

Aufbau und Anwendung von Verfahren der Magnetresonanztomografie mit stimulierten Echos

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

vorgelegt von

Alexander Karaus
aus Tübingen

Würzburg Mai 2010

Eingereicht am:
bei der Fakultät für Physik und Astronomie

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. P.M. Jakob
 2. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. J. Frahm
 3. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. B. Trauzettel
- der Dissertation.

1. Prüfer: Prof. Dr. rer. nat. P.M. Jakob
 2. Prüfer: Prof. Dr. rer. nat. J. Frahm
 3. Prüfer: Prof. Dr. rer. nat. B. Trauzettel
- im Promotionskolloquium.

Tag des Promotionskolloquiums:

Doktorurkunde ausgehändigt am:

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	vii
1 Einleitung	1
2 Grundlagen der MRT	5
2.1 Kernspin	6
2.2 Das statische Magnetfeld	6
2.2.1 Zeeman-Effekt	6
2.2.2 Präzessionsbewegung	7
2.3 Das MR-Signal	8
2.3.1 Hochfrequenz (HF)-Anregung	8
2.3.2 Signalabfall über Relaxationsprozesse	8
2.4 Gradientenfelder und Schichtselektion	10
2.5 Orts- und Phasenkodierung	11
2.6 Kontraste	13
2.7 Signalfamilien	15
2.7.1 FID-Signal	15
2.7.2 Spinecho	16
2.7.3 Inversion-Recovery-Sequenz	17
2.7.4 Gradientenecho	18
2.7.5 Stimuliertes Echo	19
2.8 Diffusionsbildgebung	21

3	Kartesische turboSTEAM-Sequenz	27
3.1	Sequenzschema	27
3.2	Entwicklung	30
3.2.1	Shepp-Logan-Phantom	30
3.2.2	k -Raum-Aufnahmeschema	31
3.2.3	Variable Kippwinkelberechnung	32
3.2.4	Partial Fourier und <i>POCS</i>	34
3.2.5	Parallele Bildgebung: GRAPPA	36
3.2.6	Segmentierung des k -Raums	39
3.2.7	Ausbau zur diffusionsgewichteten turboSTEAM-Sequenz	41
4	Parameteroptimierung für die turboSTEAM-Sequenz	45
4.1	Empfangsspulen im Vergleich	47
4.2	Bandbreitenbestimmung	48
4.3	Anwendung von GRAPPA-Rekonstruktionen	49
4.3.1	Unterabtastung mit GRAPPA	50
4.3.2	GRAPPA mit Partial Fourier	51
4.3.3	Erste Überprüfung bei in-vivo-Aufnahmen	52
4.4	Segmentierung des k -Raums bei DTI	53
4.4.1	Phasenproblematik bei segmentierter DTI-Messung	54
4.4.2	Phasenkorrektur mittels Navigator Echos	54
4.4.3	Lösung durch nichtlineare Inversion	55
5	Anwendung der turboSTEAM-Sequenz in der Herzbildgebung	59
5.1	Spulenvergleich	60
5.2	Zentrisch vs. Linear	63
5.3	Segmentierung	65
5.4	Parallele Bildgebung	68
5.5	Kombination von Segmentierung und GRAPPA	69
5.6	Aufnahme verschiedener Blickwinkel des Herzens	72

6	Anwendung der diffusionsgewichteten turboSTEAM-Sequenz	77
6.1	Faserbündeldarstellung mittels diffusionsgewichteter MR-Aufnahmen . . .	77
6.1.1	Das Corpus Callosum	77
6.1.2	Cingulum	80
6.2	Segmentierte DTI-Aufnahmen	84
6.3	Schlaganfalldiagnostik	88
7	Radiale turboSTEAM-Sequenz	93
7.1	Änderung der turboSTEAM-Sequenz	94
7.2	Bildrekonstruktion: Grid-ICE-Programm	97
7.2.1	Sinc-Interpolation	97
7.2.2	Dichtekorrektur	99
7.2.3	Verschmierung durch Kaiser-Bessel-Funktion	101
7.2.4	Roll-Off-Korrektur	102
7.2.5	Additives Weißes Gaußsches Rauschen	104
7.2.6	Variation der Kaiser-Bessel-Parameter	104
7.2.7	Symmetrie der Speichen um das k-Raum-Zentrum	107
7.3	Unterabtastung	109
7.4	Segmentierung	112
7.5	Nichtlineare Inversion bei radialer k-Raum-Abtastung	113
7.5.1	Anwendung auf Phantomdaten	113
7.5.2	Anwendung auf Gehirnaufnahmen	115
7.5.3	Anwendung auf Herzaufnahmen	116
8	Zusammenfassung	119
	Literaturverzeichnis	125
	Liste der Publikationen	133

Abkürzungsverzeichnis

ADC	Scheinbarer Diffusionskoeffizient (<i>engl.: apparent diffusion coefficient</i>)
ADC*	Analog-Digital-Konverter (<i>engl.: analog digital converter</i>)
AWGR	Additives Weißes Gaußsches Rauschen
α	Kippwinkel der Hochfrequenzanregung
B_{Kern}	Formparameter der Kaiser-Bessel-Funktion
BF	Beschleunigungsfaktor
BW	Empfängerbandbreite bei der Datenaufnahme (<i>engl.: bandwidth</i>)
CT	Röntgen-Computertomografie
CSF	Cerebrospinale Flüssigkeit
DeffCoN	Effective Diffusion Coefficient Navigator
DI	Diastolisches Intervall
DTI	Diffusionstensorbildgebung (<i>engl.: diffusion tensor imaging</i>)
DWI	Diffusionsgewichtete Bildgebung (<i>engl.: diffusion weighted imaging</i>)
EKG	Elektrokardiogramm
EPI	Schnelle Einzelschuss-Gradientenecho-Bildgebung (<i>engl.: echo planar imaging</i>)

FA	Fraktionelle Anisotropie
FID	Freier Induktionsabfall (<i>engl.: free induction decay</i>)
FLASH	Schnelle Gradientenecho-Bildgebung mit kleinen Kippwinkeln (<i>engl.: fast low angle shot</i>)
FACT	Fiber Assignment by Continous Tracking
FOV	Messfeld (<i>engl.: field of view</i>)
FF	Full Fourier
FFT	schnelle Fouriertransformation (<i>engl.: fast Fourier transform</i>)
GRAPPA	Generalised Autocalibration PPA
HF	Hochfrequenz
HP	Herzperiode
IDEA	SIEMENS-Sequenz-Programmierungsumgebung (<i>engl.: integrated development environment for applications</i>)
ICE	SIEMENS-Bildrekonstruktions-Programmierungsumgebung (<i>engl.: image calculation environment</i>)
L_{Kern}	Fensterbreite der Kaiser-Bessel-Funktion
MDD	Hauptdiffusionsrichtungen (<i>engl.: main diffusion direction</i>)
MR	Magnetresonanz
MRT	Magnetresonanztomografie
NMR	Nukleare Magnetresonanz
PD	Protonendichte
PF	Partial Fourier
POCS	Iterativer Bildrekonstruktionsalgorithmus (<i>engl.: projection onto convex subsets</i>)

PPA	Parallele Bildgebung (<i>engl.: partially parallel acquisition</i>)
PSF	Punkttransferfunktion (<i>engl.: point spread function</i>)
ROI	Zielregion (<i>engl.: region of interest</i>)
SINC	$\text{sinc}(x) = \frac{\sin x}{x}$
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis (<i>engl.: signal to noise ratio</i>)
SENSE	Sensitive Encoding
STE	Stimuliertes Echo
STEAM	Stimulierte Echobildgebung (<i>engl.: stimulated echo acquisition mode</i>)
T_1	Spin-Gitter-Relaxationszeit
T_2	Spin-Spin-Relaxationszeit
T_2^*	Effektive Spin-Spin-Relaxationszeit
TE	Echozeit
TE_{SE}	Echozeit für das Spinecho
TE_{STE}	Echozeit für das stimulierte Echo
TI	Inversionszeit
TM	Mittelintervall
TR	Repetitionszeit für eine Schicht-/Segmentaufnahme
TR_α	Repetitionszeit für α -Pulse

1

Einleitung

Schon früh war man daran interessiert, ein bildgebendes Verfahren für die medizinische Diagnostik zu entwickeln, das die im Jahre 1895 entdeckte Röntgentechnik – zumindest teilweise – ersetzen oder ergänzen sollte. Basierend auf den invasiven Röntgenstrahlen wurde bereits 1917 von Johann Radon die nach ihm benannte Radontransformation entwickelt. Sie wurde erstmals 1971 für die Röntgen-Computertomografie (CT) eingesetzt, um räumliche Information zu kodieren. Fast zeitgleich im Jahre 1973 hatte Lauterbur die Idee, mittels eines starken Magnetfeldes und in Kombination mit variierenden Magnetfeldern die Kernspineigenschaft der Atome auszunutzen, um eine räumliche Darstellung zu erzielen: die Magnetresonanztomografie (MRT). Nach ihrer Entdeckung machte die Entwicklung der MRT erhebliche Fortschritte. Damals noch mit geringer Feldstärke von 0,5 Tesla, bewegen sich heute einzelne Geräte für den Einsatz am Menschen bis in den Hochfeldbereich von 11,7 Tesla, während Feldstärken von 1,5 bis 3,0 Tesla dem klinischen Standard entsprechen. Die Gradientensysteme der magnetischen Wechselfelder wurden ebenfalls deutlich stärker sowie schneller und besser schaltbar, ohne dass technische Nachteile wie die Erzeugung von Wirbelströmen in Kauf genommen werden müssen.

Im Vergleich zur CT leidet die MRT nicht nur an einem höheren Anschaffungspreis,

sondern vor allem an einer längeren Bildmesszeit. Daher war und ist die Forschung nach schnellen Bildgebungsverfahren ein wichtiges Thema in der MRT. Peter Mansfield entwickelte bereits Ende der 70-er Jahre die Echo-Planar-Tomografie (EPI, *engl.: echo planar imaging*), die jedoch erst Mitte der 90-er Jahre durch die immer weiter verbesserte Hardware der MR-Geräte ihren Durchbruch schaffte. Aufgrund der EPI-Signalerzeugung durch mehrfache Gradienteninversion besitzt diese Messtechnik allerdings physikalische Probleme an Gewebegrenzen (z.B. Gewebe-Luft-Grenze). Die sich dort ausbildenden Feldinhomogenitäten können zur Falschdarstellung oder Auslöschung in den MR-Bildern führen. Mit höheren Magnetfeldern nimmt dieser Effekt zu Ungunsten der EPI-Technik weiter zu. Daher musste über alternative Verfahren zur schnellen Datenaufnahme nachgedacht werden. Die Darstellungsproblematik bei gradientenrefokussierenden Echos führte dazu, dass man Wert auf die Erzeugung von Hochfrequenz (HF)-refokussierenden Echos legte. Diese Eigenschaft besitzen sowohl Spinecho-Signale als auch stimulierte Echos. Leider besitzen Hochgeschwindigkeitsverfahren auf der Grundlage von Spinechos den Nachteil, dass sie unter Umständen zu hohen HF-Belastungen und damit zu einer Erwärmung des Gewebes führen können. Auch dieser Effekt verstärkt sich bei hohen Magnetfeldern (Frequenzen). Im Gegensatz dazu besitzen schnelle MRT-Verfahren mit stimulierten Echos keine HF-Probleme, sondern eine nur halb so große Signalstärke. Entsprechende STEAM-Sequenzen (*stimulated echo acquisition mode*) wurden erstmalig 1985 von FRAHM [1] entwickelt.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, trotz der bekannten Signalschwäche der stimulierten Echos, (1) eine STEAM-Sequenz zu entwickeln, die auf den verbesserten Möglichkeiten der Geräte-Hardware aufbaut und auch bei hohen Feldstärken artefaktfreie MR-Bilder liefert, und (2) sie für Anwendungen am Menschen zu erproben und nutzbar zu machen. In der Tat gewinnt die STEAM-Sequenz bei höheren Magnetfeldstärken an Effizienz, da sich die T_1 -Relaxationszeiten vergrößern, ohne dass sich der Einfluss verkürzter T_2^* -Relaxationszeiten bemerkbar machen könnte, die die angesprochenen geometrischen Verzerrungen hervorrufen. Beispielsweise kann die STEAM-Sequenz für die diffusionsgewichtete MRT (DTI, *engl.: diffusion tensor imaging*) zur Lokalisierung von Schlaganfallregionen im Gehirn vorteilhaft verwendet werden. Ein anderes Anwendungsgebiet bezieht sich auf die anatomische Darstellung des Herzmuskels, die Dank der STEAM-Eigenschaft ohne störende Blutsignale erfolgen kann.

Neben der gerätetechnischen Optimierung der MRT-Systeme spielt seit einigen Jahren auch die Entwicklung optimierter mathematischer Verfahren zur Bild-Rekonstruktion eine wichtige Rolle. In Bezug auf beschleunigte Messungen ist insbesondere die parallele MRT zu nennen, die mit Hilfe vieler unabhängiger Empfangsspulen

und iterativer Berechnung der Spulenprofile und des Bildes eine Unterabtastung der ortskodierten Daten – und damit eine Verkürzung der Messung – ermöglicht. Ein anderes Beispiel ist die nicht-kartesische Abtastung der MRT-Daten, die beispielsweise für radiale Trajektorien trotz der aufwendigeren Rekonstruktion (z.B. durch Gridding oder nichtlineare Inversion) viele Vorteile aufweist. Ein weiteres Ziel der vorliegenden Arbeit war daher (3) die Erprobung alternativer Kodierungs- und Rekonstruktionstechniken für MRT-Messungen mit STEAM-Sequenzen.

2

Grundlagen der MRT

Schon 1946 entdeckten FELIX BLOCH [2, 3] und EDWARD PURCELL [4] unabhängig voneinander das technische Prinzip der nuklearen Magnetresonanz (NMR), wofür beide 1952 mit dem Nobelpreis in Physik ausgezeichnet wurden. ERWIN HAHN [5] war es, der als Erster die neue Technik nutzte. Ihm gelang es, aus Atomen mittels der Magnetresonanz ein Echosignal, das sogenannte Spinecho, zu erzeugen. Die ersten medizinischen Erkenntnisse konnten 1984 gewonnen werden, da PAUL LAUTERBUR [6] und PETER MANSFIELD [7] die Technik in den 70er Jahren zu dem bildgebenden Verfahren der Magnetresonanztomografie (MRT) weiterentwickelten.

In den folgenden Abschnitten sollen die physikalischen Grundlagen der MRT bzw. der NMR erläutert werden. Erste einführende Betrachtungen der NMR befinden sich in SCHATZ [8], ELSTER [9] und SIEMENS [10]. Für weitere, detaillierte Informationen dient die Literatur von STARK ET AL. [11], HAACKE ET AL. [12], LAUTERBUR ET AL. [13] und BERNSTEIN ET AL. [14].

2.1 Kernspin

Die MRT nutzt die magnetische Beschaffenheit von Protonen, den Spin, zur Bildgebung aus. Er spiegelt die Eigendrehung des Kerns wider. Für die MRT sind nur Atome mit nichtverschwindendem Gesamtkernspin nutzbar. Gemäß dem Pauli-Prinzip besitzen alle Atome mit ungerader Kernteilchenzahl (Protonen und Neutronen) oder mit einer jeweiligen ungeraden Anzahl von Protonen und Neutronen einen Kernspin. Analog zur elektrischen Ladung führt auch der Kernspin zu einem magnetischen Moment, das gegeben ist durch

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

wobei \hbar das Planck'sche Wirkungsquantum und γ , das gyromagnetische Verhältnis, die Eigenschaft der Kernabhängigkeit beschreibt. Gemessen wird in der MRT nicht die Wirkung eines einzelnen Spins, sondern die Wirkung eines Spinensembles. Darunter versteht man die Gesamtheit aller Protonenspins innerhalb eines Voxels (betrachtetes Volumenelement).

Da in Lebewesen Wasserstoffatome den größten Anteil besitzen, konzentrieren sich die meisten MRT-Techniken auf die Resonanzfrequenz der Protonen mit $I = 1/2$, $\gamma_H = 42,5776 \frac{\text{MHz}}{\text{T}}$.

2.2 Das statische Magnetfeld

In der MRT wird ein statisches Magnetfeld, $\vec{B}_0 = B_0 \vec{e}_z$, verwendet, das folgende Wirkungen auf die Spins ausübt:

1. Die Spins richten sich aufgrund des Zeeman-Effektes parallel oder antiparallel zum Magnetfeld \vec{B}_0 aus.
2. Die Spins beginnen mit einer Präzessionsbewegung um die Richtungsachse des Magnetfeldes.

2.2.1 Zeeman-Effekt

Als Zeeman-Effekt bezeichnet man das mehrfache Aufspalten von Spektrallinien, wenn sich die emittierende Materie in einem externen Magnetfeld befindet. Das Phänomen

wurde erstmals 1896 von Pieter Zeeman (1865-1943) beschrieben; 1902 erhielt er dafür den Nobelpreis für Physik. Die Energieaufspaltung innerhalb eines Magnetfeldes B_0 wird mit Hilfe der magnetischen Quantenzahl m und des Bohrschen Magnetons μ_B durch folgende Gleichung beschrieben

$$\Delta E = m \mu_B B_0. \quad (2.2)$$

Mit den Spinquantenzahlen $1/2$ und $-1/2$ für die beiden aufgespaltenen Niveaus von Protonen erhält man die jeweilige Energie

$$E_1 = -\gamma \frac{\hbar}{2} B_0 \quad E_2 = \gamma \frac{\hbar}{2} B_0. \quad (2.3)$$

Die Differenz ist somit

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 = \hbar \omega_0. \quad (2.4)$$

Die Boltzmannverteilung zeigt, dass sich ein geringer Überschuss von Spins parallel zum äußeren Magnetfeld ausrichtet, der sich zur Magnetisierung der Ensembles addiert. Im thermischen Gleichgewicht beträgt der Besetzungsüberschuss ($R = 1 - \frac{N_\alpha}{N_\beta}$) bei 3 Tesla nur etwa 0,002%. Dieser nimmt mit wachsender Protonendichte, wachsender Magnetfeldstärke oder mit sinkender Temperatur zu

$$\frac{N_\alpha}{N_\beta} = \exp\left(-\frac{\gamma \hbar B_0}{kT}\right), \quad (2.5)$$

wobei das gyromagnetische Verhältnis für Wasserstoff $\gamma_H = 42,5776 \frac{\text{MHz}}{\text{T}}$, das Planck'sche Wirkungsquantum $\hbar = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{Js}$, das statische Magnetfeld $B_0 = 3\text{T}$, die Boltzmann Konstante $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{J/K}$ und die Temperatur $T = 293\text{K}$ betragen.

2.2.2 Präzessionsbewegung

Aus Gl. 2.4 folgt mit $\Delta E = \hbar \omega_0$ eine Relation von $B_0 \sim \omega_L$, d.h. die Spins erfahren eine Präzessionsbewegung und rotieren alle mit derselben Geschwindigkeit, die als Larmorfrequenz bezeichnet wird. Die Larmorfrequenz ω_L ist abhängig vom Kerntyp und der Stärke des statischen Magnetfeldes. Die Resonanzbedingung für die NMR lautet

$$\omega_L = \gamma_H \cdot B_0. \quad (2.6)$$

Da die Spins mit beliebiger Phasenlage präzedieren, heben sich die Komponenten senkrecht zum Magnetfeld auf. Man erhält somit aufgrund des angelegten Magnetfeldes nur die Magnetisierung M_z längs der z-Achse und keine Wirkung in der xy-Ebene.

Das für diese Arbeit verwendete Magnetfeld hat eine Feldstärke von 2,9 Tesla, das einer Resonanzfrequenz

$$\omega_L = 123,47 \text{ MHz} \quad (2.7)$$

entspricht.

2.3 Das MR-Signal

Bei gegebener Polarisation der Kernspins (s. o.) lässt sich unter Verwendung von einer Hochfrequenzanregung das MRT-Signal erzeugen. Die Erzeugung und der Relaxationsprozess des Spinsignals soll in diesem Abschnitt diskutiert werden.

2.3.1 Hochfrequenz (HF)-Anregung

Die Anregung wird durch einen HF-Puls mittels eines sich zeitlich ändernden Magnetfeldes \vec{B}_1 hervorgerufen

$$\vec{B}_1(t) = \sin(\omega_L t) \vec{e}_x + \cos(\omega_L t) \vec{e}_y, \quad (2.8)$$

welches die Form einer zirkular, rotierenden Welle hat. Um die Spins aus dem Gleichgewichtszustand zu bringen, muss der HF-Puls in Resonanz mit dem Spinübergang sein (laut Gl. 2.6). Die Anregung führt zu einer Auslenkung der longitudinalen Magnetisierung in die Transversalebene. Wegen dieser „Kippung“ wird für die HF-Pulse der Kippwinkel angegeben. Die Quermagnetisierung, die sich aus der Summe der in die xy-Ebene ausgelenkten, phasenkohärent präzedierenden Spins ergibt, wirkt wie ein rotierender Magnet. Bringt man eine Spule in ein rotierendes Magnetfeld, wird eine elektrische Spannung in der Spule induziert. Der zeitliche Verlauf der Spannung beschreibt das MR-Signal. Das MR-Signal ist umso stärker, je grösser die Quermagnetisierung ist.

Es entsteht die folgende Bewegungsgleichung für die sich zeitlich verändernde Magnetisierung in der NMR

$$\frac{dM}{dt} = M \times \gamma \vec{B}, \quad \text{mit } \vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_1. \quad (2.9)$$

2.3.2 Signalabfall über Relaxationsprozesse

Nach Auslenkung der Spins durch einen HF-Puls beginnt die Relaxation der Spins. Hierbei geben rotierende Spins Energie ab und finden sich relativ schnell in ihrem

Grundzustand wieder. Diese Art von Signalabfall wird als freien Induktionsabfall (FID, *engl.: free induction decay*) beschrieben und wird über verschiedene Zeitkonstanten charakterisiert. Man unterscheidet zwischen zwei voneinander unabhängigen, zeitgleich und exponentiell ablaufenden Prozessen:

- Längsrelaxation (T_1): Die Dauer, bis die Longitudinalmagnetisierung wieder vollständig aufgebaut ist, ist abhängig von der Feldstärke und vom Gewebe. Unterschiede in der Relaxation werden im Bild als Kontraste sichtbar. Ursache für die Längsrelaxation ist die Spin-Gitter-Relaxation: Energieverlust durch Wechselwirkung mit der Umgebung.

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right) \quad (2.10)$$

- Transversalrelaxation (T_2): Der Zerfall der Transversalmagnetisierung verläuft schneller als die T_1 -Relaxation und führt zur Abnahme des MR-Signals. Auch in diesem Fall ist die Dauer der T_2 -Relaxation gewebespezifisch. Die Ursache hierfür ist die Spin-Spin-Wechselwirkung: Spins verändern permanent das Magnetfeld, wodurch die Spins lokal mal etwas schneller und mal etwas langsamer präzedieren.

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0) e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (2.11)$$

Zusätzlich fällt das FID-Signal mit der kürzeren Zeitkonstante T_2^* ab. Denn durch zeitlich konstante Inhomogenitäten des äußeren Magnetfeldes präzedieren die Spins mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten und sorgen somit für eine allmähliche Dephasierung der Spins. Hierbei spricht man von den sogenannten *off-resonance*-Effekten, die sich gerade in der Praxis bei Luft-Gewebe-Grenzen bemerkbar machen.

Bloch hat beide Hauptrelaxationsprozesse in Gleichung 2.9 eingeführt. Die daraus resultierende Gleichung trägt daher den Namen „Blochgleichung“ und ist die grundlegende Gleichung in der NMR, die die zeitliche Entwicklung der Magnetisierung im Experiment beschreibt

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{M} \times \gamma \vec{B} + \begin{pmatrix} -M_x/T_2 \\ -M_y/T_2 \\ (M_0 - M_z)/T_1 \end{pmatrix}, \quad (2.12)$$

wobei grundsätzlich

$$T_1 \geq T_2 \geq T_2^* \quad (2.13)$$

und für Protonen im Gewebe

$$T_1 > T_2 \gg T_2^* \quad (2.14)$$

gilt.

2.4 Gradientenfelder und Schichtselektion

Neben den HF-Pulsen werden in der Magnetresonanztomografie noch sogenannte Gradientenfelder verwendet, um das zu untersuchende Spinsystem zu manipulieren. Unter einem Gradientenfeld versteht man ein ortsabhängiges Magnetfeld $\vec{B}(\vec{r})$ der Form

$$\vec{B}(\vec{r}) = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \vec{G} \vec{r} \end{pmatrix}, \quad (2.15)$$

wobei die maximale Gradientenfeldstärke $|\vec{G}|$ abhängig vom verwendeten Magnetresonanzenzsystem einige mT/m bis zu mehreren T/m betragen kann. Dafür werden im Tomograf jeweils paarweise in drei orthogonalen Richtungen (x, y, z) Gradientenspulen mit gleicher Stromstärke, aber mit gegensinniger Polung, betrieben. Die eine Spule erhöht das Magnetfeld, die Gegenüberliegende verringert es. Ein Gradientenfeld bewirkt eine ortsabhängige, lineare Verschiebung der Resonanzfrequenz gemäß

$$\Delta\omega(\vec{r}) = \gamma \vec{G} \vec{r}, \quad (2.16)$$

wodurch die Kernspins ortsabhängig mit unterschiedlicher Geschwindigkeit (Lamorfrequenz) präzedieren.

Die in dieser Arbeit verwendeten Gradienten besitzen eine maximale Amplitude von 27 mT/m und können mit einer Geschwindigkeit von 40 mT/(m·ms) geschaltet werden. Mittels Linearkombination können Gradientenfelder beliebiger Orientierung erzeugt werden. Je nachdem, ob diese Gradienten während der Hochfrequenzanregung, während der Aufnahme des Resonanzsignals oder zwischen Anregung und Datenaufnahme eingeschaltet sind, unterscheidet man entsprechend zwischen selektiver Schichtanregung, Frequenzkodierung und Phasenkodierung. Sinnvollerweise wird jeweils ein Ortskodierungsverfahren für eine Raumrichtung des gewünschten Schichtbildes (Schichtdicke, Breite und Höhe des Messfeldes) verwendet.

Um selektiv eine Schicht anzuregen, wird zeitgleich zum HF-Puls und senkrecht zur Schichtebene ein Gradient G_s geschaltet. Dadurch besitzt jedes Voxel entlang der

Schichtanregungsrichtung ihre eigene Präzessionsfrequenz und ein HF-Puls mit einem begrenzten Frequenzspektrum kann wegen der Resonanzbedingung nur die Spins anregen, die sich in den entsprechenden Voxeln befinden. So erweitert sich die Resonanzbedingung zu

$$\omega_0(x) = \gamma B_0 + x \gamma G_s. \quad (2.17)$$

Es erklärt sich leicht, dass dünne Schichten mit wenigen Protonen auch wenig Signal liefern. Die Schichtdicke Δx wird über die Variation des Gradienten oder über die Bandbreite $\Delta\omega$ des HF-Pulses geregelt und folgt der Gleichung

$$\Delta x = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_s}. \quad (2.18)$$

Pulsform und Anregungspuls sind in guter Näherung über die Fouriertransformation miteinander verknüpft. Um ein möglichst rechteckförmiges Schichtprofil, also eine homogene Verteilung der transversalen Magnetisierung über die gesamte Schichtdicke, zu erhalten, wird die Amplitude des Anregungspulses mit einer *SINC*-Funktion moduliert. Außerdem wird normalerweise nach der Anregung ein weiterer Gradient geschaltet, um die unterschiedlichen Phasenentwicklungen verschiedener Resonanzfrequenzen zu kompensieren. Dieser Rephasierungsgradient ist dem ursprünglichen Schichtselektionsgradienten genau entgegengerichtet und besitzt in erster Näherung dessen halbes Moment.

2.5 Orts- und Phasenkodierung

Während die Schichtselektion die Erzeugung der Transversalmagnetisierung räumlich beschränkt, beruhen Frequenz- und Phasenkodierung auf einer Modulation der angeregten transversalen Magnetisierung. Im Folgenden sollen die mathematischen Schritte erklärt werden, die die Entstehung des räumlich kodierten MR-Signals beschreiben.

Das zeitliche Signal, das man für einen bestimmten magnetisierten Bereich erhält, ist gegeben durch

$$S(t) = \int \vec{M}_{xy}(r, t) dV \quad (2.19)$$

$$= \int M_{xy}(r) e^{i\varphi(r,t)} dV. \quad (2.20)$$

Die Phase berechnet sich dabei aus

$$\varphi(r, t) = \omega(r, t) t \quad (2.21)$$

$$= \gamma B(r, t) t \quad (2.22)$$

$$= \gamma \int_0^t B(r, \tau) d\tau \quad (2.23)$$

$$= \gamma \int_0^t G(\tau) r d\tau \quad (2.24)$$

$$= \gamma \int_0^t G(\tau) d\tau r \quad (2.25)$$

$$=: k(t) r \quad (2.26)$$

und eingesetzt in 2.20 erhält man das Signal

$$S(k(t)) = \int M_{xy}(r) e^{ikr} dr. \quad (2.27)$$

Mittels einer inversen, schnellen Fouriertransformation [15] (FFT, *engl.: fast Fourier transform*) kann aus den Rohdatenwerten $S(k(t))$ die Grauwertverteilung des Bildes berechnet und so jedem Pixel ein Grauwert zugeordnet werden

$$M_{xy}(r) = c \int S(k(t)) e^{-ikr} dk. \quad (2.28)$$

Um ein zweidimensionales Bild zu erhalten, müssen alle gemessenen Echosignale den zweidimensionalen k-Raum bilden. Man legt dabei Gleichung 2.27 zu Grunde, so dass ein nach der Anregung geschaltetes Gradientenfeld $G_f(t)$ der Transversalmagnetisierung eine ortsabhängige Phasenlage aufprägt. Man erreicht somit mit jedem Echosignal eine eindimensionale k-Raum-Zuordnung. Die zweite Dimension wird erzielt, indem bei weiteren Echosignalen die Phasenlage durch einen weiteren Gradienten $G_p(t)$ um $\Delta\varphi$ verschoben wird. Daher nennt man diesen Gradienten auch Phasenkodierer, da durch ihn mit den entsprechenden phasenkodierten Signalen der gesamte k-Raum aufgefüllt werden kann.

Da der k-Raum nur diskret (Δk) mit jeweils n Werten (Basisauflösung) abgetastet werden kann und k-Raum und Ortsraum über die Fouriertransformation miteinander verknüpft sind, gelten die folgenden Zusammenhänge

$$\Delta x = \frac{\text{FOV}}{n} = \frac{1}{n \cdot \Delta k} = \frac{1}{2 \cdot k_{\max}}, \quad (2.29)$$

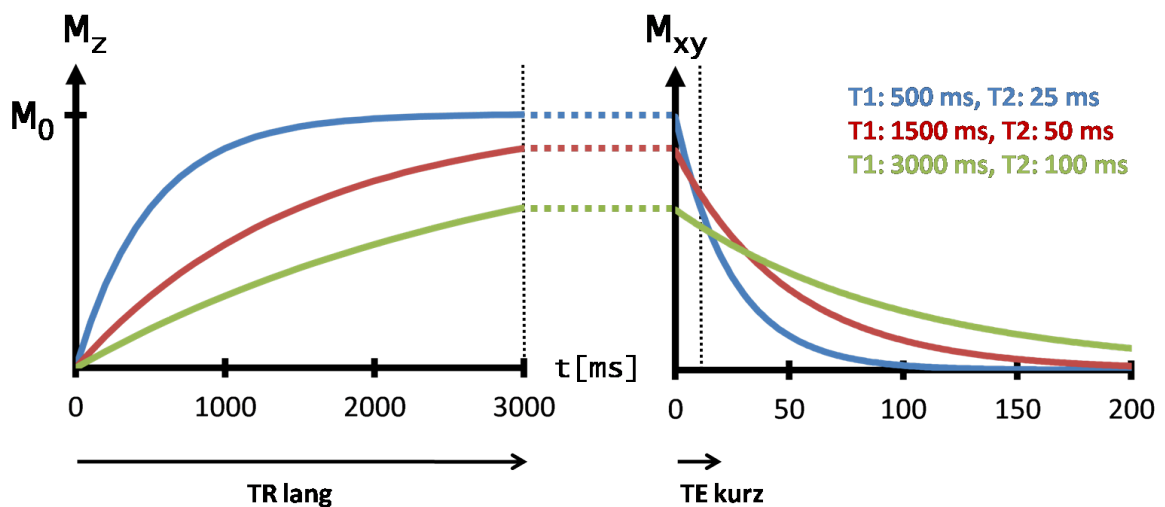
wobei die Auflösung des Bildes sich aus dem Messfeld (FOV, *engl.: field of view*) und der Anzahl der Pixel ergibt.

2.6 Kontraste

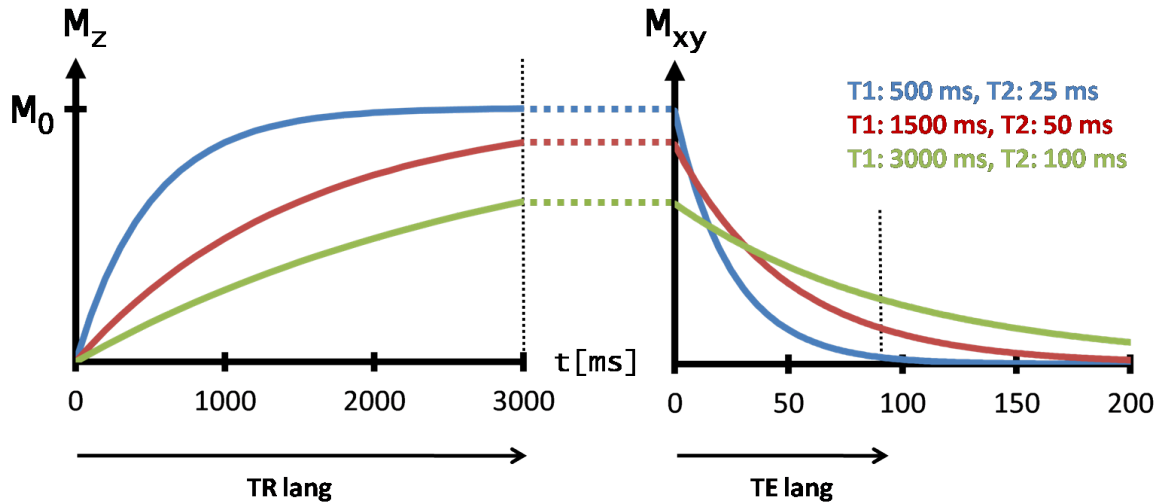
Unterschiedliche Gewebe unterscheiden sich anhand der Protonendichte und den Relaxationskonstanten T_1 und T_2 . Je nachdem, was „betont“ werden soll, können Bilder mit unterschiedlichen Gewebe-zu-Gewebe-Kontrasten erzeugt werden.

- Protonendichte (PD)-Kontrast: Protonen-gewichtete Bilder erhält man, indem der Einfluss der Parameter T_1 und T_2 möglichst gering gehalten wird. Dazu ist die Wiederholungszeit (TR) genügend lang zu wählen, um eine fast vollständige Längsrelaxation zu ermöglichen. Zudem wird das Echo relativ schnell erzeugt, um die Transversalrelaxation zu verhindern. Gewebe mit großer Protonendichte erscheinen im PD-Bild hell, Gewebe mit niedrigerer Dichte dunkel.

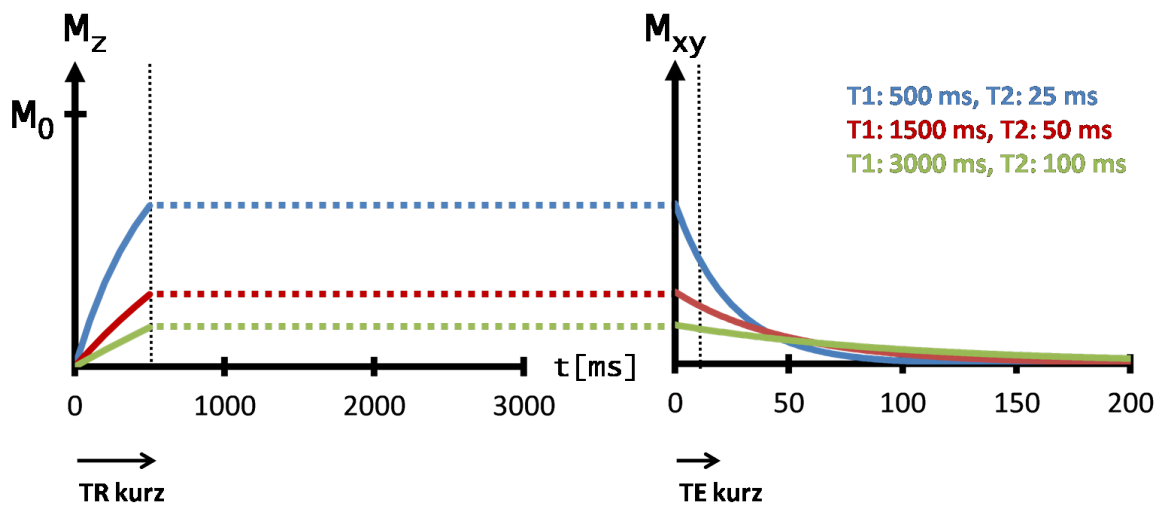
In den folgenden Skizzen wird für drei unterschiedliche Gewebetypen der jeweilige Magnetisierungsverlauf in Longitudinal- M_z (links) und Transversalrichtung M_{xy} (rechts) dargestellt und der jeweilige Zeitpunkt der Signalaufnahme mit einer gepunkteten Linien markiert.



- T_2 -Kontrast: Für ein T_2 -gewichtetes Bild wählt man nicht nur das TR-Intervall lang, sondern zusätzlich auch das TE-Intervall. Durch die unterschiedlichen T_2 -Zeiten entsteht eine Aufspaltung der Signalkurven und der Kontrast manifestiert sich. Gewebe mit kurzem T_2 erscheinen im Bild dunkel, Gewebe mit langem T_2 hell.



- T_1 -Kontrast: Für ein T_1 gewichtetes Bild wählt man TR kurz, wodurch dem Gewebe, je nachdem, ob es langes oder kurzes T_1 besitzt, viel oder wenig Longitudinalmagnetisierung zur Verfügung steht. TE muss ebenfalls sehr kurz gewählt werden, um kaum Transversalrelaxation zuzulassen. Gewebe mit kurzem T_1 erscheint hell, Gewebe mit langem T_1 dunkel.



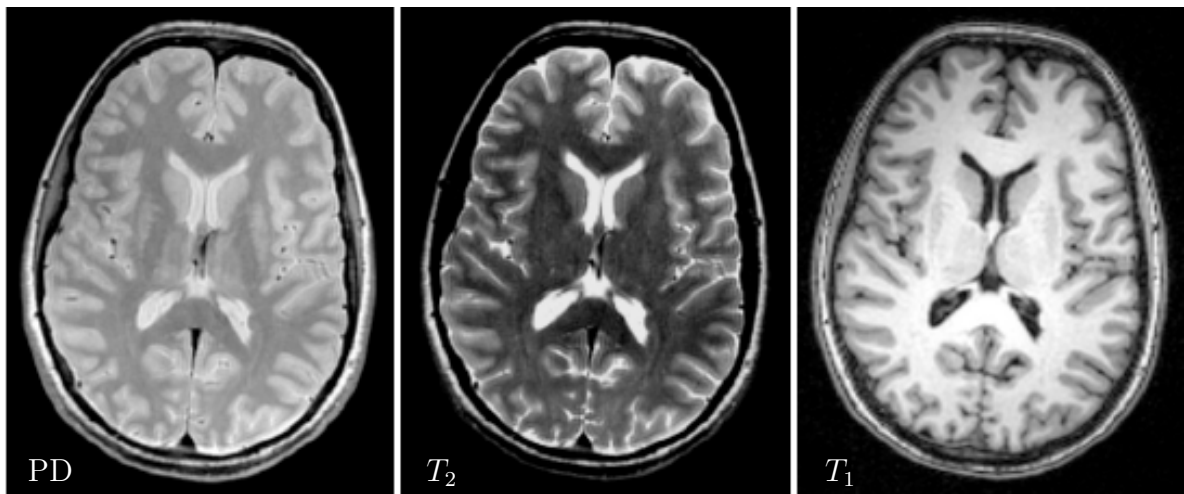


Abbildung 2.1: Eine transversale Schicht im menschlichen Gehirn zeigt die unterschiedlichen Kontraste: ($PD = \text{Protonendichte}$) protonengewichtetes, T_2 -gewichtetes und T_1 -gewichtetes Bild.

Abb. 2.1 zeigt die verschiedenen Kontraste am Beispiel von drei in-vivo-Gehirnaufnahmen. Für Relaxationszeiten von weißer Hirnschubstanz (Fasersystem im Gehirn), $T_{\text{weiß}}$, und grauer Hirnschubstanz (Hirnrinde), T_{grau} , gilt bei 3 Tesla

$$(80 \text{ ms}) \quad T_{2_{\text{weiß}}} < T_{2_{\text{grau}}} \quad (= 100 \text{ ms}) \quad \text{und} \quad (2.30)$$

$$(800 \text{ ms}) \quad T_{1_{\text{weiß}}} < T_{1_{\text{grau}}} \quad (= 1300 \text{ ms}). \quad (2.31)$$

Daher muss in T_2 -Bildern die graue und in T_1 -Bildern die weiße Substanz hell erscheinen. Bei höheren Feldstärken wächst der T_1 -Wert mit $(B_0)^{1/3}$, T_2 - und T_2^* -Werte fallen ab.

2.7 Signalfamilien

2.7.1 FID-Signal

Das einfachste Signal in der MR ist das FID-Signal (Abb. 2.2), das unmittelbar nach dem Einspielen eines Pulses entsteht und mit T_2^* rasch abfällt. Dieser Effekt wurde schon in Kap. 2.3.2 vorgestellt.

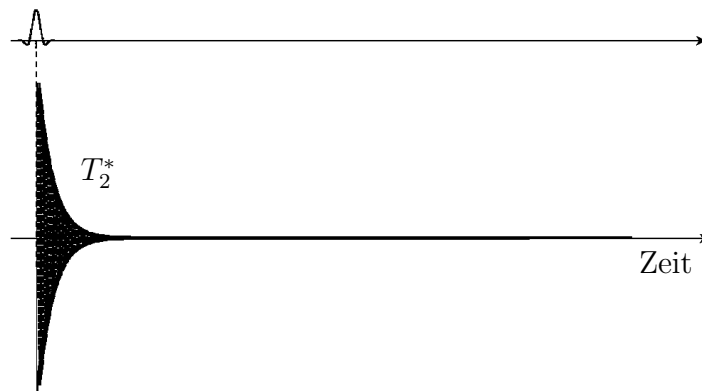


Abbildung 2.2: Nach einer willkürlichen Anregung durch einen HF-Puls ist ein FID-Signal zu messen, das rasch mit T_2^* abfällt.

2.7.2 Spinecho

Bei der Spinecho-Sequenz, die erstmals von HAHN [5] 1950 beschrieben worden ist, erfolgt zunächst die Anregung durch einen 90° -Puls. Nachdem die Spins um den entsprechenden Winkel aus ihrem Anfangszustand ausgelenkt worden sind, beginnt der Zerfall der transversalen Magnetisierung mit T_2^* . Unter Verwendung eines 180° -Pulses werden die Spins nach der Hälfte der gewünschten Echozeit TE umgekehrt. Dadurch kommt es zur Rephasierung der Spins, und es entsteht ein Spinecho. Da der Einfluss der Spin-Spin-Wechselwirkung nicht ausgeglichen werden kann, nimmt die Stärke des Signals mit T_2 ab (Abb. 2.3).

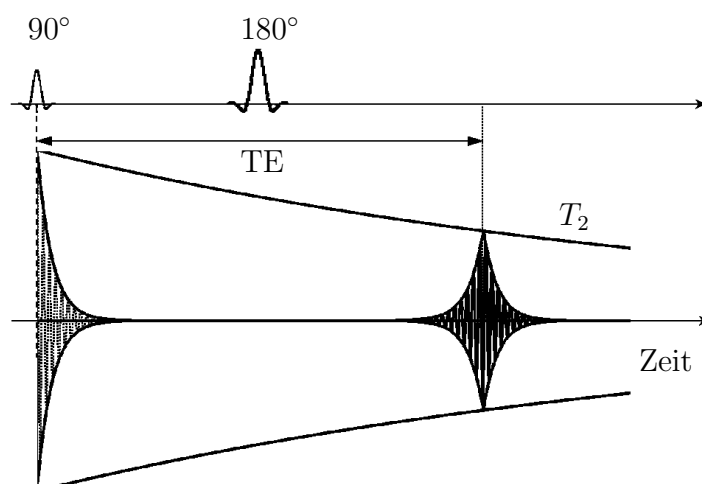


Abbildung 2.3: Nach einem 90° -Puls werden die auseinanderlaufenden Spins durch einen 180° -Puls zu einem Spinecho rephasiert. Dabei nimmt das Signalmaximum zur Echozeit exponentiell mit T_2 ab.

Der Vorteil der Sequenz liegt eindeutig in der Unempfindlichkeit gegenüber statischen Feldinhomogenitäten und des resultierenden starken Signals.

2.7.3 Inversion-Recovery-Sequenz

Die Abfolge der HF-Pulse bei der Inversion-Recovery-Sequenz [16,17] lautet $180^\circ - 90^\circ$. Die Zeitspanne zwischen dem 180° - und 90° -Puls wird als Inversionszeit TI bezeichnet. Der 180° -Puls klappt die Längsmagnetisierung in die entgegengesetzte Richtung, woraufhin die T_1 -Relaxation der invertierten Longitudinalmagnetisierung beginnt. Bevor die Relaxation jedoch vollkommen erreicht ist, wird ein 90° -Puls gesendet, wodurch der magnetische Vektor in die transversale Ebene geklappt wird und ein Signal empfangen werden kann. Durch die Invertierung der Längsmagnetisierung dauert die T_1 -Relaxation zeitlich länger, was eine stärkere Aufspaltung der Kurven (s. Abb. 2.4) zur Folge hat. Daraus resultiert ein höherer T_1 -Kontrast. Dieser Vorteil wird unter anderem in der Herzbildgebung (s. Kap. 5) eingesetzt. Hierbei wird TI so gewählt, dass die Relaxationskurve von Blut den Nulldurchgang am Ende der Messzeit TI hat (hier als grüne Magnetisierungskurve dargestellt). Allerdings leidet die Technik unter einer deutlichen Messzeitverlängerung und der Tatsache, dass auch die gewünschten Gewebesignale nur mit reduzierter Amplitude gemessen werden können.

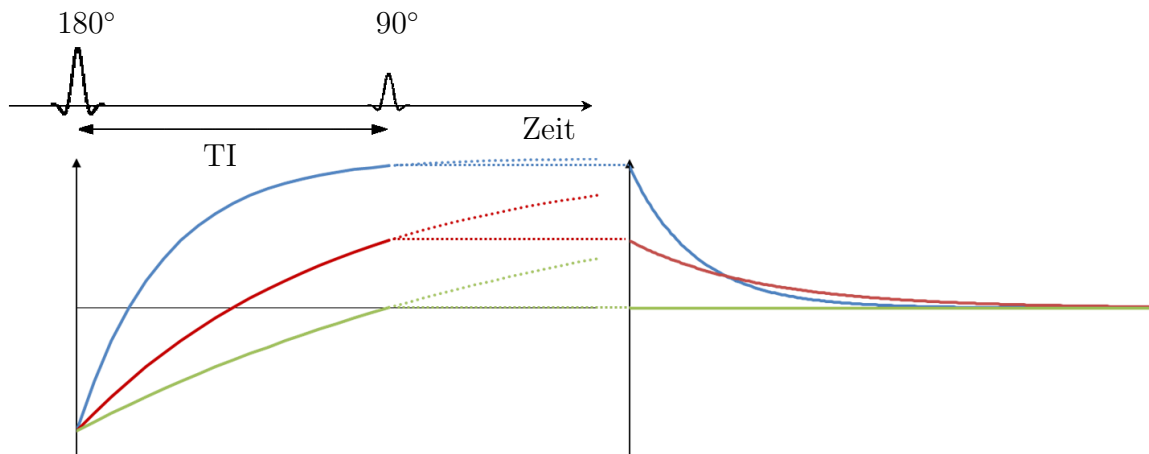


Abbildung 2.4: Die Inversion-Recovery-Technik basiert auf einem 180° -Puls, der die Magnetisierung vor der Messung entlang der z-Achse vollständig invertiert. Wegen der unterschiedlichen, schnellen T_1 -Relaxationen für die jeweiligen Gewebearten ist es möglich, bestimmte Signale eines Gewebes (grüne Kurve) gezielt zu eliminieren, indem der Nulldurchlauf der Longitudinalmagnetisierung abgewartet wird.

2.7.4 Gradientenecho

Neben der Spinecho-Technik gibt es noch eine weitere Möglichkeit zur Erzeugung eines Signals: die Gradientenechotechnik. Dabei werden Gradienten eingesetzt, die zu einer Auffächerung der Transversalmagnetisierung führen. Anschließend werden durch einen invertierten Gradienten die Spins wieder in Phase gebracht und man erhält ein Gradientenecho (Abb. 2.5). Der große Nachteil bei der Verwendung von Gradientenechos ist die Dephasierung aufgrund von internen Feldinhomogenitäten, die nicht rephasiert werden kann. (Gradientenechotechniken setzen ein möglichst homogenes Magnetfeld voraus.) Die Transversalmagnetisierung zerfällt schnell mit T_2^* .

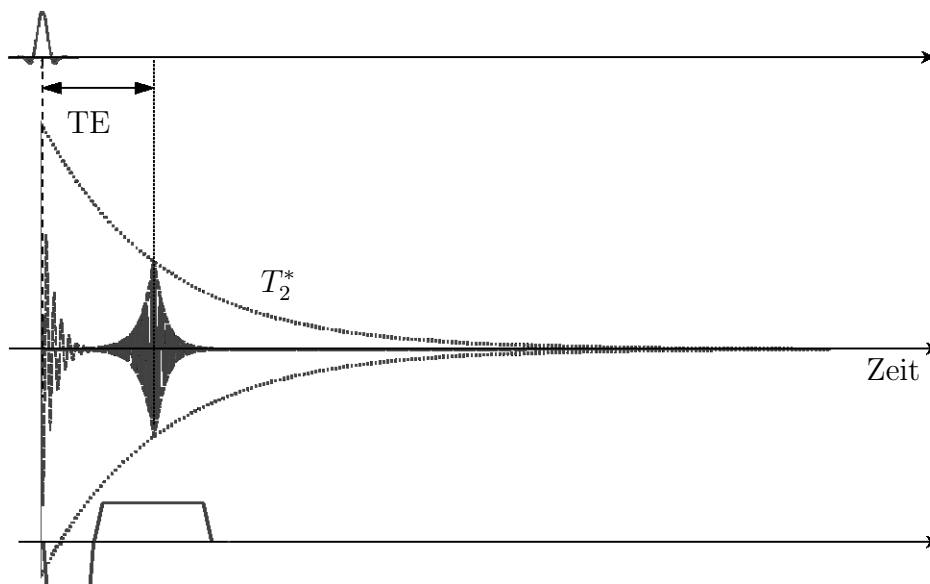


Abbildung 2.5: Durch zwei gegenpolige Gradienten wird der freie Induktionsabfall (FID) erst dephasiert und anschließend zu einem Gradientenecho rephasiert. Das Signal fällt dabei mit T_2^* ab.

Anwendung findet das Gradientenecho bei der FLASH-Sequenz (*engl.: fast low angle shot*) [18, 19], eine der bekanntesten schnellen Bildgebungssequenzen in der MRT. Man verwendet für die HF-Anregung eine Serie von Pulsen mit kleinem Kippwinkel, wodurch jeweils nur ein Teil der Magnetisierung M_z in Quermagnetisierung umgewandelt wird. Durch ein sehr kurzes TE-Intervall wird der T_2^* -Zerfall minimiert und der Einfluss möglicher Suszeptibilitätsunterschiede, die z.B. bei Gewebe-zu-Luft-Grenzen auftreten, klein gehalten.

Der Vorteil gegenüber anderen Signalfamilien ist eine viel schnellere Aufnahmemöglichkeit, wie sie z.B. in der EPI (*engl.: echo planar imaging*)-Sequenz einge-

setzt wird. Die EPI-Sequenz zeichnet sich durch mehrere hintereinander geschaltete, gegenläufige Gradienten aus, die mehrere Gradientenechos erzeugen. So kann mit nur einer Anregung der komplette k-Raum detektiert werden. Die Sequenz wurde erstmals 1977 von MANSFIELD [20] vorgestellt. Allerdings verursacht die Hintereinanderschaltung vieler Gradienten eine Aufsummierung der Dephasierungseffekte durch Suszeptibilitätsdifferenzen, die zu Verzerrungen der Bildinformation führen. Außerdem ist die Anzahl der erzeugbaren Gradientenechos durch die kurze T_2^* -Zeit beschränkt.

2.7.5 Stimuliertes Echo

Das stimulierte Echo (STE) ist Grundlage der STEAM-Sequenz und gehört zu der Echofamilie, die nicht leicht anschaulich beschrieben werden kann. Es benötigt einige Vorstellungskraft, um zu verstehen, wie aus drei 90° -Pulsen ein STE erzeugt wird. Die Magnetisierung wird durch einen ersten Puls auf die y-Achse ausgelenkt, anschließend erfahren die Spins durch geeignete Gradienten eine Präzessionsbewegung der Zeit $TE/2$ in der xy-Ebene. Ein weiterer Puls lenkt die Spins erneut um die x-Achse in die xz-Ebene aus. Weitere Gradientenschaltungen bewirken eine erneute Dephasierung, bevor der letzte 90° -Puls die Spins wiederum um die x-Achse auslenkt. Das kegelförmige Gebilde aus dephasierten Spins läuft nun nach derselben Zeit $TE/2$ wie nach dem ersten Puls zu einem stimulierten Echo zusammen.

Wie in Abb. 2.6 nachzuvollziehen ist, konnte das entstandene Echo nicht vollständig rephasiert werden. Die Nichtrephasierbarkeit einiger Spins führt zu einem Intensitätsverlust der MR-Bilder von 50% gegenüber eines Spinechos. Im Gegenzug dazu steht die positive Eigenschaft, dass STEs HF-refokussierend erzeugt werden. Aus der resultierenden T_2^* -Unabhängigkeit folgt, dass bei STEs eine Immunität gegen Feldinhomogenitäten und Suszeptibilitätsproblemen gewährleistet wird.

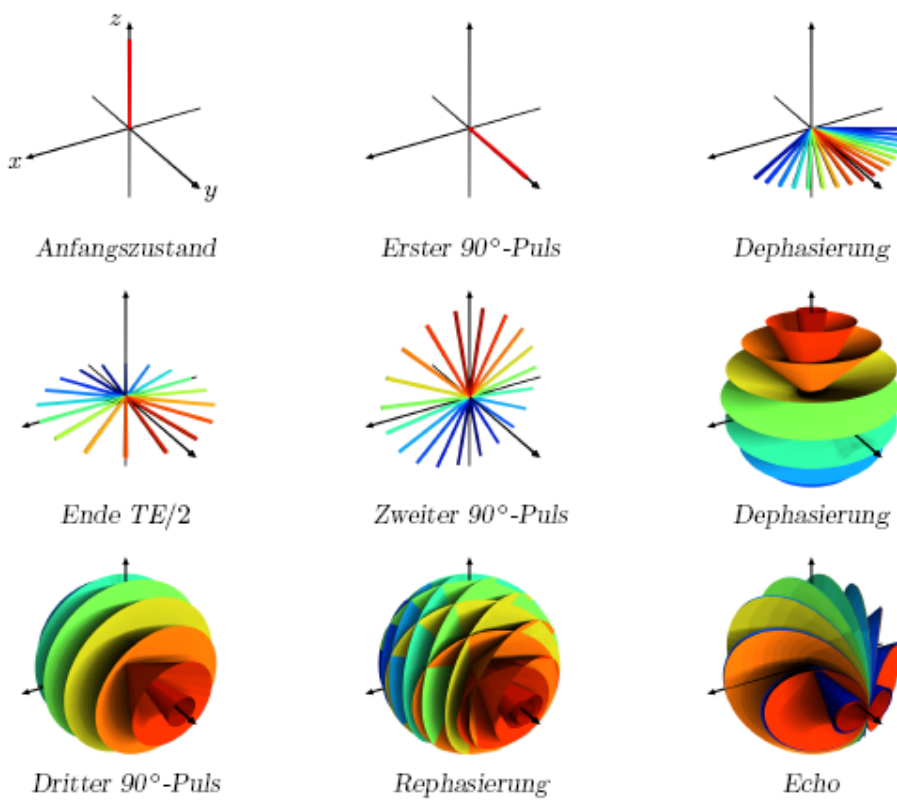


Abbildung 2.6: Einer Auslenkung von 90° folgt eine Dephasierung der Spins über einer Zeit $TE/2$. Der zweite 90° -Puls kippt die Spins erneut in eine neue Ebene, in der sie zu Kegeln dephasieren. Der letzte Puls führt die Spins wieder in die xy-Ebene zurück, wo sie dann zum stimulierten Echo rephasieren können. (Die Grafik entstand in der Arbeit von NATT [21].)

2.8 Diffusionsbildgebung

Bisher wurde beschrieben, wie man durch geeignete Wahl von Sequenzparametern verschiedene Kontraste in den MR-Bildern erzeugen kann. Dadurch kann beispielsweise im Gehirn die weiße von der grauen Substanz differenziert dargestellt werden. Mit Hilfe der Diffusionstensorbildgebung (DTI, *engl.: diffusion tensor imaging*) kann die homogen erscheinende, weiße Substanz weiter aufgegliedert werden. Aus der weißen Substanz können die einzelnen Nervenfaserbündel sichtbar gemacht werden. Dabei wird ausgenutzt, dass das DTI-Signal empfindlich ist gegenüber der Beweglichkeit der in großer Zahl vorhandenen Wassermoleküle im mikroskopischen Bereich (*lat.: diffundere = ausgießen, verstreuen, ausbreiten*). Eine plötzliche Einschränkung der Beweglichkeit findet sich beispielsweise bei einer akuten Durchblutungsstörung (Schlaganfall), so dass die Diffusionbildgebung hier einen wichtigen diagnostischen Baustein liefert. DTI kann ebenfalls genutzt werden, um die Änderung der Mikrostruktur des Hirngewebes einschliesslich pathologischer Prozesse (beispielsweise dem Verlust von Nervenfasern und Myelinscheiden bei der Multiplen Sklerose) zu quantifizieren.

Das Großhirn ist in der Mitte durch einen Einschnitt in zwei Hemisphären geteilt. Die 2-4 mm dicke und zudem stark gefurchte bzw. gefaltete Oberfläche des Gehirns ist der Cortex (Hirnrinde, graue Substanz) und besitzt aufgrund ihrer Faltungsbeschaffenheit eine größere Fläche als es der Umfang des Hirns vermuten lässt. Neben der grauen Substanz unterteilt man das Gehirn auch in eine weiße Substanz. Diese weiße Substanz wird gebildet aus den Nervenfaserbündeln, die wiederum zahlreiche Hirnareale miteinander verbinden. Fasern sind dichte Axonenbündel mit stark gerichteter Struktur, die von einer für Wasser kaum überwindbaren, isolierenden Myelinschicht umgeben sind. Wie ein solches Axon aufgebaut ist, wird in Abb. 2.7 demonstriert.

Durch die thermische Brown'sche Bewegung der Teilchen im Gewebe sind die Protonen nicht stationär und bewegen sich im „Zick-Zack“-Muster. Im homogenen Gewebe, in der keine Vorzugsrichtung herrscht, stellt sich eine isotrope Bewegung ein. Dies trifft allerdings auf die graue und weiße Hirnsubstanz nicht zu. Daher wird zwischen drei Diffusionsarten unterschieden:

- Die freie Diffusion, wie sie im CSF (CerebroSpinal Fluid = *Gehirn-Rückenmarksflüssigkeit*) zu finden ist.
- Die eingeschränkte Diffusion (graue Substanz).
- Die anisotrope Diffusion (weiße Substanz).

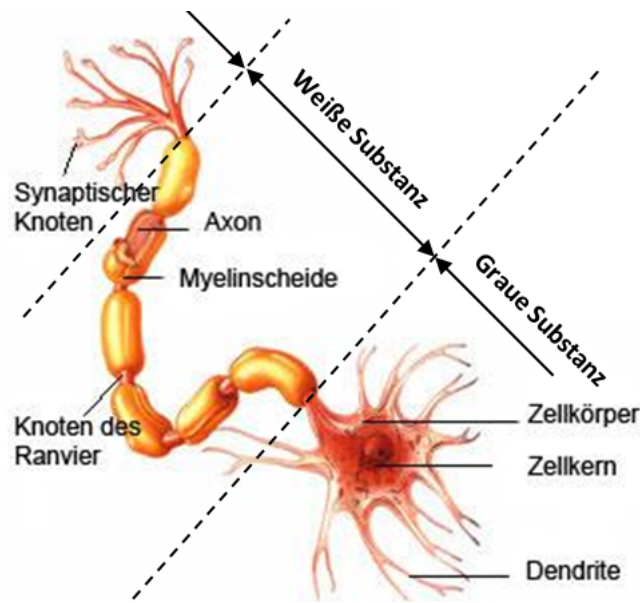


Abbildung 2.7: Axon mit Myelinschicht

Durch die Bestimmung der bevorzugten Diffusionsrichtung der Wassermoleküle können auch die Faserbahnen des Gehirns bildlich dargestellt werden. Einführungen in das Themengebiet der Untersuchung von molekularer Dynamik mittels MRT findet man unter anderem in PRICE [22, 23].

Schon in den ersten Arbeiten von HAHN [5] bei der Untersuchung des Spinechos konnte die prinzipielle Methode der Diffusionsmessung nachvollzogen werden, da aufgrund von hohen Feldinhomogenitäten den Spins zeitabhängige Larmfrequenzen aufgeprägt werden und somit mobile Spinensembles eine breite Phasenverteilung nach der Refokussierung besitzen. In der Tat werden nur die Spins stationärer Kerne vollständig kohärent zu einem Echo zurückgeführt, so dass eine Reduktion der Signalamplitude beobachtet wird. Die diffusionsgewichtete Bildgebung (DWI, engl.: *diffusion-weighted imaging*) beruht auf dem Nachweis einer veränderten Diffusionskapazität von Protonen im Gewebe. Die Bewegungsgleichung für die Diffusion ist das Fick'sche Gesetz

$$\vec{j}(\vec{r}, t) = -\underline{D} \nabla \rho(\vec{r}, t), \quad (2.32)$$

welches die Teilchenstromdichte \vec{j} mit der Dichte ρ eines Stoffes in Verbindung mit dem Diffusionskoeffizienten \underline{D} beschreibt. Der quantitativen Bestimmung des Diffusionskoeffizienten nahm sich BASSER ET AL. [24, 25] an, der damit zeigte, dass dieser Koeffizient die Orientierung von Faserrichtung und geschalteten Diffusionsgradienten die gleichen Richtungen aufweisen.

STEJSKAL [26] und TANNER [27] zeigten erstmals 1965, wie mit Hilfe einer bipo-

laren Gradientenschaltung die Diffusion von Wasserprotonen dargestellt werden kann. Um die MRT-Sequenz für die Messung dieser Bewegung zu sensibilisieren, werden zwei gleich große, zeitlich konstante Gradientenfelder der Dauer δ_D geschaltet, jeweils eines vor und eines nach dem invertierenden 180° -Puls. Der zeitliche Abstand der Diffusionsgradienten wird über die Zeit Δ_D definiert. Bei kohärenten Bewegungen erfährt das erzeugte Spinecho einen Wechsel der Signalphase, jedoch durch vollständige Rephasierung keinen Signalverlust. Anders zeigt sich der Effekt bei inkohärenter Bewegung. Zum Zeitpunkt des Spinechos sind die Spins unvollständig rephasiert und die relative Phase beschreibt somit die folgende Trajektorie

$$\varphi = \gamma \left[\int_{t_1}^{t_1+\delta_D} dt \vec{G}(t) \cdot \vec{r}(t) - \int_{t_1+\Delta_D}^{t_1+\Delta_D+\delta_D} dt \vec{G}(t) \cdot \vec{r}(t) \right], \quad (2.33)$$

woraus sich mit der Phasenverteilung $\Phi_G(\varphi, t)$ der Signalabfall

$$S_G(t = \text{TE}) = S_0 e^{-\frac{\text{TE}}{T_2}} \int_{-\infty}^{\infty} d\varphi \Phi_G(\varphi, \text{TE}) e^{i\varphi} \quad (2.34)$$

ergibt. S_0 ist das Signal, das das Spin-System liefert, wenn keine Diffusionsgradienten geschaltet werden. Der relative Signalabfall zwischen den beiden Messungen beschreibt den Einfluss der Diffusion. Je mehr Bewegung innerhalb des zu untersuchenden Gewebes möglich ist, desto stärker ist der Signalabfall.

Quantifiziert wird die Aussage, wenn die Blochgleichung von Gl. 2.12 nach TORREY [28] um einen lokalen Diffusionsterm erweitert wird

$$\frac{\partial \vec{M}(\vec{r}, t)}{\partial t} = \gamma \vec{M} \times \vec{B}(\vec{r}, t) - \frac{M_x \vec{e}_x + M_y \vec{e}_y}{T_2} - \frac{M_z - M_z^0}{T_1} \vec{e}_z + \nabla \cdot (\underline{D} \nabla \vec{M}). \quad (2.35)$$

Löst man nun die Differentialgleichung mit dem Ansatz (nach LEBIHAN [29])

$$M_{\perp}(\vec{r}, t) =: m(t) \exp \left[-i\gamma \int_0^t dt' \vec{G}(t') \cdot \vec{r} \right] \exp \left[- \left(i\omega_0 + \frac{1}{T_2} \right) t \right], \quad (2.36)$$

vereinfacht sich Gl. 2.35 für die Transversalmagnetisierung zu einer gewöhnlichen Differentialgleichung für die Größe $m(t)$

$$\frac{dm(t)}{dt} = m(t) \gamma \int_0^t dt' \vec{G}^T(t') \underline{D} \gamma \int_0^t dt' \vec{G}(t') \quad (2.37)$$

$$= m(t) \vec{k}(t)^T \underline{D} \vec{k}(t). \quad (2.38)$$

Die Lösung lautet unmittelbar nach der ersten HF-Anregung zur Zeit t_0

$$m(t) = M_{\perp}(t_0) \exp \left(- \int_0^t dt' \vec{k}(t')^T \underline{D} \vec{k}(t') \right) \quad (2.39)$$

$$= M_{\perp}(t_0) \exp \left(- \text{tr} \left(\int_0^t dt' \vec{k}(t') \vec{k}(t')^T \underline{D} \right) \right). \quad (2.40)$$

Mit der Definition einer b -Matrix

$$\underline{b} =: \int_0^t dt' \vec{k}(t') \vec{k}(t')^T \quad (2.41)$$

vereinfacht sich Gl. 2.40 zu

$$m(t) = M_{\perp}(t_0) \exp(-\text{tr}(\underline{b} \underline{D})). \quad (2.42)$$

Mit

$$\text{tr}(\underline{b}(t)) =: b(t) \quad (2.43)$$

und Gl. 2.34 erhält man den Singalabfall

$$\frac{S_G(t = \text{TE})}{S_0} = \exp[-bD], \quad (2.44)$$

wobei D die Diffusionskonstante ist und der b -Wert nach [24] über

$$b = (\gamma G)^2 \left[\delta_D^2 \left(\Delta_D - \frac{\delta_D}{3} \right) + \frac{\epsilon^3}{30} - \frac{\delta_D \epsilon^2}{6} \right] \quad (2.45)$$

definiert ist. Mit der Applikationszeit Δ_D und der Schaltzeit ϵ charakterisiert der b -Wert die Trapezform des Diffusionsgradienten.

Für die genaue Beschreibung der anisotropen Diffusion ist ein Diffusionstensor nötig [30]:

$$\underline{D} := \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

Da der Diffusionstensor symmetrisch ist ($D_{xy} = D_{yx}, D_{xz} = D_{zx}, D_{yz} = D_{zy}$), ist er diagonalisierbar und besitzt drei $i \in \{1, 2, 3\}$ zueinander orthogonale Eigenvektoren \vec{e}_i mit den dazugehörigen Eigenwerten λ_i

$$\underline{D} \vec{e}_i = \lambda_i \vec{e}_i. \quad (2.46)$$

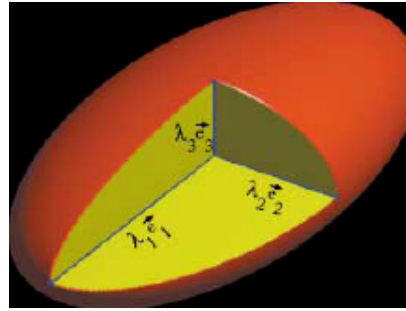


Abbildung 2.8: Die Eigenwerte des Diffusionstensors bestimmen die Länge und die Eigenvektoren die Hauptrichtungen eines Ellipsoiden.

Aus physikalischen Gründen muss \underline{D} positiv semi-definit sein

$$\lambda_i \geq 0. \quad (2.47)$$

Die Eigenvektoren beschreiben die Orientierung eines Diffusionsellipsoiden im Raum, die Eigenwerte die Länge der Ellipsoid-Achsen (vgl. Abb. 2.8) mit $\lambda_1 > \lambda_2 > \lambda_3$.

Wegen der Symmetrieeigenschaft des Tensors besitzt die Matrix sechs unabhängige Elemente und kann daher theoretisch aus mindestens sechs unabhängigen Messungen bestimmt werden. Den Diffusionskoeffizienten einer Raumrichtung erhält man aus mindestens zwei unterschiedlich diffusionsgewichteten Datenpunkten. Üblicherweise wird dazu das b_0 -Bild (also ein nicht-diffusionsgewichtetes Bild ohne Signalabfall) und ein diffusionsgewichtetes Bild ($b = 1000 \frac{s}{mm^2}$) verwendet.

Eine einfache Darstellung der Diffusionseigenschaften des Gewebes ist eine Karte des scheinbaren Diffusionskoeffizienten (ADC, engl.: *apparent diffusion coefficient*), die voxelweise folgendermaßen berechnet wird

$$\text{ADC} := \frac{1}{3} \text{tr}(\underline{D}) \quad (2.48)$$

$$= \frac{1}{3} (D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}). \quad (2.49)$$

Als Maß für die Gewebeintegrität dient allgemein der Mittelwert des ADC. Für solche ADC-Karten gilt: Je geringer die Diffusion, desto dunkler die Pixel. Da eine geringere Diffusion ein höheres Signal im diffusionsgewichteten Bild ergibt, ist der Bildkontrast in den Karten des ADC invers zu den zugehörigen MR-Bildern. Der Nachteil der ADC-Karte ist, dass kein Aufschluß über die Richtung der Diffusion gegeben wird.

Aus den Eigenwerten des Diffusionstensors lässt sich die fraktionelle Anisotropie

(FA) darstellen. Die FA-Werte sind definiert über [31]

$$\text{FA} := \sqrt{\frac{3 \sum_{i=1}^3 (\lambda_i - \text{ADC})^2}{2 \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2}}, \quad (2.50)$$

das sich nach einigen Umrechnungsschritten zusammenfassen lässt zu

$$\text{FA} = \sqrt{\frac{1}{2} \frac{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2 + (\lambda_1 - \lambda_3)^2}{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}} \quad (2.51)$$

mit einem Wertebereich im Intervall von $[0, 1]$. $\text{FA} = 0$ bedeutet Isotropie und dem Wert 1 wird die höchstmögliche Richtungsabhängigkeit zugeordnet. Der Grad der Anisotropie ist abhängig von der Myelinisierung der Axone, der Organisation des axonalen Zytoskeletts und der Dichte der Membranen im Gewebe. Die skalierte Richtungsabhängigkeit kann erweitert werden, indem die Ausrichtungsbestimmung farbkodiert wird. Hierbei dienen die drei Farben rot für rechts/links, grün für superior/inferior (oben/unten) und blau für anterior/posterior (vorne/hinten) zur Richtungszuweisung. Bei der Darstellung der drei Raumrichtungen spricht man von kolorierten MDD-Karten (*engl.: main diffusion direction*).

Die MDD-Daten beinhalten Richtungsinformationen über die Nervenfaserbündel, die von Bildpunkt zu Bildpunkt verfolgt (*fiber tracking*) werden können. Aus den zusammenhängenden Pixeln erhält man die hypothetischen Faserverläufe. Die Hauptrichtung des Diffusionstensors gibt die Richtung an, in der nach möglichen „Anschlußfasern“ in benachbarten Bildpunkten gesucht wird.

In der Praxis hat es sich herausgestellt, dass die Messung von mehr als 6 Diffusionsrichtungen zu besseren Ergebnissen führt. In Anlehnung an die Arbeit von RIESEBERG [32] wird im Folgenden die Datenakquisition auf 24 mit jeweils zwei opponierenden Richtungen beschränkt.

3

Kartesische turboSTEAM-Sequenz

Das folgende Kapitel beschäftigt sich mit dem Aufbau und der Weiterentwicklung der turbo(t)STEAM-Sequenz (*engl.: stimulated echo acquisition mode*), die 1985 von FRAHM ET AL. [1, 33] vorgestellt worden ist. Sie ist eine reine HF-refokussierende Sequenz, bei der keine störenden Suszeptibilitätsartefakte wie bei Gradientenechosequenzen auftreten. Ebenfalls ist die Aufnahmetechnik immun gegen B_0 -Inhomogenitäten und damit verbundenen geometrischen Verzerrungen und Intensitätsartefakten.

3.1 Sequenzschema

Die Basissequenz basiert auf drei aufeinanderfolgenden, schichtselektiven HF-Pulsen, die auf dem Prinzip des schon im Abschnitt 2.7.5 vorgestellten stimulierten Echos aufbaut. In Abb. 3.1 ist das Sequenzschema in Abhängigkeit von der Zeit dargestellt. Die einzelnen geschalteten Objekte sollen im folgenden Abschnitt diskutiert werden.

Vor jeder Erstanregung, die zu einem STE führt, wird in z-Richtung ein relativ hohes Gradientenmoment appliziert, um mögliche Restmagnetisierung aus Vorprozessen vollständig zu zerstören. Anschließend dient der erste schichtselektive 90° -Puls der Anregung der Spins. Um ein stimuliertes Echo erzeugen zu können, muss vor dem zweiten

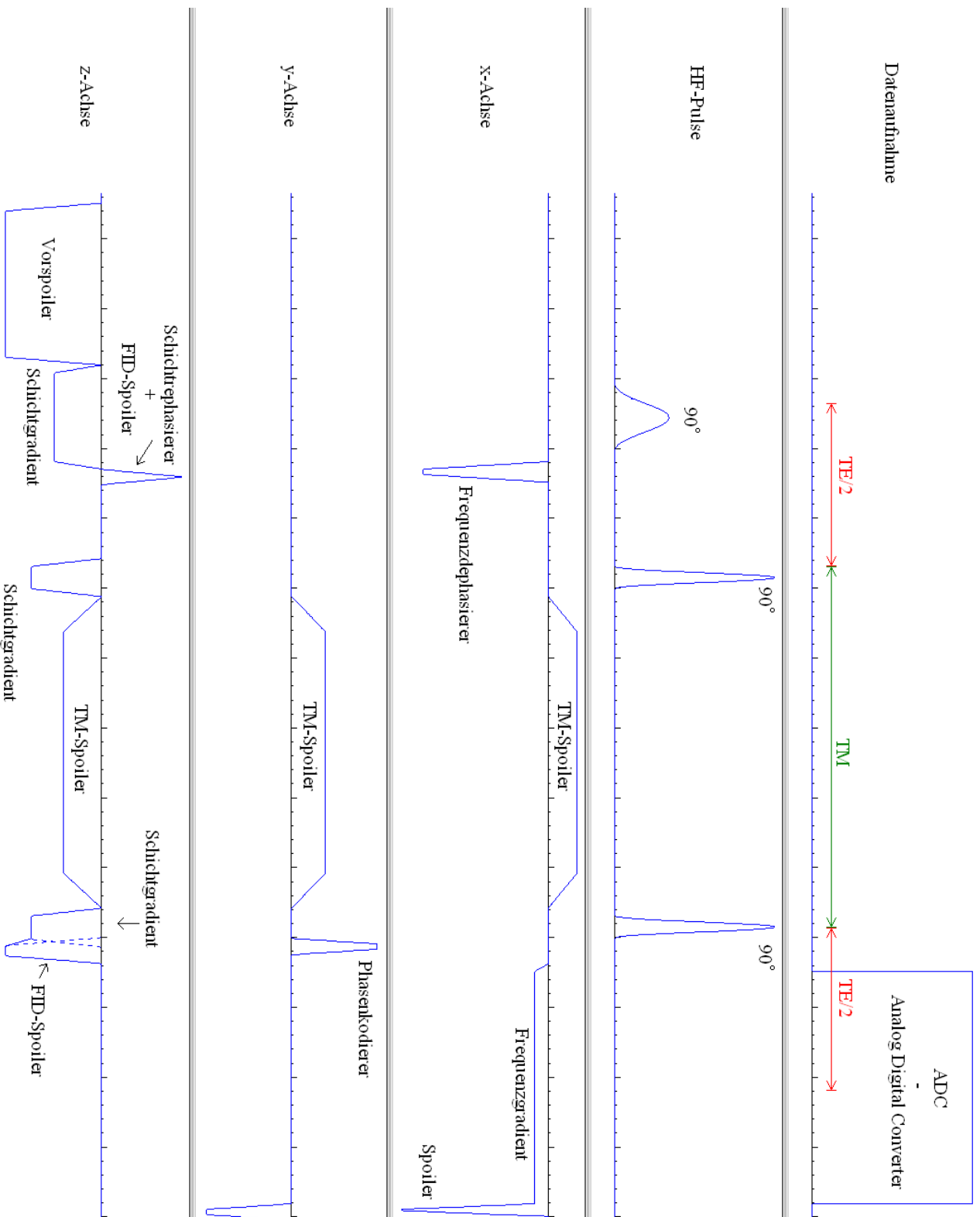


Abbildung 3.1: Das Sequenzschema der STEAM-Sequenz mit drei 90° -Pulsen für die Aufnahme einer k -Raum-Linie.

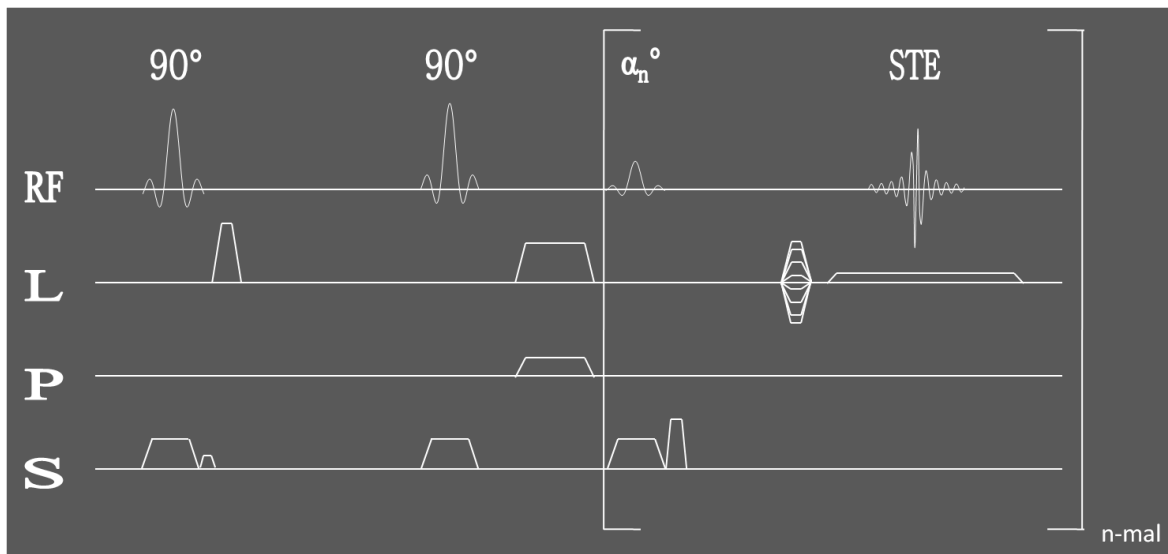


Abbildung 3.2: Schematische Darstellung der turboSTEAM-Sequenz, in der der dritte 90° -Puls durch n kleinere α -Pulse ersetzt wird (RF = RadioFrequenz, L = Lese-, P = Phasen-, S = Schichtrichtung, STE = Stimuliertes Echo).

Puls die Transversalmagnetisierung vollständig dephasiert sein. Dadurch wird in longitudinaler Richtung die präparierte Magnetisierung phasenkohärent gespeichert. Die zeitliche Begrenzung ($TE/2$) zwischen den beiden Pulsen definiert die Zeit, die benötigt wird, um nach dem dritten 90° -Puls das stimulierte Echo zu erzeugen. Zur kompletten Dephasierung in der vorderen $TE/2$ -Zeit wird ein in Frequenzkodierrichtung geschalteter Gradient verwendet, der gleichzeitig das frühe „Herausfahren“ im k-Raum in Frequenzrichtung vorwegnimmt. Zerstörer- (*Spoiler*)-Gradienten werden in dem Zeitintervall TM benötigt, um evtl. auftretende Echos zu verhindern. Denn durch die ersten beiden 90° -Pulse wird ein unerwünschtes Spinecho erzeugt, das ein Falschsignal im Sequenzablauf hervorruft.

Wie im vorigen Kapitel beschrieben, entsteht durch ein HF-Puls implizit ein FID-Signal. Da bei der STEAM-Sequenz die Schaltzeiten und Hintereinanderausführung von Gradienten kurz gehalten werden, um einen starken T_1 -Zerfall zu verhindern, beeinflusst das entstandene FID-Signal des letzten 90° -Pulses die Datenaufnahme im ADC* (*engl.: analog digital converter*). Ein Gradient (FID-Spoiler) unmittelbar hinter jenem Puls dient zur Vermeidung des Signals. Dieser FID-Spoiler muss im vorderen TE-Intervall kompensiert werden und wird mit dem Moment des Schichtrephasierers verrechnet. Ein entsprechender Phasenkodiergradient wird unmittelbar vor dem Frequenzkodiergradienten geschaltet, um den Daten im k-Raum eine Phase aufzuprägen.

Der Übergang von der STEAM- zur turboSTEAM-Sequenz geschieht über die Er-

setzung des Auslesepulses durch mehrere hintereinander geschaltete kleinere α -Pulse (s. Abb. 3.2). Daraus ergibt sich der Vorteil, dass durch kleinere Kippwinkel nur ein Bruchteil der Magnetisierung ausgelesen wird und somit der vollständige k-Raum mit nur einer Anregung (Einzelschuss-Aufnahme) unter Verwendung der entsprechenden Phasengradienten abgetastet werden kann. Dadurch wird die Akquisitionszeit stark verkürzt und es ist ein schnelles, bildgebendes Magnetresonanztomografie-Verfahren entstanden. Nun erklärt sich auch, warum ein frühzeitiges „Herausfahren“ aus dem k-Raum durch den Frequenzkodiergradienten, ein zeitlicher Vorteil ist. Das vordere TE-Intervall wird für ein Bild nur einmal durchlaufen. Dabei ist nur zu beachten, dass das Vorzeichen des vorgezogenen Gradienten durch die Phaseninversion der zwei 90° -Pulse dem Frequenzkodierer entsprechen muss. Insgesamt benötigt man für eine Schicht die Aufnahmezeit TR und für die Repetitionszeit der jeweiligen α -Pulse die Zeit TR_α .

Die Größe der jeweiligen Spoilergradienten wurden anhand von experimentellen Phantommessungen bei 3 Tesla untersucht und angepasst. Deshalb ist zu beachten, dass beim Wechsel zu anderen Magnetfeldstärken, die Gradienten angepasst werden müssen.

3.2 Entwicklung

Die folgenden Unterkapitel beschreiben Methoden, die in das Sequenzprogramm eingebaut worden sind, um die Messung schneller, robuster und mit mehr Signaleffizienz zu gestalten. Dabei ist im Hinblick auf eine gute Signalqualität wichtig, die Messung durch eine optimale Anordnung oder durch das Auslassen (Unterabtasten) von k-Raum-Linien zu verbessern.

3.2.1 Shepp-Logan-Phantom

Zur vereinfachten Anschauung wird das Shepp-Logan-Phantom eingeführt. Es basiert auf unterschiedlich großen Ellipsen und soll in etwa den Aufbau einer transversalen Schicht des menschlichen Gehirns widerspiegeln. In Abb. 3.3 sind simulierte Daten einer 96×96 Matrix nach einer 2D-FFT dargestellt. Im Bild sind am Rand des Objektes an Intensitätssprüngen (scharfen Kanten), ringförmige Artefaktprobleme zu erkennen. Sie lassen sich erklären, indem man zur Vereinfachung ein Objekt als Rechteck definiert. Im Frequenz-Raum wird ein Rechteck als unendlicher Sinc dargestellt. Für den begrenzten k-Raum wird jedoch nur eine abgeschnittene Sincfunktion zugelassen. Die

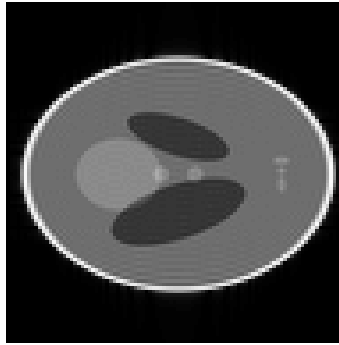


Abbildung 3.3: Das Shepp-Logan-Phantom besteht aus simulierten Ellipsenformen, die das menschliche Gehirn durch ihre Anordnung widerspiegeln sollen. Die Matrixgröße beträgt 96×96 Pixel.

inverse Fouriertransformation auf endlichen Daten führt zu einer Verschmierung des Rechtecks. Die Verschmierung ist mathematisch gesehen die Faltung des Rechtecks mit einer abgeschnittenen Sincfunktion und ist in den MR-Bildern als *Gibbs-ringing* [34] auszumachen.

3.2.2 k-Raum-Aufnahmeschema

In welcher Reihenfolge man den k-Raum abtastet bzw. welche Linie wann gemessen wird, ist vollkommen frei wählbar. Jedoch gibt es einige Punkte zu beachten, die zu einer verschlechterten Bildqualität führen. Die möglichen Problemfälle sollen mit Hilfe des Shepp-Logan-Phantoms dargestellt werden.

Die turboSTEAM-Sequenz leidet unter dem T_1 -Abfall, weshalb die Echo- (TE) und Wiederholungsintervalle der Auslesepulse (TR_α) so kurz wie möglich gehalten werden. Bei einer Aufnahme des gesamten k-Raums mit nur einer Anregung, erfährt das Signal einen zeitlichen T_1 -Abfall. Es führt zu einer inhomogenen k-Raum-Ausleuchtung, d.h. jede kodierte k-Raum-Linie hat unterschiedliche Signalintensitäten.

Die Rohdaten werden im simulierten k-Raum so verändert, dass ein exponentieller Signalabfall dargestellt werden kann. Abb. 3.4 zeigt rekonstruierte Bilder zweier unterschiedlicher Aufnahmeschemata. Das lineare Schema tastet den k-Raum nacheinander Linie für Linie ab. Hierbei besitzt die Linie an einem k-Raum-Rand, je nachdem wo die Abtastung gestartet wird, die höchste Signalstärke. Anschließend nimmt die Signalintensität der nachfolgenden Linien kontinuierlich durch das k-Raum-Zentrum bis hin zum anderen Ende ab. Dies hat zur Auswirkung, dass der niederfrequente Bereich im k-Raum-Zentrum nicht die maximale Signalintensität besitzt und dadurch wichtige

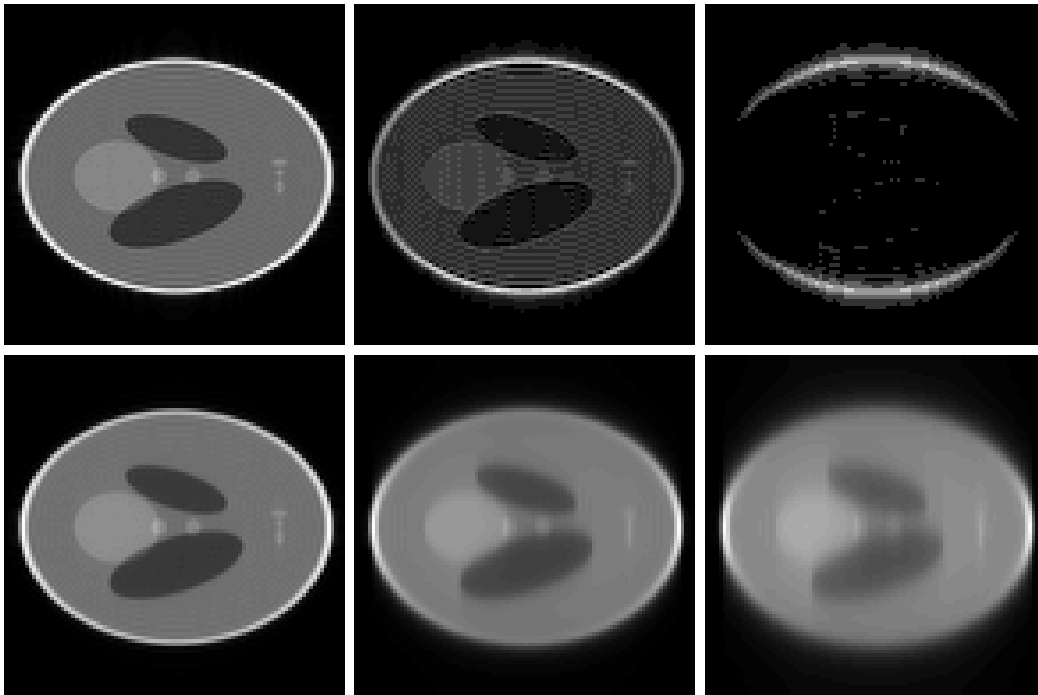


Abbildung 3.4: Linear (oben) vs. Zentrisch (unten): Von links nach rechts mit zunehmendem exponentiellen Signalabfall durch T_1 -Relaxation (T_1 -Werte: 0, 800, 1200 ms).

Bildinformation verloren geht. Die andere Aufnahmemethode hingegen steht für ein zentrisches Schema. Die zuerst detektierten Linien werden vom k-Raum-Zentrum aus befüllt. Dadurch befinden sich die Linien mit der höchsten Signalstärke in der Mitte des k-Raums.

Ob also linear oder zentrisch vorgegangen werden soll, hängt von der jeweiligen Anwendung ab. Bei hoher Priorität der niedrigen Raumfrequenzen sollte ein zentrisches Aufnahmeschema gewählt werden. Wenn jedoch die ersten k-Raum-Daten weniger wichtig sind, wie z.B. bei Herzmessungen bei nichterreichter Ruhephase des Herzens, sollten die Linien linear in den k-Raum einsortiert werden.

3.2.3 Variable Kippwinkelberechnung

In der turboSTEAM-Sequenz dienen die α -Pulse zum kontinuierlichen Auslesen der Magnetisierung, die vor dem TM-Intervall in longitudinaler Richtung gespeichert worden ist. Die Auslesepulse α sollen so angepasst werden, dass möglichst jede k-Raum-Linie, also jeder Phasenkodierschritt, die gleiche Signalstärke besitzt: $S_i = S_{i+1}$. Die letzte HF-Anregung soll die verbliebene Magnetisierung vollständig durch einen 90° -Puls auslesen [35].

Um den variablen Kippwinkel zu berechnen, betrachtet man das Signal, das in Verbindung mit der Magnetisierung über

$$S_i = M_i \sin \alpha_i \quad (3.1)$$

steht. Dadurch erweitert sich die Signalbedingung zu

$$M_i \sin \alpha_i = M_{i+1} \sin \alpha_{i+1}. \quad (3.2)$$

Die Magnetisierung fällt mit der T_1 -Relaxation für die nachfolgende Phasenkodierung nach jedem Auslesepuls α_i exponentiell mit

$$M_{i+1} = M_i \cos \alpha_i e^{-\frac{TR_\alpha}{T_1}} \quad (3.3)$$

ab. Mit Gl. 3.3 erhält man

$$\sin \alpha_i = \cos \alpha_i \sin \alpha_{i+1} e^{-\frac{TR_\alpha}{T_1}} \quad (3.4)$$

$$\iff \tan \alpha_i = \sin \alpha_{i+1} e^{-\frac{TR_\alpha}{T_1}} \quad (3.5)$$

$$\iff \alpha_i = \arctan \left(\sin \alpha_{i+1} e^{-\frac{TR_\alpha}{T_1}} \right) \quad (3.6)$$

So hat man in Gl. 3.6 eine rekursive Formel für die Kippwinkelverteilung der Auslesepulse α_i erhalten. Jeder Puls berücksichtigt somit den T_1 -Abfall im k-Raum. Die Kippwinkelverteilung für 128 k-Raum-Linien, einer T_1 -Korrektur von 800 ms (vgl. [36]) und TR_α -Zeit = 6,83 ms lautet:

Liniennummer	Winkel in °
1	2.68
2	2.70
3	2.73
⋮	⋮
126	34.92
127	44.76
128	90.00

In Abb. 3.5 ist demonstriert, wie sich eine zu hohe Wahl der α -Kippwinkel auf das MR-Bild auswirkt. Bei 20° steht zu wenig Magnetisierung zur Verfügung, so dass Verzerrungen im Bild entstehen. Diese Verzerrungen verringern sich, je geringer der Kippwinkel ist. Bei 2° ist jedoch das gewonnene Signal zu schwach und liegt mit einem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR, *engl.: signal to noise ratio*) = 7,2 unter dem Ergebnis bei variabler Kippwinkelverteilung (SNR = 10,2). Die variable Kippwinkelberechnung führt mit der automatischen Winkelzuweisung in Bezug auf Linienanzahl und TR_α -Zeit zu einer optimal genutzten Signalverteilung.

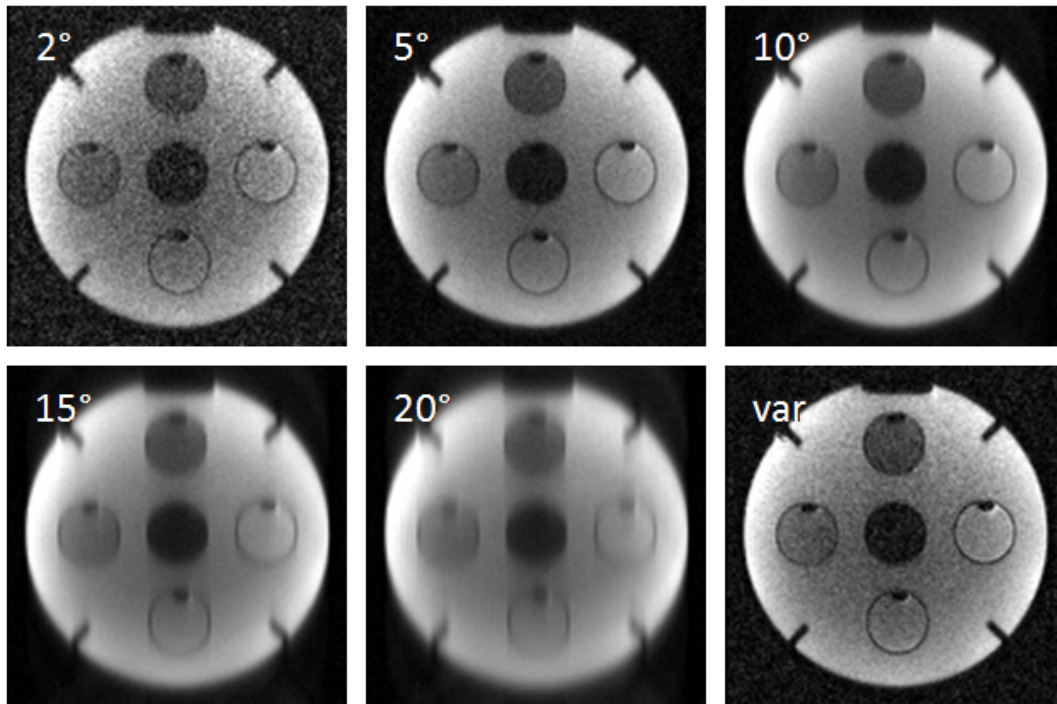


Abbildung 3.5: Konstant gehaltene α -Auslesepulse verursachen bei zu großer Wahl der α -Kippwinkel Verschmierungen im Bild. Die variable (*var*) Kippwinkelverteilung berücksichtigt nach Gl. 3.6 die konstante Signaldetektion für jede einzelne Linie.

3.2.4 Partial Fourier und *POCS*

Um die Messzeit zu beschleunigen, ohne das Field of View (FOV) zu verkleinern oder die Auflösung zu verschlechtern, kann die Anzahl der k-Raum-Linien durch die Partial Fourier Berechnung reduziert werden. Dabei wird der k-Raum etwas mehr als halbseitig abgetastet, so dass sich eine Verminderung der Phasenkodierschritte bis zur Hälfte beschränken lässt (Half Fourier). Wenn der k-Raum unvollständig ist, reicht eine einfache 2D-Fouriertransformation nicht aus. Für die Bildrekonstruktion muss der k-Raum vorher vervollständigt werden, damit ein Bild berechnet werden kann. Bei der Partial Fourier-Technik ist der Weg zur Berechnung eher einfach, da positive und negative Frequenzen in den komplexen Daten redundante Informationen besitzen und es somit möglich ist, die fehlenden Frequenzen durch komplexe Konjugation zu rekonstruieren.

Durch Bewegungen im Messfeld und B_0 -Inhomogenitäten kann es vorkommen, dass dem aufgenommenen Signal Phasenfehler aufgeprägt werden, indem die Fouriertransformierte der Rohdaten nicht mehr reell ist. Daher erfordert eine Phasenkorrektur die Aufnahme von einigen Korrekturlinien jenseits der k-Raum-Mitte. Aus der Fouriertransformation der zentralen Linien, einem niedrig aufgelösten Bild, lässt sich die orts-

abhängige Phase berechnen. Unter Berücksichtigung der Korrekturlinien ergibt sich ein Partial Fourier-Faktor von bis zu $5/8$.

Eine andere Rekonstruktionsmethode ist ein iterativer Algorithmus, POCS (*projection onto convex subsets*). Hierbei besteht das Ziel eines jeden Iterationsschrittes darin, die Phase des Bildes mit der initialen Phasenschätzung abzugleichen.

1. Rohdaten werden mit einem Hanningfilter¹ in Phasenrichtung bei dem Übergang von dem aufgenommenen zu dem mit Null aufgefüllten Bereich geglättet.
2. nach einer 2D-Fouriertransformation der Daten wird eine Kopie des Originalbildes im Ortsraum für eine spätere Vervollständigung mit der Phasenschätzung erstellt.
3. nach einer inversen Fouriertransformation in Phasenrichtung beginnt die POCS-Iteration:
 - (a) die aufgenommenen Daten werden mit der aktuellen Schätzung aus der letzten Iteration ergänzt (beim ersten Durchgang mit Nullen)
 - (b) nach einer Fouriertransformation in Phasenrichtung wird durch komplexe Multiplikation der Absolutwert $|\rho_l(x)|$ bestimmt
 - (c) dieser wird anschließend mit der Phase $\phi(x)$ des Originalbildes zu einem neuen Bild im Ortsraum multipliziert

$$\rho_l(x) = |\rho_l(x)| \cdot e^{i\phi(x)}$$

- (d) durch Rücktransformation erhält man ein neues abgeglichenes k -Raum Bild
4. Fouriertransformation in Phasenrichtung erzeugt das endgültige Bild im Ortsraum.

Die Iteration wird so lange wiederholt, bis einerseits in den Rohdaten eine große Übereinstimmung zwischen gemessenem und abgeglichenem Bild besteht und andererseits auch die Phasenlage des Originals und des entstandenen Bildes auf dem Bereich der gemessenen Daten in guter Übereinstimmung sind. Der *POCS*-Algorithmus wird in der Literatur als robuster Algorithmus beschrieben, der bereits nach 2-5 Iterationen zu einer Konvergenz führt.

¹ $Hanningfilter(x) = 0.5 \cdot \left(1 + \cos\left(\pi \cdot \frac{(x-k-RaumZentrumLinie)}{Linienanzahl}\right)\right)$

Angewandt auf die turboSTEAM-Sequenz verbirgt sich in der reduzierten Variante der k-Raum-Detektion zusätzlich zum Zeitgewinn noch ein anderer Vorteil. Bei Verringerung von Phasenkodierschritten und somit von α -Pulsen erhöhen sich die Kippwinkel laut Gl. 3.6. Durch den größeren Kippwinkel wird aus der gespeicherten Magnetisierung mehr Signal ausgelesen, was zu einem verbesserten SNR führt.

3.2.5 Parallele Bildgebung: GRAPPA

Das folgende Kapitel soll eine andere Methode zur schnellen Datenaufnahme vorstellen, die Parallele Bildgebung (PPA, *engl.: partially parallel acquisition*). Die Grundidee bei der PPA-Bildgebung ist, eine nicht abgetastete k-Raum-Linie aus mehreren benachbarten im k-Raum aufgenommenen Linien zu bestimmen bzw. zu rekonstruieren, um partiell die zeitaufwendige Phasenkodierung zu ersetzen. Dazu verwendet die Technik räumliche Informationen, die in den Einzelspulen einer Spulenanordnung enthalten sind.

Durch das Auslassen von k-Raum-Linien reduziert sich die Messzeit entsprechend dem Verhältnis von Anzahl der Linien des reduzierten Datensatzes zur Anzahl der Linien des vollständigen Datensatzes. Typische PPA-Akquisitionen verwenden einen Beschleunigungsfaktor (BF) von 2 bis 3.

Die bekanntesten PPA-Techniken sind SENSE (*Sensitivity Encoding*) [37] und GRAPPA (*Generalised Autocalibration PPA*) [38]. Das jeweilige Rekonstruktionsverfahren stellt in der Regel ein algebraisches Verfahren dar. Zusätzlich müssen für beide Verfahren Kalibrierungs-Datenpunkte (zentrale Referenzlinien) gemessen werden, um zusammen mit den eigentlichen Messdaten überhaupt erst einen vollständigen Datensatz berechnen zu können.

Die in dieser Arbeit verwendete Technik bezieht sich auf die GRAPPA-Rekonstruktion, die im Folgenden vorgestellt werden soll. Da sich der GRAPPA-Algorithmus auf eine Linearkombination der aufgenommenen Linien des unvollständigen Datensatzes bezieht, liegt das Hauptaugenmerk auf der Ermittlung der notwendigen (Linear-) Koeffizienten. Dazu wird versucht, jene Linien so linear zu kombinieren, dass sie an die zusätzlich aufgenommenen Referenzlinien optimal angefitet werden. Dies bedeutet, dass die Referenzlinien als Zielfunktionen der Linearkombination fungieren. Eine Anpassung an die Zielfunktionen kann umso besser realisiert werden, je mehr regulär gemessene Linien - auf unvollständige Datensätze unterschiedlicher Komponentenspulen verteilt - vorliegen.

Abb. 3.6 soll die Theorie, die hinter dem GRAPPA-Algorithmus steckt veran-

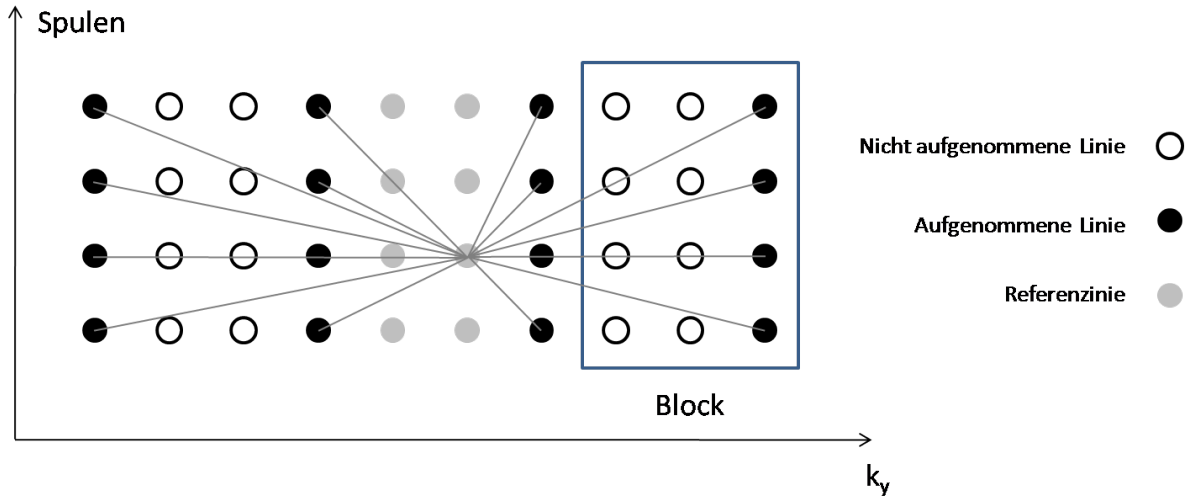


Abbildung 3.6: Schematische Darstellung des GRAPPA-Algorithmus

schaulichen. Mathematisch werden die fehlenden k -Raum-Linien $S_j(k_y + m\Delta k_y)$, wobei $m = (1, \dots, \text{BF} - 1)$ mit BF als Beschleunigungsfaktor der unterabgetasteten Linien ist, durch Linearkombination der gemessenen benachbarten k -Raum-Linien (Größe des Blockes B) berechnet über

$$S_j(k_y + m\Delta k_y) = \sum_{i=1}^I \sum_{b=-B/2+1}^{B/2} w_{ij}^{(bm)} S_i(k_y + b \text{BF} \Delta k_y). \quad (3.7)$$

I ist die Anzahl der Spulen, $w_{ij}^{(bm)}$ sind die Wichtungsfaktoren der gemessenen k -Raum-Referenzzeilen, die Indizes i und j kennzeichnen die entsprechenden Spulensignale S_i , m die Nummer der zu rekonstruierenden k -Raum-Linien im Block k_y und b zählt die Blöcke. Man erhält ein Gleichungssystem mit einer vierdimensionalen Koeffizientenmatrix w . Wenn man für S_j die gemessenen Referenzlinien einsetzt, erhält man durch Lösen der Gl. 3.7 die Wichtungsfaktoren w .

Abb. 3.7 soll veranschaulichen, wie der k -Raum detektiert wird, wenn er z.B. mit einem $\text{BF} = 2$ aufgenommen wird. Zum einen werden in einer Vorabmessung die zentrisch angeordneten Referenzlinien aufgenommen und in einer weiteren Messzeit der unterabgetastete k -Raum. Δk erweitert sich dabei um den Beschleunigungsfaktor. Dadurch würde ohne die nachträgliche PPA das Bild Einfaltungen, wie es in Abb. 3.8 dargestellt ist, enthalten. Zur Bestimmung der Spulenprofile und damit erst zur Ermöglichung der Rekonstruktion der fehlenden Linien werden Referenzlinien benötigt, die entweder wie in Abb. 3.7 vorher als externe, separierte Messung oder während der eigentlichen Messung intern aufgenommen werden. Die externe Variante empfiehlt sich bei mehrmaliger Messung einer Schicht (z.B. DTI), da die Referenzlinien mehrfach verwendet werden

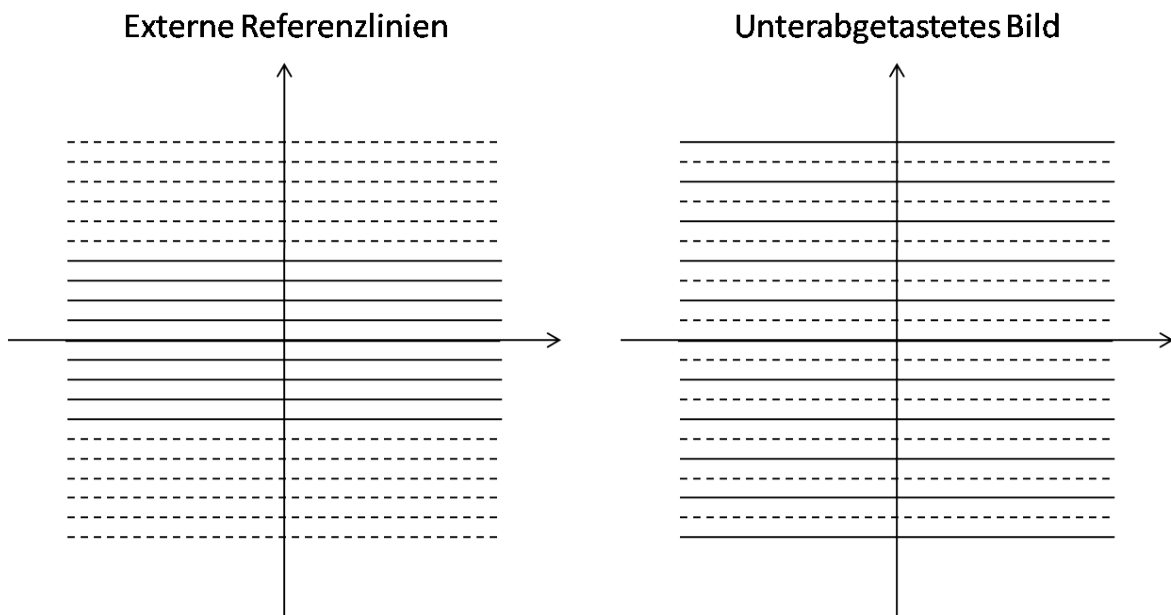


Abbildung 3.7: k -Raum-Aufnahme der Referenzlinien (*links*) und der eigentlichen k -Raum-Linien (*rechts*). Die akquirierten Linien sind durchgezogen dargestellt, die ausgelassenen gestrichelt.

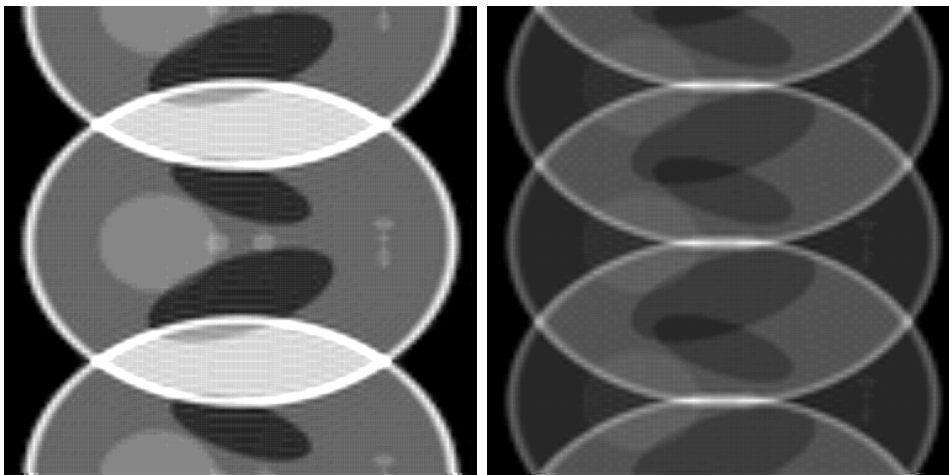


Abbildung 3.8: Einfaltungsprobleme bei rekonstruiertem k -Raum ohne PPA (*links*: $BF = 2$, *rechts*: $BF = 3$).

können. Anbei soll noch einmal darauf hingewiesen werden, dass durch die Anwendung der PPA-Technik nicht nur die Zeit verkürzt wird, sondern auch der variable Kippwinkel ansteigt und somit mehr Signal pro Linie detektiert werden kann.

3.2.6 Segmentierung des k -Raums

Im nächsten Schritt der Sequenzentwicklung wird versucht, durch Segmentierung des k -Raums mehr Magnetisierung auf die reduzierte Anzahl von Auslesepulsen zu verteilen und somit mehr Signal im Bild gewinnen zu können. Dabei tastet man den k -Raum mit mehreren Anregungen ab. Es ist zu beachten, dass die Magnetisierung des Messobjekts vor jeder weiteren Anregung vollständig relaxiert sein muss, um k -Raum-Intensitätssprünge zu vermeiden. Auf den ersten Blick entsteht der Eindruck, als verlängere sich dadurch die Messzeit. Jedoch wird die Relaxationsphase so ausgenutzt, dass Segmente anderer Schichten in dieser Zeitspanne aufgenommen werden. Zur Veranschaulichung dient Abb. 3.9, die den sequentiellen Ablauf des Messprogramms schematisch darstellt. Erst nach der jeweiligen Teilabtastung des k -Raums für alle Schichten beginnt die Auf-

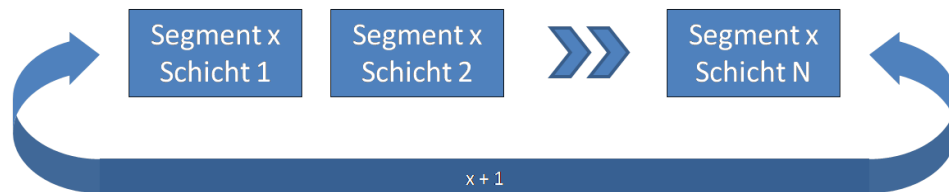


Abbildung 3.9: *Sequentieller Ablauf der Segmente der jeweiligen Schicht*

nahme des folgenden Segmentes. Abb. 3.10 zeigt anhand eines Beispiels einer k -Raum-Unterteilung von drei Messanregungen (d.h. drei Segmente) die Anordnung der aufgenommenen Linien im k -Raum. Die Linien der einzelnen Segmente werden homogen im k -Raum verteilt.

Der erwünschte Signalgewinn kann deutlich in Abb. 3.11 nachvollzogen werden und ist in den folgenden SNR-Angaben quantifiziert:

# Segmente	1	2	3	4
SNR	10,2	18,8	25,9	32,9

Im Vergleich dazu steht eine Messdurchführung über vier Mittelungen, die das SNR mit \sqrt{N} erhöhen, läge das SNR mit 20,4 immer noch deutlich unter dem SNR von einer vierfachen Segmentierung (4 Segmente: SNR = 32,9). Dieser Signalgewinn erklärt sich aus den erhöhten Kippwinkeln, mit denen pro Segment akquiriert wird. Aufgrund

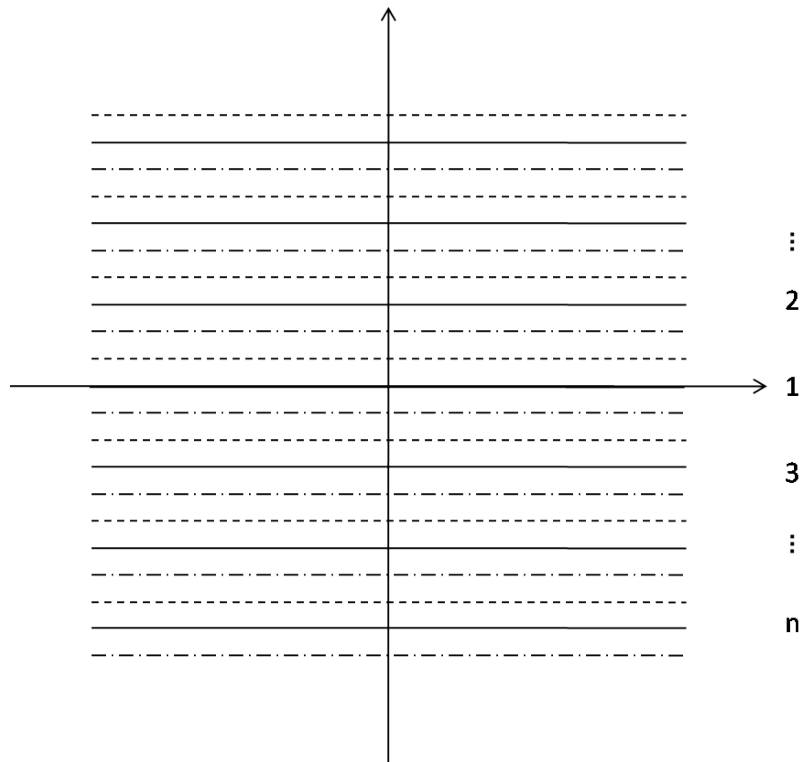


Abbildung 3.10: Schematische Darstellung des segmentierten k -Raums am Beispiel von drei Segmenten. n ist dabei die Anzahl der Linien pro Segment.

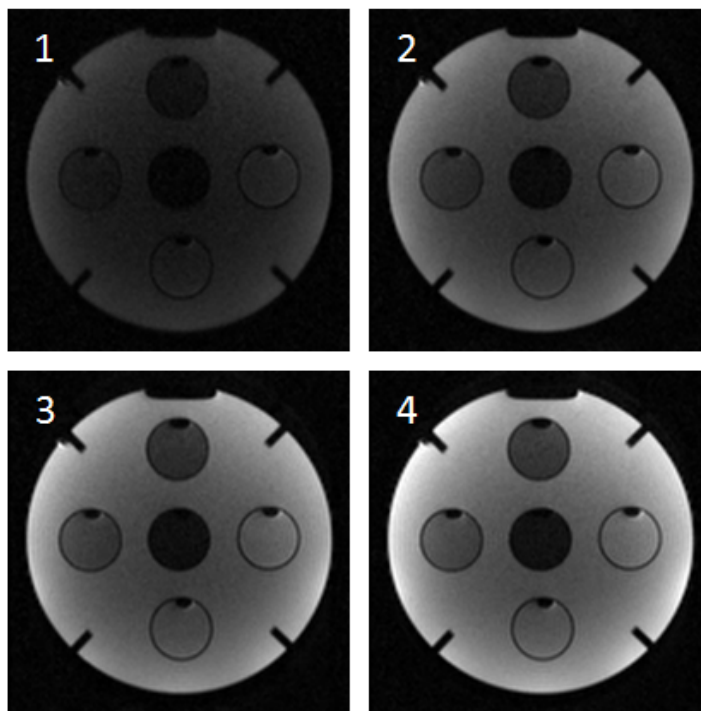


Abbildung 3.11: Multischuss-Anregung erzielt einen SNR-Gewinn in den MR-Bildern. Die Anzahl der Segmente ist in dem jeweiligen Bild angegeben.

des benötigten Grundzustandes der angeregten Magnetisierung muss in der experimentellen Durchführung die Relaxationszeit berücksichtigt werden. Daher wird für die komplette Aufnahme eines k-Raums mehr Zeit beansprucht. Jedoch kann mit Multi-Schicht-Aufnahmen der Zeitverlust sehr gut kompensiert werden, da die Wartezeit mit Segmenten anderer Schichten aufgefüllt wird. So wird die Gesamtmesszeit zwischen Einzelschuss und Multischuss-Aufnahmen bis auf die Präparationszeit von ca. 19 ms konstant gehalten und man kann bei gleicher Messzeit mehr Signal detektieren.

Aus der Diplomarbeit [39] zur Optimierung des Schichtprofils wurden die einzelnen HF-Anregungspulse individuell definiert, so dass der zweite 90° -Puls über die gewünschte Schichtanregungsbreite hinaus Magnetisierung präpariert. Dieser vorgesättigte Zustand muss bei Nachbarschicht-Aufnahmen berücksichtigt und ausrelaxiert werden. Daher wird bei Multi-Schicht-Messungen erst jede zweite Schicht und anschließend die dazwischenliegenden akquiriert. Für die entsprechende Relaxationszeit des Gewebes muss die doppelte TR-Zeit eingestellt werden.

3.2.7 Ausbau zur diffusionsgewichteten turboSTEAM-Sequenz

Um diffusionsgewichtete Bilder zu erhalten, muss die Sequenz erweitert werden. Die notwendigen Schritte sollen in diesem Abschnitt besprochen und erklärt werden (s. Abb. 3.12). Das Eingangssignal, das ursprünglich von dem initialen 90° -Puls erzeugt wird, wird durch ein künstliches Spinecho ersetzt. Dazu wird zwischen die beiden 90° -Pulse ein sich selbst rephasierender 180° -Puls geschaltet, der zum Zeitpunkt TE_{SE} das Spinecho generiert. Symmetrisch um den 180° -Puls befinden sich Diffusionsgradienten, die das Signal diffundierender Teilchen abschwächen. Die relative Stärke von den Diffusionsgradienten in Schicht-, Phasenkodier- und Frequenzkodierichtung bestimmt die räumliche Achse entlang welcher der Diffusionskoeffizient gemessen wird.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden unter Berücksichtigung der Ergebnisse von RIESEBERG [32] 2×12 Diffusionsrichtungen verwendet, um den Diffusionstensor zu bestimmen. Der eine Teil der Diffusionsrichtungen zeigt in die opponierenden Richtungen des anderen Teils. Das Standard-Diffusionsrichtungsmodell bildet ein Ikosaeder (s. Abb. 3.13), wobei jeweils zu jeder Hauptrichtung eine Opponierende gehört. Durch die Überlappung mit einem zusätzlichen Ikosaeder erhält man 24 Ecken, die die Koordinaten der Diffusionsgradienten im System des MR-Gerätes bilden. Die Stärke der

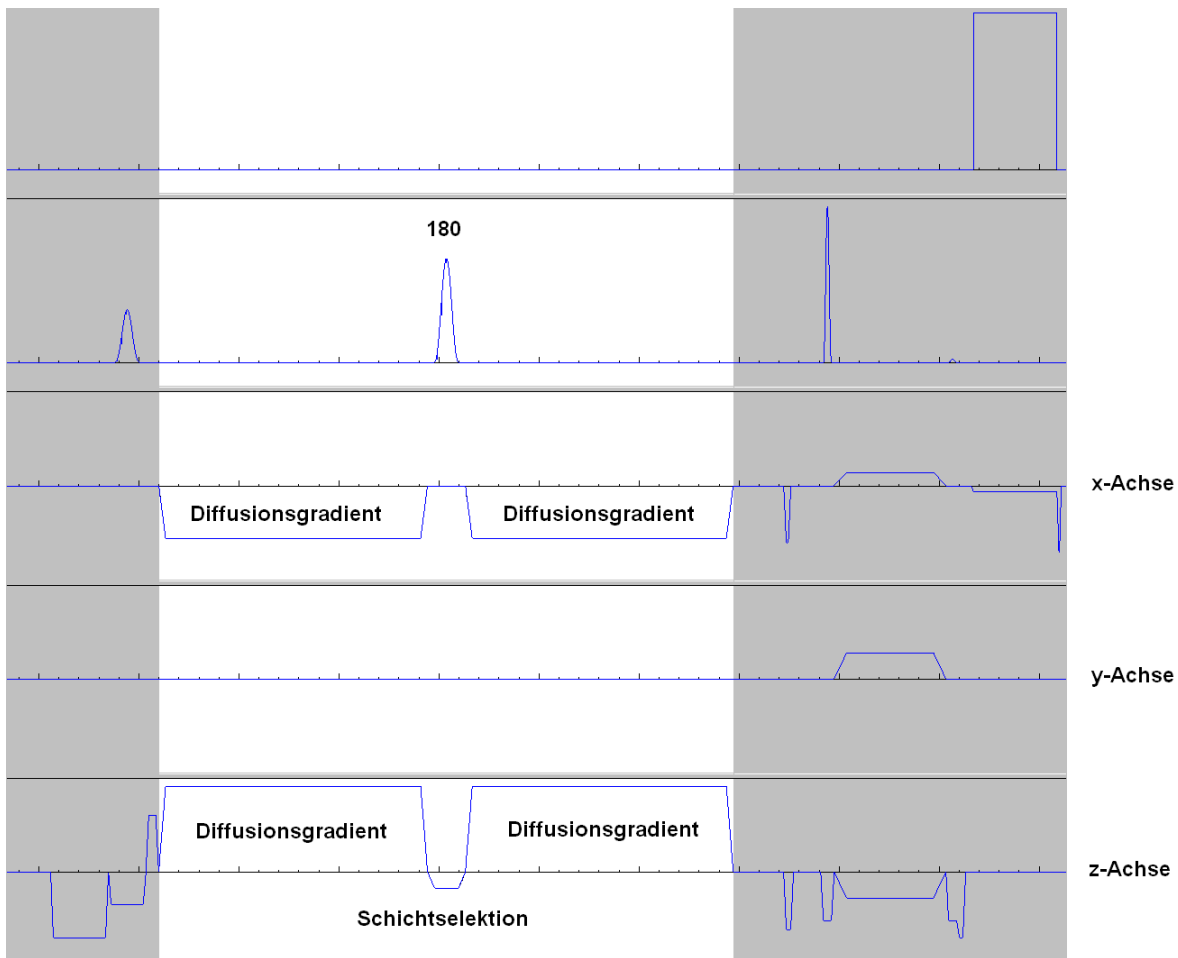


Abbildung 3.12: Diagrammschema Diffusionsmodul: Richtungsabhängige Diffusionsgradienten definieren in Verbindung mit dem schichtselektiven, sich selbstphasierenden 180° -Puls das diffusionsgewichtete Bild.

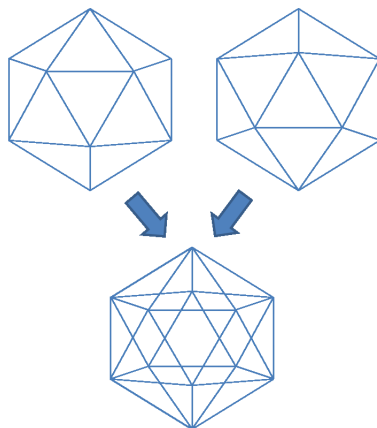


Abbildung 3.13: Zwei zueinander verschobene Icosaeder werden übereinander gelegt, so dass ein Gebilde mit 24 Ecken entsteht. Vom Koordinatenursprung aus wird jeder Raumrichtung, die auf eine dieser Ecken führt, eine Diffusionsrichtung zugewiesen.

Diffusionsgradienten wird über den b-Wert definiert und ist standardmäßig auf $1000 \frac{s}{mm^2}$ eingestellt (vgl. [40–43]).

4

Parameteroptimierung für die turboSTEAM-Sequenz

Bevor erste Diffusionsmessungen an Probanden durchgeführt werden konnten, musste die Sequenz für den Praxiseinsatz überprüft und kalibriert werden, da die meisten Messparameter abhängig vom System (Feldstärke, Gradientenschaltung, Belastbarkeit des Gerätes. etc.) sind. Die im vorangegangenen Kapitel beschriebene Theorie über die Erzeugung stimulierter Echos, wurde im Rahmen dieser Arbeit unter einer von SIEMENS zur Verfügung gestellten Software (IDEA, *engl.: integrated development environment for applications*) implementiert. Gearbeitet wird an einem in der Arbeitsgruppe befindlichen SIEMENS Gerät, einem Magnetom Tim Trio MR-Tomografen (Abb. 4.1). Das Gerät generiert ein Magnetfeld der Stärke 2,9 Tesla. Die maximale Gradientenamplitude beträgt $40 \frac{mT}{m}$ bei einer Schaltgeschwindigkeit von $200 \frac{mT}{m \cdot ms}$. Die nachfolgenden Abschnitte beschreiben den Optimierungsweg bis hin zur ersten Anwendung der diffusionsgewichteten turboSTEAM-Sequenz.



Abbildung 4.1: Ein 3 Telsa MR-Tomograf (Tim Trio), an dem die Sequenzen für Humananwendungen entwickelt werden.

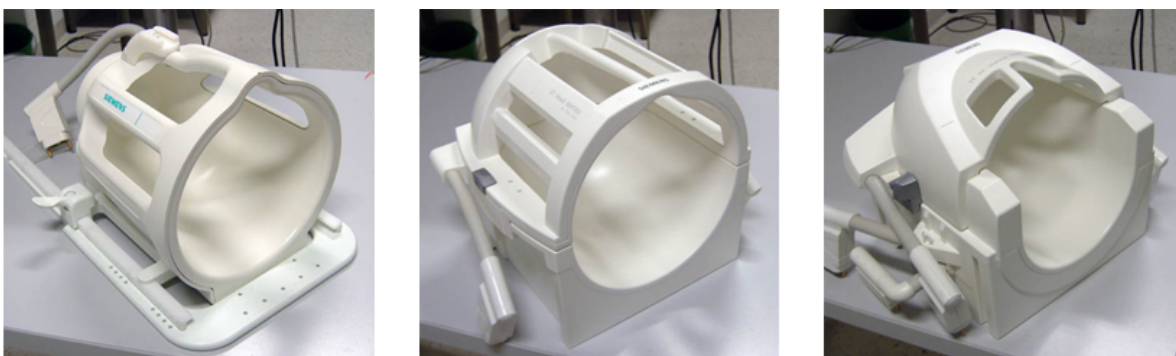


Abbildung 4.2: Von SIEMENS verfügbare Spulen mit 8 (links), 12 (Mitte) und 32 (rechts) Kanälen.

4.1 Empfangsspulen im Vergleich

Zu Test- und Optimierungszwecken wurden Wasserphantome für bewegungsfreie Messsubstanzen und Hirnmessungen an Probanden für die in-vivo-Untersuchung zur Hilfe genommen. Die jeweiligen Objekte sind mit den in Abb. 4.2 vorgestellten Empfangsspulen gemessen worden. Jeder Spulenapparat besteht aus acht, zwölf, bzw. 32 Einzelspulen. Je nach Spulengeometrie (Anzahl Spulenelemente, Abstand vom Objekt, etc.) besitzt jede Spule ein eigenes Signalprofil. Daher sollen die Empfangseigenschaften der Spulen auf das SNR hin untersucht werden. Die Messparameter sind folgendermaßen gewählt:

FOV:	$192 \times 192 \text{ mm}^2$
Auflösung:	$1,5 \times 1,5 \times 2,0 \text{ mm}^3$
Datenmatrix:	128×128
TR_α :	8,93 ms
TE:	9,18 ms
Bandbreite:	150 Hz/Pixel

Als Objekt dient ein Strukturphantom, in dem sich neben Wasser Flüssigkeiten mit verschiedenen T_1 -Werten befinden. Das Signal, wie es in Tabelle 4.1 aufgetragen ist, wurde an vier verschiedenen Stellen im Wasserbereich gemessen. Aus den Werten geht hervor, dass sich die 32-Kanalspule aufgrund ihrer Bauform in Verbindung mit der Anzahl der Spulenelemente als signalstärkste erweist. Allerdings besitzt diese auch die

	8 Kanal		12 Kanal		32 Kanal	
	Signal	Rauschen	Signal	Rauschen	Signal	Rauschen
ROI 1	328	33,4	177	10,7	179	6,2
ROI 2	392	37,0	159	11,1	167	6,4
ROI 3	456	35,8	174	10,1	125	6,9
ROI 4	466	37,5	188	10,5	127	7,7
	↓		↓		↓	
SNR	$11,4 \pm 1,2$		$16,5 \pm 1,1$		$22,4 \pm 5,1$	

Tabelle 4.1: SNR Vergleich der Spulen mit 8, 12 und 32 Empfangskanälen. In den zugehörigen Spalte befinden sich vier unterschiedliche ROIs (engl.: region of interest), in denen die jeweiligen gemessenen Signalintensitäten und Standardabweichung des Rauschens abgelesen worden ist.

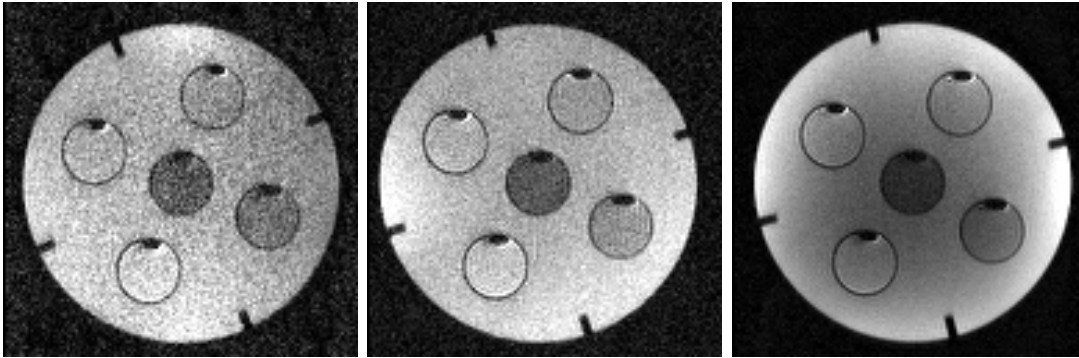


Abbildung 4.3: Das Strukturphantom wurde mit einer 8-Kanal- (links), einer 12-Kanal- (Mitte) und einer 32-Kanalspule (rechts) gemessen.

größte Fehlerabweichung, weil sie durch ihre asymmetrische Aufteilung zwischen der oberen und unteren Spulenhälfte das Objekt nicht über seine gesamte Fläche homogen ausleuchten kann. Abb. 4.3 zeigt ebenfalls, dass im Vergleich der drei Kopfspulen die 32-Kanalspule das beste SNR liefert. Folglich sind alle weiteren Kopfmessungen an der 32-Kanalempfangsspule durchgeführt worden.

4.2 Bandbreitenbestimmung

Im Folgenden wurde für die in-vivo-Protokolle die Bandbreite an einem homogenen Wasserphantom abgestimmt. Wenn die Bandbreite des ADCs* erhöht wird, verkürzt sich dadurch die Echozeit TE und somit auch TR_α , da die Abtastpunkte des ADCs* enger zusammenrücken und dadurch ein kürzerer Frequenzkodiergradient benötigt wird. Aus kürzeren TR_α -Zeiten folgt eine insgesamt schnellere k-Raum-Datenaufnahme (TR), was wiederum einen geringeren T_1 -Abfall nach sich zieht. Analog zum vorherigen Abschnitt wird aus verschiedenen Regionen des aufgenommenen Bildes eines Wasserphantoms der SNR-Wert bestimmt. Messzeiten so wie berechnetes SNR in Abhängigkeit von der Bandbreite sind in Tabelle 4.2 aufgelistet.

Das SNR steht in indirekter Relation zur Bandbreite (s. WEHRLI [44])

$$\text{SNR} \sim \frac{1}{\sqrt{\text{BW}}}. \quad (4.1)$$

Ausserdem ist der Tabelle zu entnehmen, dass die Messzeitverringerung im Hinblick auf einen geringeren T_1 -Abfall, kaum zu einem Signalgewinn beiträgt. Deshalb muss ein Kompromiss gefunden werden, so dass die Messzeit nicht zu lang und dabei das SNR nicht zu schlecht wird. Zur exakten Einschätzung und Bewertung soll praxisnah

Bandbreite	TE	TR _α	SNR
120 Hz/Px	10,4 ms	10,5 ms	45
150 Hz/Px	9,2 ms	8,9 ms	44
180 Hz/Px	8,1 ms	7,7 ms	43
220 Hz/Px	7,1 ms	6,8 ms	38
250 Hz/Px	6,5 ms	6,2 ms	37
300 Hz/Px	5,9 ms	5,5 ms	35

Tabelle 4.2: Die gewählte Bandbreite pro Pixel bewirkt verschiedene Echo- und Repetitionszeiten mit unterschiedlichen SNR-Werten (Phantommessung).

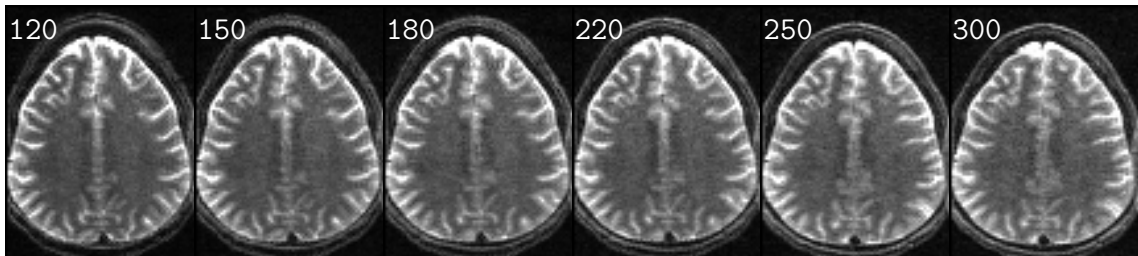


Abbildung 4.4: Eine transversale Schicht mit jeweils unterschiedlichen Bandbreiten (in Hertz pro Pixel).

die Problemstellung an in-vivo-Aufnahmen diskutiert werden. Wegen des Signalverlustes durch die Spinechopräparation behilft man sich mit der Verwendung von mehreren gemittelten Aufnahmen N , um das SNR mit \sqrt{N} zu erhöhen. Mit diesen Einstellungen sind die nicht diffusionsgewichteten b_0 -Bilder in Abb. 4.4 entstanden. Der Qualitätsunterschied zwischen den einzelnen Bildern ist so gering, dass keine quantifizierte Analyse gemacht werden kann. Allerdings wird ein Ergebnis aus den Untersuchungen festgehalten: Aufgrund des starken Zeitgewinns bis 220 Hz/Px bei relativ geringem SNR-Verlust wird im Rahmen dieser Arbeit die Bandbreite auf 220 Hz/Px festgesetzt.

4.3 Anwendung von GRAPPA-Rekonstruktionen

Das Ziel, diffusionsgewichtete Aufnahmen des menschlichen Gehirns mittels der turboSTEAM-Sequenz durchzuführen, stellt eine Mindestanforderung an die Signalstärke der Bilder, um sie anschließend genügend gut auswerten zu können. Durch die sehr starken Diffusionsgradienten mit einer Amplitude von bis zu $40 \frac{mT}{m}$ und einer Spinechozeit von 50 ms wird das Signal enorm geschwächt, bzw. liefern die wenigen phasenkohärenten Spins kaum Signal. Daher ist es unbedingt notwendig, durch verschiedene

Parametereinstellungen in der Sequenz das Signal zu verbessern. In den folgenden Abschnitten werden Wege gesucht, abgesehen von den schon angesprochenen Mittelungen, das Signal auf andere Art zu erhöhen.

4.3.1 Unterabtastung mit GRAPPA

Der erste Schritt wird sein, zu zeigen, welche Resultate mit Hilfe der parallelen Bildgebung bzw. des GRAPPA-Algorithmus in Verbindung mit der turboSTEAM-Sequenz erzielt werden können. Die verwendeten Messgrößen sind:

rechteckiges FOV:	$144 \times 192 \text{ mm}^2$
Auflösung:	$2,0 \times 2,0 \times 2,0 \text{ mm}^3$
Datenmatrix:	72×96
TR_α :	6,75 ms
TE_{STE} :	7,08 ms
TE_{SE} :	51,5 ms
Bandbreite:	220 Hz/Pixel
Diffusionskoeffizient b :	$0,1000 \text{ s/mm}^2$

Das rechteckige FOV (75% der Phasenrichtung) hat zu Folge, dass nur 72 Linien benötigt werden, um den k-Raum vollständig zu belegen. Ein Beschleunigungsfaktor (BF) von 2 reduziert die Linienzahl von 72 auf 36, bei einer Messung, in der die Referenzlinien in einem separierten Durchgang aufgenommen worden sind. Ein BF von 3 benötigt nur 24 Linien. Der geringere T_1 -Verlust und die höheren Kippwinkel bewirken einen Signalgewinn. Jedoch verliert man mit dem zu GRAPPA gehörendem g -Faktor (Geometrie-Faktor $g \geq 1$) und dem BF an SNR laut [37]

$$\text{SNR} = \frac{\text{SNR}_{\text{voll}}}{g\sqrt{\text{BF}}}. \quad (4.2)$$

Daher muss abgeschätzt werden, wie hoch der BF gewählt werden soll, damit nicht zu viele Einbußen beim SNR vorliegen. Bei den von Siemens implementierten Standard-Algorithmen liegt die Grenze meist schon bei $\text{BF} = 2$.

Abb. 4.5 zeigt die Signalverbesserung im Vergleich zwischen einem voll abgetasteten k-Raum und zwei GRAPPA-Methoden. Die Methoden unterscheiden sich in den Aufnahmevarianten der Referenzlinien. Es gibt die interne und externe Möglichkeit, die Referenzlinien in das Sequenzschema einzubauen. Die externe Variante verwendet das

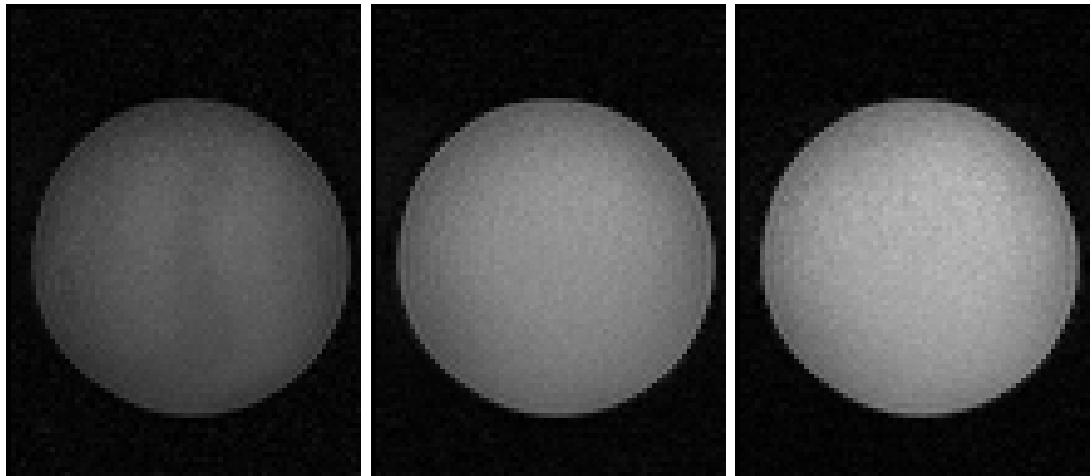


Abbildung 4.5: GRAPPA: (*links*) Normal: SNR 27, (*Mitte*) interne Referenzlinien: SNR 48, (*rechts*) externe Referenzlinien: SNR 62

angesprochene separate Aufnahmeschema. Der höchste Signalgewinn lässt sich, wie erwartet, in der Messung mit den wenigsten Linien erreichen, was bei der Aufnahme mit externen Referenzlinien der Fall ist. Das SNR liegt hier bei 62 und ist im Vergleich zur vollen k-Raum-Abtastung um einen Faktor 2 besser (SNR = 27).

4.3.2 GRAPPA mit Partial Fourier

Durch zusätzliche Anwendung der Partial Fourier Technik lässt sich die Anzahl der aufzunehmenden k-Raum-Linien noch weiter reduzieren. Der volle k-Raum kann auf einen Bruchteil (bis $6/8$) verringert werden. Anstelle von 36 Linien werden nun nur noch 26 akquiriert. Der Kippwinkel pro Auslesepuls wird wiederum durch die Reduzierung der Phasenkodierschritte angehoben. Resultierend erhält man das Ergebnis in Abb. 4.6. Der Signalgewinn steigert sich im Vergleich zur vollen k-Raum-Aufnahme um bis zu 30%. Aufgenommen wurden die Bilder im GRAPPA-Modus mit 24 externen Referenzlinien. Je geringer der Partial Fourier Faktor ist, desto weniger Linien werden über die Hälfte des k-Raums aufgenommen. In den vorliegenden Parametereinstellungen würden sich die aufzunehmenden k-Raum-Linien bei $5/8$ auf unter 12 Linien über die k-Raum-Mitte reduzieren. 12 Linien werden allerdings für den Initialblock der Referenzlinien reserviert. Daher kann der Partial Fourier Faktor aus diesen technischen Gründen auf maximal $6/8$ reduziert werden.

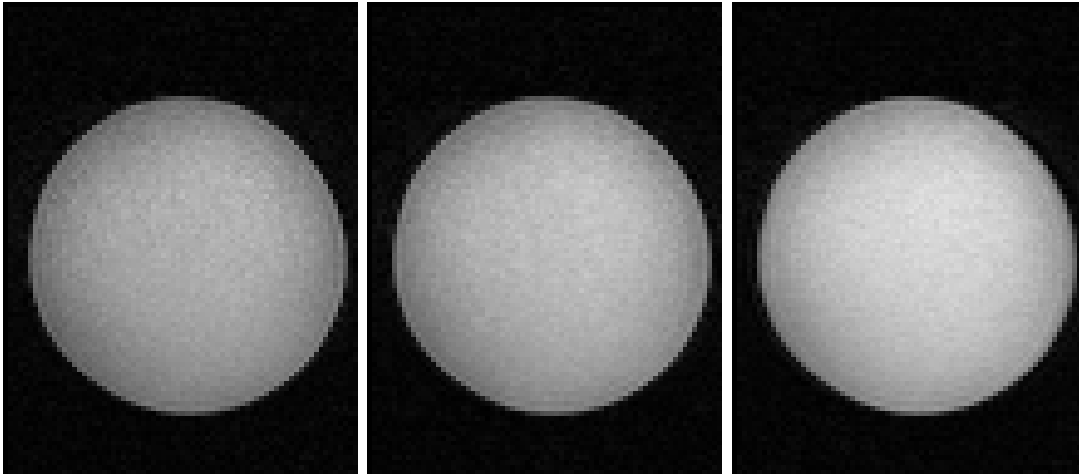


Abbildung 4.6: (links) Full Fourier: SNR 62, (Mitte) Partial Fourier 7/8: SNR 69, (rechts) Partial Fourier 6/8: SNR 80

4.3.3 Erste Überprüfung bei in-vivo-Aufnahmen

In diesem Abschnitt soll erstmals überprüft werden, wie sich die Sequenz in Verbindung mit GRAPPA bei in-vivo-Messungen verhält. Für diese Akquisitionen wird das Aufnahmeprotokoll wegen der angesprochenen Signalproblematik auf drei Mittelungen voreingestellt. Es gilt zu beachten, dass sich die Messzeit auf fast die Hälfte der Zeit verringern lässt. Während man für die volle k-Raum-Detektion von 51 Schichten noch 27:44 min benötigt, beträgt die Dauer bei der GRAPPA-Anwendung mit einem BF von 2 und 24 externen, aufgenommenen Referenzlinien noch 20:28 min. Auf 16:32 min kann die Akquisitionszeit mit zugeschaltetem Partial Fourier Faktor von 6/8 reduziert werden. Die kürzere Messzeit ist nicht nur für den Probanden angenehmer, sondern begünstigt zusätzlich eine rasche diagnostische Beurteilung bei akuten Notfallmessungen (vgl. Schlaganfalldiagnostik in Kap. 6.3). Allerdings ist es auch möglich, den Zeitgewinn in weitere Mittelungen zu investieren, um bei benötigter hoher Auflösung das Signal zu verbessern.

In Abb. 4.7 finden sich die Resultate für die entsprechenden, aufnahmebeschleunigenden Einstellungen wieder. Aussagekräftig sind die kontrastreichen b_0 -Bilder (obere Reihe), die durch eine Reduzierung der k-Raum-Linien zunächst mit GRAPPA und anschließend mit zusätzlichem Partial Fourier Faktor an SNR gewinnen.

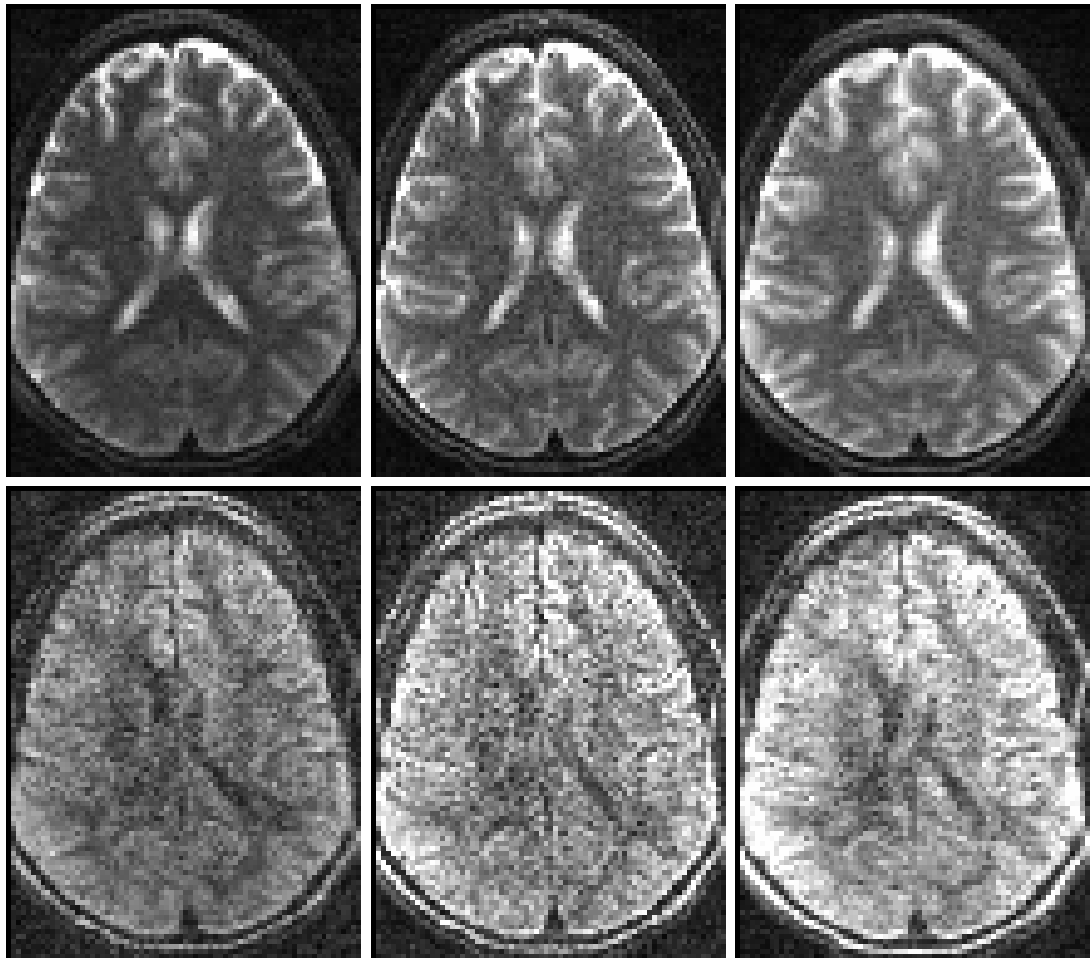


Abbildung 4.7: (links) Full Fourier, (Mitte) GRAPPA 2, (rechts) GRAPPA 2 mit Partial Fourier 6/8. Die obere Reihe repräsentiert die b_0 - und die untere Reihe die diffusionsgewichteten Bilder mit b_{1000} .

4.4 Segmentierung des k-Raums bei DTI

Die nächste Fragestellung nach der erfolgreichen Implementierung des GRAPPA-Algorithmus ist, ob sich das SNR bei diffusionsgewichteten Bildern auch noch auf eine alternative Weise steigern lässt. Die Grundidee fällt hierbei auf die Segmentierung des k-Raums. Zur Verifizierung wurde die Technik zuerst an einem Wasserphantom getestet. Die Überlegungen, die schon in Kapitel 3.2.6 gemacht worden sind, das SNR durch mehrere Segmente in die Höhe zu treiben, wird in Abb. 4.8 belegt. Die Qualität der Bilder wächst mit zunehmender Anzahl von Segmenten an. Man erhält fast um einen Faktor 3 besseres SNR im Vergleich zwischen der vollen k-Raum-Detektion zur 4-fachen Unterteilung.

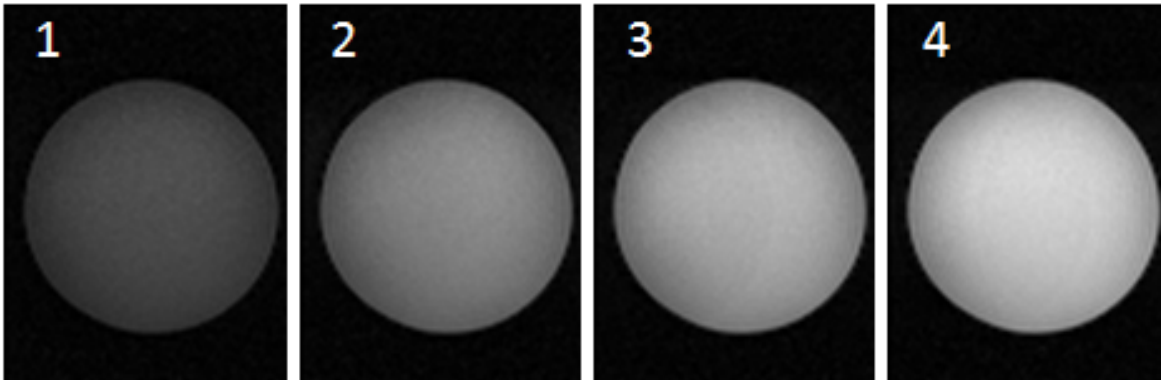


Abbildung 4.8: Durch die Segmentierung des k -Raums ist eine Verbesserung im SNR in den Bildern zu erkennen: 1 Segment (SNR) = 27, 2 Seg. = 47, 3 Seg. = 63, 4 Seg. = 73.

4.4.1 Phasenproblematik bei segmentierter DTI-Messung

Anschließend soll getestet werden, ob sich die Ergebnisse der Phantommessungen auch auf in-vivo-Akquisitionen übertragen lassen. Dazu benutzt man die Messparameter mit der gleichen Matrixgröße wie bei den Phantomaufnahmen. Zuerst wird der Effekt der Segmentierung anhand von b_0 -Bildern untersucht (s. Abb. 4.9 oben). Daran ist gut zu erkennen, dass die Aufnahmen ohne Artefakte rekonstruiert werden konnten. Jedoch besitzen Bilder mit Diffusionsgradienten individuelle Phasenprägungen, die durch unvermeidbare Bewegungen im Kopf (z.B. Pulsation) hervorgerufen werden [45]. Wenn jetzt der k -Raum mit Segmenten unterschiedlicher Phase befüllt wird, entstehen Artefakte, die durch die unterschiedlichen Phasenlagen der einzelnen Segmente auftreten. Unglücklicherweise spiegelt sich dies auch in den diffusionsgewichteten in-vivo-Daten wider (s. Abb. 4.9 unten).

Ein anderer Weg, den unvermeidbaren Bewegungen entgegenzuwirken, ist in den Arbeiten [46, 47] durch EKG-Triggerung ermöglicht worden. Allerdings kostet dieses Vorgehen viel Zeit und ist deswegen in dieser Studie nicht weiter verfolgt worden.

4.4.2 Phasenkorrektur mittels Navigator Echos

Eine Lösungsidee war, die Phase eines jeden Segmentes nachträglich in der Bildverarbeitung zu korrigieren. Dazu wurde ein Navigatorecho vor jedem Segment aufgenommen (vgl. [48] bei segmentierter EPI-Messung, um eine Referenzphase zu definieren. Wenn nun die Phasen von zwei Navigatorechos abgezogen werden, erhält man die Phasenentwicklung von Segment zu Segment. Diese Verschiebung kann anschließend von jeder

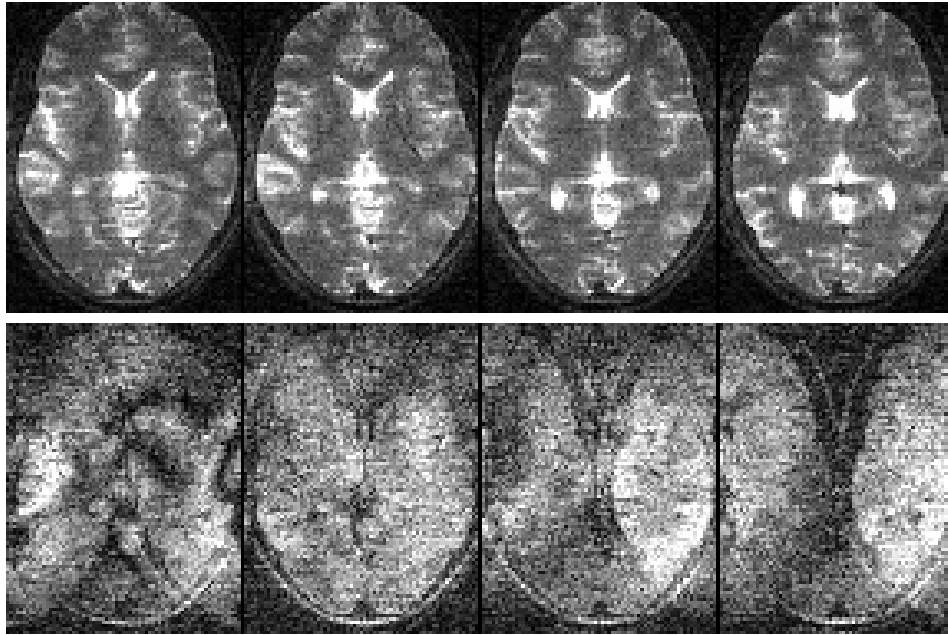


Abbildung 4.9: Zweifach segmentierte Probandenmessung in vier aufeinanderfolgenden Schichten; jeweils mit b_0 (oben) und b_{1000} (unten).

k-Raum-Linie subtrahiert werden. Für Phantommessungen gelang es auch, das Problem in den Griff zu bekommen; jedoch nicht bei in-vivo-Messungen. Dafür ist der Phasenverlauf durch das hohe Rauschen im Experiment zu ungenau. Selbst eine Glättung der Phasenverschiebung kann die hohen Raumfrequenzen nicht ausgleichen.

4.4.3 Lösung durch nichtlineare Inversion

Eine weitere und erfolgreichere Idee ist es, die Segmente über eine nichtlineare Inversion separat zu behandeln und sie anschließend geeignet zu verrechnen. Dazu wurde ein Algorithmus von UECKER ET AL. [49] entwickelt. Jene Rekonstruktion nutzt den Vorteil aus, aus dem vollen k-Raum der artefaktfreien, nichtdiffusionsgewichteten b_0 -Akquisitionen durch multiple Empfängerspulen die Spulenprofile bestimmen zu können. Dies geschieht mittels einer regularisierten nichtlinearen Inversion. Als zweiten Parameter benötigt man die Phasenkarten aus den erstellten Bildern der einzelnen Segmente. Sie erhält man, indem die Segmente als unterabgetastete Einzelaufnahmen betrachtet und die fehlenden Linien mit Hilfe der PPA-Technik (basierend auf der iterativen linearen Inversion) rekonstruiert werden. Die notwendigen Referenzlinien, die zur parallelen Bildgebung benötigt werden, liefern die k-Raum-Linien aus dem b_0 -Bild. Zum Schluss werden die aus der regularisierten, nichtlinearen Inversion berechneten Spulenprofile auf

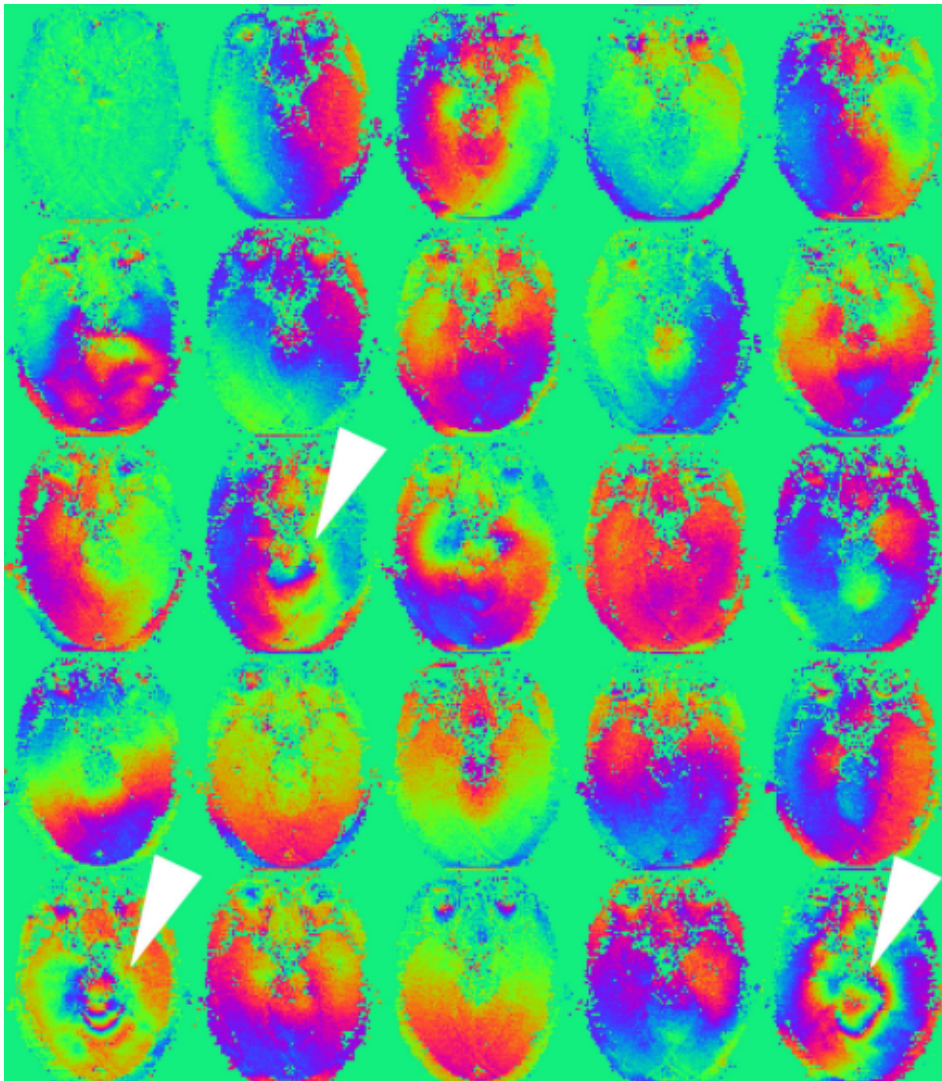


Abbildung 4.10: Phasenkarte eines Segmentes einer 4-Segment-Messung. b_0 - (oben links) mit 24 diffusionsgewichteten Bildern. Die Abbildung entstand in [49] und deutet mit den weißen Pfeilen auf hohe Phasensprünge hin.

die bewegungsbehafteten Phasenkarten der diffusionsgewichteten Segmentbilder angewandt, um anschliessend mit Hilfe einer iterativen linearen Inversion artefaktfreie Bilder berechnen zu können.

Abb. 4.10 (oben links) zeigt Phasenkarten von einem Segment, das aus einer Messung mit einem b_0 -Bild und diffusionsgewichteten Bildern in 24 Richtungen stammt. Die farbkodierten Phasen befinden sich im Intervall zwischen 0 und 2π . Die weißen Pfeile deuten auf Stellen im Phasenraum, in denen sich die Werte besonders stark ändern (d.h. auch mit hohen Raumfrequenzen) und dadurch zu den erheblichen Problemen führen. Um artefaktfreie Bilder erhalten zu können, müssen diese Variationen mit dem

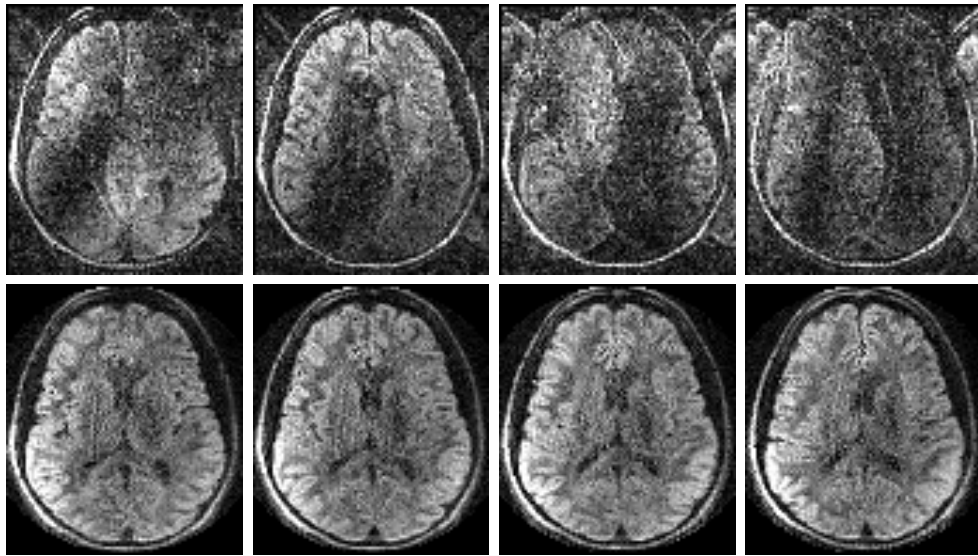


Abbildung 4.11: Zweifach segmentierte Probandenmessung in vier aufeinanderfolgenden Schichten; ohne (*oben*) und mit nichtlinearer Inversion (*unten*).

vorgestellten Algorithmus ausgeglichen werden. Der Beweis ist in Abb. 4.11 geliefert. Aus einem mit Phasenproblemen versehenen, zusammengesetztem k-Raum aus zwei Segmenten können Bilder berechnet werden, die weitestgehend frei von Artefakten sind. Diese Methode soll im nächsten Kapitel im Experiment angewandt und mit der üblichen GRAPPA-beschleunigten Sequenz verglichen werden.

5

Anwendung der turboSTEAM-Sequenz in der Herzbildgebung

Heutzutage gewinnt die MRT-Bildgebung nicht nur bei Kopfuntersuchungen an Bedeutung, sondern auch immer mehr bei Gelenk- und Organuntersuchungen. Je nachdem, welcher Teil des Körpers mittels MRT betrachtet werden soll, stellt man neue Bedingungen an eine möglichst perfekte Signaldetektion der spezifischen Spulen. Bei Organmessungen spielt im Bereich des Brustkorbs bzw. Abdomens die Bewegungsproblematik eine Rolle, die aufgrund der Atmung oder des pulsierenden Blutdrucks einsetzt. Dies muss entweder durch entsprechende Triggerung ausgeglichen werden, was jedoch die Aufnahmezeit erhöht, oder durch kurze Aufnahmeintervalle so angepasst werden, dass Echtzeitaufnahmen, d.h. Filmaufnahmen, ermöglicht werden.

In dieser Studie soll das Herz mit der entwickelten turboSTEAM-Sequenz untersucht werden. Basierend auf früheren Arbeiten [50, 51] besitzt die „Black Blood Imaging“-Methode erhebliche Bedeutung (Blut wird im MR-Bild schwarz - folglich nicht dargestellt). Aufgrund der STEAM-Eigenschaften wird implizit ein wichtiger Vorteil in der kardialen Untersuchung ausgenutzt. Die gemessenen MRT-Bilder besitzen keine Information über störende Blutsignale. Dies liegt daran, dass in einer STEAM-Sequenz

die Magnetisierung mit dem Schalten des zweiten 90° -Pulses gespeichert und erst wieder mit den Auslesepulsen α darauf zugegriffen wird. Die gespeicherte Magnetisierung der Spins, die sich im Blut befinden, verschwindet aufgrund des Blutflusses aus der Schichtebene. Neues, in die Herzebene hineinströmendes Blut hat die Vorpräparation über die HF-Pulse nicht erfahren und liefert somit kein Signal. Durch diesen Effekt ist es nicht nötig, das Blut vor der Aufnahme separiert zu sättigen, was ein großer Vorteil gegenüber den Standardherzsequenzen ist. Die üblichen Verfahren nutzen die „Double Inversion Recovery“-Technik [52, 53], wie sie in Abschnitt 2.7.3 bereits beschrieben worden ist. Durch einen nichtselektiven 180° -Puls wird die Magnetisierung antiparallel zum Magnetfeld ausgerichtet, um anschließend den Nulldurchgang der relaxierenden Magnetisierung abzuwarten. So kann das Signal des Blutes bei bekannter Relaxationszeit unterdrückt werden. Der Nachteil dieser Technik besteht in der langen Präparationszeit und der HF-Energie, was zu hohen SAR-Werten (Spezifische Absorptionsrate) führt, die in der STEAM-Sequenz nicht auftreten. Da bei Herzmessungen die Bildqualität stark von der Aufnahmedauer abhängt, trägt eine kürzere Messung zur größeren Robustheit bei Herzuntersuchungen bei. Ausserdem wird die Multi-Schicht-Aufnahme bei der „Double Inversion Recovery“-Technik durch die nicht schichtselektive Vorinversion begrenzt. Auch dies ist bei STEAM nicht der Fall.

Die Durchführung am Probanden geschieht mit Hilfe einer EKG-Synchronisation (*Elektrokardiogramm*). Man versucht dabei, den Herzmuskel in seiner Ruhephase aufzunehmen, die sich im enddiastolischen Bereich des Herzschlages befindet. Je nach Pulsschlagfrequenz muss die Messdauer kurz gehalten werden, um eine kontinuierliche und saubere Messung zu garantieren.

5.1 Spulenvergleich

Zur Verfügung stehen verschiedene Spulenelemente, die auf ihre Empfangseigenschaften - auch in Hinsicht auf Abstandskissen zwischen Körper und Spule - hin überprüft werden sollen. Die vorhandenen Spulen sind (vgl. mit Abb. 5.1):

- Eine kleine Flex-Spule bestehend aus 4 Empfangskanälen (a).
- Eine große Flex-Spule bestehend aus ebenfalls 4 Empfangskanälen (b).
- Eine Körper-Matrix-Spule bestehend aus 6 Empfangskanälen (c).
- Eine 16-Kanal-Brustspule, die zu vier Clustern zusammengestellt ist (d).

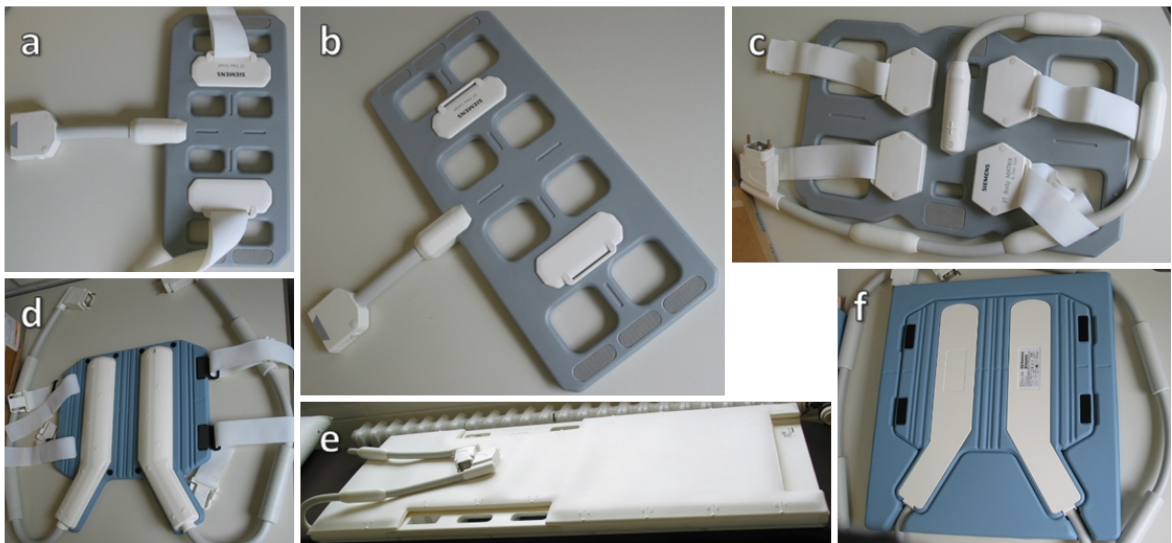


Abbildung 5.1: Sechs verschiedene Spulen stehen für die Herzmessung zur Verfügung: (a) kleine Flex-Spule, (b) große Flex-Spule, (c) Körper-Matrix-Spule, (d) Brustspule, (e) Wirbelsäulenspule und (f) Rückenspule.

- Acht Cluster bilden die Wirbelsäulenspule mit 24 Kanälen, die in eine eigene Patientenunterlage eingearbeitet sind (e).
- Eine kurze 16-Kanal-Rückenspule (f).

Insgesamt wurden sechs verschiedene Spulenkombinationen untersucht (Ergebnisse sind in Abb. 5.2 dargestellt):

1. Die Wirbelsäulen-Spule mit der Körper-Matrix-Spule.
2. Die Wirbelsäulen-Spule mit der 16-Kanal-Brustspule.
3. Die 16-Kanal-Rückenspule mit der Körper-Matrix-Spule.
4. Die 16-Kanal-Rückenspule mit der großen Flex-Spule.
5. Die 16-Kanal-Rückenspule mit der kleinen Flex-Spule.
6. Die 16-Kanal-Rückenspule mit der 16-Kanal-Brustspule.

Die Qualitätsunterschiede wurden anhand eines Kurz-Achsen-Blickes mit einer isotropen Auflösung von 1,5 mm bei 6 mm Schichtdicke untersucht. Durchgeführt wurden die Messungen an einer Versuchsperson, um die Eigenschaften der jeweiligen Spule mit

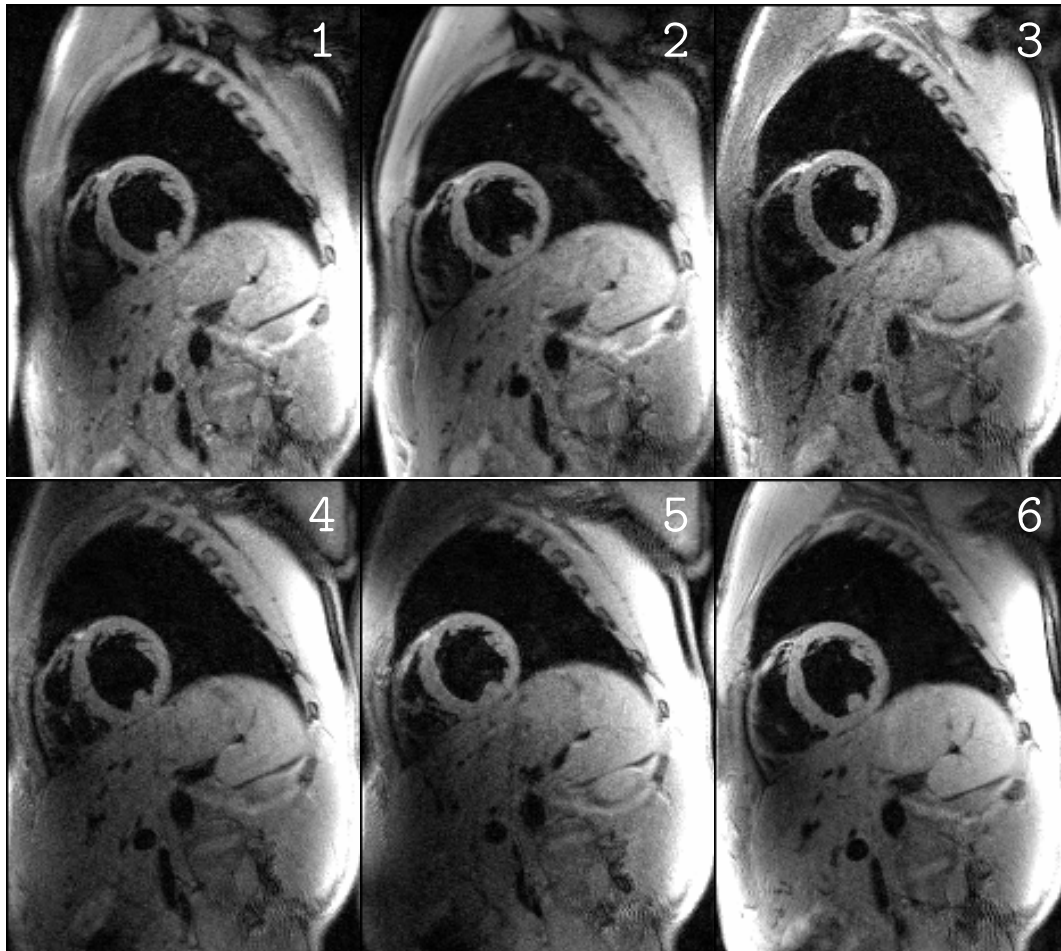


Abbildung 5.2: Zum Spulenvergleich dient als Referenzbild ein Kurz-Achsen-Blick, der mit GRAPPA und einer Segmentierung von sechs Unterteilungen augenommen worden ist: (1) Wirbelsäulen-Spule mit Körper-Matrix-Spule, (2) Wirbelsäulen-Spule mit 16-Kanal-Brustspule, (3) 16-Kanal-Rückenspule mit Körper-Matrix-Spule, (4) 16-Kanal-Rückenspule mit großer Flex-Spule, (5) 16-Kanal-Rückenspule mit kleiner Flex-Spule und (6) 16-Kanal-Rückenspule mit 16-Kanal-Brustspule.

demselben anatomischen Messobjekt (dem Herzen) zu vergleichen. Kombination 1 bildet das Standardsystem, das üblicherweise zu Herzaufnahmen zur Verfügung steht. Die Bildqualität dieses Systems, insgesamt 18 Empfangskanäle (12 unten, 6 oben), soll als Referenzmessung dienen, um die anderen Spulen bewerten zu können. Im Vergleich dazu steht die Kombination 2 (insg. 28 Kanäle), die die dünnwandige, rechte Herzkammer besser sichtbar macht. Insgesamt 22 Kanäle besitzt Kombination 3. Durch die höhere Anzahl von Spulenkanälen im Rückenbereich wird dieser stärker ausgeleuchtet. Allerdings leidet die Körper-Matrix-Spule durch ihre geringe Anzahl von sechs Spulenelementen im Vergleich zu der 16-Kanal-Rückenspule an einem scheinbaren Signalverlust.

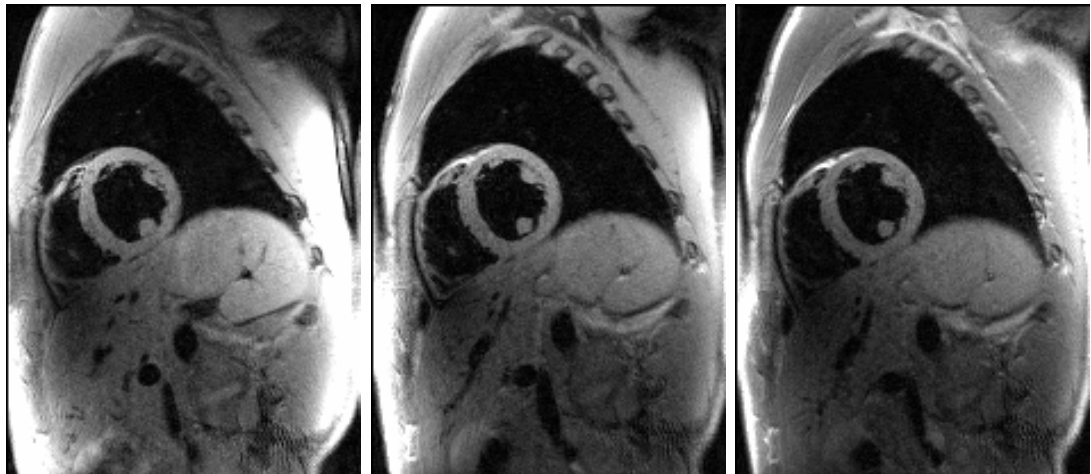


Abbildung 5.3: Abstandskissen an Brust und/oder Rücken werden zur Verminderung der Signalübersteuerung eingesetzt: (links) ohne, (Mitte) mit unterem und (rechts) mit oberem und unterem Abstandskissen.

Es muss daher versucht werden, das Signal im Brustbereich zu steigern. Daraus entstehen die Kombinationen 4 bis 6. Die Flexspulen bringen zwar ein wenig mehr Signal als die Körper-Matrix-Spule, sind aber der Brustspule mit ihrer 4-fachen Anzahl von Empfangskanälen weit unterlegen. Die letzte Kombination liefert das beste Resultat, da mit ihr eine homogene Ausleuchtung ermöglicht wird. Ein Beispiel dafür ist die sichtbare Darstellung der dünnen Herzwand der linken Kammer. Daher fällt die Wahl auf die Nutzung der beiden 16-Kanal-Systeme.

Als weiteren Punkt sollte der Gebrauch der empfohlenen Abstandskissen untersucht werden. Jene sollen eine Übersteuerung des Signals an der Körperoberfläche verhindern. Dabei werden Abstandskissen erst unter den Rückenbereich geschoben und anschließend auch noch unter die Brustspule gelegt. Abb. 5.3 zeigt die Signalabschwächung bei Benutzung von Abstandskissen, die leider nicht nur das Signal an den Körperoberflächen reduzieren, sondern auch am Herzmuskel selber. Die Qualitätsüberprüfung der Bilder fand am Monitor statt und ergab, dass bei Herzmessungen in dieser Arbeit Übersteuerungen in Randbereichen ignoriert und auf Abstandskissen verzichtet wird.

5.2 Zentrisch vs. Linear

Aufbauend auf Kap. 3.2.2 werden in diesem Abschnitt die Auswirkungen der Aufnahmeschemata „Zentrisch“ und „Linear“ bei der Anwendung auf Herzaufnahmen untersucht. Zum besseren Verständnis dient dabei ein Blick auf die EKG-Kurve eines Herzschlags-

periode in Abb. 5.4. Hier erkennt man zwischen den beiden Herzschlägen, die im Span-

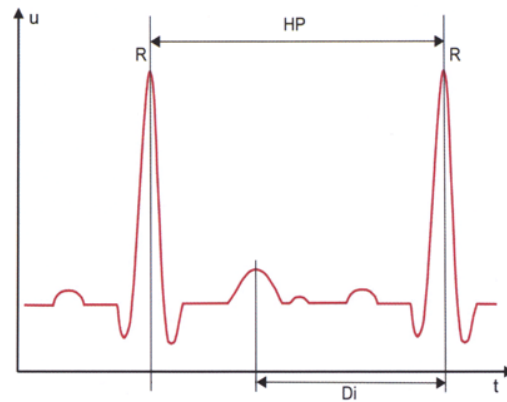


Abbildung 5.4: Ein Elektrokardiogramm zeichnet schwache Spannungspotentiale herznaher Nerven auf, die zu Herzkontraktionen, dem Herzschlag, führen. Aufgetragen wird die Spannung gegenüber dem zeitlichen Verlauf. Die Herzperiode HP ist die Dauer zwischen zwei R-Zacken und DI das diastolische Intervall.

nungsbild R-Zacken bilden, in der Herzperiode (HP) kleinere durch Spannungspotentiale hervorgerufene Kontraktionen des Herzens. Den Bereich, der mit DI gekennzeichnet ist, nennt man das diastolische Intervall, das dadurch ausgezeichnet ist, dass sich das Herz in einer Ruhephase befindet. In diesem Zeitabschnitt muss die Datenakquisition stattfinden, da ansonsten Bewegungsartefakte im Bild sichtbar werden.

Für die Applikation der turboSTEAM-Sequenz wird ein EKG-Trigger verwendet und so eingestellt, dass die Messung im DI -Intervall startet. Da durch eventuelle Schwankungen in der Herzfrequenz die enddiastolische Phase gegebenenfalls auch später einsetzen kann, ist es ratsam die Akquisition mit einem linearen Aufnahmeschema durchzuführen. Denn anfängliche Bewegungen werden somit in den hohen Raumfrequenzen kodiert und fallen nicht so stark ins Gewicht, als würden sie Informationen für das k -Raum-Zentrum liefern (vgl. Abb. 5.5). Die Aufnahme des linearen Schemas weist eine schärfere Darstellung des Herzmuskels auf und der gewebefreie Lungenbereich besitzt weniger Bildartefakte in Form von Rauschen. Bei genauerem Hinsehen ist die kreisrunde Herzwand der rechten Herzkammer bei dem linearen Aufnahmeschema sauberer abgegrenzt und weist keinen „ghosting artefact“ auf.

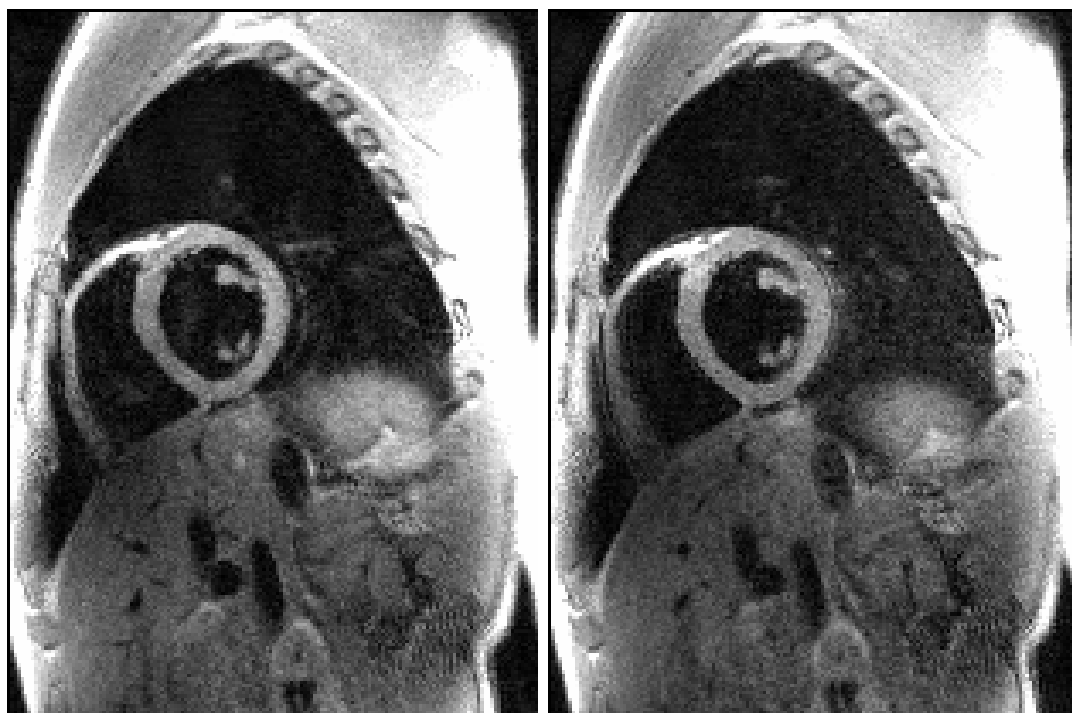


Abbildung 5.5: Die (*linke*) Aufnahme ist mit einem linearen, das (*rechte*) Bild mit einem zentrischen Aufnahmeschema kodiert worden.

5.3 Segmentierung

Die im letzten Kapitel vorgestellte Segmentierung des k-Raums zur Erhöhung des Signals, bietet bei der Herzmessung zusätzlich den Vorteil, pro Anregung eine kürzere Messzeit erreichen zu können. Jedes weitere Segment verringert die Applikationszeit. Allerdings ist die Anzahl der Segmente begrenzt, da die Messungen mit Atemkommandos durchgeführt werden. Die Probanden müssen bei ausgeatmetem Zustand die Luft anhalten. Im Rahmen dieser Arbeit wurden gesunde Probanden untersucht, die ohne Mühe in der Lage waren, bis zu 20 Sekunden die Atmung auszusetzen (s. [54]). Klinisch ist dies, speziell bei Patienten mit Herzproblemen, nicht vertretbar, d.h. die Applikationszeit muss weiter reduziert werden. Ein weiterer Punkt, der nicht vernachlässigt werden darf, ist die Tatsache, dass nach Anregung eines Segmentes einer Schicht abgewartet werden muss, bis die Magnetisierung wieder vollständig relaxiert ist, da sonst Intensitätssprünge im k-Raum auftreten, die, wie einleitend beschrieben, zu Bildartefakten führen. Daher ist es nicht möglich, eine Schicht mit mehreren Segmenten hintereinander aufzunehmen. Jedoch können problemlos die Herzperioden, die zur Relaxation der Magnetisierung benötigt werden, für Multi-Schicht-Aufnahmen genutzt werden, oh-

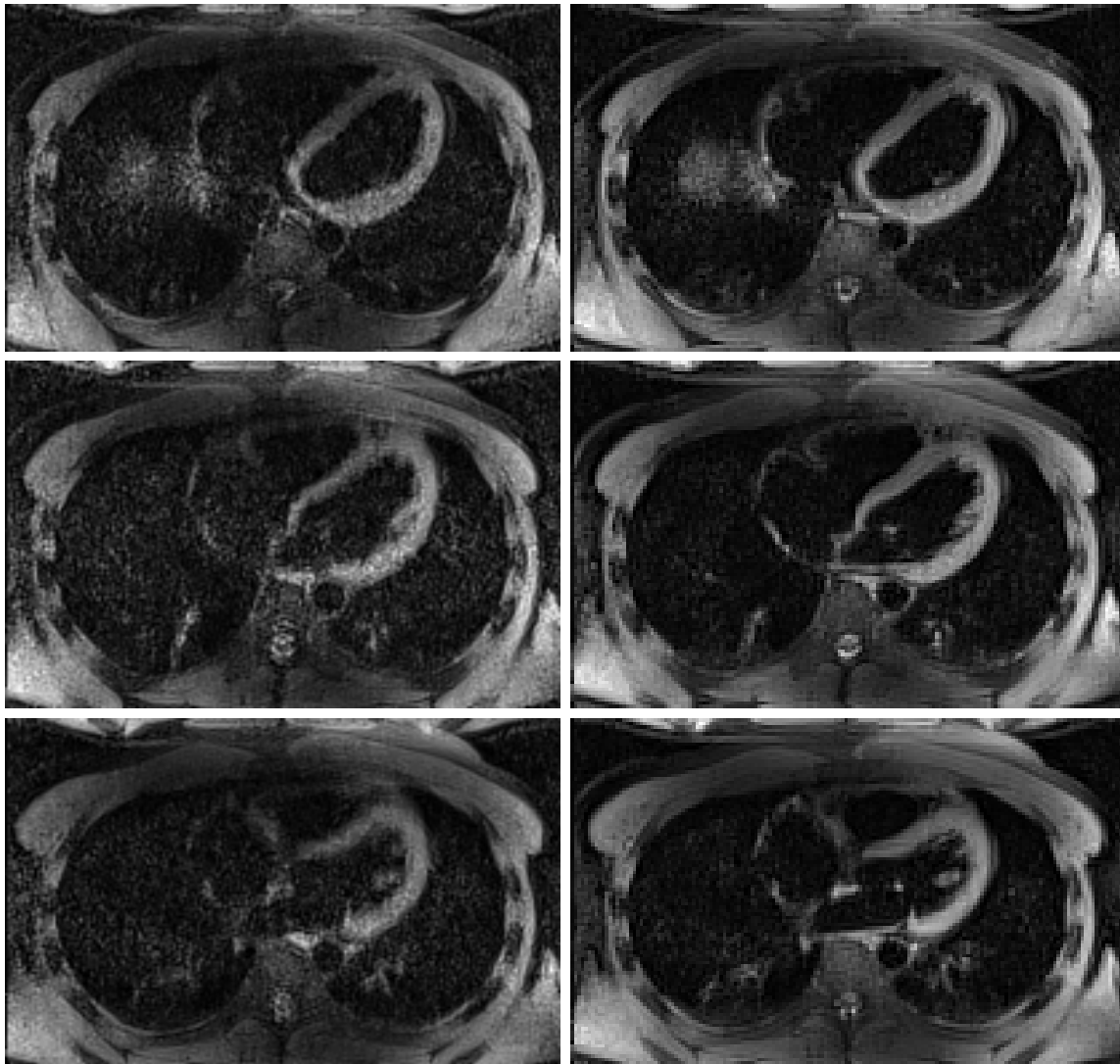


Abbildung 5.6: *Transversale 3-Schicht-Aufnahmen des Herzmuskels für 1,5 mm (links) und 2,0 mm (rechts). Pro Schicht findet nur eine Anregung statt. Jede Messung wurde mit nur einem Atemkommando durchgeführt.*

ne zusätzlich Zeit zu investieren. Das Ziel soll sein, eine Auflösung von 1,5 mm in der Ebene bei 6 mm Schichtdicke aufzunehmen.

Dazu werden in Abb. 5.6 jeweils drei transversale Schichten einer Messung mit Atemstopp von verschiedenen Auflösungen untersucht. Es handelt sich hierbei um Einzelschuss-Aufnahmen mit einer Auflösung von 1,5 bzw. 2 mm. Die Bilder stellen in der Mitte der Aufnahme die zwei Herzkammern dar, die vom Brustkorb mit den sichtbaren Rippenbögen umschlossen sind. Vom Herzen aus zur darunter liegenden Wirbelsäule erkennt man dazwischenliegend die Aorta, die zum Herz hin führt. Man kann auf den ersten Blick erkennen, dass eine 1,5 mm Auflösung zu sehr verrauscht ist und

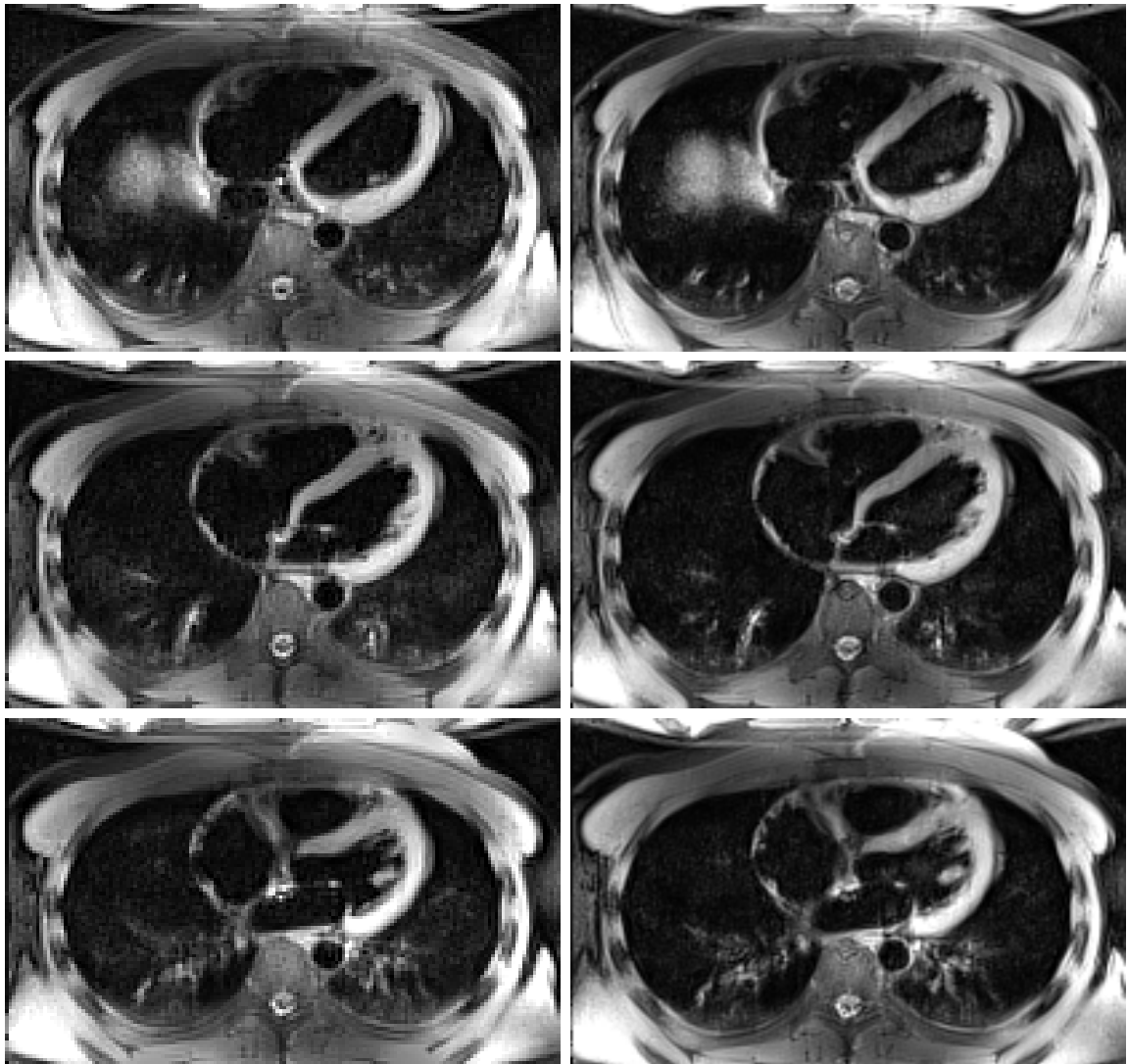


Abbildung 5.7: *Transversale 3-Schicht-Aufnahmen des Herzmuskels bei 1,5 mm Auflösung mit dreifacher Anregung (links) und sechs Segmenten (rechts). Jede Messung wurde mit nur einem Atemkommando durchgeführt.*

für diagnostische Befunde nicht verwendbar ist. Selbst bei 2 mm ist nur der Herzmuskel der linken Kammer gut und kräftig dargestellt, dagegen reicht das Signal auch hier nicht aus, die Wand der rechten Herzkammer vollständig wiederzugeben. Daraus wird ersichtlich, dass eine Messung mit nur einem Segment nicht ausreicht.

In Abb. 5.7 wurde die Anzahl von Segmenten erhöht. Bei der Variante mit drei Segmenten ist im Vergleich zu den Einzelschuss-Messungen ein enormer Signalgewinn auszumachen. Die Herzwände sind viel kräftiger und sauberer dargestellt. Jedoch kann man auch hier bei einer Auflösung von 1,5 mm in der Ebene ausreichend gute Qualität nur bei der Sechs-Segment-Methode feststellen.

5.4 Parallele Bildgebung

Die parallele Bildrekonstruktion ist natürlich ebenfalls auf die Herzmessung anwendbar. Jedoch werden hier im Gegensatz zu den Diffusionsmessungen die benötigten Referenzlinien zur Bestimmung der Spulenprofile als interner Block behandelt. Das bedeutet, dass die zu messenden Referenzlinien für jedes Bild erneut aufgenommen werden müssen. Dies geschieht bei einem nicht-segmentierten k-Raum mit derselben Anregung, mit der auch die notwendigen Linien für die Bildberechnung aufgenommen werden. Die Referenzlinien werden gleichzeitig zur Spulenprofilbestimmung und zur Bildberechnung verwendet. Für eine vernünftige Bestimmung der Spulenprofile werden 24 Referenzlinien benötigt.

In Abb. 5.8 werden zwei 3-Schicht-Einzelschuss-Messungen mit unterschiedlicher Auflösung (2 mm und 1,5 mm) gezeigt, die mit GRAPPA und einem Beschleunigungsfaktor von zwei akquiriert worden sind. Im Vergleich zu Abb. 5.6, in der ohne GRAPPA gearbeitet wurde, ist hier zumindest eine Verbesserung bei der 2 mm Aufnahme zu sehen. Die Messung mit 1,5 mm Auflösung erfordert jedoch einen zu langen Echo-Zug (Anzahl der Auslesepulse), wodurch die Dauer der Aufnahme den zeitlichen Rahmen eines Herzintervalls überstreicht. Das gewonnene Signal reicht nicht aus, um diagnostische Aussagen über den Zustand des Herzmuskels zu machen. Die Messzeit beträgt bei der 2 mm Auflösung 332 ms und bei 1,5 mm 574 ms. Dies ist selbst bei gesunden Probanden mit nur einem Herzschlag pro Sekunde nicht ausreichend für eine Aufnahme in der enddiastolischen Ruhephase des Herzens. Die Qualität der Bilder muss also durch kürzere Aufnahmezeiten verbessert werden.

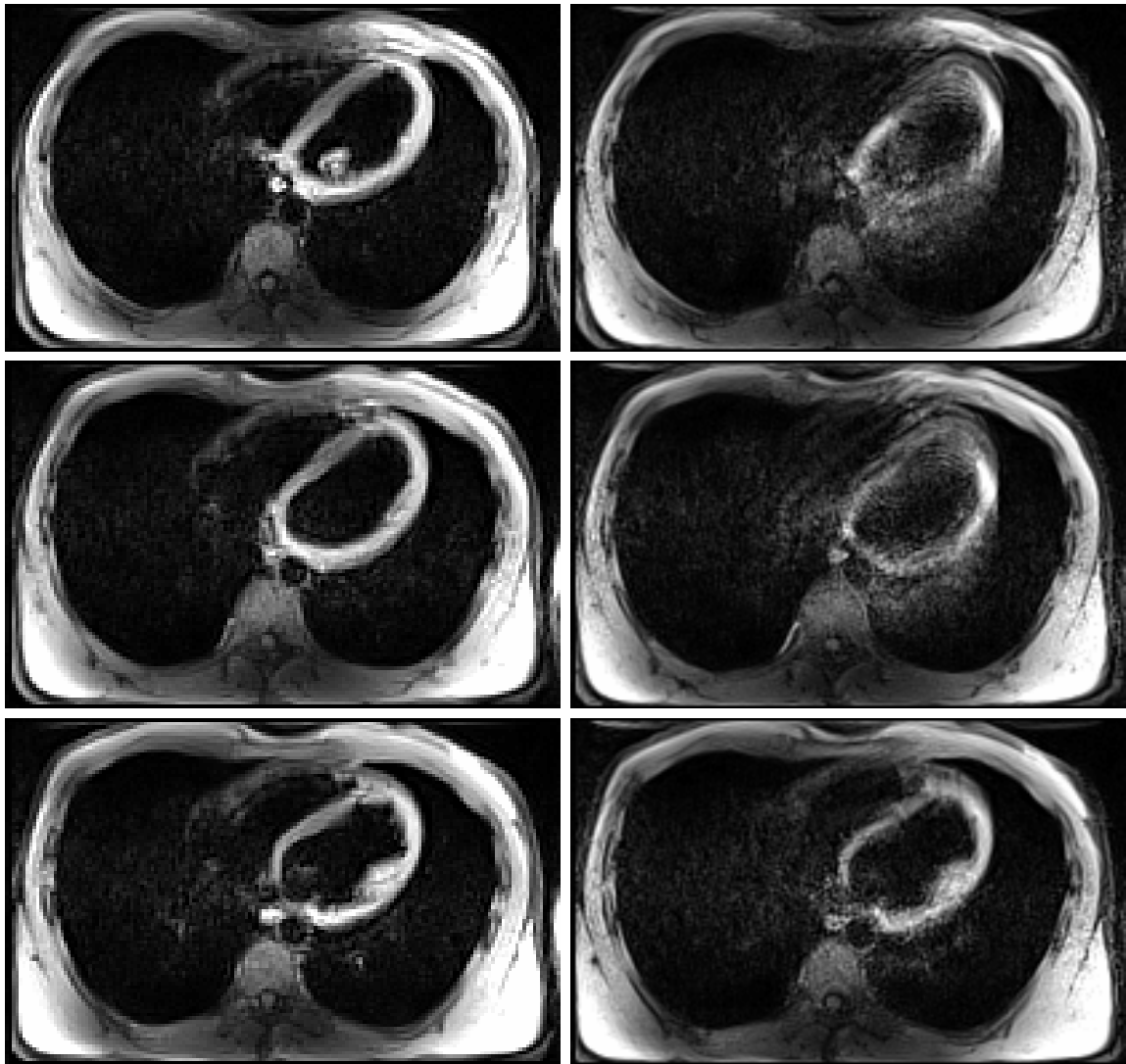


Abbildung 5.8: Die (linke) Seite zeigt Bilder einer 3-Schicht-Einzelschuss-Messung mit einer 2 mm Auflösung, die mit Hilfe des GRAPPA-Algorithmus berechnet worden sind. Auf der (rechten) Seite die gleiche Aufnahme mit 1,5 mm.

5.5 Kombination von Segmentierung und GRAPPA

In diesem Unterabschnitt werden beide vorgestellten Methoden zusammen vereint. Der unterabgetastete k-Raum wird zusammen mit den intern aufgenommenen Referenzlinien auf mehrere Anregungen (Segmente) verteilt. Durch die Unterteilung reduziert sich die Messzeit bei einer 2 mm Auflösung mit drei Segmenten von 332 auf 133 ms. Bei einer Auflösung von 1,5 mm erhält man mit Hilfe von sechs Segmenten einen Rückgang von 574 ms auf nur noch 128 ms. Die Ergebnisse sind in Abb. 5.9 dargestellt.

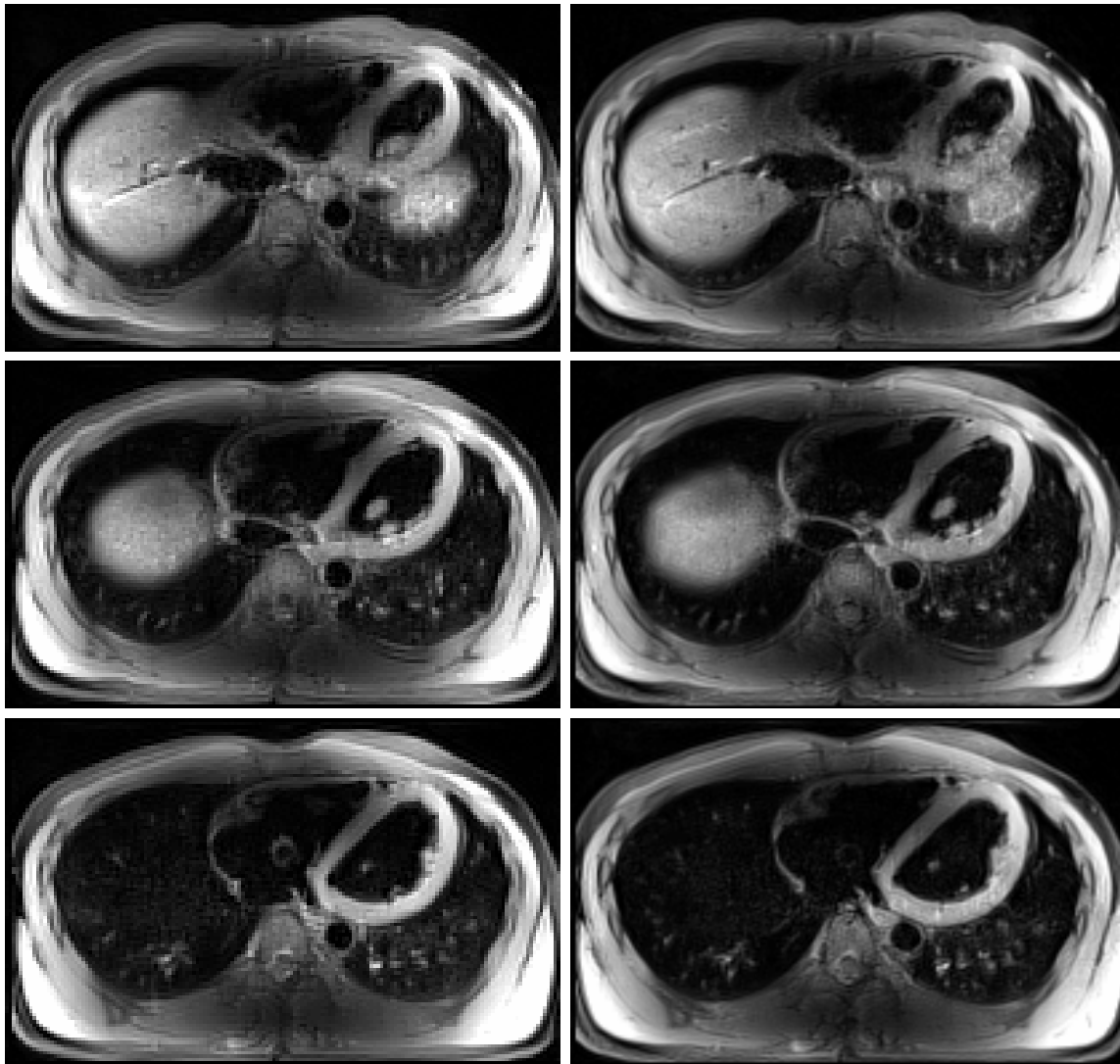


Abbildung 5.9: (links) Eine 2 mm Messung mit drei Segmenten und (rechts) eine 1,5 mm Messung mit 6 Segmenten. Beide sind segmentiert, mit einem Partial Fourier Faktor von $6/8$ und mit paralleler Bildberechnung (Beschleunigungsfaktor 2) aufgenommen worden.

Bei Probanden oder Patienten, die einen schnellen Herzschlag haben, sollte die Messzeit weiter verringert werden, um weiterhin die Ruhephase des Herzens zur Messung auszunutzen. Dies lässt sich bewerkstelligen durch Erhöhung der Bandbreite von 150, über 250, bis auf 500 Hz/Pixel. Die Resultate sind in Abb. 5.10 gezeigt. Durch die erhöhte Bandbreite bildet sich ein leichtes Rauschen im Lungenvolumen. Allerdings reduziert sich die Messzeit damit auch auf 78 ms. Diese Akquisitionszeit ist robust gegen hohe Herzfrequenzen.

Durch die Verwendung von segmentierten Mehrfachanregungen im k-Raum in Kombination mit der GRAPPA-Technik ist es möglich, eine extrem gute Auflösung von

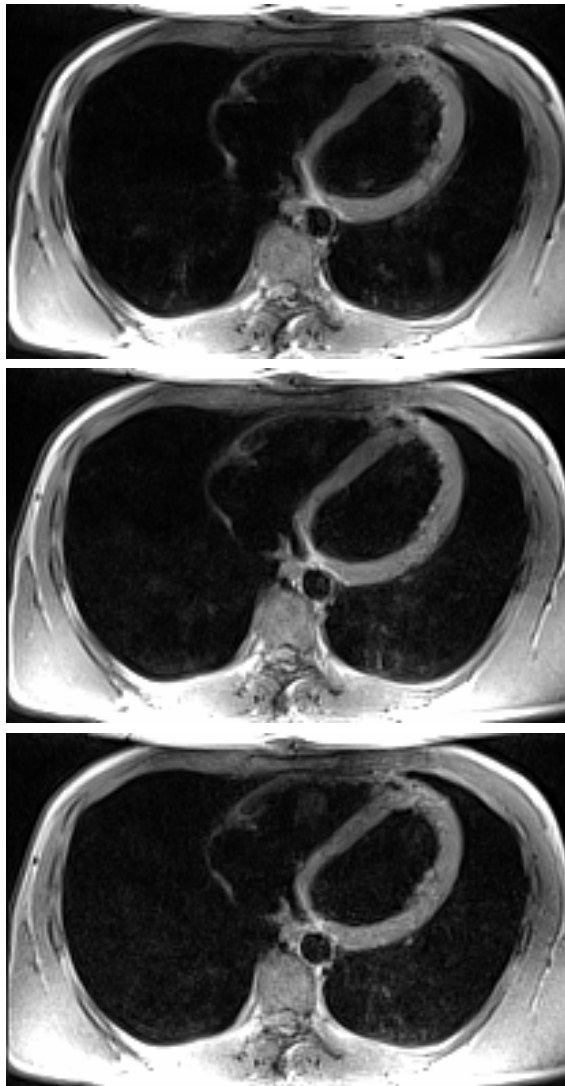


Abbildung 5.10: Darstellung des Herzens mit wachsender Bandbreite zur Reduzierung der Messzeit: (oben) 150 Hz/Pixel, (Mitte) 250 Hz/Pixel und (unten) 500 Hz/Pixel bei einer 1,5 mm Auflösung mit sechs Segmenten.

1 mm in der Ebene zu erzielen. Dazu muss jedoch eine Unterteilung von neun Segmenten stattfinden, was zu langen Atempausen führt. Daher sind solche Ergebnisse, wie sie in Abb. 5.11 gezeigt werden, nur bei Patienten möglich, die keine Probleme haben, beinahe 20 Sekunden die Luft anzuhalten. Wenn allerdings diese Messung durchführbar ist, erhält man Bilder, bei denen sich kleinste Strukturen des Herzmuskels darstellen lassen. So können sogar kleine Veränderungen am Herzen zu medizinischen Zwecken Informationen liefern.

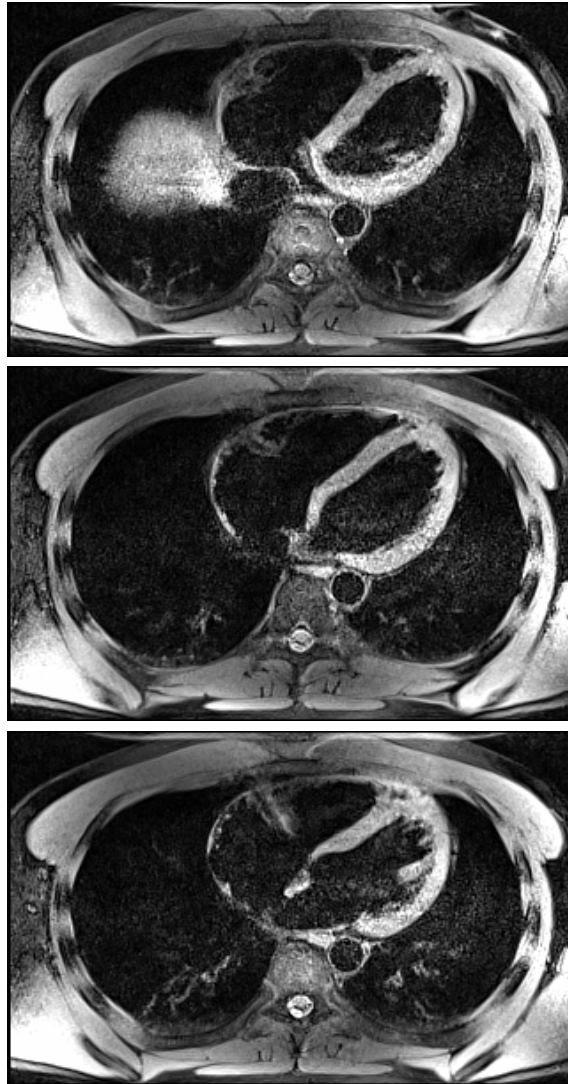


Abbildung 5.11: Drei Schichten einer Neun-Schuss-Aufnahme bei $1,0 \times 1,0 \times 6,0 \text{ mm}^3$. Eine 1 mm Auflösung kann nur erreicht werden bei Verwendung von neun Segmenten, da ansonsten das Signal bei der hohen Matrixgröße zu niedrig ist.

5.6 Aufnahme verschiedener Blickwinkel des Herzens

Nach der Optimierung der Sequenzparameter wurden die Einstellungen für eine Darstellung des Herzens entlang seiner anatomischen Achsen untersucht. Soll die linke Herzkammer mit dem zugehörigen linken Vorhof dargestellt werden, wählt man den 2-Kammer-Blick. Dieser kann dargestellt werden, wenn die Schichtebenen parallel versetzt zum Septum (Herzwand) im linken Vorhof auf den transversalen Bildern gesetzt werden (s. Abb. 5.12). Durch optimale Schicht- und Triggereinstellung ist es möglich, die

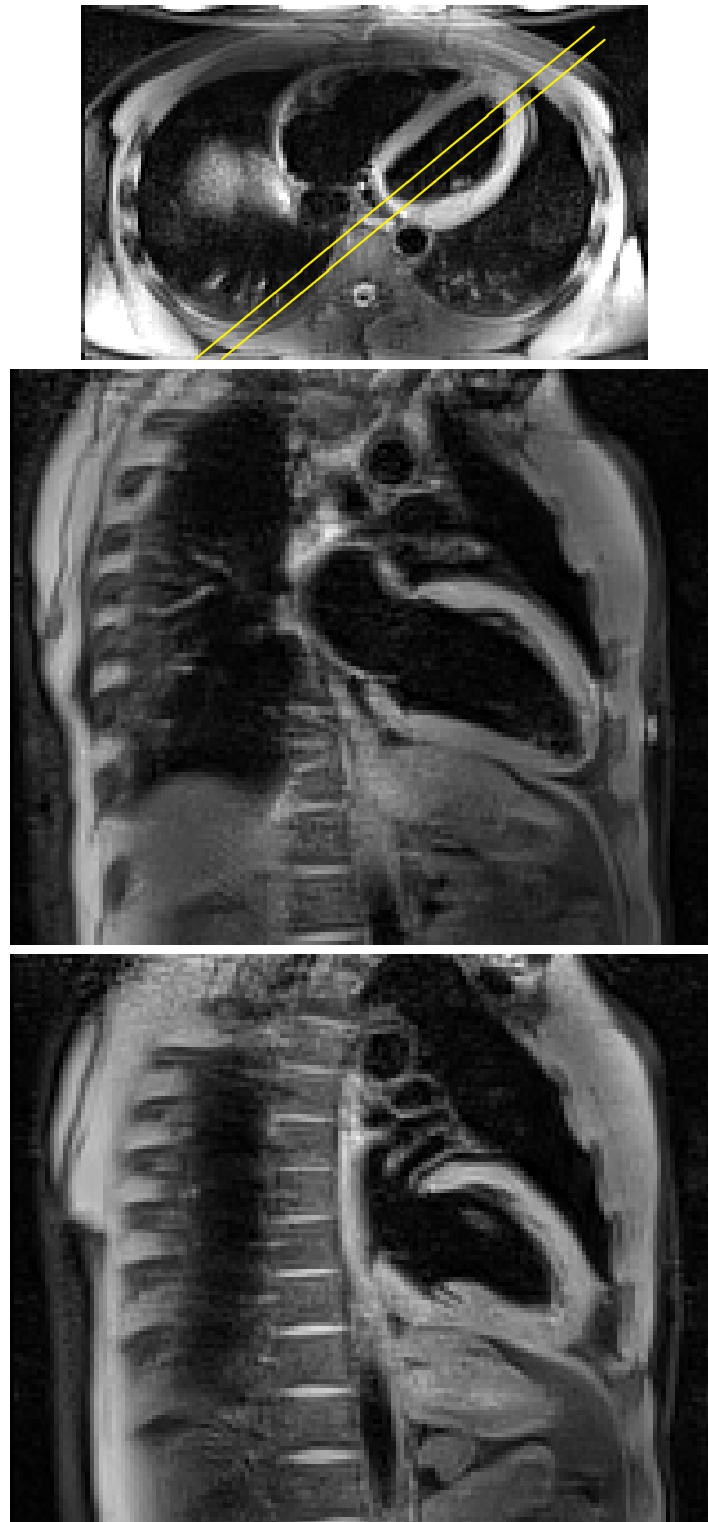


Abbildung 5.12: Aus dem oberen transversalen Bild erhält man durch Ausrichten der Schichten parallel zum Septum den 2-Kammer-Blick.

Mitralklappen in ihrer Ruhephase des geöffneten Zustandes abzubilden. Eine erweiterte Ansicht auf die Mitralklappen beider Herzhälften erhält man beim 4-Kammer-Blick, der beide Vorhöfe und beide Herzkammern zeigt. Hierbei benutzt man den 2-Kammer-Blick und legt die Schichtebenen so, dass sie zentral durch die Verbindung zwischen Vorhof und Kammer bis zum Apex (Herzspitze) laufen (s. Abb. 5.13). Auch hier ist gut zu erkennen, dass die Herzwand der linken Kammer viel stärker ist als die rechte. Das liegt daran, dass die linke Herzkammer die Aorta mit Blut beliefert, die sich im ganzen Körper ausbreitet und ihn mit Blut versorgen muss. Daher ist hier ein höherer Druck nötig, der mit einem entsprechend dickerem Herzmuskel angetrieben wird. Typischerweise liegen die Werte bei 8-11 mm für die linke Herzwand und bei der rechten bei 2-4 mm. Am wertvollsten für klinische Diagnosen sind die Kurz-Achsen-Blicke. Aus ihnen kann das Volumen des Herzens bestimmt werden. Die Kurz-Achsen bilden die senkrechten Schichten zum Septum (s. Abb. 5.14). Die Nebeneffekte der Nichtdarstellung des Blutes bringt sehr schön die Muskelpartien innerhalb des Herzens hervor. Ebenfalls gut zu erkennen sind Nieren- und Leberbereiche, die sich unterhalb des Herzens befinden.

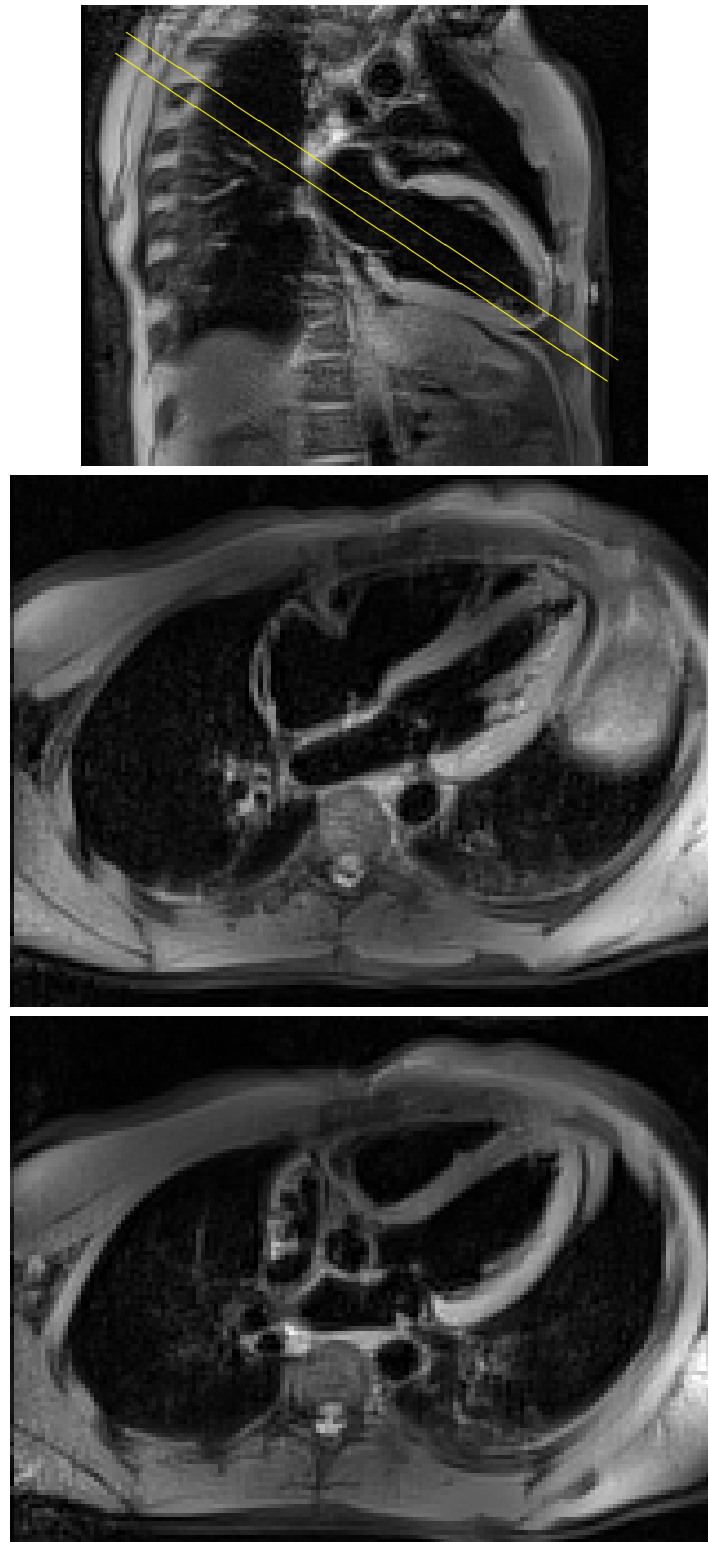


Abbildung 5.13: Aus dem oberen 2-Kammer-Blick erhält man durch Ausrichten der Schichten von der Kammermitte bis in den Apex den 4-Kammer-Blick.

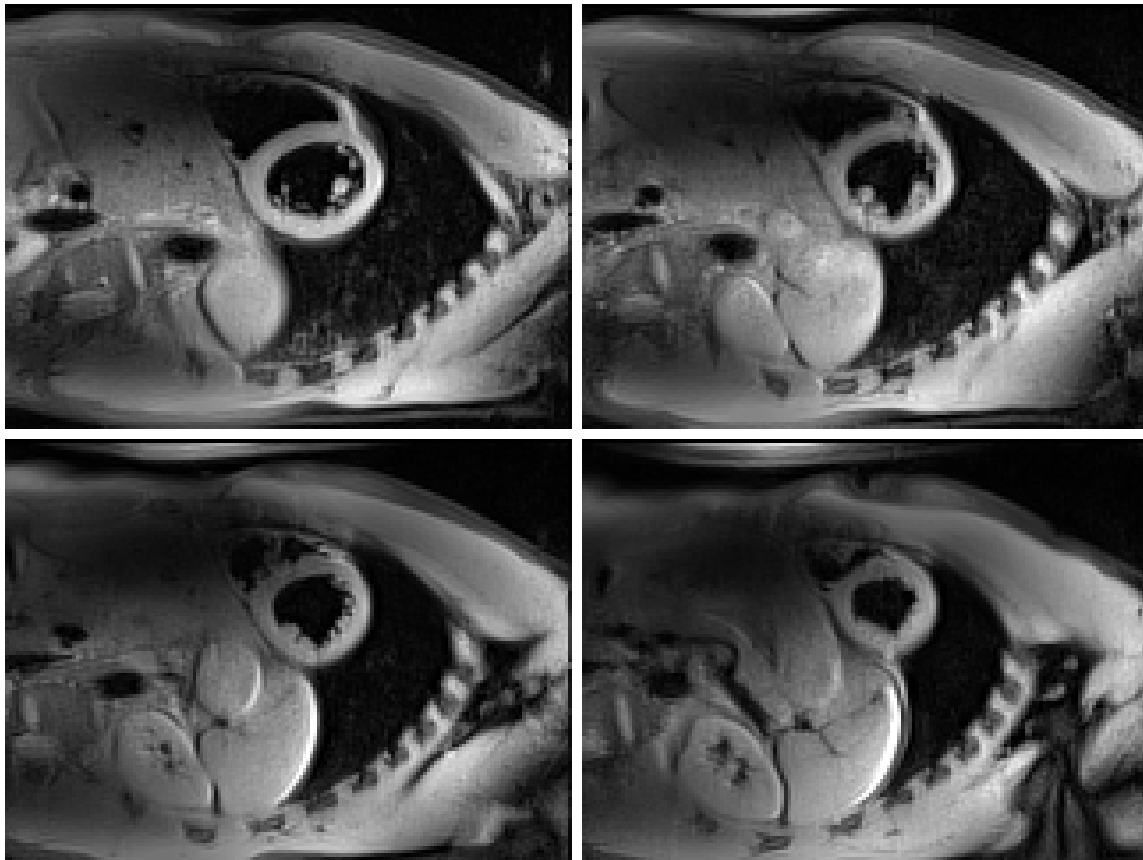
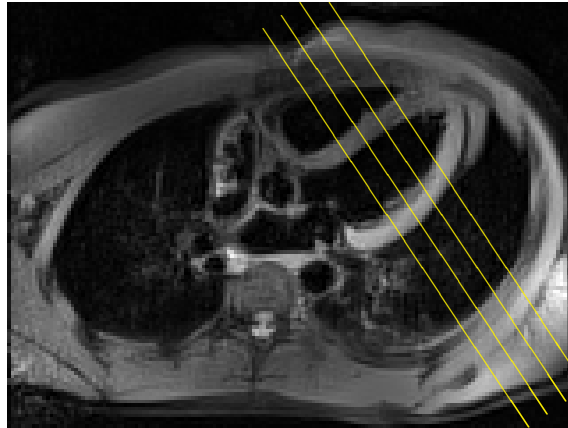


Abbildung 5.14: Aus dem oberen 4-Kammer-Blick erhält man durch Ausrichten der Schichten senkrecht zum Septum den Kurz-Achsen-Blick.

6

Anwendung der diffusionsgewichteten turboSTEAM-Sequenz

Wie einleitend beschrieben, kann die turboSTEAM-Sequenz neben den anatomischen Untersuchungen durch eine Spin-Echo-Präparation diffusionsgewichtete Informationen liefern. Sequenzen, die auf den suszeptibilitätsempfindlichen Gradienten- oder hochenergetischen Spinechos beruhen, sind in folgenden Arbeiten vorgestellt [55–62]. Zur Beurteilung der Resultate werden die diffusionsgewichteten Aufnahmen mittels Traktografie ausgewertet und anhand der entstehenden Faserbündel quantifiziert.

6.1 Faserbündeldarstellung mittels diffusionsgewichteter MR-Aufnahmen

6.1.1 Das Corpus Callosum

Das Corpus Callosum (*lat.: corpus „Körper“, callus „Schwiele“*) oder der Balken ist eine große, quer verlaufende Verbindung (Kommissur) zwischen den beiden Hemisphären des

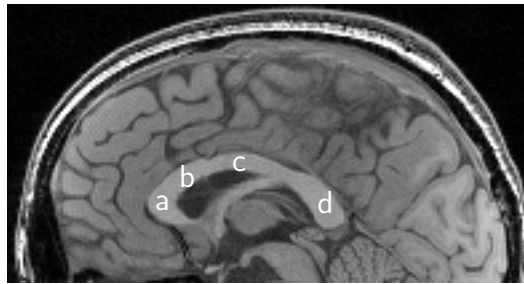


Abbildung 6.1: Das Corpus Callosum wird unterteilt in (a) Rostrum, (b) Genu, (c) Truncus und (d) Splenium.

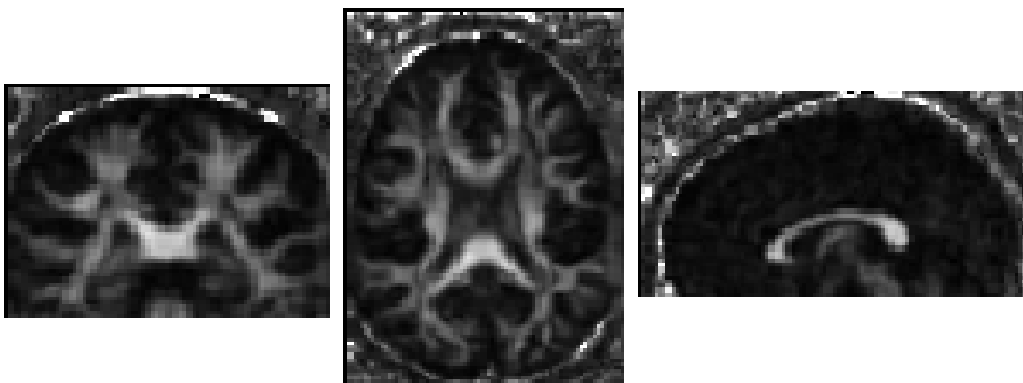


Abbildung 6.2: Typische FA-Karten-Darstellung in koronaler, transversaler und sagittaler Ansicht.

Großhirns. Es gehört zur weißen Substanz und besteht beim Menschen aus rund 250 Millionen Nervenfasern. Am Corpus Callosum unterscheidet man den vorderen Abschnitt (Rostrum), das Balkenknie (Genu), den mittleren Balkenstamm (Truncus) und den hinteren, dickeren Abschnitt, die Balkenwulst (Splenium) (vgl. Abb. 6.1). Der Balken bildet mit seinem Fasersystem das Dach der Seitenventrikel. Die Aufgabe des Corpus Callosum besteht darin, Informationen von der einen Hemisphäre des Gehirns in die andere zu übermitteln. Da beide Hirnhälften zum Teil verschiedene Funktionen ausüben, werden durch den Informationsaustausch die Funktionen koordiniert. Die Nervenbahnen, die von der einen Hemisphäre in die andere durch das Corpus Callosum führen, können aufgrund seiner klaren Struktur in sagittaler Schichtführung mit Hilfe der diffusionsgewichteten MR-Sequenz dargestellt werden. In den graustufenkodierte FA-Karten ist das Corpus Callosum deutlich als heller Balken zu erkennen, wobei das umliegende Gewebe dunkel erscheint. Sie geben, wie schon in den einleitenden Kapiteln beschrieben, die höchstmögliche Richtungsabhängigkeit in dem jeweiligen Voxel an (s. Abb. 6.2). Die Diffusionsrichtungszuweisung steckt in den farbkodierten MDD-Karten.

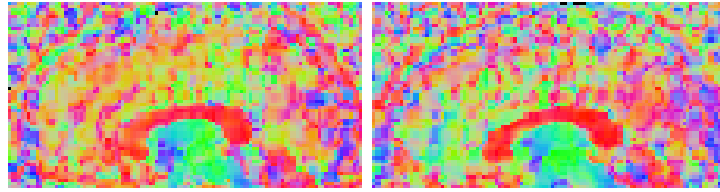


Abbildung 6.3: Farbkodierte MDD-Karten: (links) GRAPPA mit einem Beschleunigungsfaktor von 2, (rechts) GRAPPA2 mit Partial Fourier 6/8.

Im Folgenden wird die Verbesserung der diffusionsgewichteten turboSTEAM-Sequenz anhand des Corpus Callosum einer Versuchsperson dargestellt. Die farbkodierten MDD-Karten in Abb. 6.3 illustrieren die FA-Werte kombiniert mit der Hauptdiffusionsrichtung des jeweiligen Pixels. Die Kodierung ist folgendermaßen definiert:

Farbkodierung	Bedeutung
Blau	superior-inferior (oben-unten)
Grün	anterior-posterior (vorne-hinten)
Rot	links-rechts

Die Startregion (ROI, *engl.: region of interest*) für die Faserverfolgung ist das gesamte Corpus Callosum in der mittsagittalen Ebene, wobei auf den MDD-Karten das Corpus Callosum als eindeutig zu definierende rote Struktur zu erkennen sein sollte. Bei der Messung mit den wenigsten Phasenkodierschritten pro Bild, also mit höheren Kippwinkeln und dem verbesserten SNR, ist das Corpus Callosum am stärksten ausgeprägt, d.h. es ist gut von den umliegenden Voxeln separiert dargestellt. Im Falle der größeren Anzahl von k-Raum-Linien (Full Fourier Modus) wird zu viel Rauschen in den Daten aufgenommen und sorgt für Fehldarstellungen in den MDD-Karten.

Die Faserverfolgung wurde mit einem in dieser Arbeitsgruppe von Matthias Küntzel angefertigten Programm (DeffCoN, *effective Diffusion Coefficient Navigator*) ausgewertet. DeffCoN nutzt für die Auswertung der Daten den FACT-Algorithmus (*Fiber Assignment by Continuous Tracking*), der der Hauptdiffusionsrichtung in einer angepassten, adaptiven Schrittweite so lange folgt, bis der Pfad auf eine Voxelwand stößt. Abb. 6.4 zeigt die Ergebnisse und belegt die Vermutung, die aus den farbkodierten MDD-Karten stammt, dass die Messung mit den wenigsten Phasenkodierschritten das beste Resultat liefert. Man bezieht sich bei dieser Aussage auf erstens die homogene, rote Darstellung hoher FA-Werte des Corpus Callosum und zweitens auf die geringen rechts-links-Verbindungen außerhalb des Corpus Callosum. Aus zahlreichen anatomischen Untersuchungen ist bekannt, dass das Corpus Callosum der größte Fasertrakt

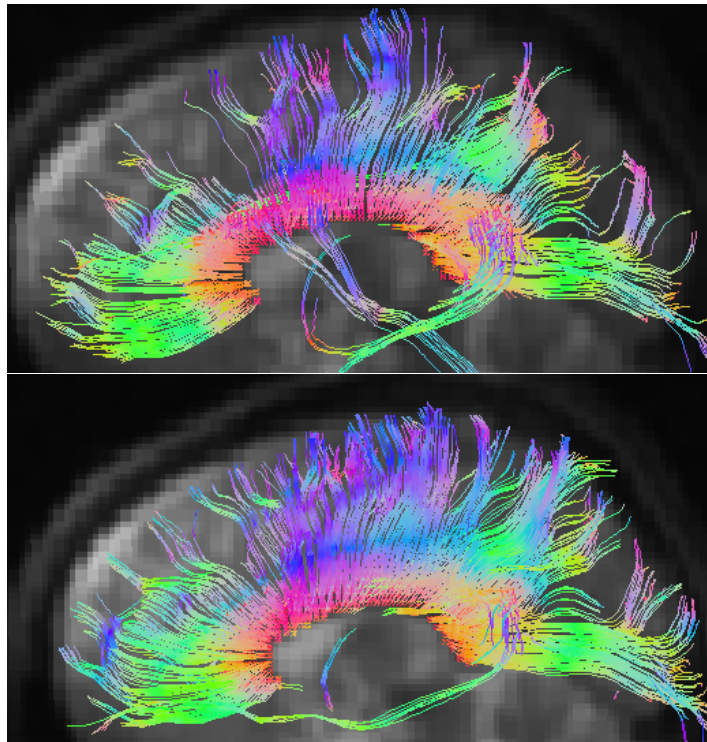


Abbildung 6.4: Farbkodierte Faserbahnen des Corpus Callosums: (oben) GRAPPA mit Beschleunigungsfaktor von 2, (unten) GRAPPA2 plus PF 6/8. Es gilt die Konvention rot = links-rechts, blau = oben-unten und grün = vorne-hinten.

im menschlichen Gehirn ist, der hauptsächlich homotope aber auch heterotope Areale miteinander verbindet. Folglich ist klar, dass ein frühes „Abknicken“ oder „Abbrechen“ in der Faserdarstellung nicht der bekannten Anatomie entspricht und nur ein messtechnischer Fehler sein kann. Die Messung mit GRAPPA2 und PF 6/8 zeigt lange Faserverfolgungen bis hoch in die Kortexareale.

6.1.2 Cingulum

Das Cingulum ist ein komplexes Faserbündel oberhalb des Corpus Callosum und ist ein Bestandteil des limbischen Systems. Es gibt einige Hinweise, dass das Cingulum eine wichtige Rolle in der Regulierung emotionaler Prozesse spielt [63, 64]. Bei geistig verwirrten und schizophrenen Personen wird ein Rückgang des Cingulumfaserbündels festgestellt. Daher wird es hilfreich sein, basierend auf früheren Arbeiten [65–68], mit Hilfe der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Diffusionssequenz eine detailliertere Darstellung des Cingulums zu präsentieren.

Aufgrund der guten Erfolge bei der Darstellung des Corpus Callosum, wurde die

Auflösung auf 1,8 mm weiter verbessert. Diese Auflösung begünstigt die Auftrennung des Cingulums in lange Assoziations-, Kommissuren- und diverse U-Fasern. Durch die Auswertungen der FA-Karten sollen insbesondere zwei Faserbündel vom Cingulum identifiziert werden: die laterale longitudinale Striae und die U-Fasern. Die laterale longitudinale Striae ist eines der längsten Faserbündel, das von dem Frontallappen über den Gyrus parahippocampalis bis in die beiden Hemisphären reicht. Die viel kürzeren U-Fasern befinden sich entlang der bilateralen Ausdehnung des Cingulums. Abb. 6.5 zeigt FA-Karten einer Schicht, in der Strukturen sowohl des Cingulumbündels als auch die der Balkenfasern sichtbar sind. Der Unterschied in den Einzelaufnahmen liegt in der Anzahl der Mittelungen (1, 3, 5). Wie schon erwähnt, wird durch diesen Prozess das SNR verbessert und die Kontraste in den FA-Karten erhöht. Während die FA-Karte der Messung mit nur einer Mittelung keine eindeutige Separation des Cingulumbündels von der benachbarten weißen Substanz zeigt, kann man bei drei und fünf Mittelungen die Strukturen unterscheiden (s. Pfeile). Das SNR wird zwar bei fünf Mittelungen am größten, jedoch können schon gute Ergebnisse mit drei Mittelungen erzielt werden, da die FA-Karten ausreichend Kontrast liefern. Daher wurden die anschließenden Experimente der Traktografie des Cingulums mit drei Mittelungen durchgeführt. Die Messzeit beträgt für die folgenden Parametereinstellungen 15 min:

rechteckiges FOV:	$191 \times 151 \text{ mm}^2$
Auflösung:	$1,8 \times 1,8 \times 1,8 \text{ mm}^3$
Datenmatrix:	106×84
TR_α :	6,77 ms
TE_{STE} :	7,08 ms
TE_{SE} :	51,5 ms
Bandbreite:	220 Hz/Pixel
Diffusionskoeffizient b :	0,1000 s/mm ² für 24 Richtungen
Partial Fourier:	6/8
Bildrekonstruktion:	GRAPPA2 mit 24 externen Referenzlinien
Phasenkodierschritte:	31

Die ausgewerteten Daten (Abb. 6.6) zeigen eine exakte Darstellung der gewünschten Faserstrukturen. Sie sind farblich kodiert in gelb für das Corpus Callosum, rot für die laterale longitudinale Striae, blau für die U-Fasern und grün für das gesamte Cingulumbündel. Da die einzelnen Fasersysteme teilweise übereinander liegen, werden die einzelnen Strukturen in sagittaler Ebene dargestellt (Abb. 6.7). Die relative Positionierung zueinander wird in einer koronalen Ansicht verdeutlicht. Gut zu erkennen ist, dass

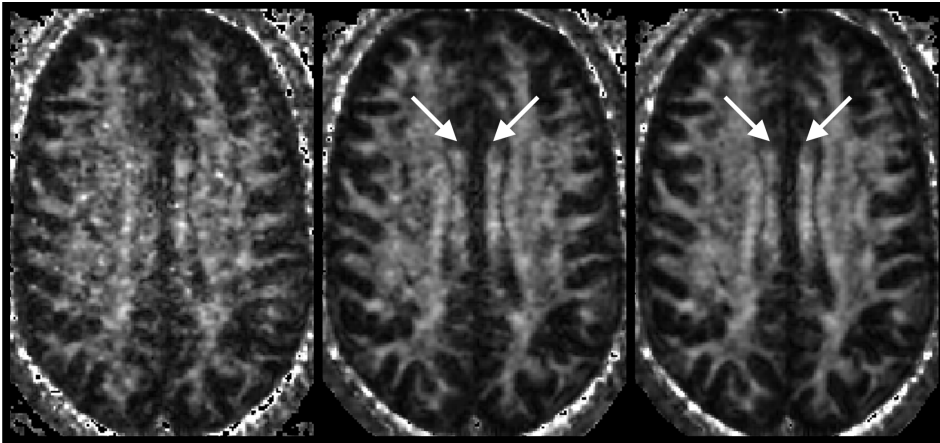


Abbildung 6.5: FA-Karten einer selektierten Schicht, die sowohl das Cingulumbündel als auch die Balkenfasern beinhaltet: eine Einzelakquisition (links, 5:10 min Aufnahmezeit), 3 Mittelungen (Mitte, 15 min), 5 Mittelungen (rechts, 25 min).

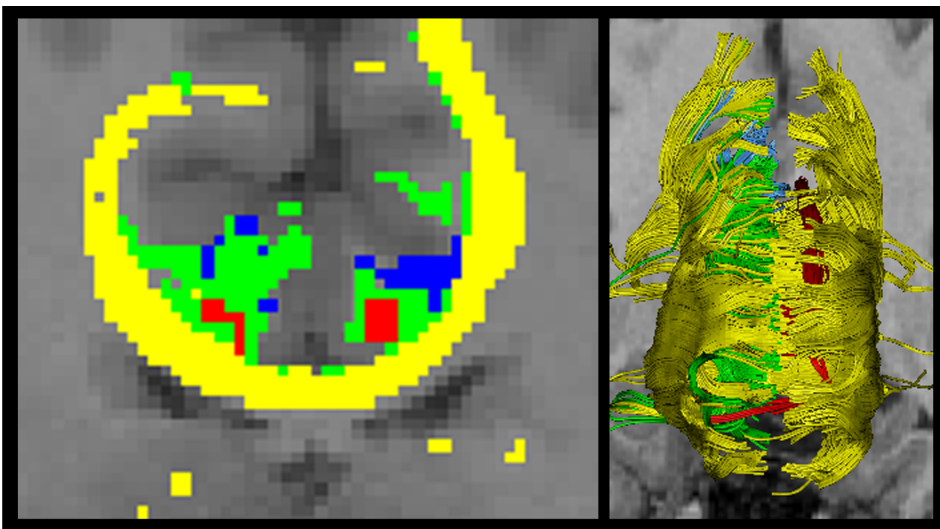


Abbildung 6.6: Faserrekonstruktion des Corpus Callosum (gelb), Cingulumbündels (grün), der lateralen longitudinalen Striae (rot) und der U-Fasern (blau) in einer koronalen zwei-dimensionalen Darstellung (links) und einer drei-dimensionalen Draufsicht (rechts).

die longitudinale Striae mit den anderen Faserbündeln vollständig im Corpus Callosum eingebettet ist. In den 3D-Bildern sind noch einmal alle Faserstrukturen räumlich dargestellt, mit und ohne Umschließung des Cingulumbündels der rechten Hemisphäre (Abb. 6.8).

Diese Arbeit zeigt erstmals die Separation des Cingulumbündels in U-Fasern und lateralen longitudinalen Striae. Sie stehen in vollem Einklang mit den entsprechenden individuellen Anatomien sowie mit anderen Angaben aus der Fachliteratur [67]. Insbe-

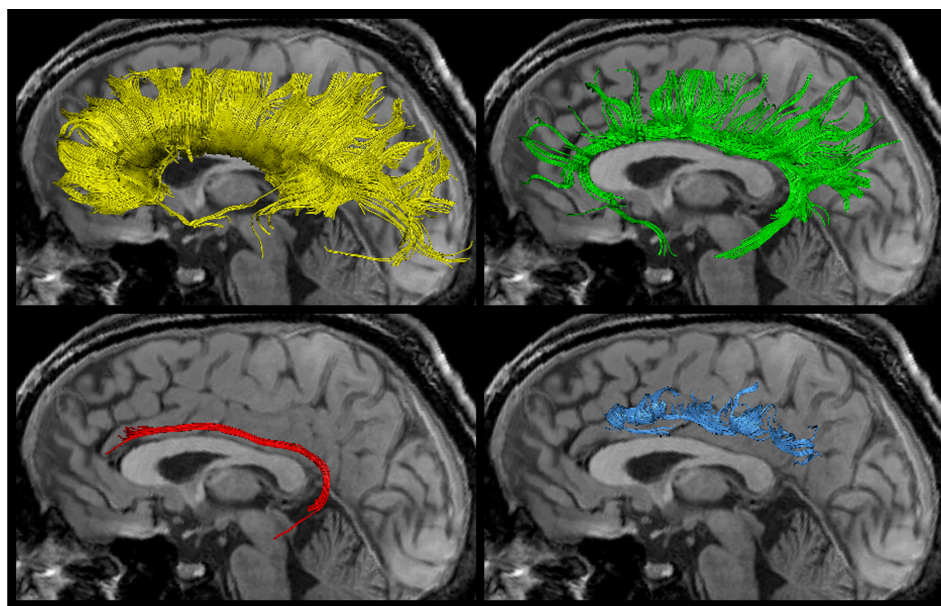


Abbildung 6.7: Sagittale drei-dimensionale Ansicht der Faserrekonstruktion des Corpus Callosum (gelb), Cingulumbündels (grün), der lateralen longitudinalen Striae (rot) und der U-Fasern (blau) auf der zugehörigen Anatomie.

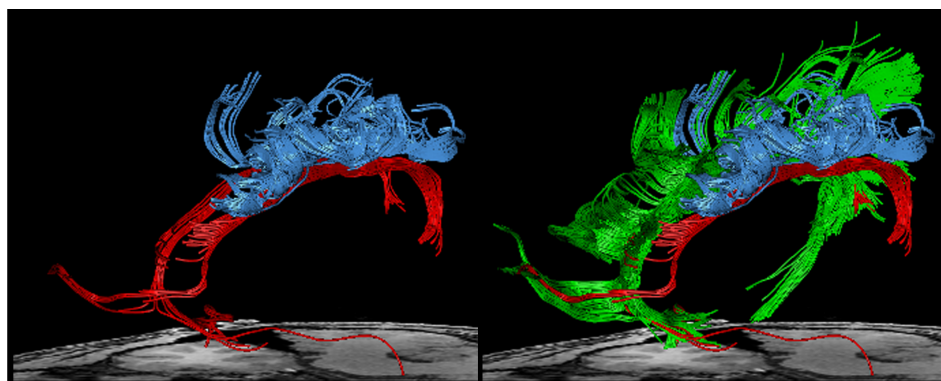


Abbildung 6.8: Schräge 3-D Ansicht der Faserrekonstruktion der lateralen longitudinalen Striae (rot) und der U-Fasern (blau) auf der linken Seite und rechts des rechten Cingulumbündels (grün).

sondere identifiziert diese Arbeit die bihemisphärischen Fasern, die aus den Striae und mehreren U-Fasern bestehen. Neuroanatomisch ist es besonders relevant, auch kleinere Strukturen anatomisch korrekt abzubilden. Zum Beispiel, bei der Schizophrenie wirkt sich dies nicht nur auf die Bewertung der mutmaßlichen Mängel in der direkten Kommunikation zwischen den Frontal- und Temporallappen aus, sondern auch in der inter- und intrahemisphärischen Kommunikation zwischen den verschiedenen kortikalen und subkortikalen Strukturen des limbischen Systems. In der Literatur [65, 66, 68] gibt

es bislang zahlreiche Darstellungen des Cingulums, jedoch wurden die Teilkomponenten des Cingulumbündels, so wie die laterale longitudinale Striae, noch nie getrennt dargestellt.

6.2 Segmentierte DTI-Aufnahmen

Ziel der segmentierten DTI-Aufnahmen ist es, analog zu den Messungen am Phantom einen SNR-Gewinn in den in-vivo-Daten zu erreichen und somit gegenüber einer diffusionsgewichteten GRAPPA-Aufnahme noch mehr Informationen über den Aufbau und die Struktur der Nervenfasern zu erlangen. Da es kein objektives numerisches Kriterium für die Qualität der Nervenfaserdarstellung gibt, wird zur Analyse der Resultate der Aufbau der Faserstrukturen im Corpus Callosum herangezogen, da dieser zu einem im Gegensatz zu anderen Trakten anatomisch leicht zu definieren ist und in der Literatur ausreichende Hinweise über dessen korrekte Faserverläufe bekannt sind.

Als erstes soll die standardisierte Messung mit Verwendung der GRAPPA-Rekonstruktion betrachtet werden. Die Messparameter sind in folgender Tabelle zusammengefasst:

Typ der Messung:	PPA-basiert	3-Segmente	4-Segmente
rechteckiges FOV:	144 × 192 mm ²	144 × 192 mm ²	144 × 192 mm ²
Auflösung:	(2,0 mm) ³	(2,0 mm) ³	(2,0 mm) ³
Datenmatrix:	72 × 96	72 × 96	72 × 96
TR _α :	6,75 ms	6,75 ms	6,75 ms
TE _{STE} :	7,08 ms	7,08 ms	7,08 ms
TE _{SE} :	51,5 ms	51,5 ms	51,5 ms
Bandbreite:	220 Hz/Pixel	220 Hz/Pixel	220 Hz/Pixel
Diffusionskoeffizient <i>b</i> :	0, 1000 s/mm ²	0, 1000 s/mm ²	0, 1000 s/mm ²
Diffusionsrichtungen:	24	24	24
Schichten:	51	51	51
Mittelungen:	3	1	1
Partial Fourier (PF):	6/8	1 (FF)	1 (FF)
GRAPPA Reduktionsfaktor:	2	-	-
Referenzlinien:	24 (ext.)	8 (int.)	8 (int.)
Linien pro Messung:	26	30	24
Messzeit:	16:31 min	17:25 min	19:46 min

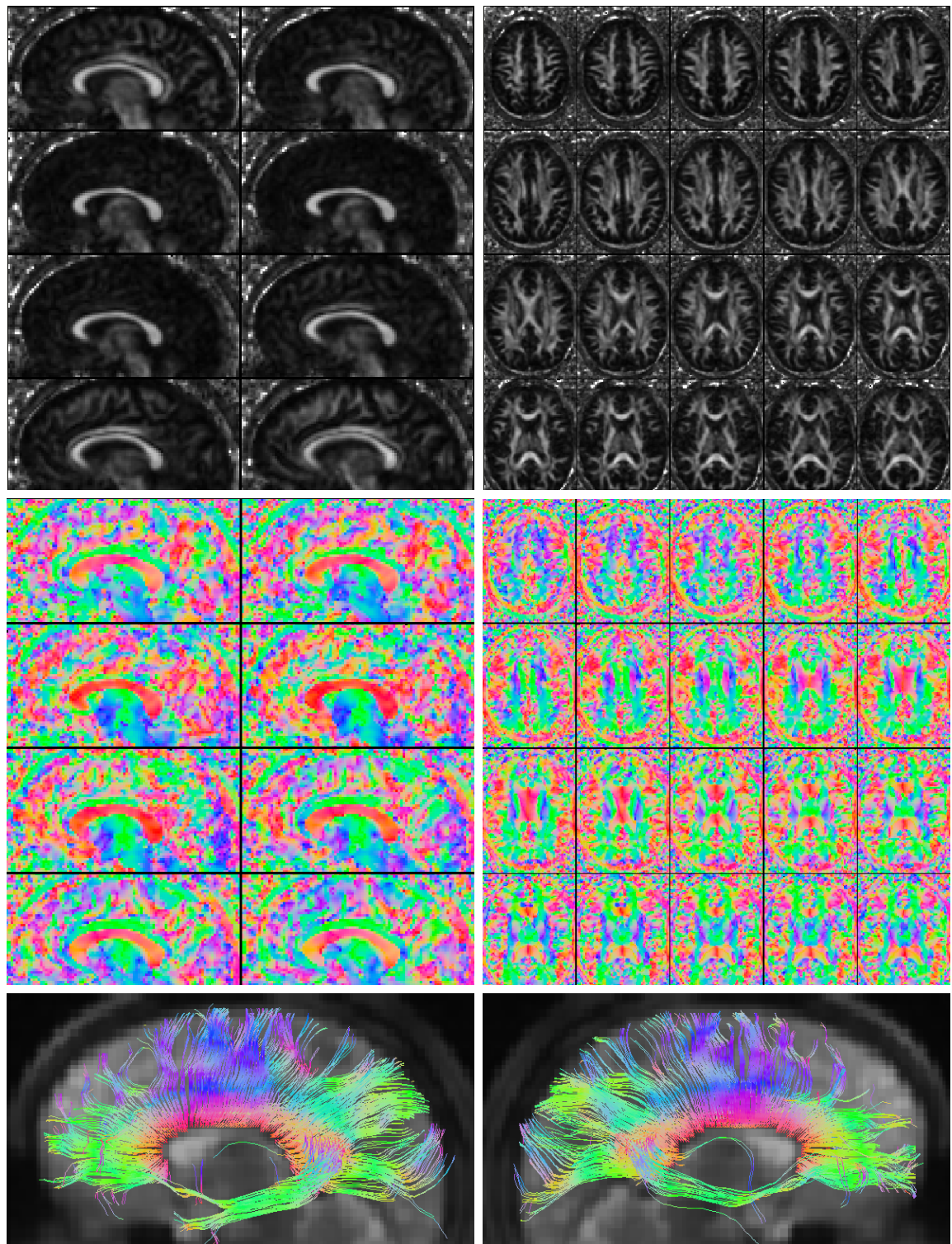


Abbildung 6.9: GRAPPA mit Beschleunigungsfaktor 2 und Partial Fourier 6/8: FA-Karten (oben), MDD-Karten (Mitte), Faserbündeldarstellung des Corpus Callosum (unten). Die linke Seite zeigt die linke und die rechte entsprechend die rechte Hemisphäre.

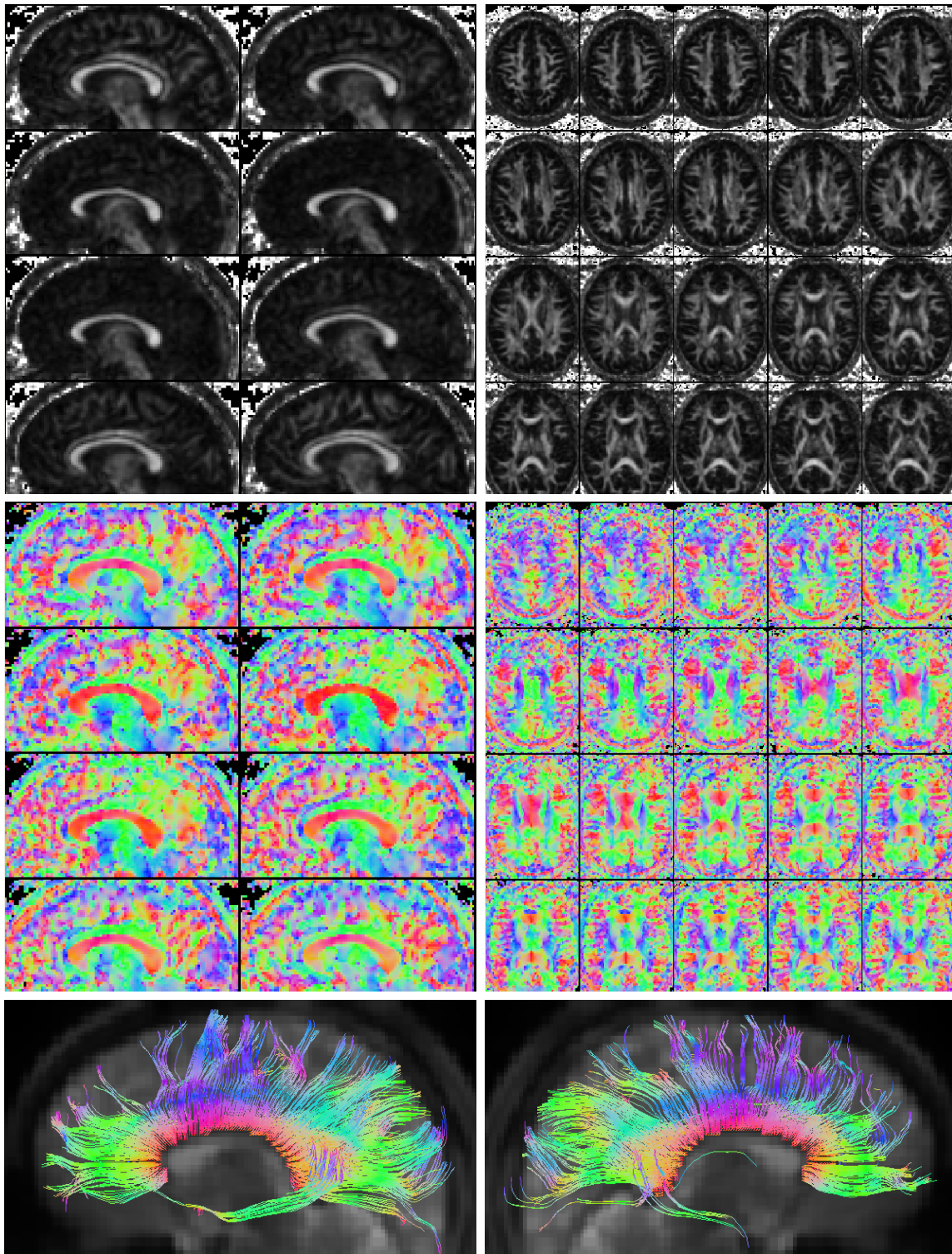


Abbildung 6.10: Drei Segmente mit 8 Referenzlinien und Full Fourier wurden mit der nichtlinearen Inversion berechnet: FA-Karten (oben), MDD-Karten (Mitte), Faserbündeldarstellung des Corpus Callosum (unten). Die linke Seite zeigt die linke und die rechte entsprechend die rechte Hemisphäre.

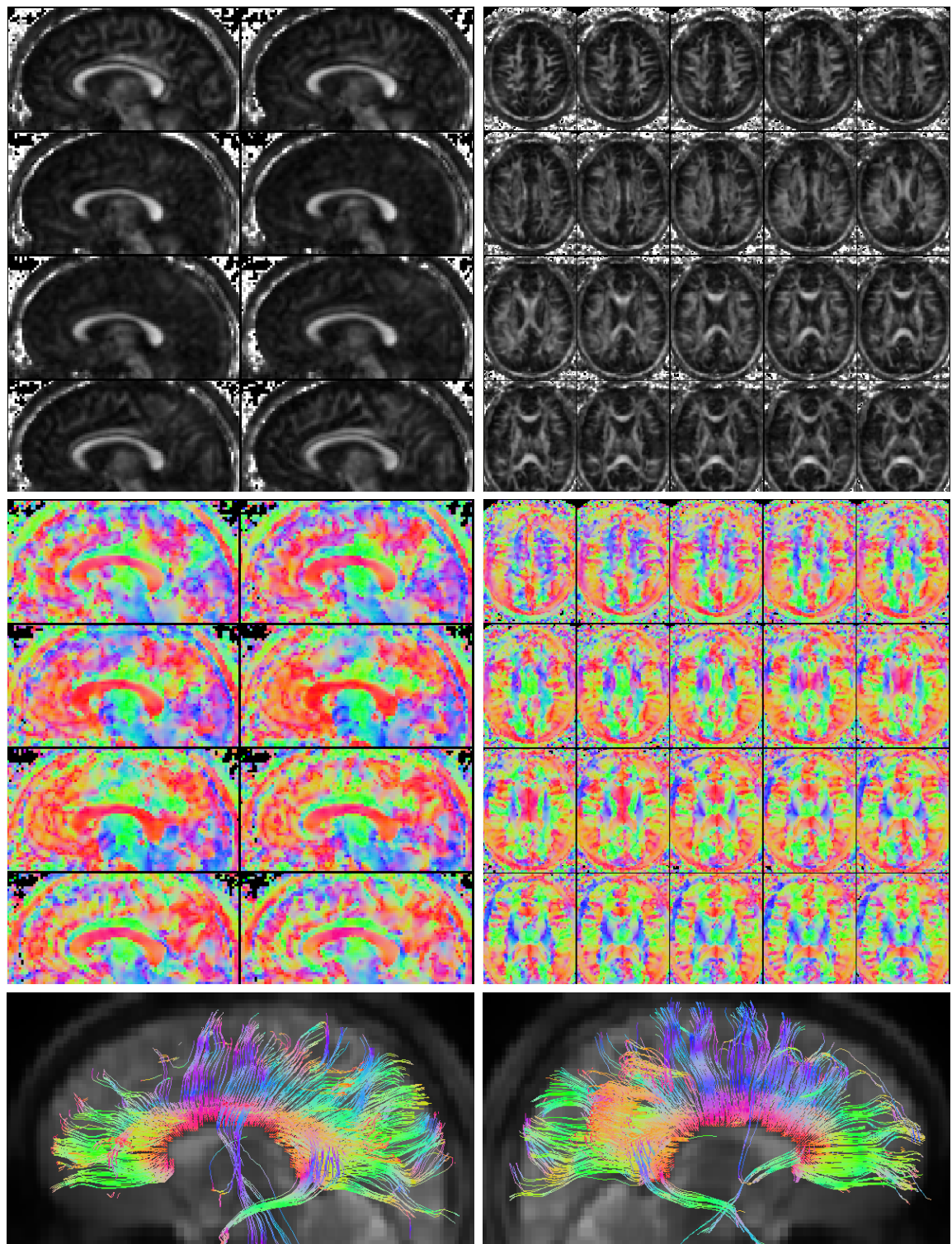


Abbildung 6.11: Vier Segmente mit 8 Referenzlinien und Full Fourier wurden mit nichtlinearer Inversion berechnet: FA-Karten (oben), MDD-Karten (Mitte), Faserbündeldarstellung des Corpus Callosum (unten). Die linke Seite zeigt die linke und die rechte entsprechend die rechte Hemisphäre.

In Abb. 6.9 sind die ausgewerteten Daten der GRAPPA2-Messung kombiniert mit Partial Fourier von 6/8 dargestellt. Abb. 6.10 und Abb. 6.11 präsentieren die Ergebnisse einer 3-Segment- und einer 4-Segment-Messung.

Die Schwierigkeit bei der Rekonstruktion mittels nichtlinearer Inversion besteht darin, dass der Algorithmus spezifische Regularisierungsparameter und Abbruchkriterien für die jeweilige Auflösung benötigt, die je nach Sequenzparametereinstellungen (Auflösung, FOV, Anzahl der Segmente, usw.) variieren. Daher gibt es für die Berechnung der MR-Bilder bisher keinen Automatismus, der zu einer optimalen Rekonstruktion führt. Der Kontrastreichtum in den jeweiligen FA-Karten ist untereinander vergleichbar und die Faserverfolgung weist nur noch geringe Unterschiede auf. Die Faserstruktur des Corpus Callosum verfügt jedoch in der segmentierten Version nicht über eine hohe Faserdichte wie bei der GRAPPA-Version. Gründe lassen sich nur schwer ausmachen, da eine ungenügend definierte Rekonstruktion gleichzeitig auch verschlechterte FA- und MDD-Karten liefert. Die transversalen MDD-Karten in Abb. 6.10 beinhalten offensichtlich viel blau-kodierte Richtungen (oben - unten), die den Faserverfolgungsalgorithmus beeinflussen und somit zu anderen Ergebnissen führen. Zu resümieren ist, dass mit einer Drei-Segment-Messung die erzielten Ergebnisse äquivalent zu denen der GRAPPA-Messung sind. Um jedoch vergleichbare Messungen mit vier Segmenten erzielen zu können, müssen Nachjustierungen der Rekonstruktionsparameter im Algorithmus vollzogen werden (s. Abb. 6.11). Denn theoretisch soll durch eine geringere Anzahl von k -Raum-Linien pro Segment das SNR zunehmen. Eventuell sind dem Rekonstruktionsalgorithmus Grenzen gesetzt, da mehreren Einzelsegmenten im k -Raum auch mehr Phasendifferenzen zwischen den Segmenten folgen. Daher ist eine Messung über drei Segmente hinaus zur Zeit mit dem aktuellen Algorithmus noch nicht möglich.

6.3 Schlaganfalldiagnostik

Wie in der Einleitung schon erwähnt, wird die MRT-Technik für die Diagnose von Schlaganfällen immer wichtiger. Dabei findet die Diffusionsbildgebung bei klinischen Untersuchungen ihr Hauptanwendungsgebiet in der Feststellung von Hirninfarkten.

Aktuell beschränkt sich die Untersuchungsmethode in den meisten Kliniken auf diffusionsgewichtete EPI-Sequenzen, die aufgrund ihrer Eigenschaft schnell und signalstarke MR-Bilder liefern können. EPI-Sequenzen leiden jedoch an Bildverzerrungsproblemen an Gewebegrenzen, da gradientenrefokussierende Echos die Feldinhomogenitäten durch Suszeptibilitäten verstärken [69]. Zum Einen resultiert daraus, dass eine Ver-

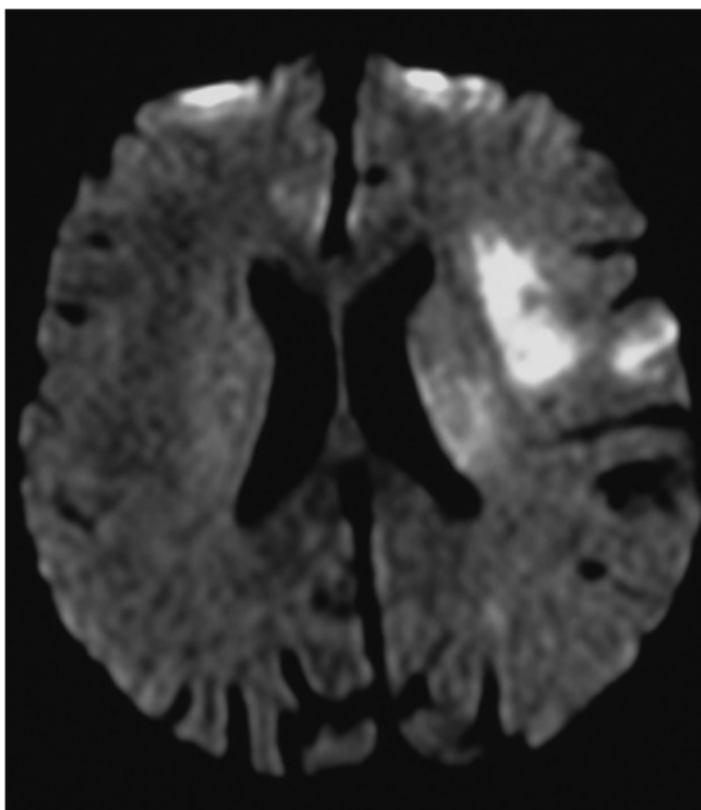


Abbildung 6.12: Ein diffusionsgewichtetes MR-Bild zeigt das vom Schlaganfall betroffene Gewebe. Der helle Bereich weist auf einen Infarkt hin.

zerrung die Lokalisierung des Infarktes beeinträchtigt und zum Anderen durch Signalverstärkung falsch-positive Ergebnisse dargestellt werden. Daher ist eine entsprechende Erfahrung und Einschätzung des Mediziners nötig, der unterscheiden muss, was richtig dargestellt wird und was nicht. Es wäre daher besser, wenn Bilder artefaktfreie anatomische Daten liefern, um menschliche Fehleinschätzung zu vermeiden. Und genau diese artefaktfreien Bilder entstehen mit der turboSTEAM-Sequenz. Durch ihre HF-refokussierenden Echos sind Suszeptibilitätsprobleme ausgeschlossen.

Der Einsatz von MRT-Untersuchungen mittels Diffusionsbildgebung ermöglicht es, den Infarkt auszumachen und zu lokalisieren. Bereiche im diffusionsgewichteten MR-Bild, die einen geringen ADC-Wert aufweisen und damit hell erscheinen, sind von einem Infarkt betroffen. Stationäre Spins, die durch Blutgefäßverstopfung nicht entweichen können, tragen zum Signal im Bild bei. Zur Illustration einer vom Schlaganfall betroffenen Hirnregion dient Abb. 6.12, in der in der rechten Bildhälfte, also der linken Hirnseite ein Infarkt deutlich erkennbar ist.

In Zusammenarbeit mit der Charité (Universitätsmedizin Berlin) im Schlaganfall-

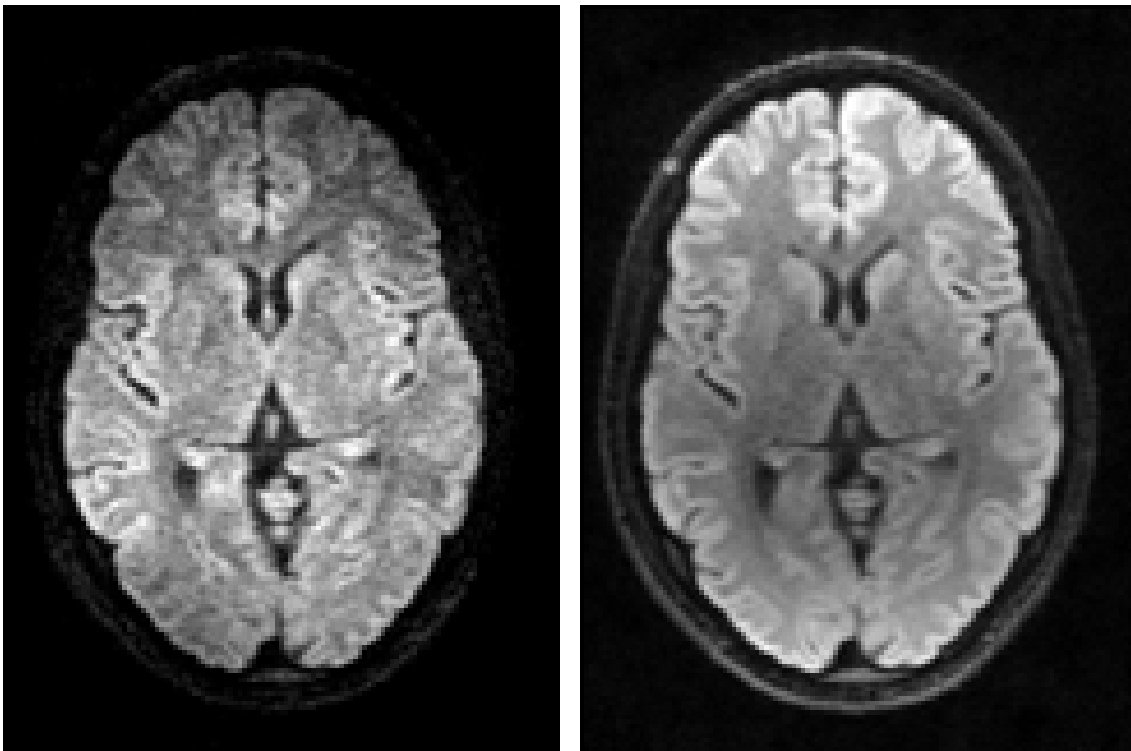


Abbildung 6.13: Diffusionsgewichtete Aufnahmen mit der 12-Kanalspule (*links*) im direkten Vergleich zu dem 32-Kanalsystem (*rechts*).

zentrum (CSB - Centrum für Schlaganfallforschung Berlin) des Benjamin Franklin Krankenhauses unter der Leitung von Herrn PD Dr. med. Jochen Fiebach entstanden Studien für den Einsatz der turboSTEAM-Sequenz an Schlaganfallpatienten. Die technischen Voraussetzungen waren ideal, da sich dort ebenfalls ein Tim Trio MR-Gerät von Siemens befindet. Allerdings verfügt diese Einheit nicht über ein 32-Kanalsystem, was zur Folge hatte, dass Aufnahmen nur mit der 12-Kanal-Kopfspule (s. Abb. 4.2) durchgeführt werden können. Gerade in den signalschwachen Diffusionsbildern ist ein hohes SNR extrem wichtig. Abb. 6.13 zeigt im direkten Vergleich Aufnahmen zwischen der 12- und 32-Kanalkopfspule. Der Signalgewinn, der mit einem 32-Kanalsystem erzielt werden könnte, zeigt Abb. 6.13. Hierbei wurden die entsprechenden Sequenzparameter auf hiesigem System an einem gesunden Probanden durchgeführt. Es ist leicht vorstellbar, dass bei Patienten mit einem akuten Schlaganfall der Signalunterschied zur Diagnose beitragen könnte.

Trotz der verminderten Signalqualität sind jedoch vielversprechende Ergebnisse erzielt worden. Die turboSTEAM-Sequenz sollte dem klinischen EPI-Protokoll angepasst werden. Bei beiden Methoden werden jeweils sechs Diffusionsrichtungen gewählt. Die Diffusionsgradienten bilden im Koordinatensystem des MR-Gerätes jeweils die Haupt-

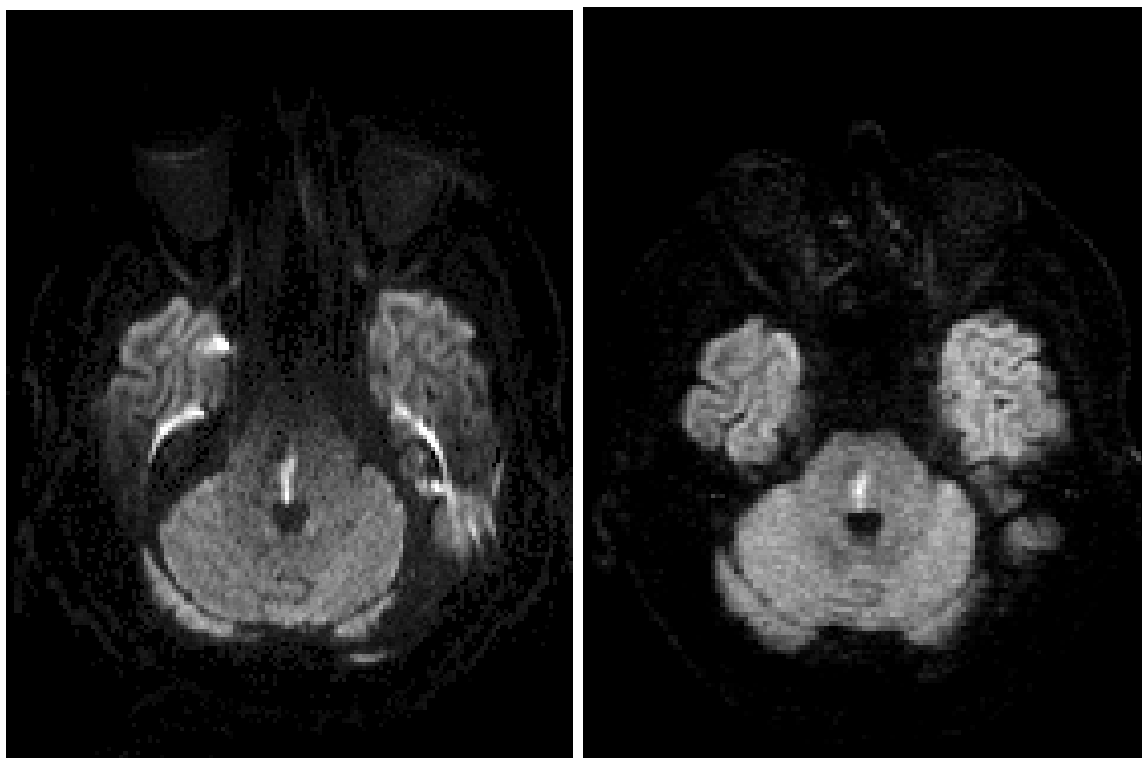


Abbildung 6.14: Ein Hirninfarkt befindet sich im Zentrum des Stammhirns. Links wurde die Messung mit einer EPI- und rechts mit der turboSTEAM-Sequenz durchgeführt. In dem EPI-Bild ist eine Falschdarstellung in den linken und rechten Hemisphären zu sehen.

diagonalen. Die einzelnen diffusionsgewichteten Bilder werden gemittelt und veranschaulichen somit schon den Effekt eines Hirninfarktes. Für einen höheren Informationsbedarf kann durch eine zusätzliche b_0 -Messung der Diffusionskoeffizient bestimmt und daraus ADC-Karten berechnet werden.

Die Parametereinstellungen bei der EPI-Sequenz sind so gewählt, dass eine Auflösung von $1,2 \times 1,2 \times 2,5 \text{ mm}^3$ erreicht wird. Dabei mittelt man zwei Messungen, die eine Aufnahmezeit von 2:11 min benötigen. Um konkurrenzfähig zur EPI-Sequenz zu bleiben, muss bei der STEAM-GRAPPA-Variante die Pixel-Auflösung reduziert und die Schichtdicke auf $1,4 \times 1,4 \times 5,0 \text{ mm}^3$ erweitert werden. Die Mittelungen belaufen sich auf fünf Einzelmessungen, was zu einer Gesamtmesszeit von 5:45 min führt.

Die Ergebnisse sind in Abb. 6.14 für eine Schicht im Gehirn dargestellt, die sich im unteren Teil des Kopfes befindet. In dieser Region kommen unterschiedliche Gewebearten vor, die bei gradientenrefokussierenden Echos zu Suszeptibilitätsartefakten führen, wodurch es im schlimmsten Fall zu Fehlinterpretationen kommt. Der eigentliche Infarkt ist in der Mitte des Bildes im Hirnstamm auszumachen. Bei der EPI-Variante

sind vermehrt helle Bereiche im vorderen Bereich der Kopfreion erkennbar, die von der turboSTEAM-Sequenz nicht falsch dargestellt werden. Trotz der verminderten Signalqualität gewinnt die turboSTEAM-Sequenz an Richtigkeit und Genauigkeit bei der Lokalisierung von Hirninfarkten. Für die Zukunft sind Untersuchungen mit einem leistungsfähigeren System mit 32-Kanälen geplant.

7

Radiale turboSTEAM-Sequenz

Die bisher vorgestellten Messtechniken beruhen auf der kartesischen k-Raum-Abtastung, in der zuerst ein Phasenkodiergradient geschaltet wird und anschließend mit einem Frequenzkodierer die Daten zeilenweise aufgenommen werden. Durch eine schnelle 2D-Fouriertransformation (FFT) kann unmittelbar nach der Messung das Bild in kürzester Zeit berechnet werden. Der Nachteil der kartesischen k-Raum-Abtastung ist die hohe Empfindlichkeit gegenüber Bewegungen. Dabei treten Fehler in den ortskodierten Phasen auf. Ebenfalls hat eine Unterabtastung des k-Raums zur Folge, dass Einfaltungsartefakte auftreten, wenn das FOV konstant gehalten wird. Intensitätsunterschiede innerhalb der k-Raum-Linien machen sich stark in Form von Artefakten bemerkbar. Bei Unterabtastung durch Weglassen von Linien am Rand des k-Raums verschlechtert sich die Auflösung.

Im Gegensatz dazu steht die radiale k-Raum-Kodierung. Sie ist charakterisiert durch folgende Punkte:

- robust gegen Bewegung wegen wiederholender Aufnahmen des k-Raum-Zentrums mit jeder Speiche
- keine Einfaltungsartefakte bei Unterabtastung

- Erhalt der Auflösung bei Unterabtastung

Die radiale Akquisitionstechnik besitzt den Vorteil, dass eine verdoppelte Frequenzabtastung (*engl.: oversampling*) jeder Speiche eine Frequenzüberabtastung in allen Raumrichtungen bedeutet. Mit dieser Methode wird der Abstand der Datenaufnahmepunkte halbiert, was zur Folge hat, dass das FOV sich virtuell verdoppelt. Die zusätzlich aufgenommenen Daten werden nach der FFT wieder gelöscht. Durch die Verdopplung des FOVs kann in das Objekt „hineingezoomt“ (vergrößert) werden, ohne dass sich Einfaltungsartefakte im Bild bemerkbar machen.

Das Ausbleiben der Bildartefakte, die bei kartesischer Unterabtastung entstehen, ist bei der radialen Kodierung auf aufwendigere Bildrekonstruktionsprogramme zurückzuführen. Im Gegensatz zur kartesischen Akquirierung, bei der nur bei Unterabtastung z.B. auf parallele Bildgebung zurückgegriffen werden muss, benötigt die radiale Akquirierung stets aufwendigere Algorithmen. Die Methodik und Strategie soll in diesem Kapitel behandelt werden.

7.1 Änderung der turboSTEAM-Sequenz

Sequenztechnisch muss das Abtastraster, wie in Abb. 7.1 gezeigt, verändert werden. Der

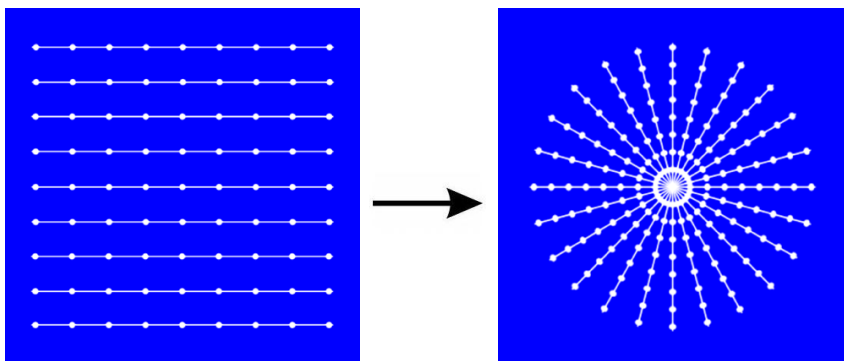


Abbildung 7.1: Verschiedene Abtastraster: (*links*) kartesisch gegen (*rechts*) radial.

größte Unterschied befindet sich in der Sequenzprogrammierung beim Start der jeweiligen k-Raum-Kodierung. Die kartesische Variante nutzt die STEAM-Eigenschaft aus, dass mit der Applikation des zweiten 90°-Pulses die Magnetisierung gespeichert wird. So kann direkt im vorderen Präparationsteil ein Frequenzkodiergradient geschaltet werden, um frühzeitig aus dem k-Raum-Zentrum herauszufahren und implizit dadurch im TR_α -Intervall Messzeit zu sparen (s. Abb. 7.2). Gleichzeitig garantiert dieser Gradient

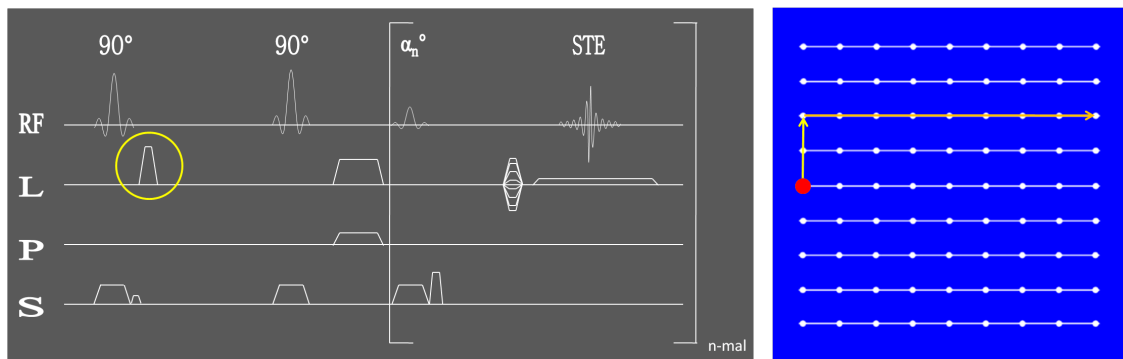


Abbildung 7.2: Der gelb umrandete Bereich zeigt den Frequenzvordephasierer, der zur Erhaltung der STEAM-Bedingung beiträgt. Der rote Punkt spiegelt den Startpunkt der Frequenz- und Phasenkodierung wider, von dem aus nach jedem α -Puls der k-Raum abgetastet wird. (vgl. Abb. 3.2)

die Erfüllung der STEAM-Bedingung, dass alle Spins vor dem zweiten 90° -Puls unterschiedliche Phasen aufweisen. Bei der radialen Kodierung wäre es unnötig und falsch, einen Startpunkt außerhalb des k-Raum-Zentrums festzulegen. Speichen, die von einer gegenüberliegenden Seite des Startpunktes akquiriert werden, müssten mit einem Gradienten hoher Amplitude erreicht werden. Dies würde zu hohe Gradientenstärken benötigen und zudem viel Zeit kosten. Daher befindet sich der Startpunkt im k-Raum-Zentrum und der Vordephasierer und somit die STEAM-Bedingung entfällt (vgl. Abb. 7.3 orange Markierung). Ein anderer Gradient muss den wegfallenden Vordephasierer in der radialen k-Raum-Kodierung ersetzen. Der bereits vorhandene FID-Spoiler, der unmittelbar hinter dem Auslesepuls α in Schichtrichtung geschaltet wird, besitzt zur Kompensierung unmittelbar nach dem ersten Anregungspuls seinen gegenläufigen Gradienten, der implizit die STEAM-Bedingung garantiert. Dieser Kompensationsgradient wird aus Zeitgründen in dieser Sequenz zeitgleich mit dem Schichtrephasierer des ersten 90° -Pulses geschaltet. Wählt man den FID-Spoiler so, dass die Summe aus den Integralen des zu kompensierenden Gradienten mit dem Schichtrephasierer ausreichend groß ist, ist die STEAM-Bedingung wieder hergestellt (vgl. Abb. 7.3 gelbe Kreise).

Zur Datenakquisition muss die Frequenzkodierung neu berechnet werden. Dazu werden Gradienten in x- und y-Richtung gleichzeitig geschaltet, um radiale Speichen (k-Raum-Linien schräg im Raum) im k-Raum abzutasten (vgl. Abb. 7.2 gegen Abb. 7.3 Phasenkodiergradienten in eine bzw. zwei Raumrichtungen geschaltet). Bei radialer k-Raum-Abtastung muss für jede Speiche die Offzentrum-Position mit dem Winkel Θ der

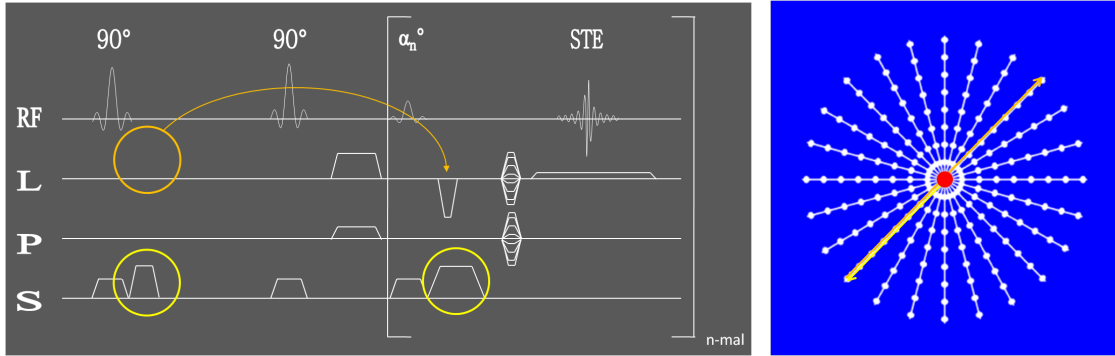


Abbildung 7.3: Der Frequenzvordephasierer verschwindet aus dem Präparationsteil hinter die jeweiligen α -Pulse (orange Markierung). Zur Erhaltung der STEAM-Bedingung dient ein größerer FID-Spoiler, der gleichzeitig im vorderen Teil kompensiert werden muss. (vgl. Abb. 3.2)

Drehung der Speiche mittels

$$\Delta RO_{\text{Off,rad}} = -\sin \Theta \cdot \Delta PH_{\text{Off}} + \cos \Theta \cdot \Delta RO_{\text{Off}} \quad (7.1)$$

$$\Delta PH_{\text{Off,rad}} = \cos \Theta \cdot \Delta PH_{\text{Off}} + \sin \Theta \cdot \Delta RO_{\text{Off}} \quad (7.2)$$

definiert werden, da die Speichen nicht mehr parallel wie im kartesischen Fall zueinander im k-Raum „gefahren“ werden. Jede Speiche erhält ihre eigene k-Raum-Richtung. Aus Gleichungen 7.1 und 7.2 ist zu entnehmen, dass bei einer Messung im Isozentrum ($\Delta PH_{\text{Off}} = \Delta RO_{\text{Off}} = 0$) keine Phasen Anpassung notwendig ist. Dem Analog Digital Converter (ADC*) muss nur bei Messungen außerhalb des Isozentrums Frequenz und Phase neu aufgeprägt werden. Dies geschieht über die Formel

$$f_{\text{set, neg}} = \gamma \cdot \Delta RO_{\text{Off}} \cdot G_{\text{Lese}} + 0,5 \quad (7.3)$$

$$\varphi_{\text{set}} = - \left(f \cdot \frac{360}{10^6} \cdot T_{\text{ADC}^*} \cdot k_{\text{ADC}^* \text{Zentrum}} \right) + \varphi_0 \quad (7.4)$$

$$\varphi_{\text{neg}} = - \left(f \cdot \frac{360}{10^6} \cdot (T_{\text{ADC}^* \text{Gerundet}} - T_{\text{ADC}^*} \cdot k_{\text{ADC}^* \text{Zentrum}}) \right) - \varphi_0 \quad (7.5)$$

mit der Initialphase

$$\varphi_0 = \Delta PH_{\text{Off}} \cdot 1,875 \cdot \text{Linie}, \quad (7.6)$$

wobei

- γ : Gyromagnetisches Verhältnis
- ΔR_{Off} : Schicht Offzentrum in Leserichtung
- ΔP_{Off} : Schicht Offzentrum in Phasenrichtung
- G_{Lese} : Amplitude des Frequenzkodierers
- T_{ADC^*} : ADC*-Dauer
- $T_{\text{ADC}^* \text{Gerundet}}$: ADC*-Dauer auf Gradientenrasterpunkt gerundet
- $k_{\text{ADC}^* \text{Zentrum}}$: Mittlerer Abtastpunkt im ADC*

Das nach der Messung anstehende Problem ist die von den Gitterpunkten unabhängige Abtastung und die somit nicht passende Gitterrasterzuordnung zu verarbeiten. Zur Lösung der Gitterpunktproblematik muss das Bildrekonstruktionsprogramm die Datenpunkte auf die Rasterpunkte im k-Raum auf eine bestimmte Weise verteilen, die im nächsten Abschnitt anhand des Beispiels der Gridmethode (*engl.: grid = Gitter*) vorgestellt werden soll.

7.2 Bildrekonstruktion: Grid-ICE-Programm

Die Gridding-Methode nach [70] (in einigen Literaturangaben auch Re-Gridding genannt) verschmiert die Signale der Abtastpunkte der einzelnen Speichen auf Gitterpunkte im k-Raum. Anschließend kann durch eine einfache inverse Fouriertransformation das Bild gewonnen werden. Dieses Bildrekonstruktionsprogramm ist eine der einfachsten Möglichkeiten, radial akquirierte Messpunkte zu verarbeiten. Der Algorithmus wurde in die Benutzersoftware ICE (*Image Calculation Environment*) von SIEMENS implementiert. In den folgenden Abschnitten soll schrittweise gezeigt werden, wie sich das Programm aufbaut.

7.2.1 Sinc-Interpolation

Betrachtet wird jeder einzelne Datenpunkt, der durch die definierte Speichenorientierung aus der Sequenz in der Bildrekonstruktion lokalisiert werden kann. Abb. 7.4 zeigt einen Ausschnitt von vier Gitterpunkten (gelb) des k-Raums. Durch sie hindurch verläuft eine aufgenommene Speiche (gelb gestrichelt), auf der sich die Datenpunkte (rote Kreuze) befinden. Eine Interpolation entspricht formal einer Faltung der Messpunkte

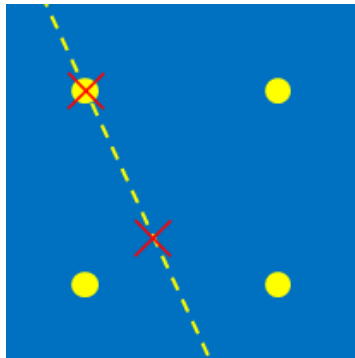


Abbildung 7.4: Die aufgenommenen Abtastpunkte (rote Kreuze) müssen auf Gridpunkte (gelb) interpoliert werden.

mit einem Interpolationskern. Aufgrund der Eigenschaften der Fouriertransformation ist diese Faltung der Messdaten mit der Multiplikation des rekonstruierten Bildes mit der Fouriertransformierten des Interpolationskerns verbunden. Hierbei ist es wünschenswert, dass die Multiplikation mit der Fouriertransformierten das Bild möglichst wenig verändert. Im idealen Fall sollte die Fouriertransformierte des Interpolationskerns daher ein Rechteck mit der Breite des Bildes sein, was der Fouriertransformierten der Sinc-Funktion entspricht.

Der erste Entwicklungsschritt des ICE-Programmes besteht darin, die Messpunkte mittels einer Sinc-Interpolation auf die Gitterpunkte zu verschmieren. Dabei wird auf jeden Datenpunkt eine Sincfunktion gelegt, die ihr Maximum auf dem Messpunkt besitzt. Abb. 7.5 zeigt den Graphen einer Sinc-Funktion, die zur vereinfachten Darstellung auf 5π beschränkt ist. Der erste Nulldurchlauf der Funktion ist auf den Abstand der Gitterpunkte normiert. Aus dem Abstand von Gitter- zu Datenpunkt wird der Wertebereich bestimmt. So folgt im Beispiel von Abb. 7.4, dass der obere Messpunkt, der den Abstand null zu dem Gitterpunkt besitzt, das volle Signal an diesen Punkt übergibt. Der Abstand zu den anderen Gitterpunkten beträgt einen vollen Gitterabstand und daher steuern die Messpunkte kein Signal bei. Im Gegensatz dazu steht der zweite Messpunkt in Abb. 7.4, der von allen vier Gitterpunkten „gesehen“ wird. Seine Signalintensität verteilt sich gewichtet auf alle umliegenden Gitterpunkte.

Zur Überprüfung des Bildrekonstruktionsalgorithmus wird jener vorerst auf simulierte Daten, einem sogenannten Shepp-Logan-Phantom [71], angewandt. Die Daten bestehen aus einer 128×128 Matrix mit 128 Speichen. Abb. 7.6 zeigt, dass durch diesen Schritt das Objekt näherungsweise erkannt werden kann.

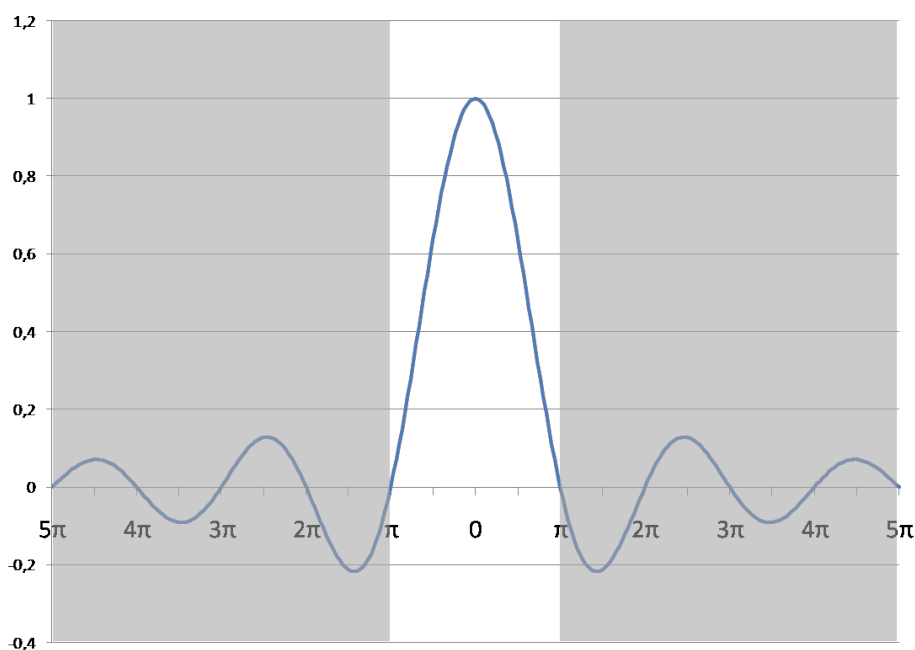


Abbildung 7.5: Eine Sinc-Funktion, die bei 5π abgeschnitten ist.

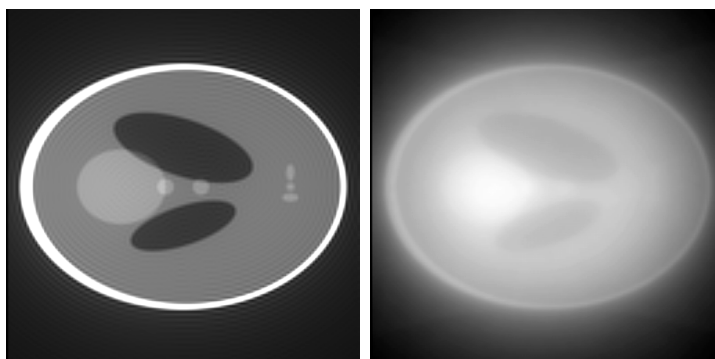


Abbildung 7.6: Auswirkung einer Sinc-Interpolation der Messdaten auf das Bild (rechts) im Vergleich zum originalen Shepp-Logan-Phantom (links).

7.2.2 Dichtekorrektur

Wie in Abb. 7.6 gesehen, befindet sich im Zentrum des Phantoms ein übersteuerter Bereich, was daher kommt, dass sich im k -Raum-Zentrum eine sehr hohe Dichte von Messpunkten befindet. Diese muss durch eine entsprechende Dichtekorrektur kompensiert werden. Hierzu wurde ein Ram-Lak-Filter der folgenden Form verwendet (s. Abb. 7.7):

$$f(x) = \frac{1 + |x|}{N/2}, \quad x \in \left[-\frac{N}{2}, \frac{N}{2}\right] \quad (7.7)$$

N ist hierbei die Anzahl der Messpunkte pro Speiche und $x = 0$ das k -Raum-Zentrum.

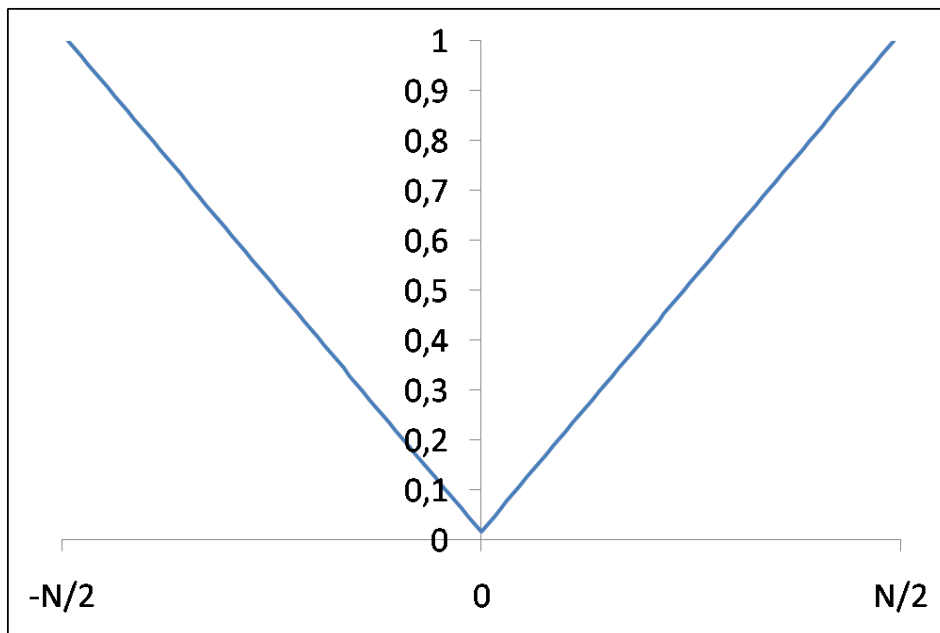


Abbildung 7.7: Funktion des Ram-Lak-Filters (Dichtekorrektur) in Abhängigkeit vom Abstand zum k -Raum-Zentrum.

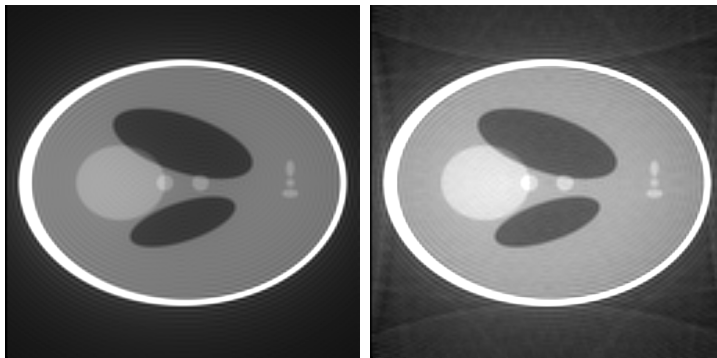


Abbildung 7.8: (links) Original Shepp-Logan-Phantom. (rechts) Eine Dichtekorrektur im k -Raum sorgt mittels einer Sinc-Interpolation und eines Ram-Lak-Filters für eine homogene Ausleuchtung des k -Raums.

Das Resultat ist in Abb. 7.8 gezeigt. Mit Hilfe des Ram-Lak-Filters wird der niederfrequente Bereich des k -Raums mit den hohen Frequenzen gleich stark gewichtet. Das Bild gewinnt eindeutig an Schärfe, allerdings sind noch Korrekturen vorzunehmen, um an die Qualität der kartesischen Bildgebung heranzukommen.

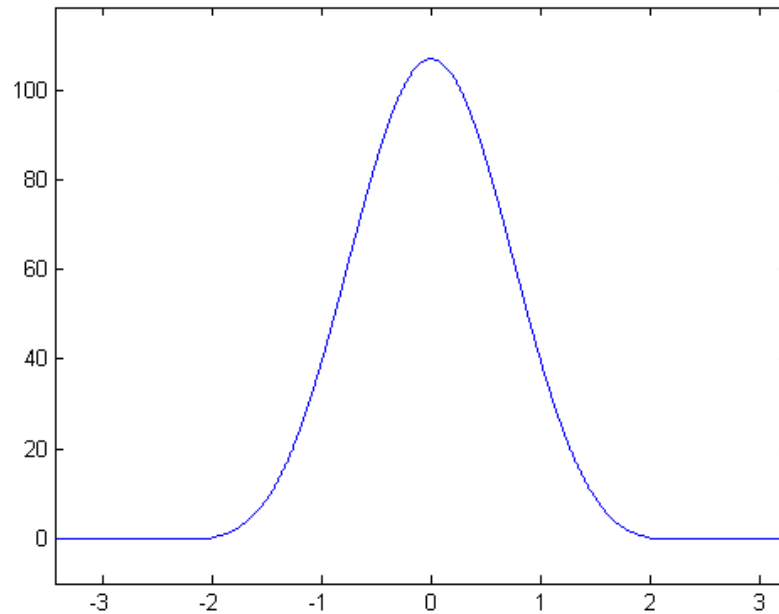


Abbildung 7.9: Kaiser-Bessel-Funktion mit $L_{\text{Kern}} = 4$ und $B_{\text{Kern}} = 8$. Die Funktion beschreibt die Wichtung der Interpolation in Abhängigkeit des Abstandes vom Sample- zum Gitterpunkt.

7.2.3 Verschmierung durch Kaiser-Bessel-Funktion

Eine bessere Verschmierung der Datenpunkte als die Sinc-Funktion liefert die Kaiser-Bessel-Funktion.

$$\text{KB}(x) = \begin{cases} \frac{1}{L_{\text{Kern}}} \cdot I_0 \left(B_{\text{Kern}} \sqrt{1 - (2x/L_{\text{Kern}})^2} \right), & |x| \leq L_{\text{Kern}}/2 \\ 0, & |x| > L_{\text{Kern}}/2 \end{cases} \quad (7.8)$$

Hierbei ist $I_0(x)$ die modifizierte, reguläre, zylindrische Besselfunktion nullter Ordnung, L_{Kern} die Fensterbreite des Kerns und B_{Kern} ein Formparameter, der die Höhe der Überschwinger und die Breite des Hauptmaximums festlegt. In diesem Fall ist er bestimmt durch

$$B_{\text{Kern}} = \pi \cdot \sqrt{(L_{\text{Kern}}/2)^2 \cdot 2,25 - 0,8}. \quad (7.9)$$

In der Literatur ([14], S. 513) werden für Fensterbreite und den Formparameter die Werte $L_{\text{Kern}} = 4$ und $B_{\text{Kern}} = 8$ angegeben. Unter dieser Einstellung stellt der Graph folgende Funktion in Abb. 7.9 dar. Die Fensterbreite gibt dabei an, auf wie viele benachbarte Gitterpunkte interpoliert werden soll. Beträgt der Wert 4, wird in einem Radius von 2 Gitterpunkten der Datenpunkt über die Kaiser-Bessel-Funktion verteilt.

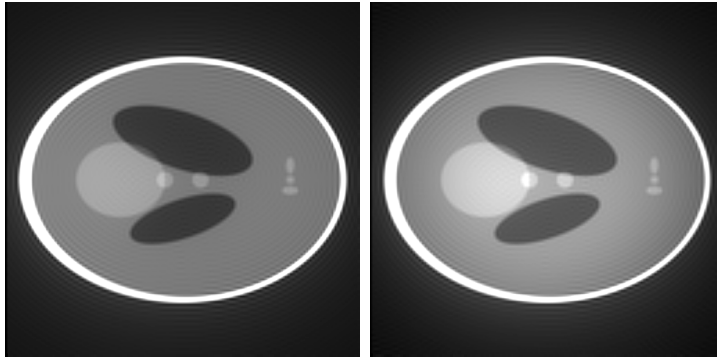


Abbildung 7.10: Als Interpolationskern dient eine Kaiser-Bessel-Funktion (mit Dichtekorrektur und Ram-Lak-Filter) auf die simulierten Daten eines Shepp-Logan-Phantoms (rechts) im Vergleich zu einem original Shepp-Logan-Phantom (links).

Die Auswirkung der Kaiser-Bessel-Funktion bei der Interpolation ist in Abb. 7.10 dargestellt, in der die bereits vorgestellte Dichtekorrektur schon berücksichtigt worden ist. Das Hintergrundrauschen kann dadurch besser unterdrückt werden. Allerdings sind im Vergleich zum Referenzbild Inhomogenitäten der Signalstärke zu sehen.

7.2.4 Roll-Off-Korrektur

Durch die Faltung der Messdaten mit einem Kern, dessen Fouriertransformierte nicht bzw. nur näherungsweise einem Rechteck entspricht, tritt im rekonstruierten Bild eine Profilverzerrung auf, da eine Faltung im Frequenzraum eine Multiplikation der Fouriertransformierten im Bildraum bedeutet. Die Profilverzerrung äußert sich in einer Abschwächung der Intensität in den Randbereichen des Bildes und wird als Roll-Off-Effekt bezeichnet. Das Objektprofil kann mittels Division durch die Fouriertransformierte des Interpolationskerns nach der Fouriertransformation korrigiert werden. Die Fouriertransformierte der Kaiser-Bessel-Funktion aus Gl. 7.8 lautet:

$$\widetilde{\text{KB}}(x) = \frac{B_{\text{Kern}}}{\sinh(B_{\text{Kern}})} \cdot \begin{cases} \text{sinc}(\sqrt{w}), & w \geq 0 \\ \sinh(\sqrt{-w})/\sqrt{-w}, & w < 0 \end{cases} \quad (7.10)$$

mit dem Argument

$$w = (\pi \cdot L_{\text{Kern}} \cdot r)^2 - B_{\text{Kern}}^2. \quad (7.11)$$

Die Fouriertransformierte der verwendeten Kaiser-Bessel-Funktion ist in Abb. 7.11 dargestellt. Eine Rechteckform der Fouriertransformierten des Interpolationkerns würde optimale Ergebnisse liefern, ohne diese durch eine Roll-Off-Korrektur nachbearbeiten

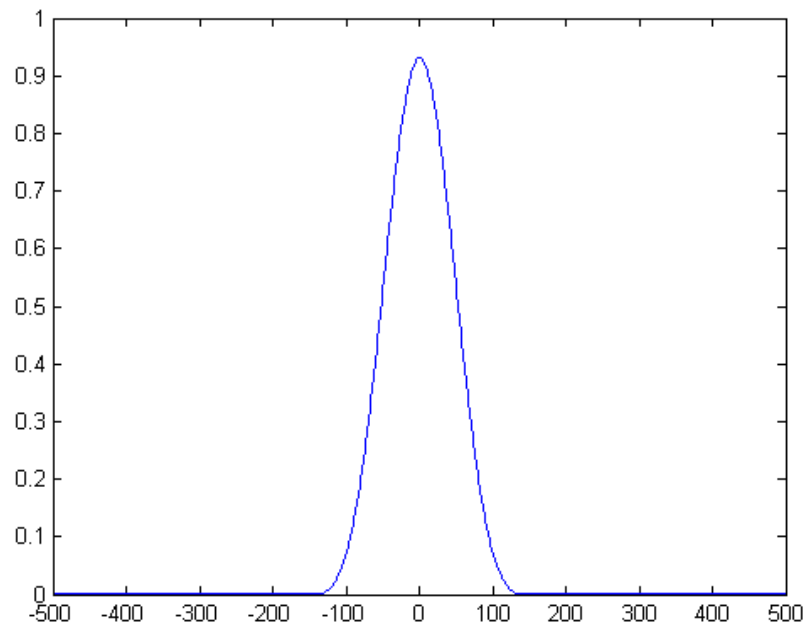


Abbildung 7.11: Die Breite der Fouriertransformierten der Kaiser-Bessel-Funktion zeigt an, ab welchen Parametereinstellungen das Objekt in einem FOV eingefaltet wird. Die x-Achse beschreibt prozentual die Größe des FOVs.

zu müssen. Die Fouriertransformierte einer Rechteckfunktion ist eine unendliche Sinc-Funktion, die in der MR-Praxis nicht realisierbar ist. Daher wird eine Fouriertransformierte gesucht, die einer Rechteckform ähnelt. Sobald die Fouriertransformierte jedoch nicht steil genug abfällt und sich somit die Funktion verbreitert, entstehen Einfaltungsartefakte, die nicht korrigiert werden können. Die Fouriertransformierte darf nicht das FOV überschreiten. Allerdings bringt eine zu schmale Form der Fouriertransformierten mit sich, dass das Bild teilweise mit Nullen multipliziert wird. Eine anschließende Korrektur kann die verlorengegangenen Pixel nicht wieder herstellen.

Die Roll-Off-Korrektur wird im Bildraum angewendet. Die Bilddaten werden pixelweise durch die Fouriertransformierte des Interpolationskerns geteilt. Das Ergebnis der Korrektur auf die simulierten Daten ist in Abb. 7.12 dargestellt. Durch die Anwendung der Roll-Off-Korrektur erzielt man ein sehr gutes Resultat, das den Originaldaten des Shepp-Logan-Phantoms sehr gleich kommt. Es existiert nun eine homogene Ausleuchtung des Objektes.

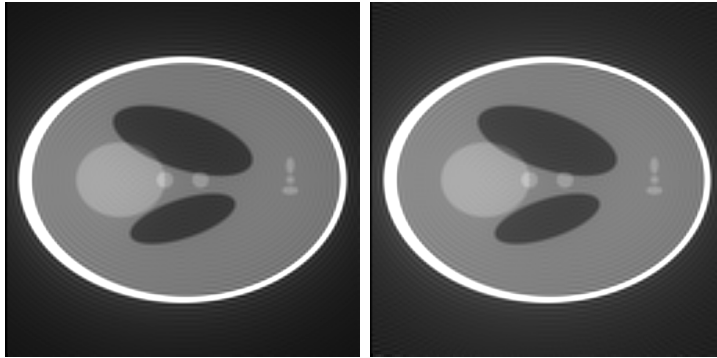


Abbildung 7.12: Die Roll-Off-Korrektur korrigiert im Bildraum den Fehler, der durch die Verschmierung der Datenpunkte (mit Dichtekorrektur, Kaiser-Bessel-Interpolation und Ram-Lak-Filter) entstanden ist (rechts). (Links) befindet sich das Referenzbild der Originaldaten.

7.2.5 Additives Weißes Gaußsches Rauschen

Fortlaufend werden alle simulierten Phantomdaten manipuliert, indem die k-Raum-Daten mit additivem weißem Gaußschem Rauschen (AWGR) überlagert werden. AWGR wird als ein Spezialfall des weißen Rauschens bezeichnet, dessen Signalamplituden Gaußverteilt sind und dessen spektrale Rauschleistungsdichte konstant ist. Dieses Rauschen überlagert sich mit einem Nutzsignal, daher die Bezeichnung *additiv*. Die Berechnung wird in folgender Formel für das AWGR w ausgedrückt

$$w(x) = \sqrt{\frac{-2 \cdot \ln(x_1^2 + x_2^2)}{x_1^2 + x_2^2}}, \quad (7.12)$$

wobei x_1 und x_2 Zufallszahlen sind mit $x_1, x_2 \in [0, 1]$. Mit Hilfe des Hintergrundrauschens auf den simulierten Daten wird unter realistischeren Bedingungen getestet, wie sich das Rauschen auf die Rekonstruktion auswirkt.

7.2.6 Variation der Kaiser-Bessel-Parameter

Der Bildrekonstruktions-Algorithmus ist nun soweit programmiert, dass er einwandfreie Resultate liefert. Die hohe Signalintensität im k-Raum-Zentrum und die Verschmierung der Interpolation wurde ausgeglichen. Es bleibt die Frage, ob durch eine veränderte Form der Kaiser-Bessel-Funktion (Abweichung von den Literaturangaben [14], S. 513) verbesserte Ergebnisse erzielt werden können. Die in den vorherigen Abschnitten verwendeten Parameter für die Fensterbreite und den Formparameter stammen aus Literaturangaben. Es soll nun untersucht werden, wie sich eine Veränderung der Parameter auf die Funktionen und die daraus resultierenden Bilder auswirkt.

Grafik-Nr.	L_{Kern}	B_{Kern}
1.	4	8
2.	4	10
3.	6	10
4.	6	20
5.	8	20
6.	8	40
7.	10	40
8.	12	40
9.	12	60
10.	14	40
11.	14	60
12.	14	80

Tabelle 7.1: Wahl der Parameter für verschiedene Kaiser-Bessel-Funktionen, die alle zu einer artefaktfreien Bildrekonstruktion durch ihre definierte Fouriertransformierte führen.

Abb. 7.13 behandelt die Variation der Fensterbreite von $L_{\text{Kern}} = 2, 4, 6, 8$. Das Ergebnis zeigt, dass mit wachsendem L_{Kern} die Breite der Fouriertransformierten abnimmt. Das kann zu Auslöschungen der Pixel führen, wenn die Fouriertransformierte das gesamte FOV bedeckt. Daher ist es notwendig, den Formparameter entsprechend der ausgewählten Fensterbreite anzupassen.

Wie in Abschnitt 7.2.4 gezeigt worden ist, kann ein Interpolationskern nur dann gute Ergebnisse liefern, wenn die entsprechende Fouriertransformierte das FOV rechteckförmig abdeckt. Die möglichen Parameterkombinationen der Kaiser-Bessel-Funktion von B_{Kern} und L_{Kern} sollen kurz tabellarisch in Tab. 7.1 aufgelistet werden. Grafiken 1 - 12 aus Abb. 7.14 zeigen die unterschiedlichen Kaiser-Bessel-Funktionen, die sich aus den jeweiligen Kernbreiten ergeben. Das Entscheidende bei der Wahl der Parameter sind die zugehörigen Fouriertransformierten, die alle den bereits erwähnten Randbedingungen genügen. Daher besitzen die ausgewählten Kaiser-Bessel-Funktionen ähnliche Bildresultate, die sich nur in verschiedenen Fensterungen unterscheiden. Die Frage, welche Parameterkombination verwendet werden soll, ist leicht beantwortet, wenn die kostspielige Rechenzeit berücksichtigt wird. Bei größeren Kernen, L_{Kern} , interpoliert man einen Messpunkt auf immer mehr Gitterpunkte. Dies erfordert entsprechend mehr Rechenzeit. Daher wird die Kaiser-Bessel-Funktion mit dem geringsten Kern bevorzugt.

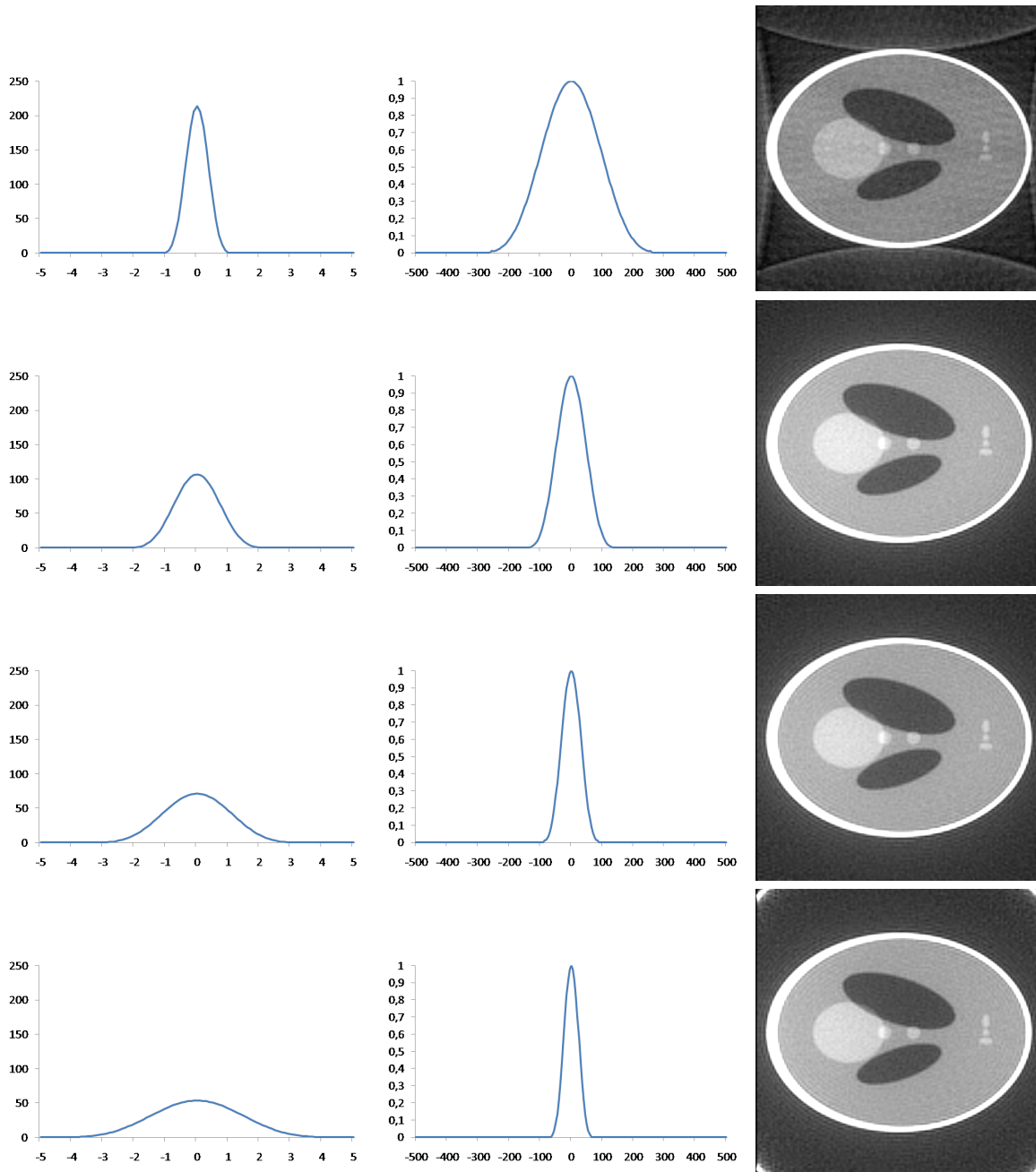


Abbildung 7.13: Die (linke) Seite stellt die Kaiser-Bessel-Funktion dar, die (Mitte) die dazugehörige Fouriertransformierte und (rechte) Seite das Bild. Der Formparameter liegt jeweils bei $B_{\text{Kern}} = 8$ und die Fensterbreite variiert von $L_{\text{Kern}} = 2, 4, 6, 8$.

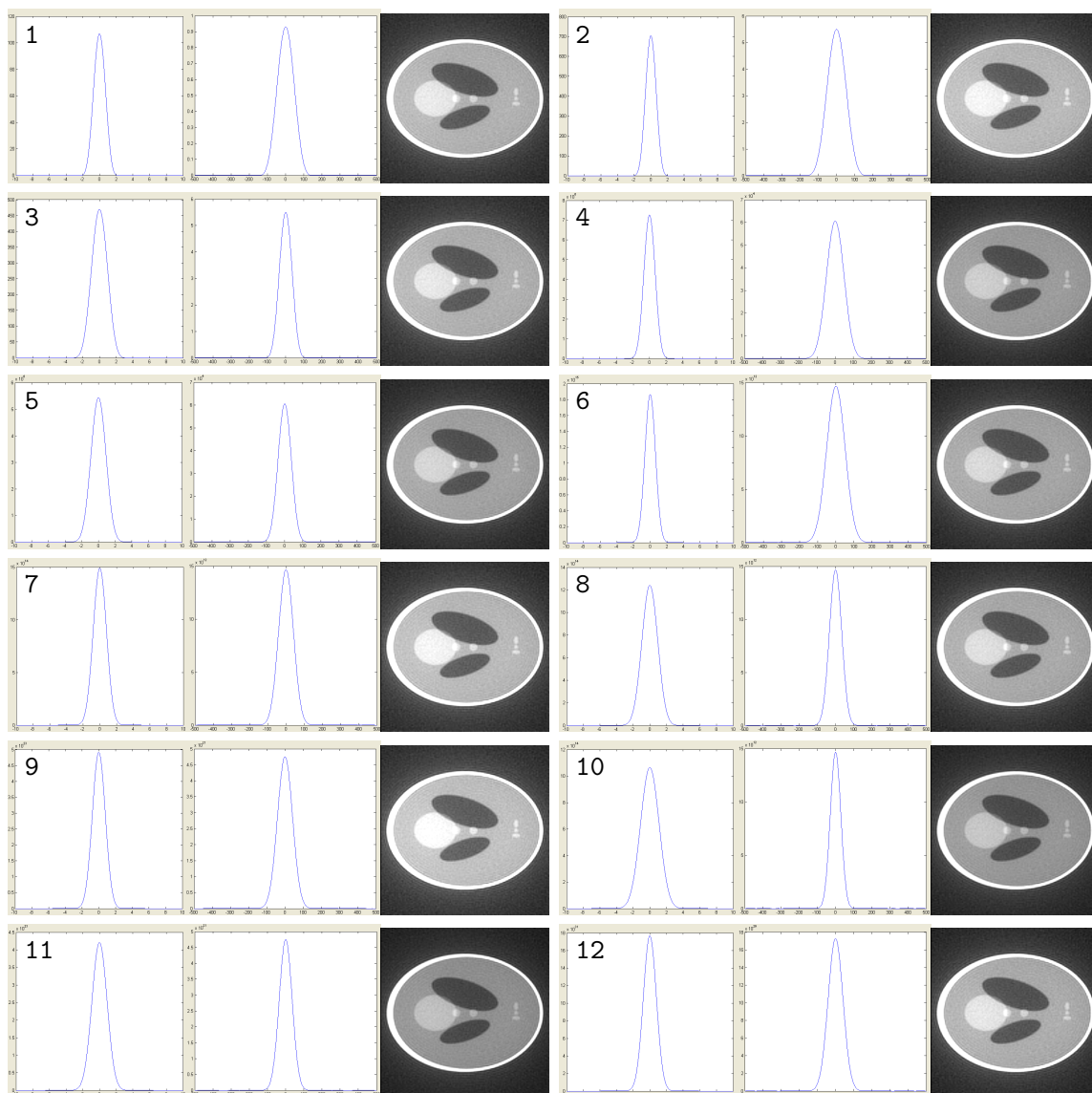


Abbildung 7.14: 12 Grafiken mit Parametereinstellungen aus Tab. 7.1. Jede Grafik zeigt die Kaiser-Bessel-Funktion, die zugehörige Fouriertransformierte und das resultierende Bild.

7.2.7 Symmetrie der Speichen um das k-Raum-Zentrum

Bei radial aufgenommenen Daten ist es wichtig, die Speiche symmetrisch um das k-Raum-Zentrum anzuordnen. Anders als bei kartesischen Aufnahmen, in denen sich der gesamte k-Raum in Frequenzrichtung verschieben würde, ist in diesem Fall die Verschiebung jeder einzelnen Speiche in einer anderen Richtung betroffen. Hervorgerufen wird eine solche Verschiebung durch die Hardware der Gradientenschaltung. Der Aufbau der Gradientenstärke verläuft in der Praxis langsamer als es in der Sequenz theoretisch vorhergesagt wird. Um diese Verzögerung auszugleichen, muss eine Gradientenkorrektur in

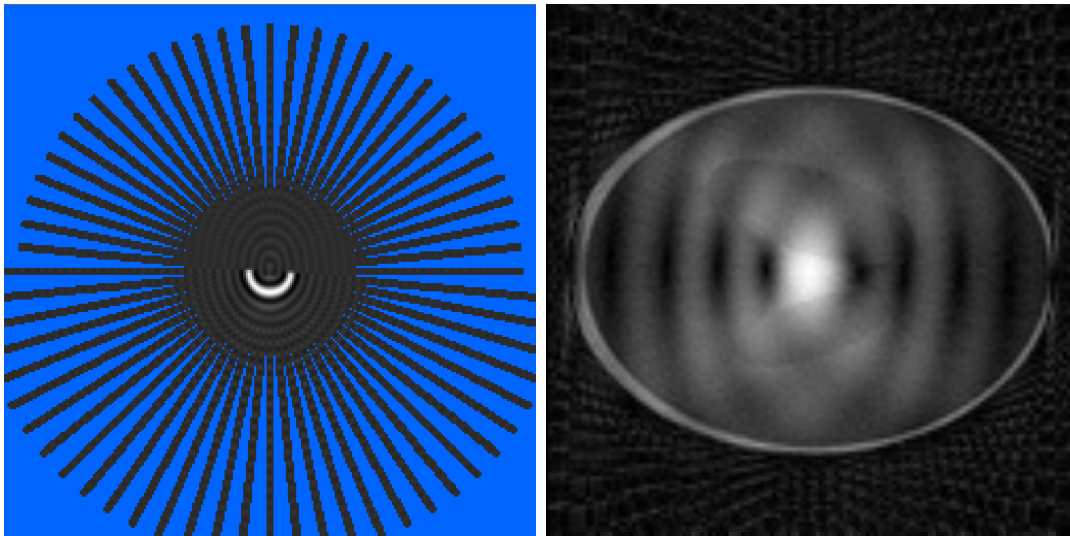


Abbildung 7.15: Jede Speiche einer Datenakquisition ist um 10 Abtastpunkte im k -Raum (links) versetzt. Das daraus berechnete Bild (rechts) zeigt Artefakte, die die Qualität des Bildes stark beeinträchtigen.

der Sequenz eingebaut werden. Wenn diese Verschiebung nicht im Bildrekonstruktionsprogramm berücksichtigt wird, führt das Gridding zu einer falschen Gitterinterpolation (s. Abb. 7.15). Daher ist es wichtig, in der Sequenz die richtigen Koordinaten der Speichen auszurechnen und die Gradienten entsprechend zu präparieren.

Ein zusätzliches Problem, das noch bestehen kann, ist die geradzahlige Anzahl von Abtastpunkten des ADCs*. Entweder liegen die Abtastpunkte symmetrisch um das k -Raum-Zentrum verteilt oder so, dass eine Abtastung exakt im k -Raum-Zentrum stattfindet. Dabei befindet sich auf einer Hälfte der Speiche ein Abtastpunkt mehr. Dieser Unterschied wirkt sich auf das berechnete Bild aus und muss in der Bildrekonstruktion ausgeglichen werden. Wenn die Verschiebung um einen halben Abtastpunkt in der Bildrekonstruktion nicht beachtet wird, treten Artefakte auf, wie sie in Abb. 7.16 dargestellt sind.

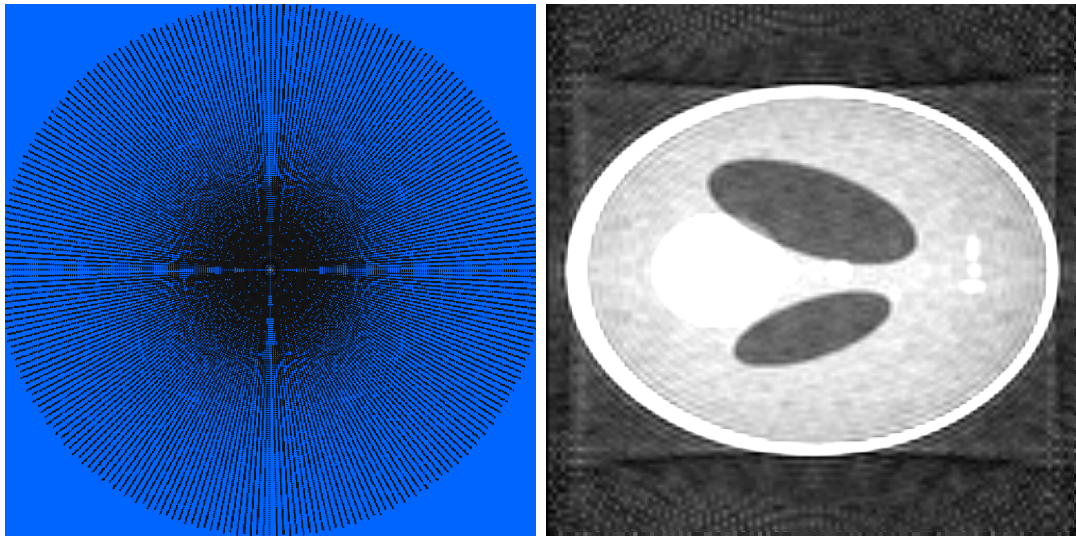


Abbildung 7.16: Jede Speiche einer Datenakquisition ist um einen halben Abtastpunkt im k -Raum (*links*) versetzt. Das daraus berechnete Bild (*rechts*) zeigt bei kontrastreicher Fensterung Artefakte im Hintergrund.

7.3 Unterabtastung

Im kartesischen Fall wurde schon gezeigt, dass das aufgenommene Signal bei Full-Fourier-Daten zu schwach ist, um den ganzen k -Raum mit Informationen zu versorgen. Allerdings hielt sich der negative Effekt in Grenzen, da die intensitätsschwächeren k -Raum-Linien auf die hohen k -Raum-Frequenzen verteilt wurden. Im Gegensatz hierzu hat bei einer radialen Kodierung jede Linie bzw. Speiche dieselbe Bedeutung. Speichen mit geringen Intensitäten greifen stark ins Bild ein, so dass ein hoher Signalverlust vermieden werden muss. Die Möglichkeit, die die radiale k -Raum-Abtastung bietet, ist die Unterabtastung des k -Raums. Dabei wird die Anzahl der Speichen reduziert und somit bei gleichmäßiger Verteilung im k -Raum der Abstand zwischen den Speichen erhöht. Anders als bei kartesischen Trajektorien führt eine Unterabtastung nicht zu einer verschlechterten Auflösung, sondern behält die ausgewählte Auflösung bei. Kommt man allerdings zu immer geringeren Speichenanzahlen, funktioniert die Interpolation durch die Kaiser-Besselfunktion nicht mehr gut genug und es entstehen Streifenartefakte (*engl.: streaking*).

Um diesen Effekt besser zu verstehen, ist es hilfreich die Punktspreizfunktion (PSF, *engl.: point spread function*) einzuführen, die die Impulsantwort des Systems beschreibt und Rückschlüsse auf die Aufnahmemethode zulässt. Ein MR-Bild A wird über eine

inverse Fouriertransformation \mathcal{F}^{-1} der akquirierten Daten x berechnet.

$$\mathcal{F}^{-1}(x) = A \quad (7.13)$$

Die Datenmatrix setzt sich zusammen aus dem Produkt der gesamten Messdaten x_{total} des Objektes und dem Abtastmuster x_{traj} der einzelnen Trajektorien. Also

$$\mathcal{F}^{-1}(x) = \mathcal{F}^{-1}(x_{\text{total}} \cdot x_{\text{traj}}). \quad (7.14)$$

Die Daten der Aufnahmetrajektorie entsprechen der Datenmatrix eines willkürlichen Aufnahmeschemas, wobei die Werte entweder auf 1 oder 0 gesetzt werden, je nachdem ob man sich in der Matrix auf der Trajektorie befindet oder nicht. Mit Hilfe des Faltungstheorems

$$\mathcal{F}^{-1}(x_{\text{total}} \cdot x_{\text{traj}}) = \mathcal{F}^{-1}x_{\text{total}} \circ \mathcal{F}^{-1}x_{\text{traj}} \quad (7.15)$$

und der Definition, dass die Fouriertransformation der Aufnahmetrajektorie die PSF darstellt ($\mathcal{F}^{-1}x_{\text{traj}} = \text{PSF}$), ergibt sich aus Gl. 7.13 die Faltung

$$\mathcal{F}^{-1}x_{\text{total}} \circ \text{PSF} = A. \quad (7.16)$$

Im Falle einer vollständigen Abtastung des k-Raums, die das Nyquist-Abtasttheorem

$$n_{\text{Speichen}} = \frac{\pi}{2} \cdot n_{\text{Sample}} \quad (7.17)$$

nicht verletzt, sind alle Daten der Trajektorienmatrix auf 1 gesetzt und die Fouriertransformation liefert eine SINC-Funktion mit einem hohen Intensitätswert in der Mitte des k-Raums. Die anschließende Faltung ergibt ein bestmögliches MR-Bild. Erst durch eine Unterabtastung wird sichtbar, dass sich die PSF extrem verschlechtert und bei ihrer Faltung mit dem Objekt die sogenannten *streaking*-Artefakte verursacht (vgl. Abb. 7.17).

In Abb. 7.18 sind sechs simulierte Phantomdaten erstellt worden. Die Messungen verwenden unterschiedliche Anzahl von Speichen. Der Wertebereich liegt zwischen 128 und 8 Speichen. Durch die Reduzierung der Linien folgt eine Verkürzung der Aufnahmezeit, was dem T_1 -Abfall entgegenwirkt. Zugleich hat die geringere Anzahl von Speichen zur Folge, dass der Kippwinkel sich erhöht. All diese Vorteile ergeben eine Signalsteigerung. Ab einer Reduzierung auf 32 Speichen sind eindeutig die angesprochenen *streaking*-Artefakte auszumachen. Trotz der Streifen, die im Bild auftauchen, wird die Auflösung beibehalten, was gegenüber der kartesischen Kodierung ein starker Vorteil ist. Selbst bei einer Messung mit nur 8 Speichen, was einer Messzeit von nur

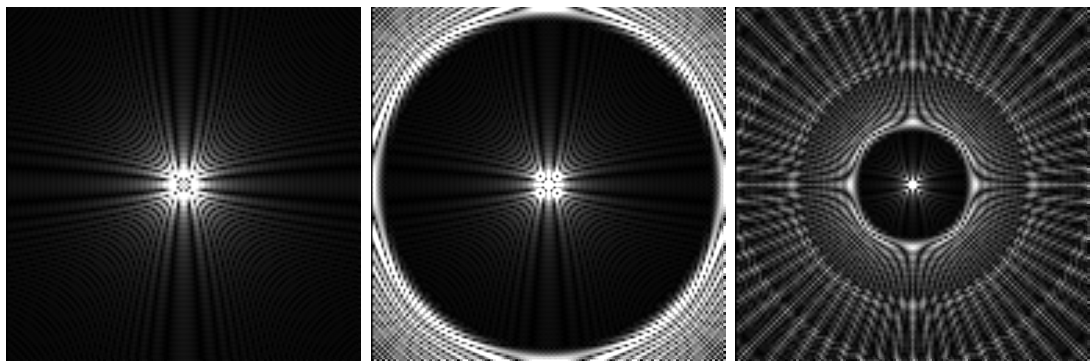


Abbildung 7.17: Die PSF für 192, 96 und 32 Speichen bei einer 128×128 Matrix.

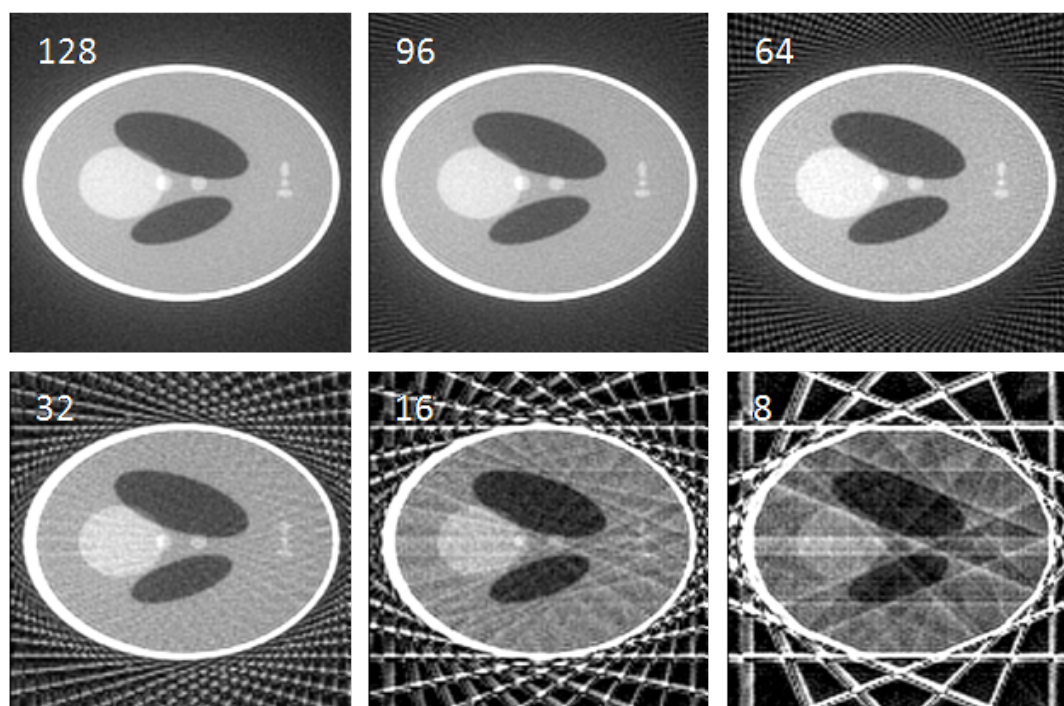


Abbildung 7.18: Streifenartefakte bei Reduzierung der Speichenanzahl pro Bild. Die Zahl entspricht der Anzahl der akquirierten Speichen.

ca. 50 ms entspricht, liefert die Akquisition brauchbare Daten, aus dem das Objekt in erster Näherung berechnet werden kann.

Zur Überprüfung der simulierten Phantomdaten ist das Rekonstruktionsprogramm zusammen mit der radialen turboSTEAM-Sequenz für in-vivo-Tests eingesetzt worden. Abb. 7.19 zeigt in-vivo-Messungen mit einer zu den simulierten Daten analogen Matrixgröße. Die Auflösung beträgt in diesem Fall $(1,5 \text{ mm})^2$ in der Ebene. Die Ergebnisse zeigen gute Resultate, besonders im direkten Vergleich zu einer kartesischen Messung mit 128 akquirierten Linien. Die häufigen Auslesepulse verursachen in der kartesischen

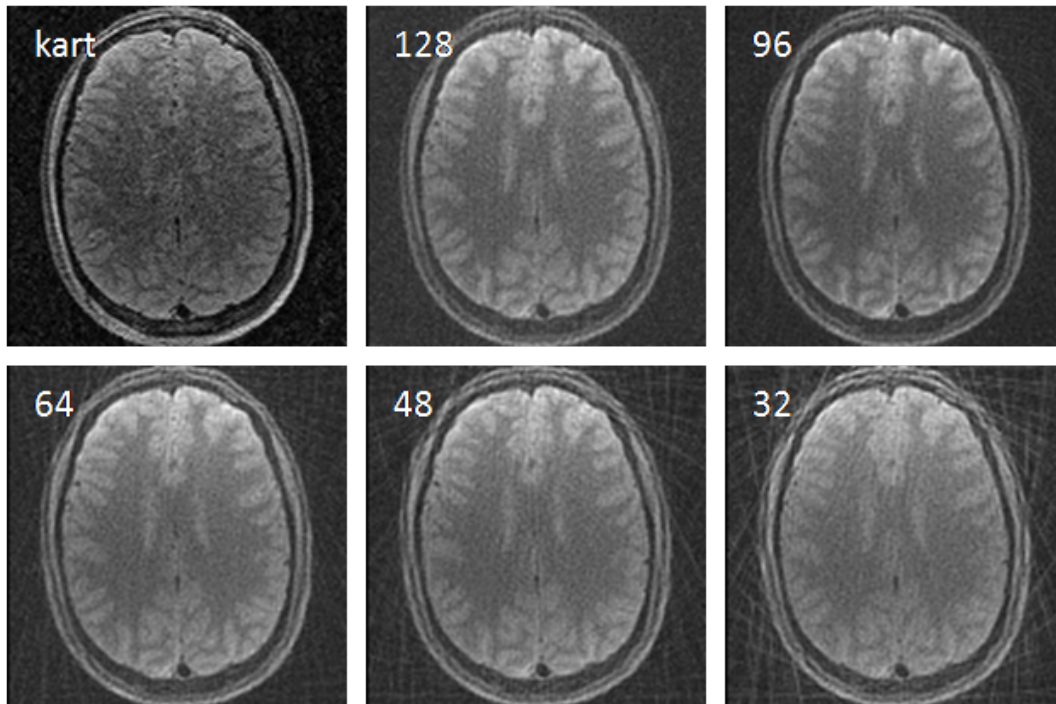


Abbildung 7.19: Radiale, unterabgetastete in-vivo-Messungen einer selektierten Schicht im Vergleich zur kartesischen Aufnahme (*kart*). Die Zahl entspricht der Anzahl der akquirierten Speichen.

Aufnahmemethode, dass nicht genügend Signal für den gesamten k-Raum genutzt werden kann. Die radial im k-Raum angeordneten Speichen besitzen den Vorteil, dass die Signalstärke einer Speiche zugleich Signal an das k-Raum-Zentrum sowie an den übrigen k-Raum liefert. So sind hohe und tiefe Raumfrequenzen gleich stark im k-Raum vertreten, was sich in den radial akquirierten Bildern als Kontraststärke widerspiegelt. Durch weitere Unterabtastung des k-Raums entstehen die angesprochenen *streaking*-Artefakte. Um ein noch ein anatomisch korrektes Bild zu erhalten, ist eine Aufnahme unter 32 Speichen nicht anwendbar, da weniger Speichen durch die Streifenartefakte den Kontrast des Objektes zerstören würden.

7.4 Segmentierung

Eine andere Methode das Signal zu erhöhen, führt auch bei radialer Kodierung zurück auf die Segmentierung des k-Raums. Wie schon in Abschnitt 3.2.6 vorgestellt, wird für jedes Segment die Magnetisierung neu angeregt. Dabei verteilen sich die Speichen pro Segment auf einen vollen Umlauf. Die Resultate verbessern sich, wie schon in der

kartesischen Bildgebung gesehen, proportional zur Anzahl der gewählten Segmente. Abb. 7.20 zeigt den SNR-Gewinn, den man durch häufigere Anregung in Verbindung mit höheren Kippwinkeln erhält.

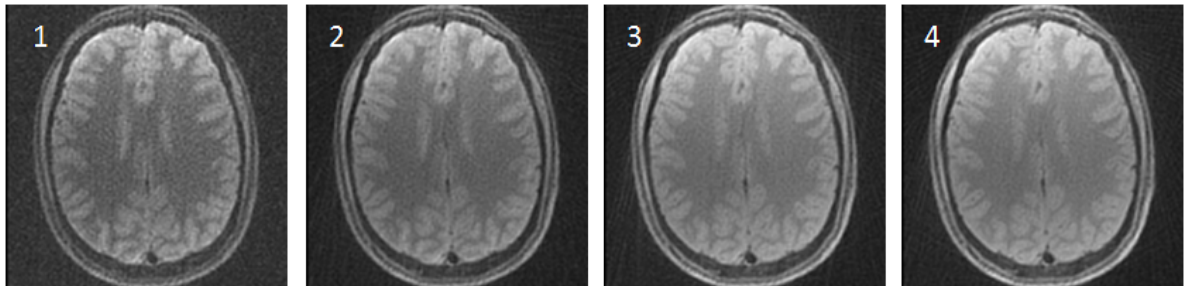


Abbildung 7.20: Segmentierung angewandt auf radiale Aufnahmeschemata mit jeweils 128 Speichen und der Anzahl der Segmente, die im Bild angegeben ist.

7.5 Nichtlineare Inversion bei radialer k-Raum-Abtastung

Die in Kapitel 4.4.3 beschriebene mathematische Methode, Bilder mittels nichtlinearer Inversion zu berechnen, kann auch auf radial abgetastete k-Raum-Daten angewendet werden. Abb. 7.21 zeigt unterabgetastete Daten eines Strukturphantoms, die mit Hilfe des Gridding-Algorithmus berechnet worden sind. Deutlich zu erkennen sind *streaking*-Artefakte bei hoher Unterabtastung. Wünschenswert wäre es, die Speichenanzahl und damit die Messzeit zu reduzieren und gleichzeitig die auftretenden Artefakte vermeiden zu können. Der nichtlineare Ansatz, der bereits auf die segmentierten Diffusionsdaten angewendet worden ist, soll dieses Problem lösen. In der Doktorarbeit von UECKER [72] wurde die nichtlineare Inversion vorgestellt und unter anderem auf radial kodierte Daten angewandt. Die radiale Kodierung besitzt den Vorteil, keine zusätzlichen Referenzlinien aufnehmen zu müssen, wo hingegen in der kartesischen Abtastung die Referenzlinien die notwendigen Informationen über das k-Raum-Zentrum der Rekonstruktion beitragen. In der radialen Variante kann die Information aus jeder k-Raum-Speiche gewonnen werden, da jede einzelne Speiche durch das k-Raum-Zentrum verläuft.

7.5.1 Anwendung auf Phantomdaten

In Abb. 7.22 sind die Resultate, die mittels nichtlinearer Inversion erzielt werden, dargestellt. Beide Abbildungen (Gridding und nichtlineare Inversion) beziehen sich auf die

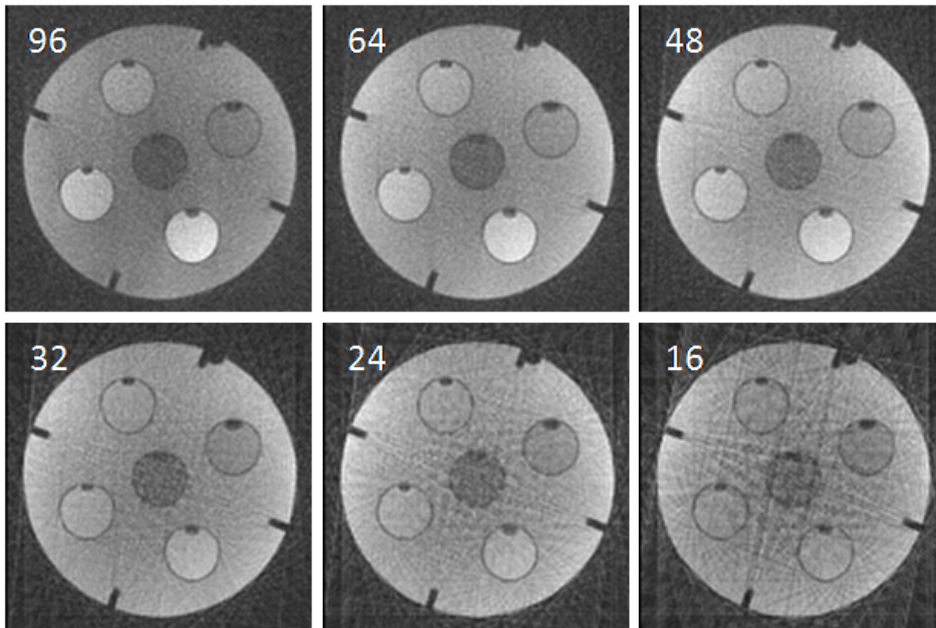


Abbildung 7.21: Unterabgetastete Phantomdaten einer $1,5 \times 1,5 \times 2 \text{ mm}^3$ Messung - berechnet mit dem Gridding-Algorithmus. Die Messzeit reduziert sich von 675 ms (96 Speichen) auf 128 ms (16 Speichen).

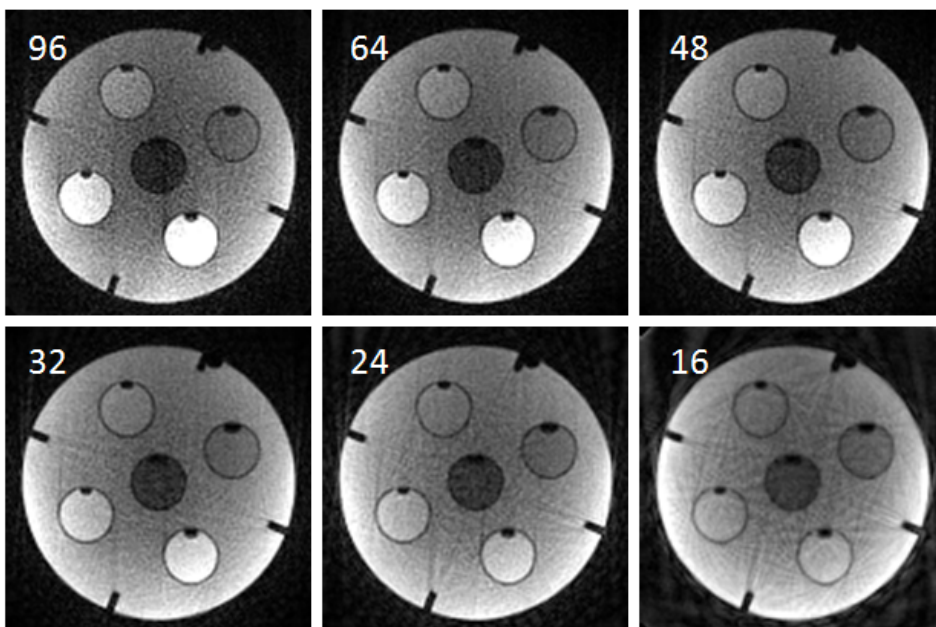


Abbildung 7.22: Unterabgetastete Phantomdaten einer $1,5 \times 1,5 \times 2 \text{ mm}^3$ Messung - berechnet mit Hilfe der nichtlinearen Inversion. Die Messzeit reduziert sich von 675 ms (96 Speichen) auf 128 ms (16 Speichen).

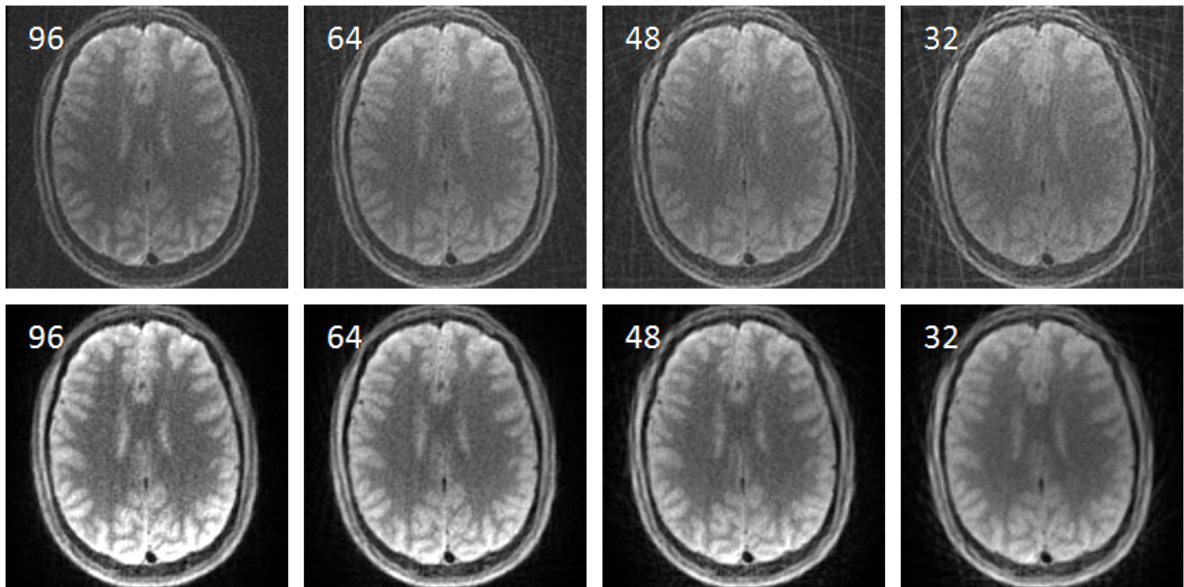


Abbildung 7.23: Die obere Reihe zeigt die Daten, die mittels der Gridding-Methode und die untere die, die mittels nichtlinearer Inversion rekonstruiert worden sind. Die Zahl entspricht der Anzahl der akquirierten Speicher.

selben k-Raum-Daten einer 128×128 Matrix. Die Messzeiten für eine verschiedene Anzahl von Speicher betragen bei $1,5 \times 1,5 \times 2 \text{ mm}^3$ Auflösung:

# Speicher	96	64	48	32	24	16
Messzeit in ms	675	457	347	234	183	128

Der nichtlineare Ansatz liefert Ergebnisse, die mit relativ wenigen k-Raum-Speichen die *streaking*-Artefakte unterdrücken können. Bezogen auf die in der Regel langen Diffusionsmessungen sind kurze Untersuchungszeiten besonders vorteilhaft. Kombiniert mit einer dreifachen, segmentierten Aufnahme, die bekanntlich durch häufigere Anregung zu einem SNR-Gewinn führt, würde die Messzeit von 17 min auf 9 min und damit auf etwa die Hälfte reduziert werden.

7.5.2 Anwendung auf Gehirnaufnahmen

In Abb. 7.23 soll gezeigt werden, dass in in-vivo-Untersuchungen keine Probleme bei der Rekonstruktion durch eventuelle Pulsationen im Gehirn auftreten. Berechnungen mit der nichtlinearen Inversion liefern trotz Unterabtastung einwandfreie Ergebnisse, die kontrastreiche Aufnahmen einer Hirnebene zeigen. Es treten sogar aufgrund von weicheren Kontrastübergängen weniger Streifenartefakte auf als bei den Phantomdaten, die durch ihre vielen Kanten im Objekt der Bildrekonstruktion Probleme bereiten.

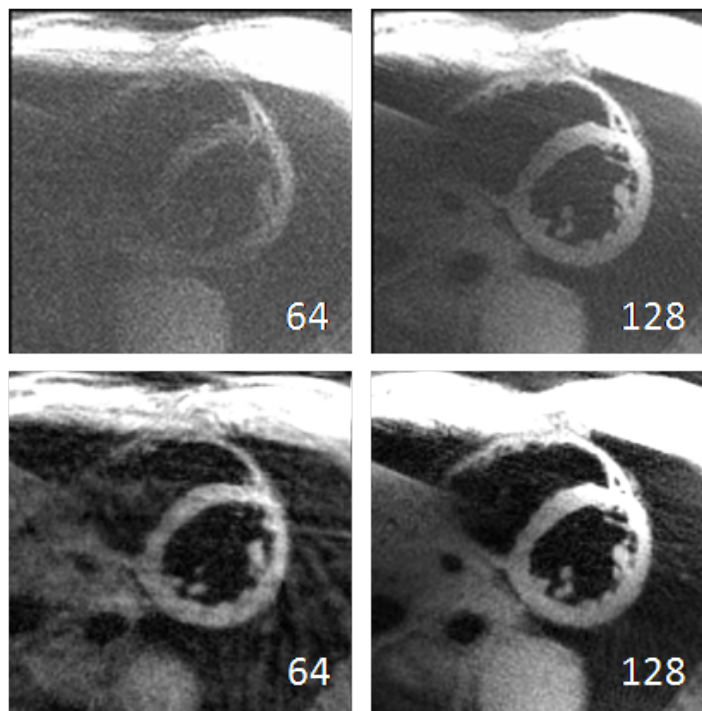


Abbildung 7.24: Vergleich der Gridding-Methode (oben) mit der nichtlinearen Inversion (unten) mit jeweils 64 Speichen (links) gegen 128 Speichen (rechts).

Der zukünftige Schritt wird sein, die Bildberechnung auf die signalschwachen, diffusionsgewichteten Daten anzuwenden und zu untersuchen, wie sich die Rekonstruktion bei geringer Signalintensität verhält.

7.5.3 Anwendung auf Herzaufnahmen

In der Herzbildgebung spielt die Eigenschaft eine wichtige Rolle, bei radialer Kodierung in das Objekt ohne Einfaltungsartefakte hineinzuzoomen zu können. Dadurch kann im Vergleich zur üblichen FOV-Größe bei gleicher Matrix eine verbesserte Auflösung erzielt werden. Abb. 7.24 zeigt Aufnahmen eines Kurz-Achsen-Blickes des menschlichen Herzens (mit 1,5 mm Pixel-Auflösung). Beide Algorithmen leiden unter dem Differenzunterschied zwischen den signalschwachen Herzmuskeldaten und der signalstarken Bauchwand. Um das Herz einigermaßen kontrastreich darzustellen, kann eine Übersteuerung der spulennahen Bauchwand nicht vermieden werden. Jedoch kann man trotz der Einschränkungen einen Unterschied zwischen den beiden Rekonstruktionen feststellen. Die nichtlineare Inversion schöpft mehr Informationen aus den k-Raum-Daten aus, indem die Spulenprofile in das Bild mit einbezogen werden, was zu einer Rauschunterdrückung in den MR-Bildern führt. Für die Zukunft muss der Algorithmus in der

Richtung weiterentwickelt werden, dass die verwendeten Spulenprofile besser auf Herzmessungen abgestimmt und dadurch mehr Informationen über den Herzmuskel gewonnen werden können.

8

Zusammenfassung

Mit Hilfe der turboSTEAM-Sequenz konnten in dieser Arbeit neue Möglichkeiten eröffnet werden, um die spezifischen Vorteile dieser MRT-Technik für geeignete Fragestellungen und Untersuchungen des Menschen zu nutzen. Basierend auf dem SIEMENS Tim Trio 3 Tesla MR-Gerät wurden diverse STEAM-Sequenzen entwickelt und die Schaltungen der Gradienten und Hochfrequenzpulse auf dieses System angepasst. Trotz der Signalintensitätsproblematik der turboSTEAM-Sequenz besitzt sie vorteilhafte Eigenschaften, die im Rahmen dieser Arbeit gezielt eingesetzt und erfolgreich für eine blutfreie Darstellung des Herzens und die Diffusionstensor-MRT des Gehirns weiterentwickelt wurden.

Die auf der turboSTEAM-Sequenz basierende Messung des Diffusionstensors (DTI) liefert Dank der HF-refokussierenden Echos verbesserte Resultate gegenüber Aufnahmen mit der EPI-Sequenz, die aufgrund ihrer Gradientenechos bei Suszeptibilitätsdifferenzen an vielen Gewebegrenzen im Körper unter Bildverzerrungen und Falschdarstellungen leidet. Mit Hilfe der GRAPPA-Rekonstruktion, die bei Messung mit multiplen Spulenelementen eine kartesische Unterabtastung des k-Raums zulässt, konnte die Messzeit für Diffusionsmessungen um einen Faktor zwei reduziert werden. Die zusätzlich eingesetzte Partial-Fourier-Technik zeigte, dass neben einer weiteren Zeitreduzierung

ein Signalgewinn durch eine kleinere Anzahl von Anregungspulsen und damit höhere Kippwinkel zu verzeichnen war. Mit der diffusionsgewichteten turboSTEAM-Sequenz am Gehirn gelang in Verbindung mit geeigneten Algorithmen zur Traktografie eine hervorragende Darstellung der Faserverbindungen des Corpus Callosum und des Cingulums. Durch eine entsprechend hohe Bildauflösung ($1,8 \times 1,8 \times 1,8 \text{ mm}^3$) gelang es, insbesondere das Cingulum in seine Bestandteile zu separieren und seine Faserstränge dreidimensional zu kartographieren.

Ein anderes besonders gut geeignetes Anwendungsgebiet ist das Herz, das mit Hilfe der turboSTEAM-Sequenz ohne störende Blutsignale dargestellt werden kann. Die „*Black Blood Imaging*“-Eigenschaft wird dabei implizit durch die physikalischen Eigenschaften der STEAM-Sequenz erzielt. EKG-getriggerte Multi-Schuss-Messungen liefern in Atempausen verschiedene Einblicke (2-Kammer-, 4-Kammer-, Kurz-Achsen-Blick) in die Anatomie des Herzmuskels. Robust und zuverlässig zeigten sich Herzbilder, die durch Kombination einer segmentierten k-Raum-Aufnahme mit der GRAPPA-Technik Messzeiten von unter 100 ms pro Herzzyklus bei einer Auflösung von $1,5 \times 1,5 \times 6 \text{ mm}^3$ erreichen. Durch diese kurzen Messzeiten wird selbst bei Patienten mit Herzrhythmusproblemen, bei denen die Herzfrequenz sehr viel schneller als bei gesunden Testpersonen sein kann, eine Messung mit guten Resultaten garantiert.

Die Segmentierung des k-Raums, die bei der Herzbildgebung erfolgreich das Signal verstärkte, führt auch bei Gehirnaufnahmen zu diesem Ergebnis. Allerdings stieß die Anwendung bei diffusionsgewichteten Aufnahmen auf Probleme, da diese extrem empfindlich selbst auf kleine Bewegungen reagieren, die durch die Pulsation des arteriellen Blutes im Gehirn hervorgerufen werden. Dadurch wird den MRT-Daten der einzelnen Segmente eine jeweils andere Phase aufgeprägt, die bei der Kombination der segmentierten Daten zu Bildartefakten führt. Es musste ein Weg gefunden werden, die Phasenunterschiede aus den k-Raum-Daten herauszurechnen. Die Lösung ergab sich durch eine Rekonstruktion mittels nichtlinearer Inversion, die innerhalb der Arbeitsgruppe entwickelt worden ist und sich auf segmentierte Aufnahmen anwenden lässt. Mit Hilfe dieses Algorithmus gelang es, vergleichbare Ergebnisse zu den GRAPPA-Ergebnissen mit Partial Fourier-Technik zu erzielen. Die grundsätzliche Beobachtung, dass durch segmentierte Messungen mehr Signal detektiert werden kann, konnte in diesen Studien noch nicht vollständig genutzt werden, da 1/3 der aufzunehmenden k-Raum-Linien pro Segment zur Ermittlung der Phasenbestimmung verwendet werden musste. In zukünftigen Projekten soll darauf hingearbeitet werden, dass das Verhältnis zwischen der Linienanzahl zur Phasenermittlung und den eigentlichen Messdaten größer wird, um die Magnetisierung besser für die Kodierung der Bildinformation zu nutzen.

Eine andere Methode der k-Raum-Abtastung führt von der kartesischen Kodierung zu einem radialen Abtastschema. Die radiale k-Raum-Kodierung profitiert von einer höheren Robustheit gegenüber Bewegungen und einer unveränderten räumlichen Auflösung bei Unterabtastung. Durch die Umstellung der Sequenz musste ein Bildrekonstruktionsprogramm (Gridding) geschrieben werden, das die radialen Daten auf die Gitterpunkte des k-Raums interpoliert, um mittels einer schnellen 2D-FFT die Bilder berechnen zu können. Die Ergebnisse zeigten, dass mit vergleichsweise wenigen k-Raum-Speichen MRT-Aufnahmen entstehen, die aufgrund ihrer reduzierten Speichenanzahl mehr Signal liefern. Allerdings leiden stark unterabgetastete Datensätze unter *streaking*-Artefakten. Daher wurden die gemessenen Daten ebenfalls mit dem nichtlinearen inversen Algorithmus berechnet. Die auftretenden Artefakte konnten beseitigt werden, so dass es in Zukunft möglich sein sollte, die Datenakquisition weiter zu verkürzen.

Bei den im Rahmen dieser Arbeit behandelten Anwendungsgebieten, der Herzmuskeldarstellung ohne störende Blutsignale und der Darstellung der Nervenfaserbahnen im Corpus Callosum und Cingulum mittels Diffusionstensor-MRT, wurden insgesamt sehr gute Resultate erzielt. Aufgrund der schnellen Datenakquisition bei gleichzeitiger Unempfindlichkeit gegenüber Magnetfeldinhomogenitäten ist zu erwarten, dass auch das klinische Potential der turboSTEAM-Sequenzen weiter wachsen wird. Gleiches gilt für die tierexperimentelle Anwendung in MRT-Systemen mit höchsten Feldstärken.

In der Zukunft erscheint vor allem der Ausbau der radial kodierten turboSTEAM-Sequenz in Verbindung mit einem entsprechenden Bildrekonstruktionsalgorithmus vielversprechend, da diese Variante aufgrund der stark reduzierten Mindestanzahl von Speichen einen erheblichen Signalgewinn durch höhere Kippwinkel bei weiterer Messzeitverkürzung verspricht.

Summary

The aim of this thesis was the further development of a specialized high-speed imaging technique for magnetic resonance imaging (MRI), which is based on stimulated echoes. Such turboSTEAM sequences benefit from the acquisition of radiofrequency-refocused echoes that are free from susceptibility-induced image distortions. These physical properties offer new advantageous opportunities in fields such as cardiac imaging and diffusion-weighted MRI.

Technically, a major portion of the experimental work was devoted to a reduction of the image acquisition time without sacrificing image quality as, for example, defined by spatial resolution and signal-to-noise ratio. In this respect, the simultaneous adaptation of parallel imaging by the GRAPPA method and partial Fourier encoding significantly improved the application to diffusion tensor imaging (DTI). The combined approach achieved much shortened measuring times and in addition improved the signal-to-noise ratio by allowing for the use of higher flip angles for the acquired stimulated echoes. The signal boost could be utilized to increase the spatial resolution to an isotropic value of $(1.8 \text{ mm})^3$. A corresponding application for the first time separately identified the individual components of the human cingulum by DTI-based fiber tractography.

A further technical extension of the turboSTEAM sequence combined parallel imaging with Partial Fourier encoding and segmentation of the k-space. The resulting multi-shot measurement turned out to be particularly promising for cardiac MRI as the physical properties of the stimulated echoes destroy the signals from the flowing blood. Therefore, the otherwise difficult to achieve visualization of the myocardial wall without the presence of strong signals from ventricular blood is a unique feature of this application. Blood-free or „black blood“ imaging of the human heart using optimized ECG-gated turboSTEAM with short echo trains is robust against high (and variable) heart rates and may become an important clinical tool. Preliminary studies revealed access to all anatomically defined heart views (e.g., 2-chamber, 4-chamber, and short-axis views) at 1.5 mm in-plane resolution.

Attempts to exploit similar ideas for segmented diffusion-weighted MRI led to the problem of different motion-induced phases for the individual k-space segments. In order to overcome this limitation the image reconstruction was performed with the use of an iterative non-linear inversion algorithm previously developed in our group. Although it could be shown that the phase problem may be solved by this approach, the phase determination of the individual segments required almost 1/3 of the respective echo train

(or k-space) and should be reduced in future. As a promising option to counter this requirement, the turboSTEAM sequence was extended from Cartesian to radial k-space encoding. Accordingly, the image reconstruction by a simple FFT had to be replaced by the development of a so-called gridding technique which essentially interpolates the non-Cartesian k-space data to a rectilinear grid. In general, the radial turboSTEAM version is expected to benefit from the advantageous undersampling properties of radial trajectories, in particular when combined with iterative image reconstruction by non-linear inversion.

Literaturverzeichnis

- [1] FRAHM J, MERBOLDT KD, HÄNICKE W, HAASE A: *Stimulated echo imaging*, J. Magn. Reson., 64 (1985) 81–93.
- [2] BLOCH F: *Nuclear induction*, Phys. Rev., 70 (1946) 460–474.
- [3] BLOCH F, HANSEN WW, PACKARD M: *The nuclear induction experiment*, Phys. Rev., 70 (1946) 460.
- [4] PURCELL EM, TORREY HC, PUND RV: *Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid*, Phys. Rev., 69 (1946) 37.
- [5] HAHN EL: *Spin echoes*, Phys. Rev., 80 (1950)(4) 580–594.
- [6] LAUTERBUR PC: *Image formation by induced local interaction: Examples employing nuclear magnetic resonance*, Nature, 242 (1973) 190–191.
- [7] MANSFIELD P, PYKETT L: *Biological and medical imaging by NMR*, J. Magn. Reson, 29 (1978) 355–373.
- [8] SCHATZ G, WEIDINGER A: *Nukleare Festkörperphysik* (Teubner Studienbücher, 1985).
- [9] ELSTER AD: *Questions and answers in magnetic resonance imaging* (Mosby, 1994).
- [10] SIEMENS AG: *Magnete, Spins und Resonanzen* (Siemens Medical Solutions, 2003).
- [11] STARK D, BRADLEY W, Hg.: *Magnetic Resonance Imaging* (Mosby, St. Louis, 1999).

-
- [12] HAACKE EM, BROWN RW, THOMPSON MR, VENTATESAN R: *Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design* (Willey-Liss, 1999).
- [13] LAUTERBUR PC, LIANG ZP: *Principles of Magnetic Resonance Imaging* (IEEE Press Series on Biomedical Engineering, 2000).
- [14] BERNSTEIN M, KING K, ZHOU X: *Handbook of MRI Pulse Sequences* (Elsevier Academic Press, 2004).
- [15] COOLEY JW, TUKEY JW: *An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series.*, Math. Computation, 19 (1986) 297–301.
- [16] HAJNAL JV, BRYANT DJ, KASUBOSKI L, PATTANY PM, DE COENE B, LEWIS PD, PENNOCK JM, OATRIDGE A, YOUNG IR, BYDDER GM: *Use of fluid attenuated inversion recovery (flair) pulse sequences in mri of the brain*, J. Comput. Assist. Tomogr., 16 (1992) 841–844.
- [17] HAASE A, FRAHM J, HÄNICKE W, MATTHAEI D: *^1H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging*, Phys. Med. Biol., 30 (1985)(4) 341–344.
- [18] HAASE A, FRAHM J, MATTHAEI D, MERBOLDT KD, HÄNICKE W: *FLASH imaging: Rapid NMR imaging using low flip angle pulses*, J. Magn. Reson., 67 (1986) 258–266.
- [19] FRAHM J, HAASE A, HÄNICKE W, MERBOLDT KD, MATTHAEI D: *Hochfrequenz-Impuls und Gradienten-Impuls-Verfahren zur Aufnahme von schnellen NMR-Tomogrammen unter Benutzung von Gradientenechos*, Deutsche Patentanmeldung P 35 04 734.8, 1985.
- [20] MANSFIELD P: *Multi-planar image formation using NMR spin echoes*, J. Phys. C, 10 (1977) 55–58.
- [21] NATT O: *Entwicklung von Verfahren für in vivo NMR-Untersuchungen des Gehirns der Maus*, Doktorarbeit, Georg-August-Universität in Göttingen, Göttingen, 2002.
- [22] PRICE WS: *Pulsed-field gradient nuclear magnetic resonance as a tool for studying translation diffusion: Part 1. Basic theory*, Concepts Magn. Reson., 9 (1997) 299–336.

-
- [23] PRICE WS: *Pulsed-field gradient nuclear magnetic resonance as a tool for studying translation diffusion: Part 2. Basic theory*, Concepts Magn. Reson., 10 (1998) 197–237.
- [24] BASSER PJ, MATTIELLO J, LE BIHAN D: *Estimation of effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo*, J. Magn. Reson., 103 (1994) 247–254.
- [25] BASSER PJ, MATTIELLO J, LE BIHAN D: *MR diffusion tensor spectroscopy and imaging*, Biophys. J., 66 (1994) 259–267.
- [26] STEJSKAL EO: *Use of spin echos in a pulsed magnetic-field gradient to study anisotropic, restricted diffusion and flow*, J. Chem. Phys., 43 (1965) 3597–3603.
- [27] STEJSKAL EO, TANNER JE: *Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient*, J. Chem. Phys., 42 (1965) 288–292.
- [28] TORREY HC: *Bloch equations with diffusion terms.*, Phys. Rev., 104 (1956) 563–565.
- [29] LEBIHAN D: *Diffusion and perfusion magnetic resonance*, Raven Press, (1995).
- [30] WESTIN CF, MAIER SE, MAMATA H, NABAVI A, JOLESZ FA, KIKINIS R: *Processing and visualization for diffusion tensor MRI*, Medical Image Analysis, 6 (2002) 93–108.
- [31] BASSER PJ, PIERPAOLI C: *Microstructural and physiological features of tissues elucidated by quantitative-diffusion-tensor MRI*, J. Magn. Reson. B, 111 (1996) 209–219.
- [32] RIESEBERG S: *Kartierung des Diffusionstensors mittels schneller NMR-Tomographie*, Doktorarbeit, Georg-August-Universität in Göttingen, Göttingen, 2004.
- [33] FRAHM J, HAASE A, MATTHAEI D, MERBOLDT K, HÄNICKE W: *Rapid NMR imaging using stimulated echoes*, J. Magn. Reson., 65 (1985) 130–135.
- [34] GIBBS JW: *Fourier series*, Nature, 59 (1899) 200 and 606.
- [35] FINSTERBUSCH J, FRAHM J: *Half-Fourier single shot STEAM MRI*, Magn. Reson. Med., 47 (2002) 611–615.
- [36] LU H, NAGAE-POETSCHER LM, GOLAY X, LIN D, POMPER M, VAN ZIJL PC: *Routine clinical brain MRI sequences for use at 3.0 Tesla*, J. Magn. Reson. Imaging, 22 (2005) 13–22.

- [37] PRUESSMANN KP, WEIGENR M, SCHEIDEGGER MB, BOESIGER P: *SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI*, Magn. Reson. Med., 42 (1999) 952–962.
- [38] GRISWOLD MA, JAKOB PM, HEIDEMANN RM, NITTKA M, JELLUS V, WANG J, KIEFER B, HAASE A: *Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)*, Magn. Reson. Med., 47 (2002) 1202–1210.
- [39] KARAS A: *Weiterentwicklung der schnellen Magnetresonanz-Tomografie mit stimulierten Echos*, Diplomarbeit, Mathematisch-Physikalische Fakultät der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen, 2007.
- [40] ARMITAGE PA, BASTIN ME: *Utilizing the diffusion-to-noise ratio to optimize magnetic resonance diffusion tensor acquisition strategies for improving measurements of diffusion anisotropy*, Magn. Reson. Med., 45 (2001) 1056–1065.
- [41] JONES DK, WILLIAMS SCR, GASSTON D, HORSFIELD MA, SIMMONS A, HOWARD R: *Isotropic resolution diffusion tensor imaging with whole brain acquisition in a clinically acceptable time*, Human Brain Mapping, 15 (2002) 216–230.
- [42] BRIHUEGA-MORENO O, HEESE FP, HALL LD: *Optimization of diffusion measurements using cramer-rao lower bound theory and its application to articular cartilage*, Magn. Reson. Med., 50 (2003) 1069–1076.
- [43] JONES DK: *The effect of gradient sampling schemes on measures derived from diffusion tensor MRI: a monte carlo study*, Magn. Reson. Med., 51 (2004) 807–815.
- [44] WEHRLI F: *Magnetic Resonance Imaging: Principles of Magnetic Resonance, Bd. I* (Mosby Year Book, 2. Auflage, 1992).
- [45] ENZMANN DR, PELC NJ: *Brain motion: measurement with phase-contrasts MR imaging*, Radiology, (1992).
- [46] PIERPAOLI C, MARENCO S, ROHDE G, JONES DK: *Analyzing the contribution of cardiac pulsation to the variability of quantities derived from the diffusion tensor*, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., (2003)(11) 70.
- [47] SKARE S, ANDERSSON JLR: *On the effects of gating in diffusion imaging of the brain using single shot EPI*, Magn. Reson. Imaging, 19 (2001) 1125–1128.

-
- [48] JIANG H, GOLAY X, VAN ZIJL PC, MORI S: *Origin and minimization of residual motion-related artifacts in navigator-corrected segmented diffusion-weighted EPI of the human brain*, Magn. Reson. Med., 47 (2002) 818–822.
- [49] UECKER M, KARAS A, FRAHM J: *Inverse reconstruction method for segmented multi-shot diffusion-weighted MRI with multiple coils*, Magn. Reson. Med., (2009).
- [50] HIGGINS CB: *Introduction to special issue on cardiovascular mri*, J. Magn. Reson. Imaging, 10 (1999) 589–899.
- [51] EARLS JP, HO VB, FOO TK, CASTILLO E, FLAMM SD: *Cardiac MRI: Recent progress and continued challenges*, J. Magn. Reson. Imaging, 16 (2002) 111–127.
- [52] EDELMAN RR, CHIEN D, KIM D: *Fast selective black blood imaging*, Radiology, 181 (1991) 655–660.
- [53] SIMONETTI OP, FINN P, WHITE RICHARD D LAUB G, HENRY DA: *„black blood,, T2-weighted inversion-recovery MR imaging of the heart*, Radiology, 199 (1996) 49–57.
- [54] KARAS A, MERBOLDT KD, GRAESSNER J, FRAHM J: *Black-blood imaging of the human heart using rapid stimulated echo acquisition mode (STEAM) MRI*, J. Magn. Reson. Imaging, 26 (2007) 1666–1671.
- [55] THOMAS DL, PELL GS, LYTHGOE MF, GADIAN DG, ORDIDGE RJ: *A quantitative method for fast diffusion imaging using magnetization-prepared turbo-FLASH*, Magn. Reson. Med., 39 (1998) 950–960.
- [56] GOLAY X, JIANG H, VAN ZIJL PC, MORI S: *High-resolution isotropic 3D diffusion tensor imaging of the human brain*, Magn. Reson. Med., 47 (2002) 837–843.
- [57] MAMATA H, MAMATA Y, WESTIN CF, SHENTON ME, KIKINIS R, JOLESZ FA, MAIER SE: *High-resolution line scan diffusion tensor MR imaging of white matter fiber tract anatomy*, Am. J. Neuroradiol., 23 (2002) 67–75.
- [58] PIPE JG, FARTHING VG, FORBES KP: *Multishot diffusion-weighted FSE using PROPELLER MRI*, Magn. Reson. Med., 47 (2002) 42–52.
- [59] PIPE JG: *Turboprop - an improved PROPELLER sequence for diffusion weighted MRI*, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 10 (2002) 435.

- [60] JEONG EK, KIM SE, PARKER DL: *High-resolution diffusion-weighted 3D MRI, using diffusion-weighted driven-equilibrium (DW-DE) and multishot segmented 3D-SSFP without navigator echoes*, Magn. Reson. Med., 50 (2003) 821–829.
- [61] LI TQ, KIM DH, MOSELEY ME: *High-resolution diffusion-weighted imaging with interleaved variable-density spiral acquisitions*, J. Magn. Reson. Imaging, 21 (2005) 468–475.
- [62] WANG FN, HUANG TENG-YI LIN FHCTC, CHEN NK, CHUNG HW, CHEN CY, KWONG KK: *PROPELLER EPI: An MRI technique suitable for diffusion tensor imaging at high field strength with reduced geometric distortions*, Magn. Reson. Med., 54 (2005) 1232–1240.
- [63] NESTOR PG, KUBICKI M, SPENCER KM, NIZNIKIEWICZ M, MCCARLEY RW, SHENTON ME: *Attentional networks and cingulum bundle in chronic schizophrenia*, Schizophr. Res., 90 (2007) 308–315.
- [64] CATHELIN G, PERIOTA O, AMIRALTA M, BRAUN M, DARTIGUESD JF, AURIACOMBED S, ALLARD M: *Distinctive alterations of the cingulum bundle during aging and alzheimer's disease*, Neurobiol Aging, (2008).
- [65] CATANIB M, HOWARD RJ, PAJEVICC S, JONES DK: *Virtual in vivo interactive dissection of white matter fasciculi in the human brain*, Neuroimage, 17 (2002) 77–94.
- [66] CATANIB M, DE SCHOTTEN TM: *A diffusion tensor imaging tractography atlas for virtual in vivo dissections*, Cortex, 44 (2008) 1105–32.
- [67] SCHMAHMANN JD, PANDYA DN: *Fiber Pathways of the Brain* (Oxford University Press, Oxford, 2006).
- [68] LAWES I, BARRICK TR, MURUGAM V, SPIERINGS N, EVANS DR, SONG M, CLARK CA: *Atlas based segmentation of white matter tracts of the human brain using diffusion tensor tractography and comparison with classical dissection*, 39 (2008) 62–79.
- [69] BAMMER R, KEELING SL, AUGUSTIN M, PRUESSMANN KP, WOLF R, STOLLBERGER R, HARTUNG HP, FAZEKAS F: *Improved diffusion-weighted single-shot echo-planar imaging (EPI) in stroke using sensitivity encoding (SENSE)*, Magn. Reson. Med., 46 (2001) 548–554.

- [70] BEATTY PJ, NISHIMURA DG, PAULY JM: *Rapid gridding reconstruction with a minimal oversampling ration*, IEEE T. Med. Imaging, 24 (2005)(6) 799–808.
- [71] SHEPP L, LOGAN B: *The Fourier reconstruction of a head section.*, IEEE Transactions on Nuclear Science, 21 (1974) 21–43.
- [72] UECKER M: *Nonlinear reconstruction methods for parallel magnetic resonance imaging*, Doktorarbeit, Georg-August-Universität in Göttingen, Göttingen, 2009.

Liste der Publikationen

- Alexander Karaus, Klaus Dietmar Merboldt, Joachim Graessner und Jens Frahm: Black-blood imaging of the human heart using rapid stimulated echo acquisition mode (STEAM) MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 26, 1666-1671 (2007).
- Alexander Karaus, Sabine Hofer und Jens Frahm: Separation of fiber tracts within the human cingulum bundle using single-shot STEAM DTI. *Open Medical Imaging Journal* 3, 21-27 (2009).
- Martin Uecker, Alexander Karaus und Jens Frahm: Inverse reconstruction method for segmented multi-shot diffusion-weighted MRI with multiple coils. *Magnetic Resonance in Medicine* 62, 1342-1348 (2009).
- Sabine Hofer, Alexander Karaus und Jens Frahm: Reconstruction and dissection of the entire human visual pathway using diffusion tensor MRI. *Frontiers in Neuroanatomy* 4, 15 (2010).
- Martin Uecker, Shuo Zhang, Dirk Voit, Alexander Karaus, Klaus Dietmar Merboldt und Jens Frahm: Real-time magnetic resonance imaging at 20 ms resolution. Submitted in *NMR in Biomedicine* (2010).

Danksagung

Ich möchte die Möglichkeit nutzen, mich auf diesem Wege für die exzellente Betreuung zu bedanken, die mir während der letzten drei Jahre meiner Promotionszeit entgegengebracht worden ist.

Für die Leitung von Prof. Dr. Jens Frahm seitens der Biomedizinischen NMR Forschungs GmbH am Max-Planck-Institut für biophysikalische Chemie gilt mein besonderer Dank. Er ermöglichte durch seine große fachliche und stete Unterstützung nicht nur die Entwicklung dieser Arbeit, sondern sorgte auch für eine angenehme Arbeitsatmosphäre.

Herrn Prof. Dr. Peter Jakob möchte ich für die Betreuung auf Seiten der Julius-Maximilians-Universität Würzburg danken.

Ebenfalls möchte ich die netten Arbeitskollegen nicht vergessen zu erwähnen, die einen nicht zu geringen Anteil an dem erfrischenden Arbeitsklima beitrugen. Meinen Bürokollegen Herrn Tilman Sumpf und vor allem Herrn Dr. Martin Uecker, der mit mir meine gesamte Zeit am MPI den Arbeitstisch geteilt hat, möchte ich für die gute Zusammenarbeit danken. Herrn Dr. Dirk Voit verdanke ich die Einführung in die MR-Physik und verschiedene nette Grillabende. Ebenso möchte ich die regelmäßige Teilnahme an der Besprechungen am „Teilchenbeschleuniger“ erwähnen, die erst durch Herrn Kurt Böhm wieder aufleben konnte.

Das wichtigste, was mich während der Fertigstellung der Arbeit immer unterstützend motivierte, ist meine - seit einem Jahr - eigene kleine Familie. Besonders meine Tochter Laila verhalf mir nach arbeitsreichen Tagen immer wieder zu einem Lächeln.

Es gibt natürlich noch viele andere Personen, meine Probanden eingeschlossen, ohne die diese Arbeit nicht hätte entstehen können.

Lebenslauf

Persönliche Daten

NAME	Alexander Karaus
GEBURTSDATUM	28.04.1981
GEBURTSORT	Tübingen
STAATSANGEHÖRIGKEIT	deutsch
FAMILIENSTAND	verheiratet, eine Tochter (geb. 06.08.2009)

Werdegang

- 1987 - 1991: Grundschule Deutschherrenschole in Hürth
- 1991 - 2000: Gymnasium Bonnstraße in Hürth, Abschluss: Abitur
- 2000 - 2001: Zivildienst in der Ev. Matthäus-Kirchengemeinde in Hürth
- 2001 - 2007: Physikstudium an der Eberhard Karls Universität Tübingen, Abschluss: Diplom
- 2007 - 2010: Promotion an Julius-Maximilians-Universität Würzburg, ausgearbeitet an der Biomedizinischen NMR Forschungs GmbH am Max-Planck-Institut für biophysikalische Chemie in Göttingen

Erklärung

Gemäß §5, Abs. 2, Ziff. 2 und 5
der Promotionsordnung der
Fakultät für Physik und Astronomie der
Universität Würzburg

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die Dissertation eigenständig, d.h. insbesondere selbständig und ohne Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

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

Am 27. März 2007 wurde mir von der Universität Tübingen der akademische Grad „Diplomphysiker (Univ.)“ verliehen. Andere akademische Grade habe ich weder erworben noch versucht zu erwerben.

Göttingen, den 10.05.2010

(Alexander Karaus)