Daher wurde in dieser Arbeit zunächst die Datenakquisition mittels stark unterabgetasteter kartesischer Sequenzen untersucht.

Ausgangspunkt war das zweidimensionale kartesische Abtastschema mit regelmäßiger zweifacher Unterabtastung in Verbindung mit einer 2D GRAPPA Rekonstruktion, wie es in der 2D MR-Defäkographie verwendet wird. Die einfachste Erweiterung in Bezug auf die Entwicklung einer 3D MR-Defäkographie ist die Wahl einer höheren regelmäßigen Unterabtastung in Verbindung mit einer kartesischen 3D Sequenz. Die Erhöhung des Unterabtastungsfaktors geht jedoch mit einer deutlichen Rauschverstärkung einher (siehe Abschnitt 2.4). Zusätzlich führt die starke Bewegung während der im Vergleich zu einer 2D Schicht längeren Akquisition eines 3D Volumens zu inkonsistenten Daten. Dies beeinträchtigt wiederum die Kalibrierung für die Datenrekonstruktion. Dateninkonsistenz und fehlende Daten machen sich besonders im  $k$ -Raum Zentrum

bemerkbar, da dort die Signalenergie am höchsten ist und sich fehlende bzw. inkonsistente Daten in diesem Bereich in einer hohen Artefaktenergie im rekonstruierten Bild äußern.

Da eine hohe Beschleunigung für die Akquisition eines 3D Volumens innerhalb einer bis zwei Sekunden zwingend erforderlich ist, ist es notwendig, dass durch eine schnellere Akquisition des k-Raum Zentrums zumindest die Datenkonsistenz besser gewährleistet wird. Hierzu wurde eine kartesische Centric-Out Trajektorie entwickelt und implementiert, bei welcher das k-Raum Zentrum des 3D Volumens früher gemessen wird als die k-Raum Peripherie. Die verwendete Trajektorie in der  $k_y$ - $k_z$ -Ebene ist in Abbildung 3.5 dargestellt.

Verfolgt man der Reihe nach die nummerierten Pfeile, wird deutlich, dass mit diesem Abtastschema zunächst die mittleren Bereiche der zentralen Partitionen akquiriert werden und erst anschließend die äußeren k-Raum Bereiche. Jeder Punkt in der Abbildung entspricht einer kompletten „Read-Out“ Linie in  $k_x$ -Richtung. Das Abtastschema im Hintergrund verdeutlicht, dass in den äußeren k-Raum Bereichen die Datenakquisition mit einem Unterabtastungsfaktor  $R = 4$  beschleunigt wird und nur die zentralen k-Raum Linien für die GRAPPA Kalibrierung vollständig akquiriert werden.

### 3.2.2 Stack-of-Stars Akquisition

Eine Vielzahl schneller dynamischer Prozesse lässt sich besonders gut mit radialer Bildgebung darstellen [35, 36, 37]. Bei der radialen Bildgebung erhält man intrinsisch eine Mittelung der tiefen k-Raum Frequenzen, welche die grobe Struktur des Messobjekts wiedergeben. Durch diese ständige Erneuerung des k-Raum Zentrums mit jeder radialen Speiche sind Bewegungsartefakte weniger prominent als die entlang der Phasenkodierrichtung propagierenden „Ghost“ Artefakte in der kartesischen Bildgebung, wodurch eine bessere Darstellung der Bewegung möglich ist.

Der Fokus dieser Arbeit lag auf der Entwicklung einer 3D MR-Defäkographie,

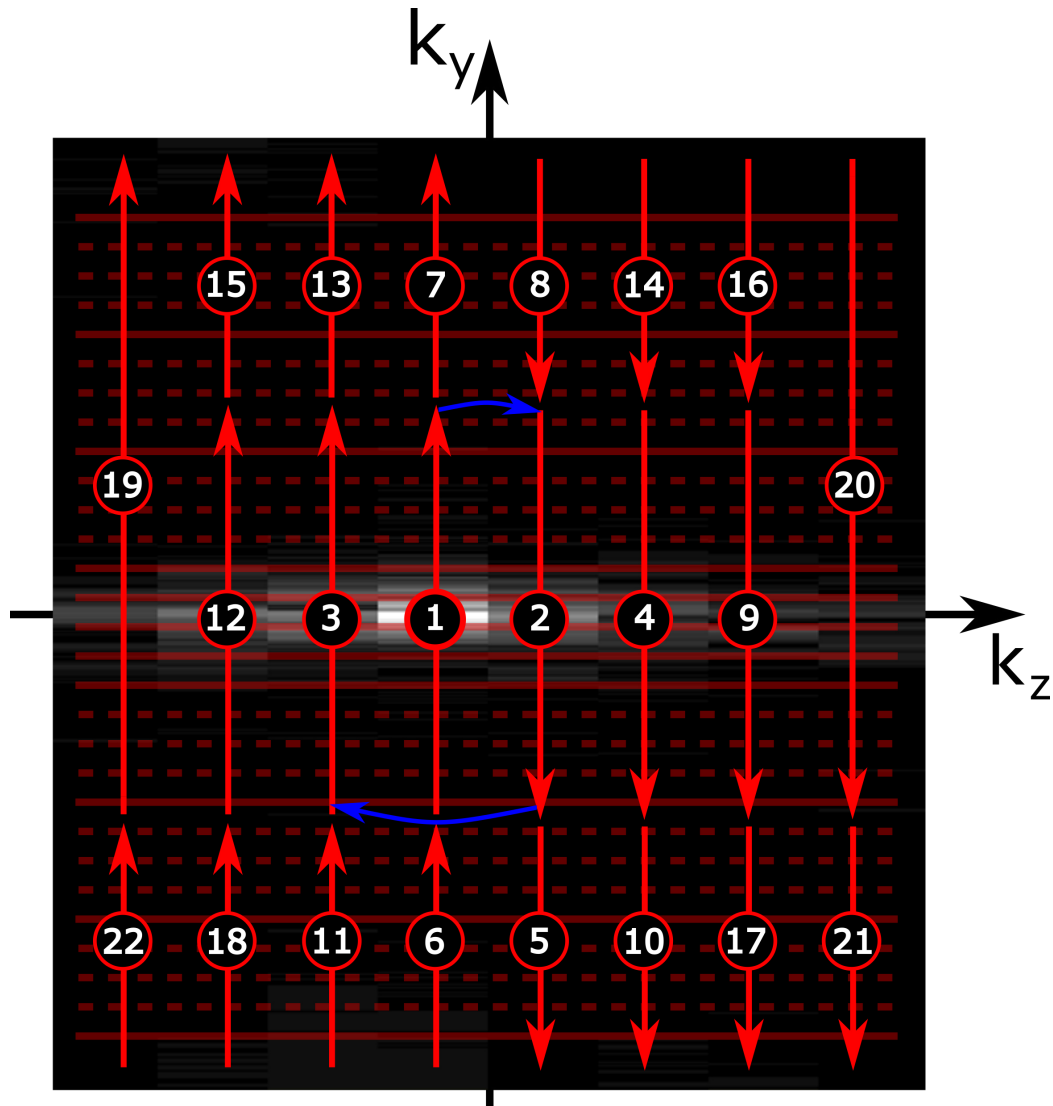


Abbildung 3.5: Kartesisches GRAPPA Centric-Out Abtastschema. Die zentralen Linien der zentralen Partitionen werden gemäß der Reihenfolge der nummerierten Pfeile zuerst gemessen und erst anschließend die äußeren  $k$ -Raum Bereiche.

weshalb eine radiale 3D Sequenz gewählt wurde. Eine naheliegende Implementierung stellt die Erweiterung der in Abschnitt 2.3 eingeführten radialen bSSfP-Sequenz durch eine weitere radiale Kodierung in  $z$ -Richtung dar. Die  $k$ -Raum

Trajektorie und das entsprechende Sequenzdiagramm sind in Abbildung 3.6 dargestellt.

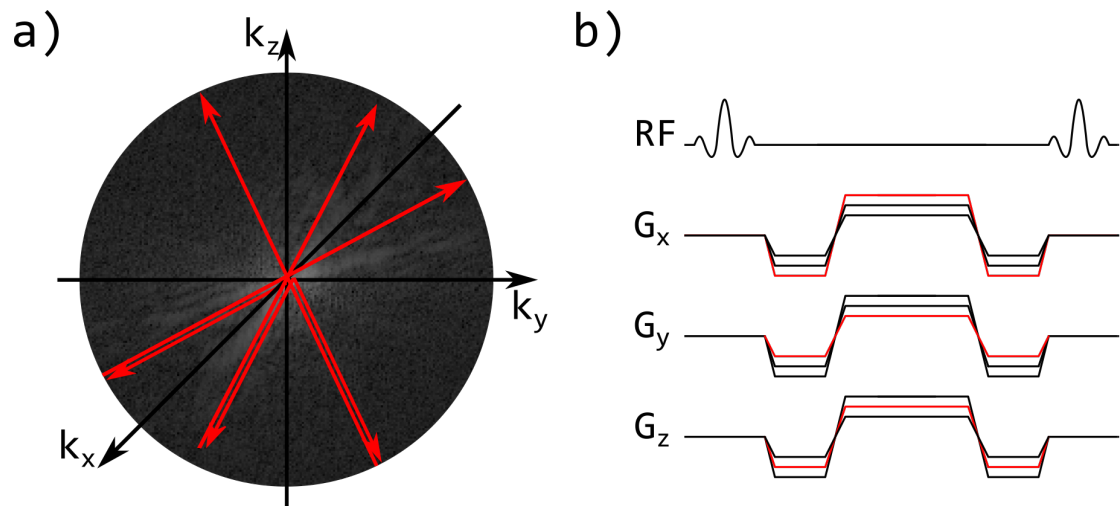


Abbildung 3.6: a) Akquisition radialer Speichen in alle drei Raumdimensionen.  
 b) Sequenzdiagramm einer radialen 3D Sequenz zur Akquisition radialer Speichen in alle 3 Raumdimensionen.

Dieses „igelartige“ Abtastschema kann von Vorteil sein, wenn das Messobjekt mit einem quaderförmigen FOV erfasst wird. Im Falle der Defäkographie ist jedoch nur ein schmales Volumen von ca.  $25 \times 25 \times 5 \text{ cm}^3$  im Bereich des Rektums von Interesse.

Daher wurde eine hybride Stack-of-Stars [38] [39] Akquisitionstechnik gewählt. Dabei werden in der  $k_x$ - $k_y$ -Ebene die Daten radial akquiriert und in  $k_z$ -Richtung wird analog zur kartesischen Bildgebung eine Phasenkodierung vorgenommen. Die  $k$ -Raum Trajektorie und das entsprechende Sequenzdiagramm sind in Abbildung 3.7 dargestellt.

Bei den in dieser Arbeit gezeigten Ergebnissen wurde stets eine volumen-selektive Anregung verwendet. Da sowohl die Volumen-Selektion als auch die Phasenkodierung mit Hilfe des  $G_z$ -Gradienten vorgenommen wird, werden diese so miteinander verknüpft, dass die Kodierung gewährleistet ist und ent-

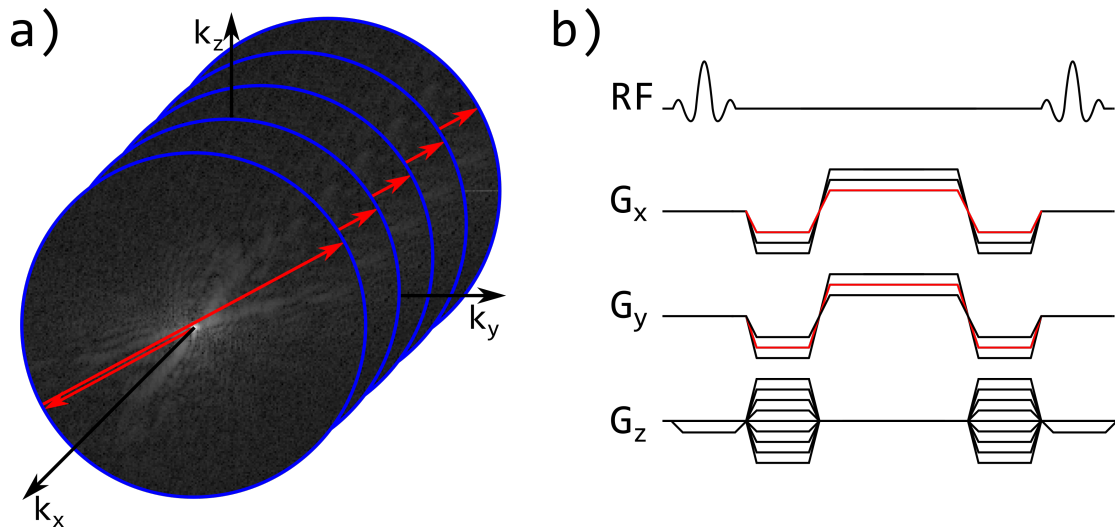


Abbildung 3.7: a) Stack-of-Stars Abtastschema mit radialer Datenakquisition in der  $k_x$ - $k_y$ -Ebene und einer zur kartesischen Akquisition analogen Phasenkodierung in  $k_z$ -Richtung.  
 b) Sequenzdiagramm der hybriden Stack-of-Stars Sequenz.

sprechend der Vorgabe der bSSfP-Sequenz die Summe der  $G_z$ -Gradienten Null ergibt.

### Artefaktreduktion mittels Umkehrung der Akquisitionsrichtung

Häufig werden bei radialen Sequenzen aufeinanderfolgende Speichen so gemessen wie es in Abbildung 3.8a schematisch für 6 Speichen dargestellt ist. Dabei beginnt die Datenakquisition für eine Speiche am Pfeilende und endet an der Pfeilspitze. Durch das in Abbildung 3.8a dargestellte Schema kann es jedoch in den rekonstruierten Bildern zu Artefakten kommen, welche durch die Änderung der Akquisitionsrichtung aufeinanderfolgender Speichen (siehe Abbildung 3.8b) vermieden werden können. Dies beruht darauf, dass sich ohne die Änderung der Akquisitionsrichtung die Wirbelstrombeiträge aufeinanderfolgender Speichen verstärken, wohingegen durch die Umkehrung der Akquisitionsrichtung sich aufeinanderfolgende Wirbelstrombeiträge größtenteils kompensieren. Um

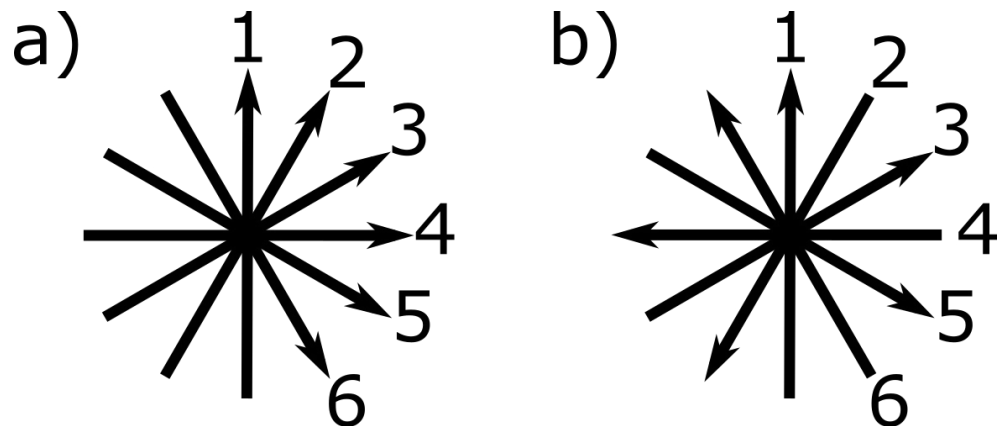


Abbildung 3.8: a) Häufig verwendete radiale Datenakquisition. Die Pfeile geben die Richtung der Datenakquisition an.  
 b) Radiales Schema mit geänderter Richtung der Datenakquisition aufeinanderfolgender Speichen.

dies sowohl für das Standard Stack-of-Stars Schema als auch für das in den folgenden Abschnitten beschriebene Unterabtastungsschema DW-Sampling 1 zu zeigen, wurden Phantommessungen durchgeführt. Die Messparameter wurden vergleichbar zu den Messparametern der Patienten gewählt: Matrixgröße =  $256 \times 256 \times 7$ , FOV =  $250 \times 250 \times 32 \text{ mm}^3$ , Voxelgröße =  $2 \times 2 \times 4 \text{ mm}^3$ , TR = 3,0 ms, TE = 1,5 ms, Flipwinkel =  $45^\circ$ . Bei den Messungen mit dem Standard Stack-of-Stars Schema wurden jeweils 256 Speichen pro Partition gemessen. Die fehlenden Daten in den Messungen mit DW-Sampling 1 wurden nicht rekonstruiert. Die unterabgetasteten Daten wurden direkt nach dem Gridding mit GROG (siehe Abschnitt 2.5) Fourier transformiert.

### Dichtegewichtung und View-Sharing

Die Standard Implementierung des Stack-of-Stars Abtastschemas akquiriert in jeder Partition in z-Richtung dieselbe Anzahl an Speichen. Für eine weitere Beschleunigung der Datenakquisition und um analog zur radialen 2D Bildgebung das k-Raum Zentrum dichter abzutasten als die k-Raum Peripherie, wurde zu-



sätzlich eine Dichtegewichtung [40] in z-Richtung implementiert. Das bedeutet, dass die Anzahl der gemessenen radialen Speichen innerhalb einer Partition von den äußeren Partitionen zur Mitte hin zunimmt. Dadurch ist außerdem eine Variation der gemessenen Datenpunkte in z-Richtung gegeben, welche für die anschließende 3D Compressed Sensing Rekonstruktion vorteilhaft ist.

In einer dynamischen Messung wird standardmäßig ein 3D Volumen nach dem anderen gemessen. Zur besseren Nutzung der gemessenen Daten wurde als zusätzliche Modifikation des Standard Stack-of-Stars Schemas ein View-Sharing [41] implementiert. Dabei wird die Reihenfolge der Partitionen so umgestellt, dass zusätzliche 3D Volumen, also Zeitpunkte einer Zeitserie, rekonstruiert werden können.

Das Standard Stack-of-Stars Schema, das Stack-of-Stars Schema mit Dichtegewichtung sowie das Stack-of-Stars Schema mit Dichtegewichtung und View-Sharing sind in Abbildung 3.9 dargestellt.

In der Abbildung sind die einzelnen Partitionen mit  $k_z = -3, \dots, 3$  indiziert. Dadurch wird deutlich wie sich beim View-Sharing durch die veränderte Akquisitionsreihenfolge der Partitionen aufeinanderfolgende Zeitpunkte überschneiden und so die Anzahl an rekonstruierten Zeitpunkten nahezu verdoppelt werden kann. Die mittlere Partition bei  $k_z = 0$  wird dabei öfter gemessen als beim Standard Stack-of-Stars Schema, sodass für jeden Zeitpunkt die Information im k-Raum Zentrum erneuert wird.

## **Patientenmessungen**

Es wurden insgesamt 13 Patienten gemessen. Im Zuge der Optimierung der Messsequenz wurden die ersten beiden Patientenmessungen mit der Standard Stack-of-Stars Sequenz durchgeführt (DW-Sampling 0). Die Messungen mit DW-Sampling 0 wurden mit einem Unterabtastungsfaktor  $R = 4$  in allen Partitionen gemessen.  $R$  bezieht sich dabei auf den größten k-Raum Index in  $k_x$ -Richtung  $k_{x,max}$ . Alle anderen Patienten wurden mit dem um Dichtegewichtung

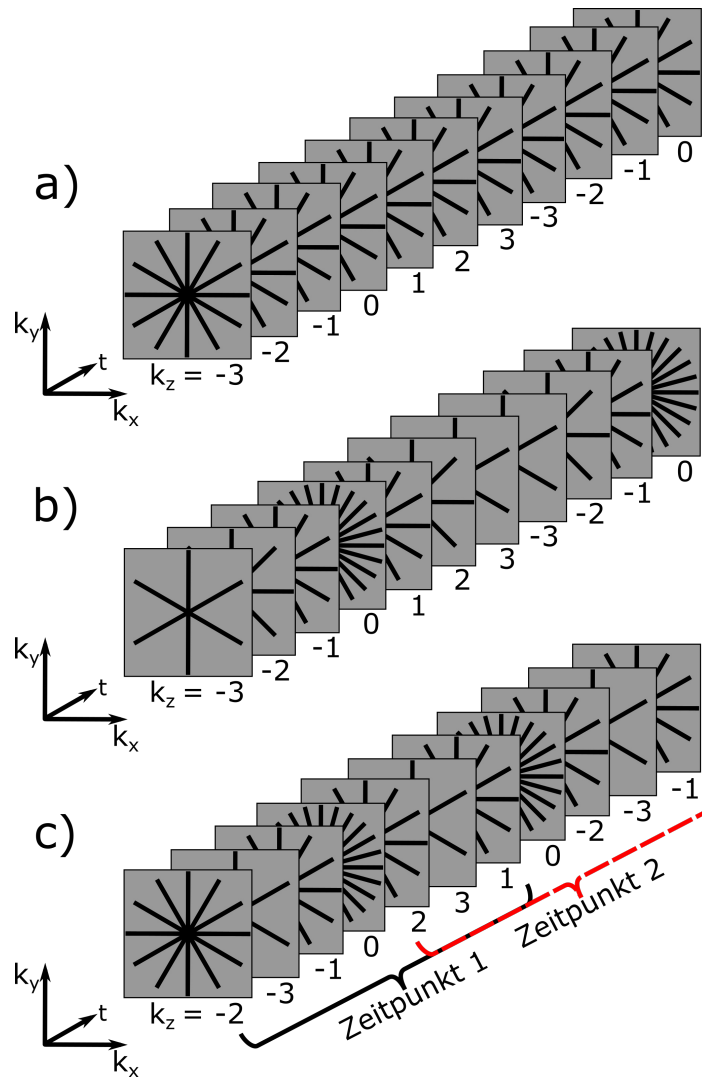


Abbildung 3.9: a) Standard Stack-of-Stars Schema  
 b) Stack-of-Stars Schema mit Dichtegewichtung  
 c) Stack-of-Stars Schema mit Dichtegewichtung und View-Sharing

und View-Sharing erweiterten Stack-of-Stars Schema gemessen. Dabei wurden zwei unterschiedliche Dichtegewichtungen untersucht. Beim ersten Schema sind die Unterabtastungsfaktoren von der mittleren Partition zu den äußeren Par-

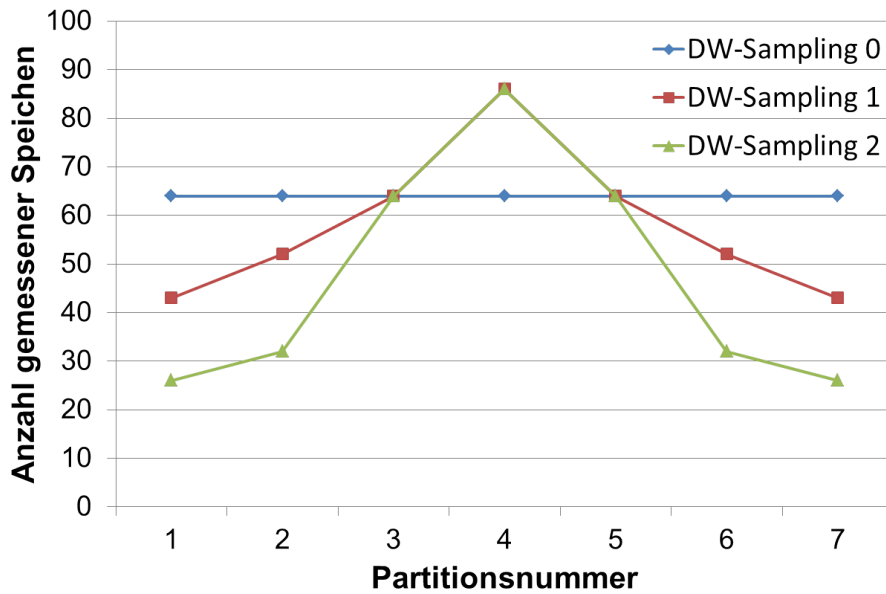


Abbildung 3.10: Anzahl der gemessenen Speichen für die drei verschiedenen Sampling Schemata bezogen auf  $k_{x,max} = 256$ .

tionen  $R = 3, 4, 5, 6$  (DW-Sampling 1) und beim zweiten Schema sind die Unterabtastungsfaktoren von innen nach außen  $R = 3, 4, 8, 10$  (DW-Sampling 2). Die Angaben beziehen sich ebenfalls auf den größten k-Raum Index in  $k_x$ -Richtung  $k_{x,max}$ . In Abbildung 3.10 ist beispielhaft für  $k_{x,max} = 256$  die Anzahl der gemessenen Speichen in Abhängigkeit von der Partitionsnummer aufgetragen.

Die Grafik verdeutlicht den stärkeren Abfall der Anzahl der gemessenen Speichen des DW-Sampling 2 gegenüber dem DW-Sampling 1 zu den äußeren Partitionen hin. Außerdem zeigt es, dass beide Schemata in der mittleren Partition mehr Speichen akquirieren als das Standard Stack-of-Stars Schema DW-Sampling 0.

Die Messparameter aller 13 Patienten sind in Tabelle 3.1 zu sehen. Bis auf Patient 3 waren alle Patienten weiblich. Die zeitliche Auflösung gibt die Dauer für die Akquisition eines 3D Volumens an. Durch die View-Sharing Akquisiti-

<b>Patient</b>	<b>Alter</b>	<b>Zeitliche Auflösung (s)</b>	<b>Update Rate (s)</b>	<b>Field-of- View (mm<sup>3</sup>)</b>	<b>Voxel (mm<sup>3</sup>)</b>	<b>DW- Sampling</b>
<b>1</b>	68	1,6	1,6	280x280x32	2,2x2,2x4	0
<b>2</b>	62	1,6	1,6	300x300x32	2,3x2,3x4	0
<b>3</b>	77	1,3	0,9	192x192x28	1,5x1,5x4	1
<b>4</b>	70	2,0	1,3	270x270x56	1,4x1,4x8	1
<b>5</b>	80	1,2	0,8	256x256x42	2,0x2,0x6	1
<b>6</b>	75	1,2	0,8	256x256x56	1,9x1,9x8	1
<b>7</b>	61	1,1	0,7	192x192x42	1,5x1,5x6	2
<b>8</b>	26	2,0	1,3	300x300x35	1,3x1,3x5	2
<b>9</b>	59	1,6	1,1	400x400x35	1,9x1,9x5	2
<b>10</b>	27	2,0	1,3	300x300x35	1,3x1,3x5	2
<b>11</b>	54	2,0	1,3	300x300x35	1,3x1,3x5	2
<b>12</b>	78	2,0	1,3	300x300x35	1,3x1,3x5	2
<b>13</b>	76	2,0	1,3	300x300x35	1,3x1,3x5	2

Tabelle 3.1: Messparameter aller 13 Patienten.

on ist die Aktualisierungsrate (engl.: update rate) aufeinanderfolgender Bilder aber kürzer als die zeitliche Auflösung, wie in der dritten Spalte von Tabelle 3.1 zu sehen ist. Außerdem ist die FOV Größe, die Voxelgröße und das verwendete DW-Sampling zu sehen. Der Flipwinkel betrug zwischen  $36^\circ$  und  $46^\circ$ , die Repetitionszeit TR betrug zwischen 3,0 ms und 3,5 ms und die Echozeit entsprechend der bSSfP-Sequenz  $TE = \frac{TR}{2}$ .

### **FISTA Compressed Sensing Datenrekonstruktion**

Zur Lösung des in Abschnitt 2.6 eingeführten Minimierungsproblems und damit zur Rekonstruktion der fehlenden Daten aller Patientenmessungen wurde ein modifizierter Fast Iterative Shrinkage Threshold Algorithmus (FISTA) [42] verwendet. Dieser wurde im Zuge des Projekts zeitgleich mit dieser Arbeit im Institut für Mathematik am Lehrstuhl für Wissenschaftliches Rechnen der Julius-Maximilians-Universität Würzburg entwickelt und implementiert.

FISTA gehört zur Klasse der ISTA („iterative shrinkage threshold algorithm“)

Algorithmen, welche vergleichsweise einfach zu implementieren sind und als zentralen Bestandteil eine Schwellwert (engl.: threshold) Operation beinhalten. Eine vereinfachte graphische Darstellung dieser Verwendung eines Schwellwertes zur Rekonstruktion fehlender Daten ist in Abbildung 3.11 dargestellt, wobei jeweils der Absolutwert des Signals zu sehen ist.

Links oben ist das zu rekonstruierende vollabgetastete und sparse Referenzsignal im Bildraum zu sehen. Rechts oben ist das unregelmäßig unterabgetastete k-Raum Signal dargestellt. Dieses wird zunächst mittels einer inversen Fouriertransformation in den Bildraum überführt. Das Signal im Bildraum entspricht einer Überlagerung des „korrekten“ Signals mit den durch die unregelmäßige Abtastung herbeigeführten inkohärenten Aliasing Artefakten. Signalwerte unterhalb eines bestimmten Schwellwertes (dargestellt durch die rot gestrichelte Linie im mittleren Bild) werden auf Null gesetzt. Das Signal wird anschließend wieder über eine Fouriertransformation in den k-Raum überführt. Ein Großteil der ursprünglich nicht gemessenen Signaleinträge ist nun nicht mehr Null. Zur Berücksichtigung der Datenkonsistenz werden nun die tatsächlich gemessenen Daten an den entsprechenden Stellen in das neue k-Raum Signal eingesetzt und mit diesem Signal der gesamte Vorgang wiederholt. Für dieses Beispielsignal sind mit einem Schwellwert  $\tau = 2$  etwa 500 Iterationen notwendig um das Signal aus den unterabgetasteten Daten exakt zu rekonstruieren. Die Anzahl der Iterationen kann fest definiert oder über ein entsprechendes Abbruchkriterium festgelegt werden.

ISTA Algorithmen sind vergleichsweise langsam. FISTA stellt eine Weiterentwicklung der ISTA Algorithmen in Bezug auf verbesserte Konvergenzeigenschaften dar und ist daher im Allgemeinen schneller als ISTA Algorithmen. Bei der Datenrekonstruktion mit FISTA wurde eine räumliche Wavelet-Regularisierung verwendet und es wurden für alle Patienten 90 Iterationen berechnet.

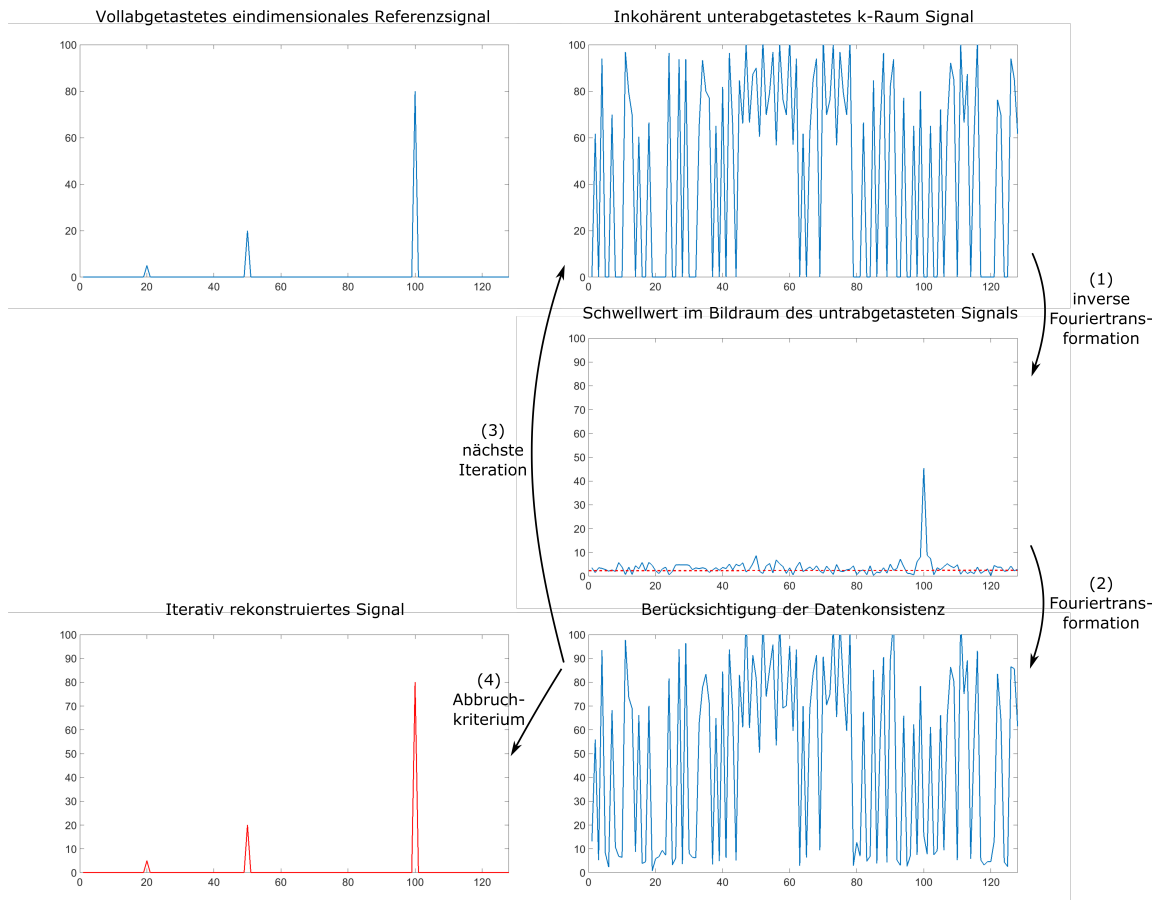


Abbildung 3.11: Schwellwertverfahren bei (F)ISTA Algorithmen.

(1) Das unregelmäßig unterabgetastete k-Raum Signal wird mittels inverser Fouriertransformation in den Bildraum überführt und die Signalwerte unterhalb eines Schwellwertes (rot gestrichelte Linie) werden auf Null gesetzt.

(2) Das Signal wird wieder mit einer Fouriertransformation in den k-Raum überführt und zur Wahrung der Datenkonsistenz werden die gemessenen Signalwerte des originalen unterabgetasteten Signals nun an den entsprechenden Stellen eingesetzt.

(3) Der Vorgang wird mit diesem neuen Signal wiederholt bis eine feste Anzahl an Iterationen oder ein Abbruchkriterium erreicht sind (4).

### **3.2.3 Radiologische Evaluation der Patientenmessungen**

Die Aufklärung der Patienten und die Befundung der Messergebnisse wurde von zwei am Projekt beteiligten Radiologen vorgenommen. Alle Patienten wurden mit dem Standard 2D MR-Defäkographie Protokoll untersucht und nach einer erneuten Füllung des Rektums mit Ultraschallgel wurde die 3D MR-Defäkographie durchgeführt. Zum Vergleich der 3D MR-Defäkographie mit der 2D MR-Defäkographie wurden die beiden Messungen für alle Patienten evaluiert und es wurde untersucht, ob die jeweiligen Pathologien in beiden Messungen diagnostiziert werden können.

Die bei den untersuchten Patienten beiden häufigsten Pathologien waren die anteriore Rektozele und der Deszensus des hinteren Kompartiments, also des Bereichs des Rektums. Die Größe der anterioren Rektozele wurde nach [32] in die Kategorien klein ( $< 2$  cm), mittel (2-4 cm) und groß ( $> 4$  cm) eingeteilt. Der Grad des Deszensus des hinteren Kompartiments wurde bezüglich der Pubokokzygeallinie (PCL) ausgewertet und ebenfalls nach [32] in die Kategorien gering ( $< 3$  cm), mäßig (3-6 cm) und ausgeprägt ( $> 6$  cm) eingeteilt.

## 3.3 Ergebnisse

### 3.3.1 GRAPPA Centric-Out Akquisition

Die dynamische Darstellung der Defäkation wurde bei Patient 1 mit dem Standard Stack-of-Stars Akquisitionsschema vorgenommen. Zuvor wurde jedoch das in Abschnitt 3.2.1 beschriebene GRAPPA Centric-Out Akquisitionsschema gemessen. Dabei wurde der Patient während der Messung dazu aufgefordert abwechselnd den Beckenboden anzuspannen und ein Pressmanöver durchzuführen ohne dabei das Kontrastmittel auszuschleiden. Acht aufeinanderfolgende Bilder aus dieser dynamischen Messung sind in Abbildung 3.12 oben dargestellt. Die untere Bilderserie zeigt alle 8 Schichten des sechsten Bildes der oberen Bilderserie. Gleiche Bilder sind mit einem weißen Rahmen gekennzeichnet.

Die dargestellten Bilderserien machen deutlich, dass eine dynamische Darstellung von Defäkationsbewegungen mit dem vorgestellten GRAPPA Centric-Out Schema bei einer zeitlichen Auflösung von 1,4s und einer Voxelgröße von  $2 \times 2 \times 4 \text{ mm}^3$  möglich ist.

Zur weiteren Beschleunigung der Datenakquisition und Verbesserung der räumlichen Auflösung wurden weitere kartesische Centric-Out Abtastschemaschemata und alternative Algorithmen zur Rekonstruktion fehlender Daten untersucht. Die regelmäßige Unterabtastung wurde durch dichtegewichtete [43, 44] Positionierungen der akquirierten k-Raum Positionen ersetzt und mit dafür geeigneten 2D und 3D Rekonstruktionsalgorithmen rekonstruiert. Hierdurch konnte jedoch kein deutlicher Vorteil gegenüber einer radialen Trajektorie erzielt werden, welche intrinsisch eine höhere Abtastung des mittleren k-Raum Bereichs besitzt. Zudem wurde der visuelle Eindruck der ebenfalls an Patient 1 durchgeführten Stack-of-Stars Messung, welche im folgenden Abschnitt gezeigt wird, von den Radiologen positiver bewertet. Deshalb wurde im weiteren Verlauf der Arbeit zusätzlich eine modifizierte Stack-of-Stars Sequenz entwickelt, implementiert und für alle Patientenmessungen verwendet.



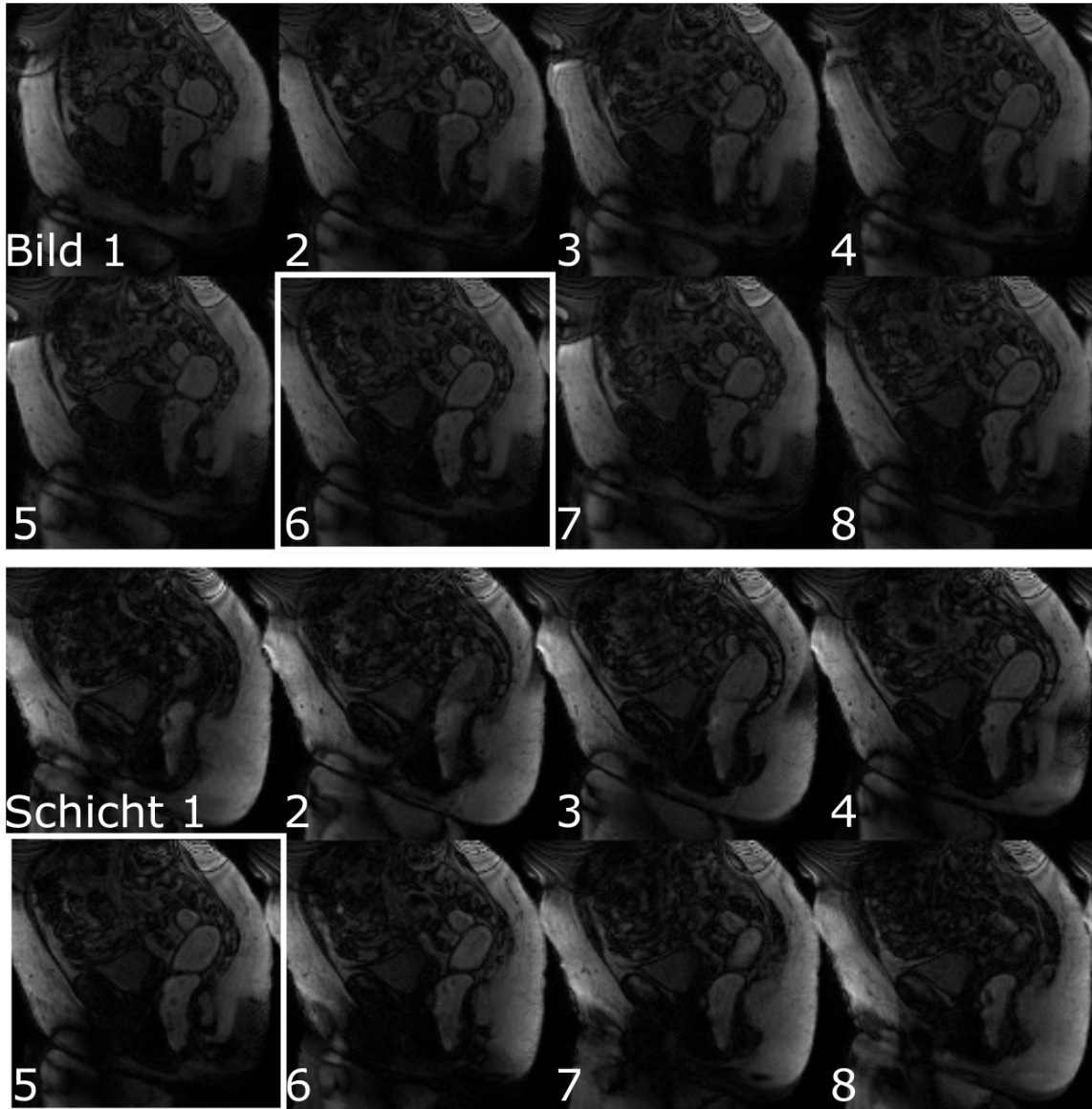


Abbildung 3.12: Zeitserie aus der dynamischen GRAPPA Centric-Out Messung von Patient 1 (oben). Die untere Serie zeigt alle Schichten des sechsten Bildes der oberen Zeitserie. Gleiche Bilder sind mit einem weißen Rahmen gekennzeichnet.

### 3.3.2 Stack-of-Stars Akquisition

#### Artefaktreduktion mittels Umkehrung der Akquisitionsrichtung

Bei allen radialen Messungen wurden aufeinanderfolgende Speichen mit annähernd entgegengesetzter Richtung gemessen. Hierdurch lassen sich Wirbelströme kompensieren [38, 45] und daraus resultierende Bildartefakte reduzieren. Dies ist in Abbildung 3.13 für das Standard Stack-of-Stars Akquisitionsschema zu sehen.

Für die Bilder der jeweils oberen Zeile wurde die Akquisitionsrichtung zwischen aufeinanderfolgenden radialen Speichen entsprechend dem oberen Pfeilschema umgekehrt. Für die Bilder der jeweils unteren Zeile hingegen wurde die Akquisitionsrichtung entsprechend dem unteren Pfeilschema nicht umgekehrt. Es ist deutlich zu erkennen, dass ohne Umkehrung der Akquisitionsrichtung Artefakte in den rekonstruierten Bildern (rote Pfeile) auftreten, welche durch die Umkehrung deutlich reduziert werden.

Dies ist auch bei Unterabtastung entsprechend dem DW-Sampling 1 der Fall, wie in Abbildung 3.14 zu sehen ist. Analog zu Abbildung 3.13 ist in der oberen Reihe die Messung mit Umkehrung der Akquisitionsrichtung und in der unteren Reihe die Messung ohne Umkehrung der Akquisitionsrichtung dargestellt. Die Bilder sind nicht so scharf und das Artefaktlevel etwas höher als in Abbildung 3.13, da für diese Messung das Unterabtastungsschema DW-Sampling 1 verwendet wurde und die fehlenden Daten nicht rekonstruiert wurden. Aber auch hier ist im Vergleich der jeweils oberen Bilderserie mit der jeweils unteren Bilderserie eine deutliche Reduktion der durch die roten Pfeile markierten Artefakte zu erkennen. Somit werden auch bei hohen Unterabtastungsfaktoren, wo auch das Winkelinkrement zwischen benachbarten Speichen größer ist, Artefakte deutlich reduziert. Daher wurde bei allen Patientenmessungen diese Umkehrung der Akquisitionsrichtung angewendet.

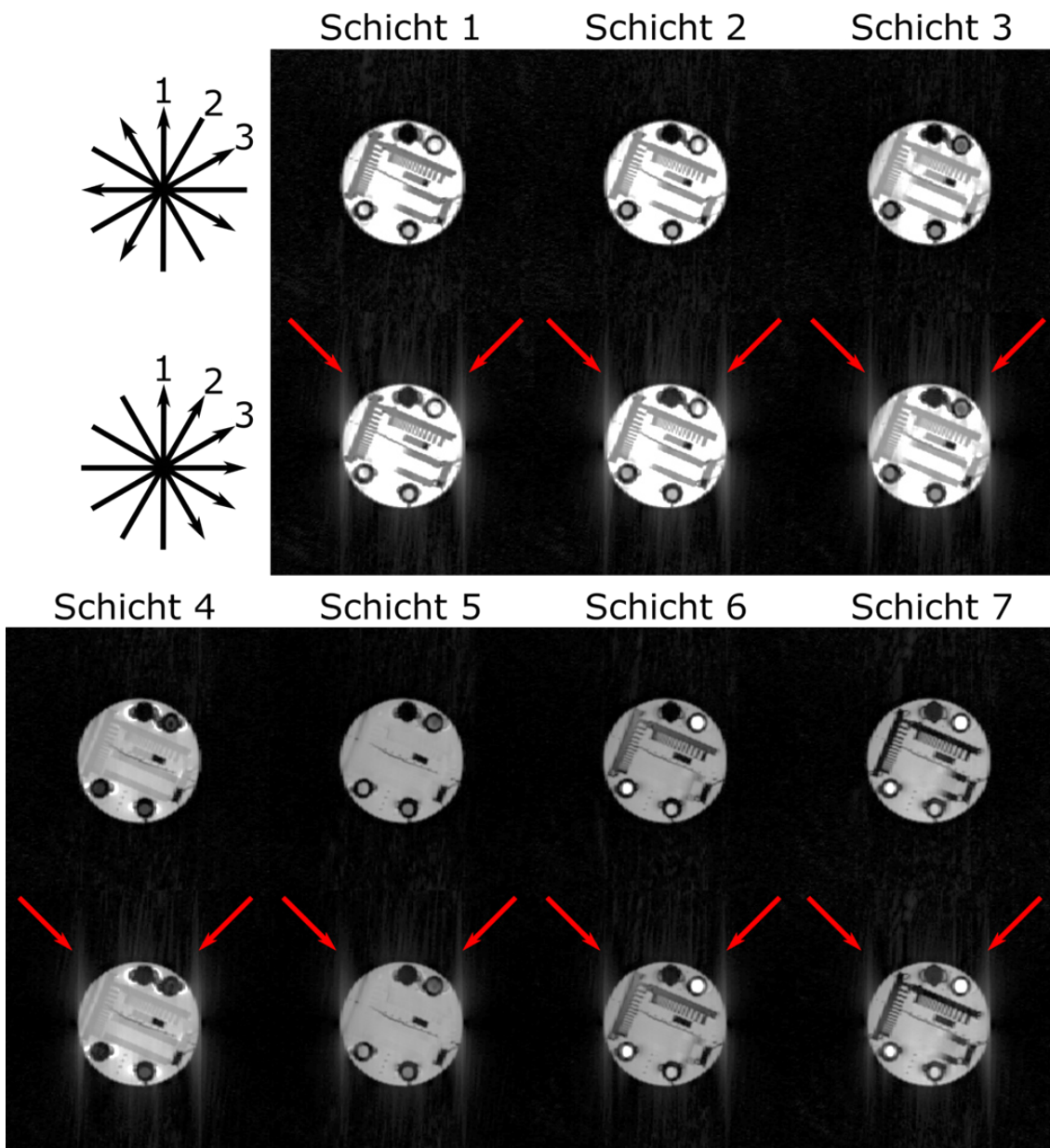


Abbildung 3.13: Vergleich zweier Messungen mit dem Standard Stack-of-Stars Schema mit (jeweils obere Zeile) und ohne (jeweils untere Zeile) Umkehrung der Akquisitionsrichtung aufeinanderfolgender Speichen für alle 7 Schichten. Durch die Umkehrung werden die durch die roten Pfeile markierten Artefakte reduziert.

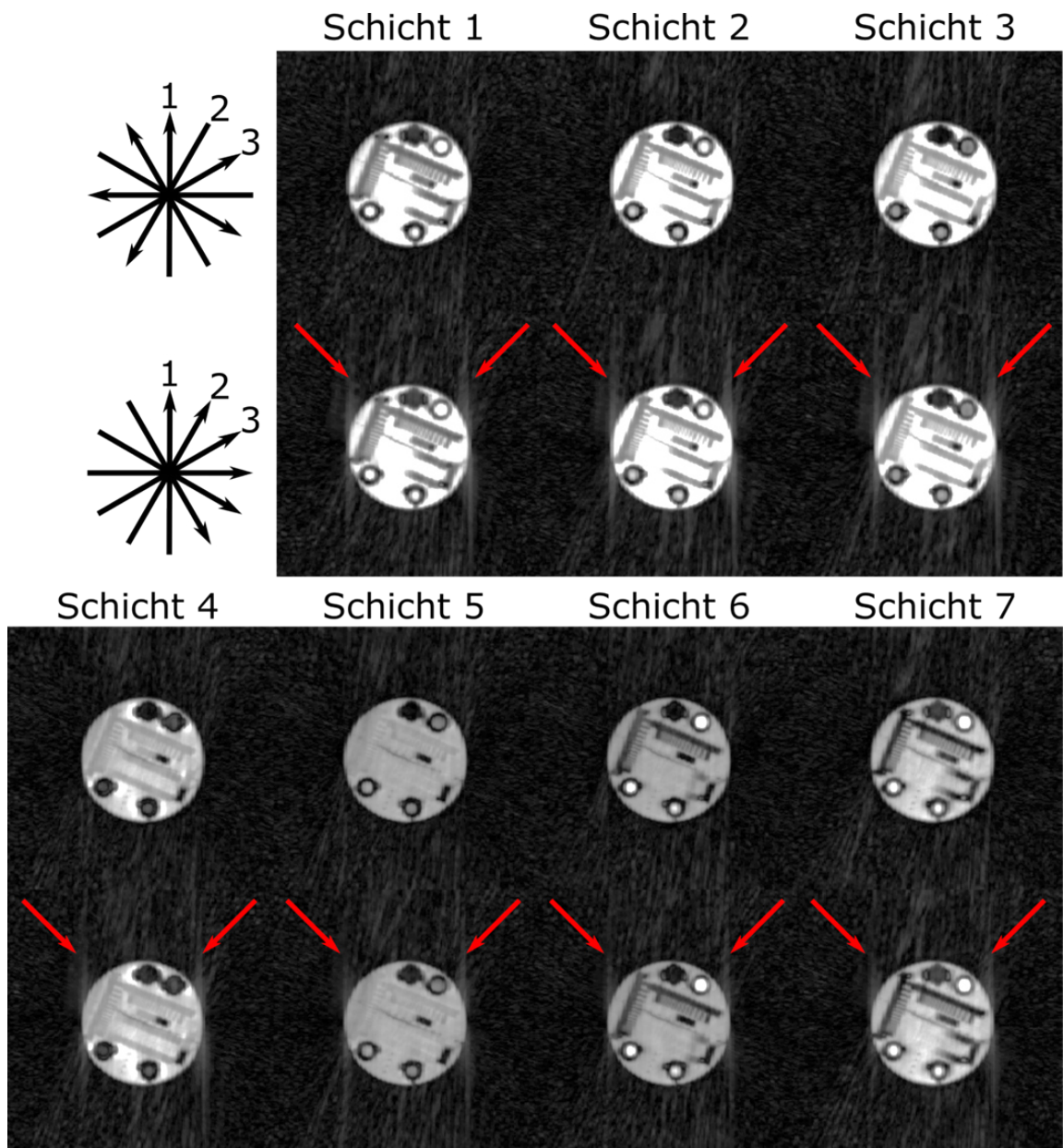


Abbildung 3.14: Vergleich zweier Messungen mit dem Unterabtastunsschema DW-Sampling 1 mit (jeweils obere Zeile) und ohne (jeweils untere Zeile) Umkehrung der Akquisitionsrichtung aufeinanderfolgender Speicher für alle 7 Schichten. Durch die Umkehrung werden die durch die roten Pfeile markierten Artefakte reduziert.

## Patientenmessungen mit dem Standard Stack-of-Stars Schema

Die ersten beiden Patientenmessungen wurden mit dem Standard Stack-of-Stars Akquisitionsschema durchgeführt. Während der Untersuchung wurden die Patienten dazu aufgefordert das zuvor rektal verabreichte Kontrastmittel wieder auszuscheiden.

In Abbildung 3.15 sind der zeitliche Verlauf dieser Defäkationsphase sowie alle Schichten eines Zeitpunktes innerhalb dieser Phase von Patient 1 dargestellt. Die obere Bilderserie stellt den zeitlichen Verlauf der Defäkation in Schicht 4 dar. Man erkennt deutlich das mit Ultraschallgel gefüllte Rektum der Patientin und wie sich während der Defäkation eine anteriore Rektozele, also eine Aussackung des Enddarms in Richtung der Scheidenhinterwand, ausbildet.

Die untere Bilderserie zeigt alle Schichten von Bild 5 der oberen Zeitserie, wobei gleiche Bilder mit einem weißen Rahmen gekennzeichnet sind. Hierdurch lässt sich die laterale Ausdehnung der Rektozele besser beurteilen und es ist möglich die Schicht auszuwählen innerhalb derer die Rektozele ihre größte Ausdehnung aufweist. Die zeitliche Auflösung für die Akquisition eines 3D Volumens betrug bei den ersten beiden Patienten 1,6 s und die räumliche Auflösung  $2,2 \times 2,2 \times 4,0 \text{ mm}^3$  bzw.  $2,3 \times 2,3 \times 4,0 \text{ mm}^3$ .

Die beiden Messungen zeigen, dass die Darstellung der Defäkation mit einem Stack-of-Stars Schema und die Diagnose der vorhandenen Pathologien möglich ist. Eine stärkere Unterabtastung mit dem Standard Stack-of-Stars Sampling Schema ist aufgrund der fehlenden Variation in z-Richtung limitiert. Daher wurden zur weiteren Optimierung der Messsequenz die beiden DW-Sampling Schemata 1 & 2 entwickelt und implementiert.

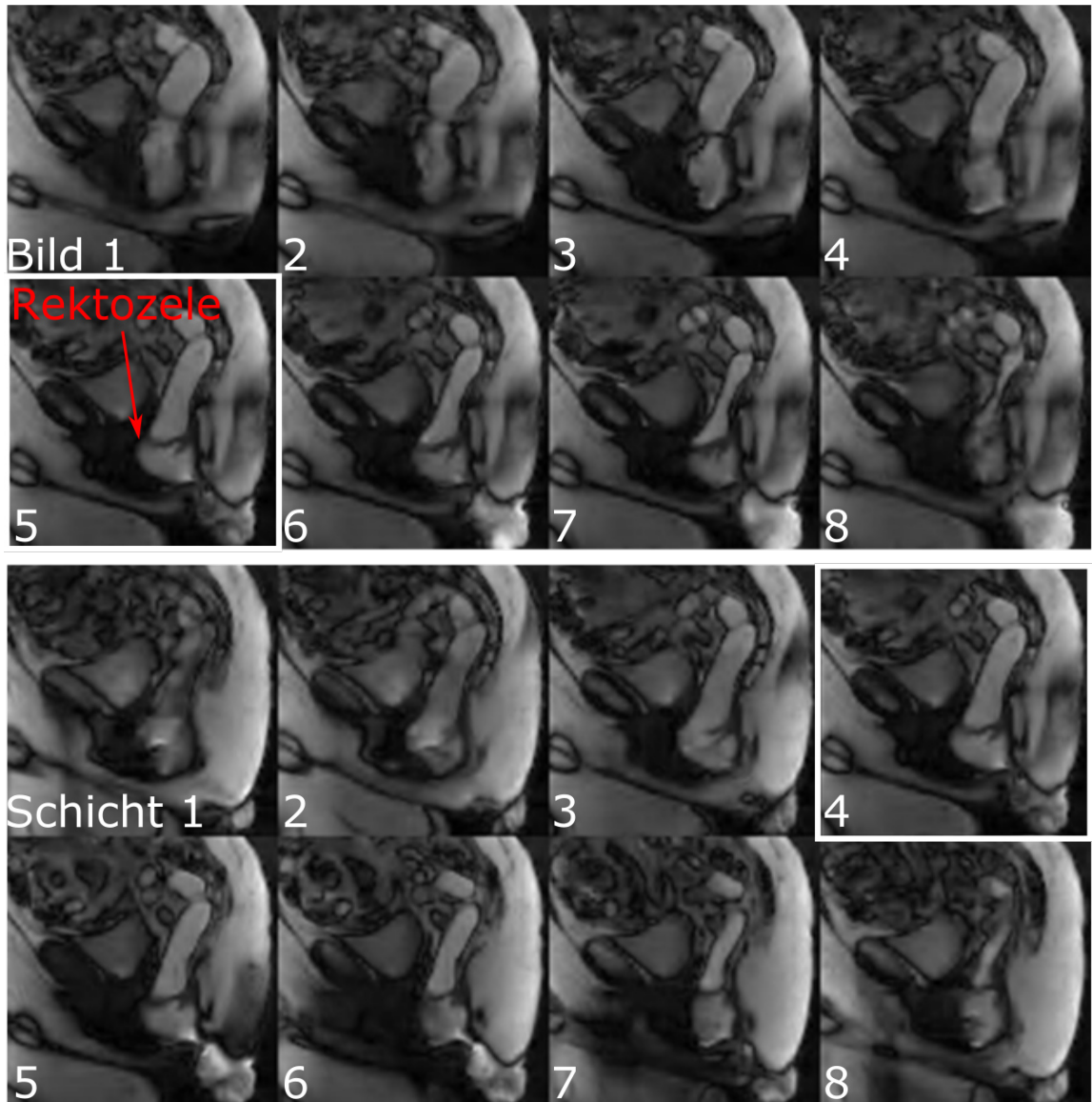


Abbildung 3.15: Die obere Bilderserie zeigt den zeitlichen Verlauf der Defäkation der ersten Patientin. Die untere Serie zeigt alle 8 Schichten des fünften Bildes der oberen Serie. Gleiche Bilder sind mit einem weißen Rahmen gekennzeichnet.

## Patientenmessungen mit DW-Sampling 1 & 2

Zur Verbesserung der räumlichen und zeitlichen Auflösung und zur Variation der akquirierten Datenpunkte in z-Richtung wurden die beiden DW-Sampling Schemata 1 & 2 entwickelt, implementiert und bei allen weiteren Patienten verwendet. Patient 3 wurde mit DW-Sampling 1 und Patient 7 mit DW-Sampling 2 mit vergleichbaren Parametern (siehe Tabelle 3.1) gemessen. Im Vergleich zu den Patienten 1 und 2 sind die Messungen der Patienten 3 und 7 räumlich und zeitlich höher aufgelöst. Beide Patienten wiesen jedoch nur geringe bzw. keine Pathologie auf, was eine diesbezügliche Bewertung der Bildqualität erschwerte. Die Patienten 4 und 8 wurden ebenfalls mit ähnlichen Parametern und unterschiedlichen DW-Sampling Schemata gemessen wobei eine geringere zeitliche und eine etwas höhere räumliche Auflösung als bei den Patienten 3 und 7 gewählt wurde. Die mit dem DW-Sampling 1 gemessenen Bilder von Patient 4 sind in Abbildung 3.16 dargestellt.

Die Abbildung zeigt auch bei dieser Patientin die Entwicklung einer anterioren Rektozele im zeitlichen Verlauf. In der unteren Bilderserie sind alle Schichten des sechsten Zeitpunkts der oberen Bilderserie dargestellt.

Die Messung der Patientin 8 mit dem DW-Sampling 2 ist in Abbildung 3.17 zu sehen. Diese Messung besitzt eine höhere räumliche Auflösung und ist stärker unterabgetastet als die Messung der Patientin 4 in Abbildung 3.16. Man erkennt auch hier deutlich die Entwicklung der anterioren Rektozele im zeitlichen Verlauf und die Ausdehnung in allen Schichten.

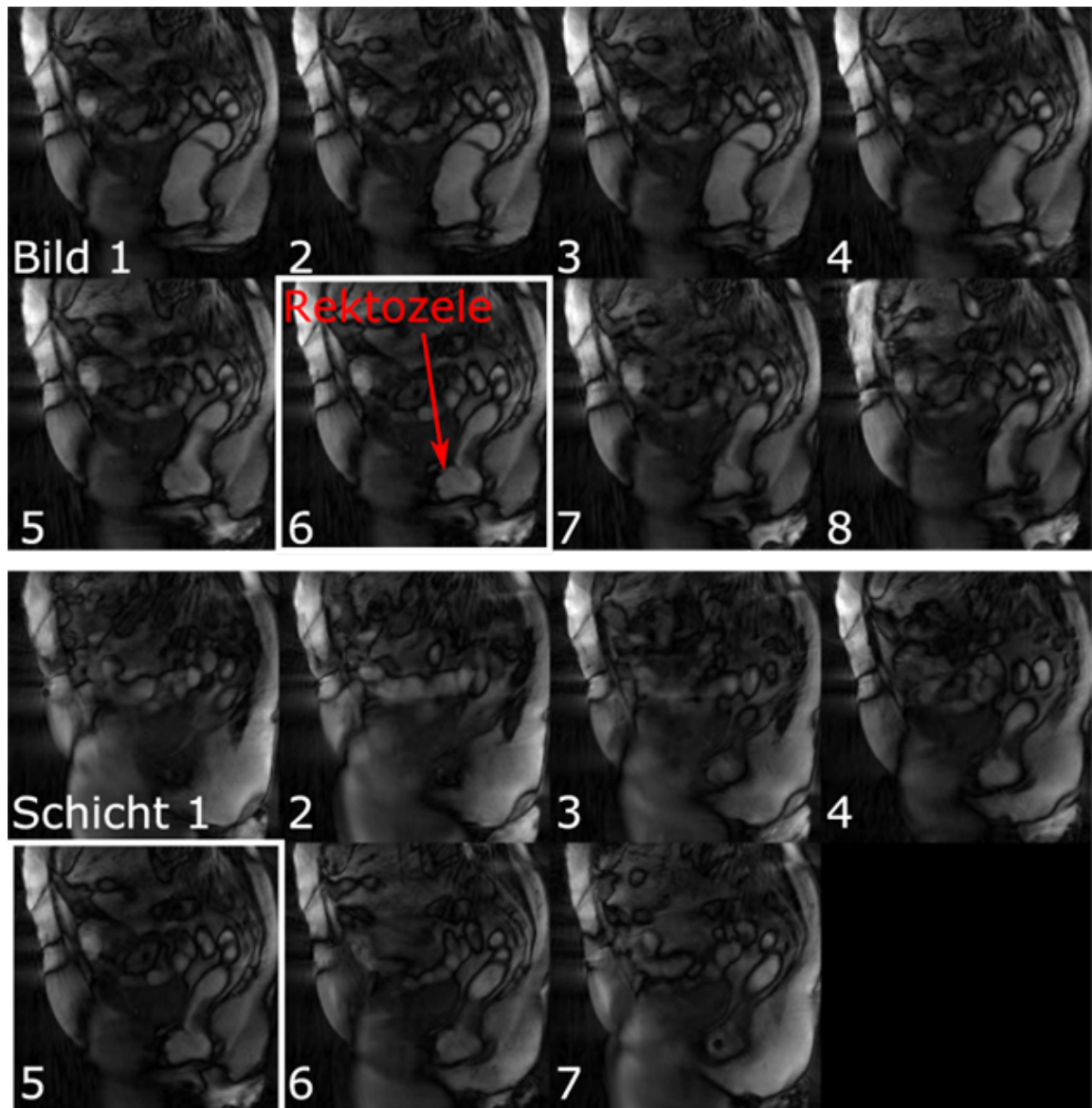


Abbildung 3.16: Die obere Bilderserie zeigt den zeitlichen Verlauf der Defäkation von Patient 4. Die untere Serie zeigt alle 7 Schichten des sechsten Zeitpunkts der oberen Serie. Gleiche Bilder sind mit einem weißen Rahmen gekennzeichnet.



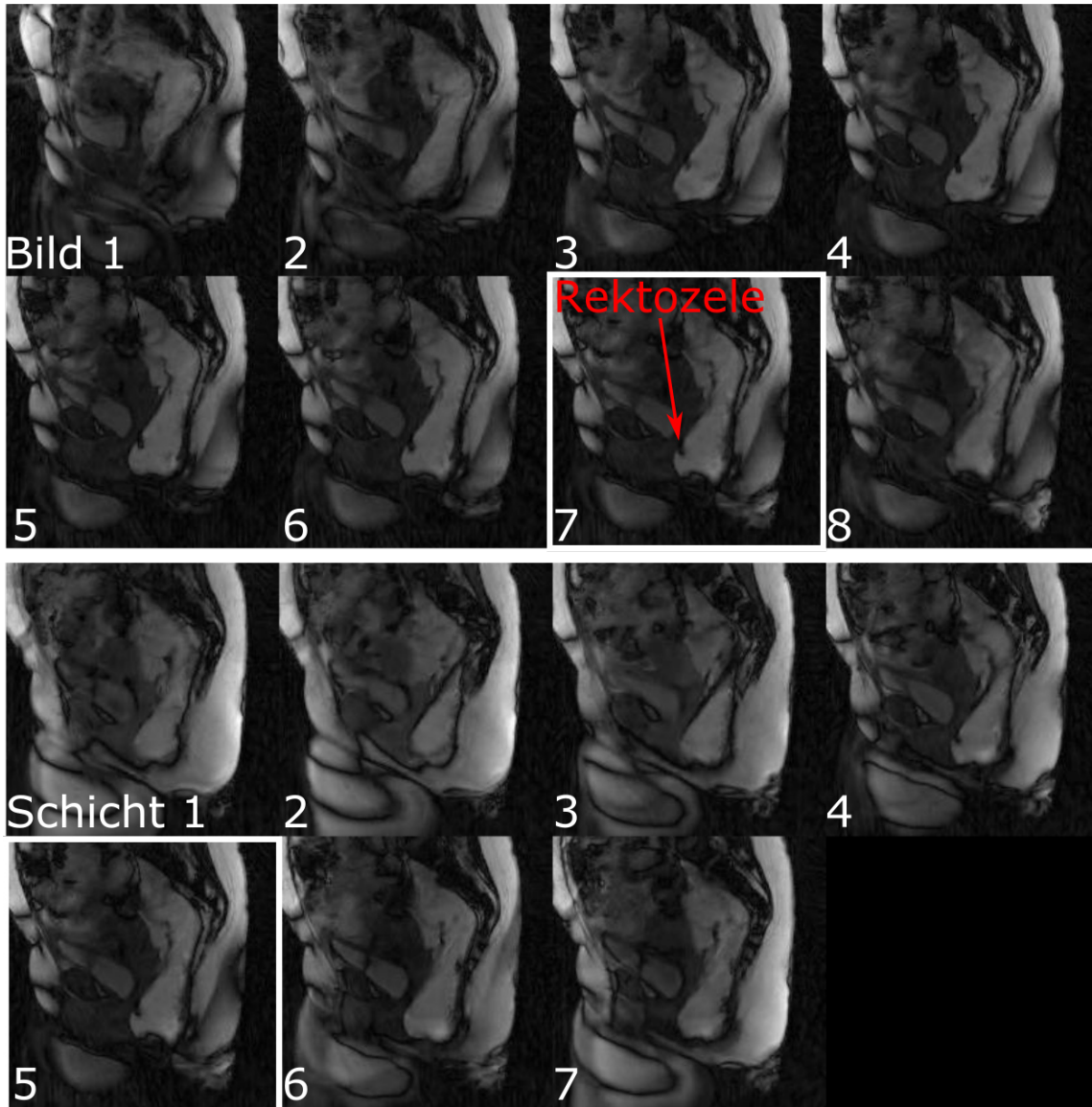


Abbildung 3.17: Die obere Bilderserie zeigt den zeitlichen Verlauf der Defäkation von Patient 8. Die untere Serie zeigt alle 7 Schichten des siebten Zeitpunkts der oberen Serie. Gleiche Bilder sind mit einem weißen Rahmen gekennzeichnet.

## Vergleich der DW-Sampling Schemata 0,1 und 2

Für einen direkten Vergleich der drei DW-Sampling Schemata sind in Abbildung 3.18 jeweils eine mittlere Schicht der Patienten 1, 2, 4, 5, 8 und 11 zu sehen, wobei die Patienten 1 und 2 mit DW-Sampling 0, die Patienten 4 und 5 mit DW-Sampling 1 und die Patienten 8 und 11 mit DW-Sampling 2 gemessen wurden. Die Einzelabbildungen sind so gewählt, dass jeweils ein Bildausschnitt von  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  zu sehen ist. Alle Patienten weisen eine anteriore Rektozele auf, welche bei allen Messungen gut zu erkennen ist. Durch die schlechtere räumliche Auflösung bei den Patienten 1, 2 und 5 (siehe Tabelle 3.1) ist in deren Einzelabbildungen ein stärkeres Blurring zu sehen als in den Einzelabbildungen der Patienten 4, 8 und 11. Die mit DW-Sampling 1 gemessenen Patienten besitzen ein vergleichsweise leicht erhöhtes Artefaktlevel (weiße Pfeile). Im Vergleich zu den mit DW-Sampling 0 und 1 akquirierten Bildern besitzen die mit DW-Sampling 2 akquirierten Bilder die höchste räumliche und zeitliche Auflösung und trotz der höchsten Unterabtastung die beste Bildqualität.

### 3.3.3 Radiologische Evaluation der Patientenmessungen

Die häufigsten Pathologien bei den gemessenen Patienten waren die anteriore Rektozele und der Deszensus des hinteren Kompartiments. Die radiologische Evaluation der dynamischen 2D und 3D MR-Defäkographie Messungen bezüglich der Detektion der anterioren Rektozele ist in Tabelle 3.2 dargestellt.

Die Tabelle zeigt, dass bei nahezu allen Patienten eine kleine bis mittlere anteriore Rektozele mit beiden Messverfahren nachgewiesen werden konnte. Bei den Patienten 5, 6 und 10 haben Artefakte die Evaluation der 3D Bilder beeinträchtigt. Die sternförmigen Artefakte bei den Patienten 7 und 8 sind eindeutig auf die radiale Datenakquisition zurückzuführen und treten besonders an Stellen mit hoher Signalintensität, z. B. im Bereich des ausgeschiedenen Kontrastmittels oder der Blase auf.

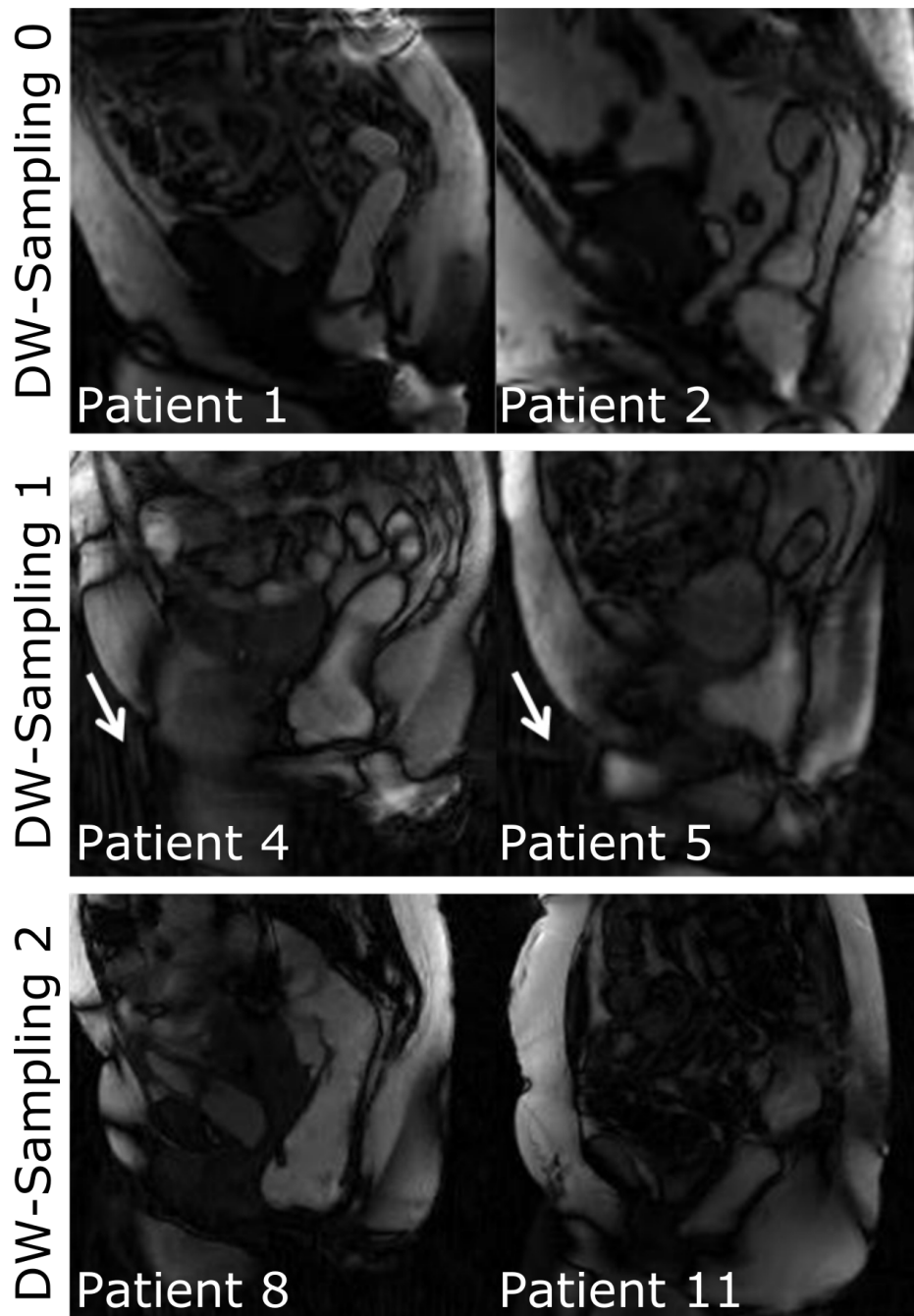


Abbildung 3.18: Direkter Vergleich der drei DW-Sampling Schemata für 6 unterschiedliche Patienten.

Patient	Anteriore Rektozele	Pathologie erfasst: 2D MR-Defä- kographie	Pathologie erfasst: 3D MR-Defä- kographie	Kommentar
1	mittlere	ja	ja	
2	kleine	ja	ja	
3	keine	-	-	
4	mittlere	ja	ja	in 2D eher kleine Rektozele, in 3D eher mittlere Rektozele
5	mittlere	ja	ja	starke sternförmige Artefakte
6	kleine	-	ja	starke sternförmige Artefakte
7	kleine	nicht ausge- schieden	ja	
8	kleine	ja	ja	
9	laterale	ja	ja	in 3D durch die bessere Abdeckung etwas besser zu erkennen
10	kleine	ja	ja	Pathologie in 3D schlechter abgrenzbar
11	kleine	ja	ja	
12	mittlere	ja	ja	
13	groß	ja	ja	

Tabelle 3.2: Evaluation der dynamischen 2D und 3D MR-Defäkographie Messungen bezüglich der anterioren Rektozele.

Bei Patient 10 war die Pathologie nachweisbar aber etwas schlechter abgrenzbar als in der 2D Messung. Dies kann durch die etwas schlechtere räumliche Auflösung der 3D Messung in der Bildebene gegenüber der 2D Messung oder durch stärkere Bewegungen des Patienten während der zweiten Messung hervorgerufen werden. Die individuellen Bewegungsabläufe während der Defäkation in Kombination mit der ungewöhnlichen liegenden Positionierung der Patien-

ten im MR-Tomographen erschwert stets die Auswertung und erfordert eine besonders hohe Robustheit der verwendeten Technik.

Die Vorteile der 3D Messung gegenüber der 2D Messung wurden bei den Patienten 4 und 9 deutlich. Bei Patient 4 wurde in der 3D Messung eine größere Rektozele diagnostiziert als in der 2D Messung. Durch die 3D Messung lässt sich ausschließen, dass die unterschiedlichen Größen der Rektozele durch eine falsche Positionierung der zentralen sagittalen 2D Schicht, wie es bei der 2D Messung möglich ist, hervorgerufen wird, da hier das Volumen vollständig abgedeckt wird. Patient 9 wies eine laterale Rektozele auf, welche sich mit einer einzelnen Schicht deutlich schlechter diagnostizieren lässt.

Die radiologische Evaluation bezüglich der Detektion des Deszensus des hinteren Kompartiments sowie Bemerkungen zu zusätzlichen Pathologien sind in Tabelle 3.3 dargestellt.

Die Evaluation des Deszensus des hinteren Kompartiments zeigt, dass auch dieser bei den meisten Patienten diagnostiziert wurde und auch mit beiden Messmethoden nachweisbar war. Die schlechte Abgrenzbarkeit des Analkanals bei Patient 3 ist auf eine fehlerhafte Positionierung des gemessenen Volumens während der 3D Messung zurückzuführen. Bei Patient 11 wurde zusätzlich zur anterioren Rektozele und zum mittleren Deszensus des hinteren Kompartiments noch eine geringe Sigmoidozele diagnostiziert, welche mit beiden Messmethoden zu sehen war. Bei Patient 12 wurde kein Deszensus des hinteren Kompartiments festgestellt, aber es wurde zusätzlich zur anterioren Rektozele noch eine Intussuszeption und eine Enterozele diagnostiziert. Die beiden letzteren sind in der 3D Messung leider nicht bzw. nicht gut sichtbar. Dies ist vermutlich auf eine für diesen Patienten zu geringe Kontrastmittelmenge zurückzuführen, wodurch die Ausprägung der Pathologien nicht deutlich dargestellt wurde.

Patient	Deszensus hinteres Kompartiment	Pathologie erfasst: 2D MR-Defäkographie	Pathologie erfasst: 3D MR-Defäkographie	Kommentar
1	mittlerer	ja	ja	
2	mittlerer	ja	ja	
3	geringer	-	-	Analkanal nicht sicher abgrenzbar
4	geringer	ja	ja	
5	mäßiger	ja	ja	
6	kein	-	-	
7	geringer	ja	ja	
8	mittlerer	ja	ja	
9	mittlerer	ja	ja	starke Artefakte
10	geringer	ja	ja	
11	mittlerer	ja	ja	geringe Sigmoidozele in beiden Messungen erkennbar
12	kein	-	-	plus Intussuszeption und Enterozele in der 3D Messung nicht bzw. schwer abgrenzbar
13	mittlerer	ja	ja	

Tabelle 3.3: Evaluation der dynamischen 2D und 3D MR-Defäkographie Messungen bezüglich des Deszensus des hinteren Kompartiments.

### 3.4 Diskussion

Die in dieser Arbeit präsentierte 3D MR-Defäkographie erlaubt die dynamische Darstellung der Defäkation bei Patienten mit funktionellen Beckenbodendysfunktionen. Dabei ist mit dem optimierten Setup, bestehend aus einem Stack-of-Stars Akquisitionsschema mit einem stark dichtegewichteten Sampling (DW-Sampling 2) und der FISTA Compressed Sensing Datenrekonstruktion, die dynamische Darstellung der Defäkation in 7 Schichten eines vollständigen 3D

Volumens möglich. Die zeitliche Volumenaktualisierungsrate beträgt 1,3 s. Im Vergleich zur standardmäßig durchgeführten 2D MR-Defäkographie ist daher eine mehr als doppelt so große Abdeckung mit einer vergleichbaren zeitlichen Aktualisierungsrate und einer etwas geringeren räumlichen Auflösung in der Bildebene gewährleistet. Hierdurch lassen sich zusätzlich zu den gewöhnlichen zentral gelegenen Pathologien auch lateral ausgeprägte Pathologien besser abdecken und diagnostizieren. Aber auch bei zentral gelegenen Pathologien ist eine korrekte Positionierung einer einzelnen sagittalen Schicht schwieriger als die Positionierung eines 3D Volumens, welches auch die Bereiche zwischen den drei bei der 2D MR-Defäkographie getrennten 2D Schichten abdeckt. Dies gilt besonders da die funktionellen Beckenbodenstörungen sich erst mit dem Pressvorgang bzw. mit der Defäkation ausbilden, weshalb die „korrekte“ Position vor der Messung nicht bekannt ist.

Sowohl für die 2D als auch für die 3D MR-Defäkographie gilt, dass die Messung stark vom Patienten und den jeweiligen Beschwerden abhängt. Die ungewöhnliche liegende Position der Patienten im MR-Tomographen erschwert die Defäkation und ist bei vielen Patienten mit Schamgefühlen verbunden. Je nach Grad der Beschwerden ist vielen Patienten die Kontrastmittelentleerung nicht oder nur unter großer Anstrengung möglich. Dies kann neben den sehr schnellen, nicht-periodischen innerlichen Bewegungen bei der Defäkation zu einer übermäßigen Bewegung des gesamten Körpers während der Messung führen, was wiederum zusätzliche Bewegungsartefakte in den rekonstruierten Bildern zur Folge hat. Dies erfordert eine sehr schnelle und robuste Datenakquisition, welche nur mit wenigen schnellen Gradientenechosequenzen in Verbindung mit einer Unterabtastung des k-Raums überhaupt möglich ist.

Für eine physiologischere Positionierung des Patienten wäre ein offener MR-Tomograph von Vorteil, welcher es ermöglicht, dass der Patient während der Untersuchung sitzt. Derartige Tomographen sind jedoch deutlich seltener als geschlossene Systeme und besitzen meist eine recht geringe  $\vec{B}_0$ -Feldstärke ( $\sim$

0.6 T), was sich wiederum negativ auf die Bildqualität auswirkt.

Für die dynamische Messung wird bei der Standard 2D MR-Defäkographie eine zweifach unterabtastete kartesische bSSfP-Sequenz und ein regelmäßiges Unterabtastungsschema verwendet. Die fehlenden Daten werden anschließend mit GRAPPA rekonstruiert.

Im Zuge der Entwicklung der 3D MR-Defäkographie wurden ebenfalls zunächst stark unterabgetastete kartesische Trajektorien untersucht. Durch die längere Akquisitionszeit bei einem 3D Volumen gegenüber einer 2D Schicht kommt es hierbei jedoch besonders bei regelmäßiger Unterabtastung durch die starke Bewegung während der Datenakquisition zur Dateninkonsistenz. Besonders stark machen sich fehlende bzw. inkonsistente Daten im k-Raum Zentrum in Form von Artefakten in den rekonstruierten Bildern bemerkbar. Zum einen weil die Signalenergie im k-Raum Zentrum am höchsten ist und zum anderen weil die Daten im k-Raum Zentrum bei der k-Raum basierten parallelen Bildgebung im Allgemeinen für die Kalibrierung der Datenrekonstruktion genutzt werden.

Zur Verbesserung der Datenkonsistenz im k-Raum Zentrum wurde daher die in Abschnitt 3.2.1 vorgestellte GRAPPA Centric-Out Methode entwickelt, implementiert und zusätzlich zur Messung mit dem Standard Stack-of-Stars Akquisitionsschema bei Patient 1 gemessen (siehe Abbildung 3.12). Die Patientin wurde während dieser Messung dazu angehalten abwechselnd den Beckenboden anzuspannen und ein Pressmanöver durchzuführen ohne dabei das Kontrastmittel auszuscheiden. Diese Defäkationsbewegungen konnten mit dem GRAPPA Centric-Out Akquisitionsschema im gesamten 3D Volumen visualisiert werden. Der visuelle Eindruck ist jedoch im Vergleich zu den mit Compressed Sensing rekonstruierten Stack-of-Stars Bildern von Patient 1 (siehe Abbildung 3.15) etwas verrauschter. Auch weitere Optimierungen der kartesischen Trajektorie und der eingesetzten parallelen Bildgebungsmethoden lieferten keinen expliziten Vorteil gegenüber dem Stack-of-Stars Akquisitionsschema, weshalb dieses weiterentwickelt und bei den folgenden Patientenmessungen eingesetzt



und optimiert wurde.

Beim Stack-of-Stars Akquisitionsschema werden die Daten innerhalb der einzelnen Partitionen des gemessenen 3D Volumens in Form von radialen Speichen gemessen. Hierdurch wird die Mitte der jeweiligen Partition dichter abgetastet als die äußeren Bereiche, wodurch in der zentralen Partition auch das k-Raum Zentrum dichter abgetastet wird und jede Speiche Information zum k-Raum Zentrum beiträgt. Diese dichte und schnelle Abtastung des k-Raum Zentrums sorgt analog zu obigem GRAPPA Centric-Out Akquisitionsschema für eine erhöhte Datenkonsistenz und damit für eine stabilere Rekonstruktion der unter starker Bewegung gemessenen Daten. Im Gegensatz zur 3D radialen Trajektorie mit radialen Speichen in alle drei Raumdimensionen ist es möglich durch die zur kartesischen Datenakquisition analoge Phasenkodierung in z-Richtung nur wenige Schichten zu akquirieren und damit ausschließlich das relevante schmale Volumen im Bereich des Rektums abzudecken.

In der Regel werden radiale Speichen gemäß dem in Abbildung 3.8a dargestellten Schema mit annähernd derselben Richtung akquiriert. Dies führt jedoch in den rekonstruierten Bildern zu Artefakten, welche durch die Umkehrung der Akquisitionsrichtung aufeinanderfolgender Speichen deutlich reduziert werden können. Dies wurde in Abschnitt 3.3.2 anhand von Strukturphantom Messungen für das Standard Stack-of-Stars Akquisitionsschema (siehe Abbildung 3.13) und für das DW-Sampling 1 (siehe Abbildung 3.14) gezeigt. Die Artefakte beruhen auf Wirbelströmen, welche sich während des Schaltens der signalkodierenden Gradienten aufbauen. Durch die Umkehrung der Akquisitionsrichtung aufeinanderfolgender Speichen, was gleichbedeutend mit der Umkehrung der Polarität der Gradienten ist, heben sich die Wirbelstrombeiträge dieser Speichen nahezu auf. Hierdurch sind die Artefakte deutlich weniger prominent in den rekonstruierten Bildern als wenn aufeinanderfolgende Speichen in dieselbe Richtung akquiriert werden.

Die einfachste Implementierung einer Stack-of-Stars Sequenz akquiriert in jeder

Partition dieselbe Anzahl an radialen Speichen und misst in jeder Partition dieselben Positionen  $k_{x,y}$  im k-Raum. Wie sich bei Patient 1 (siehe Abbildung 3.15) und Patient 2 zeigte, ist es mit diesem Standard Stack-of-Stars Schema möglich die Dynamik der Defäkation in acht Schichten mit einer zeitlichen Auflösung von 1,6 s darzustellen. Dabei konnten sowohl die mittlere anteriore Rektozele als auch der mittlere Deszensus des hinteren Kompartiments bei beiden Patienten mit diesem Verfahren diagnostiziert werden.

Diese Implementierung besitzt jedoch drei Nachteile. Erstens ist die Erhöhung des Unterabtastungsfaktors innerhalb einer Partition begrenzt, da keine Variation der gemessenen k-Raum Positionen in z-Richtung vorhanden ist. Zweitens berücksichtigt das Standard Stack-of-Stars Akquisitionsschema nur innerhalb der zentralen Partition, nicht aber in z-Richtung, dass die wesentliche Signalenergie im k-Raum Zentrum lokalisiert ist. Daher ist eine Dichtegewichtung in z-Richtung sinnvoll, welche in den zentralen Partitionen des dreidimensionalen k-Raums mehr Daten akquiriert als in den äußeren k-Raum Partitionen. Durch eine geeignete Dichtegewichtung wird außerdem die im ersten Punkt genannte Variation der akquirierten k-Raum Positionen in z-Richtung gewährleistet. Drittens lässt sich durch eine einfache Umstellung der Reihenfolge der akquirierten Partitionen die Anzahl der rekonstruierten 3D Volumen nahezu verdoppeln und damit der visuelle dynamische Eindruck verbessern.

Daher wurde eine Optimierung des Standard Stack-of-Stars Schemas bezüglich dieser Nachteile vorgenommen. Es wurden zwei verschiedene Dichtegewichtungen mit weniger starkem (DW-Sampling 1) und stärkerem (DW-Sampling 2) Abfall der Unterabtastungsfaktoren zu den äußeren Partitionen hin entwickelt und implementiert, um den Einfluss der unterschiedlich stark unterabgetasteten Dichtegewichtungsschemata auf das Rekonstruktionsergebnis zu untersuchen. Wie in den Abbildungen 3.16 und 3.17 zu sehen ist, ist auch mit diesen beiden Akquisitionsschemata eine dynamische Darstellung der Defäkation und eine Diagnose der Pathologien möglich. Zur weiteren Optimierung der Messe-

quenz und um einen optimalen Kompromiss zwischen möglicher zeitlicher und räumlicher Auflösung zu erzielen, wurden die Messparameter bei den Patientmessungen weiter variiert. Dabei zeigten sich besonders in Messungen mit dem DW-Sampling 1 (Patient 5 und 6) stärkere Artefakte, welche die Diagnose beeinträchtigen. Auch sonst ergab sich kein Vorteil des DW-Sampling 1 gegenüber dem schnelleren DW-Sampling 2. Zudem zeigte sich, dass für eine stabilere Datenrekonstruktion eine etwas höhere räumliche Auflösung wichtiger für die Evaluation der Ergebnisse ist, als eine sehr hohe zeitliche Auflösung. Aus diesem Grund wurden die Patientinnen ab Patient 10 analog zu den Parametern von Patient 8 mit einer Voxelgröße von  $1,3 \times 1,3 \times 5 \text{ mm}^3$  und einer Volumenaktualisierungsrate von  $1,3 \text{ s}$  gewählt. Eine noch höhere räumliche Auflösung mit gleichbleibenden Unterabtastungsfaktoren hätte jedoch eine zu geringe zeitliche Auflösung zur Folge, welche sich wieder in stärkeren Bewegungsartefakten äußert.

Bei der radiologischen Evaluation wurde im direkten Vergleich einzelner Bilder der 2D und der 3D MR-Defäkographie der visuelle Eindruck der 2D Messungen aufgrund der höheren räumlichen Auflösung (siehe Abbildung 3.3) von den Radiologen bevorzugt. Dennoch konnten beim Vergleich der Standard 2D MR-Defäkographie mit der präsentierten 3D MR-Defäkographie nahezu alle Pathologien mit beiden Methoden erfasst werden, wobei die 3D Methode den Vorteil der vollständigen Abdeckung des betrachteten Volumens gegenüber der 2D Methode besitzt. Das für diese Arbeit untersuchte Patientenkollektiv diente der Entwicklung und Optimierung des Setups für die Datenakquisition und Datenrekonstruktion bei der 3D MR-Defäkographie. Für einen direkten Vergleich des vorgestellten Verfahrens mit Standard Defäkographie Verfahren ist die Messung eines größeren Patientenkollektivs erforderlich.

## 4 Zusammenfassung

Epidemiologische Studien schätzen die Inzidenz chronischer Obstipation auf bis zu 27% der Gesamtbevölkerung. Betroffenen Patienten ist die Stuhlentleerung nicht oder nur unter großer Anstrengung und nicht selten nur unter Zuhilfenahme der Hand möglich. Häufig sind funktionelle Pathologien, welche sich nur während der Defäkation ausbilden, hierfür verantwortlich. Daher ist für die Diagnose und Evaluation dieser Pathologien ein bildgebendes Verfahren notwendig, welches die dynamische Darstellung der Defäkation ermöglicht.

Der Goldstandard zur Untersuchung von Patienten mit funktionellen Beckenbodenstörungen ist die Entero-Colpo-Cysto-Defäkographie (ECCD). Diese Durchleuchtungsmethode erfordert die Applikation ionisierender Strahlung im Bereich des Beckens. Außerdem müssen für die Untersuchung Rektum und Vagina mit bariumhaltigem Kontrastmittel, der Dünndarm mit barium- und iodhaltigem Kontrastmittel und zusätzlich die Blase mit iodhaltigem Kontrastmittel gefüllt werden.

Bei der MR-Defäkographie hingegen ist keine ionisierende Strahlung notwendig und nur eine rektale Füllung mit Ultraschallgel als Kontrastmittel erforderlich. Zudem ermöglichen statische Aufnahmen aufgrund des hohen Weichteilkontrasts der MR-Bildgebung eine detaillierte Darstellung des gesamten Beckenbodens.

Die MR-Bildgebung ist jedoch im Vergleich zu anderen Bildgebungsmodalitäten, wie beispielsweise der radiographischen Durchleuchtung, langsam. Besonders zur Darstellung dynamischer Prozesse ist daher eine starke Beschleunigung des Akquisitionsprozesses notwendig.

Bei der Standard 2D MR-Defäkographie wird für die Beschleunigung der Datenakquisition eine regelmäßige zweifache Unterabtastung des k-Raums vorgenommen. Hierdurch lassen sich aber nur drei räumlich voneinander getrennte

2D Schichten mit einer zeitlichen Aktualisierungsrate der drei Schichten von ca. 1 s akquirieren. Dadurch ist aber besonders die Diagnose lateral lokalisierter Pathologien eingeschränkt oder gar nicht möglich.

Daher wurde in dieser Arbeit eine 3D MR-Defäkographie zur dynamischen Darstellung der Defäkation innerhalb eines vollständigen 3D Volumens entwickelt, implementiert und anhand von 9 Patientenmessungen optimiert. Die letzten 4 Patienten wurden mit den optimierten Sequenzparametern untersucht.

Ausgehend von der kartesischen Datenakquisition der bestehenden 2D MR-Defäkographie wurden zunächst dreidimensionale kartesische Trajektorien zur Datenakquisition und dafür geeignete Algorithmen zur Datenrekonstruktion untersucht. In diesem Zusammenhang wurde ein GRAPPA Centric-Out Akquisitionsschema in Kombination mit einer GRAPPA Datenrekonstruktion vorgestellt. Es zeigte sich jedoch, dass eine Stack-of-Stars Trajektorie in Bezug auf die stabile, rauscharme, dynamische Darstellung der Defäkation, vorteilhaft gegenüber der untersuchten kartesischen GRAPPA Centric-Out Trajektorie ist.

Zur weiteren Optimierung der Messsequenz wurden daher drei radiale Stack-of-Stars Akquisitionsschemata untersucht: Das Standard Stack-of-Stars Schema sowie zwei mit View-Sharing und zwei unterschiedlichen Dichtegewichtungen modifizierte Stack-of-Stars Schemata (DW-Sampling 1 und DW-Sampling 2). Das View-Sharing ermöglicht durch die Umstellung der Reihenfolge der akquirierten Partitionen nahezu eine Verdopplung der rekonstruierten Zeitpunkte der dynamisch gemessenen Zeitserie. Die Dichtegewichtung bewirkt, dass in den zentralen Partitionen mehr radiale Speichen gemessen werden und damit das  $k$ -Raum Zentrum dichter abgetastet wird als in den äußeren Partitionen. Beim Dichtegewichtungsschema DW-Sampling 2 ist der Abfall der Anzahl der innerhalb einer Partition gemessenen Speichen stärker als beim DW-Sampling 1. Trotzdem führte das mit View-Sharing und DW-Sampling 2 modifizierte Stack-of-Stars Akquisitionsschema in Verbindung mit der FISTA Compressed Sensing Datenrekonstruktion zum besten Kompromiss zwischen erreichbarer räumlicher

und zeitlicher Auflösung. Dieses optimierte Setup ermöglicht die dynamische Darstellung der Defäkation in 7 Schichten eines vollständigen 3D Volumens mit einer Volumenaktualisierungsrate von 1,3 s. Im Vergleich zur standardmäßig durchgeführten 2D MR-Defäkographie ist daher eine mehr als doppelt so große Abdeckung mit einer vergleichbaren zeitlichen Aktualisierungsrate und einer etwas geringeren räumlichen Auflösung gewährleistet. Hierdurch lassen sich zusätzlich zu den gewöhnlichen zentral gelegenen Pathologien auch lateral ausgeprägte Pathologien besser abdecken und diagnostizieren.

## 5 Ausblick

Durch die in dieser Arbeit vorgestellte Datenakquisition mittels einer mit Dichtegewichtung und View-Sharing modifizierten Stack-of-Stars Sequenz in Kombination mit einer nicht-linearen FISTA Compressed Sensing Datenrekonstruktion wurde eine Möglichkeit der dreidimensionalen Darstellung der Defäkation präsentiert. Dadurch ist eine im Vergleich zu den standardmäßig durchgeführten 2D Defäkographie Methoden eine deutlich höhere Abdeckung mit einer vergleichbaren zeitlichen und räumlichen Auflösung gewährleistet. Für einen direkten Vergleich der optimierten Technik mit gängigen 2D MR-Defäkographie Verfahren oder der ECCD ist in einem weiteren Schritt ein größeres Patientenkollektiv erforderlich. Zur weiteren Beschleunigung der Datenakquisition könnte die Stack-of-Stars Trajektorie noch durch eine Stack-of-Spirals Trajektorie [46] ersetzt werden, wobei spiralförmige Trajektorien noch anfälliger für Trajektorienfehler sind als radiale Trajektorien.

Allgemein ist die vorgestellte Technik auch für eine Reihe anderer dynamischer Prozesse interessant. Ein Beispiel ist die dynamische Darstellung der Speiseröhre bei Achalasie, also einer Motilitätsstörung der Speiseröhrenmuskulatur. Dies wird standardmäßig mit Röntgendurchleuchtungsmethoden dargestellt, aber auch hier wäre der bessere Weichgewebe Kontrast der MR-Bildgebung und eine 3D Darstellung von großem Interesse für die Diagnostik [47].

Ein weiteres Beispiel ist die dynamische Darstellung der Kontrastmittelaufnahme in der Leber, welche 2011 von Chandarana et al. [48] bereits mit einem Standard Stack-of-Stars Schema vorgestellt wurde. Hier könnte eine Ergänzung der Datenakquisition mit den vorgestellten Modifikationen Dichtegewichtung und View-Sharing eine weitere Verbesserung der zeitlichen Auflösung und damit eine Verbesserung der dynamischen Darstellung ermöglichen.

## 6 Summary

Epidemiological studies estimated that the incidence of chronic obstructive diseases is up to 27% of the general population. Affected patients suffer from incomplete obstructed defecation and in many cases defecation is only possible with manual maneuvers. Functional pathologies that only arise during the defecation process are responsible for that. Therefore, for the diagnosis and evaluation of these pathologies an imaging technique is necessary, that allows to visualize the dynamic of the defecation process. The gold-standard to evaluate patients with functional pelvic floor disorders is the radiographic method of Entero-Colpo-Cysto Defecography (ECCD). Two major disadvantages of ECCD are the application of ionizing radiation in the pelvic floor region and the displeasing measurement procedure for the patients. Barium containing contrast agent has to be administered to rectum and vagina of the patient, barium and iodine containing contrast agents have to be administered to the small intestine and in addition the bladder has to be filled with iodine containing contrast agent.

However MR-defecography uses no ionizing radiation and only requires a rectal filling with sonographic gel as contrast agent. In addition static MR images provide a detailed overview over the whole pelvic floor due to the high soft tissue contrast.

But compared to other imaging modalities like ECCD MR imaging is slow and thus a high acceleration of the data acquisition is necessary to visualize the fast dynamic defecation process.

In the standard 2D MR-defecography a regular twofold undersampling of the k-space is performed for acceleration. Hereby only 3 spatially separated 2D slices with a temporal update rate of about 1 s can be acquired. Thus especially the detection of lateral localized pathologies is limited or even impossible.



Therefore, a 3D MR-defecography was developed, implemented and optimized by means of a study in 9 patients. The last 4 patients were investigated with the optimized parameters.

Based on the Cartesian data acquisition of the standard 2D MR-defecography, 3D Cartesian trajectories for data acquisition and suitable algorithms for data reconstruction were evaluated. In this context a GRAPPA Centric-Out acquisition scheme in combination with a GRAPPA data reconstruction was presented. It turned out however, that a Stack-of-Stars trajectory is preferable to the proposed Cartesian GRAPPA Centric-Out trajectory in regard to a stable, low-noise and dynamic visualization of the defecation.

Therefore, to further optimize the measurement sequence, three different Stack-of-Stars data acquisition schemes were investigated: The standard Stack-of-Stars scheme as well as the two with View-Sharing and Density-Weighting modified Stack-of-Stars schemes DW-Sampling 1 and DW-Sampling 2. View-Sharing allows to almost double the number of reconstructed time frames by changing the order of the acquired partitions. The Density-Weighting results in more radial spokes in the central partitions than in the outer partitions and thereby assures a denser sampling of the k-space center than in the k-space periphery. The undersampling factors in the outer partitions are higher in DW-Sampling 2 than in DW-Sampling 1. Nevertheless the Stack-of-Stars acquisition scheme modified with View-Sharing and DW-Sampling 2 in combination with a FISTA Compressed Sensing data reconstruction led to the best trade-off between achievable spatial and temporal resolution. This optimized setup allows the dynamic visualization of the defecation within 7 slices and a volume update rate of 1,3s. Compared to the standard 2D MR-defecography a more than doubled spatial coverage and a comparable temporal update rate are provided. This offers the possibility to cover and evaluate lateral localized pathologies additionally to the standard central localized pathologies.

# A Literaturverzeichnis

- [1] Martin Uecker, Shuo Zhang, Dirk Voit, Alexander Karaus, Klaus-Dietmar Merboldt, and Jens Frahm. Real-time MRI at a resolution of 20 ms. *NMR in Biomedicine*, 23(8):986–994, 2010.
- [2] BA Jung, J Hennig, and K Scheffler. Single-breathhold 3d-trueFISP cine cardiac imaging. *Magnetic resonance in medicine*, 48(5):921, 2002.
- [3] H Köstler, M Beer, C Ritter, D Hahn, and J Sandstede. Auto-SENSE view-sharing cine cardiac imaging. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 17(2):63–67, 2004.
- [4] Davide Piccini, Li Feng, Gabriele Bonanno, Simone Coppo, Jérôme Yerly, Ruth P Lim, Juerg Schwitter, Daniel K Sodickson, Ricardo Otazo, and Matthias Stuber. Four-dimensional respiratory motion-resolved whole heart coronary MR angiography. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2016.
- [5] Li Feng, Leon Axel, Hersh Chandarana, Kai Tobias Block, Daniel K Sodickson, and Ricardo Otazo. Xd-grasp: Golden-angle radial MRI with reconstruction of extra motion-state dimensions using compressed sensing. *Magnetic resonance in medicine*, 75(2):775–788, 2016.
- [6] Aaron Niebergall, Shuo Zhang, Esther Kunay, Götz Keydana, Michael Job, Martin Uecker, and Jens Frahm. Real-time MRI of speaking at a resolution of 33 ms: Undersampled radial FLASH with nonlinear inverse reconstruction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 69(2):477–485, 2013.
- [7] Erik Bresch, Yoon-Chul Kim, Krishna Nayak, Dani Byrd, and Shrikanth Narayanan. Seeing speech: Capturing vocal tract shaping using real-time

- magnetic resonance imaging. *IEEE Signal Processing Magazine*, 25(3):123–132, 2008.
- [8] Nikolaos P Andromanakos, Stamatis I Pinis, and Alkiviadis I Kostakis. Chronic severe constipation: current pathophysiological aspects, new diagnostic approaches, and therapeutic options. *European journal of gastroenterology & hepatology*, 27(3):204–214, 2015.
- [9] Salvatore Cappabianca, Alfonso Reginelli, Francesca Iacobellis, Vincenza Granata, Luigi Urciuoli, Maria Eleonora Alabiso, Graziella Di Grezia, Ines Marano, Gianluca Gatta, and Roberto Grassi. Dynamic MRI defecography vs. entero-colpo-cysto-defecography in the evaluation of midline pelvic floor hernias in female pelvic floor disorders. *International journal of colorectal disease*, 26(9):1191–1196, 2011.
- [10] R.W. Brown, Y.C.N. Cheng, E.M. Haacke, M.R. Thompson, and R. Venkatesan. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. Wiley, 2014.
- [11] Matt a Bernstein, Kevin E. King, Xiaohong Joe Zhou, and Wilson Fong. *Handbook of MRI Pulse Sequences*, volume 32. Elsevier Academic Press, Elsevier Inc., 2005.
- [12] M.H. Levitt. *Spin Dynamics: Basics of Nuclear Magnetic Resonance*. Wiley, 2013.
- [13] Dwight Nishimura. *Principles of Magnetic Resonance Imaging*. Dwight G. Nishimura, 2010.
- [14] E.M. Haacke, R.W. Brown, M.R. Thompson, and R. Venkatesan. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. Wiley, 1999.
- [15] RT Constable and RM Henkelman. Data extrapolation for truncation artifact removal. *Magnetic resonance in medicine*, 17(1):108–118, 1991.

- [16] Klaas P. Pruessmann, Markus Weiger, Markus B. Scheidegger, and Peter Boesiger. SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42(5):952–962, 1999.
- [17] Mark A. Griswold, Peter M. Jakob, Robin M. Heidemann, Mathias Nittka, Vladimir Jellus, Jianmin Wang, Berthold Kiefer, and Axel Haase. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(6):1202–1210, 2002.
- [18] Michael Lustig and John M. Pauly. SPIRiT: Iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(2):457–471, 2010.
- [19] Peter J. Shin, Peder E. Z. Larson, Michael A. Ohliger, Michael Elad, John M. Pauly, Daniel B. Vigneron, and Michael Lustig. Calibrationless parallel imaging reconstruction based on structured low-rank matrix completion. *Magnetic Resonance in Medicine*, 72(4):959–970, 2014.
- [20] Martin Uecker, Peng Lai, Mark J. Murphy, Patrick Virtue, Michael Elad, John M. Pauly, Shreyas S. Vasanawala, and Michael Lustig. ESPIRiT an eigenvalue approach to autocalibrating parallel MRI: Where SENSE meets GRAPPA. *Magnetic Resonance in Medicine*, 71(3):990–1001, 2014.
- [21] Philip M. Robson, Aaron K. Grant, Ananth J. Madhuranthakam, Riccardo Lattanzi, Daniel K. Sodickson, and Charles A. McKenzie. Comprehensive quantification of signal-to-noise ratio and g-factor for image-based and k-space-based parallel imaging reconstructions. *Magnetic Resonance in Medicine*, 60(4):895–907, 2008.
- [22] Nicole Seiberlich, Felix A. Breuer, Martin Blaimer, Kestutis Barkauskas, Peter M. Jakob, and Mark A. Griswold. Non-cartesian data reconstruction using GRAPPA operator gridding (GROG). *Magnetic Resonance in Medicine*, 58(6):1257–1265, 2007.

- [23] Emmanuel J Candès, Justin Romberg, and Terence Tao. Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. *Information Theory, IEEE Transactions on*, 52(2):489–509, 2006.
- [24] David L Donoho. Compressed sensing. *Information Theory, IEEE Transactions on*, 52(4):1289–1306, 2006.
- [25] Michael Lustig, David Donoho, and John M. Pauly. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 58(6):1182–1195, 2007.
- [26] A Wald, C Scarpignato, MA Kamm, S MUELLER-LISSNER, I Helfrich, C Schuijt, J Bubeck, C Limoni, and O Petrini. The burden of constipation on quality of life: results of a multinational survey. *Alimentary pharmacology & therapeutics*, 26(2):227–236, 2007.
- [27] M. Kim, J. Reibetanz, N. Schlegel, C.-T. Germer, D. Jayne, and C. Isbert. Perineal rectosigmoidectomy: quality of life. *Colorectal Disease*, 15(8):1000–1006, 2013.
- [28] Douglas A Drossman and Dan L Dumitrascu. Rome III: New standard for functional gastrointestinal disorders. *Journal of Gastrointestinal and Liver Diseases*, 15(3):237, 2006.
- [29] Douglas A Drossman. The functional gastrointestinal disorders and the rome III process. *gastroenterology*, 130(5):1377–1390, 2006.
- [30] Stefan Müller-Lissner. Obstipation–pathophysiologie, diagnose und therapie. *Dtsch Arztebl Int*, 106(25):424–432, 2009.
- [31] Stephan Bischofberger. Behandlung der Outlet Obstruktion und des komplexen pelvinen Prolapses - <http://www.beckenbodenzentrum.kssg.ch/>. *Praesentation*, 1(1):7, 2014.

- [32] D Weishaupt. Bildgebende Abklärung bei Beckenbodendysfunktion und Beckenbodenprolaps. *Radiologie up2date*, 13(01):35–51, 2013.
- [33] P Seynaeve, I Billiet, P Vossaert, P Verleyen, and A Steegmans. MR imaging of the pelvic floor. *JBR BTR*, 89(4):182, 2006.
- [34] J. Hennig, A. Nauerth, and H. Friedburg. Rare imaging: A fast imaging method for clinical MR. *Magnetic Resonance in Medicine*, 3(6):823–833, 1986.
- [35] G. H. Glover and J. M. Pauly. Projection reconstruction techniques for reduction of motion effects in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 28(2):275–289, 1992.
- [36] Dwight G. Nishimura, John I. Jackson, and John M. Pauly. On the nature and reduction of the displacement artifact in flow images. *Magnetic Resonance in Medicine*, 22(2):481–492, 1991.
- [37] Shuo Zhang, Kai Tobias Block, and Jens Frahm. Magnetic resonance imaging in real time: Advances using radial FLASH. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 31(1):101–109, 2010.
- [38] Kai Tobias Block, Hersh Chandarana, Sarah Milla, Mary Bruno, Tom Mulholland, Girish Fatterpekar, Mari Hagiwara, Robert Grimm, Christian Geppert, Berthold Kiefer, et al. Towards routine clinical use of radial stack-of-stars 3d gradient-echo sequences for reducing motion sensitivity. *Journal of the Korean Society of Magnetic Resonance in Medicine*, 18(2):87–106, 2014.
- [39] Dana C. Peters, Frank R. Korosec, Thomas M. Grist, Walter F. Block, James E. Holden, Karl K. Vigen, and Charles A. Mistretta. Undersampled projection reconstruction applied to MR angiography. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43(1):91–101, 2000.

- [40] Karl K. Vigen, Dana C. Peters, Thomas M. Grist, Walter F. Block, and Charles A. Mistretta. Undersampled projection-reconstruction imaging for time-resolved contrast-enhanced imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43(2):170–176, 2000.
- [41] Stephen J Riederer, Talin Tasciyan, Farhad Farzaneh, James N Lee, Ronald C Wright, and Robert J Herfkens. Mr fluoroscopy: technical feasibility. *Magnetic resonance in medicine*, 8(1):1–15, 1988.
- [42] Amir Beck and Marc Teboulle. A fast iterative shrinkage-thresholding algorithm for linear inverse problems. *SIAM Journal on Imaging Sciences*, 2(1):183–202, 2009.
- [43] Rizwan Ahmad, Hui Xue, Shivraman Giri, Yu Ding, Jason Craft, and Orlando P Simonetti. Variable density incoherent spatiotemporal acquisition (VISTA) for highly accelerated cardiac mri. *Magnetic resonance in medicine*, 74(5):1266–1278, 2015.
- [44] Jing Liu and David Saloner. Accelerated MRI with circular cartesian undersampling (CIRCUS): a variable density cartesian sampling strategy for compressed sensing and parallel imaging. *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 4(1):57–67, 2014.
- [45] O Bieri, M Markl, and Klaus Scheffler. Analysis and compensation of eddy currents in balanced SSFP. *Magnetic resonance in medicine*, 54(1):129–137, 2005.
- [46] Yinghua Zhu, Asterios Toutios, Shrikanth Narayanan, and Krishna Nayak. Faster 3D vocal tract real-time MRI using constrained reconstruction. *INTERSPEECH*, 2013.
- [47] C Kulinna-Cosentini, W Schima, and EP Cosentini. Dynamic MR imaging of the gastroesophageal junction in healthy volunteers during bolus passage. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 25(4):749–754, 2007.

- [48] Hersh Chandarana, Tobias K Block, Andrew B Rosenkrantz, Ruth P Lim, Danny Kim, David J Mossa, James S Babb, Berthold Kiefer, and Vivian S Lee. Free-breathing radial 3D fat-suppressed t1-weighted gradient echo sequence: a viable alternative for contrast-enhanced liver imaging in patients unable to suspend respiration. *Investigative radiology*, 46(10):648–653, 2011.



# C Publikationen und Tagungsbeiträge

V Ratz, T Wech, A Schindele, A Dierks, A Sauer, J Reibetanz, A Borzi, Th Bley, and H Köstler. Dynamic 3D MR-defecography. *Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und bildgebenden Verfahren (RöFo)*, 2016. (Originalarbeit).

V Ratz, T Wech, A Schindele, A Dierks, A Sauer, J Reibetanz, A Borzi, Th Bley, and H Köstler. Volumetric dynamic MR-defecography. *Annual Meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 2016. (Elektronisches Poster).

A Slawig, T Wech, V Ratz, J Tran-Gia, H Neubauer, Th Bley, and H Köstler. Multi-frequency reconstruction for frequency-modulated stack-of-stars bSSFP. *Annual Meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 2016. (Vortrag).

V Ratz, T Wech, A Schindele, A Dierks, A Sauer, J Reibetanz, A Borzi, Th Bley, and H Köstler. 3D MR-defecography. *Annual Meeting of the European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology*, 2015. (Poster + Kurzvortrag).

V Ratz, T Wech, A Schindele, A Dierks, A Sauer, J Reibetanz, A Borzi, Th Bley, and H Köstler. Development of functional 3D MR-based diagnostics of intestinal obstruction. *EUREKA2015*, 2015. (Poster).

# D Eidesstattliche Erklärung/Affidavit

## Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides statt, die Dissertation „Entwicklung einer funktionellen 3D Magnetresonanz-Defäkographie“ eigenständig, d. h. insbesondere selbständig und ohne Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters, angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Ich erkläre außerdem, dass die Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits in einem anderen Prüfungsverfahren vorgelegen hat.

Würzburg, 25. Mai 2016

Valentin Ratz

## Affidavit

I hereby confirm that my thesis entitled „Development of a functional 3D magnetic resonance defecography“ is the result of my own work. I did not receive any help or support from commercial consultants. All sources and / or materials applied are listed and specified in the thesis.

Furthermore, I confirm that this thesis has not yet been submitted as part of another examination process neither in identical nor in similar form.

Würzburg, 25. Mai 2016

Valentin Ratz

# E Danksagung

## Herzlichen Dank...

An dieser Stelle möchte ich mich bei Allen herzlich bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Ein besonderer Dank gebührt Herrn Prof. Dr. Herbert Köstler für die Bereitstellung der Promotionsstelle und die umfassende Betreuung. Ebenfalls besonders herzlich möchte ich mich bei Dr. Tobias Wech für die sehr gute Betreuung und die vielen lehrreichen Erklärungen bedanken. Insgesamt herrschte während der gesamten Zeit in der Experimentellen Radiologie eine wunderbar freundschaftliche Arbeitsatmosphäre. Vielen Dank hierfür an die gesamte Arbeitsgruppe. Außerdem möchte ich mich bei Prof. Dr. Christian Ritter und Prof. Dr. Alfio Borzi für die Begleitung des strukturierten Promotionsverfahrens der Graduate School of Life Sciences sowie bei Alexander Dierks und Dr. Alexander Sauer für die medizinische Auswertung und Beratung bedanken. Zu guter Letzt möchte ich meiner lieben Frau Viola und meiner Familie für die stete Unterstützung danken.