

LAUTSTÄRKEREDUZIERTER MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE

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

Vorgelegt von

Martin Ott

aus Miltenberg

Würzburg 2015

Eingereicht am: 21.09.2015

bei der Fakultät für Physik und Astronomie

1. Gutachter: Prof. Dr. Peter M. Jakob

2. Gutachter: Prof. Dr. Jens Pflaum

3. Gutachter: Prof. Dr. Wolfgang Kinzel

der Dissertation

Vorsitzende(r)

1. Prüfer: Prof. Dr. Peter M. Jakob

2. Prüfer: Prof. Dr. Jens Pflaum

3. Prüfer: Prof. Dr. Wolfgang Kinzel

im Promotionskolloquium

Tag des Promotionskolloquiums: 27.04.2016

Doktorurkunde ausgehändigt am:

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
1 Grundlagen der MRT	5
1.1 Dynamik der Magnetisierung.....	5
1.1.1 Magnetisierung.....	5
1.1.2 Hochfrequenz-Anregung.....	6
1.1.3 Relaxation.....	7
1.2 MRT-Gradientensysteme	9
1.3 Grundlagen der MRT-Bildgebung.....	12
1.3.1 Schichtsektion.....	12
1.3.2 k-Raum-Formalismus	12
1.3.3 Kontrastverhalten.....	16
1.3.4 Partielle Fourierbildungsmethoden.....	18
1.3.5 Parallele Fourierbildung mit Mehrkanalempfangsspulen	20
1.4 Grundlegende MRT-Sequenzen	23
2 Lautstärke in der MRT	31
2.1 Größen in der Akustik	31
2.1.1 Schalldruck	31
2.1.2 Schalldruckpegel.....	31
2.1.3 Frequenzbewertungsfiler	32
2.2 Messsysteme zur Schalldruckpegelbestimmung	34
2.3 Ursache der Lautstärkeentwicklung in der MRT	36
2.3.1 Kaltkopf-Aktivität	36
2.3.2 Bodycoil-Umschaltprozess	36
2.3.3 Schaltung des Gradientensystem.....	36
2.3.4 Behandlung der Lautstärke in MRT-Lehrbüchern.....	37
2.3.5 Akustische Antwortfunktion.....	37
2.4 Bekannte Lautstärkereduktionsansätze in der MRT.....	41
2.4.1 Inhärent leise Sequenzen	41
2.4.2 Allgemeine Ansätze.....	43
2.4.3 Turbo-Spin-Echo-Sequenz.....	46
2.4.4 Echo-Planar-Imaging-basierte Sequenzen	48

3	<i>Neue Erkenntnisse über die Lautstärke in der MRT</i>	51
3.1	Besseres Verständnis der physikalischen Ursachen der erzeugten Kräfte.....	51
3.2	Analyse der Zusammenhänge der Sequenzparameter	55
3.3	Zusammenhänge zwischen Gradienten-Timing und Lautstärke.....	60
3.4	Konsequenzen für die Sequenzentwicklung	63
4	<i>Lautstärkeoptimierte Turbo-Spin-Echo-Bildgebung</i>	67
4.1	Klinischer Standard der Turbo-Spin-Echo-Bildgebung.....	67
4.2	Methoden zur Lautstärkereduktion der Turbo-Spin-Echo-Sequenz	71
4.3	Experimente zur lautstärkereduzierten Turbo-Spin-Echo-Sequenz	76
4.4	Ergebnisse der lautstärkereduzierten Turbo-Spin-Echo-Sequenz.....	79
4.5	Diskussion der Ergebnisse	84
4.6	Zusammenfassung, Ausblick und Einordnung der Ergebnisse	88
5	<i>Lautstärkereduktion durch das CAT-Konzept</i>	89
5.1	Das CAT-Konzept.....	89
5.2	Anwendung auf die Turbo-Spin-Echo-Sequenz.....	91
5.3	Anwendung auf die Gradienten-Echo-Sequenz	95
6	<i>Lautstärkeoptimierte diffusionsgewichtete Bildgebung</i>	101
6.1	Einleitung zur diffusionsgewichteten Bildgebung.....	101
6.1.1	Physikalische und medizinische Grundlagen.....	101
6.1.2	Diffusions-Präparation.....	103
6.1.3	Bildgebung der Diffusion.....	105
6.2	Klinischer Standard der diffusionsgewichteten Bildgebung.....	108
6.3	Lautstärkereduktion der diffusionsgewichteten Sequenz.....	110
6.4	Experimente zur Lautstärkereduktion.....	115
6.5	Ergebnisse der lautstärkereduzierten Bildgebungssequenz	118
6.6	Diskussion der Ergebnisse	123
6.7	Zusammenfassung, Ausblick und Einordnung der Ergebnisse	126
	<i>Zusammenfassung und Ausblick</i>	127
	<i>Summary and Outlook</i>	131
	<i>Literaturverzeichnis</i>	135

Einleitung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist ein weit verbreitetes medizinisches Analysegerät. Es erlaubt die nicht-invasive Untersuchung von Gewebestrukturen ohne ionisierende Röntgenstrahlung. Durch das exzellente Kontrastverhalten können Differenzierungen zwischen verschiedenen Weichteilen getroffen werden. Alleine in Deutschland sind über 2000 MRT Geräte installiert (1). In den letzten Jahren erfuhr die MRT eine Reihe von technischen Innovationen, um die Leistungsfähigkeit weiter zu steigern. Im Bereich der Ganzkörper-MRT wurden MRT-Scanner mit einer Feldstärke von 3T zum klinischen Standard. Ganzkörpersysteme mit Feldstärken von 7T sind auf dem Markt erhältlich. Auch die zur räumlichen Kodierung benötigten Magnetfeldgradientensysteme erfuhren einen enormen Leistungsschub

Die Kehrseite des technischen Fortschritts in Form von höheren Magnetfeldstärken und stärkeren Gradientensystemen ist die Geräusentwicklung. Da das Gradientensystem innerhalb der Bohrung des Hauptmagnetfeldes untergebracht sein muss, führt jeder Stromfluss im Gradientensystem zu Wechselwirkungen mit dem Hauptmagnetfeld. In der Folge kommt es zu enormen Lorentzkräften, die sich in Schwingungen und Verformungen des Gradientensystems äußern. Diese übertragen sich mechanisch durch die Konstruktion nach außen und sind deutlich hörbar. Lautstärken von über 100 dB(A) werden schnell erreicht, was der Lautstärke eines Drucklufthammers aus 10 m Entfernung entspricht. Die Stärke der wirkenden Kräfte ist hierbei proportional zur Gradientenstromstärke sowie der Hauptmagnetfeldstärke. Genau diese beiden Leistungsfaktoren konnten durch die technische Weiterentwicklung der letzten Jahrzehnte vorangetrieben werden, so dass die wirkenden Kräfte innerhalb des Systems deutlich zunahmen. Die diesen entgegenwirkende Stabilität und Dämpfungseigenschaften der Gradientensysteme konnten in den vergangenen Jahrzehnten verbessert werden, sodass sich die Lautstärke eines MR-Systems nicht wesentlich änderte. Dagegen wurde der Ruf nach mehr Patientenkomfort lauter.

Die Lautstärke stellt eine generelle Komfortbeeinträchtigung für Patienten dar (2-6). Speziell ältere Patienten sowie auch Kleinkinder zählen zur Gruppe der empfindlichen Patienten. Gehörschutzstöpsel und Kapselgehörschutz in Form von Kopfhörern können die wahrgenommene Lautstärke reduzieren. Man geht davon aus, dass Ohrenstöpsel eine Dämpfung von 9 dB(A)¹ erreichen. Dagegen erreichen verwendete Kopfhörer häufig eine

¹ <https://de.wikipedia.org/wiki/Gehörschutz>

Dämpfung von 14 dB(A). Allerdings ist in manchen Fällen das Tragen von Kopfhörern aus medizinischen Gründen nicht möglich. In Studien wurden Lautstärken von 115 dB(A) bei 1,5T-Geräten gemessen (7,8) und bis zu 132 dB(A) bei 3T-Geräten (9). Zum Vergleich: Lautstärken von über 85 dB(A) können permanente Gehörschädigungen verursachen. Daher ist das Tragen von Gehörschutz verpflichtend. Die Schmerzschwelle des menschlichen Ohrs beginnt bei 120 - 140 dB(A) (10). Die Gefahr einer Perforation des Trommelfells besteht bei 150 dB(A)².

Dagegen könnte eine geringere Lautstärke während der MRT-Messung dem Patienten einige Vorteile bringen. Eine enge MRT-Röhre könnte weniger beängstigend wirken, wenn kein großer Lärm während der Messung dazukommt. Die Kommunikation zwischen Patient und Messpersonal könnte durch die leiseren Messungen vereinfacht werden. Der Patient wäre während einer solchen Messung weniger aufgeregt und würde auch weniger Angst vor nachfolgenden Untersuchungen haben. Lautstärkereduzierte Messungen und entspannte Patienten könnten dazu beitragen, dass weniger Nachmessungen benötigt werden. Zu guter Letzt könnte sich eine leisere MRT-Messung auch positiv auf die benachbarten Räume des MRT-Gerätes auswirken, in die weniger Lautstärke vordringen würde.

Auch in der wissenschaftlichen Welt ist das Lautstärke-Phänomen der MRT bekannt. Die englischsprachige Webseite www.xkcd.com ist ein in Fachkreisen weit bekannter Webcomic über Liebe, Sarkasmus, Mathematik und Sprache. Dabei werden aktuelle Themen der Wissenschaft oft mit Strichmännchen und einfachen Dialogen dargestellt. In der Ausgabe 1453 vom 28. November 2014 wird das Thema funktionelle MRT (fMRI) in einem Comic, das in Abbildung 1 dargestellt wird, aufgegriffen. Dabei wundert sich die Figur Megan, dass bei ihrer fMRI-Studie mit einfachen Gedächtnis-Übungen Aktivität in Gehirnbereichen gefunden wurden, die mit lautem Krach, Klaustrophobie und Schmuckablegung im Zusammenhang stehen. Die Botschaft und die Ironie des Comics ist klar: Das Befinden des Probanden im MRT-Scanner ist zu sehr durch Enge, Krach und das notwendige Ablegen jeglichen Schmucks beeinflusst, so dass die eigentliche, wissenschaftliche Untersuchung verfälscht wird. Der Comic zeigt, dass das Thema Lautstärke in der MRT im aktuellen, akademischen Umfeld Bedeutung findet und generell Bedarf besteht, die Lösungen für Lautstärkeproblematik zu finden.

² <http://www.bgrci.de/fachwissen-portal/start/laerm/>

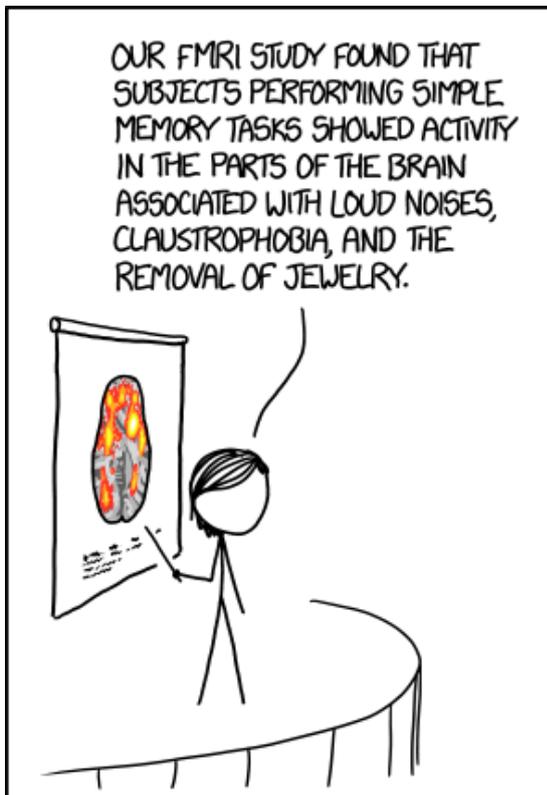


Abbildung 1:

Der kürzlich erschienene Comic der Webseite www.xkcd.com zeigt die Problematik der Lautstärke bei fMRI. Anstelle von Aktivität in Gehirnarealen von Gedächtnisleistung werden Aktivitäten in Gehirnarealen von Krach, Klaustrophobie und Schmuckablegung gefunden.³

Das Ziel dieser Arbeit war es, Lösungen für die Lautstärkeproblematik zu finden, ohne Änderungen an der Hardware vornehmen zu müssen. Aus dieser Technik könnten die MRT-Messungen für alle Beteiligten angenehmer gestaltet werden. Es wurden Aufnahmesequenzen und Bildkontraste untersucht, wie sie aktueller klinischer Standard sind. Viele MRT-Sequenzen bzw. Bildkontraste sind bereits mit einfachen Methoden wie einem Gradientenklärungsalgorithmus ⁴ lautstärketechnisch zu optimieren. Daher wurde der Fokus dieser Arbeit auf die schwer optimierbaren T₁- und Protonendichte (PD)-gewichteten und diffusionsgewichteten Bildkontraste gelegt. Diese Kontraste betonen Gewebe mit bestimmten Relaxationszeiten beziehungsweise hoher Protonendichte oder geben ein Maß für die Beweglichkeit der Protonen. Das Ziel der Arbeit ist eine Reduktion der Lautstärke auf maximal 80 - 85 dB(A). Bei Verwendung von Gehörschutzmaßnahmen wäre dieses Lautstärke-Level eine signifikante Verbesserung des Patientenkomforts.

Im ersten Kapitel wird auf die Grundlagen der MRT eingegangen. Im zweiten Kapitel werden Grundgrößen der Akustik und bekannte Lautstärkereduktionsansätze vorgestellt. Im dritten Kapitel werden Ergebnisse zur theoretischen Beschreibung der Lautstärkeentwicklung präsentiert. Dabei werden die entscheidenden Schritte zur Geräuschreduktion aufgezeigt und

³ <https://xkcd.com/1453/>

⁴ Auf den Gradientenklärungsalgorithmus wird in Kapitel 2.4.2 näher eingegangen.

Folgerungen für die lautstärkeoptimierte Sequenzentwicklung gezogen. Im vierten Kapitel werden die Umsetzung der Lautstärkereduktion einer T_1 - und PD-gewichteten 2D-Turbo-Spin-Echo-Sequenz beschrieben. Ergebnisse werden in Form von Probanden- und Lautstärkemessungen präsentiert. Das fünfte Kapitel beschreibt den Combined-Acquisition(CAT)-Ansatz für eine Turbo-Spin-Echo-Sequenz und eine Gradienten-Echo-Sequenz. Hier wird ebenso die Geräuschreduktion und Funktion am Probanden gezeigt. Im sechsten Kapitel wird die Lautstärkereduktion von einer Sequenz für diffusionsgewichtete Bildkontraste präsentiert. Dazu wird eine auslese-segmentierte Siemens-Prototyp-Sequenz⁵ verwendet und deren Funktion am Probanden und Patienten gezeigt. Zum Abschluss werden die Ergebnisse zusammengefasst und diskutiert und ein Ausblick für die Zukunft gegeben.

⁵ Eine Prototyp-Sequenz ist für Experimente und klinische Validierungen voll einsetzbar. Allerdings ist die Sequenz nicht zugelassen und nicht oder noch nicht käuflich erwerbbar.

1 Grundlagen der MRT

Die Grundlagen stellen größtenteils aktuelles Lehrbuchwissen dar und sollen zum Verständnis der Arbeit beitragen. Detailliertere Beschreibungen können beispielsweise in den Büchern von Bernstein (11), Haacke (12) sowie vielen anderen (13-16) gefunden werden.

1.1 Dynamik der Magnetisierung

Bei einer Magnetresonanztomographie (MRT)-Messung wird das Messobjekt einem starken, homogenem Magnetfeld mit der magnetische Flussdichte beziehungsweise Magnetfeldstärke B_0 ausgesetzt. Konventionsgemäß zeigt das Magnetfeld in z-Richtung.

1.1.1 Magnetisierung

In der MRT werden bevorzugt wasserhaltige Objekte gemessen. Die hohe Anzahl der Protonen erlaubt es, dass in der MRT immer ein großes Ensemble von Spins von Protonen betrachtet werden kann. Durch diese Bedingung findet der Übergang einer quantenmechanischen Betrachtung zur klassischen Physik statt: Die einzelnen mikroskopischen, magnetischen Momente $\vec{\mu}$ der Spins mit diskreten Vektorrichtungen summieren sich zu einer makroskopischen Magnetisierung \vec{M} , die wiederum eine klassische Größe in der Physik ist und so behandelt werden kann:

$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum \vec{\mu}. \quad [1]$$

Die Magnetisierung \vec{M} ist durch ihr Volumen normiert und repräsentiert folglich ein definiertes Volumen $V = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ eines Volumenpixels (Englisch: volumetric pixel, Voxel). Die Magnetisierung präzediert in einem Magnetfeld B_0 mit der Larmorfrequenz ω_0 :

$$\omega_0 = \gamma B_0. \quad [2]$$

Dabei ist γ das gyromagnetische Verhältnis. Bei konstanter Temperatur gilt für die Gleichgewichtsmagnetisierung M_0 :

$$M_0 \propto \rho B_0. \quad [3]$$

Das heißt, für höhere Magnetfeldstärken erhält man eine größere Magnetisierung. Ebenso ist der Betrag der Magnetisierung proportional zur Anzahl der Spins im betrachteten Voxel und somit proportional zur Protonendichte ρ .

1.1.2 Hochfrequenz-Anregung

Durch ein Hochfrequenzfeld (HF) beziehungsweise Radiofrequenzfeld kann die Magnetisierung mit dem Effekt der magnetischen Kernresonanz aus ihrer Gleichgewichtslage ausgelenkt werden. Ein solches Hochfrequenzfeld kann durch eine externe Sendespule erzeugt werden. Die Richtung des HF-Feldes B_1 zeigt in x- oder y-Richtung. Durch Wechselwirkung des externen HF-Feldes B_1 wirkt auf die Magnetisierung \vec{M} ein Drehmoment. Dadurch wird während der Zeitdauer Δt der Wechselwirkung, die Magnetisierung um einen Winkel α ausgelenkt:

$$\alpha = \gamma \int_0^{\Delta t} B_1(t) dt . \quad [4]$$

Man spricht von einer HF-Anregung beziehungsweise Verkippung der Magnetisierung. Daher wird α als Anregungswinkel oder Flipwinkel bezeichnet. Der zeitliche Verlauf von $B_1(t)$ folgt oft einer Sinc-Form, um somit ein rechteckiges Schichtprofil anzuregen. Die Magnetisierung besitzt nach einer HF-Anregung eine transversale Komponente $M_T = M_0 \sin(\alpha)$ sowie eine longitudinale Komponente $M_Z = M_0 \cos(\alpha)$. Das Präzidieren der gekippten Magnetisierung führt zu einer zeitlichen, magnetischen Flussänderung $\dot{\phi}$ und somit zu einer induzierten Spannung $U = -\frac{d\phi}{dt}$ in einer Empfangsspule. Das bedeutet, die Präzession der Transversalkomponente der Magnetisierung liefert das Messsignal in der MRT.

HF-Energie

Bei der HF-Anregung wird Energie des Hochfrequenzfeldes in dem anzuregendem Objekt deponiert. Die Energie geht zum größten Teil in Wärme über und kann bei unkontrollierter Einstrahlung am Menschen zu Schädigungen des Gewebes führen. Die im Messobjekt deponierte, gemittelte HF-Leistung wird als spezifische Absorptionsrate (Englisch: specific absorption rate, SAR) bezeichnet. Das SAR kann für eine Masse m und die Zeit t abgeschätzt werden (17):

$$SAR \sim \frac{B_0^2}{m \cdot t} \int_0^{\Delta t} B_1^2(t) dt . \quad [5]$$

Die deponierte HF-Leistung hängt folglich quadratisch von der statischen Magnetfeldstärke sowie dem Integral über die HF-Amplitude zum Quadrat ab. Aus Sicherheitsgründen darf der maximale Temperaturanstieg im Gewebe nur 1°C betragen. Dies kann durch Begrenzungen der maximal eingestrahlt HF-Energie erreicht werden. Je nach Untersuchungsregion schwankt die zulässige Leistung zwischen 2 W/kg und 20 W/kg pro 6 Minuten (18).

HF-Refokussierung

Die Einzelspins der angeregten Magnetisierung können durch Feldinhomogenitäten ΔB_0 innerhalb des Magnetfelds B_0 eine ortsabhängige Phasenverschiebung innerhalb des Voxels aufweisen. Die Spins beginnen sofort nach der HF-Anregung der Magnetisierung eine

zeitabhängige Phase $\varphi = \Delta B_0 \cdot t$ zu akkumulieren. Durch ein externes HF-Feld B_1 in x- oder y-Richtung kann die Magnetisierung um 180° gedreht werden. Die Phase der Spins wird durch die 180° -Drehung zu $\varphi = -\Delta B_0 \cdot t$ invertiert. Das bedeutet, wenn durch Feldinhomogenitäten in einer Zeit t die Phase $\varphi = \Delta B_0 \cdot t$ akkumuliert wurde, dann ist die Phase der Magnetisierung nach einer weiteren Zeit t mit dem Winkel $\varphi = 0^\circ$ zurückgesetzt. Die Spins der Magnetisierung sind refokussiert und überlagern sich konstruktiv. Man spricht von einem Spin-Echo durch HF-Refokussierung. Das Verhalten der HF-Refokussierung im k-Raum wird in Abbildung 3c gezeigt. Eine weitere Methode zur Refokussierung kann durch Umpolen von Gradientenfeldern erreicht werden. Dieser Vorgang wird Gradienten-Echo genannt.

1.1.3 Relaxation

Die longitudinale Magnetisierung relaxiert nach einer HF-Anregung aufgrund von Spin-Gitter-Wechselwirkungen irreversibel mit der sogenannten T_1 -Zeit in die Gleichgewichtsmagnetisierung M_0 . Diese Wechselwirkungen führen zu Übergängen zwischen Zeeman-Eigenzuständen. Dabei wird Energie an die Umgebung abgegeben. Die longitudinale Magnetisierung steigt nach einer HF-Anregung mit einem Flipwinkel von 90° exponentiell zeitabhängig entsprechend der Gleichung:

$$M_z(t) = M_{z,0} \cdot \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right). \quad [6]$$

Das bedeutet, nach einer Zeit $t = 1 \cdot T_1$ ist die longitudinale Magnetisierung auf 63,2% der Gleichgewichtsmagnetisierung gestiegen. Nach $t = 5 \cdot T_1$ beziehungsweise 99,3% geht man davon aus, dass die Magnetisierung vollständig relaxiert und in den thermischen Gleichgewichtszustand zurückgekehrt ist.

Durch dipolare Wechselwirkung kommt es zu Magnetfeldfluktuationen und somit zerfällt die Phasenkohärenz der Spins innerhalb der transversalen Magnetisierung. Dadurch relaxiert die transversale Magnetisierung nach einer 90° -HF-Anregung aufgrund von Spin-Spin-Wechselwirkungen irreversibel mit der sogenannten T_2 -Zeit:

$$M_t(t) = M_{t,0} \cdot e^{-\frac{t}{T_2}}. \quad [7]$$

Neben den beschriebenen T_1 - und T_2 -Relaxationsmechanismen existiert noch ein weiterer Relaxationseffekt. Die magnetische Flussdichte ist aus einer Vielzahl von Gründen im Innenraum des MRT-Scanners nicht konstant. So können minimale bauliche Abweichungen der Gradienten- und Shim-Spulen⁶ im MRT-Scanner lokale Magnetfeldinhomogenitäten ΔB_0 hervorrufen. Auch metallische Gegenstände, komplexe Moleküle oder Suszeptibilitätsunterschiede benachbarter Stoffe können die Magnetfeldhomogenität stören.

⁶ Shim-Spulen sind Gradientenspulen höhere Ordnung, die zur Homogenisierung des Magnetfelds dienen.

Zum Beispiel ist die Stirnhöhle beim Menschen mit Luft gefüllt. Somit können an der Grenzfläche deutliche Suszeptibilitätsunterschiede auftreten. In der Folge präzedieren die Spins mit unterschiedlichen Frequenzen. Das heißt, die Spins mit $\Delta B_0 \neq 0$ akkumulieren über die Zeit eine Phasendifferenz im Vergleich zu einem „idealen“ Spin mit $\Delta B_0 = 0$ auf. Da die Magnetisierung \vec{M} die Summe der magnetischen Momente der Einzelspins innerhalb eines Voxels repräsentiert, können sich die einzelnen Spins mit unterschiedlichem ΔB_0 destruktiv überlagern und somit die Magnetisierung zur Auslöschung bringen. Diese destruktive Überlagerung wirkt wie eine weitere Relaxation, die als T_2' bezeichnet wird. Die effektive Relaxation, bestehend aus T_2 und T_2' , wird aus der reziproken Summe berechnet und wird als T_2^* bezeichnet (12):

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} = \frac{1}{T_2} + \gamma \cdot \Delta B_0. \quad [8]$$

Die destruktive Überlagerung der Spins aufgrund von Phasenvariationen schwächt somit die transversale Magnetisierung. Aus Gleichung [8] folgt, dass der Wert von T_2^* immer kleiner ist als T_2 . Durch eine HF-Refokussierung kann die Phase der einzelnen Spins invertiert werden, das heißt, die destruktive Überlagerung der Spins und somit die T_2' Relaxation sind reversibel. Die T_2 -Relaxation basiert auf zufälligen Fluktuationen und kann durch eine HF-Refokussierung nicht revidiert werden.

Mit höherer Feldstärke steigt die T_1 -Zeit, um in den Gleichgewichtszustand zurückzukehren. Ebenso sinkt die T_2 -Zeit aufgrund von einer höheren Wahrscheinlichkeit an lokalen, zufälligen Magnetfeldvariationen. In Tabelle 1 sind einige Beispiele von Relaxationszeiten bei den Feldstärken 1,5T und 3T angegeben, um einen Eindruck von den Größenordnungen der Relaxationszeiten zu vermitteln.

Feldstärke	1,5T			3T		
	T_1 [ms]	T_2 [ms]	T_2^* [ms]	T_1 [ms]	T_2 [ms]	T_2^* [ms]
Weißes Gehirnmasse	556	79	66	699	69	53
Graue Gehirnmasse	1048	99	84	1209	88	66
Fett	343	58	-	382	68	-
Blut	1441	290	-	1932	275	-

Tabelle 1:

Beispiele für T_1 -, T_2 - und T_2^* -Zeiten von einigen Gewebetypen bei 1,5T und 3T (19-22). Die T_1 -Zeiten nehmen mit der Feldstärke zu. Die T_2 -Zeiten nehmen für höhere Feldstärken ab.

1.2 MRT-Gradientensysteme

In diesem Unterkapitel werden die Eigenschaften von MRT-Gradientensystemen beschrieben. Dabei ist zum einen relevant, wie das Gradientensystem technisch funktioniert, zum anderen sind die damit erzeugten Gradientenstärken und Gradienten-Momente für die Bildgebung entscheidend.

Gradientenfelder

Die Signale verschiedener Magnetisierungen im Messobjekt können mit externen Magnetfeldern den einzelnen Orten zugeordnet werden. Eine Ortsabhängigkeit wird erreicht, indem ein externes Magnetfeld in Form eines linearen Magnetfeldgradienten angelegt wird. Der Magnetfeldgradient G kann entlang dreier Raumrichtungen angelegt werden und wird durch die magnetische Flussdichteänderung ΔB_z pro räumliche Distanz beschrieben:

$$G_{x,y,z} = \frac{\partial B_z}{\partial x,y,z}. \quad [9]$$

Die Einheit des Gradientenfeldes G beträgt $\frac{mT}{m}$. Die ortsabhängige Magnetfeldstärke wird in eine ortsabhängige Frequenz umgerechnet:

$$\omega(x, y, z) = 2\pi\gamma \cdot (B_0 + G_x x + G_y y + G_z z). \quad [10]$$

Somit kann die Larmorfrequenz der Atomkerne an verschiedenen Orten beeinflusst werden. Ein konventioneller MRT-Scanner besitzt drei physikalische, zueinander senkrecht stehende, Magnetfeldgradienten. Somit sind drei physikalische Magnetfeldgradientenrichtungen definiert. Durch Koordinatentransformation und Linearkombination von Gradienten können beliebige Gradientenrichtungen definiert werden. Unabhängig von der tatsächlichen Koordinatenwahl wird bei theoretischen Betrachtungen stets zwischen den drei Gradientenrichtungen G_x , G_y und G_z unterschieden.

Eigenschaften der Gradientenfelder

Ein Magnetfeldgradient kann nicht instantan auf eine bestimmte Gradienten-Amplitude gebracht werden. Die Zeit, die benötigt wird, um das Gradientenfeld auf die gewünschte Amplitude zu bringen, wird als Anstiegszeit oder Englisch *Rise Time* bezeichnet. Ihr inverser Wert ist die Gradienten-Steig-Rate oder auch Englisch *Slew Rate* genannt und wird in der Einheit $\frac{mT}{m \cdot ms}$ angegeben. Bei zu schneller Schaltung von Gradienten werden im Probanden Ströme induziert, die wie biologisch-elektronische Reize auf das periphere Nervensystem wirken. Daher spricht man von Stimulation des peripheren Nervensystems (Englisch: peripheral nerve stimulation, PNS). In der Folge kann es zu Zuckungen der Muskeln und dadurch zu Unbehagen kommen. Gegen Rand der MRT-Öffnung, das ist zum Beispiel bei einer

Kopfuntersuchung in Beckennähe, ist aufgrund des Magnetfeldgradienten der Amplitudenhub am höchsten und es kommt dadurch bevorzugt zur Stimulation.

Aufbau eines Gradientensystems

Zur Ortskoordinierung werden in der Regel drei räumlich orthogonal zueinander stehende Gradientenfelder G_x , G_y und G_z benötigt. Mit Hilfe einer Maxwell-Spule kann innerhalb eines bestimmten Abstandes ein lineares Gradientenfeld erzeugt werden. Der Aufbau einer Maxwell-Spule gleicht dem Aufbau einer klassischen Helmholtz-Spule. Im Gegensatz zu einem Helmholtz-Spulenpaar sind die Stromumlaufrichtungen bei einer Maxwell-Spule antiparallel.

Da die Bohrung des MRT-Scanners bei heutigen MRT-Scannern meist rund ist, können die Spulenwicklungen in z-Richtung parallel zur Bohrung angebracht werden. Somit kann das G_z -Gradientenfeld mit Hilfe einer Maxwell-Spule erzeugt werden. Für die G_x - und G_y -Gradientenfelder wird auf eine sogenannte Golay-Spule (23) zurückgegriffen. Eine Golay-Spule kann gewölbt konstruiert und somit auf dem Zylinder der Bohrung aufgebracht werden. Im Gegensatz zur Maxwell-Spule sind die Wicklungen nicht mehr rund, sondern können durch numerische Simulation der Biot-Savart-Gleichung auch eine ovale Form aufweisen, um ein lineares Gradientenfeld zu erzeugen. In Abbildung 2b wird eine schematische Darstellung der drei Gradientenspulen G_x , G_y und G_z gezeigt. Da das erzeugte Magnetfeld einer Spule proportional zur Anzahl der stromdurchflossenen Windungen ist, wird die Anzahl der Windungen pro Fläche beim Bau optimiert. Dadurch kann bei gleichem Stromfluss ein höherer Magnetfeldgradient erzeugt werden. Der Stromfluss in einer Gradientenspule beträgt bis zu 900A bei einer Spannung von 2250V. Da die Windungen oft kreisförmig auf der Zylinderoberfläche verlaufen, wird das Windungsmuster aufgrund des charakteristischen Aussehens als Fingerabdruckspule (Englisch: fingerprint coil) bezeichnet. Eine Golay-Spule mit einem Fingerabdruckmuster für den x- und y-Gradienten ohne Ummantelung ist in Abbildung 2c dargestellt. Das gesamte Gradientensystem wird in Epoxidharz eingegossen, um die Gradientenspulen voneinander zu isolieren und eine hohe Steifigkeit des Gradientensystems zu erlangen. In Abbildung 2d wird ein Gradientensystem mit x-, y- und z-Gradienten in Epoxidharz-Ummantelung vor einem leeren MRT-Magneten vor dem Einbau gezeigt.

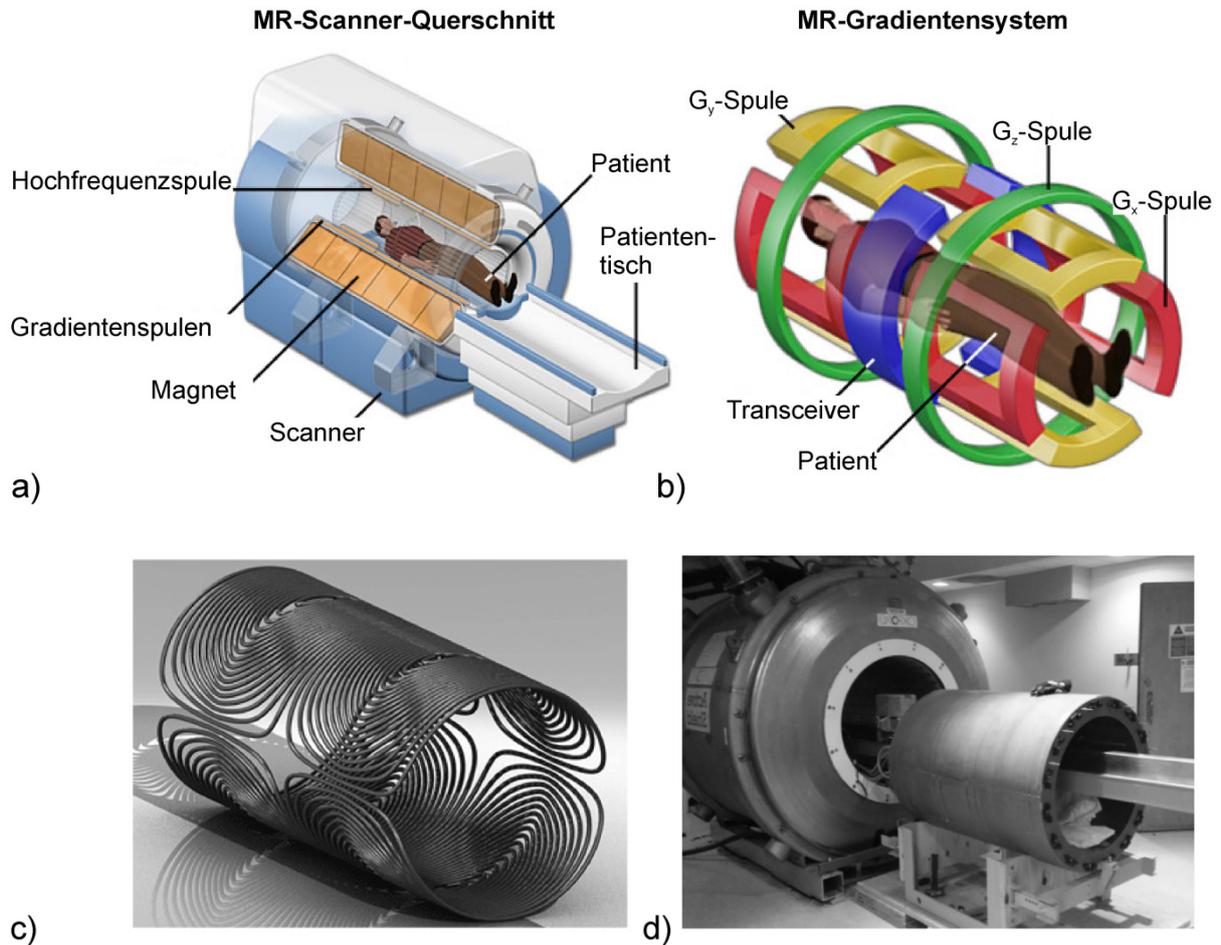


Abbildung 2:

a) Schematische Darstellung eines MRT-Scanners.

b) MR-Gradientensystem mit einem illustrierten Patienten. Die zwei z-Spulen erzeugen in ihrem Zwischenraum ein lineares Gradientenfeld G_z . Je zwei G_x - (und G_y -) Spulen erzeugen lineare Gradientenfelder in G_x - (und G_y -) Richtung.

c) Goley-Spulen eines MRT-Gradientensystems ohne Epoxidharz-Ummantelung.

d) Gradientensystem mit Epoxidharz-Ummantelung vor einem MRT-Magneten.⁷

⁷ Grafiken stammen von <http://mri-q.com/x-and-y-gradients.html>, <http://cfmm.robarts.ca/>, 04.08.2015, <http://vignette1.wikia.nocookie.net/blickindenkoerper/images/0/01/Mri-scanner.jpg/revision/latest?cb=20101107134928&path-prefix=de,20.09.2015>

1.3 Grundlagen der MRT-Bildgebung

Mit drei räumlich orthogonal zum Magnetfeld $B_{0,z}$ angeordneten Gradienten ist es möglich eine räumliche Schichtbildung im Sinne der Tomographie zu erhalten.

1.3.1 Schichtselektion

Das Messobjekt wird typischerweise in Schichten unterteilt, um eine räumliche Kodierung einer Probe zu erreichen. Die Schichtbilder werden nacheinander in einer wählbaren Reihenfolge gemessen. Nur Spins einer ausgewählten Schicht werden durch den HF-Puls angeregt und tragen zum Messsignal bei. Eine Schicht kann typischerweise mit einem Gradienten G_z in z-Richtung beziehungsweise Schicht-Richtung selektiert werden. Dabei wird die Larmorfrequenz entlang der z-Richtung variiert:

$$\omega = \omega_0 + \gamma G_z z . \quad [11]$$

Dadurch wird die Resonanzbedingung geschaffen, damit ein eingestrahelter HF-Puls mit Frequenz ω nur mit den Spins der durch den Gradienten definierten Schicht in der Ebene z wechselwirkt. Bei allen anderen Orten ist die Resonanzbedingung nicht erfüllt und es kommt zu keiner HF-Anregung. Die Dicke der Schicht Δz hängt dabei von der Stärke des Gradienten sowie der Frequenz-Bandbreite Δf des HF-Pulses ab:

$$\Delta z = \frac{2\pi}{\gamma G_z} \Delta f . \quad [12]$$

1.3.2 k-Raum-Formalismus

Durch das k-Raum-Konzept (24) ist es möglich, die räumliche Verteilung von Spins durch Gradientenschaltungen im reziproken Raum, das heißt durch Wellenvektoren, darzustellen. Dazu muss die durch einen Gradienten ortsabhängig akkumulierte Phase φ betrachtet werden:

$$\varphi(t) = \gamma \int_0^t G(\tau) d\tau = \gamma M_0(t) . \quad [13]$$

Anstelle der Phase spricht man auch von einem Gradienten-Moment M_0 , da die Phase proportional zur Fläche unter der Funktion $G(\tau)$ ist. Da der Gradient eine physikalische Richtung besitzt, können Phase und Gradienten-Moment als Wellenvektor \vec{k} im k-Raum beschrieben werden:

$$\vec{k}(t) = \frac{\varphi(t)}{2\pi} = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \vec{G}(\tau) d\tau = \frac{\gamma}{2\pi} \vec{M}_0 . \quad [14]$$

Aufgrund der Linearität des Gradienten \vec{G} wird der Magnetisierung eine vom Ort \vec{r} abhängige Phase aufgeprägt. Für das Messsignal innerhalb eines Volumens V gilt für jeden Wellenvektor \vec{k} :

$$S(\vec{k}) \propto \int_V \rho(\vec{r}) e^{i2\pi(\vec{k} \cdot \vec{r})} d\vec{r} . \quad [15]$$

Durch Messung von einer Vielzahl von k-Raum-Vektoren \vec{k} kann mittels Fourier-Transformation auf die räumliche Verteilung der Magnetisierung $\rho(\vec{r})$ geschlossen werden. Durch die drei Gradientenrichtungen kann ein 3D-k-Raum-Vektor beschrieben und somit ein 3D-Bild der räumlichen Verteilung der Magnetisierung rekonstruiert werden.

Frequenzkodierung

Für den 1D-Fall des k-Raum-Vektors zum Beispiel in x-Richtung können die k-Raum-Punkte von 0 bis $k_{x,max}$ mit Hilfe eines Gradienten G_x kontinuierlich aufgenommen werden:

$$S(t) = \int \rho(x) e^{i\gamma \int_0^t G_x(t') x dt'} dx . \quad [16]$$

Die Phase ändert sich während der Dauer des Gradienten linear entlang der x-Richtung. Daher wird diese Kodierung auch Frequenzkodierung genannt. Der dazugehörige Gradient wird als Auslese-Gradient (Englisch: readout gradient, RO) bezeichnet. Die x-Richtung wird auch als Auslese-Richtung bezeichnet.

Phasenkodierung

Durch die Verwendung von weiteren Gradienten in G_y - und G_z -Richtung können weitere k-Raum-Kodierungen beziehungsweise Vektorrichtungen in k_y - und k_z -Richtung erreicht werden. Durch das Schalten eines Gradienten mit der Stärke G in y-Richtung (oder z-Richtung) für die Zeitdauer t kann den Spins eine ortsabhängige Phase φ aufgeprägt werden:

$$\varphi = \gamma G_y \cdot y \cdot t. \quad [17]$$

Die dazugehörigen Gradienten werden als Phasenkodier-Gradienten bezeichnet. Die Kodierung wird vor dem Auslese-Gradienten durchgeführt. Man spricht daher von einer Phasenkodierung (Englisch: phase encoding, PE) in Phasenkodier-Richtung.

k-Raum-Navigation

Die k-Raum-Navigation wird in Abbildung 3 gezeigt. Die k-Raum-Position wird durch die Gradientenabhängigkeit aus Gleichung [15] beschrieben. Eine k-Raum-Zeile kann von der k-Raum-Position $(-k_x, k_y)$ bis (k_x, k_y) ausgelesen werden, nachdem die Magnetisierung zuvor auf die Position $(-k_x, -k_y)$ dephasiert wurde. Das geschieht mit einem Gradienten G_x sowie einem Gradienten G_y , die für eine Zeit t geschaltet werden. Danach wird die Frequenzkodierung mit N_x Datenpunkten mit einem Gradienten G_x mit negativem Vorzeichen gestartet.

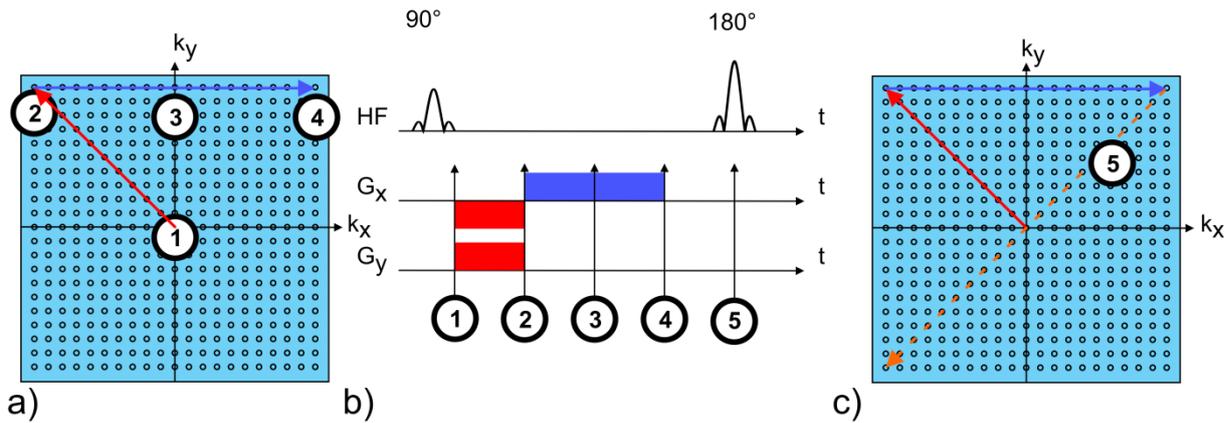


Abbildung 3:

- a) Trajektorie der aufgenommenen Datenpunkte im k-Raum. Zuerst wird beginnend mit Zeitpunkt (1) die Magnetisierung in negative x- und y-Richtung bewegt. Ab Zeitpunkt (2) findet eine gerade Bewegung in x-Richtung statt bis zum Zeitpunkt (3), wenn das Echomaximum auftritt. Zum Zeitpunkt (4) ist die Bewegung abgeschlossen und eine k-Raum-Zeile ausgelesen.
- b) Fiktives Sequenzdiagramm, bestehend aus G_x - und G_y -Gradienten sowie den Zeitpunkten (1-5). Die Gradientenabfolge bestimmt die Trajektorie im k-Raum.
- c) Ein 180° -HF-Refokussierungspuls zum Zeitpunkt (5) invertiert die Phase der Magnetisierung, die Position im k-Raum wird am Ursprung gespiegelt. Eine messbare Bewegung durch das k-Raum-Zentrum findet dabei nicht statt.

Datenakquisition

Bisher wurde von einer kontinuierlichen Datenakquisition während der Zeit t gesprochen. In der Realität werden für die Signalverarbeitung am Computer diskrete Wellenzahlen benötigt. Dazu wird das Signal von einem Analog-Digital-Umsetzer (Englisch: analog-to-digital converter, ADC) verarbeitet und innerhalb einer Zeit $t_{\text{Verweilzeit}}$ aufsummiert und anschließend einer diskreten Wellenzahl k_x zugeordnet. Nach jeder Aufsummation wird das Signal für die darauffolgende Wellenzahl beziehungsweise den darauffolgenden k-Raum-Punkt betrachtet. Die Zeit $t_{\text{Verweilzeit}}$ wird im Englischen als *dwell time* bezeichnet.

Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Der Kehrwert der Verweilzeit wird als Auslese-Bandbreite (Englisch: readout bandwidth, BW) bezeichnet: $BW = t_{\text{Verweilzeit}}^{-1}$. Die Auslese-Bandbreite wird oft in der Einheit Hertz pro Pixel angegeben und hat einen deutlichen Einfluss auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (Englisch: signal-to-noise ratio, SNR). Das SNR gibt das Verhältnis der Signalstärke zur Standardabweichung des Bildrauschens an. Weitere Faktoren sind die Anzahl der Datenpunkte in x-Richtung N_x , y-Richtung N_y sowie in z-Richtung N_z , die Voxelabmessungen $\Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ und die Anzahl der Wiederholungen N_{avg} (Englisch: *averages*, *avg*) der Messung:

$$SNR \propto \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z \cdot \sqrt{N_{\text{avg}} \cdot N_x \cdot N_y \cdot N_z \cdot \frac{1}{BW}}. \quad [18]$$

Eine genauere Abschätzung des SNRs lässt sich durch die mittlere Signalamplitude \bar{S} und ihre Standardabweichung SD des Signals bestimmen:

$$SNR = \frac{\bar{S}}{SD}. \quad [19]$$

Das empirisch ermittelte Rose-Kriterium (25) stellt eine Größenordnung für das benötigte SNR dar. Ein Objekt kann von einem Menschen identifiziert werden, wenn das SNR mindestens den Wert fünf hat.

Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis

Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (Englisch: contrast-to-noise ratio, CNR) bestimmt die Unterscheidbarkeit zweier Bildpunkte aufgrund der Signalintensität unter Berücksichtigung des Rauschens im Bild. Da man in der Regel mindestens zwei Gewebearten unterscheiden möchte, betrachtet man die Signalunterschiede zweier Gewebe in zwei Pixeln normiert durch die Standardabweichung SD des Rauschens:

$$CNR = \frac{|S_1 - S_2|}{SD}. \quad [20]$$

S_1 und S_2 sind die Signale von einzelnen Pixeln oder der Mittelwert von betrachteten Pixeln (Englisch: region of interest, ROI). Nach dem Rose-Kriterium wird mindestens ein CNR von fünf benötigt, um zwei Bildmerkmale unterscheiden zu können.

k-Raum und Informationsgehalt

Der k-Raum ist der Frequenzraum des dazugehörigen Bildes. Ein k-Raum und das dazugehörige Bild sind in Abbildung 4a dargestellt. Die zum k-Raum-Zentrum zugehörigen, räumlichen Frequenzen sind niedrig, das heißt, sie sind langwellig. Dagegen werden die räumlichen Frequenzen zur k-Raum-Peripherie, also in Richtung des k-Raum-Randes, hinlaufend immer höher. Rekonstruiert man ein Bild aus nur ca. 5% des k-Raum-Zentrums, wie in Abbildung 4b, so erhält man ein unscharfes Bild, in dem die Intensitätsverteilung und der Kontrast dem eigentlichen Bild sehr ähnlich sind. Betrachtet man die Summe der Intensitäten im k-Raum-Zentrum, so sieht man, dass dort ein überproportional großer Teil der Intensität zu finden ist. Die restlichen 95% des k-Raumes, also die k-Raum-Peripherie, sind in Abbildung 4c zu sehen. Die Informationen stellen ein Bild mit sehr fein aufgelösten Strukturen dar, die allerdings keine Kontrastinformation enthalten.

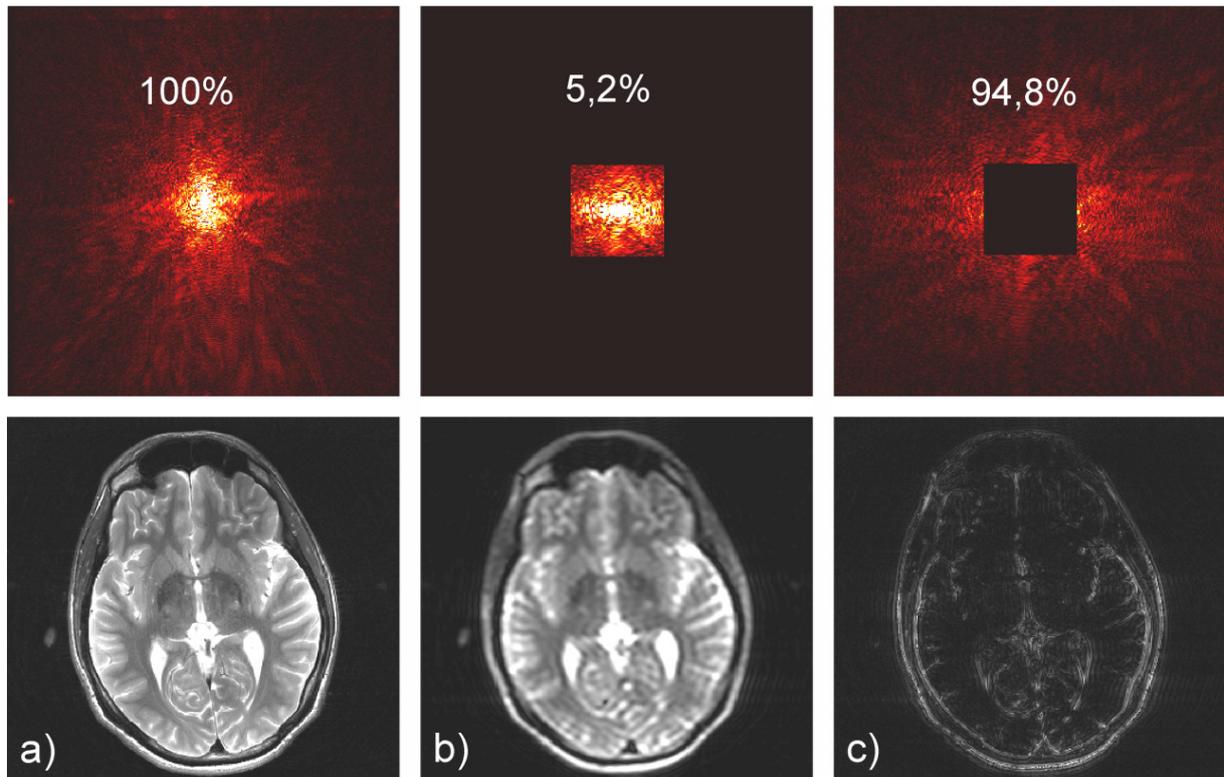


Abbildung 4:

- a) Oben: Der gesamte k -Raum wurde aufgenommen und zu einem Bild unten fouriertransformiert.
 b) Oben: Nur das k -Raum-Zentrum mit den niedrigen Bildraumfrequenzen ist aufgenommen und entspricht 5,2% des gesamten k -Raums. Durch die niedrigen Bildraumfrequenzen ist das Bild unten nur schlecht aufgelöst. Der Kontrast ist dem Bild von a) mit vollaufgenommenem k -Raum sehr ähnlich.
 c) Oben: Der gezeigte k -Raum deckt hier 94,8% des k -Raums ab und enthält hohe Bildraumfrequenzen, das heißt die Feinstrukturen des Bildes. Das Bild unten enthält nur die Feinstrukturen und weist keinerlei Gewebekontrast auf.

1.3.3 Kontrastverhalten

Der Kontrast eines rekonstruierten MRT-Bildes bestimmt, wie gut sich zwei Gewebearten in einem MRT-Bild unterscheiden lassen. Die am häufigsten verwendeten Kontraste sind T_1 -, T_2 - und PD-gewichtete Kontraste. Der Kontrast eines MRT-Bildes wird maßgeblich durch die verwendeten Parameter TE-Zeit und TR-Zeit⁸ bestimmt. Eine schematische Darstellung der Kontraste wird in Abbildung 5 gezeigt.

Bei einem T_1 -gewichteten Kontrast wird die Intensität im Bild durch die longitudinale Relaxationszeit T_1 beeinflusst. Der Kontrast kann beeinflusst werden, indem die TE- und TR-Zeit sehr kurz gewählt werden. Das heißt, je länger die T_1 -Zeit, desto weniger longitudinale Magnetisierung kann bis zum Zeitpunkt TR wieder aufgebaut werden. Mehr longitudinale Magnetisierung bedeutet, dass eine stärkere Transversalmagnetisierung aufgebaut und somit ein stärkeres Signal erzeugt wird. Damit das Signal nicht durch den T_2 -Zerfall beeinflusst wird,

⁸ Die Parameter TE-Zeit und TR-Zeit stellen den zeitlichen Abstand zwischen HF-Anregung und Echo im k -Raum-Zentrum beziehungsweise die Zeit zwischen zwei HF-Anregungen dar.

wird die TE-Zeit möglichst kurz gewählt. Gewebe mit kurzer T_1 -Zeit erscheinen also hell, Gewebe mit langer T_1 -Zeit erscheinen dunkel.

Ein T_2 -gewichteter Kontrast wird mit einer Spin-Echo-Sequenz aufgenommen. Dabei wird durch den 180° -HF-Refokussierungspuls die T_2' -Komponente refokussiert, so dass zum Echozeitpunkt nur der Einfluss durch die T_2 -Relaxation auf die Magnetisierung wirkt. Die TR-Zeit wird sehr groß gewählt, um einen hohen Anteil longitudinaler Magnetisierung nach jeder HF-Anregung zu erhalten, so dass für alle Gewebearten die Magnetisierung wiederhergestellt werden kann. Die Echozeit TE wird so gewählt, dass sie zwischen den T_2 -Zeiten der betrachteten Gewebe liegt. Somit wird das Gewebe mit höherer T_2 -Zeit deutlich signalintensiver, das heißt heller, erscheinen als eines mit kleinerer T_2 -Zeit.

Beim PD-gewichteten Kontrast ist es wichtig, zum einen möglichst viel Anteil an longitudinaler Magnetisierung nach jeder Anregung zu erhalten. Das wird mit einer großen TR-Zeit erreicht. Zum anderen soll der T_2 -Zerfall einen möglichst geringen Einfluss haben. Das kann mit einer kurzen TE-Zeit erreicht werden. Somit werden protonenreiche Gewebe heller dargestellt als protonenarme.

Zu beachten ist, dass die Protonendichte des Gewebes jeden Bildkontrast beeinflusst. Allerdings sind T_1 - oder T_2 - gewichtete Kontraste über die protonendichte meist dominant.

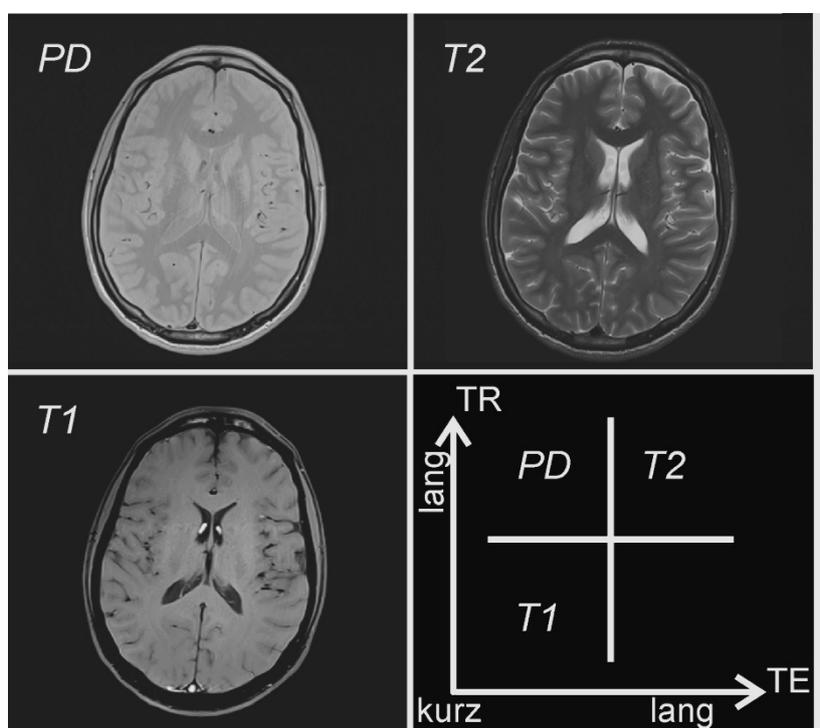


Abbildung 5:
Abhängigkeit der Bildkontraste von den Parametern TE- und TR-Zeit. Je nach Wahl von TE- und TR-Zeit können Gewebe mit kurzen oder langen T_1 - und T_2 -Zeiten hervorgehoben werden.

1.3.4 Partielle Fourierbildungsmethoden

Der k-Raum besitzt eine hermitesche Symmetrie und es gilt für reelle Objekte $S(k_x, k_y) = S^*(-k_x, -k_y)$. Es genügt, eine beliebige Hälfte des k-Raums aufzunehmen und die andere Hälfte mit den konjugierten Daten aufzufüllen. Diese Methode wird *Partial-Fourier* genannt. Der Anteil des akquirierten k-Raums am gesamten k-Raum wird als Partial-Fourier-Faktor f_{PF} bezeichnet. Der Partial-Fourier-Faktor kann Werte zwischen 0,5 und 1,0 annehmen. Typischerweise werden Partial-Fourier-Faktoren in 1/8-Schritten angegeben und lauten 4/8, 5/8, 6/8 und 7/8.

Partial-Fourier kann sowohl in Phasen- als auch in Auslese-Richtung angewandt werden. Im Falle der Phasenkodier-Richtung reduziert sich die Anzahl der Phasenkodierschritte N_y , was die Gesamtmesszeit reduzieren kann. Da allerdings insgesamt weniger Daten aufgenommen werden, kann sich das SNR im Vergleich zu einem voll aufgenommenen k-Raum um den Faktor $1 - \sqrt{f_{PF}}$ reduzieren. Im Falle von Partial-Fourier-Anwendung in Auslese-Richtung kann die Echozeit TE reduziert werden, da im k-Raum weniger in k_x -Richtung dephasiert wird und somit früher das Echozentrum erreicht werden kann. Somit kann das SNR aufgrund des geringeren T_2^* -Zerfalls bei der Aufnahme bis zum k-Raum-Zentrum auch erhöht sein. Die Anwendung beider Möglichkeiten wird in Abbildung 6 gezeigt.

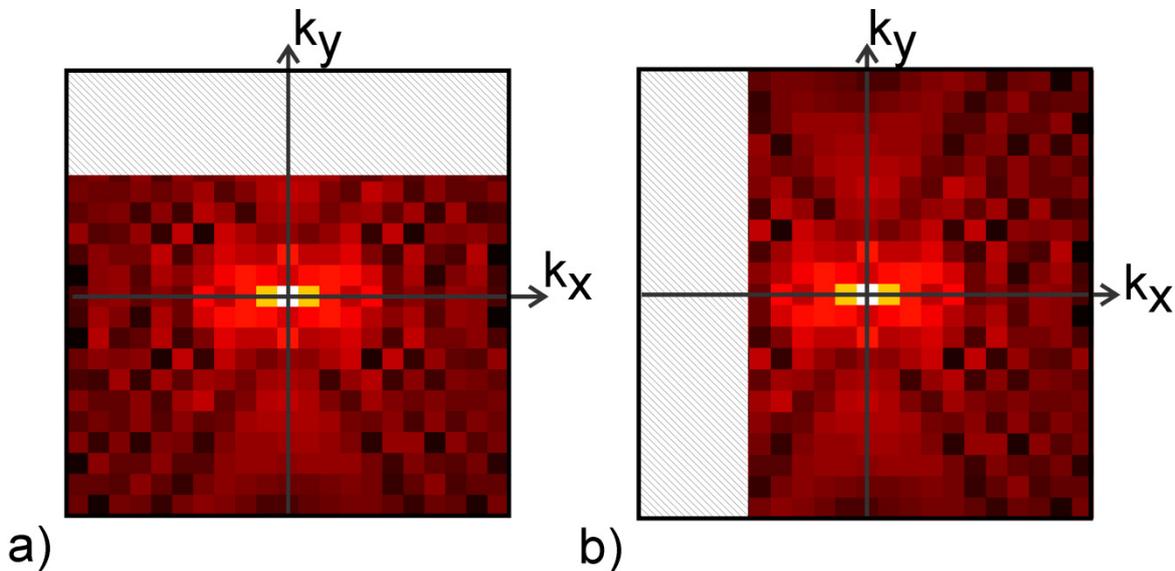


Abbildung 6:

a) *Partial-Fourier-Anwendung in Phasenkodier-Richtung. Da weniger Phasenkodierschritte aufgenommen werden, kann die Gesamtmesszeit reduziert werden.*

b) *Partial-Fourier in der Auslese-Richtung. Da weniger Dephasierung in k_x -Richtung benötigt wird, kann das Echozentrum früher und somit kürzere Echozeiten erreicht werden.*

Bei der Messung können Phasenverschiebungen des Objektes durch Magnetfeldinhomogenitäten, Bewegung des Messobjekts, Wirbelströme oder Phasendifferenzen in den Spulenkanälen auftreten. In diesem Fall ist die Symmetrie des k-Raums nicht mehr gewährleistet. Deswegen ist es besser, die fehlenden k-Raum-Daten nicht aus den symmetrischen Daten zu kopieren, sondern mit Nullen aufzufüllen (Englisch: *zero-filling*).

In Abbildung 6 wird ein k-Raum mit Partial-Fourier-Faktor $6/8$, das heißt mit 75% akquirierten Daten in Phasenkodier-Richtung gezeigt. Das rekonstruierte Bild in Abbildung 7 weist leichte Ringartefakte auf. Diese Ringe werden als Gibbs-Ringe (26) bezeichnet und sind eine Konsequenz aus dem abrupten Übergang zwischen tatsächlich akquirierten und mit Nullen aufgefüllten k-Raum-Daten.

Bei Verfahren wie Margosian (27), Homodyne (28) und „Projection onto Convex Sets“ (POCS) (29) werden die fehlenden Messdaten aus der Symmetrie der gemessenen Messdaten rekonstruiert. Bei POCS wird in einem iterativen Verfahren der Absolutbetrag der Messdaten kopiert und der Phasenteil dynamisch angepasst. In weiteren Iterationen wird die Genauigkeit des Phasenteils verbessert, um ein hochaufgelöstes Gesamtbild zu erreichen.

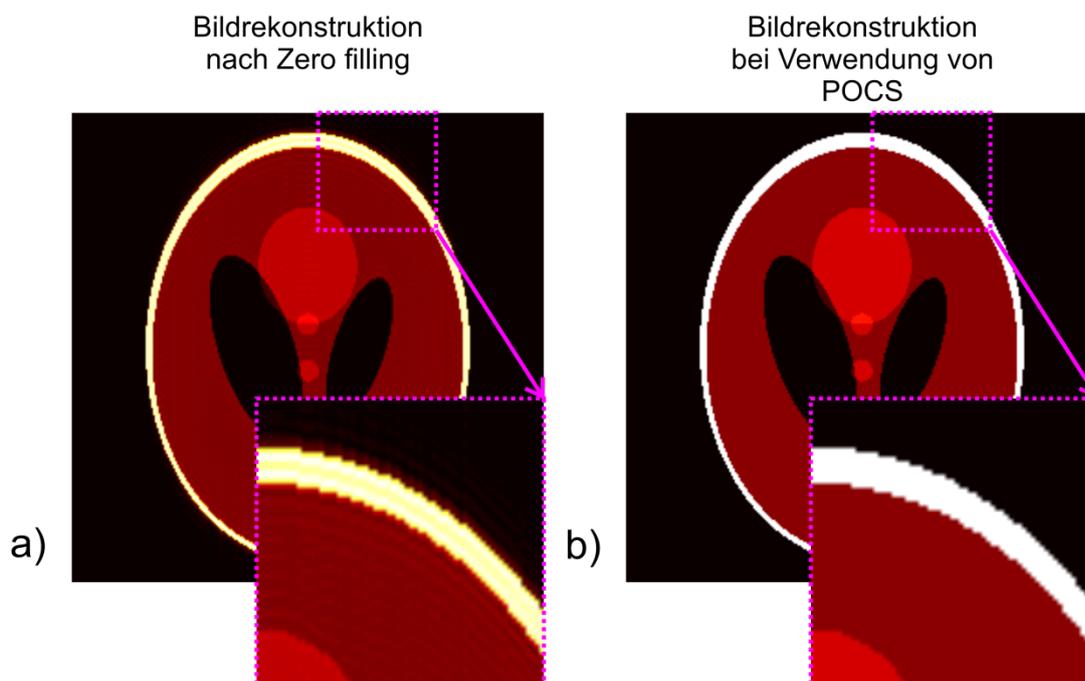


Abbildung 7:

a) Die Bildrekonstruktion nach Zero-filling weist einige Ringartefakte in Phasenkodier-Richtung (von oben nach unten) auf. Außerdem ist die Intensität am Rand ungleichmäßig (hier gelblich zu sehen).

b) Nach der Bildrekonstruktion mit POCS sind keine Artefakte mehr zu sehen.

1.3.5 Parallele Fourierbildung mit Mehrkanalempfangsspulen

Die Datenaufnahme wird mit parallelen Fourierbildungsmethoden beschleunigt. Diese nutzen die zusätzlichen Ortsinformationen von Mehrkanalempfangsspulen.

Mehrkanalempfangsspulen

Eine MRT-Empfangsspule besteht in der Regel aus mehreren physikalischen Empfangselementen, auch Empfangskanäle genannt, die räumlich um das Messobjekt angeordnet sind. Die einzelnen Empfangskanäle erfassen die Messdaten unabhängig voneinander. Typische, im Einsatz befindliche Mehrkanalspulen besitzen zwischen bis zu 64 Kanäle (30). Aus dem Signal jedes Kanals kann ein einzelnes Bild rekonstruiert werden. Wie in Abbildung 8 zu sehen ist, besitzt jedes Empfangselement für seine Umgebung eine erhöhte Signal-Sensitivität im Bild. Das bedeutet, jedes Empfangselement erfasst mehr Signal aus dem Objektbereich in seiner unmittelbaren Nähe. Die Einzelkanalbilder können mit verschiedenen Methoden zu einem einzigen Bild kombiniert werden. Die einfachste Methode ist die Quadratsummenrekonstruktion (Englisch: *sum-of-squares*, SOS). Dabei wird für jeden Bildpunkt das Signal jedes Kanals quadriert, aufsummiert und anschließend die Quadratwurzel gezogen. Die Methode ist sehr schnell, robust und liefert ein hohes SNR (31), allerdings geht die Phaseninformation der Bildpunkte verloren. Komplexere Verfahren wie die adaptive Kombination (32) können die Phaseninformation hingegen beibehalten und können somit noch höhere SNR-Ausbeuten erreichen. Außerdem ist eine sogenannte Prescan-Normalisierung der Signalintensität möglich (33). Dadurch können unterschiedliche Spulensensitivitäten homogenisiert werden und das gemessene Signal erscheint gleichmäßig über das gesamte Objekt.

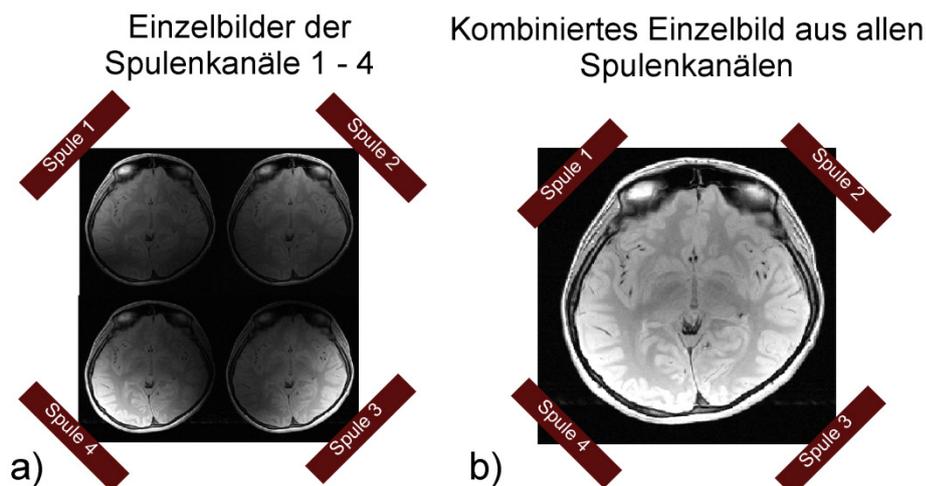


Abbildung 8:
a) Vier rekonstruierte Bilder von vier einzelnen Empfangsspulen mit räumlich variierenden Signalintensitäten.
b) Das Bild weist nach Kombination aller Empfangskanäle eine homogene Intensitätsverteilung auf.

Parallele Fourierbildgebung

In den vergangenen Jahren wurden parallele Fourierbildgebungsmethoden entwickelt, die es erlauben, ein Bild aus einem unterabgetasteten (Englisch: undersampled) k-Raum zu rekonstruieren. Ein k-Raum gilt als unterabgetastet, wenn das Stabilitätskriterium von Nyquist nicht erfüllt wird. Das ist zum Beispiel der Fall, wenn nur jede R-te k-Raum-Zeile erfasst wurde. Da in diesem Fall weniger k-Raum-Zeilen aufgenommen werden müssen, wird die Messung insgesamt beschleunigt. Der Grad der Beschleunigung wird als Beschleunigungsfaktor R bezeichnet. In der Bildrekonstruktion äußert sich die Unterabtastung durch Einfaltungen des Objekts im Bild. In Abbildung 9a ist dargestellt, wie zwei Empfangsspulen um ein Messobjekt angeordnet sein können. Die Einfaltungen können mit Hilfe der Sensitivitätsinformationen der Empfangsspulen, wie in Abbildung 9b zu sehen ist, entfernt werden.

Ein konkretes Beispiel für die beiden k-Räume zweier Spulen, bei der nur jede zweite k-Raum-Zeile ($R = 2$) akquiriert wurde, ist in Abbildung 9c dargestellt. Die aus der Unterabtastung folgenden Einfaltungsartefakte in den beiden Bildern beider Spulenkanäle sind in Abbildung 9d dargestellt. Dabei ist auffällig, dass die räumliche Sensitivität in Spulennähe erhöht ist und die Signalintensität gegen die entlegene Seite der Spule abfällt.

Es existieren verschiedene Methoden, um aus einzelnen Spulenkanal-Bildern mit Einfaltungsartefakten ein Einzelbild ohne Einfaltungsartefakte zu berechnen. Zwei prominente Rekonstruktionsmethoden der parallelen Bildgebung sind SENSE und GRAPPA:

Bei den SENSE-basierten Methoden (34) findet die Rekonstruktion der fehlenden Informationen im Bildraum statt. Die Einfaltungsartefakte können mittels der Sensitivitätsinformationen der einzelnen Spulen korrigiert werden.

Bei den GRAPPA-basierten Methoden (35) werden die fehlenden Datenpunkte im k-Raum rekonstruiert. Dabei werden die Zeilen punktweise mit Hilfe der Informationen der Nachbarpunkte sowie zusätzlichen Informationen aus den Spulensensitivitäten rekonstruiert. Die Spulensensitivitäten können zum Beispiel aus einem voll abgetasteten Bereich des k-Raums bestimmt werden. Die benötigten Zeilen werden als Auto-Kalibrations-Signal (Englisch: auto-calibration signal, ACS) bezeichnet.

In beiden Fällen erfolgt die Rekonstruktion auf Kosten des SNR. Das erhaltene SNR des rekonstruierten Bildes hängt vom SNR des potentiell vollaufgenommenen k-Raums SNR_0 ab:

$$SNR = \frac{SNR_0}{\sqrt{R \cdot g}}, \quad [21]$$

wobei g als Geometrie-Faktor (g-Faktor) (34,36) bezeichnet wird. Der g-Faktor ist ein inverses Maß für die Unterschiedlichkeit der Spulensensitivitäten an einem Ort. Das bedeutet, wenn für

alle Kanäle die Spulensensitivitäten an einem Punkt sehr ähnlich sind, dann kann dieser Punkt nur unter hohem SNR-Verlust rekonstruiert werden. Im Gegensatz gelingt die Rekonstruktion mit sehr geringem Verlust, wenn die Spulensensitivitäten sehr unterschiedlich sind, zum Beispiel in der unmittelbaren Nähe eines Spulenelements.

In dieser Arbeit wurde ausschließlich die GRAPPA-Methode verwendet. Die genaue Funktionsweise der parallelen Bildgebung, im Speziellen über GRAPPA, kann aus der Literatur (35,37-41) entnommen werden.

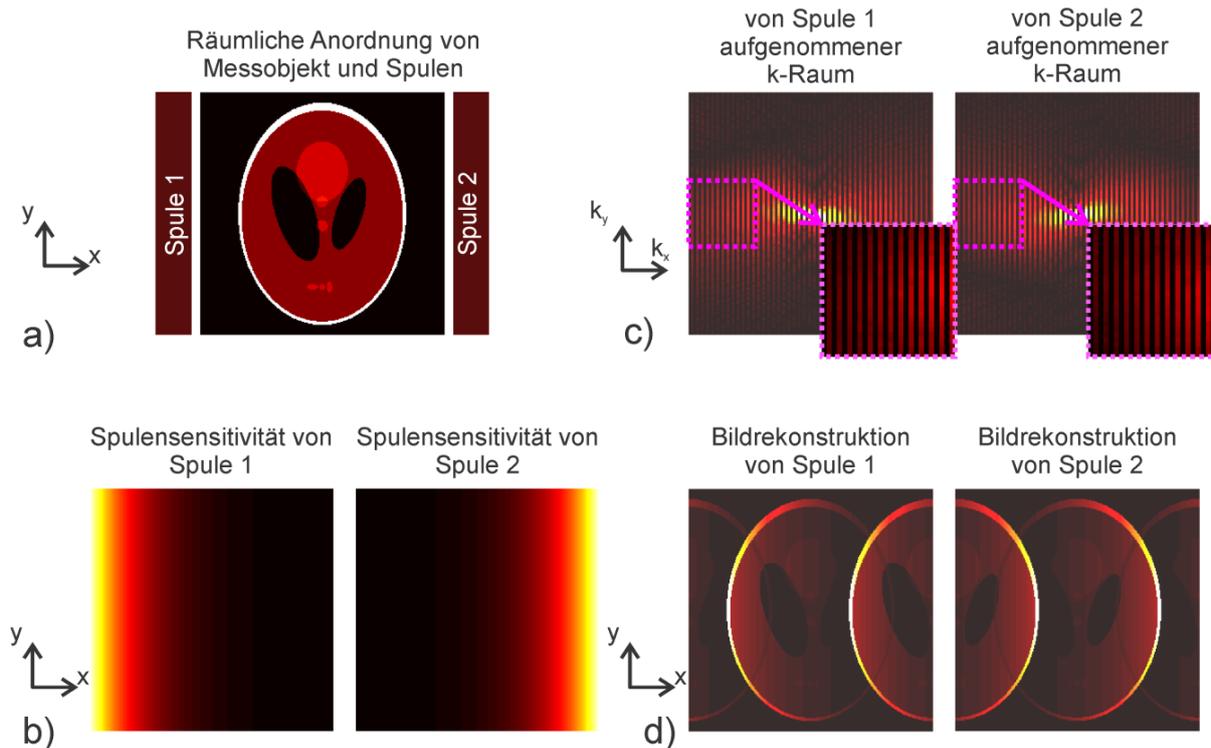


Abbildung 9:

a) Anordnung eines Phantoms mit je einem Spulenkanal auf der rechten und linken Seite.

b) Die Sensitivitätsprofile der beiden Einzelspulen fallen von links nach rechts (für Spule 1) beziehungsweise rechts nach links (für Spule 2) ab.

c) Beide k -Räume der Spulenkanäle sind in y -Richtung unterabtastet. Aufgrund der unterschiedlichen Spulensensitivitäten sind die k -Räume nicht identisch.

d) Die rekonstruierten Bilder beider Spulenkanäle weisen aufgrund der Unterabtastung Einfaltungsartefakte auf. Aufgrund der unterschiedlichen Sensitivitätsprofile ist eine Trennung der Einfaltungen nahezu mit dem Auge möglich.

1.4 Grundlegende MRT-Sequenzen

In den vorherigen Abschnitten wurde auf die HF-Anregung und die k -Raum-Navigation zur Echogenerierung eingegangen. Diese Konzepte sollen im folgenden Abschnitt zur Gradienten- und Spin-Echo-Sequenz erweitert werden. Bei beiden gezeigten Sequenzen findet die Datenakquisition schichtweise statt. Zuerst wird die Magnetisierung einer Schicht mit einem HF-Puls angeregt, anschließend wird eine k -Raum-Zeile der dazugehörigen Schicht von $k_{x,min}$ bis $k_{x,max}$ in Auslese-Richtung ausgelesen. Der Phasenkodier-Gradient stellt vor dem Auslesen die k -Raum-Zeile k_y von $k_{y,min}$ bis $k_{y,max}$ ein. Die Datenakquisition muss N_y mal wiederholt werden bis alle k -Raum-Zeilen von $k_{y,min}$ bis $k_{y,max}$ erfasst sind. Der zeitliche Abstand zwischen zwei HF-Anregungen einer Schicht wird als Repetitionszeit (Englisch: repetition time, TR) bezeichnet.

Verschachtelte Multischichtanregung

Entsteht innerhalb der TR-Zeit eine Totzeit ohne Gradienten- oder HF-Interaktion, so kann diese Totzeit für eine verschachtelte Multischichtanregung genutzt werden. Bei der verschachtelten Multischichtanregung werden in der Totzeit andere Schichten durch HF-Interaktion angeregt und der dazugehörige k -Raum ausgelesen. Da die Schichten räumlich getrennt sind, beeinflussen die HF-Pulse idealerweise nur die gewünschte Schicht. Die TR-Zeit bleibt hierbei für jede individuelle Schicht identisch. Das dazugehörige Zeit-Schicht-Schema wird in Abbildung 10 gezeigt. Durch die verschachtelte Multischichtanregung können mehrere Schichten pro TR somit mit nur minimaler Messzeitverlängerung aufgenommen werden.

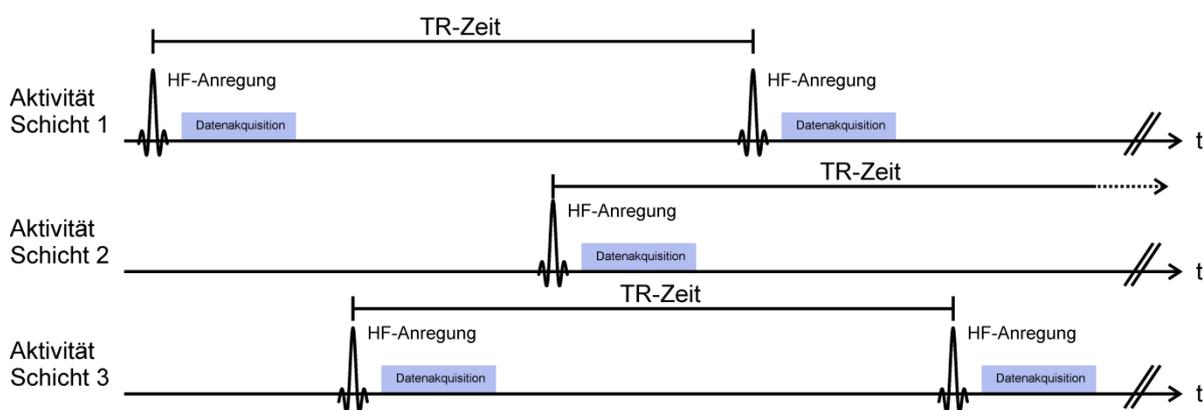


Abbildung 10:

Beispiel für eine Aufnahme von drei verschachtelt akquirierten Schichten pro TR-Zyklus. Die TR-Zeit bleibt für jede einzelne Schicht identisch und die Gesamtmesszeit verlängert sich somit nur um einen TR-Zyklus.

Gradienten-Echo-Sequenz

Bei der Gradienten-Echo-(GRE)-Sequenz (42) wird Magnetisierung mit einem Flipwinkel α angeregt. Anschließend wird durch k-Raum-Navigation, das heißt durch Gradientenschaltung, die Magnetisierung zuerst an den k-Raum-Rand $k_{x,\min}$ verschoben und dann wieder durch Gradientenschaltung durch das k-Raum-Zentrum gelenkt und es kommt dabei zum Gradienten-Echo bei der Position $k_x = 0$. Die durch Feldinhomogenitäten ΔB_0 innerhalb der Zeit t akkumulierte Phase $\Delta B_0 \cdot t$ wird hierbei nicht rephasiert. Das Signal dephasiert zunehmend aufgrund der Feldinhomogenitäten mit der T_2^* -Zeit. Folglich sinkt die Signalintensität exponentiell. Aus diesem Grund ist es notwendig, eine kurze Echozeit zu verwenden. Ein Gradienten-Echo-Experiment wird in Abbildung 11a gezeigt. Das gemessene Signal im Ortsraum hängt von den Relaxationszeiten T_1 und T_2^* , sowie von TR und TE und dem Flipwinkel α der HF-Anregung ab. Für den sogenannten Steady-State-Zustand der FLASH (42)- beziehungsweise gespoilten Gradienten-Echo-Sequenz erhält man folgendes Signal:

$$S = M_0 \cdot \frac{\sin(\alpha) \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right)}{1 - \cos(\alpha) \cdot e^{-\frac{TR}{T_1}}} \cdot e^{-\frac{TE}{T_2^*}}. \quad [22]$$

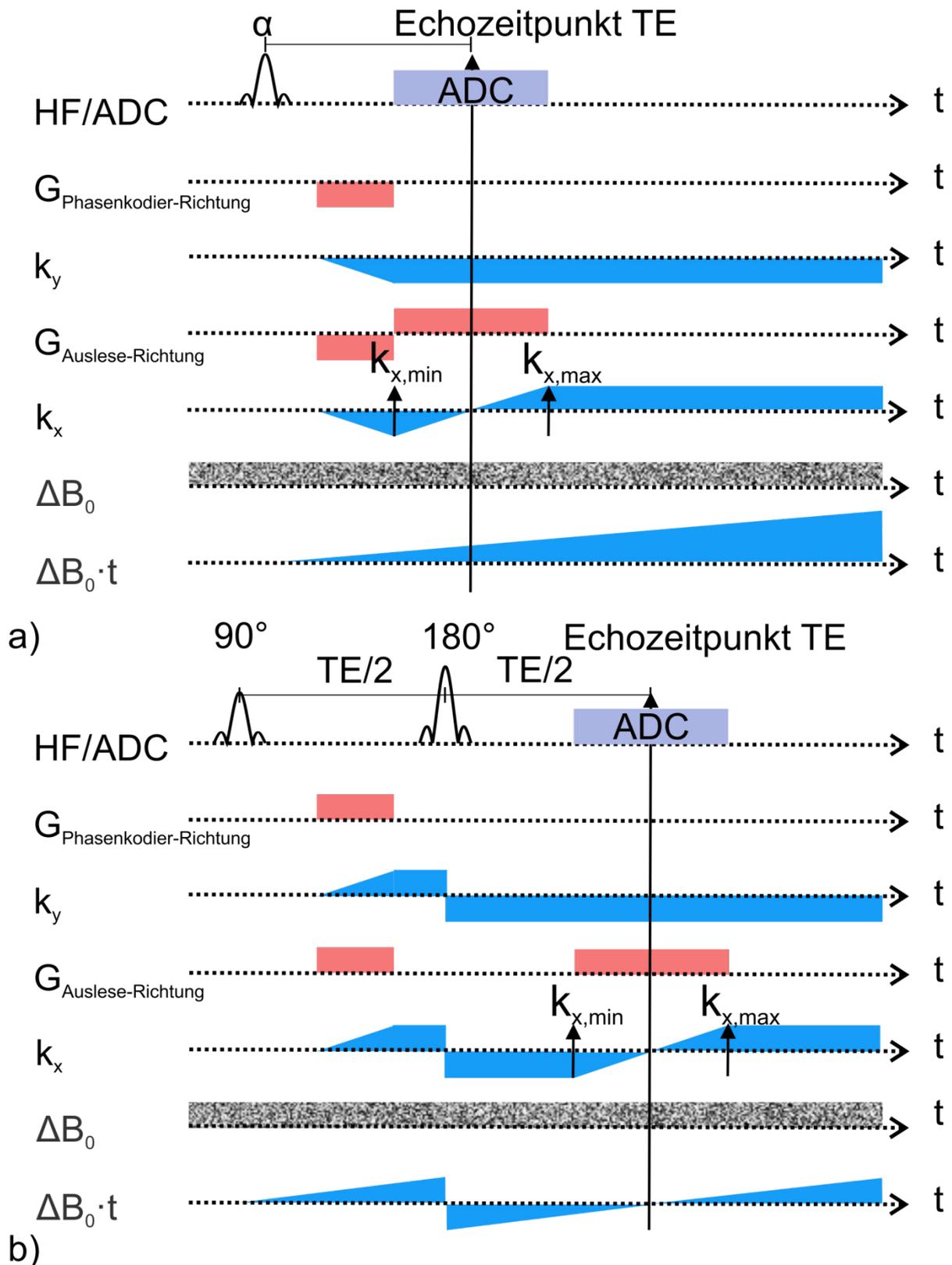
Mit Hilfe der GRE-Sequenz und Verwendung von kleinen TE-Zeiten können T_1 -gewichtete Kontraste erzielt werden. Außerdem können durch Verwendung von großen TE- und TR-Zeiten T_2^* -gewichtete Kontraste erreicht werden.

HF- und Gradienten-Spoiling

Bei einer GRE-Sequenz wird typischerweise eine TR-Zeit verwendet, die deutlich kürzer ist als T_2 . Da die Transversalmagnetisierung nach der TR-Zeit nicht vollständig zerfallen ist und weiterhin Signal liefert, kann das Signal der darauffolgenden Repetition verfälscht werden. Mit Hilfe von HF- und Gradienten-Spoiling kann das verbleibende Signal am Ende eines TR-Zyklus unwirksam gemacht werden. Beim HF-Spoiling (43,44) wird die Phase des HF-Anregungspulses bei jeder Anregung verändert. Somit wird neue Magnetisierung mit einer anderen Phase angeregt, die mit dem verbleibenden Signal nicht interferiert und so weniger verfälscht wird.

Beim Gradienten-Spoiling werden am Ende jeder Repetition Gradienten in Auslese- und Schicht-Richtung geschaltet, um die Magnetisierung zu dephasieren, beziehungsweise weit außerhalb des k-Raum-Randes⁹ zu verschieben. Durch die Dephasierung liefern die Magnetisierungen keinen Beitrag zum Messsignal der darauffolgenden Anregung.

⁹ Mit dem k-Raum-Rand ist hier der Rand der zur Rekonstruktion verwendeten Daten gemeint.



b)

Abbildung 11:

a) Bei der Gradienten-Echo-Sequenz wird mit Hilfe von Gradienten die Magnetisierung bis zum k -Raum-Punkt $k_{x,\text{min}}$ dephasiert und anschließend wieder in Phase, das heißt $k_x = 0$, gebracht und somit ein Gradienten-Echo erzeugt. Für eine Selektion einer einzelnen Schicht wird ein hier nicht gezeigter Schichtselektionsgradient benötigt.

b) Bei der Spin-Echo-Sequenz wird sowohl die durch Gradienten als auch durch Magnetfeldinhomogenitäten ΔB_0 verursachte Dephasierung rephasiert und somit ein Spin-Echo erzeugt. Die statischen Feldinhomogenitäten ΔB_0 wirken wie ein ortsunabhängiger Gradient. Daher kann die Dephasierung nicht mit Gradienten, sondern nur durch eine HF-Refokussierung revidiert werden.

Spin-Echo-Sequenz

Die Spin-Echo-Sequenz ist das älteste MR-Experiment und wurde 1950 von Hahn beschrieben (45). In der Folgezeit wurde das Spin-Echo-Experiment zur Spin-Echo-Bildgebungssequenz erweitert. Dabei wird mit einem 90° -HF-Puls die Magnetisierung angeregt. Anschließend wird diese durch die k-Raum-Navigation an den k-Raum-Rand verschoben. Gleichzeitig wird innerhalb der Zeit t durch Feldinhomogenitäten die Phase $\Delta B_0 \cdot t$ akkumuliert. Anschließend wird durch HF-Refokussierung die akkumulierte Phase der Magnetisierung invertiert. Durch die HF-Refokussierung kommt es nach einer weiteren Zeit t zum Spin-Echo der Magnetisierung. Zusätzlich muss die Magnetisierung durch k-Raum-Navigation durch das Zentrum gelenkt werden. Die Echozeitpunkte des Spin-Echos und des Gradienten-Echos müssen gleichzeitig überlagern. Ein Spin-Echo-Experiment wird in Abbildung 11b gezeigt. Die Echozeit ist meist größer als bei der GRE-Sequenz, allerdings ist der Signalverlust durch den T_2' -Zerfall revidiert. Das gemessene Signal im Ortsraum hängt von den Relaxationszeiten T_1 und T_2 , sowie von der TR- und TE-Zeit ab:

$$S = M_0 \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \cdot e^{-\frac{TE}{T_2}}. \quad [23]$$

Durch die Wahl der Parameter TE- und TR-Zeit können verschiedene Kontraste zwischen Gewebetypen eingestellt werden.

Free-Induction-Decay(FID)-Crusher-Gradienten

Bei einer 180° -HF-Puls-Refokussierung wird die Magnetisierung in der Transversalebene gedreht und somit die Phase invertiert. Aufgrund von baulichen, physikalischen und experimentellen Ursachen kann es vorkommen, dass der eingestrahlte Flipwinkel eine deutliche Abweichung von 180° erhält. Allerdings haben Experimente gezeigt, dass auch ein HF-Refokussierungs-Flipwinkel kleiner als 180° ähnlich gute Ergebnisse wie ein 180° -Puls liefert. Die absichtliche Reduktion des Flipwinkels kann entsprechend den Gleichungen [4] und [5] SAR einsparen. Bei einem tatsächlichen HF-Refokussierungs-Flipwinkel von weniger als 180° wird stets neue Longitudinalmagnetisierung angeregt, die sich mit der vorhandenen Magnetisierung überlagert. Die neuangeregte Magnetisierung „befindet“ sich zunächst im k-Raum-Zentrum und fällt mit dem FID ab. Ebenso kann diese Magnetisierung k-Raum-kodiert und zum Echo gebracht werden. Da sich die k-Raum-Position der Magnetisierung zu Beginn von der k-Raum-Position der bereits vorhandenen Magnetisierung unterscheiden kann, kann der FID zu ungewünschten Signaleinflüssen und somit Artefakten im Bild führen.

Mit sogenannten FID-Crusher- oder FID-Spoiler-Gradienten kann das beschriebene Problem gelöst werden (46). Dabei wird die Magnetisierung vor dem HF-Refokussierungspuls in k_z -Richtung mit einem Gradienten in Schicht-Richtung dephasiert. Nach der HF-Refokussierung

ist die Phase der Magnetisierung invertiert, durch erneute Gradientenschaltung in Schicht-Richtung wird die vor dem HF-Refokussierungspuls existierende Magnetisierung rephasiert. Dagegen wird die neu angeregte Magnetisierung, also das FID-Signal, entsprechend dephasiert und aus dem k-Raum in z-Richtung verschoben. Dort trägt das FID-Signal nur minimal zum Signal der eigentlichen Magnetisierung bei, so dass keine Artefakte zu erwarten sind. Zur Verdeutlichung wird die k-Raum-Position, das heißt der Gradient in Schichtselektions-Richtung und der HF-Refokussierungspuls, in Abbildung 12 dargestellt.

Das Signal der angeregten FID-Magnetisierung wird durch die Gradienten-Dephasierung gedämpft und folgt der Gleichung (46):

$$I = I_0 \cdot \text{sinc}\left(\frac{\varphi}{2}\right). \quad [24]$$

Dabei sind $\varphi = G\gamma x t$, I_0 die Signalintensität ohne Gradientenschaltung, γ das gyromagnetische Verhältnis, x die Voxelkantenlänge in Gradientenrichtung und t beschreibt die Gradientendauer. Dabei wird davon ausgegangen, dass eine Dephasierung von $\varphi = 4\pi$ ausreicht, um die Spins innerhalb des Voxels ausreichend zu dephasieren. Da die Kantenlänge in Schicht-Richtung, das heißt die Schichtdicke, die größte Ausdehnung besitzt, wird der FID-Crusher-Gradient typischerweise in der Schichtselektions-Richtung verwendet. Unabhängig davon können auch FID-Crusher-Gradienten in andere Richtungen verwendet werden.

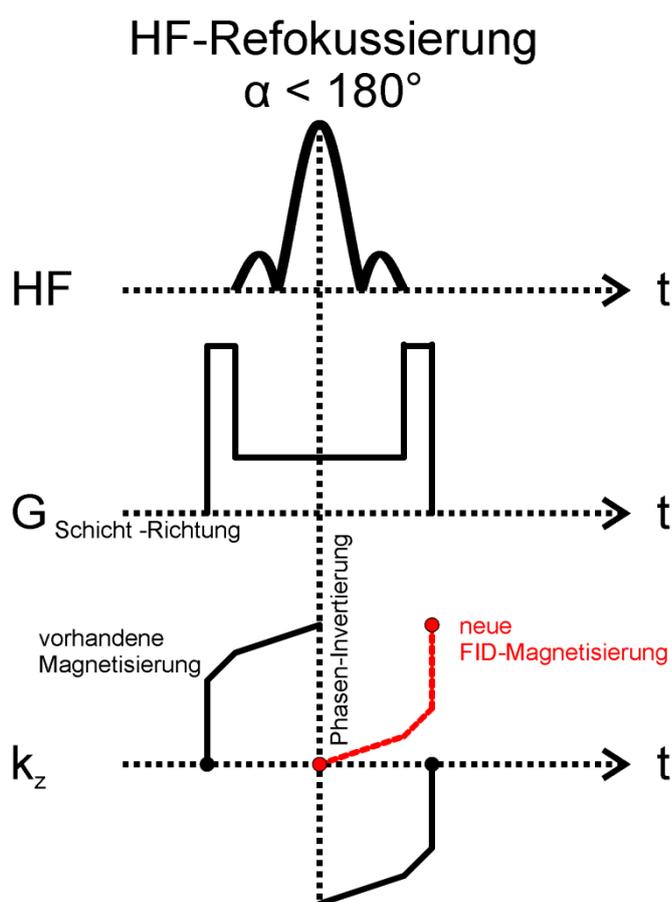


Abbildung 12:

Oben: HF-Refokussierung mit FID-Crusher-Gradienten-Aktivität in Schicht-Richtung.

Unten: Wirkungsweise der FID-Crusher-Gradienten auf die existierende Magnetisierung und die neu angeregte FID-Magnetisierung in k_z -Richtung des k-Raums. Da bei einer 2D-Aufnahme keine z-Richtung phasenkodiert wird, ist dies gleichbedeutend mit einer Dephasierung bzw. Auslöschung des Signals.

Echo-Planar-Imaging

Die single-shot Echo-Planar-Imaging (EPI)-Methode erlaubt die Akquisition des vollständigen k -Raums innerhalb kürzester Zeit. Diese Einzelschussmethode hat einige Vor- und Nachteile, die hier beschrieben werden sollen.

Bei der Echo-Planar-Imaging (EPI)-Akquisition (47,48) wird der komplette k -Raum innerhalb eines TR-Zyklus, sukzessive von $(-k_x, k_y)$ bis $(k_x, -k_y)$ ausgelesen. Das Sequenzdiagramm ist in Abbildung 13 zu sehen. Die k -Raum-Trajektorie ist in Abbildung 14a dargestellt. Zuerst wird die Magnetisierung an den k -Raum-Rand zum Startpunkt $(-k_x, k_y)$ bewegt und eine Zeile von $-k_x$ bis k_x mit Hilfe des Auslese-Gradienten aufgenommen. Anschließend wird die Magnetisierung im k -Raum um eine Zeile zu $k_y - 1$ bewegt. Da sich die k -Raum-Zeile in Phasenkodier-Richtung nur um eine Zeile verändert, wird nur ein geringes Gradienten-Moment benötigt. Die Form des Gradienten gleicht einer Zacke (Englisch: blip). Daher werden diese Gradienten auch als Blip-Gradienten bezeichnet. Da sich die aktuelle k -Raum-Position bei k_x befindet, wird mit einem negativen Auslese-Gradienten von k_x bis $-k_x$ ausgelesen. Anschließend wird die Magnetisierung im k -Raum zu der Position $k_y - 2$ bewegt und wieder von $-k_x$ bis k_x aufgenommen. Der Vorgang wird solange fortgesetzt, bis der Endpunkt $k_x, -k_y$ erreicht wurde und somit der gesamte k -Raum akquiriert wurde. Da der komplette k -Raum innerhalb einer Anregung ausgelesen wird, wird diese Technik auch als *Single-shot(ss)*-Technik bezeichnet. Die Länge des Echozuges (Englisch: *echo train length, ETL*) beschreibt die Anzahl der aufgenommenen Echos nach einer Anregung. Die Echozug-Dauer (Englisch: *echo train duration, ETD*) ist die Gesamtdauer des Echozuges. Da die Auslesedauer auch den Abstand zwischen zwei Echos beschreibt, wird sie auch Echoabstand (Englisch: *echo spacing, ESP*) genannt.

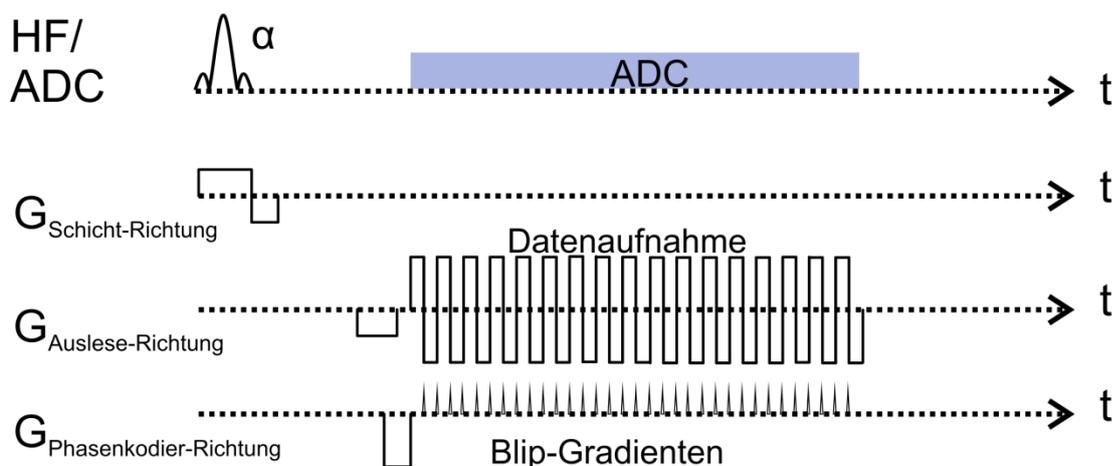


Abbildung 13:

Sequenzdiagramm einer Gradienten-Echo-basierten Aufnahme mit EPI-Akquisition. Nach HF-Anregung wird der k -Raum mit Gradienten wechselnder Polarität ausgelesen. Die k -Raum-Position in Phasenkodier-Richtung wird mit kurzen, zackigen Blip-Gradienten um eine Zeile verschoben.

Durch die Verwendung paralleler Bildgebung kann die Schrittweite in Phasenkodier-Richtung auf den Faktor R erhöht werden und somit wird nur jede R -te k -Raum-Zeile ausgelesen. Die Akquisition des k -Raums verkürzt sich um den Faktor R und ermöglicht eine deutliche Reduzierung der ETL und der ETD. Eine weitere Verkürzung der Akquisition des k -Raums kann durch die Anwendung von Partial-Fourier erreicht werden. Dabei wird bereits nach $1/8$ oder $2/8$ des k -Raums mit der zeilenweisen Akquisition begonnen. Auch hierdurch wird ETL und ETD deutlich reduziert.

Die ss-EPI-Akquisitionsmethode hat einige Vorteile:

- Der gesamte k -Raum kann nach einer einzigen HF-Anregung ausgelesen werden. Da die Akquisitionsdauer im 100-Millisekunden-Bereich liegt, ist eine Bewegung des Messobjekts während der Akquisition unwahrscheinlich.
- Durch die Akquisition des gesamten k -Raums mit einer HF-Anregung wird sehr wenig HF-Energie während einer Messung deponiert.

Diese Vorteile werden bei einigen Anwendungen benötigt:

- Die EPI-Akquisition ermöglicht eine hohe zeitliche Auflösung von aufeinanderfolgenden Aufnahmen. Bei der fMRI werden niedrig aufgelöste Bilder innerhalb von wenigen 100-Millisekunden aufgenommen.
- Bei der diffusionsgewichteten Bildgebung, wie in Kapitel 6 beschrieben, wird das Messobjekt mit zeitintensiven Gradienten präpariert. Zum einen würde eine Akquisition ohne EPI eine häufig wiederholte Präparation bedeuten und somit zu einer sehr langen Messdauer führen, zum anderen ist die diffusionsgewichtete Bildgebung sehr sensibel auf Phasenvariationen. Daher kann ein einzelnes Auslesen in einzelnen Phasenkodierschritten pro TR zu Phasenfehlern führen, was die Bildqualität nachhaltig beeinträchtigen könnte.

Die ss-EPI-Akquisitionsmethode weist allerdings auch einige Nachteile auf:

- Aufgrund der technischen Bauweise der verwendeten Gradientensysteme können Gradienten nur mit einem diskreten Zeitraster geschaltet werden. In der Sequenz führen die Hardwarelimitationen zu Gradienten-Verzögerungen (Englisch: *gradient delays*), das heißt, alle Gradienten einer Achse starten systematisch bis zu einigen Mikrosekunden später als vorgegeben. Diese Verzögerung ist konstant für jeden einzelnen physikalischen Gradienten. Bei der EPI-Akquisition ist dies besonders nachteilig, da solche Verzögerungen dazu führen können, dass k -Raum-Zeilen nicht mehr identische Start- und Endpunkte besitzen. Dieses Verhalten ist in Abbildung 14b dargestellt. Die

Gradienten-Delays können, wie in Abbildung 14c zu sehen, zu Einfaltungen im Bild, sogenannten „FOV/2-Geister“, führen.

- Während einer EPI-Akquisition fällt das Signal mit T_2^* ab. Das T_2^* -Verhalten ist in Abbildung 14b dargestellt. In diesem Beispiel besitzt die Einhüllende des Signals im Bereich rechts unten ($k_x, -k_y$) aufgrund des T_2^* -Zerfalls nur ein Drittel der Signalintensität des Bereichs links oben ($-k_x, k_y$). Die Unterschiede in der Signalintensität haben zur Folge, dass das Bild, wie in Abbildung 14d zu sehen, unscharf und verschmiert (Englisch: blurred) wirkt.

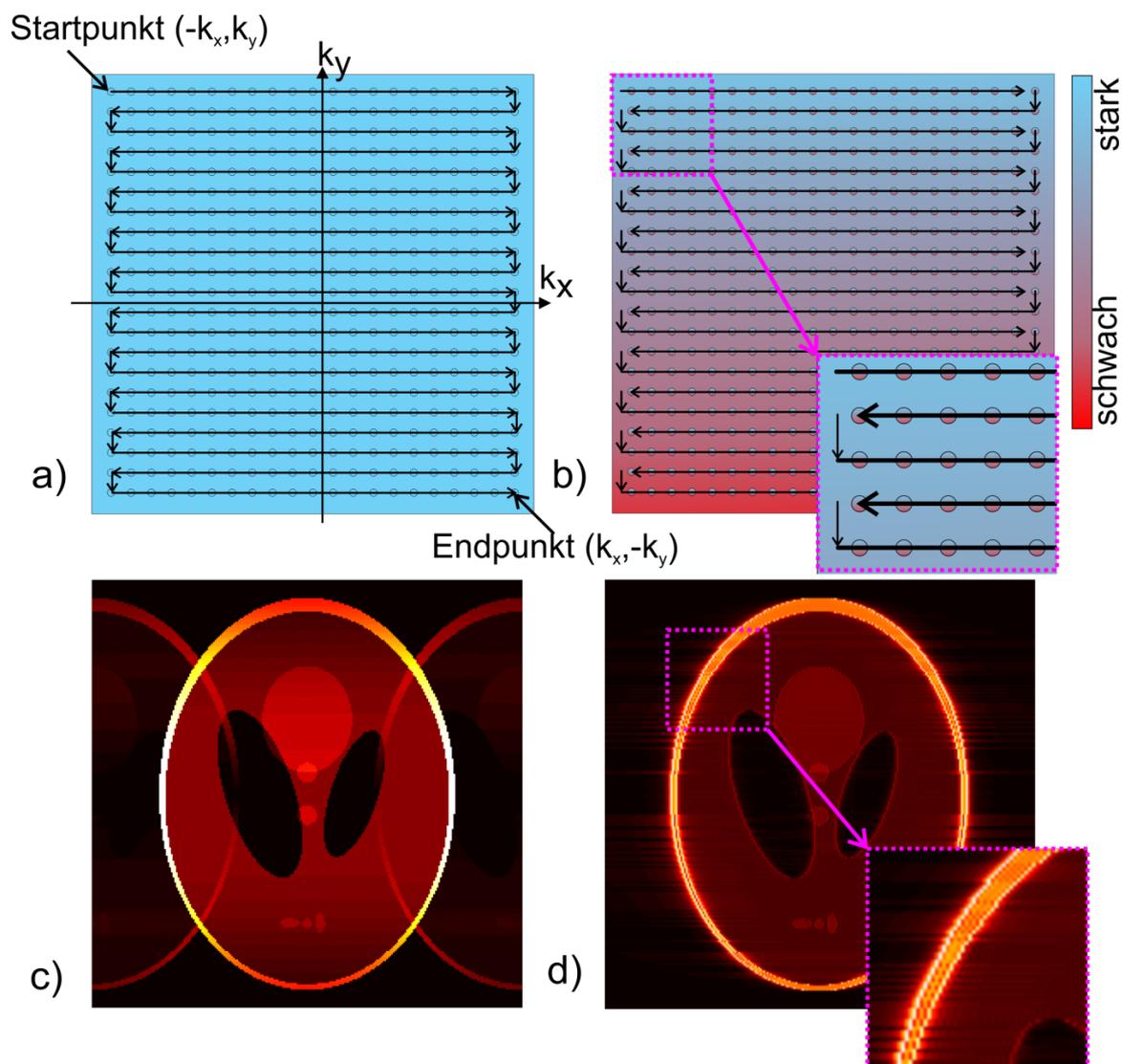


Abbildung 14:

a) Ideale EPI-Akquisition des k -Raumes. Die k -Raum-Trajektorie verläuft punktgenau entlang den k -Raum-Zeilen und die Signalintensität ist während der gesamten Akquisition homogen.

b) Praxisnahe EPI-Akquisition: Die Trajektorie erfasst auf Grund von Gradienten-Verzögerungen jede zweite Zeile des k -Raums deutlich versetzt. Die Einhüllende des Signals ist zu Beginn der Trajektorie im oberen Bereich stark und wird im Verlauf deutlich schwächer.

c) „FOV/2-Geister“-Artefakte sind eine Folge der versetzten EPI-Trajektorie durch Gradienten-Verzögerungen. Dabei erscheint ein identisches Bild erneut um ein halbes Sichtfeld (FOV) versetzt im Bild.

d) Die Kanten im Bild sind durch den T_2^* -Signalzerfall während der Datenakquisition unscharf und verschmiert.

2 Lautstärke in der MRT

Im folgenden Kapitel werden die Lautstärkeentstehungsmechanismen und Zusammenhänge in der MRT aufgezeigt. Im ersten Unterkapitel wird auf die Lautstärke als Schalldruck eingegangen, ehe im zweiten Unterkapitel die verwendeten Messsysteme beschrieben werden. Im dritten und vierten Unterkapitel werden Lautstärkeentstehungsmechanismen in der MRT und Ansätze zur Lautstärkereduktion beschrieben, wie sie in der Literatur zu finden sind.

2.1 Größen in der Akustik

In diesem Unterkapitel sollen Grundlagen zur Akustik beschrieben werden. Die Akustik besitzt viele empirische Größen. Eine gute Übersicht über Mikrofonaufnahme-, Tonstudioteknik und Akustik liefern die Webseiten von Dipl.-Ing. Eberhard Sengpiel (49).

2.1.1 Schalldruck

Der Schalldruck p_{ges} ist die physikalische Messgröße der Akustik. Sie beschreibt die Druckschwankung der Luft durch Ausbreitung von Schall. Der Schalldruck $p_{wechsel}$ ist dem statischen Luftdruck $p_{statisch}$ überlagert:

$$p_{ges} = p_{statisch} + p_{wechsel}. \quad [25]$$

Der dynamische Anteil, das heißt der Wechseldruck, liefert den für die Akustik wesentlichen Beitrag, der wie folgt beschrieben werden kann:

$$p_{wechsel} = \frac{F}{A}. \quad [26]$$

Das heißt, auf die Fläche A wirkt eine durch Luftdruckschwankungen verursachte Kraft F , die gemessen werden kann.

2.1.2 Schalldruckpegel

Der Schalldruckpegel L (Englisch: sound pressure level, SPL) beschreibt die Stärke eines Schalls in einem logarithmischem Maß. Da stets das Amplitudenquadrat des Schalldrucks gemessen wird, wird der quadrierte Effektivwert des Schalldrucks im Vergleich zu dem historisch festgelegten Bezugswert $p_0 = 20 \mu\text{Pa}$ berechnet. Da das menschliche Gehör einen logarithmischen Empfindungsverlauf besitzt, wird das Verhältnis logarithmiert:

$$L = 10 \log_{10} \left(\frac{p^2}{p_0^2} \right) \text{dB} = 20 \log_{10} \left(\frac{p}{p_0} \right) \text{dB}. \quad [27]$$

Die Größenordnungen von Schalldrücken kann am Beispiel des Drucklufthammers aus 10 m Entfernung abgeschätzt werden. Dieser verursacht Schalldruckschwankungen von circa 2 Pa. Der Schalldruck ist also 100000-mal, beziehungsweise fünf Größenordnungen, höher als der Bezugswert p_0 . Somit beträgt der Schalldruckpegel 100 dB. Der maximal erreichbare Schalldruck beträgt 1013,25 hPa¹⁰, das heißt der Schalldruck entspricht dem statischen Luftdruck. Der dazugehörige maximale Schalldruckpegel beträgt 194,1 dB. Die im Alltag auftretenden Schalldrücke sind um Größenordnungen kleiner. In Tabelle 2 sind einige Beispiele für Größenordnungen von Schalldrücken sowie ihre möglichen Quellen aufgelistet.

Psychoakustische Wahrnehmung

Neben dem Schalldruckpegel sind in der Akustik noch weitere psychoakustische Größen und Relationen relevant. Eine Verdopplung des Schalldrucks $\frac{\Delta p}{p} = 2$ hat eine Schalldruckpegeländerung von $\frac{\Delta L}{L} = +6 \text{ dB}$ zur Folge:

$$\frac{\Delta L}{L} = 20 \cdot \log_{10} \cdot \frac{\Delta p}{p}. \quad [28]$$

Für den Leser ist folgender Zusammenhang von großer Bedeutung: Eine Änderung des Schalldruckpegels um $\Delta L = +10 \text{ dB}$, wird als Verdoppelung der psychoakustischen Lautstärke $\frac{\Delta L_{\text{Lautstärke}}}{L_{\text{Lautstärke}}} = 2$ empfunden. Entsprechend führt eine Reduktion des Schalldruckpegels um $\Delta L = -10 \text{ dB}$ zur Wahrnehmung der halben Lautstärke:

$$\frac{\Delta L_{\text{Lautstärke}}}{L_{\text{Lautstärke}}} = 10^{\frac{\Delta L}{L \cdot 33,22}}. \quad [29]$$

Diese Umrechnung wurde empirisch ermittelt und wird heute noch verwendet. Sie wurde in den 1930er Jahren von Stanley Smith Stevens eingeführt (50).

2.1.3 Frequenzbewertungsfilter

Das menschliche Ohr besitzt bei einer Frequenz von etwa 4000 Hz seine größte Empfindlichkeit. Höhere und niedrigere Frequenzen werden weniger laut wahrgenommen. Die Frequenzbewertung ist eine Funktion, die den Schalldruckpegel entsprechend der Frequenzsensitivitäten des menschlichen Gehörs bewertet. Der Frequenzverlauf ist in Abbildung 15 dargestellt. Gemessene Schalldruckpegel in dB können somit mit einem frequenzabhängigen Abzug beziehungsweise Zuschlag versehen werden. Aus rechtlichen Gründen wird in Deutschland meist die A-Bewertung verwendet. Aus der umgewerteten Schalldruckpegel einheit dB kann die bewertete Schalldruckpegel einheit dB(A) berechnet werden.

¹⁰ beziehungsweise der entsprechend aktuell vorherrschende Luftdruck

Schallquelle	Schalldruck p [Pa]	Schalldruckpegel L [dB]
Menschliche Hörschwelle bei 1000 Hz	$2,0 \cdot 10^{-5}$	0
Ruhegeräusch im TV-Studio	$2,0 \cdot 10^{-4}$	20
Bibliothek	$2,0 \cdot 10^{-3}$	40
Normale Konversation aus 1 m Entfernung	$2,0 \cdot 10^{-2}$	60
Rand einer Verkehrsstraße aus 5 m Entfernung	$2,0 \cdot 10^{-1}$	80
Hörschaden bei Einwirkdauer von 40 Stunden pro Woche möglich	$6,3 \cdot 10^{-1}$	90
Diskomusik aus 1 m Entfernung Presslufthammer in 10 m Entfernung	$2,0 \cdot 10^0$	100
Unwohlseinschwelle	$2,0 \cdot 10^1$	120
Schmerzschwelle	$6,3 \cdot 10^1$	130
Düsenflugzeug in 30 m Entfernung	$2,0 \cdot 10^2$	140
Trommelfellperforation möglich	$6,3 \cdot 10^2$	150
Maximal möglicher Schalldruck	$1,0 \cdot 10^6$	194,1

Tabelle 2:
Auflistung einiger Schallquellen sowie ihr Schalldruck und Schalldruckpegel (49).

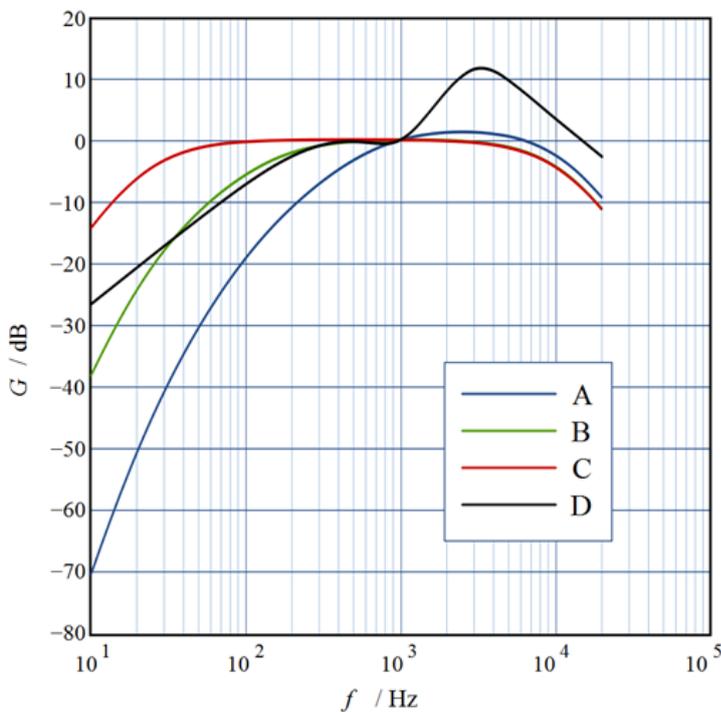


Abbildung 15:
Frequenzbewertungsfilter der A-, B-, C- und D-Wichtung. Die A-Wichtung wird im deutschen Rechtssystem vorwiegend angewendet. Die C-Wichtung wird aufgrund ihrer Linearität bei höheren Schalldrücken verwendet. Die B- und D-Wichtung kommen kaum noch zum Einsatz.¹¹

¹¹ Grafik entnommen aus http://de.wikipedia.org/wiki/Datei:Acoustic_weighting_curves.svg, 04.08.2015

2.2 Messsysteme zur Schalldruckpegelbestimmung

Zum Messen der Lautstärke während einer MRT-Messung kamen die Messsysteme und Mikrofone von Brüel & Kjær (Brüel & Kjær GmbH, Bremen, Deutschland) zum Einsatz. Die Besonderheit der Messapparatur bestand darin, innerhalb des Magnetfelds des MRT-Scanners Messungen durchzuführen ohne signifikante Verfälschungen durch induzierte elektrische Ströme zu erhalten. Die Mikrofone sind feldfrei, das heißt sie besitzen keinen inneren Magneten, und messen den Schalldruck über eine schwingungsfähige Membran, die eine Platte eines Kondensators bildet. Die durch Schallwellen verursachte Schwingung der Kondensatorplatte führt zu einer Kapazitätsänderung des Kondensators, die gemessen werden kann. Bei dieser Arbeit wurden die Messsysteme Mediator 2238 und PULSE Analyzer-Plattform verwendet.

Mediator 2238

Mit dem Mediator 2238 können schnell und einfach Schalldruckpegelmessungen durchgeführt werden. Das Gerät ist transportabel und wird in Abbildung 16 gezeigt. Das Mikrofon kann abgeschraubt und mit einem Verlängerungskabel an einen entfernten Ort und in hohen Magnetfeldern, wie zum Beispiel 3T innerhalb der MRT-Bohrung, verlegt werden. Das Mikrofon kann den Effektivwert des Schalldrucks messen. Es können verschiedene Frequenzbewertungen angewandt werden. Außerdem kann das Gerät den Schalldruckpegel über eine längere Zeit mitteln. Die Kalibration und somit die Eichung des Gerätes wurde regelmäßig von Brüel & Kjær durchgeführt.



Abbildung 16:
Brüel & Kjær Mediator 2238 zum Messen des Schalldruckpegels. Das Signal des Mikrofons kann über eine Verlängerungsleitung aus dem Scannerraum geleitet werden.¹²

¹²Quelle: <http://www.helmut-singer.de/imgg/bk2238mikro.jpg>, 04.08.2015

PULSE-Analyzer-Plattform

Als komplexere Alternative zum Mediator 2238 kam die PULSE-Analyzer-Plattform zum Einsatz. Die PULSE-Plattform ist ein modulares, stationäres System, bestehend aus dem feldfreien Mikrofon vom Typ 4189-A-021 (ähnliche Abbildung 17a), Analog-zu-Digital-Wandler vom Typ LAN XI (Abbildung 17b) und dem Software-Analyse-Werkzeug PULSE-LabShop. Das Mikrofonsignal kann per Verlängerungskabel aus dem Scannerraum zu dem Analog-zu-Digital-Wandler geleitet werden, der wiederum per Netzwerkschnittstelle an einen beliebigen PC angeschlossen werden kann. Auf dem PC läuft die Software PULSE-LabShop, die die Hardware konfiguriert. Das Eingangssignal kann mit einer A-Frequenzbewertung gewichtet werden. Außerdem kann die Software das Frequenzspektrum via Fourier-Transformation sowie den frequenzabhängigen und absoluten Schalldruckpegel ausgeben. Alle Aufnahmen können gegen die Zeit aufgetragen werden, um den Verlauf der Messsignale dokumentieren zu können. Des Weiteren erlaubt das System eine originalgetreue Speicherung der Messdaten als wav(PCM)-Datei. Dabei kann die Software die Aufnahme auf eine maximale Lautstärke begrenzen. Das heißt, das Signal einer festlegbaren dB(A)-Schwelle bildet die maximale Amplitude der wav-Datei.



a)



b)

Abbildung 17:

a) Feldfreies Mikrofon zur Aufnahme des Schalldruckpegels. ¹³

b) Analog-zu-Digital-Wandler vom Typ LAN XI.

¹³ Quellen der Bilder, 04.08.2015:

http://www.bruelkjaer.de/~media/New_Products/transducers/TEDSmicrophonesPNG/4189%20A%20021.ashx?db=master
http://www.bksv.com/~media/New_Products/LAN%20XI/Modules/3056/3056%20040%20BNC_1.ashx?mh=600

2.3 Ursache der Lautstärkeentwicklung in der MRT

Im Folgenden wird beispielhaft aktuelles Wissen zur Lautstärkeentwicklung in der MRT vorgestellt.

2.3.1 Kalkkopf-Aktivität

Das statische Magnetfeld eines MRT-Gerätes wird mit supraleitenden Spulen erzeugt. Zum Erreichen der Supraleitung werden tiefe Temperaturen benötigt, wie sie typischerweise mit flüssigem Helium erreicht werden können. Daher werden die supraleitenden Spulen in einen Heliumbehälter eingebracht. Kalkköpfe ermöglichen es, eindringende Wärme aus dem System zu befördern. Diese funktionieren mechanisch und entziehen dem System Wärme. Die Lautstärke dieses Kühlsystems wurde gemessen und beträgt am Ort der Kopfposition circa 60 dB(A). Diese Lautstärke stellt eine untere Grenze für die minimale Lautstärkebelastung durch die MRT-Sequenz dar.

2.3.2 Bodycoil-Umschaltprozess

Während einer typischen MRT-Messung wird die Magnetisierung mit Hilfe der Bodycoil durch HF-Pulsen angeregt. Eine Bodycoil ist grundsätzlich fest mit der MRT-Scanner-Hardware verbunden. Nach der HF-Anregung muss die Bodycoil-Resonanzfrequenz von der Resonanzfrequenz des Objekts und der Mess-Empfangsspule verschieden sein, damit es zu keinen Kopplungseffekten zwischen der Bodycoil und der Empfangsspule kommt. Zur Umkopplung der Bodycoil auf eine andere Frequenz fließt ein Strom durch ein Relais, es kommt zu einer Wechselwirkung und zu einer hörbaren Geräuschentwicklung. Die Lautstärke des Bodycoil-Umschaltprozesses wurde bei einer kurzen TR-Zeit von 3,1 ms am Ort der Kopfposition zu circa 66 dB(A) (51) gemessen. Bei längeren zeitlichen Abständen zwischen dem Umschalten, das heißt größerer TR-Zeit, ist die Lautstärke entsprechend geringer und sinkt auf das Niveau der Kalkkopf-Aktivität. Diese Lautstärke stellt eine weitere untere Grenze für die minimale Lautstärkebelastung bei Verwendung einer Empfangsspule dar.

2.3.3 Schaltung des Gradientensystem

Die Hauptursache der Lautstärkeentwicklung während einer MRT-Messung sind die Gradientenschaltungen. Wie in Kapitel 1 erläutert, können durch Gradientenschaltungen und HF-Pulse Schnittbilder des Messobjekts aufgenommen werden. Aufgrund der Erfassung der Messdaten in Schichten wird eine Schichtselektion benötigt, die wiederum Gradientenschaltungen mit unterschiedlichen Polaritäten benötigt. Zur Erfassung des k-Raums werden die Messdaten in Auslese- und Phasenkodier-Richtung unterteilt. Auch hier sind Gradientenschaltungen notwendig. Wie in Kapitel 1.2 erläutert, können Gradientenfelder mit Hilfe von starken, elektrischen Strömen erzeugt werden. Die Wechselwirkungen der

elektrischen Ströme mit dem statischen Magnetfeld sind die grundlegende Ursache jeder Lautstärkeentwicklung in der MRT.

2.3.4 Behandlung der Lautstärke in MRT-Lehrbüchern

In den gängigen Lehrbüchern wird das Thema Lautstärke gar nicht (11-16) oder nur rudimentär (52-54) behandelt. Zum Beispiel besteht die Hauptaussage im Buch von Shellock (52) daraus, dass in einem stromdurchflossenen Leiter enorme Lorentzkräfte entstehen. In Abbildung 18 wird ein Auszug aus einem Lehrbuch (52) gezeigt. Diese zeigt eine Leiterschleife, wie man sie für einen Gradienten in z-Richtung verwenden würde. Durch die schnelle Alternierung der Krafrichtungen gerät das Gradientensystem ins Schwingen und Vibrieren. Durch die Aufhängung des Gradientensystems werden Kräfte an den Scanner übertragen. Dadurch kommt es zur Emission von Schallwellen an die Umgebung. Im Buch von Reimer (53) werden einige Größenordnungen der beteiligten Parameter angegeben sowie eine Abschätzung von Anregungsfrequenzen des Gradientensystems aufgrund von Gradientenschaltungen. Im Buch von McRobbie (54) wird lediglich auf die Gefahren der Lautstärke hingewiesen sowie auf die Tatsache, dass Ohrenstöpsel die wahrgenommene Lautstärke reduzieren. Die Antworten und Beschreibungen in den zitierten Lehrbüchern sind somit nur wenig hilfreich.

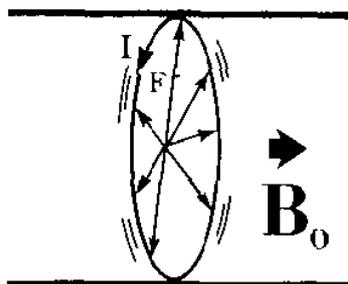


FIG. 1. A simplified explanation of gradient magnetic field–induced acoustic noise. (B = static magnetic field.) The gradient coil is depicted as a single winding for illustrative purposes. When the gradient coil is pulsed by current, I , a brief force, F , is created in a radial direction. (Printed with permission from Ref. 3.)

Abbildung 18:

Rudimentäre Darstellung der Lautstärkeentstehung, entnommen aus einem Lehrbuch von Shellock (52): Durch Stromfluss im Magnetfeld werden Lorentzkräfte in radiale Richtung induziert.

2.3.5 Akustische Antwortfunktion

In vielen Arbeiten wird auf die Betrachtung der genauen physikalischen Abläufe im Gradientensystem verzichtet. Stattdessen wurde gezeigt, dass sich das MRT-System wie ein lineares, elektro-mechanisches System verhält (55-57). Das heißt, die Antwort $r(t)$ des Systems kann als Faltung der physikalischen Input-Funktion, hier der Gradientenverlaufsfunktion $g(t)$, mit der Impuls-Antwortfunktion (Englisch: impulse response function, IRF) $h(t)$ beschrieben werden:

$$r(t) = g(t) \otimes h(t). \quad [30]$$

Nach dem Faltungssatz kann eine Faltung im Zeit-Raum als Multiplikation im Frequenz-Raum beschrieben werden:

$$R(f) = G(f) \cdot H(f). \quad [31]$$

Die Funktionen $R(f)$ und $G(f)$ sind die Fourier-Transformierten von $r(t)$ und $g(t)$. $H(f)$ ist die Frequenz-Antwortfunktion (Englisch: frequency response function, FRF), auch Transferfunktion genannt. Da das System additiv und homogen ist, hängen $h(t)$ und $H(f)$ nicht von einer Input-Funktion ab und müssen nur einmalig bestimmt werden (58). Das heißt, die FRF beschreibt einen elektro-mechanischen Filter, der die Input-Funktion, das heißt die Gradientenschaltungs-Funktion, in eine Output-Funktion, das heißt die Lautstärke-Funktion, umwandelt.

Aufgrund der unterschiedlichen physikalischen Bauweise und Anordnung der Gradientenspulen sind die Transferfunktionen $H(f)$ der drei Gradientenachsen verschieden. Ebenso unterscheiden sich die Transferfunktionen bei verschiedenen Tomographensystemen. Die kombinierte Output-Funktion aller drei Gradientenachsen kann wie folgt berechnet werden:

$$R(f) = G_x(f) \cdot H_x(f) + G_y(f) \cdot H_y(f) + G_z(f) \cdot H_z(f). \quad [32]$$

Aus der Kenntnis der Transferfunktion $H(f)$ und der Fouriertransformation der Gradienten-Funktion $G(f)$ kann ein Frequenzspektrum der Sequenz vorhergesagt werden. Ein Beispiel für das gemessene und vorhergesagte Frequenzspektrum einer Sequenz wird in Abbildung 19 gezeigt. Aus dem Frequenzspektrum kann mit Hilfe des Parsevalschen-Theorems die Gesamtlautstärke als einzelner frequenzunabhängiger Wert angegeben werden.

Durch die Kenntnis der Transferfunktion können Resonanzfrequenzen des MRTs und vor allem des Gradientensystems erkannt werden. Durch gezielte Veränderung des Frequenzspektrums der Sequenz können die Anteile an diesen Resonanzfrequenzen minimiert werden, so dass die Anregung mit den „lauten“ Frequenzen verringert wird und somit die Gesamtlautstärke sinkt.

Zufällige-Gradientenschaltungs-Methode

Eine Methode, die Transferfunktion des MRT-Scanners zu messen, verwendet eine Sequenz mit zufälligen Gradientenschaltungen (57). Die Gradientenformen können dreiecksförmig oder trapezförmig sein. Dadurch wird weißes Rauschen mit Frequenzen von bis zu 3,2 kHz erzeugt. Die erzeugte Lautstärke wird mit einem Mikrofon aufgenommen und in die Transferfunktion umgerechnet. Ein Beispiel für eine solche Transferfunktion für drei Gradientenachsen wird in Abbildung 20 gezeigt.

Gradienten-Sweep-Methode

Alternativ kann die Transferfunktion über einen Frequenz-Sweep gemessen werden (59). Dabei werden sinusförmige Gradienten verwendet, deren Frequenz zwischen 0 und 5000 Hz in 1 Hz Schritten variiert wird. Die Messungen werden für jede Gradientenrichtung separat durchgeführt. Aus den aufgenommenen Frequenzspektren können die drei Transferfunktionen der drei Gradientenachsen bestimmt werden.

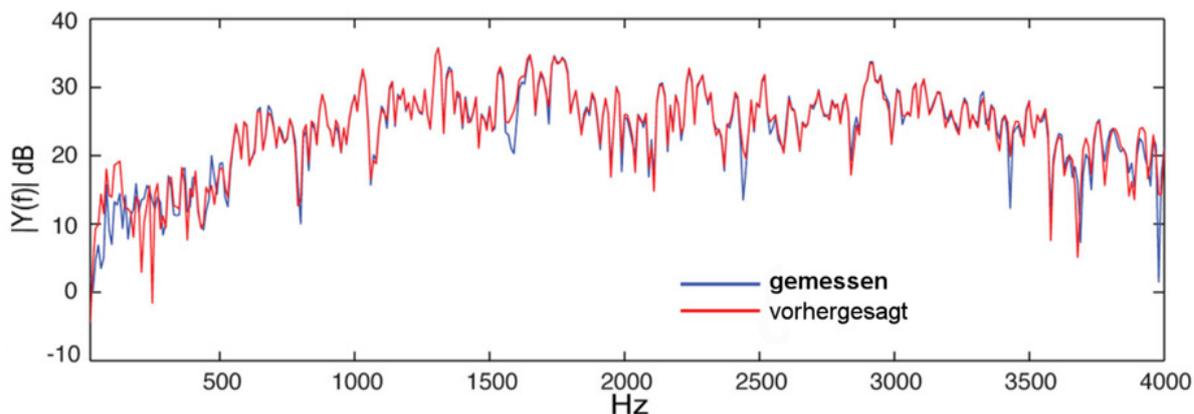


Abbildung 19: Vorhergesagtes (rot) und gemessenes (blau) Frequenzspektrum einer Sequenz an einem klinischen 3T-MRT-Scanner. Die beiden Kurven zeigen eine hohe Übereinstimmung (57).

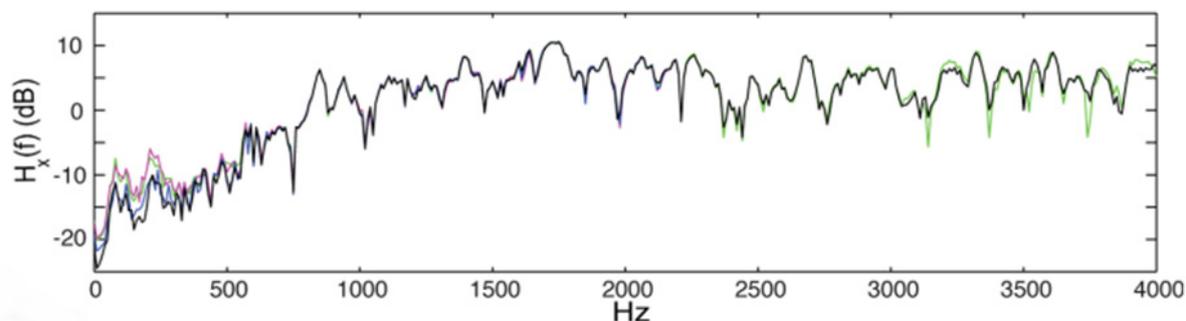


Abbildung 20: Transferfunktion einer Gradientenachse eines MRT-Scanners, gemessen durch die Zufällige-Gradienten-Methode an einem klinischen 3T-MRT-Scanner. Die geringe Variation der Kurven bei geringen Frequenzen stammt aus der verwendeten Gradientenform (57).

Nachteile der Akustischen-Antwortfunktions-Methode

In der Arbeit von Wu et al. (57) wurde gezeigt, dass die Transferfunktion stark ortsabhängig ist. Im MRT-Scanner können sich stehende Wellen ausbilden und somit das mit dem Mikrofon gemessene Signal verändern. Das heißt, an jedem Ort im MRT-Scanner ist die Transferfunktion unterschiedlich. Ebenso verändert die Beladung des MRT-Scanners mit Patienten oder Phantomen die Transferfunktion. Die Veränderung der Transferfunktion in Abhängigkeit des Mikrofonstandorts wird in Abbildung 21 gezeigt. Somit existieren für verschiedene Orte Maxima bei verschiedenen Frequenzen.

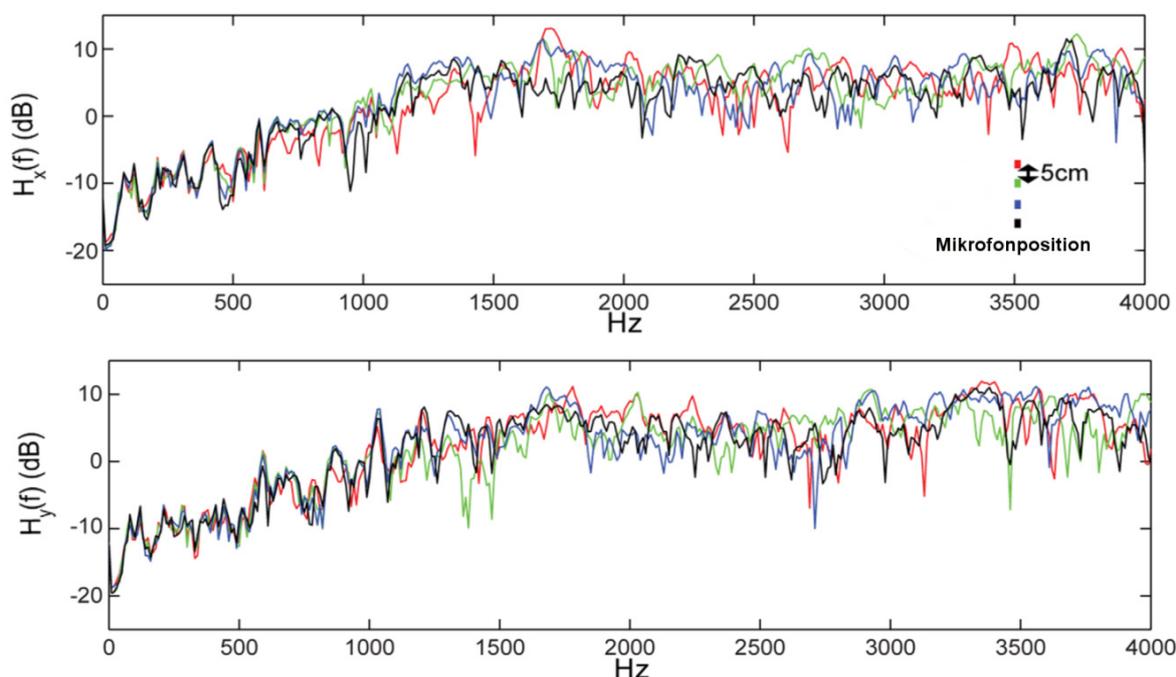


Abbildung 21:
Transferfunktion für zwei Achsen, gemessen bei vier Mikrofonpositionen in der Nähe eines Ohrs eines Probanden. Die Transferfunktionen weisen bei verschiedenen Mikrofonpositionen starke Abweichungen auf (57).

2.4 Bekannte Lautstärkereduktionsansätze in der MRT

Für die vorliegende Arbeit waren nur die sequenz-basierten Methoden interessant, da keine Änderungen an der Hardware vorgenommen werden sollten.

2.4.1 Inhärent leise Sequenzen

zTE- und PETRA-Sequenz

Es existiert eine Klasse von Sequenzen, die nur sehr geringe Gradienten-Steig-Raten und -Amplituden verwenden. Prominente Vertreter dieser Sequenzen sind die „pointwise encoding time reduction with radial acquisition“ (PETRA)-Sequenz (60) und die konzeptionell sehr ähnliche zero-TE (zTE)-Sequenz (61). Beide Sequenzen ermöglichen die Aufnahme mit kürzestmöglicher Echozeit und verwenden nicht-selektive HF-Anregungspulse, gefolgt von einer 3D-radialen Datenakquisition. Die erforderlichen Gradienten können bereits während des HF-Anregungspulses auf die benötigte Amplitude gebracht werden und bleiben dauerhaft geschaltet. Somit ändert sich die Gradientenstärke zwischen zwei Anregungen nur minimal und die benötigten Steig-Raten sind nur sehr gering. Das grundsätzliche Gradientenschema der beiden Sequenzen wird in Abbildung 22a gezeigt. Bei beiden Sequenzen kann das unmittelbare k-Raum-Zentrum nicht aufgenommen werden, da der MRT-Scanner eine gewisse Zeit im Mikrosekundenbereich benötigt, um von Sende-Modus auf Empfangs-Modus umzuschalten. Das k-Raum-Schema der beiden Sequenzen wird in Abbildung 22b gezeigt. Bei der PETRA-Sequenz werden die fehlenden k-Raum-Daten nach Ende der radialen Akquisition durch eine Rapid Single Point (RASP)-Akquisition (62) aufgenommen. Bei der zTE-Sequenz werden die fehlenden k-Raum-Daten durch Interpolation rekonstruiert, benötigen dafür aber eine sehr kurze Umschaltzeit zwischen Sende- und Empfangsvorgang. Der Lautstärkepegel der PETRA-Sequenz lag bei 66 dB(A) bei Verwendung einer Empfangsspule (51).

BURST-Sequenz

Eine andere Sequenz benötigt nur eine geringe Anzahl an Gradientenschaltungen. Bei der BURST-Sequenz¹⁴ (63) wird mit einer großen Anzahl an kurz aufeinanderfolgenden HF-Anregungspulsen gearbeitet. Wie in Abbildung 23 gezeigt, wird der Phase der Magnetisierung währenddessen eine Kodierung in Auslese-Richtung aufgeprägt. Nach einem 180°-HF-Refokussierungspuls werden die angeregten Magnetisierungen mit Hilfe eines Gradienten in Auslese-Richtung zum Echo gebracht und gleichzeitig mit einem zweiten Gradienten eine Phasenkodierung aufgeprägt. Somit können durch nur fünf einzelne

¹⁴ BURST ist das englische Wort für den Begriff „Ausbruch“ und wird hier als Sequenzbezeichnung verwendet. Der Ursprung liegt in der schnellen und hohen Anzahl an Echos, die „ausbruchsartig“ erscheinen und erfasst werden.

Gradientenschaltungen über 20 k-Raum-Zeilen sequenziell erfasst werden. Da die Gradienten keine besonders großen Steig-Raten benötigen, ist diese Sequenz beinahe lautlos und wurde bereits an schlafenden Probanden erprobt (64). Der Lautstärkepegel der fMRI-BURST-Sequenz lag bei 52 - 55 dB(A). Die Kaltkopf-Aktivität war zur damaligen Zeit deutlich geringer.

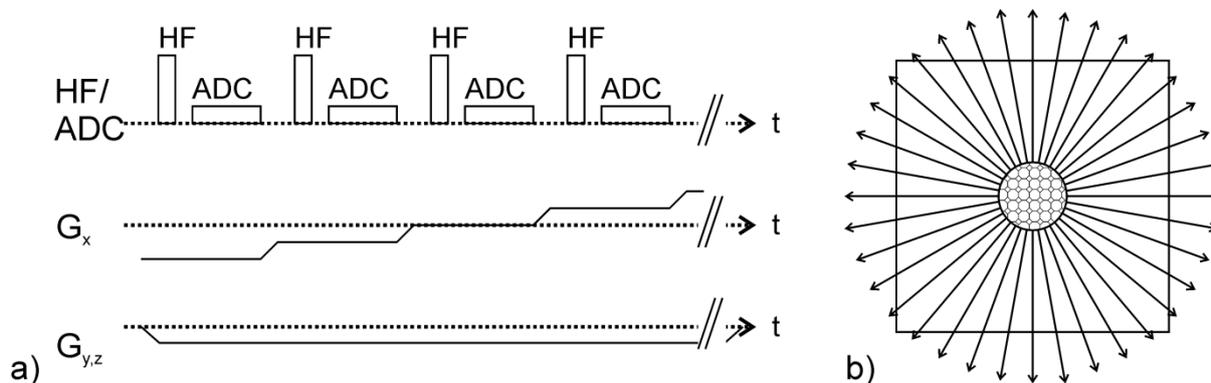


Abbildung 22:

a) Ausschnitt des Gradientenschema zur zTE- und PETRA-Sequenz. Da die Sequenz den k-Raum 3D-radial akquiriert, gibt es keinen Auslese-, Phasenkodier- oder Schicht-Gradienten, sondern nur die Bezeichnungen G_x , G_y - und G_z -Gradient. Im gezeigten Abschnitt bleiben zwei Gradienten konstant eingeschaltet, der dritte Gradient wird langsam verändert, so dass nur minimale Geräusentwicklung stattfindet. Die Abbildung ist angelehnt an (60).

b) Radiales Abtastschema der Sequenzen. Der k-Raum wird vom Zentrum startend in Richtung Peripherie nach außen hin abgetastet. Das umrandende Quadrat stellt den k-Raum dar. Im unmittelbaren k-Raum-Zentrum (gepunktet) können keine Daten akquiriert werden, da die Empfangsspulen des MRT-Scanners noch nicht zum Empfang bereit sind.

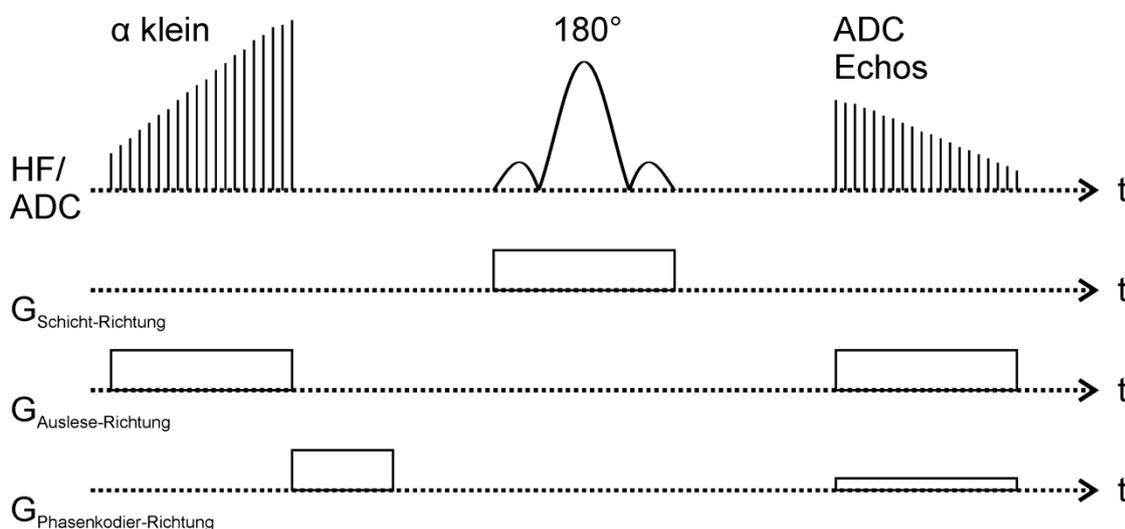


Abbildung 23:

Darstellung einer einfachen BURST-Sequenz. Mit nur fünf einzelnen Gradientenschaltungen können über 20 k-Raum-Zeilen erfasst werden. Die Abbildung ist angelehnt an (63).

2.4.2 Allgemeine Ansätze

Parameter-Variation

In einer anderen Veröffentlichung von Baker et al. wurde eine Lautstärkereduktion durch Manipulation von Messparametern erreicht (65). Dabei wurden die TR- und TE-Zeiten variiert und anschließend die Lautstärke aufgenommen. Während die TE-Zeit einen deutlichen Einfluss auf den Bildkontrast haben kann, kann die TR-Zeit innerhalb eines gewissen Rahmens variiert werden, ohne den Kontrast zu sehr zu beeinflussen. In der genannten Arbeit wurden die TR-Zeiten für eine T_2 -gewichtete TSE-Sequenz, T_1 -gewichtete SE-Sequenz, T_2^* -gewichtete Gradienten-Echo-Sequenz, eine FLAIR¹⁵-Sequenz (und eine VIBE¹⁶-Sequenz, hier nicht gezeigt) variiert. Für jede TR-Zeit wurde die Lautstärke aufgenommen. Die Ergebnisse werden in Abbildung 24 dargestellt. Aufgrund der Anregung mit unterschiedlichen Frequenzen $f = 1/TR$ und deren harmonischen Schwingungen kommt es zu geringfügig unterschiedlichen Lautstärkepegeln. Da sich der Kontrast wegen der TR-Variation nur minimal ändert, kann das TR mit dem geringsten Lautstärkepegel verwendet werden. Die Messzeit kann durch die TR-Variation nicht konstant gehalten werden.

In weiteren Messungen wurde für die genannten Sequenzen die TE-Zeit verändert. Auch hier konnten Schwankungen der Lautstärke gemessen werden. Allerdings kann in diesem Fall der Gewebekontrast verändert werden, so dass diese Veränderung individuell vom Radiologen vorgenommen werden muss.

¹⁵ FLAIR steht für „Fluid Attenuated Inversion Recovery“. Die Sequenz erlaubt die Signalunterdrückung von Gewebe mit bestimmten T_1 -Werten.

¹⁶ VIBE steht für „Volumetric Interpolated Breath-hold Examination“. Die Sequenz erlaubt die Aufnahme einer Körperregion, wie zum Beispiel dem Abdomen, innerhalb einer Atemstopperiode.

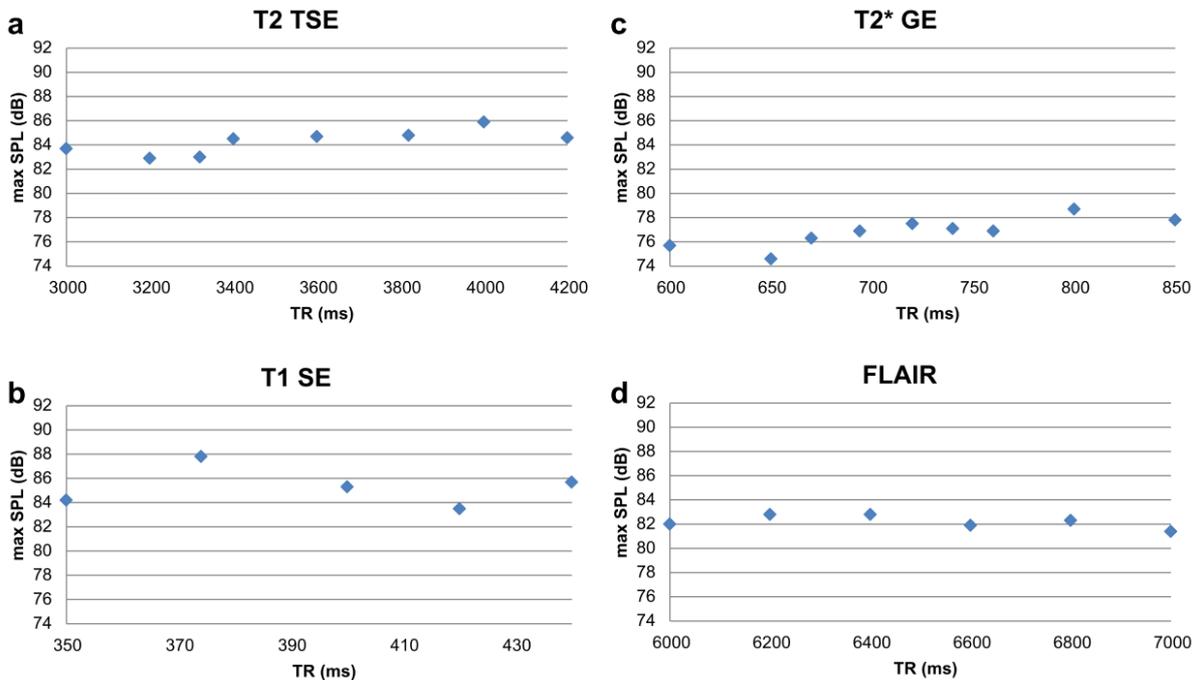


Abbildung 24:

Beispiele für die Abhängigkeit der Lautstärke von der verwendeten TR-Zeit. Die Abbildungen wurden aus (65) entnommen.

Algorithmus zum Glätten von Gradientenformen

In einer Prototyp-Implementierung wurde die sogenannte „Blackbox“ vorgestellt (66). Sie bildet einen wesentlichen Bestandteil des „Quiet-Suite“-Prototyps von Siemens Healthcare. Der verwendete Algorithmus arbeitet unabhängig von der Sequenzprogrammierung in einer Zwischenebene zwischen der Sequenzprogrammierung und Ausführung der Messung am MRT-Scanner. Die Blackbox erkennt innerhalb einer Sequenz, welche Gradienten unveränderlich sind und unterteilt die Sequenzbestandteile in „Keep“- und „Change“-Gradienten. Eine solche Einteilung ist in Abbildung 25 dargestellt. Zu den „Keep“-Gradienten gehören der Auslese-Gradient und der Schichtselektions-Gradient. Alle „Change“-Gradienten werden in ihrer Form als variabel angesehen und werden durch den Blackbox-Algorithmus verändert. Dabei wird mit Hilfe einer Spline-Interpolation ein möglichst glatter Gradientenverlauf zwischen den „Keep“-Gradienten erzeugt und somit die maximale für den Gradienten verfügbare Zeit ausgenutzt, wobei das Gradienten-Moment erhalten bleibt. Daher wird diese Methode auch als „Gradientenglättungsalgorithmus“ bezeichnet. In der Folge werden die Steig-Raten reduziert und durch die glatte Gradientenform wird die Anregung höherer harmonischer Frequenzen im Gradientensystem verhindert.

Die Quiet-Suite hat den Vorteil, viele Sequenztypen automatisch optimieren zu können. Allerdings ist ihr Effekt bei Sequenzen ohne „Leerlauf“ zwischen den Gradienten beschränkt. Das heißt, bei Sequenzen mit straffem Gradienten-Timing wird die Lautstärkereduktion deutlich

geringer ausfallen. Es wurde gezeigt, dass der Gradientenklärungsalgorithmus bei 3D-T₁-gewichteten Gradienten-Echo-Sequenzen und 2D-T₂-gewichteten TSE-Sequenzen Lautstärkereduktionen von 14,4 – 16,8 dB(A) erreichen kann (66).

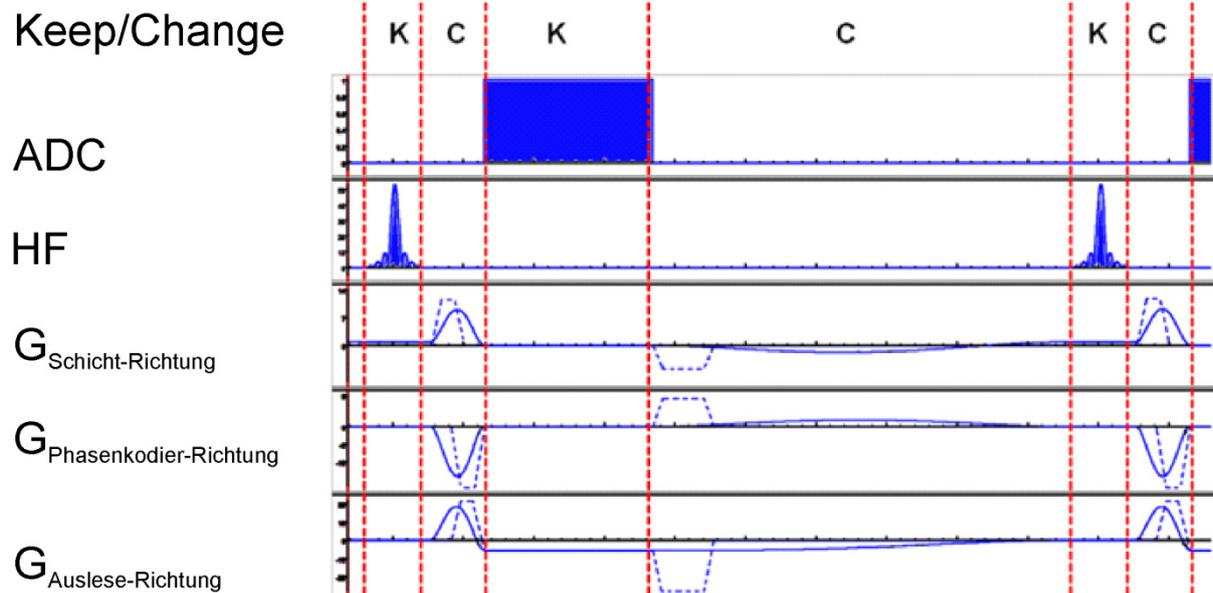


Abbildung 25:
 Sequenzdiagramm mit den Einteilungen K/C für Keep/Change. Intervall-Abschnitte mit der Kennzeichnung „K“ dürfen von der Blackbox nicht verändert werden. Die Gradienten der Abschnitte „C“ können durch eine Spline-Interpolation gestreckt werden. Die gestrichelte Linie stellt den Gradientenverlauf vor dem Algorithmus dar, die durchgezogene Linie den Gradientenverlauf nach der Anwendung des Algorithmus. Die Abbildung basiert auf (66).

2.4.3 Turbo-Spin-Echo-Sequenz

Sinusförmige Gradienten

In Veröffentlichungen über die Lautstärkereduktion von Hennel (67,68) wurden „Regeln“ für die Gradientenform zur Lautstärkereduktion vorgeschlagen. Diese Regeln forderten die Verwendung von

- sinusförmigen Gradientenformen,
- maximalen Gradientendauern,
- minimaler Anzahl an Gradientenformen

bei allen Gradienten außer dem Schichtselektions-Gradienten.

Diese Regeln wurden auf eine Turbo-Spin-Echo-Sequenz und die k-Raum-Trajektorien angewandt. Der Phasenkodier-Gradient ist während der gesamten Auslese-Dauer geschaltet. Im Gegensatz zu trapezförmigen Gradienten werden durch die sinusförmige Gradientenform höhere Anregungs-Frequenzen unterdrückt, was zu einer Reduktion der Lautstärke führt. Das resultierende Sequenzdiagramm und der entsprechende k-Raum sind in Abbildung 26 dargestellt. Der k-Raum besitzt keine kartesische Form mehr und erfordert eine nicht-triviale Bildrekonstruktion. Die Methode hat dadurch den Nachteil, dass es durch Fehler bei der k-Raum-Trajektorie zu Bildartefakten kommen kann. Anschließend wurde die Lautstärke für verschiedene Echoabstände gemessen. Dabei wurde eine deutliche Abhängigkeit von der Echozeit, beziehungsweise dem Echoabstand, festgestellt. Durch die Maßnahmen konnte eine Lautstärkereduktion von über 20 dB(A) erzielt werden (67,68).

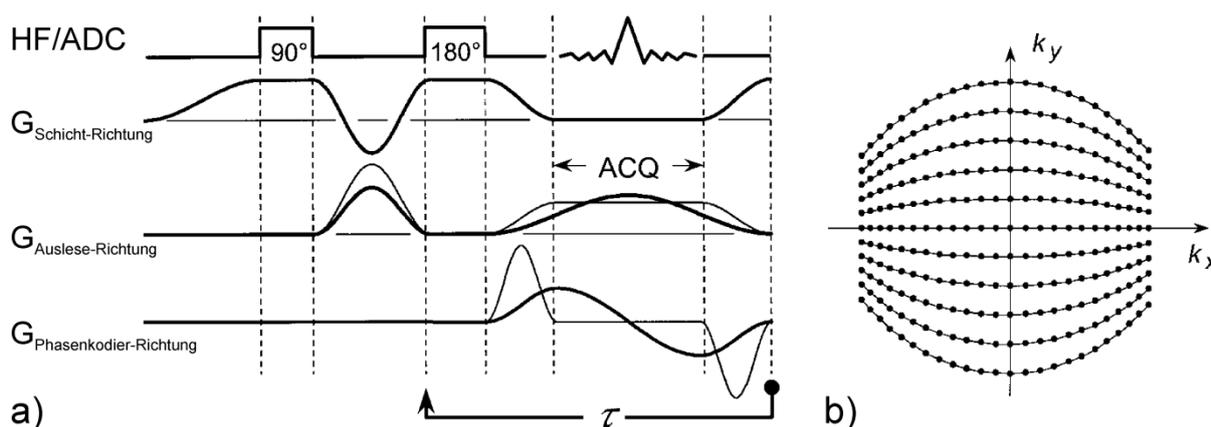


Abbildung 26:

a) Sequenzdiagramm der lautstärkeoptimierten Sequenz mit sinusförmigen Gradienten.

b) k-Raum-Trajektorie, die durch die sinusförmigen Gradienten mit dauerhaft geschalteten Phasenkodier-Gradienten entsteht. Die Abbildungen wurden aus (68) entnommen und angepasst.

Verwendung von paralleler Bildgebung

In dem Ansatz von Pierre et al. (69) zur Lautstärkereduktion von T_2 -gewichteten Turbo-Spin-Echo-Sequenzen wurden die Steig-Raten der Gradientenrampen der Sequenz so weit wie möglich minimiert. Der Echoabstand der Sequenz wurde verdoppelt, um mehr Zeit für die geschalteten Gradienten zur Verfügung zu stellen. Somit wurde nur jede zweite k -Raum-Zeile akquiriert. Diese Echoabstand-Verdopplung ist in Abbildung 27 dargestellt. Damit die effektive Echozeit konstant bleibt, wurde der Turbo-Faktor halbiert. Durch den verdoppelten Echoabstand war es möglich die Gradienten sehr langsam zu schalten, was zu einer deutlich geringeren Lautstärkeentstehung führt. Für weitere Optimierungen, das heißt mehr Zeit für die Gradientenschaltung, wurde die Auslese-Bandbreite auf Kosten des SNR erhöht. Die fehlenden k -Raum-Zeilen wurden mit Hilfe von paralleler Bildgebung rekonstruiert. Dadurch konnte die Lautstärke um 19,8 dB(A) reduziert werden. In dieser Studie wurde mit Hilfe von Blindanalyse durch Radiologen gezeigt, dass die Bildqualität der lautstärkereduzierten Sequenz nahezu unverändert bleibt. Der Ansatz ist nur in T_2 -gewichteten Turbo-Spin-Echo-Sequenzen mit langen Echozeiten anwendbar. Da die parallele Bildgebung auch bei der Standard-Sequenz anwendbar ist, bedeuten die erklärten Maßnahmen zur Lautstärkereduktion eine effektive Verdopplung der Messzeit bei der lautstärkereduzierten T_2 -gewichteten Turbo-Spin-Echo-Sequenz im Vergleich zur Standard-Turbo-Spin-Echo-Sequenz.

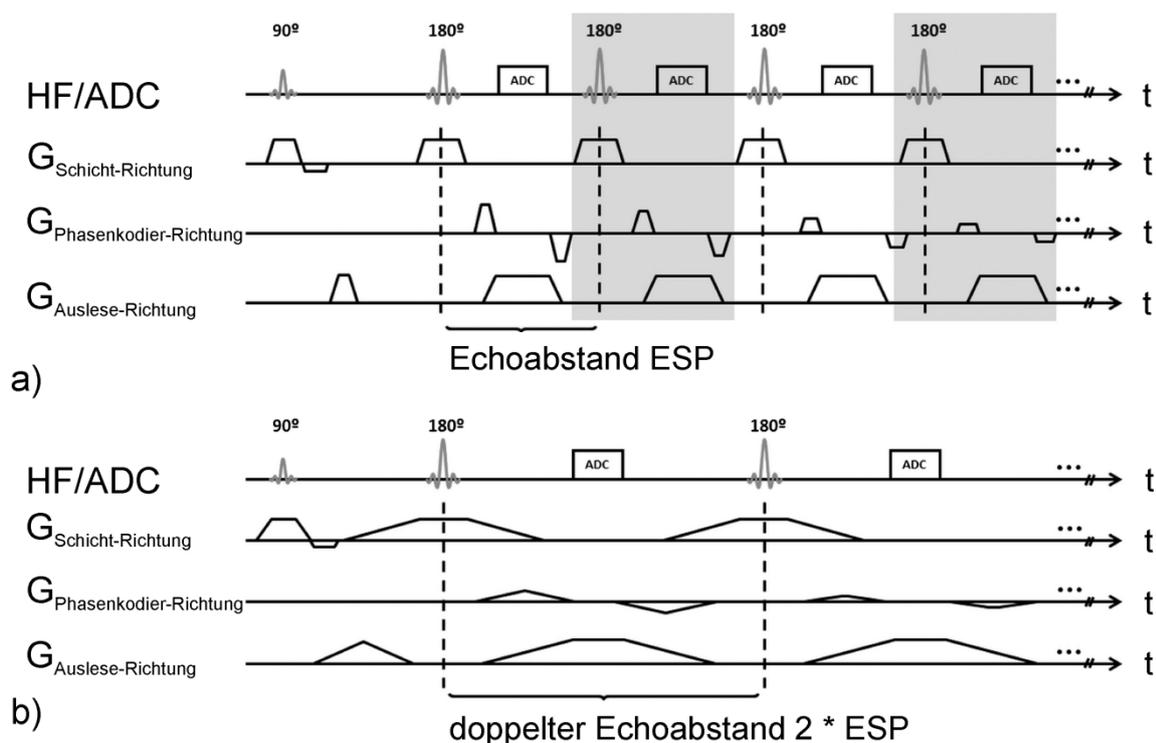


Abbildung 27:

a) Sequenzdiagramm einer konventionellen TSE-Sequenz mit Phasenkodierung.

b) Lautstärkereduzierte TSE-Sequenz mit doppeltem ESP. Jede zweite Phasenkodier-Linie wird übersprungen, um mehr Zeit für die Schaltung der Gradienten zu bekommen und somit die Lautstärke zu reduzieren. Die Abbildung wurde angepasst und übernommen aus (69).

2.4.4 Echo-Planar-Imaging-basierte Sequenzen

Bei der EPI-Akquisitions-Sequenz werden durch kontinuierliche Gradientenabläufe diskrete Frequenzen im Gradientensystem angeregt, was zu einer hohen Lautstärkeentwicklung führen kann. Dieses Problem wurde in den folgenden Publikationen bearbeitet.

Sinusförmige und konstante Gradienten

Die Arbeit von Schmitter et al. (59) beschäftigt sich mit der funktionalen MR (fMRI)-Bildgebung. Dabei wurden sinusförmige Gradienten sowie ein Phasenkodier-Gradient mit durchgehend konstanter Amplitude zur Reduktion der Lautstärke bei Echo-Planar-Imaging (EPI)-Sequenzen vorgeschlagen. Dadurch werden nur niedrige Frequenzen des Gradientensystems angeregt, was zu einer deutlichen physikalischen Lautstärkereduktion führt. Das resultierende Sequenzdiagramm wird in Abbildung 28 gezeigt. Aufgrund des konstanten Phasenkodier-Gradienten wird für die Bildrekonstruktion der k-Raum in zwei k-Räume zerlegt und mit Hilfe von paralleler Bildgebung wiederhergestellt und anschließend synthetisiert. Bei fMRI werden nur kleinere Matrix-Größen verwendet. Bei einer Auflösung von $64 \times 64 px$ konnte die Lautstärke um über 20 dB(A) auf 62 dB(A) reduziert werden.

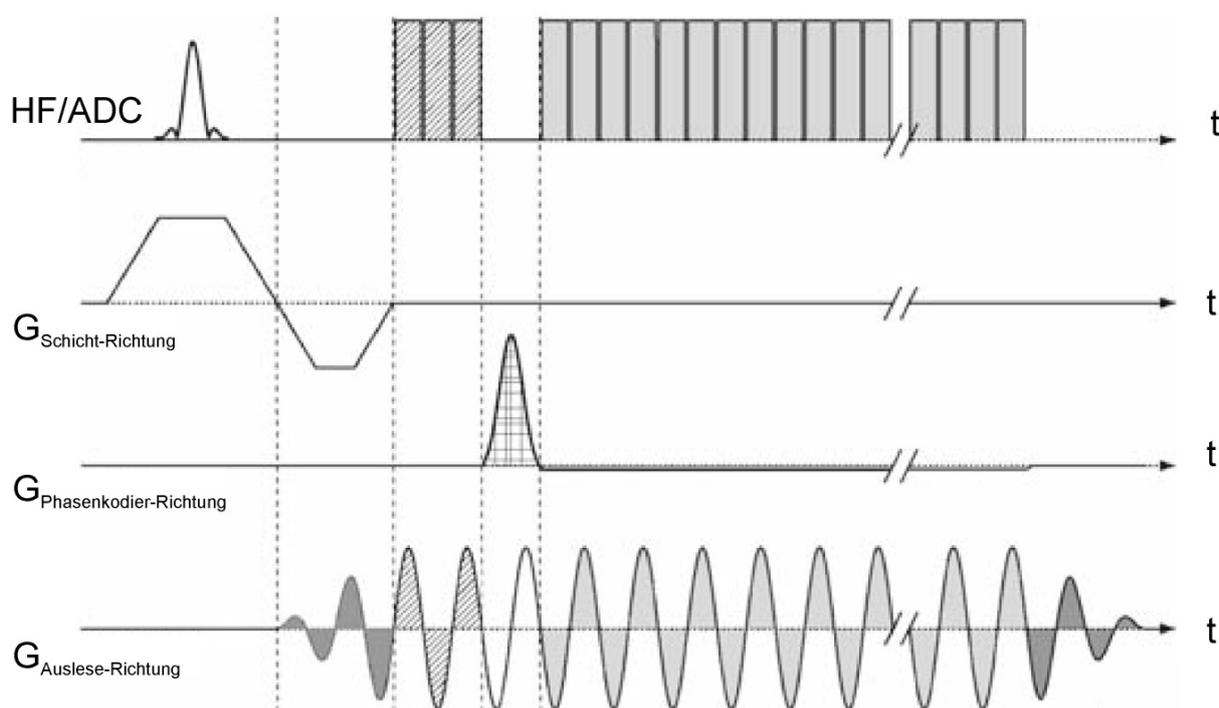


Abbildung 28:
Sequenzdiagramm der lautstärkeoptimierten fMRI-Sequenz mit EPI-Akquisition. Die Auslese-Gradientenformen sind sinusförmig, der Phasenkodier-Gradient wird konstant geschaltet. Die Abbildung wurde aus (59) entnommen.

Sinusförmige Gradienten und parallele Bildgebung

In der Arbeit von Zapp et al. (70) wird die Arbeit von Schmitter (59) um die unterabgetastete Bildgebung erweitert. Das dazugehörige EPI-Sequenzdiagramm ist in Abbildung 29 gezeigt. Dabei wurde nur noch jede zweite k-Raum-Zeile aufgenommen, um somit höhere Auflösungen ($128 \times 128 \text{ px}$) in der gleichen Aufnahmezeit zu erreichen. Des Weiteren wurden Frequenzoptimierungen für Bildgebungsparameter wie den Echoabstand durchgeführt. Da die Bildrekonstruktion von Aufnahmen mit Phasenkodier-Gradienten mit konstanter Amplitude und der GRAPPA-Technik relativ aufwändig ist, wurde auf den konstanten Phasenkodier-Gradienten verzichtet. Insgesamt konnte eine Lautstärkereduktion von bis zu 14,6 dB(A) erreicht werden.

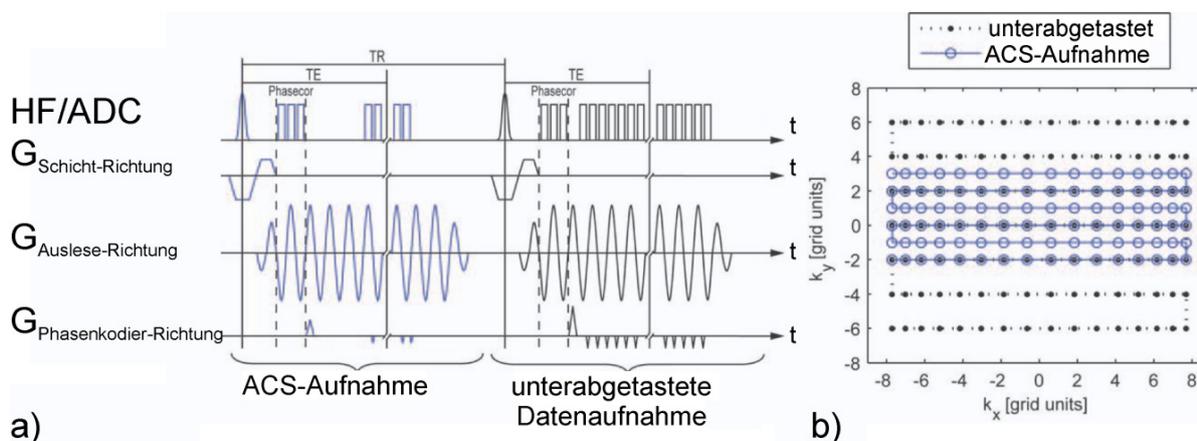


Abbildung 29:

a) Sequenzdiagramm der EPI-Sequenz mit paralleler Bildgebung. Vor den eigentlichen Bild-Daten werden ACS¹⁷-Linien aufgenommen.

b) Der dazugehörige k-Raum weist aufgrund der sinusförmigen Auslese-Gradientenform eine nicht-lineare Auslese-Bandbreite auf. Die Abbildung wurde aus (70) entnommen.

Verwendung einer Hilbert-Moore-Trajektorie

Die Arbeit von Blecher et al. (71) konzentrierte sich auf die Tonlage von Single-shot-Akquisitionen bei der fMRI. Während bei konventionellen, kartesischen EPI-Akquisitionen das Frequenzspektrum durch die fundamentalen Anregungs-Frequenzen des Echoabstands dominiert wird, wurden in dieser Arbeit sogenannte Hilbert-Moore-Kurven verwendet, um das Frequenzspektrum der Sequenz möglichst breit zu gestalten. Ein weißes Rauschen wird vom Menschen als deutlich angenehmer als ein gepulstes Rauschen wahrgenommen. Mit der Zerlegung der k-Raum-Trajektorie in Hilbert-Moore-Kurven kann ein breites Frequenzspektrum erreicht werden. Diese sind ein rekursives Abbildungsverfahren, die

¹⁷ ACS steht für Auto Calibration Signal und bezeichnet eine Reihe von voll abgetasteten Messdaten, die zur Bildrekonstruktion mit GRAPPA benötigt werden.

es ermöglichen, den gesamten k -Raum beliebiger Größe in diskrete Fraktale zu zerlegen. Mit sehr kurzen Blip-Gradienten kann die k -Raum-Trajektorie durchlaufen werden. Dabei wird die k -Raum-Position um 1 - 2 Punkte verschoben. Die Abfolge der Gradienten wird in Abbildung 30 dargestellt. Sie erfolgt fast zufällig und erzeugt somit ein breites Frequenzspektrum. Die Bildrekonstruktion ist relativ aufwändig, da die k -Raum-Trajektorie vor der Messung genau bestimmt werden muss. Ein weiterer Nachteil der Sequenz ist, dass die Lautstärke der Sequenz dabei um bis zu 6 dB(A) zunimmt, da sich die Anzahl der geschalteten Gradienten erhöht und die Gradienten stets mit großer Steig-Rate geschaltet werden. Der größte Vorteil der Sequenz ist die angenehmere Frequenzverteilung der Lautstärke und somit angenehmere Wahrnehmung für den Patienten.

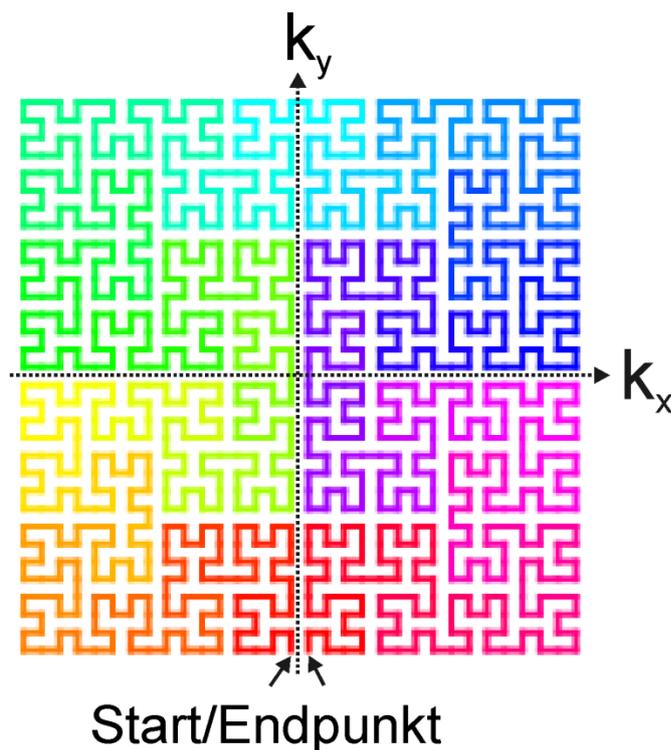


Abbildung 30:
 k -Raum mit Hilbert-Moore-Trajektorie für 64 px. Zur Abtastung des k -Raums sind 2048 einzelne Gradienten-Blips notwendig. Der Beginn und das Ende der Trajektorie befinden sich am unteren Rand in der Mitte.¹⁸

¹⁸ Grafik entnommen aus https://en.wikipedia.org/wiki/Moore_curve#/media/File:Moore-curve-stages-0-through-5.png, 04.08.2015

3 Neue Erkenntnisse über die Lautstärke in der MRT

Im Folgenden werden Methoden und Ergebnisse vorgestellt, um die Lautstärke in der MRT besser zu verstehen. Im ersten Unterkapitel wird anhand von physikalischen Ableitungen gezeigt, dass gradientenstrombedingte und durch induzierte Wirbelströme auftretende Lorentzkräfte maßgeblich zur Lautstärkeentwicklung beitragen. Im zweiten Unterkapitel werden Messungen vorgestellt, die den Zusammenhang zwischen den Größen Amplitude, Steig-Rate und TR-Zeit zeigen. Aus diesen Erkenntnissen werden im dritten Unterkapitel reduzierte Steig-Raten-Werte abgeleitet, mit denen eine deutliche Lautstärkereduktion einer MRT-Sequenz erreicht werden kann. Im vierten und letzten Unterkapitel werden die Problematiken aus der Steig-Raten-Reduktion sowie deren Konsequenzen für das Gradienten-Timing der Sequenz aufgezeigt.

3.1 Besseres Verständnis der physikalischen Ursachen der erzeugten Kräfte

In diesem Unterkapitel wird anhand von physikalischen Ableitungen gezeigt, dass gradientenstrombedingte und durch induzierte Wirbelströme auftretende Lorentzkräfte maßgeblich zur Lautstärkeentwicklung beitragen. Diese Ergebnisse wurden im Journalartikel (72) „Sequence-based acoustic noise reduction of clinical MRI scans“ von Heismann B., Ott M. und Grodzki D. veröffentlicht.

Die Betrachtung des Grundaufbaus des MRT-Scanners hilft, die physikalischen Ursachen der Lautstärke in einem MRT-System zu verstehen. In Abbildung 31 wird der schematische Querschnitt eines MRT-Systems gezeigt. Das Gradientensystem umfasst drei Schichten mit räumlich orthogonalen Gradientenspulen. Die Gradientenspulen werden von Gradientenströmen $\vec{I}_{x,y,z}$ durchflossen, die von einem Gradientenverstärker erzeugt werden. Da sich das Gradientensystem innerhalb der Bohrung mit der Magnetfeldstärke $\vec{B} = B_0 \hat{e}_z$ befindet, entstehen aufgrund der Wechselwirkung zwischen dem Gradientenstromfluss $\vec{I}_{x,y,z}$ und dem Magnetfeld \vec{B} Lorentzkräfte:

$$\vec{F} \propto \vec{I}_{x,y,z} \times \vec{B}. \quad [33]$$

Da das Magnetfeld \vec{B} hauptsächlich in z-Richtung zeigt, wirken die Lorentzkräfte, wie in Abbildung 31 gezeigt, radial nach außen. Zur Abschätzung der Lorentzkräfte können folgende Annahmen gemacht werden: Bei einem typischen MRT-System mit einer Feldstärke von 3T fließt pro Gradient ein Gradientenstrom von bis zu 900 A. Dabei werden 250 m Draht pro Gradient in Windungen von Golay-Spulen (23) verlegt. Die totalen Kräfte der drei Gradientenspulen summieren sich und betragen bis zu 2000 kN¹⁹.

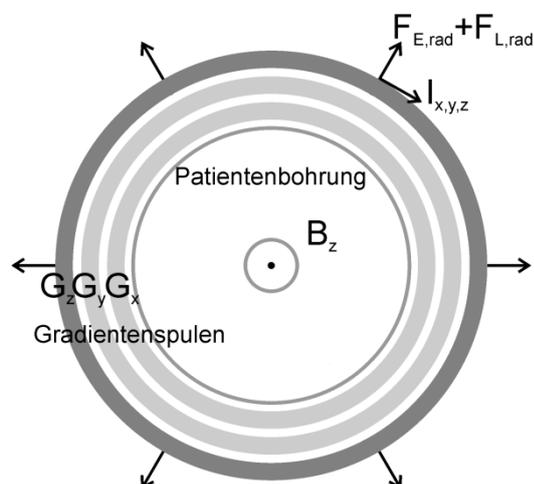


Abbildung 31: Querschnitt eines Aufbaus eines MRT-Systems bestehend aus Patientenbohrung sowie drei Gradientenspulen G_x , G_y und G_z . Die entstehenden Kräfte $F_{E,rad}$ und Ströme $I_{x,y,z}$ sind skizziert.

Betrachtet man nur die radiale Komponente der Lorentzkraft, kommt man zu folgender Abschätzung:

$$F_{L,rad} \propto I_{x,y,z}(t) \cdot B_z(t) . \quad [34]$$

Dabei wird die z-Komponente des Magnetfelds festgelegt durch:

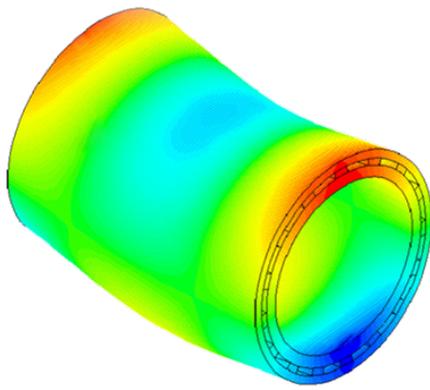
$$B_z(t) = |\vec{B}_0| + \vec{r} \cdot \vec{G}(t) = B_0 + xG_x(t) + yG_y(t) + zG_z(t) . \quad [35]$$

Der Gradientenstrom I ist proportional zur Gradientenstärke G . Außerdem wird B_z hauptsächlich durch B_0 festgelegt. Daher kann man daraus näherungsweise für die totale Lorentzkraft, die auf das Gradientensystem wirkt, schreiben:

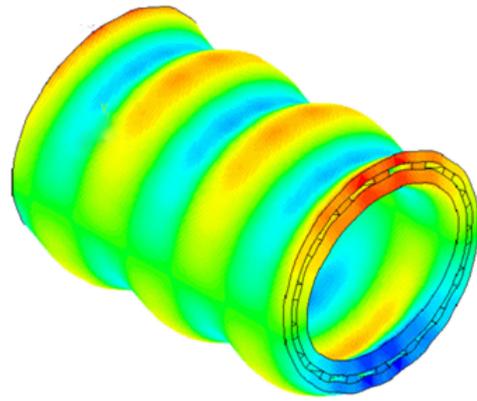
$$F_{L,rad} = a_1 G_x(t) + a_2 G_y(t) + a_3 G_z(t) . \quad [36]$$

Die Parameter a_1 , a_2 und a_3 sind systemabhängige Variablen. Die Stärke der Lorentzkräfte ist direkt proportional zur Amplitude beziehungsweise zur Stärke der Gradienten. Da die Kräfte periodisch auf das Gradientensystem wirken, kommt es zur Anregung des in Epoxidharz gegossenen Gradientensystems. Trotz der hohen Dämpfung durch das Epoxidharz und trotz des enormen Gewichts beginnt das Gradientensystem durch wiederholte, hohe Kraftwirkung mit Eigenfrequenz zu schwingen. Beispiele für Eigenformen zweier Eigenfrequenzen sind in Abbildung 32 dargestellt.

¹⁹ Analog zu Annual Meeting of the ISMRM 2013, Teaching Talk Peter Dietz: Understanding Gradients from an EM Perspective: Gradient Linearity, Eddy Currents, Maxwell Terms & Peripheral Nerve Stimulation



a)



b)

Abbildung 32:

Beispiele von Schwingungen des Gradientensystems bei 750 Hz (a) und 1900 Hz (b). Aufgrund der charakteristischen Form des Gradientensystems in Auslenkung werden diese Eigenformen auch Bananenmoden genannt²⁰.

Außerdem führt die Schaltung von Gradienten zu zeitlich variierenden Magnetfeldern in der Umgebung. Diese Änderung des magnetischen Flusses in leitenden Teilen des MRT-Systems führt zur Induktion von Wirbelströmen. Entsprechend den Maxwell-Gleichungen sind die Wirbelströme I_W proportional zu der Zeitableitung des magnetischen Flusses φ . Somit gilt für die induzierten Wirbelströme:

$$I_W \propto \frac{d}{dt} \varphi \propto \frac{d}{dt} B. \quad [37]$$

Die induzierten Wirbelströme erzeugen durch das Magnetfeld eine zusätzliche Lorentzkraft F_W und somit gilt:

$$F_W \propto \frac{d}{dt} B. \quad [38]$$

Durch Einsetzen von B aus Gleichung [35] erhält man die folgende Abschätzung:

$$F_W \propto b_1 \dot{G}_x(t) + b_2 \dot{G}_y(t) + b_3 \dot{G}_z(t). \quad [39]$$

Die systemabhängigen Konstanten b_1 , b_2 und b_3 hängen von der Feldstärke B_0 und der Hardwarekonfiguration ab. Die wirkenden Kräfte sind also zum einen proportional zu den verwendeten Gradientenstärken und somit den Gradientenstromstärken. Zum anderen treten in leitenden Strukturen weitere Lorentzkräfte auf, die durch Wirbelströme erzeugt werden. Dabei gibt es eine Vielzahl von leitenden Strukturen wie die HF-Abschirmung, die Wand des Kryostaten sowie Kälte-Abschirmungen zwischen Patient und Magnet. Das heißt, die Steig-Rate (SR) der verwendeten Gradienten ist maßgeblich für die Stärke der Lorentzkräfte und somit für die Lärmentstehung entscheidend:

²⁰ Analog zu Annual Meeting of the ISMRM 2013, Teaching Talk Peter Dietz: Understanding Gradients from an EM Perspective: Gradient Linearity, Eddy Currents, Maxwell Terms & Peripheral Nerve Stimulation

$$\dot{G} = \frac{d}{dt}B = SR. \quad [40]$$

Die Lautstärke, die durch die wirbelstrominduzierten Lorentzkräfte entsteht, ist höher als die durch die gradientenstrombedingte Lautstärke. Diese Erkenntnisse wurden bereits quantitativ von Edelstein et al. (73) gezeigt.

Zusammenfassend bedeutet das, dass die Lorentzkräfte die physikalische Ursache des Schalldrucks im MRT-Scanner sind. Die Charakteristik hängt von der Geometrie und den verwendeten Materialien des Gradientensystems ab. Es gibt zwei Ursachen für die Lorentzkräfte: Das sind die radialen Lorentzkräfte durch die Gradientenströme und die Lorentzkräfte durch induzierte Wirbelströme. Als nicht-lorentzkraftbasierte Ursache liefert der Kalkkopf des Kryostaten einen Anteil an der Lautstärke für niedrige Frequenzen unterhalb von 100 Hz. Für höhere Frequenzen bis zu 1800 Hz sind die radialen Lorentzkräfte dominant, für höhere Frequenzen überwiegen wirbelstrominduzierte Lorentzkräfte (66). In Abbildung 33 wird ein Beispiel für eine Transferfunktion eines MRT-Scanners mit den dazugehörigen Frequenzbereichen gezeigt, die bei der Schalldruckentwicklung beteiligt sind.

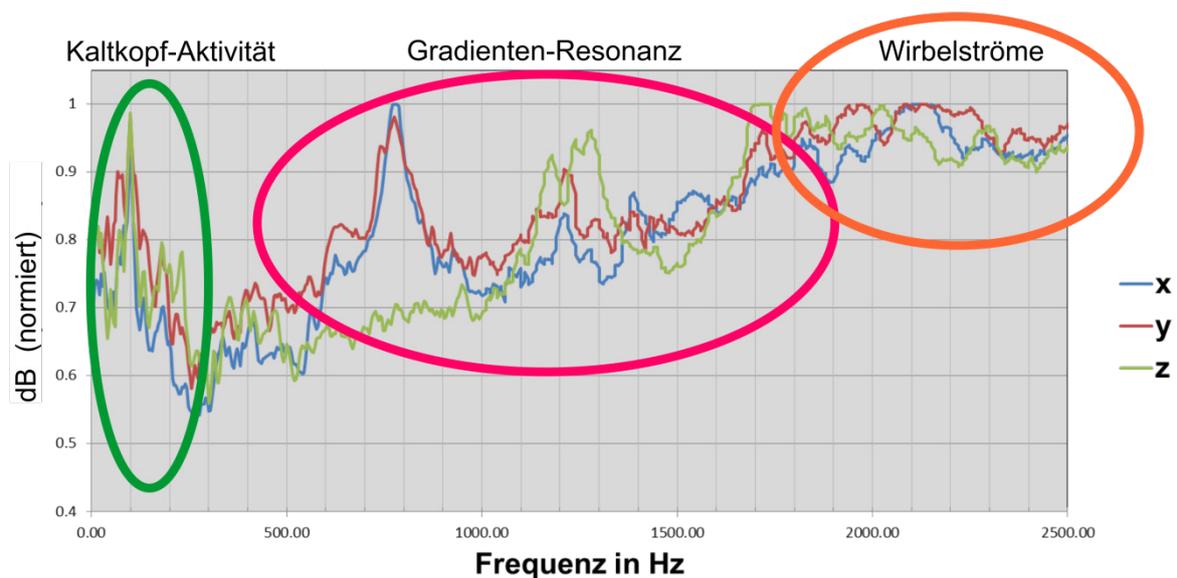


Abbildung 33:

Lautstärke-Transferfunktion eines MRT-Scanners. Die Lautstärkeübertragung bei niedrigen Frequenzen bis 100 Hz stammt von der Kalkkopf-Aktivität des Kryostaten. Bei höheren Frequenzen verursachen die Resonanzen des Gradientensystems den entscheidenden Anteil. Ab 1800 Hz beginnen die wirbelstrominduzierten Lorentzkräfte zu überwiegen. ²¹

Eine weitere wichtige Größe bei der Messung der Lautstärke ist die TR-Zeit. Sie bestimmt die Anzahl der Repetitionen pro Zeiteinheit und somit die Gradientenaktivität pro Zeiteinheit. Die Gradienten einer Sequenz mit einer hohen TR-Zeit erzeugen „seltener“ einen Schalldruck als

²¹ Analog zu Annual Meeting of the ISMRM 2013, Teaching Talk Peter Dietz: Understanding Gradients from an EM Perspective: Gradient Linearity, Eddy Currents, Maxwell Terms & Peripheral Nerve Stimulation

Gradienten mit einer kurzen TR-Zeit. Das System wird weniger oft mechanisch angeregt und kann somit schneller in den Gleichgewichtszustand zurückkehren. In der Folge sinkt der mit dem Mikrofon erfasste und gemittelte Schalldruckpegel.

3.2 Analyse der Zusammenhänge der Sequenzparameter

In dem vorherigen Unterkapitel wurde gezeigt, dass die verwendete Gradienten-Steig-Rate, die Gradienten-Amplitude und die Repetitionszeit TR maßgeblich für die Lautstärke eines MRT-Scanners verantwortlich sind. Dabei blieb unklar, in welchem qualitativen Zusammenhang die Größen zur Gesamtlautstärke einer Sequenz beitragen. Vorherige Arbeiten (55-57,74) versuchten die Lautstärke von MRT-Sequenzen vorherzusagen. Dabei wurden das Frequenzspektrum der Sequenz sowie die Lautstärke-Transferfunktion des Scanners betrachtet. Durch Faltung beider Funktionen konnte ein Lautstärkespektrum berechnet werden. Dabei wurde gezeigt (57), dass die Lautstärke-Transferfunktion stark vom Ort und der Beladung des Scanners abhängt und somit stets neu gemessen werden muss, um genaue Vorhersagen zu ermöglichen. Die Arbeit von Schmitter et al. (56) zeigt, dass die Lautstärke logarithmisch von der verwendeten Steig-Rate abhängt.

In dieser Arbeit wurden die Größenordnungen der Abhängigkeit der Parameter Steig-Rate, Amplitude und TR-Zeit abgeschätzt. Die Parameter wurden so gewählt, wie sie auch bei typischen Sequenzen auftreten. Anschließend wurden die Abhängigkeiten anhand von Oberflächenplots eruiert. Danach wurden die Konsequenzen für die Gradientenschaltung aufgrund von langsameren Gradientenrampen untersucht.

Qualitativer Zusammenhang der beteiligten Größen

Im Folgenden soll der Zusammenhang zwischen Gradienten-Momenten, Gradienten-Amplituden, Gradienten-Steig-Raten und Gradienten-Rampen-Dauern in einen qualitativen Zusammenhang gebracht werden. Die Gradienten-Amplituden selbst können variabel gewählt werden, um bestimmte Gradienten-Momente zu erreichen. Die Ausnahme bilden die Schichtselektion und der Auslese-Gradient, bei denen die Gradienten-Amplituden hingegen mit einem fest definierten Wert verwendet werden. Die Steig-Rate beziehungsweise die Rise Time, sind nur Hilfsgrößen, die keinen fest definierten Wert benötigen. Sie sind in der Regel durch PNS-Limitation nach oben beschränkt.

Innerhalb der Rampenzeit t_{rampe} kann bei einer Steig-Rate SR die Gradienten-Amplitude A erreicht werden:

$$A = t_{rampe} \cdot SR . \quad [41]$$

Besteht ein Gradient nur aus aufsteigender und absteigender Rampe, wie in Abbildung 34a gezeigt, und überschreitet die Amplitude nicht die maximale verfügbare Amplitude A_{max} , so ist sein Moment:

$$M = \int G(t)dt = SR \cdot t_{rampe}^2. \quad [42]$$

Dabei wird unterschieden, ob die maximale Amplitude A_{max} erreicht wird oder nicht. Für den Fall, dass eine maximale Amplitude innerhalb von t_{rampe} erreicht wird, wie in Abbildung 34b gezeigt, ist die Gradientenform für eine Zeit t_{flach} flach und das Moment berechnet sich:

$$M = SR \cdot t_{rampe}^2 + SR \cdot t_{rampe} \cdot t_{flach} = \frac{A_{max}^2}{SR} + A_{max} \cdot t_{flach}. \quad [43]$$

Die Gradientengesamtdauer beträgt $t_{gesamt} = t_{flach} + 2t_{rampe}$. Die kürzeste erreichbare Gradientengesamtdauer $t_{gesamt,min}$ bei einer festen Steig-Rate SR und einer fester maximalen Amplitude A_{max} für ein gegebenes Moment M beträgt:

$$t_{gesamt,min} = \begin{cases} 2\sqrt{\frac{M}{SR}} & \text{für } M < \frac{A_{max}^2}{SR} \\ \frac{A}{SR} + \frac{M}{A} & \text{sonst.} \end{cases} \quad [44]$$

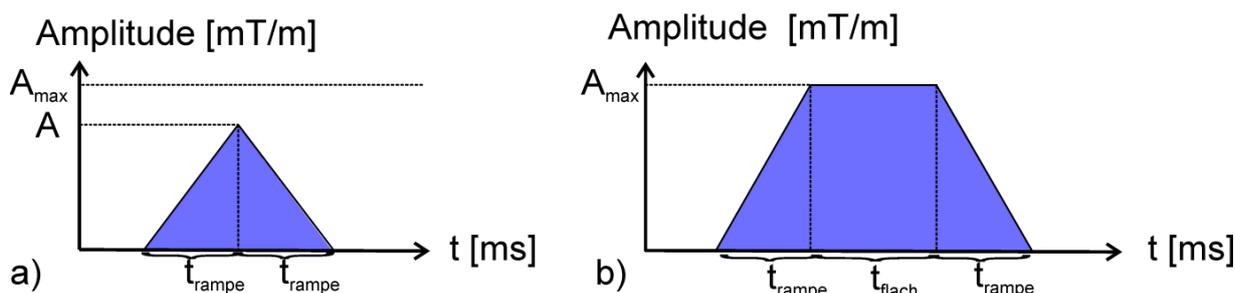


Abbildung 34:

a) Der Gradient erreicht seine maximale Amplitude A_{max} nicht und besteht somit nur aus aufsteigender und absteigender Rampe.

b) Der Gradient erreicht seine maximale Amplitude, verweilt mit der maximalen Amplitude und fällt mit einer absteigenden Rampe ab.

Messungen der Zusammenhänge

Durch Experimente mit einer Testsequenz wurden die Abhängigkeiten der verwendeten Größen (Steig-Rate, Amplitude und TR-Zeit) evaluiert. Die Sequenz ähnelt einer Gradienten-Echo-Sequenz, und das Sequenzdiagramm ist in Abbildung 35 zu sehen. Sie enthält die wesentlichen Bestandteile einer typischen Akquisition bestehend aus einer Schichtselektion gefolgt von einer Rephasierung der Gradienten-Momente in Schicht-Richtung sowie Phasenkodierung und kartesischem Auslese-Modul. Dabei werden stets alle Gradienten, außer dem Auslese-Gradienten, mit einer zuvor definierten, konstanten Amplitude und Steig-Rate geschaltet. Der Auslese-Gradient verwendet eine typische Amplitude von $3,8 \frac{mT}{m}$. Diese

entspricht einer Auslese-Bandbreite von 195 Hz/px bei einem FOV von 300x300 mm² und 256 px Basisauflösung. Die Gradienten in Auslese- und Schichtrichtung erfahren einen Polaritätswechsel, der erfahrungsgemäß die Lautstärke erhöht. Am Ende jeder Akquisition werden alle drei Gradienten erneut geschaltet, um einen Spoiler-Gradienten zu simulieren. Während der Sequenz gibt es eine ADC-Periode mit konstantem Auslese-Gradienten, allerdings findet keine tatsächliche Datenakquisition statt. Ebenso werden die Gradienten in Phasenkodier-Richtung stets konstant für die Aufnahme der äußersten k-Raum-Zeile geschaltet, da ohnehin keine k-Raum-Daten aufgenommen werden.

Messung	TR [ms]	Amplitude [$\frac{mT}{m}$]	Steig-Rate [$\frac{mT}{m \cdot ms}$]
2	30	4, 8, 12, 17, 22, 27	4, 7, 12, 17, 24, 31, 51, 91, 141, 151
3	50		
4	90	4, 8, 12, 17, 22, 27, 32	
5	140		
6	200		

Tabelle 3:

Verwendete Parameter zur Bestimmung des qualitativen Zusammenhangs der Größen zur Gesamtlautstärke.

Bei den Messungen wurden die in Tabelle 3 gezeigten Parameter verwendet, die einen Überblick über einen möglichst großen Wertebereich ermöglichen. Aufgrund von Gradientenstimulationslimitationen am MRT-Scanner konnten für kurze TR-Zeiten keine höheren Amplituden verwendet werden. Die Messungen wurden an einem MAGNETOM Skyra 3T-Scanner (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Die Lautstärkemessungen wurden an einer festen Mikrofonposition durchgeführt. Die Auswertung der Abhängigkeiten der Parameter erfolgte im Programmpaket Matlab (MathWorks, Natick, MA).

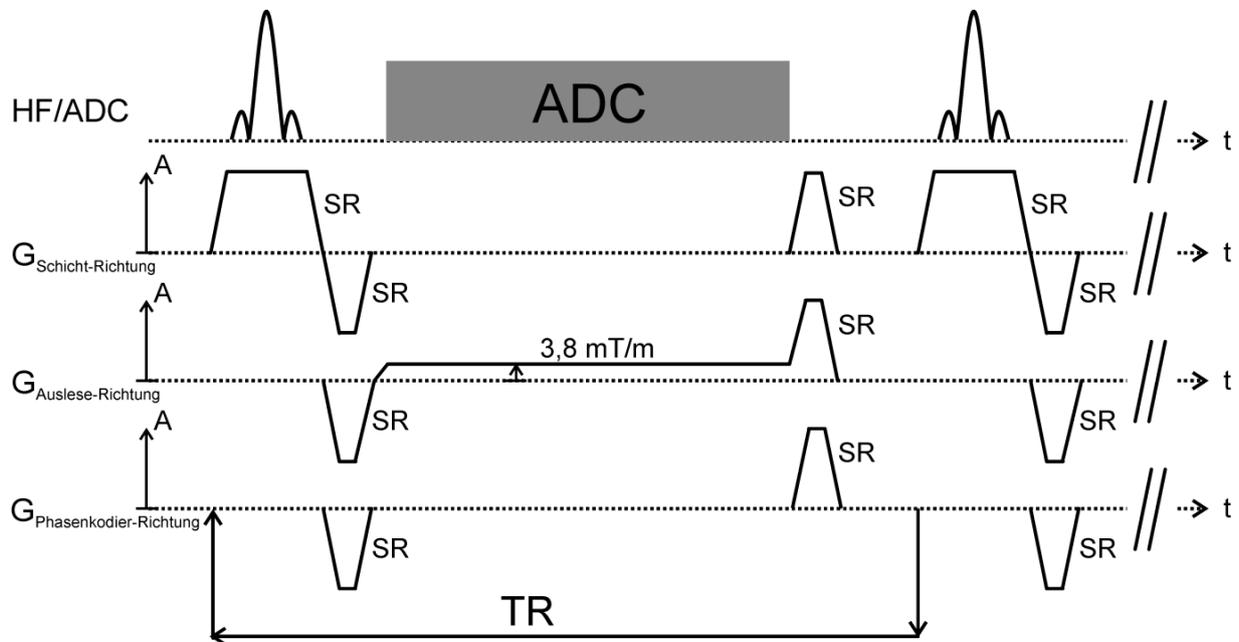


Abbildung 35:

Verwendete Gradienten-Echo-Testsequenz mit deaktivierter HF-Aktivität, um die Abhängigkeit der Lautstärke von der Steig-Rate SR, der Amplitude A und der Repetitionszeit TR zu evaluieren. Da bei den Messungen keine Daten akquiriert wurden, sind der HF-Puls und der ADC nur symbolisch angedeutet.

Berechnung von Gradientendauern

Da geringe Steig-Raten und Amplituden der Gradienten für eine geringe Lautstärke wünschenswert sind, stellt sich die Frage, welche Auswirkungen die geringeren Gradientenstärken und Geschwindigkeiten auf die Gradientenabfolge haben.

Berechnungen zur Dauer für die Schaltung von verschiedenen Gradienten-Momenten in Abhängigkeit der Steig-Rate und Amplitude wurden durchgeführt. Zum einen wurde die benötigte minimale Gradientendauer $t_{gesamt,min}$ in Millisekunden für einen typischen Wertebereich der Amplitude²² $A = [5, 24] \frac{mT}{m}$ und Steig-Rate $SR = [5, 200] \frac{mT}{m \cdot ms}$ berechnet und in Oberflächenplots dargestellt. Für große Gradienten-Momente wird die maximale Gradienten-Amplitude²³ $A = [5, 45] \frac{mT}{m}$ zur Berechnung verwendet. Zum anderen wurde die Gradientendauerverlängerung für ein bestimmtes Gradienten-Moment im Bezug zur maximalen Gradientensystemleistung ($A = 24 \frac{mT}{m}$ beziehungsweise $A = 45 \frac{mT}{m}$ und $SR = 200 \frac{mT}{m}$) berechnet

²³ Bei Diffusions-Präparations-Gradienten verhindert man die Rotation der Gradienten, so dass stets mit der maximal möglichen Amplitude gerechnet werden kann.

und in weiteren Oberflächenplots dargestellt. Für die Gradienten-Momente M wurden drei Beispiele aus Sequenzen mit realistischen Parametern gewählt:

- Ein kleines Gradienten-Moment von $M = 13 \frac{mT}{m} \cdot ms$ entspricht dem Gradienten-Moment zum Erreichen des k -Raum-Rands bei einer Basisauflösung von 256 px und einem FOV von $230 \times 230 \text{ mm}^2$.
- Ein mittleres Gradienten-Moment von $M = 45 \frac{mT}{m} \cdot ms$ entspricht einem typischen FID-Crusher-Moment für 1 mm Schichtdicke.
- Ein großes Gradienten-Moment von $M = 620 \frac{mT}{m} \cdot ms$ entspricht dem Moment für einen der monopolaren Diffusions-Präparations-Gradienten mit $b = 1000 \text{ s/mm}^2$.

3.3 Zusammenhänge zwischen Gradienten-Timing und Lautstärke

Im Folgenden werden die Zusammenhänge zwischen Steig-Rate, Amplitude und TR-Zeit grafisch dargestellt und Folgerungen abgeleitet.

Ergebnisse der grundlegenden Messungen

In Abbildung 36 sind interpolierte Oberflächenplots in Abhängigkeit der Steig-Rate und Amplitude für verschiedene TR-Zeiten dargestellt. Die Gitternetzlinien zeigen die tatsächlich gemessenen Lautstärkelevels an. Generell zeigt sich, dass die Lautstärke für kürzere TR-Zeiten steigt. Bei niedrigen Steig-Raten sinkt die Lautstärke bis auf ein Minimum. Für höhere Steig-Raten wird je nach Amplitude ein Plateauniveau erreicht. Bei niedrigen Amplituden wird das Niveau früher erreicht, bei höheren Amplituden erst später. Auffällig ist die geringe Abhängigkeit der Amplitude von der Lautstärke bei niedrigen Steig-Raten, obwohl die Amplitude bei jedem TR-Zeit-Zyklus neu aufgebaut wird. Generell zeigt sich, dass für Steig-Raten unter $25 \frac{mT}{m \cdot ms}$ ein Lautstärke-Level unter 90 dB(A) erreicht wird. Bei höheren Steig-Raten als $25 \frac{mT}{m \cdot ms}$ beginnt der „Gelb-Rote“-Bereich und die Lautstärke nimmt zu, bis Werte von über 100 dB(A) erreicht werden.

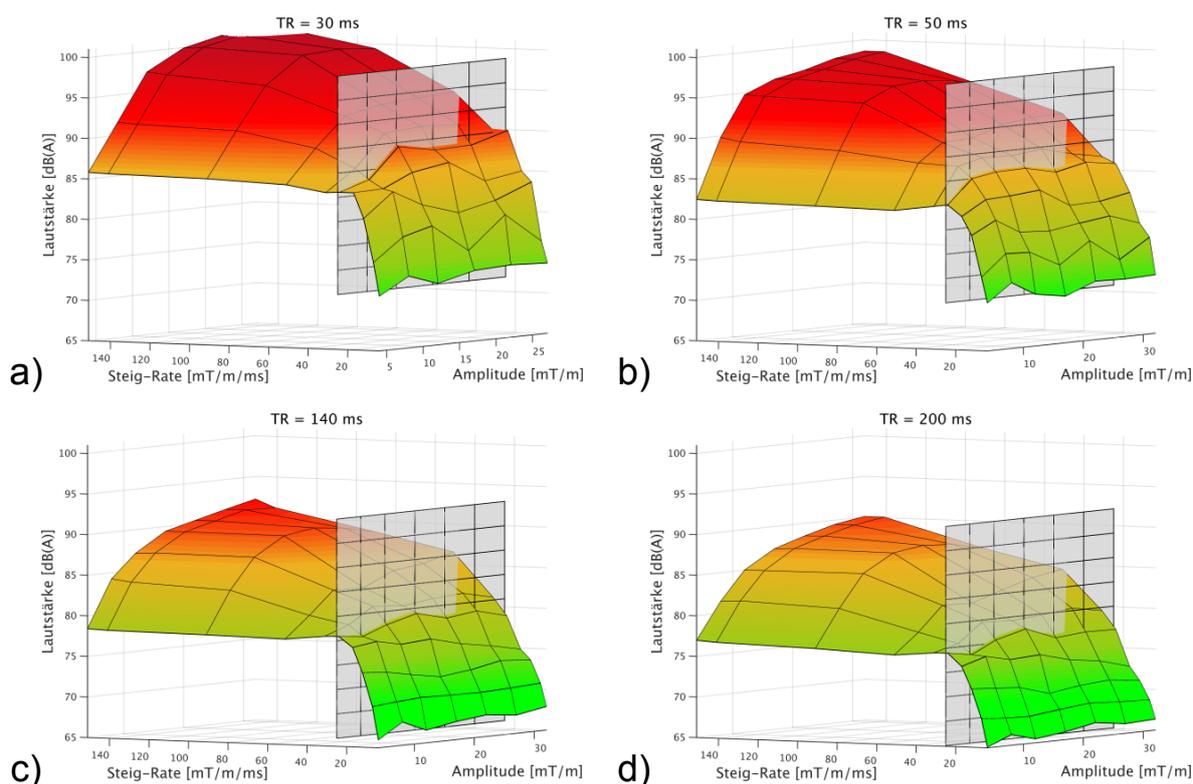


Abbildung 36:

Abhängigkeit der Lautstärke von der Amplitude und der Steig-Rate für verschiedene TR-Zeiten. Die Gitternetze auf den Oberflächenplots zeigen die aufgenommenen Messwerte. Die Steig-Rate von $25 \frac{mT}{m \cdot ms}$ ist mit einer grauen, senkrechten Ebene markiert. Die Lautstärke steigt logarithmisch mit der verwendeten Steig-Rate. Außerdem steigt die Lautstärke linear mit der verwendeten TR-Zeit.

In Abbildung 37 werden die gleichen Messdaten in Abhängigkeit der Steig-Rate und TR-Zeit als Oberflächenplots für verschiedene Gradienten-Amplituden gezeigt. Die Lautstärke steigt linear mit der verwendeten TR-Zeit. Die Lautstärke steigt logarithmisch mit der verwendeten Steig-Rate. Für geringe Steig-Raten wird amplitudenunabhängig eine geringe Lautstärke erreicht. Aus den Plots zeigt sich, dass die Lautstärken für Steig-Raten bis $25 \frac{mT}{m \cdot ms}$ in einem akzeptablen Bereich bleiben.

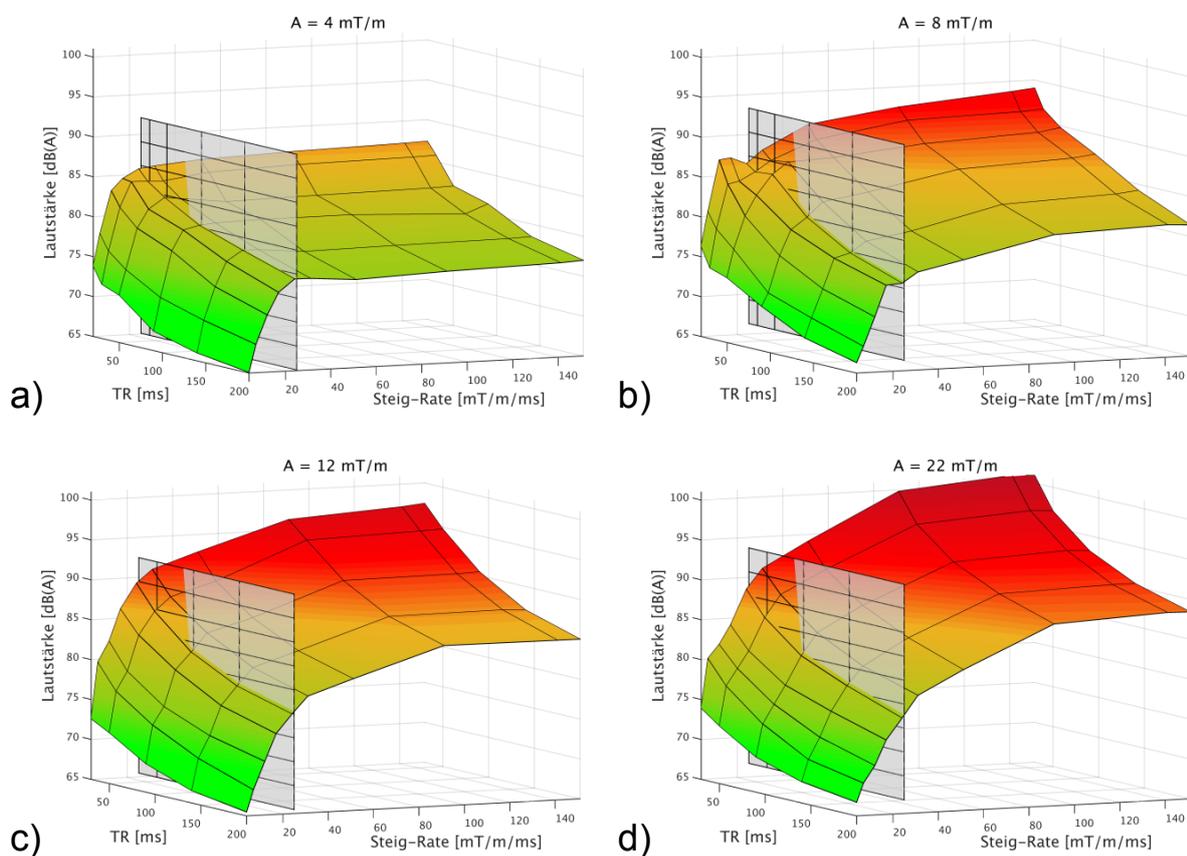


Abbildung 37: Abhängigkeit der Lautstärke von der TR-Zeit und der Steig-Rate für verschiedene Amplituden. Die Gitternetze auf den Oberflächenplots zeigen die ermittelten Messwerte. Die Steig-Rate von $25 \frac{mT}{m \cdot ms}$ ist mit einer grauen, senkrechten Ebene markiert. Die Lautstärke steigt logarithmisch mit der verwendeten Steig-Rate. Außerdem steigt die Lautstärke linear mit der verwendeten TR-Zeit.

Ergebnisse der Gradientendauerberechnungen

In Abbildung 38a werden die Zeitabhängigkeiten für ein kleines Gradienten-Moment von $M = 13 \frac{mT}{m} \cdot ms$ gezeigt. In Abbildung 38b und Abbildung 38c werden die Zeitabhängigkeiten für ein Gradienten-Moment von $M = 45 \frac{mT}{m} \cdot ms$ und $M = 620 \frac{mT}{m} \cdot ms$ dargestellt. Die Zunahme der minimalen Gradientendauer in Prozent gegenüber der Gradientendauer mit Steig-Rate ($SR = 200 \frac{mT}{m \cdot ms}$) und Amplitude ($A = 45 \frac{mT}{m}$) wird in den Graphen in Abbildung 38d-f gezeigt. Die Zunahme der Gradientendauer hängt unterschiedlich stark von der verwendeten Amplitude

und der Steig-Rate ab. Für geringe Gradienten-Momente (Abbildung 38d und Abbildung 38e) erkennt man eine starke Abhängigkeit von der Steig-Rate und der Amplitude. Dagegen sinkt die Abhängigkeit von der Steig-Rate für große Gradienten-Momente (Abbildung 38f) deutlich ab.

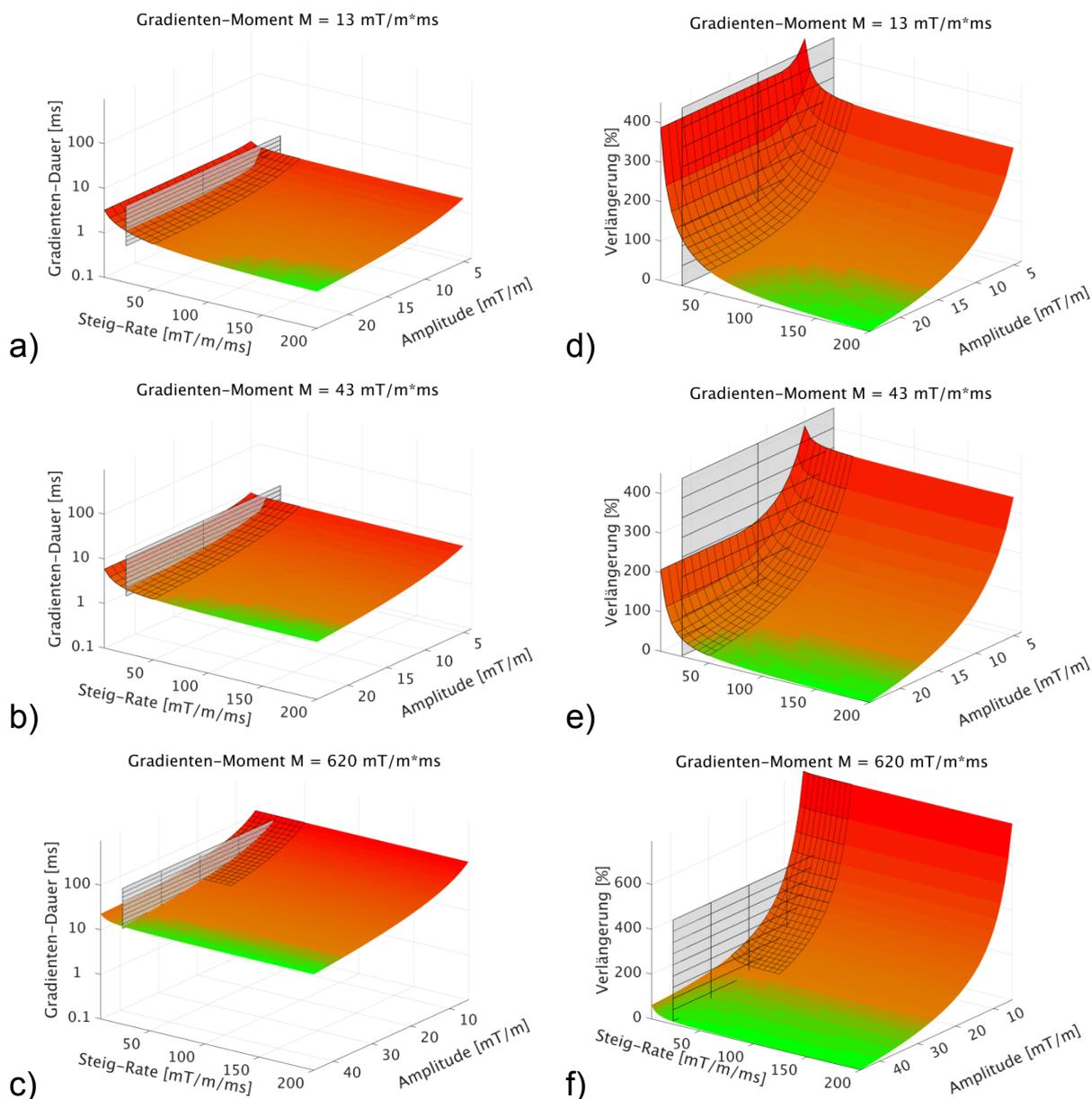


Abbildung 38:

Links a) - c): Abhängigkeit der logarithmierten Gradientendauer von der verwendeten Amplitude im Bereich von $A = [5, 24] \frac{\text{mT}}{\text{m}}$ beziehungsweise $A = [5, 45] \frac{\text{mT}}{\text{m}}$ und Steig-Rate $SR = [5, 200] \frac{\text{mT}}{\text{m} \cdot \text{ms}}$. Die Steig-Rate von $25 \frac{\text{mT}}{\text{m} \cdot \text{ms}}$ ist mit einer grauen, senkrechten Ebene markiert.

Rechts d) - f): Verlängerung der Gradientendauer in Prozent gegenüber der Gradientendauer mit maximaler Steig-Rate ($SR = 200 \frac{\text{mT}}{\text{m} \cdot \text{ms}}$) und Amplitude ($A = 45 \frac{\text{mT}}{\text{m}}$). Man erkennt leicht die Unterschiede: Für kleine Gradienten-Momente M besteht eine hohe Abhängigkeit von der Steig-Rate. Die Verlängerung der Gradientendauer nimmt für kleine Steig-Raten stark zu. Bei großen Gradienten-Momenten ist die Gradientendauer fast unabhängig von der Steig-Rate. Für geringe Steig-Raten und Amplituden steigt die Dauer stark an.

3.4 Konsequenzen für die Sequenzentwicklung

Experimente wurden durchgeführt, die zeigen sollten, welche Parameter den größten Einfluss auf die Lautstärkeentwicklung haben. Außerdem sollen die grundlegenden Zusammenhänge zwischen den beteiligten Größen TR-Zeit, Gradienten-Amplitude und Gradienten-Steig-Rate untersucht werden. Durch die Variation der drei Parameter wurden empirisch die Zusammenhänge der Lautstärkeentstehung ermittelt. Die Ergebnisse zeigen die Größenordnung der zu erwartenden Lautstärke bei Verwendung der gewählten Parameter.

Die ermittelten Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass die verwendete Steig-Rate maßgeblich für die Lautstärke verantwortlich ist. Dagegen ist die verwendete Amplitude nur von untergeordneter Wichtigkeit. Es ist sinnvoll für die Lautstärkereduktion, höhere Amplituden bei gleichzeitig niedrigen Steig-Raten zu verwenden. Außerdem ist die TR-Zeit ein weiteres wichtiges Maß, da dadurch die Gradientenaktivität pro Zeit festgelegt wird. Daraus folgt, dass die TR-Zeit im Rahmen der Möglichkeiten der gegebenen Messzeit maximiert und die Anzahl der Gradientenschaltungen minimiert werden sollten, um die Lautstärke zu reduzieren.

Die verwendeten MRT-Gradientensysteme weisen bestimmte Eigenfrequenzen auf. Durch die Gradientenschaltungen wird das Gradientensystem angeregt, so dass bestimmte Eigenfrequenzen bevorzugt angeregt werden. Durch die Anregung des Gradientensystems mit Eigenfrequenzen werden die Schwingungen des Gradientensystems und die Lautstärke verstärkt. Daher ist es sinnvoll, bei Sequenzen hohe Anteile in diesen Eigenfrequenzen zu vermeiden. In der Regel weisen die Sequenzen keine diskreten Frequenzpeaks auf, die eine solche Anregung verursachen können. Daher ist der Einfluss einer Frequenzvariation bei den meisten Sequenzen nur sehr gering. Eine Ausnahme bildet die EPI-Akquisition, bei der die Gradienten oft im Milli- bis Mikrosekunden-Abstand geschaltet werden und somit Eigenfrequenzen angeregt werden können.

Konsequenzen der Steig-Raten-Reduktion

Da die Reduktion der verwendeten Steig-Rate für die Lautstärkereduktion essentiell ist, müssen deren Konsequenzen betrachtet werden. Zum Beispiel wird eine Steig-Raten-Einschränkung von $200 \frac{mT}{m \cdot ms}$ auf $25 \frac{mT}{m \cdot ms}$ als guter Kompromiss zwischen Gradientendauerverlängerung und Lautstärkereduktion betrachtet. Die Änderung der maximal verwendeten Steig-Rate der Gradienten verlängert die Gradientendauern deutlich. Je nach Größe des Gradienten-Moments hat dies verschiedene Konsequenzen für das Gradienten-Timing:

- Für ein kleines Gradienten-Moment von $M = 13 \frac{mT}{m} \cdot ms$ führt die Steig-Raten-Einschränkung zu einer Gradientendauerverlängerung von 114%. Kleine Gradienten-Momente sind die am häufigsten verwendeten Momente. Sie werden für die Phasenkodierung, die k-Raum-Auslese, die Schichtsektion oder den Schichtmoment-Rephasier-Gradienten verwendet. Die Verlängerung der Gradientendauern bei kleinen Gradienten-Momenten kann manche TE-Zeiten unmöglich machen und ist somit nur problematisch anwendbar.
- Für ein mittleres Gradienten-Moment von $M = 45 \frac{mT}{m} \cdot ms$ führt die Steig-Raten-Einschränkung zu einer Gradientendauerverlängerung von 43%. Diese werden bei FID-Crusher-Gradienten oder bei Gradienten-Spoiling verwendet. Diese Größenordnung von Gradienten-Momenten wird wesentlich seltener verwendet als die kleinen Gradienten-Momente. Außerdem werden sie oft nach der eigentlichen Datenakquisition ausgeführt.
- Für ein großes Gradienten-Moment von $M = 620 \frac{mT}{m} \cdot ms$ führt die Steig-Raten-Einschränkung zu einer Gradientendauerverlängerung von 10%. Große Gradienten-Momente werden innerhalb eines TR-Zeit-Zyklus nur selten angewandt. Bei der Diffusionsbildgebung werden nur zwei dieser Gradienten pro TR-Zyklus verwendet. Die geringe Abhängigkeit der Gradientendauer von der Steig-Rate lässt das Präparieren von großen Gradienten-Momenten beinahe ohne Verlängerung zu.

Konsequenzen der Steig-Raten-Reduktion für eine GRE-Sequenz

Im Folgenden sollen die Konsequenzen der Steig-Raten-Reduktion beispielhaft für eine GRE-Sequenz aufgezeigt werden. Bei anderen Sequenzen führt die Steig-Raten-Reduktion zu ähnlichen Konsequenzen beim Gradienten-Timing. In Abbildung 39 ist das maßstabsgetreue Sequenzdiagramm einer GRE-Sequenz für zwei verschiedene beispielhafte Steig-Raten ($SR = 180 \frac{mT}{m \cdot ms}$ und $SR = 25 \frac{mT}{m \cdot ms}$) abgebildet. In Abhängigkeit von der TR-Zeit sowie weiteren Parametern würde die Lautstärkereduktion circa 10 - 20 dB(A) betragen. Für die Gradienten,

welche maßgeblich für die Echozeit entscheidend sind, wurden die Gradienten-Momente sowie die Verlängerung der Gradientendauer durch die Steig-Raten-Reduktion angegeben. In der Regel möchte man bei einer GRE-Sequenz eine kurze Echozeit erreichen, um Signalverluste durch T_2^* -Relaxation zu vermeiden, so wie es bei dem gezeigten Sequenzdiagramm der Fall ist. Durch die Reduktion der Steig-Rate können die benötigten Gradienten-Momente deutlich langsamer erreicht werden. In der Folge wird der Start der ADC-Datenakquisition durch den Auslese-Dephasier-Gradienten sowie dem Schichtmoment-Rephasier-Gradient verzögert. Die frühestmögliche Echozeit verschiebt sich durch Steig-Raten-Reduktion nach hinten. Durch die Erhöhung der minimalen Echozeit kann möglicherweise der angestrebte Bildkontrast nicht mehr erreicht werden. Das bedeutet, dass es faktisch unmöglich ist, einen gewissen Bildkontrast mit geringer Gradienten-Steig-Rate, das heißt geringer Lautstärke, zu messen.

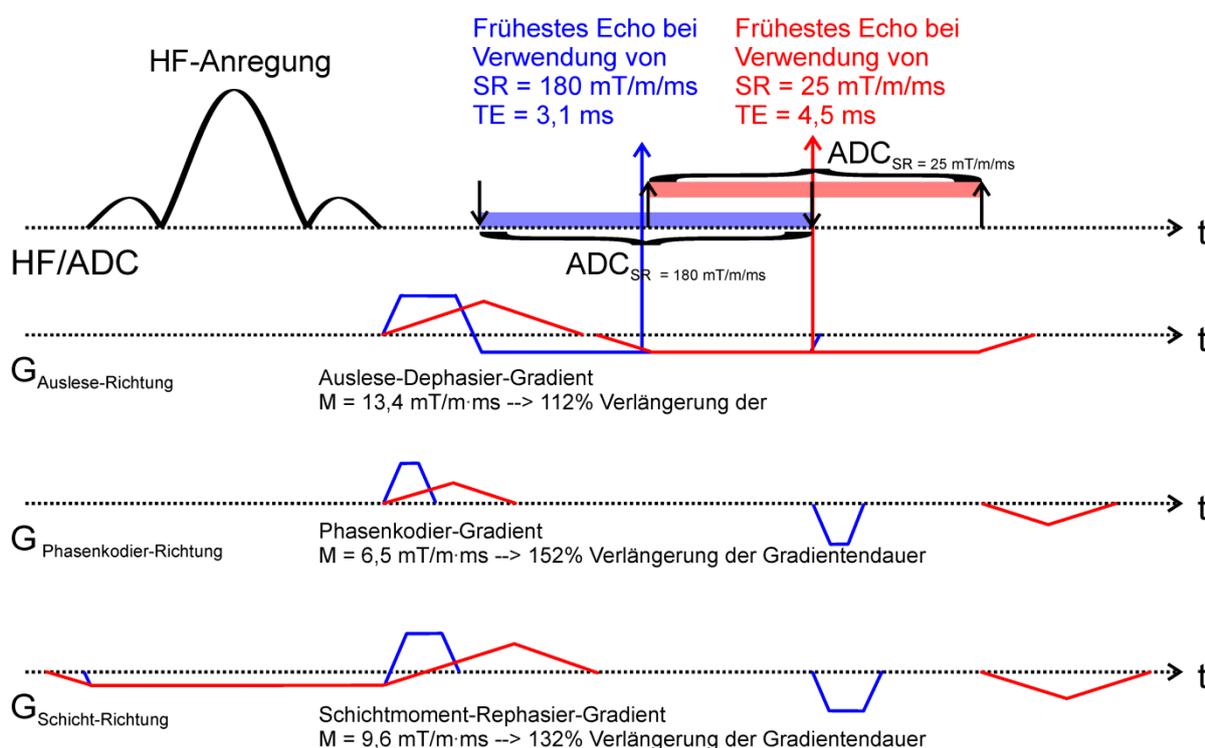


Abbildung 39:

Maßstabsgetreue Zeichnung eines Sequenzdiagramms für eine GRE-Sequenz mit zwei möglichen Steig-Raten. Bei der Verwendung von $SR = 180 \frac{\text{mT}}{\text{m}\cdot\text{ms}}$ (blau gezeichnet) kann das Gradienten-Echo nach 3,1 ms erreicht werden. Bei der Verwendung von $SR = 25 \frac{\text{mT}}{\text{m}\cdot\text{ms}}$ (rot gezeichnet) kann das Gradienten-Echo erst 1,4 ms später nach 4,5 ms erreicht werden. Die Gradientendauer für das Schalten des Schichtmoment-Rephasier-Gradienten ist bei Verwendung von $SR = 25 \frac{\text{mT}}{\text{m}\cdot\text{ms}}$ im Vergleich zur Verwendung von $SR = 180 \frac{\text{mT}}{\text{m}\cdot\text{ms}}$ um 132% verlängert. Durch diese Verlängerung wird der Beginn der Datenakquisition verzögert.

Schlussfolgerungen

Die Kombination der Ergebnisse aus der Steig-Rate-Amplituden-Variation und den Ergebnissen der berechneten Gradientendauern aus diesem Kapitel führt zu folgendem Dilemma bei der Lautstärkereduktion in der MR:

- Kleine Gradienten-Momente treten innerhalb der Sequenz oft auf. Sie sind entscheidend für das Erreichen bestimmter TE-Zeiten. Gerade die Gradientendauer von kleineren Gradienten-Momenten weist eine hohe Abhängigkeit von der Steig-Rate auf. Daher kann die Steig-Rate nicht ohne Auswirkungen auf die TE-Zeit und somit auf die Signalintensität gesenkt werden.
- Große Gradienten-Momente werden oft bei Sequenzen mit hohen TE-Zeiten verwendet. Ihre Gradientendauerverlängerung ist relativ betrachtet wesentlich geringer als bei kleinen Gradienten-Momenten, so dass große Gradienten-Momente leichter auf Lautstärke zu optimieren sind.

Es wurde gezeigt, dass eine Lautstärkereduktion in MRT-Sequenzen in den meisten Fällen aufgrund von Gradientendauerverlängerungen nicht durch simple Reduktion der Gradienten-Steig-Raten erreicht werden kann. Daher müssen weitere Methoden gefunden werden, um die verwendeten Gradienten-Momente zu reduzieren und somit die Gradienten in gleicher Zeit mit geringeren Steig-Raten zu schalten.

4 Lautstärkeoptimierte Turbo-Spin-Echo- Bildgebung

In diesem Kapitel wird eine im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Methode zur Lautstärkereduktion bei der Turbo-Spin-Echo-Bildgebung vorgestellt. Zunächst werden die Probleme und Ursachen der Lautstärke bei der Verwendung einer klinischen Turbo-Spin-Echo-Sequenz behandelt. Anschließend werden Maßnahmen zur Lautstärkereduktion gezeigt und an Hand von Messergebnissen aus Lautstärkemessungen evaluiert. Des Weiteren werden Kopfbilder von Probanden bei der Feldstärke 3T gezeigt, um die Anwendbarkeit dieser Technik zu demonstrieren.

4.1 Klinischer Standard der Turbo-Spin-Echo-Bildgebung

Mit der *Turbo-Spin-Echo* (TSE)-Sequenz können die klinisch sehr relevanten T_1 -, T_2 - und PD-gewichteten Kontraste erzielt werden. Wegen der breiten Einsatzmöglichkeiten wird die Sequenz auch als „Arbeitspferd“ der MRT bezeichnet. Ursprünglich wurde die Sequenz unter dem Namen *Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement* (RARE) (75) veröffentlicht und ist eine Erweiterung der Spin-Echo-Sequenz, wie sie in Kapitel 1 beschrieben wurde. Bei der TSE-Sequenz wird die Anzahl der HF-Refokussierungspulse von eins auf den Turbo-Faktor (TF) erhöht. Nach jedem zusätzlichen HF-Refokussierungspuls wird ein Spin-Echo erzeugt, das eine weitere Akquisition einer k-Raum-Zeile erlaubt. Dies ermöglicht eine signifikante Reduzierung der Messzeit, da im Gegensatz zur konventionellen Spin-Echo-Sequenz nun pro HF-Anregung mehrere k-Raum-Zeilen ausgelesen werden können. Der zeitliche Abstand zwischen zwei 180° -HF-Refokussierungspulsen entspricht dem Abstand zweier Spin-Echos und wird im Englischen als Echospacing (ESP) bezeichnet. Ebenso entspricht das ESP dem zeitlichen Abstand der HF-Anregung und dem ersten Spin-Echo und somit der kürzesten Echozeit der Akquisition. Das Sequenzdiagramm einer TSE-Sequenz wird in Abbildung 40a gezeigt. Bei jedem Refokussierungsvorgang wird der T_2' -Relaxationsanteil wiederhergestellt, so dass zum Echozeitpunkt nur noch die Relaxation durch die T_2 -Effekte relevant ist. Durch die gestiegene Zeit seit der HF-Anregung steigt die Echozeit TE mit jeder weiteren Refokussierung auf die Zeiten $TE_n = n \cdot ESP$. Die Zuordnung der Echozeiten TE_n zu den Phasenkodierlinien im k-Raum wird vor der Messung beliebig festgelegt. Mit der Wahl der Zuordnung der Echozeiten zu den

Phasenkodierlinien im k-Raum-Zentrum wird die effektive Echozeit einer Aufnahme bestimmt. Mit der Wahl der TR-Zeit können verschiedene T_1 -Einflüsse erzielt werden, wie in Kapitel 1.3.3 beschrieben wurde. In Abbildung 40b und Abbildung 40c werden eine aufsteigende und eine abfallende Anordnung der Echozeiten TE_n im k-Raum gezeigt. Weitere Vorteile der TSE-Sequenz sind das hohe erzielbare SNR pro Messzeit und die Robustheit gegen Offresonanzen bei Magnetfeldinhomogenitäten, die häufig Verzerrungen im Bild verursachen.

Laute Bestandteile der TSE-Sequenz

Es wird analysiert, welche Sequenz-Bestandteile laut sind, beziehungsweise hohe Steig-Raten, Amplituden und Gradientenpolaritätswechsel aufweisen. In Abbildung 40a ist das Sequenzdiagramm einer TSE-Sequenz dargestellt. In allen drei Gradientenrichtungen treten Gradienten in engem Timing und hohen Steig-Raten auf:

- In Phasenkodier-Richtung werden je nach k-Raum-Zeile verschieden große Gradienten-Momente benötigt, um die Magnetisierung vor jedem Ausleseintervall zu präparieren. Ebenso wird die Magnetisierung durch Gradienten mit entgegengesetzter Polarität nach der Datenakquisition rephasiert. Für die Präparation von peripheren k-Raum-Zeilen werden große Gradienten-Momente verwendet. Für mehr zentrale k-Raum-Zeilen werden abnehmend kleinere Gradienten-Momente benötigt. Die für die Gradienten zur Verfügung stehende Zeit richtet sich nach dem größten während der gesamten Akquisition zu präparierenden Gradienten-Moment. Somit werden speziell bei der Präparation von peripheren k-Raum-Zeilen hohe Steig-Raten unvermeidbar.
- Direkt nach der HF-Anregung wird die Magnetisierung im k-Raum in Auslese-Richtung dephasiert. Dafür steht nur wenig Zeit zur Verfügung, da die Gradientenschaltung sich nicht mit der HF-Anregung oder der HF-Refokussierung überschneiden darf. Somit muss ein großes Gradienten-Moment in kurzer Zeit präpariert werden, was nur durch hohe Steig-Raten erreicht werden kann. Vor der Datenakquisition selbst steht für die Rampen des Auslese-Gradienten nur wenig Zeit zur Verfügung. Daher wird der Auslese-Gradient mit hoher Steig-Rate geschaltet.
- In Schichtselektions-Richtung sind die meisten Gradientenschaltungen während eines TR-Zyklus zu verzeichnen. Für jede Schichtselektion muss der Gradient auf eine vom HF-Puls und von der Schichtdicke abhängige Amplitude gebracht werden. Bei den HF-Refokussierungspulsen werden FID-Crusher-Gradienten-Momente benötigt, die innerhalb kürzester Zeit vor und nach dem eigentlichen HF-Puls geschaltet werden. Zusätzlich muss nach der HF-Anregung ein Teil des akkumulierten Gradienten-Moments in Schicht-Richtung rephasiert werden. Diese Rephasierung erfolgt mit entgegengesetzter Gradientenpolarität im Vergleich zu den Schichtselektions-Gradienten, was eine zusätzliche Lautstärkequelle darstellt.

- Generell steigt die Gradientenaktivität pro TR mit dem Turbo-Faktor. Die benötigten Gradienten-Momente für die k-Raum-Akquisition sind proportional zur Basisauflösung und indirekt proportional zum FOV.
- Die benötigte Schichtselektions-Amplitude und das FID-Crusher-Moment ist invers proportional zur Schichtdicke. Diese Eigenschaften werden durch den Benutzer gesteuert und sind aufgrund der Untersuchungsmethode meist fest vorgegeben.

Die Lautstärke der Sequenz kann effektiv durch die Reduktion der verwendeten Steig-Raten aller Gradienten reduziert werden. In zweiter Linie sollten auch die Amplituden reduziert werden, was aber entsprechend Kapitel 3.3 einen deutlich geringeren Einfluss auf die Lautstärke hat als die Steig-Raten-Reduktion. Ein wichtiger Punkt bei der Optimierung sind die verschiedenen Gradientenachsen. So muss die Optimierung für alle drei Gradientenachsen gleichermaßen stattfinden. Eine nicht-optimierte Gradienten-Richtung kann den Effekt der gesamten Sequenzoptimierung zunichtemachen. Ebenso muss die Anzahl der Gradientenschaltungen minimiert werden.

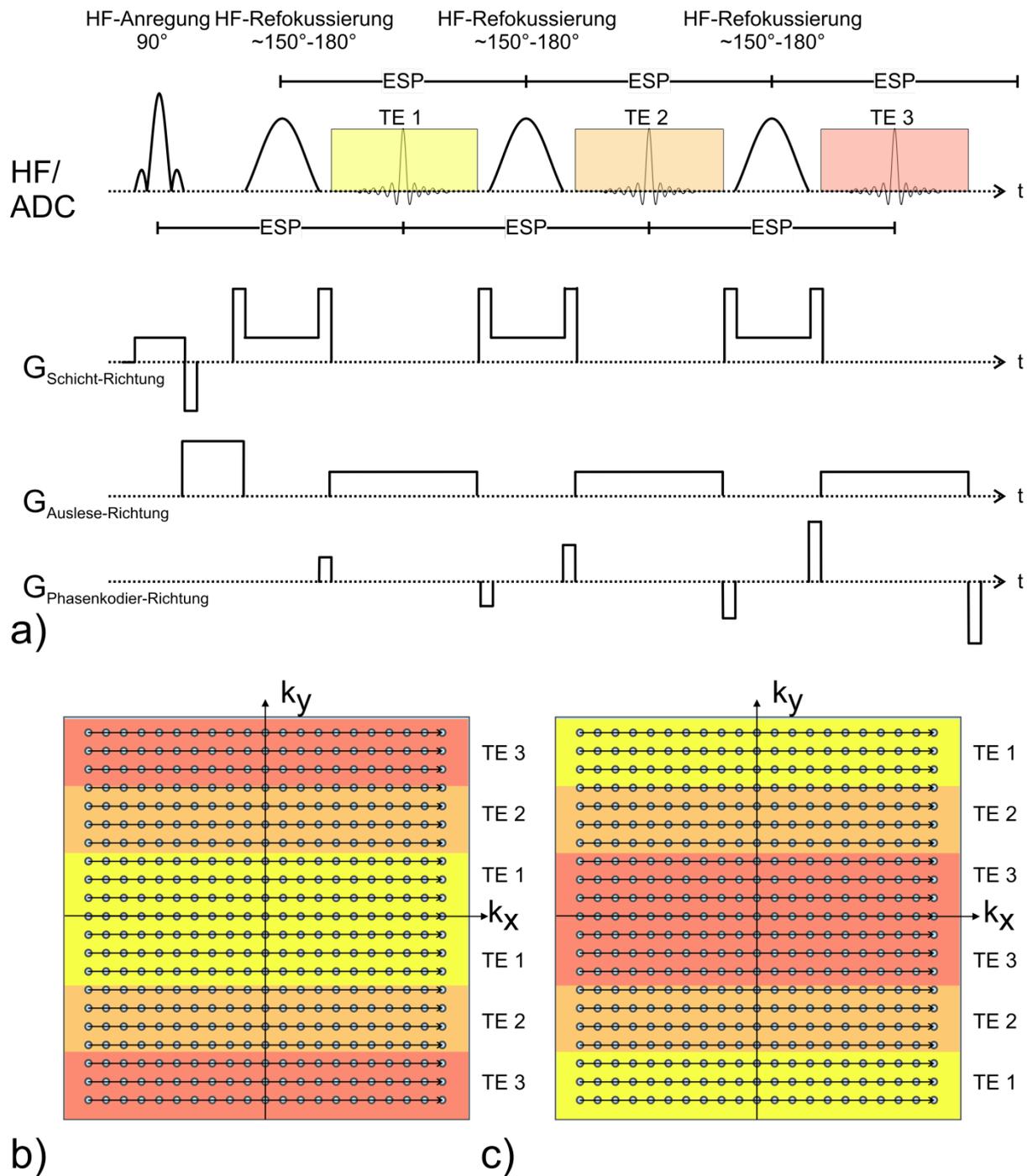


Abbildung 40:

a) Sequenzdiagramm einer TSE-Sequenz. Der Turbo-Faktor beträgt im dargestellten Fall 3. Der zeitliche Abstand zwischen zwei Spin-Echos wird im Englischen als Echospacing (ESP) bezeichnet. Er entspricht dem zeitlichen Abstand zwischen zwei 180°-HF-Refokussierungspulsen. Die effektive Echozeit wird über die Echozeit der k -Raum-Zeilen des k -Raum-Zentrums festgelegt.

b) Drei aufgenommene k -Raum-Zeilen sind symmetrisch mit ansteigender Echozeit, um das k -Raum-Zentrum angeordnet, um eine kurze effektive Echozeit des dazugehörigen Bildes zu erreichen, wie sie bei T_1 - oder PD-gewichteten Bildern benötigt wird.

c) Drei aufgenommene k -Raum-Zeilen sind als Alternative symmetrisch mit abfallender Echozeit um das k -Raum-Zentrum angeordnet, um eine längere effektive Echozeit des dazugehörigen Bildes zu erreichen, wie sie bei T_2 -gewichteten Bildern benötigt wird.

Optimierungsmöglichkeiten

Bei T₂-gewichteten Kontrasten mit langem effektivem TE kann die TE-Zeit und somit der Kontrast beibehalten werden, indem das ESP verlängert und gleichzeitig der Turbo-Faktor reduziert wird. Durch die Erhöhung des ESP steht mehr Zeit für die langsame Gradientenschaltung zur Verfügung und somit kann die Lautstärke reduziert werden. Dieser vorgeschlagene Mechanismus zur Lautstärkereduktion (69), bei dem das ESP und die Messdauer verdoppelt wird, wurde in Kapitel 2 vorgestellt.

Bei T₁- und PD-gewichteten Kontrasten werden hingegen minimale ESP und Echozeiten verwendet. In diesem Fall kann das ESP nicht verlängert und somit nicht zur Lautstärkereduktion verändert werden. Aufgrund des geringen freien optimierbaren Zwischenraums der Gradienten ist der Gradientenglättungsalgorithmus, wie in Kapitel 2.4.2 vorgestellt (66), nur eingeschränkt effizient. Daher mussten andere Methoden gefunden werden, um die Lautstärke trotz der straffen Gradienten-Timings zu optimieren.

4.2 Methoden zur Lautstärkereduktion der Turbo-Spin-Echo-Sequenz

Zur Lautstärkereduktion einer 2D-TSE-Sequenz mit kartesischer k-Raum-Akquisition wurden verschiedene Maßnahmen angewendet. Diese zielen darauf, die Steig-Rate und die Gradientenaktivität zu verringern sowie Gradientenpolaritätswechsel zu vermeiden. Dazu müssen die im vorherigen Unterkapitel beschriebenen Probleme behoben werden. Im Folgenden werden fünf Maßnahmen vorgestellt, die zur Optimierung eines T₁- und eines PD-gewichteten TSE-Protokolls verwendet wurden:

1. Gradientenformvereinigung und flache Gradientenrampen: In vielen Sequenzen ist die Form von Nicht-Schichtselektions- und Nicht-Datenakquisitions-Gradienten trapezförmig, damit der Gradient mit minimaler Amplitude geschaltet wird. Zudem werden die Gradienten oft modular in Funktionsgruppen eingesetzt. Das heißt, die Gradienten werden ohne Rücksicht auf ihre Vorgänger oder Nachfolger geschaltet. Dadurch kann es vorkommen, dass sich die Wirkung zweier Gradienten teilweise aufhebt. Durch manuelle Optimierung können solche Fälle erkannt und somit überflüssige Gradientenschaltungen vermieden werden. Des Weiteren wurden die Steig-Raten der Gradienten zulasten einer höheren Amplitude reduziert, so dass die Gradienten eine dreieckige Form haben. Diese Umformung der Gradienten wird in Abbildung 41a gezeigt.
2. VET-Bildgebung: VET ist die Abkürzung für Variable-Encoding-Time und wurde von Feinberg (76) vorgestellt. In den meisten Fällen ist die vorgesehene Zeitdauer für die Phasenkodier-Gradienten durch die benötigte Zeit für die entlegendste k-Raum-Zeile bestimmt. Hohe Steig-Raten werden verwendet, um den Gradienten in kurzer Zeit zu

schalten. Für alle weniger entlegenen k-Raum-Zeilen wird weniger Zeit oder eine geringere Steig-Rate benötigt. Diese Zeit vergeht dadurch ungenutzt. In dieser Arbeit wurde die Variable-Encoding-Time (VET)-Methode verwendet, um dieses Problem zu umgehen. Bei dem in Abbildung 42 dargestellten VET-k-Raum wird bei einem kartesischen k-Raum nur ein kreisförmiger Ausschnitt aufgenommen. Bei nicht-rechteckigen Pixelabmessungen wird eine elliptische k-Raum-Form aufgenommen. Das heißt, bei VET werden zum k-Raum-Rand hin weniger k-Raum-Punkte in Auslese-Richtung aufgenommen. In der Zeit, in der keine Datenaufnahme stattfindet, kann der Phasenkodier-Gradient länger geschaltet werden. Somit steht für den Phasenkodier-Gradienten am k-Raum-Rand mehr Zeit zur Verfügung, um mit einer geringen Steig-Rate geschaltet zu werden. In der Nähe des k-Raum-Zentrums steht zwar kaum zusätzliche Zeit zur Verfügung, allerdings sind die aufzubringenden Gradienten-Momente sehr gering, so dass ohnehin nur eine geringe Steig-Rate benötigt wird. Durch diese Maßnahme kann die benötigte Steig-Rate unabhängig von der zu präparierenden k-Raum-Zeile konstant gehalten werden. Aus Einfachheitsgründen bleibt der Auslese-Gradient für alle k-Raum-Zeilen gleich, jedoch ist die Datenaufnahme auf einen bestimmten Abschnitt der Akquisition limitiert. Im anderen Abschnitt findet die zeitlich verlängerte Phasenkodierung durch den Gradienten statt.

3. Angepasste Schichtselektion: Bei standardmäßig eingesetzten Sequenzen werden sinc-förmige HF-Pulse zur Anregung und Refokussierung verwendet. Währenddessen wird ein Schichtselektions-Gradient mit konstanter Amplitude angewandt. Zwischen HF-Anregung und HF-Refokussierung müssen die angefallenen Gradienten-Momente rephasiert werden. Zusätzlich werden vor und nach dem Schichtselektions-Gradienten des HF-Refokussierungspulses FID-Crusher-Gradienten geschaltet. Die Schichtselektions-Gradienten, der Schichtmoment-Rephasier-Gradient und die FID-Crusher-Gradienten werden in Abbildung 41a gezeigt. Sie benötigen eine hohe Steig-Rate, eine hohe Amplitude und einen Gradientenpolaritätswechsel, was typischerweise zu einer hohen Lautstärkeentwicklung führt. Wie in Abbildung 41b zu sehen ist, können durch die Anpassung der Gradientenform, entsprechend Maßnahme 1, die hohen Steig-Raten der Gradienten verringert werden. Allerdings kann auf diese Weise der Gradientenpolaritätswechsel nicht verhindert werden. Zur Lösung dieses Problems wurde die Dauer des HF-Refokussierungspulses gekürzt und die Dauer des Anregungspulses verlängert. Durch den kürzeren HF-Refokussierungspuls wird eine höhere Schichtselektions-Gradienten-Amplitude benötigt, in deren Gradientenrampen ein großer Anteil des FID-Crusher-Gradienten-Moments untergebracht werden kann. Zusätzlich wurden die FID-Crusher-Gradienten-Momente um 20% verringert. Dadurch

wird das durch die Schichtselektion erzeugte Gradienten-Moment rephasiert und der Schichtmoment-Rephasier-Gradient wird überflüssig, und es findet kein Gradientenpolaritätswechsel mehr statt. Dieses Verhalten ist in Abbildung 41c dargestellt. Durch die kürzeren HF-Refokussierungspulse bleibt mehr Zeit für das Schalten anderer Gradienten auf anderen Achsen, die somit mit geringeren Steig-Raten geschaltet werden können.

4. Auslese-Bandbreiten-Anpassung: Es ist sinnvoll, die Auslese-Bandbreite für Protokolle mit kurzem ESP zu erhöhen. Dadurch ist die Datenakquisitionsdauer kürzer, und es entsteht mehr Zeit für andere Gradienten, da diese sich nicht mit dem Auslese-Gradienten überlappen dürfen. Ebenso kann die Gradientenrampe mit reduzierter Steig-Rate geschaltet werden, da mehr Zeit zwischen HF-Refokussierungspuls und Start der Datenakquisition liegt. Im Gegenzug erhöht sich die Gradienten-Amplitude und das zu erwartende SNR sinkt aufgrund der kürzeren Gesamtaufnahmedauer. Für eine 10% höhere Bandbreite sinkt das erwartete SNR um 5% entsprechend der Abhängigkeit:

$$\frac{\text{SNR}_{\text{nachher}}}{\text{SNR}_{\text{vorher}}} \sim \sqrt{\frac{\text{BW}_{\text{vorher}}}{\text{BW}_{\text{nachher}}}} \quad [45]$$

5. Anpassung der Schichtanzahl pro TR: Die Gradientenaktivität hängt von dem Gradientenverlauf pro Anregung, aber auch von der Anzahl der verschachtelt aufgenommenen Schichten pro TR ($\#_{\text{STR}}$) ab. Da der Kontrast nicht verändert werden soll, bleibt die TR-Zeit stets konstant, und nur die Anzahl der Schichten wird verändert.
6. Durch Reduktion der Anzahl der aufgenommenen Schichten kann die Gradientenaktivität pro Zeiteinheit reduziert werden, was automatisch zu einer Lautstärkereduktion führt. Durch diese Maßnahme werden keinerlei Bildparameter wie die TE-Zeit oder Auslese-Bandbreite verändert. Die Gesamtmessdauer erhöht sich, wenn eine höhere Anzahl an Verknüpfungen²⁴ verwendet wird, um die Gesamtschichtanzahl gleich zu behalten.

Die vier Maßnahmen (1) – (4) zur Lautstärkereduktion der Sequenz sind in Abbildung 43 dargestellt. Alle Maßnahmen wurden in eine Prototypsequenz implementiert, die hier als Quiet-TSE-Sequenz bezeichnet wird. Die Referenz-Sequenz vom Hersteller wird hier als Standard-TSE-Sequenz bezeichnet.

²⁴ Verknüpfungen (oder englisch: concatenations) dienen dazu eine beliebige Schichtanzahl messen zu können, auch wenn pro Messung nur weniger Schichten als gewünscht verschachtelt gemessen werden können. In diesem Fall werden die fehlenden Schichten automatisch in einer oder mehreren weiteren Messungen akquiriert.

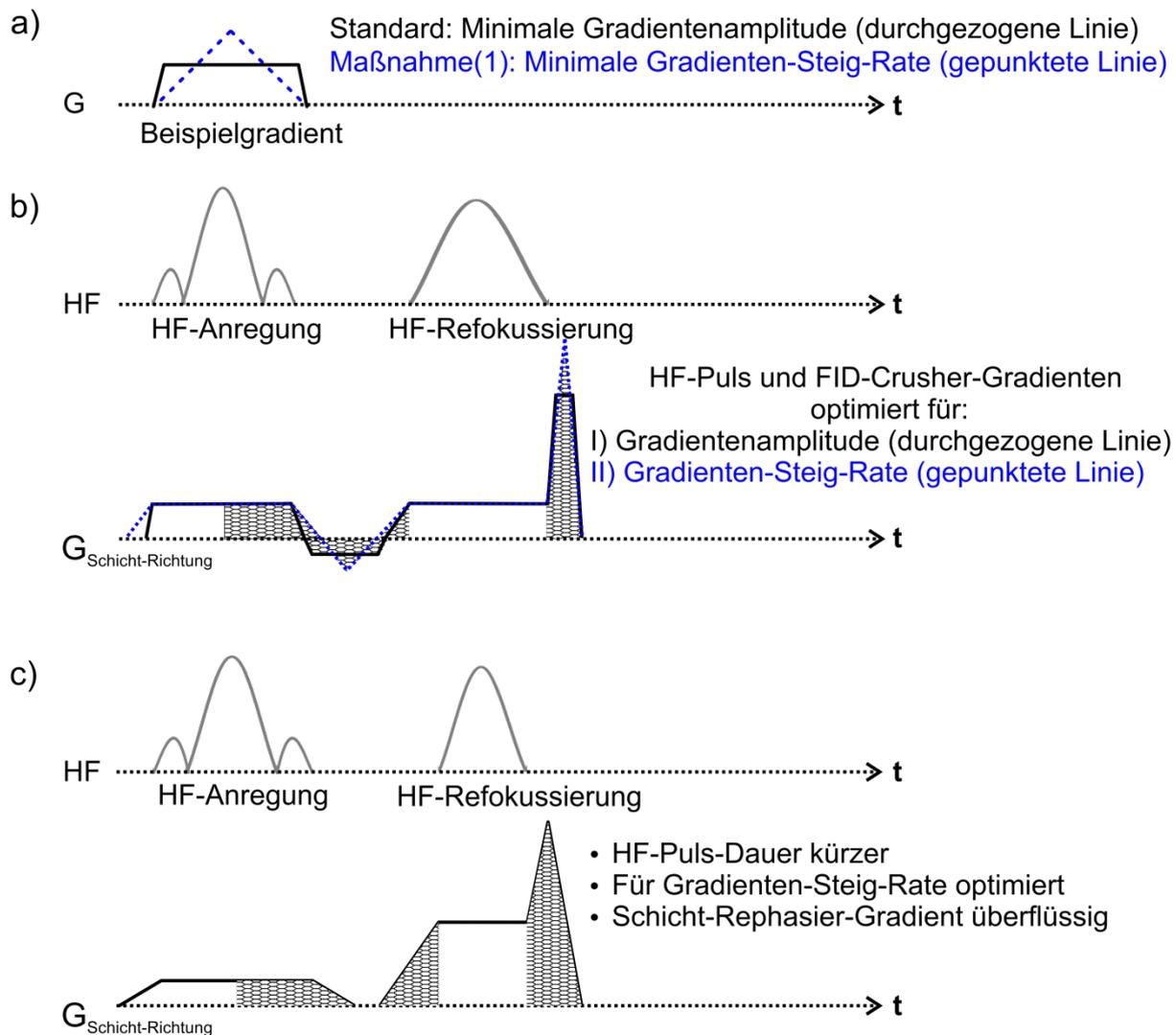


Abbildung 41:

a) Schwarz durchgezogene Linie: Meist wird eine Trapezform verwendet, um eine minimale Amplitude zu erreichen; blau gestrichelte Linie: Maßnahme (1): Dreieckige Gradientenform zur Erreichung minimaler Steig-Raten. Die Trapezform darf für Auslese- und Schichtselektions-Gradienten nicht verändert werden.

b) Qualitative Darstellung des HF-Anregungspulses und HF-Refokussierungspulses sowie der benötigten Gradienten: (I) schwarz durchgezogene Linie: Trapezförmige Gradienten für eine minimale Amplitude. (II) Blau gepunktete Linie: Die HF-Pulse bleiben gleich. Die Gradientenform ist, entsprechend Maßnahme (1), spitz, um eine niedrige Steig-Rate zu erreichen. Die Gradienten-Momente mit der Kacheltextur heben sich unter Berücksichtigung der HF-Refokussierung auf.

c) Bei einem kürzeren HF-Refokussierungspuls wird eine höhere Gradienten-Amplitude benötigt. Durch die Reduzierung der FID-Crusher-Momente können die Steig-Raten der Gradienten verringert und der Schichtmoment-Rephasier-Gradient ausgelassen werden. Die Gradienten-Momente mit der Kacheltextur heben sich unter Berücksichtigung der HF-Refokussierung auf.

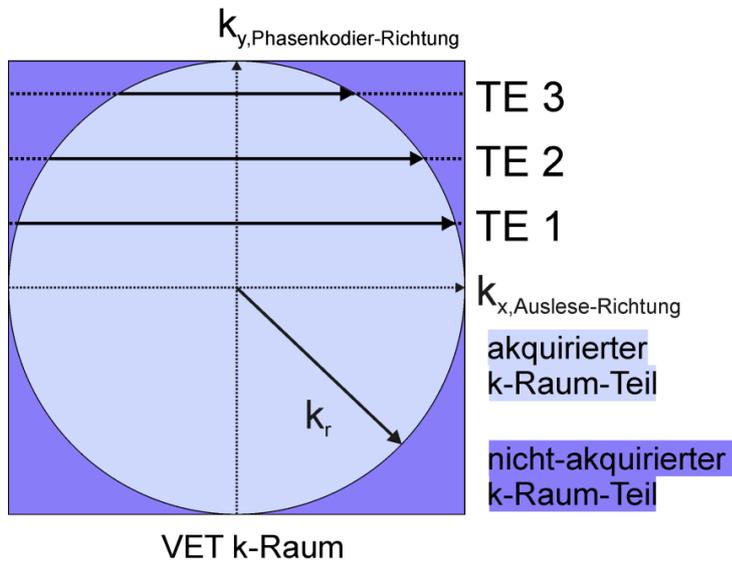


Abbildung 42:
k-Raum-Abdeckung bei der VET-Bildgebung und einer *k*-Raum-Abtastung mit Turbo-Faktor 3. Nur die Daten innerhalb des Kreises mit Radius k_r werden aufgenommen. Am *k*-Raum-Rand werden deutlich weniger Punkte aufgenommen, wodurch mehr Zeit für die Phasenkodier-Gradienten zur Verfügung steht.

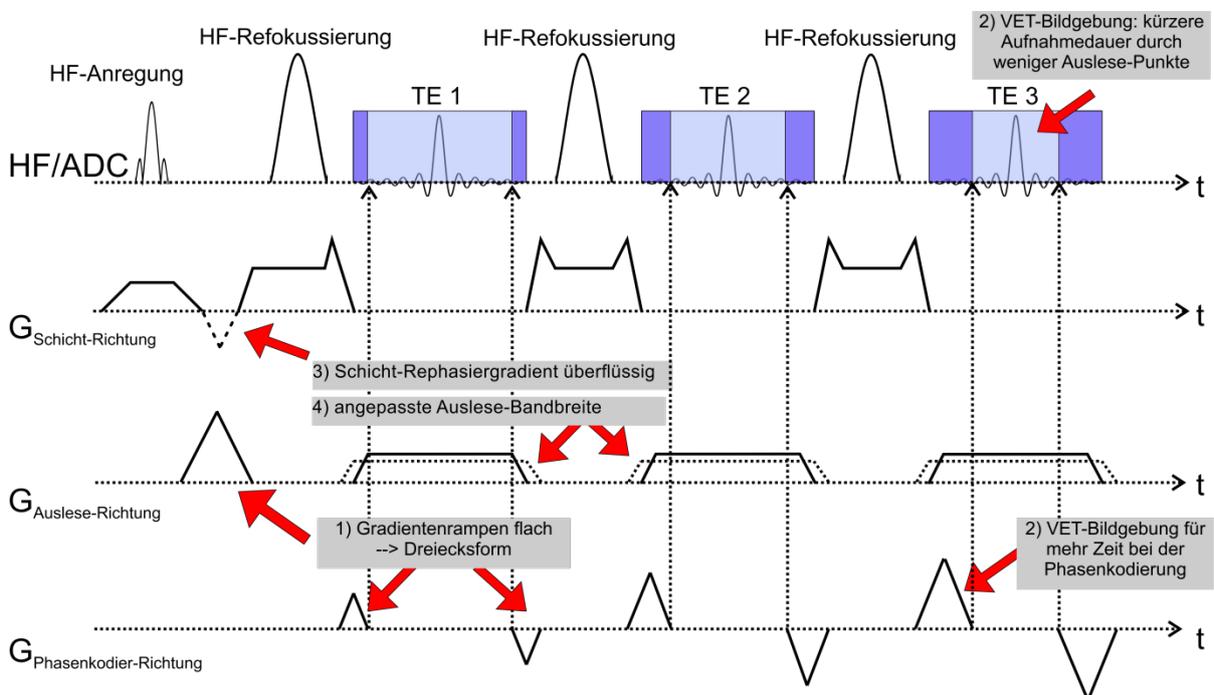


Abbildung 43:
 Sequenzdiagramm der Quiet-TSE-Sequenz für einen Turbo-Faktor von 3. Die vorgestellten Maßnahmen 1 - 4 sind den Gradienten zugeordnet und erklärt. Die gestrichelten Linien des Auslese-Gradienten entsprechen der Auslese mit einer niedrigeren Bandbreite.

4.3 Experimente zur lautstärkereduzierten Turbo-Spin-Echo-Sequenz

Experimenteller Aufbau

Für die In-vivo-Evaluation wurden jeweils ein T₁- und ein PD-gewichtetes Bildprotokoll an einem klinischen 3T-Skyra-Scanner (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Diese lehnten sich an die bereitgestellte Protokolle des Herstellers an. Das verwendete FOV wurde exemplarisch auf 230x230 mm² gewählt. Alle anderen verwendeten Messparameter sind in Tabelle 4 aufgelistet. Die Messungen wurden mit der Quiet-TSE- und der Standard-TSE-Sequenz durchgeführt.

Bei allen Messungen wurde eine 20-Kanal-Kopf/Nacken-Spule verwendet. Die Lautstärkebestimmungen wurden jeweils an Phantommessungen durchgeführt. Dabei wurden das PULSE-System (siehe Kapitel 2.2) sowie die A-Frequenzbewertung (siehe Kapitel 2.1.3) verwendet. Das Mikrofon wurde auf ein kleines Kissen vor die Kopf-Spule platziert. Das Lautstärkesignal wurde jeweils über 30 Sekunden gemessen und gemittelt.

In-vivo-Messungen

Nach schriftlicher Probandenaufklärung wurden In-vivo-Messungen mit beiden Sequenzen und beiden Protokollen durchgeführt. Aus den Messdaten wurden dazugehörige Bilder rekonstruiert sowie SNR-Karten berechnet. Dazu wurde die „Pseudo Multiple Replica“-Methode (77) verwendet²⁵. Aus den aufgenommenen Daten wurden zur SNR-Berechnung 512 Repliken des Bildes erzeugt und daraus das mittlere Signal und die Standardabweichung berechnet. Die Berechnungen wurden mit dem Programmpaket Matlab (MathWorks, Natick, MA) durchgeführt. Außerdem wurde aus dem Signalunterschied von grauer und weißer Gehirnmasse im vorderen Gehirnbereich das CNR in einer Region von 3x3 Pixeln mit folgender Gleichung berechnet: $CNR = |\text{Signal}_{GM} - \text{Signal}_{WM}|/SD$. Dabei ist SD die berechnete Standardabweichung im Bildpunkt, gewonnen aus den SNR-Karten. Während der Bildrekonstruktion wurde der VET-k-Raum durch eine Maskierung berücksichtigt. Die Bilder wurden normalisiert (78), um die geringere Spulensensitivität in der Bildmitte auszugleichen. Zudem wurden die k-Raum-Daten mit einem Tukey-Filter²⁶ mit $\alpha=0,25$ gefiltert.

²⁵ Die „Pseudo Multiple Replica“-Methode verwendet zuvor aufgenommene Spulen-Rauschdaten, um ein Maß für das Rauschen in einer Aufnahme bei einer bestimmten Konfiguration zu erhalten. In der Folge lässt sich das Rauschen beliebig numerisch „reproduzieren“ und auf die aufgenommenen Messdaten aufaddieren. Dadurch können beliebig viele künstliche Bilder (Repliken) berechnet werden, die ähnlich sind mit einer erneuten, zeitintensiven Aufnahme des Bildes. Aus einer Vielzahl von Repliken können der Mittelwert und die Standardabweichung für die berechneten Bilder berechnet werden. Dieser Ansatz ist einfach umsetzbar und benötigt keine zusätzliche Messzeit.

²⁶ Ein Tukey-Filter ist ein k-Raum-Filter, der die k-Raum-Daten an den äußeren Rändern (ca. 5% der k-Raum-Breite) sanft gegen Null abschwächt. Somit können Gibbs-Ringe vermieden werden.

Lautstärkemessungen

Da die Lautstärke von der gesamten Gradientenaktivität pro Zeiteinheit abhängt, wurde die Anzahl der Schichten pro TR variiert und mit beiden Sequenzen gemessen. Dazu wurden die HF-Pulse abgeschaltet, um ohne SAR-Beschränkungen messen zu können. Der Wert $\#_{S_{TR=500\text{ ms}}}$ wurde für das T_1 -gewichtete Protokoll zwischen 2 und 23 variiert, für das PD-gewichtete Protokoll zwischen 4 und 52. Die innerhalb der SAR-Beschränkungen maximal erlaubte, messbare Schichtanzahl wurde für eine Probandin mit einem Gewicht von 66 kg bestimmt²⁷.

Es wurden verschiedene Messungen mit dem T_1 -gewichteten Protokoll und $\#_{S_{TR=500\text{ ms}}} = 12$ durchgeführt, um den Einfluss der einzelnen Maßnahmen bei der Quiet-TSE-Sequenz zu evaluieren. Die Lautstärke wurde für die Maßnahmen 1 - 5 separat aufgenommen. Ebenso wurden die Kombinationen der Maßnahmen 1 - 4 und 1 - 5 gemessen. Dadurch wurden acht weitere Lautstärkelevels ermittelt.

Außerdem sollte der Einfluss der Bildorientierung bei der Quiet-TSE-Sequenz untersucht werden. Dazu wurde die Bildebene einmalig zwischen transversaler, koronaler und sagittaler Orientierung gedreht und jeweils die Lautstärke für das T_1 -gewichtete Protokoll und $\#_{S_{TR=500\text{ ms}}} = 6$ gemessen.

Evaluation der Bildqualität

Durch HF-Refokussierungspulse können unerwünschte FID-Signale in der Magnetisierung induziert werden. Werden diese zum Echo gebracht, kann es zu Artefakten im Bild führen. Diese Artefakte äußern sich meist durch parallele Streifen im Bild. Die historische Wahl der Größenordnung der FID-Crusher-Momente wurde in der Originalarbeit (46) kurz hergeleitet und anschließend empirisch festgelegt. Meist wurde die Empfehlung beziehungsweise der Wert von Programmierern für die TSE-Sequenzen übernommen. In der vorliegenden Arbeit wurden die FID-Crusher-Momente aufgrund von Maßnahme 4 geringer gewählt als zuvor. Verschiedene Messungen wurden mit der Quiet-TSE-Sequenz und einem nominellen HF-Refokussierungswinkel von 120° , 150° und 180° durchgeführt. Damit soll der Einfluss auf die Bildqualität abschätzt werden. Die FID-Crusher-Momente wurden zwischen 100%, 80%, 50% und 25% des FID-Crusher-Moments der Referenz-Sequenz variiert. Da es bei Experimenten am menschlichen Körper aufgrund von Blutfluss zu Artefakten kommen kann, wurden diese Messungen nicht an Phantomen durchgeführt. Da diese Artefakte bei Differenz-Bildern besonders deutlich sichtbar sind, wurde für diese Messungen eine

²⁷ Das Gewicht des Probanden spielt nur eine untergeordnete Rolle. Die zulässige erlaubte Energiedepositionsmenge steigt mit dem Probandengewicht. Allerdings werden auch höhere Energieleistungen zur HF-Interaktion benötigt. Für andere Probandengewichte würde sich die Anzahl der zulässigen Schichten somit nicht signifikant ändern.

Fluss-Kompensation²⁸ in Schicht-Richtung eingeschaltet, um Flussartefakte zu minimieren. Die Fluss-Kompensation verwendet mehrere Gradientenpolaritätswechsel und erhöht somit im Normalfall die Lautstärke. Die Messungen wurden mit dem T₁-gewichteten Protokoll durchgeführt. Vor jeder Messung wurde eine Referenzmessung mit 100%-FID-Crusher-Moment aufgenommen. Anschließend wurden Differenzbilder unter Verwendung des Referenzbildes berechnet. Es wurden zwei identische Messungen hintereinander durchgeführt, um für Messungen mit FID-Crusher-Momenten von 100% ebenfalls Differenzbilder zu erhalten.

Protokollname	TR / TE [ms]	Turbo-Faktor	Auslese-Bandbreite [Hz/px]	HF-Anregungsdauer [μs]	HF-Refokussierungsdauer [μs]	Mittelungen	HF-Refokussierungswinkel[°]	Matrix-Größe	Schichtdicke [mm]	Anzahl der Schichten	Aufnahmezeit [s]
Standard-T1	500/7,4	2	275	1536	2048	2	150	256x230	3	11	117
Quiet-T1	500/7,4	2	305	2300	1620	2	150	256x230	3	6	117
Standard-PD	3000/9,0	5	260	3072	3000	1	160	320x290	3	51	177
Quiet-PD	3000/9,0	5	260	2300	2560	1	160	320x290	3	26	177

Tabelle 4:

Die verwendeten Parameter für die T₁- und PD-gewichteten Protokolle. Die Protokolle sind an die bereitgestellten Herstellerprotokolle angelehnt.

²⁸ Durch Blutfluss kann sich angeregte Magnetisierung aus ihrer Schicht entfernen. In der Folge trägt diese weiter zum Messsignal bei und wird als Bildartefakt sichtbar. Die Fluss-Kompensation verwendet zwei Gradientenschaltungen, um die Gradienten-Momente von bewegten Spins zu kompensieren. Dadurch trägt das Signal von bewegten Spins nicht zur Bildrekonstruktion bei.

4.4 Ergebnisse der lautstärkereduzierten Turbo-Spin-Echo-Sequenz

Lautstärkemessungen

In Abbildung 44 ist die Lautstärke in Abhängigkeit von der Anzahl der Schichten pro TR aufgetragen. Die aufgrund von SAR-Beschränkungen maximal zulässige Anzahl an Schichten pro TR ist in der Auftragung durch vertikale Streifen markiert. Für die beiden Protokolle ließen sich die folgenden Ergebnisse ablesen:

- Beim T_1 -gewichteten Protokoll brachte die Reduktion von $\#s_{TR=500\text{ ms}}$ von 23 auf 2 eine Lautstärkeveränderung von 97,8 dB(A) auf 88,3 dB(A) bei der Standard-TSE-Sequenz, beziehungsweise von 93,8 dB(A) auf 74,4 dB(A) bei der Quiet-TSE-Sequenz. Das SAR-Limit war bei der Standard-TSE-Sequenz bei $\#s_{TR=500\text{ ms}} = 12$ erreicht, bei der Quiet-TSE-Sequenz bei $\#s_{TR=500\text{ ms}} = 11$. Für die halbe Anzahl von Schichten, das heißt $\#s_{TR=500\text{ ms}} = 6$, betrug das Lautstärkelevel 81,9 dB(A). Dies bedeutet eine Reduktion um 14,0 dB(A) im Vergleich zur Standard-TSE-Sequenz mit $\#s_{TR=500\text{ ms}} = 12$.
- Beim PD-gewichteten Protokoll führte die Reduktion von $\#s_{TR=3000\text{ ms}}$ von 52 auf 4 zu einer Lautstärkeveränderung von 98,2 dB(A) auf 87,5 dB(A) bei der Standard-TSE-Sequenz, beziehungsweise von 85,8 dB(A) auf 73,3 dB(A) bei der Quiet-TSE-Sequenz. Dabei war das SAR-Limit bei der Standard-TSE-Sequenz bei $\#s_{TR=3000\text{ ms}} = 51$ erreicht und bei der Quiet-TSE-Sequenz bei $\#s_{TR=3000\text{ ms}} = 34$. Für die halbe Anzahl von Schichten, das heißt $\#s_{TR=3000\text{ ms}} = 26$, betrug das Lautstärkelevel 81,4 dB(A). Dies bedeutet eine Reduktion um 16,8 dB(A) im Vergleich zur Standard-TSE-Sequenz mit $\#s_{TR=3000\text{ ms}} = 52$.

Die dazugehörigen Liniendiagramme zeigen eine logarithmische Abhängigkeit der Lautstärke von der Anzahl der Schichten pro TR. Im Bereich des SAR-Limits bewegt sich die Abhängigkeit der Lautstärke von $\#s_{TR}$ fast linear.

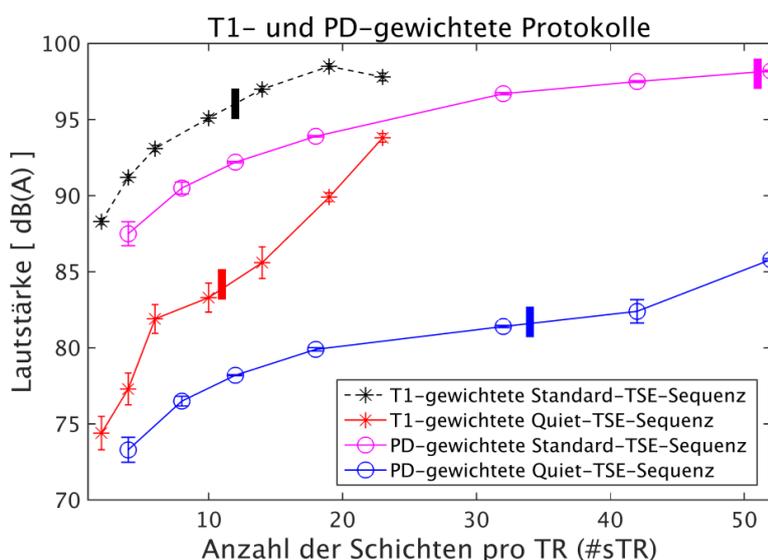


Abbildung 44: Lautstärke der T_1 - und PD-gewichteten Protokolle bei verschiedener Anzahl an Schichten pro TR für beide Sequenzen. Die dicken, vertikalen Linien zeigen die SAR-Begrenzung bei einem gemessenen Probanden. Die gezeichneten Fehlerbalken stammen aus der zeitlichen Abweichung des Signals.

In Tabelle 5 sind die Einflüsse der einzelnen Maßnahmen bei $\#_{STR=500\text{ ms}} = 12$ für das T_1 -gewichtete Protokoll aufgelistet. Durch die Kombination aller Maßnahmen konnte eine Lautstärkereduktion von 14,0 dB(A) erzielt werden. Diese Reduktion entspricht einer 2,8-fachen Reduktion in der psycho-akustischen Wahrnehmung (79), beziehungsweise eine Reduktion um 80% des Schalldrucks. Beim PD-gewichteten Protokoll wurde eine Reduktion um 16,8 dB(A) erreicht, was einer 3,2-fachen Reduktion in der psycho-akustischen Wahrnehmung, beziehungsweise einem um 86% geringen Schalldruck entspricht.

1) Gradientenform- vereinigung und flache Gradientenrampen	2) VET- Bildgebung	3) Angepasste Schicht- selektion	4) Auslese- Bandbreiten- Anpassung	5) Halbierung von $\#_{STR=500\text{ ms}}$ von 12 auf 6	Lautstärke in dB(A)
					95,9 (-0,0)
an					92,9 (-3,0)
	an				94,8 (-1,1)
		an			95,2 (-0,7)
			an		94,4 (-1,4)
				an	93,1 (-2,7)
an	an	an	an		84,0 (-11,9)
an	an	an	an	an	81,9 (-14,0)

Tabelle 5:

Einfluss der einzelnen Maßnahmen auf die Gesamtlautstärke beim T_1 -gewichteten Protokoll. Die Werte in den Klammern repräsentieren die Verringerung im Vergleich zum lautesten Wert.

Bei der Variation der Schichtorientierung wurden für das T_1 -gewichtete Protokoll bei $\#_{STR=500\text{ ms}} = 6$ folgende Abhängigkeiten gemessen: transversale Orientierung: $81,9 \pm 0,9$ dB(A), koronale Orientierung: $83,0 \pm 0,1$ dB(A) und sagittale Orientierung: $82,0 \pm 0,7$ dB(A).

In-vivo-Messungen und Evaluation der Bildqualität

Beispiel-tomogramme aus den Probandenmessungen mit verschiedenen FID-Crusher-Momenten und verschiedenen HF-Refokussierungswinkeln werden in Abbildung 45 gezeigt. Die einzelnen Bilder sind vertikal geteilt. Auf der linken Seite wird das Tomogramm gezeigt, auf der rechten Seite die fünffache Vergrößerung des Differenzbildes zum Referenzbild mit dem 100%-FID-Crusher-Moment. Über alle Bilder hinweg sind verschieden starke Abweichungen in den Differenzbildern zu erkennen. Im unteren Bereich des Gehirns können horizontal verbleibende Flussartefakte erkannt werden. Insgesamt lässt sich kein Zusammenhang zwischen dem Grad der Abweichung und den verwendeten HF-Refokussierungswinkeln oder FID-Crusher-Momenten erkennen. Die Differenzbilder der beiden Referenzmessungen mit 100%-FID-Crusher-Moment weisen Abweichungen in der

gleichen Größenordnung auf wie die übrigen Bilder. Die Intensität des Differenzbildes im Hintergrund, das heißt außerhalb des Gehirns, liegt in der Größenordnung der Intensität des Differenzbildes von großen Teilen des Gehirns.

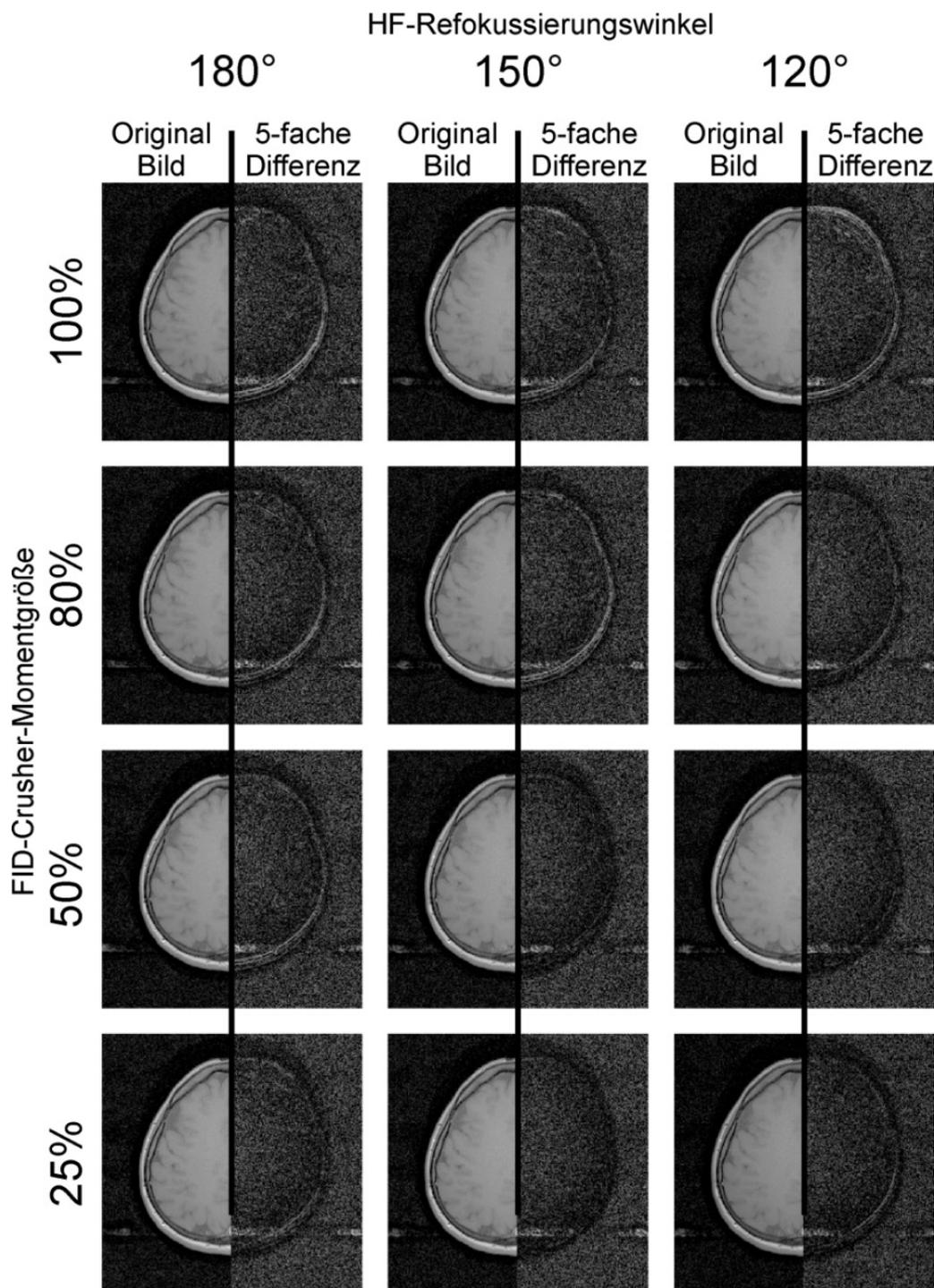


Abbildung 45:
 Beispielhafte Probandenbilder bei der Verwendung von verschiedenen HF-Refokussierungswinkeln und FID-Crusher-Momenten bei dem T₁-gewichteten Protokoll. Während der Messung wurde eine Flusskompensation in Schicht-Richtung aktiviert, um Fluss-Artefakte bei den Differenz-Bildern zu minimieren. Links ist das rekonstruierte Bild zu sehen, rechts das fünffach verstärkte Differenzbild zu der Referenz mit 100%-FID-Crusher-Moment. Die Hauptunterschiede stammen von verbleibenden Flussartefakten und mikroskopischer Bewegung. Zu bemerken ist, dass die Differenzlevels im Gewebe denen im Hintergrund ähneln und außerdem keine Systematik bezüglich der verwendeten FID-Crusher-Momentgröße oder HF-Refokussierungswinkel erkennbar ist.

Ergebnisse von beispielhaften Schichten aus den Probandenmessungen werden in Abbildung 46 für das T_1 -gewichtete Protokoll gezeigt. Ebenso werden Tomogramme aus Probandenmessungen mit dem PD-gewichteten Protokoll in Abbildung 47 dargestellt. Andere Schichten von weiteren Messungen weisen vergleichbare Ergebnisse auf.

In Abbildung 48 (e-h) werden exemplarische SNR-Karten von Bildern aus Abbildung 46 und Abbildung 47 gezeigt. Das SNR sinkt entsprechend der Spulensensitivität in der Mitte des Bildes ab. Zusätzlich ist der Kontrast übersteuert worden, um das geringe Artefaktlevel sichtbar zu machen. Diese Bilder werden in Abbildung 48 (a-d) gezeigt. Visuell können zwischen den Bildern keine Unterschiede erkannt werden.

Die ermittelten SNR-Werte für die weiße/graue Gehirnmasse im vorderen Gehirnbereich betragen 27/33 (Abbildung 46a, Standard-TSE) gegenüber 24/30 (Abbildung 46e, Quiet-TSE) für die T_1 gewichteten Bildern. Für die PD-gewichteten Bilder betragen die SNR-Werte 59/69 (Abbildung 47a, Standard-TSE) gegenüber 62/75 (Abbildung 47e, Quiet TSE). Das CNR zwischen grauer und weißer Gehirnmasse in der vorderen Gehirnregion war 83 (Abbildung 46a, Standard-TSE) gegenüber 82 (Abbildung 46e, Quiet-TSE) bei den T_1 gewichteten Bildern und 89 (Abbildung 47a, Standard TSE) gegenüber 108 (Abbildung 47e, Quiet TSE) bei den PD-gewichteten Bildern.

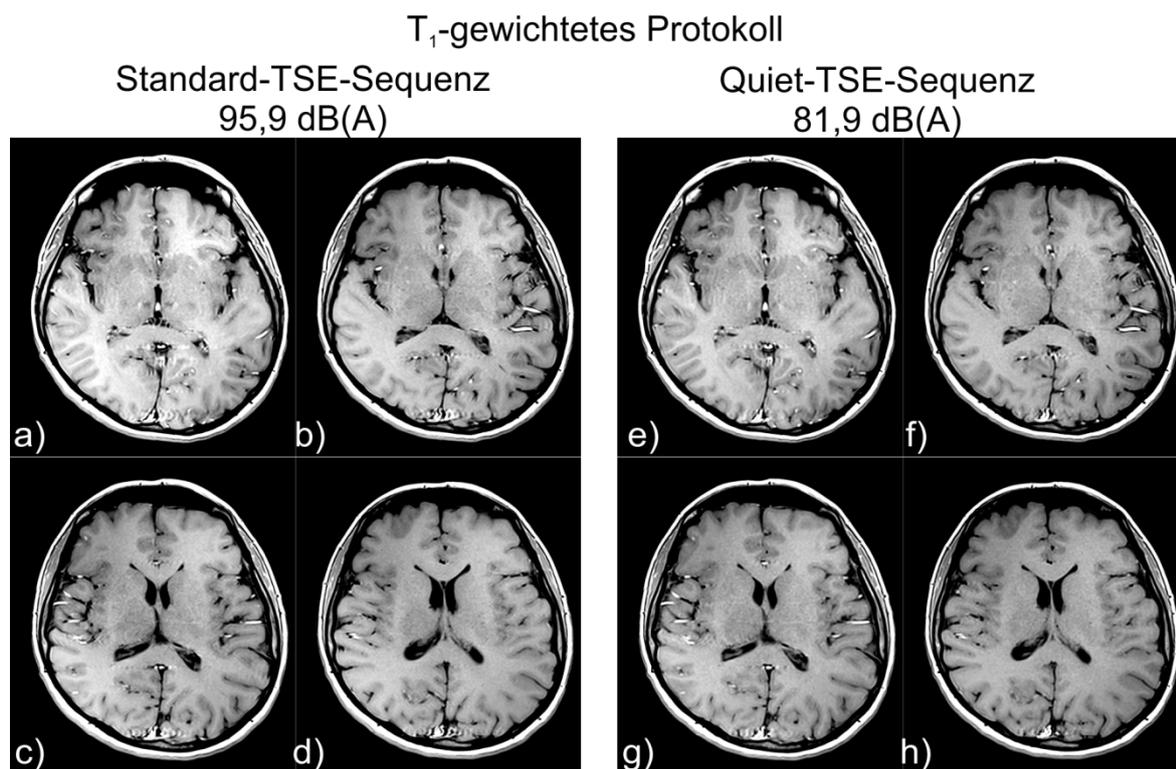


Abbildung 46:

Beispiele von transversalen, T_1 -gewichteten Aufnahmen eines gesunden Probanden. Links (a-d) ist die Aufnahme mit der Standard-TSE-Sequenz zu sehen, rechts (e-h) die Aufnahme mit der Quiet-TSE-Sequenz. Mit dem Auge kann kein signifikanter Unterschied in der Bildqualität festgestellt werden, allerdings ist die Gesamtlautstärke der T_1 -gewichteten Quiet-TSE-Bilder um 14,0 dB(A) reduziert im Vergleich zur Standard-TSE-Sequenz.

PD-gewichtetes Protokoll

Standard-TSE-Sequenz
98,2 dB(A)

Quiet-TSE-Sequenz
81,4 dB(A)

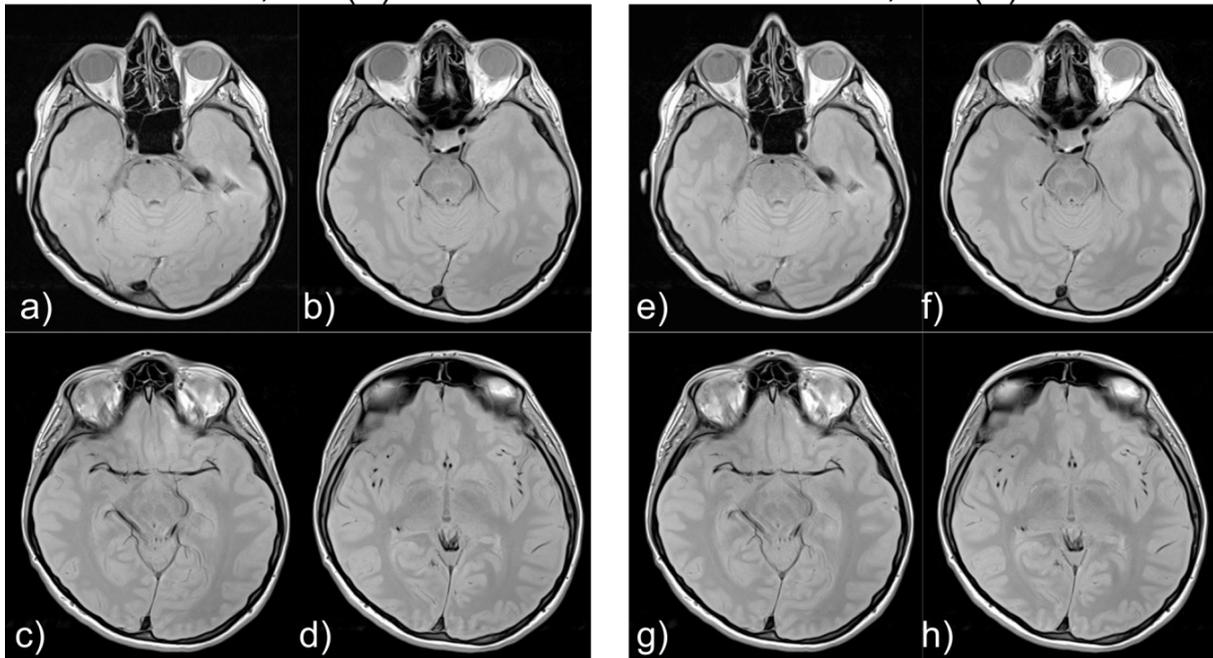


Abbildung 47:

Beispiele von transversalen, PD-gewichteten Aufnahmen eines gesunden Probanden. Links (a - d) sind die Aufnahmen der Standard-TSE-Sequenz zu sehen, rechts (e-h) die Aufnahme mit der Quiet-TSE-Sequenz. Mit dem Auge kann kein signifikanter Unterschied in der Bildqualität festgestellt werden, allerdings ist die Gesamtlautstärke der PD-gewichteten Quiet-TSE-Bilder um 16,8 dB(A) reduziert im Vergleich zur Standard-TSE-Sequenz.

T₁-gewichtetes Protokoll

Standard-TSE-Sequenz
95,9 dB(A)

Quiet-TSE-Sequenz
81,9 dB(A)

PD-gewichtetes Protokoll

Standard-TSE-Sequenz
98,2 dB(A)

Quiet-TSE-Sequenz
81,4 dB(A)

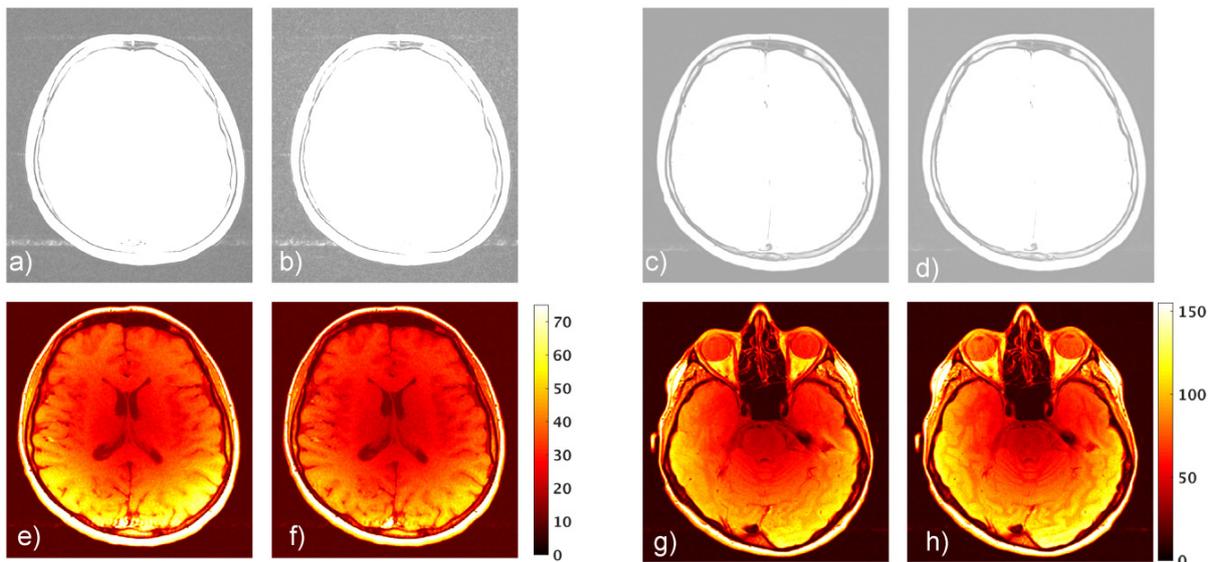


Abbildung 48:

Beispielhafte Bilder eines gesunden Probanden. Die Kontraste wurden übersteuert, um das Artefaktlevel zu zeigen. Zusätzlich werden SNR-Karten für die Bilder aus Abbildung 46 (d, h) und Abbildung 47 (a, e) in (e), (f), (g), and (h) gezeigt.

4.5 Diskussion der Ergebnisse

Die Lautstärke von MRT-Sequenzen wird durch die verwendeten Amplituden, Steig-Raten und Gradientenaktivität bestimmt. In dieser Arbeit sollte die TSE-Sequenz bei der Verwendung von Protokollen mit minimalen Echozeiten bezüglich der Lautstärke optimiert werden. Grundsätzlich sind die hier vorgeschlagenen Methoden auch bei Protokollen mit höheren Echozeiten anwendbar.

Die hier verwendeten Protokollparameter sind beispielhaft gewählt. Für andere TR-Zeiten, Echozeiten und Turbo-Faktoren werden andere Lautstärkelevels, allerdings in der gleichen Größenordnung, erwartet. Ebenso verhält es sich mit den Schichtdicken und dem FOV. Grundsätzlich könnte die Echozeit erhöht werden, um die Gradientenabfolge zeitlich zu entspannen und somit eine geringe Lautstärke zu erzielen. Allerdings kann sich somit der Bildkontrast ändern, was in dieser Arbeit nicht untersucht werden sollte. Generell gilt es die erzielten Ergebnisse in einer weiteren klinischen Studie zu evaluieren.

Die in dieser Arbeit vorgestellten Maßnahmen wurden auf eine Standard-TSE-Sequenz angewandt. Die einzelnen Maßnahmen brachten nur eine relativ geringe Lautstärkereduktion von maximal 3,0 dB(A). Bei linearer Kombination würde man eine Lautstärkereduktion von 8,9 dB(A) erwarten. In der Realität wurde die lineare Kombination übertroffen. Durch Nichtlinearität konnten die Maßnahmen voneinander profitieren, so dass bei dem T₁-gewichteten Protokoll eine Lautstärkereduktion von 14,0 dB(A) erreicht wurde. Das lässt sich dadurch erklären, dass zum Beispiel die VET-Bildgebung weniger wirkungsvoll ist, wenn die Gradientenrampen nicht entsprechend Maßnahme 1 flach gestaltet werden, sondern weiterhin mit niedriger Amplitude und hohen Steig-Raten.

Von allen Maßnahmen brachte die erste Maßnahme "Gradientenformvereinigung und flache Gradientenrampen" den größten Effekt bei gleichzeitig geringstem erwarteten Einfluss auf die Bildqualität. Die Tatsache, dass diese Maßnahmen überhaupt nötig sind, ist historisch bedingt. Meist werden die Sequenzen so programmiert, dass sie mit minimaler Gradienten-Amplitude auskommen und somit ohne weitere Anpassungen auf beliebigen MRT-Scannern und Gradientensystemen ausführbar sind. Durch die manuelle Anpassung der einzelnen Gradienten konnte eine Reduktion von 3,0 dB(A) erreicht werden. Bei einem schwächeren Gradientensystem, das heißt mit einer geringeren maximal möglichen Amplitude, könnte die Lautstärkereduktion auch verschieden ausfallen. Diese Maßnahme war sehr einfach in die Sequenz zu implementieren. Allerdings ist der Übergang zwischen Gradientenrampe und Gradientenplateau immer noch sehr scharf. Das heißt, es könnte vorteilhaft sein, die komplette Gradientenform zu betrachten und für einen sanfteren Übergang zwischen Rampe und Plateau zu sorgen. Dies könnte mit sinus- oder gaußförmigen Gradientenrampen erreicht werden, um

somit die Anregung von Frequenzen des Gradientensystems vorteilhaft zu unterdrücken. Die Untersuchung und Anpassung der Gradientenform könnte ein weiterer Schritt für eine weitere Lautstärkereduktion sein. Allerdings ist durch die detaillierte Gradientenformänderung nur noch eine geringe Lautstärkereduktion zu erwarten.

Die naheliegendste Maßnahme war die "Anpassung der Schichtanzahl pro TR". Dadurch konnten die totale Gradientenaktivität pro Zeit und somit die Lautstärke reduziert werden. Bei Halbierung der Schichtanzahl konnte die Lautstärke um bis zu 3,9 dB(A) gesenkt werden. Somit wird auch das SAR-Level halbiert. Die damit verbundene Verdopplung der Messzeit muss in Kauf genommen werden, wie es schon bei den vorgestellten Lautstärkereduktionsmechanismen bei T₂-gewichteten Aufnahmen von Pierre et al. (69) der Fall ist. Wie in diesem Mechanismus, wird auch in der vorliegenden Arbeit die Anzahl der Echos pro Zeiteinheit zugunsten der Lautstärkereduktion halbiert. Die Scan-Effizienz könnte durch die Verwendung von paralleler Bildgebung wiederhergestellt werden ohne die Echozeit verändern zu müssen.

Die Lautstärkelevels der T₁- und PD-gewichteten Protokolle waren bei der Verwendung der Standard-TSE-Sequenz vergleichbar. Für maximales #_{S_{TR}} wurde annähernd die gleiche Lautstärke gemessen. Das heißt, die Lautstärke hängt von der Anzahl der Gradientenschaltungen pro Zeit ab, da sie proportional zu #_{S_{TR}}·TF/TR ist. Zum Beispiel ist die Lautstärke des T₁-gewichteten Protokolls mit #_{S_{TR}} = 20 und TF = 2 bei TR = 500 ms (#_{S_{TR}}·TF/TR = 0,8/ms) sehr ähnlich zu der Lautstärke des PD-gewichteten Protokolls mit #_{S_{TR}} = 50 und TF = 5 bei TR = 3000 ms (#_{S_{TR}}·TF/TR = 0,83/ms). Bei der Quiet-TSE-Sequenz sind die Abweichungen deutlicher. Hierbei ist das T₁-gewichtete Protokoll für den gleichen Faktor #_{S_{TR}}·TF/TR deutlich lauter, was durch das kürzere ESP erklärt werden kann. In diesem Fall bringt ein kürzerer TF keinen Vorteil in Bezug auf die Lautstärke.

Die „angepasste Schichtselektion“-Maßnahmen spielen eine wichtige Rolle bei der Lautstärkereduktion. Durch die Verlängerung des HF-Anregungspulses und das Kürzen des HF-Refokussierungspulses konnte sowohl die Gradientenaktivität als auch die Steig-Rate auf der Schichtselektions-Achse reduziert werden. Außerdem wurde mehr Zeit für andere Gradienten geschaffen, die nicht auf der Schichtselektions-Achse aktiv sind und sich nicht zeitlich mit den HF-Pulsen überschneiden dürfen. Der Hauptvorteil ist, dass der Schichtmoment-Rephasier-Gradient und somit ein potentieller Polaritätswechsel nun nicht mehr auftreten. Für längere Echoabstände könnten die HF-Pulsdauern länger gewählt werden, solange dabei auf Schichtmoment-Rephasier-Gradient verzichtet werden kann. Ein Nachteil ist allerdings das erhöhte SAR. Ebenso können bei anderen Schichtdicken andere optimale Werte für die Dauer der HF-Pulse und die Größe der FID-Crusher-Momente gefunden werden, um die Steig-Rate zu minimieren. Bei den Bildern mit den reduzierten FID-Crusher-Momenten konnten keine systematischen Artefakte festgestellt werden. Die meisten Unterschiede stammen von

mikroskopischer Bewegung. Daher kann man davon ausgehen, dass kleinere FID-Crusher-Momente als die vorgeschlagenen ausreichend sein können, um das FID-Signal zu dephasieren. Das kann durch den Fortschritt in der technischen Entwicklung erklärt werden. Als die Verwendung von FID-Crusher-Gradienten vorgeschlagen wurde, waren die B_1 -Profile der Anregungsschichten deutlich inhomogener. Durch die gemessenen artefaktfreien Bilder kann man annehmen, dass die FID-Crusher-Momente in einem gewissen Rahmen reduziert werden können, ohne die Bildqualität merklich zu beeinflussen.

Aufgrund des durch die verkürzten HF-Refokussierungspulse erhöhten SARs mussten die Anzahl der verschachtelt gemessenen Schichten pro TR reduziert werden, um innerhalb der erlaubten Grenzen zu bleiben. Beim verwendeten T_1 -gewichteten Protokoll musste die Schichtanzahl um eine Schicht reduziert werden, beim verwendeten PD-gewichteten Protokoll waren es 17 Schichten. Bei anderen Patienten oder Körperregionen kann die Anzahl der zu reduzierenden Schichten abweichen. Durch andere HF-Puls-Längen, wie man sie bei anderen Schichtdicken und ESPs verwenden würde, kann die notwendige Schichtreduzierung unterschiedlich ausfallen. Wie zuvor erwähnt bringt die Reduzierung der Schichten pro TR auch Vorteile, da generell die Gradientenaktivität pro Zeiteinheit und die Lautstärke reduziert werden.

Die „VET-Bildgebung“ (76) wurde ursprünglich verwendet, um höhere Auflösungen, das heißt größere Gradienten-Momente für periphere Phasenkodierlinien, innerhalb einer vorgegebenen Zeit zu ermöglichen. Alternativ ermöglicht diese, das ESP zu reduzieren, da die Gradientenabfolge zeitlich nicht mehr durch den Phasenkodier-Gradienten eingeschränkt wird. In dieser Arbeit wird die „VET-Bildgebung“ verwendet, um die benötigten Steig-Raten zu reduzieren. Durch die nun runde/elliptische k-Raum-Form werden die hohen, räumlichen Frequenzen in den k-Raum-Ecken nicht erfasst. Dieser Übergang ist vergleichbar mit einem Wechsel auf einen radial aufgenommenen k-Raum, bei dem die Ecken ebenso nicht aufgenommen werden. Die Punktspreizfunktion²⁹ verbreitert sich minimal. Die erzielbare Auflösung im Sinn von der Unterscheidbarkeit zweier Linien ändert sich leicht. Da die Parameter der Messungen konstant gehalten wurden, blieben die SNR- und CNR-Eigenschaften sehr ähnlich. Bei den T_1 -gewichteten Bildern sank das SNR um 10%, was teilweise durch die erhöhte Auslese-Bandbreite zu erklären ist. Eine andere Erklärung könnte die Änderungen der HF-Pulsedauern und Schichtselektions-Amplituden sein. Somit ändert sich die Position und das Schichtprofil der HF-Refokussierung, was sich negativ auf das SNR auswirken könnte. Bei den PD-gewichteten Bildern wurde die Auslese-Bandbreite nicht erhöht. Somit erhöhte sich das SNR

²⁹ Die Punktspreizfunktion oder auch Punktantwortfunktion (oder englisch: point spread function, PSF) beschreibt die Wirkung von bandbegrenzenden Faktoren wie zum Beispiel die Endlichkeit des k-Raums oder T_2^* -Zerfallseffekte während der Datenakquisition.

um 5 - 9%, was teilweise durch die unterdrückten k-Raum-Ecken zu erklären ist, die wie ein Rausch-Filter wirken. Auf diese Ursache ist auch die CNR-Erhöhung um bis zu 21% zurückzuführen. Generell ist die gemessene CNR-Veränderung nur gering und sollte die Bildqualität und den Bildkontrast nicht verändern.

Die drei physikalischen Gradientenachsen weisen aufgrund ihrer leicht verschiedenen Bauweise verschiedene Transferfunktionen auf. Daher lässt sich vermuten, dass Lautstärke auch von der Bildorientierung abhängt, da die verwendeten Gradienten auf unterschiedlichen physikalischen Gradientenachsen geschaltet werden. Die Abweichung der Lautstärke war in der Größenordnung $\pm 1,1$ dB(A) im Vergleich zur transversalen Orientierung. Bei anderen Orientierungen als den drei getesteten werden andere Lautstärken vermutet, allerdings stets in der gleichen Größenordnung wie die gemessenen.

Durch die vier vorgeschlagenen Maßnahmen (1 - 4) konnte eine Lautstärkereduktion von 11,9 - 12,4 dB(A) für die beiden Protokolle erreicht werden. Zusätzlich konnten 2,1 - 4,4 dB(A) durch die Maßnahme 5, der Reduktion der Schichten pro TR, erreicht werden. Allerdings erfolgte dies auf Kosten der Messzeit. Durch die Anwendung verbesserter paralleler Bildgebung und effektiverem Spulendesign (30,34,35,38) könnte die Messzeit in Zukunft verkürzt werden. Außerdem wurden simultane Mehrschichtenanregungsmethoden mit PINS-Pulsen vorgeschlagen (80), mit denen SAR-effizient mehrere Schichten simultan angeregt werden können. Durch die Verwendung von Techniken wie CAIPIRINHA (81) können die simultan angeregten Schichten nachträglich getrennt werden, um so die Messzeit zu reduzieren. Da diese Methoden auch auf die Standard-TSE-Sequenz angewendet werden können, wurden sie in dieser Arbeit nicht genauer untersucht.

4.6 Zusammenfassung, Ausblick und Einordnung der Ergebnisse

In dem vorliegenden Kapitel wurde gezeigt, wie mit Softwaremethoden und ohne Hardwareveränderungen die Lautstärke von TSE-Sequenzen mit kurzer TE-Zeit optimiert werden können. Es ist zu beachten, dass die Arbeit an einem 3T-Scanner durchgeführt wurde. Zum einen können T_1 -gewichtete Kontraste bei 3T mit einer weniger SAR-intensiven GRE-Sequenz erzeugt werden. Zum anderen steigt das SAR quadratisch mit der Feldstärke. Das heißt, bei 1,5T können ohne Limitationen deutlich mehr Schichten pro TR gemessen werden. Außerdem können höhere HF-Refokussierungs-Flipwinkel verwendet werden. In Bezug auf diese Arbeit heißt das, dass die Beschränkungen der Schichten pro TR bei den T_1 - und PD-gewichteten Protokollen der Quiet-TSE-Sequenz aufgehoben sein könnten. Da MRT-Scanner häufig verschiedene, inkompatible Software-Versionen verwenden, war es mit der entwickelten Softwareversion nicht ohne weiteres möglich, die Messungen bei 1,5T zu evaluieren.

Durch die Kombination von fünf Einzelmaßnahmen konnte die Lautstärke bei T_1 - und PD-gewichteten Protokollen um 14,0 – 16,8 dB(A) reduziert werden. Das entspricht einer Schalldruckreduktion von bis zu 86% beziehungsweise einer mehr als dreifach leiser wahrgenommen Lautstärke. Ein geringer Anteil von 4,4 dB(A) wurde durch die Verdopplung der Messzeit erreicht. Die erzielte Bildqualität bei 3T ist mit dem Auge von der Standardmethode nicht zu unterscheiden. Die vorausgegangenen Arbeiten konzentrierten sich auf die Optimierung von TSE-Protokollen mit langen Echozeiten, wie in der T_2 -gewichteten Bildgebung, so dass mit dieser Arbeit die Palette der möglichen Gewichtungen der TSE-Sequenz um die T_1 - und PD-gewichteten Bilder komplettiert werden kann. Durch die Lautstärkereduktion kann der Patientenkomfort deutlich erhöht werden.

5 Lautstärkereduktion durch das CAT-Konzept

In diesem Kapitel wird eine im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Methode zur Unterteilung des k-Raums zur partiellen Lautstärkereduktion von beliebigen Sequenzen beschrieben. Die Methode verwendet das Combined-Acquisition-(CAT)-Konzept zur Lautstärkereduktion anstelle von Messzeit- oder SAR-Reduktion. Es werden Anwendungen auf die Turbo-Spin-Echo- und Gradienten-Echo-Sequenz vorgestellt sowie Messergebnisse aus Lautstärkemessungen evaluiert. Des Weiteren werden Kopfbilder von Probanden bei 3T gezeigt, um die Anwendbarkeit dieser Technik zu demonstrieren. Teile dieser Arbeit wurden auf dem ISMRM 22th Annual Meeting 2014 mit folgenden Titeln vorgestellt: „Quiet short echo time gradient echo MRI“ von Ott M., Breuer F., Grodzki D., Blaimer M., Triphan S., und Jakob P., sowie „Acoustic noise reduction in PD- and T1-weighted TSE imaging“ von Ott M., Blaimer M., Breuer F., Grodzki D. und Jakob P.. Außerdem wurde die Technik zum Patent (DE 102014206561.5, DE 102014206562.3, US 14/678,275, US 14/678,211) angemeldet.

5.1 Das CAT-Konzept

Das Combined-Acquisition-(CAT)-Konzept (82,83) wurde im Jahr 2000 von Hillenbrand et al. vorgestellt. Es basiert auf den Überlegungen und Experimenten von Constable (84), die besagen, dass der Kontrast eines Bildes durch die Echozeit im k-Raum-Zentrum festgelegt wird. Die verwendete Echozeit im peripheren k-Raum-Bereich ist nur von geringerer Bedeutung für den Kontrast des Bildes. Diese Tatsache lässt sich ausnutzen, um den k-Raum mit zwei verschiedenen, kombinierten Methoden zu akquirieren. Dabei wird das k-Raum-Zentrum mit den für den Kontrast entscheidenden Methoden und Parametern akquiriert. Die übrige k-Raum-Peripherie wird mit einer SAR-einsparenden oder schnelleren Methode akquiriert.

Es wurde gezeigt, dass der k-Raum sowohl mit unterschiedlichen Echozeiten als auch mit variablen Auslese-Bandbreiten aufgenommen werden kann (85). Dieser Ansatz wurde weiterentwickelt (86) zu einer SAR-reduzierten Hybridsequenz für das Hochfeld, das heißt mit einer Feldstärke von mehr als 3T. Bei Hochfeld-Messungen muss die Wahl der Messparameter, wie zum Beispiel die Anzahl der pro TR verschachtelt aufgenommen Schichten, aufgrund von SAR-Limitationen oft beschränkt werden. Dabei werden das k-Raum-Zentrum mit einer TSE-Sequenz und die k-Raum-Peripherie mit einer Gradienten-Echo-Sequenz beziehungsweise EPI-Akquisition aufgenommen. Die Segmentierung der einzelnen Akquisitionstechniken ist in

Abbildung 49 dargestellt. Der Anteil λ im k-Raum-Zentrum wird mit einer „SAR-intensiven“ TSE-Sequenz gemessen. Der verbleibende Anteil $(1 - \lambda)$ des k-Raums wird mit einer „SAR-armen“ EPI-Akquisition einer GRE-Sequenz aufgenommen. Somit kann die deponierte HF-Gesamtleistung um den Faktor $(1 - \lambda)$ reduziert werden. Aufgrund der SAR-Reduktion könnten zum Beispiel mehr Schichten pro TR gemessen werden als ohne die CAT-Technik. Alternativ erlaubt das reduzierte SAR die Anwendung von höheren HF-Refokussierungs-Flipwinkeln.

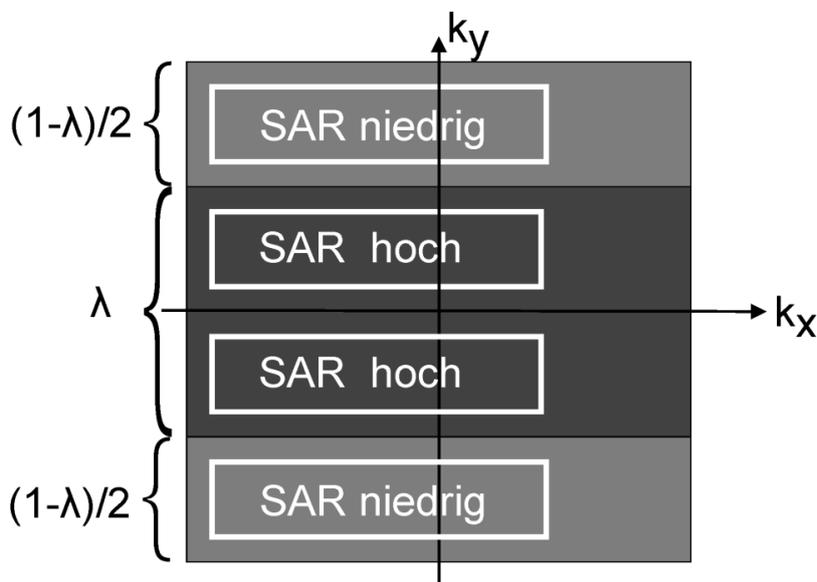


Abbildung 49:
Typische k-Raum-Segmentierung einer CAT-Akquisition in einen kontrastgebenden, „SAR-intensiven“ TSE-Anteil λ und einen „SAR-armen“ EPI-Akquisitions-Anteil $(1 - \lambda)$ mit einer GRE-Sequenz.

Ansatz zur Lautstärkevermeidung

Die Idee dieser Arbeit war, den CAT-Ansatz zur Lautstärkevermeidung bei beliebigen Sequenzen zu nutzen. Dabei sollen nicht SAR- oder Geschwindigkeitsüberlegungen im Vordergrund stehen, sondern die Unterteilung des k-Raums in „laute“ und „leise“ Bereiche. Laute k-Raum-Bereiche sind solche, in denen mit der kontrastgebenden Sequenz mit den entsprechenden Sequenzparametern gemessen wird. In leiseren k-Raum-Bereichen wird mit Sequenzparametern gemessen, die aufgrund ihres Timings, das heißt zum Beispiel mit einer höheren Echozeit, weniger Lautstärke verursachen. Eine solche Aufteilung des k-Raums wird in Abbildung 50 gezeigt. Nimmt man an, dass die Lautstärke im leisen k-Raum-Bereich gering ausfällt, hätte man dadurch einen großen Anteil $(1 - \lambda)$ der Gesamtmesszeit der Sequenz leise gestaltet. In den folgenden Unterkapiteln werden Vorschläge gemacht, um den übrigen lauten Teil des k-Raums ebenfalls leise zu messen und um die Lautstärke zu reduzieren, ohne die kontrastgebenden Eigenschaften zu verändern.

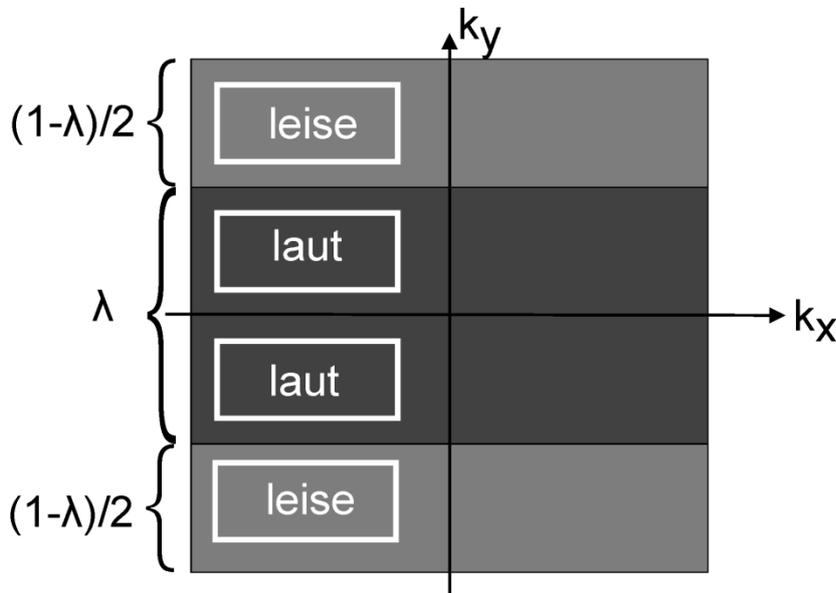


Abbildung 50:
 Unterteilung des k -Raums in „laute“ und „leise“ Segmente. Durch diese Aufteilung kann bereits der Anteil $(1 - \lambda)$ der Gesamtmesszeit „leise“ gestaltet werden. Die Lautstärke des „lauten“ Anteils kann durch verschiedene Optimierungsmethoden noch reduziert werden.

5.2 Anwendung auf die Turbo-Spin-Echo-Sequenz

Mögliche Lautstärkeoptimierungen der Turbo-Spin-Echo-Sequenz wurden bereits in Kapitel 4 beschrieben. Dabei wurden einige Probleme und Lösungen zur Lautstärkereduktion vorgestellt, wie sie auch in diesem Kapitel verwendet werden. In diesem Kapitel wurde das CAT-Konzept auf die TSE-Sequenz übertragen. Bei der TSE-Sequenz sind die Echozeiten TE_n im k -Raum nach der Reihenfolge der Echos gestaffelt. Aus diesem Grund lässt sich die Sequenz, beziehungsweise die k -Raum-Anordnung, nicht wie in Abbildung 50 gezeigt, in „leise“ und „laute“ Teile trennen. Der CAT-Ansatz soll dazu genutzt werden, einen Teil der Messung „laut“ und den übrigen Teil der Messung „leise“ durchzuführen. Somit könnte ein signifikanter Teil der Messung leise gestaltet werden. Im Folgenden werden Ansätze vorgestellt, wie der „laute“ Teil der Messung durch weitere Methoden und Vereinfachungen leiser gestaltet werden kann.

Methoden

Bei der TSE-Sequenz wurde mit zwei verschiedenen Echoabständen gearbeitet, wie in Abbildung 51 dargestellt, um vom CAT-Konzept profitieren zu können. Ein kurzes, „lautes“ ESP, mit den benötigten Kontrastparametern, erfasst das k -Raum-Zentrum sowie weitere k -Raum-Zeilen in Richtung k -Raum-Rand. Die Segmente dieses kurzen Echoabstands sind in Abbildung 51 dunkelgrau dargestellt. Eine Akquisition mit einem längeren ESP kann aufgrund der verlängerten Zeit für die Gradientenschaltung „leise“ gestaltet werden. Diese erfasst den Bereich neben dem k -Raum-Zentrum sowie die übrigen k -Raum-Zeilen in Richtung k -Raum-Rand. Die Segmente dieses langen Echoabstands sind in Abbildung 51 hellgrau dargestellt. Des Weiteren wurden Steig-Raten-Optimierungen entsprechend Maßnahme 1 aus Kapitel 4.2 angewandt. In Phasenkodier-Richtung wurde die VET-Bildgebung entsprechend Maßnahme 2 aus Kapitel 4.2 angewandt. Bei dem kurzen Echoabstand wurde die FID-Crusher-Momentgröße

auf 50% des Referenzwerts gesetzt. Da dadurch möglicherweise Artefakte erzeugt werden könnten, wurde die Messung der k-Raum-Daten mit kurzem ESP gemittelt, um Artefakte zu verhindern. Dabei wurde eine Phase-Cycling-Technik³⁰ (87,88) angewandt, die dafür sorgt, dass sich mögliche FID-Artefaktsignale destruktiv überlagern und somit auslöschen. Bei dem langen ESP war genügend Zeit für die Schaltung des vollen FID-Crusher-Moments verfügbar.

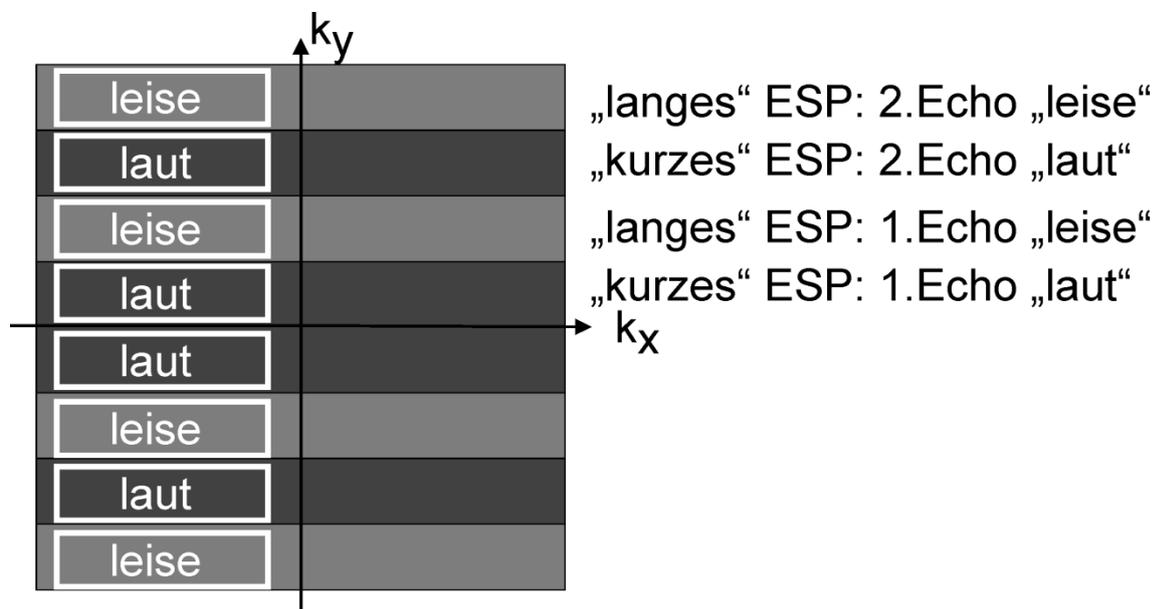


Abbildung 51:

Unterteilung des k-Raums in zwei Bereiche, hier für einem Turbo-Faktor von 2, mit zwei verschiedenen Echoabständen. Aufgrund der Länge des Echoabstands ist die Akquisition zum einen Teil „laut“ und zum anderen Teil „leise“. Die Lautstärke des „lauten“ Anteils kann durch verschiedene Optimierungsmethoden noch reduziert werden.

Messungen

Die beschriebenen Maßnahmen wurden zu einer CAT-basierten TSE-Prototyp-Sequenz umgesetzt. Zur Evaluation der Sequenz wurden Experimente an einem 3T-Skyra-Scanner (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Bei allen Messungen wurde eine 20-Kanal-Kopf/Hals-Spule verwendet. Die Lautstärkebestimmungen wurden jeweils bei Phantommessungen durchgeführt. Dabei wurden das PULSE-System (siehe Kapitel 2.2) sowie die A-Frequenzbewertung verwendet. Das Mikrophon wurde auf ein kleines Kissen auf Höhe der Laser-Positionierung³¹ gelegt. Das Lautstärkesignal wurde jeweils über die gesamte Messzeit gemessen und gemittelt.

³⁰ Die Phase-Cycling-Technik verwendet bei aufeinanderfolgenden HF-Refokussierungspulsen unterschiedliche HF-Phasen, beziehungsweise Auslenkrichtungen. Das heißt, die Phase der HF-Pulse alterniert zwischen 0° und 180° .

³¹ Am MRT-Scanner ist ein Laser angebracht, der die Patientenliege senkrecht anstrahlt. Mit der Laser-Positionierung kann die Patientenliege so ausgerichtet werden, dass das Messobjekt genau im Isozentrum liegt.

Für die Messungen an einem gesunden Probanden wurde ein T_1 -gewichtetes Protokoll mit einer TR-Zeit von 700 ms, TE-Zeit von 8,8 ms, Turbo-Faktor von 3, Schichtdicke von 5 mm, FOV von 250x250 mm², Auslese-Bandbreite von 227 Hz/px, Flipwinkel von 180° und Matrix-Größe von 256x252 px verwendet. Für die Messungen mit der lautstärkeoptimierten CAT-basierten TSE-Sequenz wurde die Auslese-Bandbreite auf 260 Hz/px erhöht. Außerdem wurde ein zweiter Echoabstand von 12 ms als „leiser“ Echoabstand verwendet. Die Gesamtmesszeit lag bei 59 Sekunden für die Standard-TSE-Sequenz und bei 89 Sekunden für die lautstärkeoptimierte CAT-basierte TSE-Sequenz.

Ergebnisse

Die Lautstärke der Standard-TSE-Sequenz lag bei 90,0 dB(A). Die lautstärkeoptimierte CAT-basierte TSE-Sequenz wies eine Lautstärke von 72,2 dB(A) auf. Das entspricht einer Lautstärkereduktion von 17,8 dB(A). Die Reduktion entspricht einer mehr als dreifach leiser wahrgenommenen Lautstärke. Beim Umschalten zwischen den „kurzen“ und „langen“ Echoabständen tritt eine hörbare Tonlagenveränderung auf, allerdings ist keine signifikante Änderung der Lautstärke messbar. Beispielhafte Schichten von den beiden Sequenzen werden in Abbildung 52 gezeigt. Die Bildqualität und der Bildkontrast sind für das menschliche Auge visuell kaum unterscheidbar. Die Artefakte durch arteriellen Fluss fallen bei der lautstärkeoptimierten Sequenz etwas geringer aus. Die T_1 -Gewichtung der Aufnahmen ist relativ schwach.

Diskussion

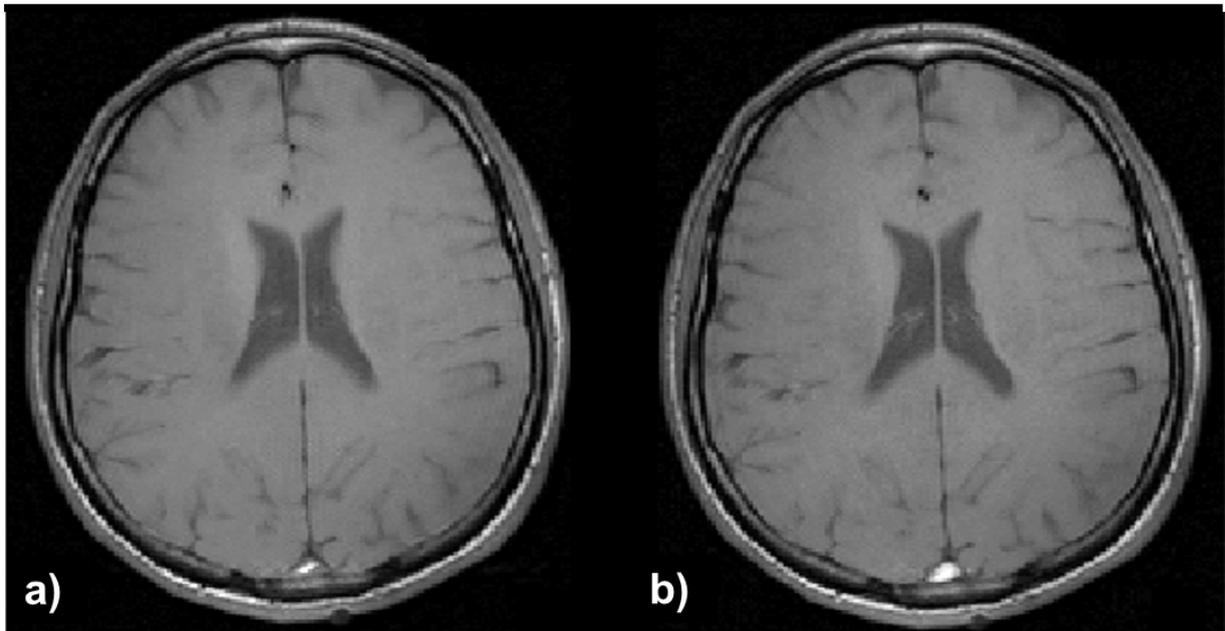
Dieser Teil der Arbeit ist chronologisch gesehen älter als die Arbeit in Kapitel 4. Daher gibt es zum Teil Überschneidungen mit dem Kapitel 4, es werden aber auch andere Ansätze und auch unterschiedliche Messparameter verwendet. Der hier gewählte Turbo-Faktor von 3 führte zu einer unerwünschten, höheren T_2 -Gewichtung der Bilder. Des Weiteren wurden hier längere TR- und TE-Zeiten verwendet, was sich in einer geringeren T_1 -Gewichtung der Bilder äußert. Ebenso wurde hier die Abhängigkeit der gemessenen Schichten pro TR nicht evaluiert. Die Schichtdicke war mit 5 mm deutlich dicker als bei den neueren Messungen aus Kapitel 4. Durch die Mittelung der k-Raum-Daten mit kurzem ESP wurde die Messzeit um 50% verlängert. Aus den Ergebnissen von Kapitel 4 zeigte sich inzwischen, dass diese Mittelung zur Vermeidung von Artefakten möglicherweise nicht zwingend notwendig ist.

Es wurde gezeigt, dass mit Hilfe eines CAT-Ansatzes die Lautstärke einer TSE-Sequenz deutlich reduziert werden kann. Die Reduktion basiert auf zwei Mechanismen: Im k-Raum-Zentrum, beziehungsweise bei den k-Raum-Segmenten mit dem kurzen ESP, wurde die Lautstärke maßgeblich aufgrund der reduzierten FID-Crusher-Momente und der VET-Bildgebung reduziert. In der k-Raum-Peripherie wurde der CAT-Ansatz ausgenutzt,

wodurch mit längerem Echoabstand gemessen werden konnte, welcher genügend Zeit für die langsame Schaltung der Gradienten ließ.

Standard-TSE-Sequenz
90,0 dB(A)

CAT-basierte TSE-Sequenz
72,2 dB(A)



*Abbildung 52:
Vergleich zweier TSE-Aufnahmen. Die Standard-TSE-Aufnahme (a) ist deutlich lauter als die lautstärkeoptimierte CAT-basierte-Aufnahme (b). Durch das adaptierte CAT-Konzept konnte die Lautstärke um über 17 dB(A) reduziert werden.*

5.3 Anwendung auf die Gradienten-Echo-Sequenz

Die Gradienten-Echo-Sequenz (42) eignet sich dazu, T_1 - und PD-gewichtete Bildkontraste zu erzeugen. Über die Größe des HF-Anregungswinkels und die TR-Zeit kann zwischen T_1 - und PD-Gewichtung gewählt werden. In der 2D-Anwendung weist die Sequenz Lautstärken von über 100 dB(A) auf, da dabei möglichst geringe TE- sowie kurze TR-Zeiten verwendet werden. Diese Zeitnot birgt zwei grundlegende Probleme:

- Da die Gradienten die Magnetisierung sehr schnell im k-Raum-Zentrum zum Echo bringen müssen, müssen hohe Steig-Raten und Amplituden in Auslese-Richtung verwendet werden.
- Die HF-Anregung von dünnen Schichten benötigt hohe Gradienten-Amplituden. Dadurch werden große Gradienten-Momente erzeugt, die innerhalb kürzester Zeit nach der HF-Anregung und noch vor dem Beginn der Daten-Akquisition rephasiert werden müssen. Dies ist nur mit hohen Steig-Raten und Amplituden in Schicht-Richtung zu erreichen.

Eine Möglichkeit den CAT-Ansatz zu nutzen wäre das k-Raum-Zentrum „laut“ und die k-Raum-Peripherie „leise“ zu messen. Somit könnte ein signifikanter Teil der Messung leise gestaltet werden. Im Folgenden wird versucht, den „lauten“ Teil der Messung durch weitere Methoden und Vereinfachungen leiser zu gestalten.

Methoden

Das erste Problem sind die kurzen Echozeiten. Zum Lösen werden die Echozeiten im k-Raum betrachtet und das CAT-Konzept auf die Gradienten-Echo-Sequenz angewandt. Im k-Raum-Zentrum muss für den gewünschten Kontrast eine kurze Echozeit erreicht werden. Dazu wird die Partial-Fourier-Technik verwendet, die es ermöglicht, die Magnetisierung früher zum Echo zu bringen. Gegen den k-Raum-Rand hin wird der Partial-Fourier-Faktor reduziert, da dort eine längere Echozeit zugelassen werden kann. In beiden Fällen reicht eine geringe Steig-Rate aus, um die Echozeit zu erreichen. Die Echozeiten des k-Raums und die Partial-Fourier-Füllung des k-Raums werden in Abbildung 53 gezeigt. Die fehlenden k-Raum-Daten können mit Techniken wie Margosian (27) oder POCS wiederhergestellt werden. Dabei kommt positiv zum Tragen, dass im äußeren k-Raum-Bereich mehr Daten als im inneren k-Raum-Bereich aufgenommen wurden. Somit kann die Bildphase der aufgenommenen Daten stabiler rekonstruiert werden.

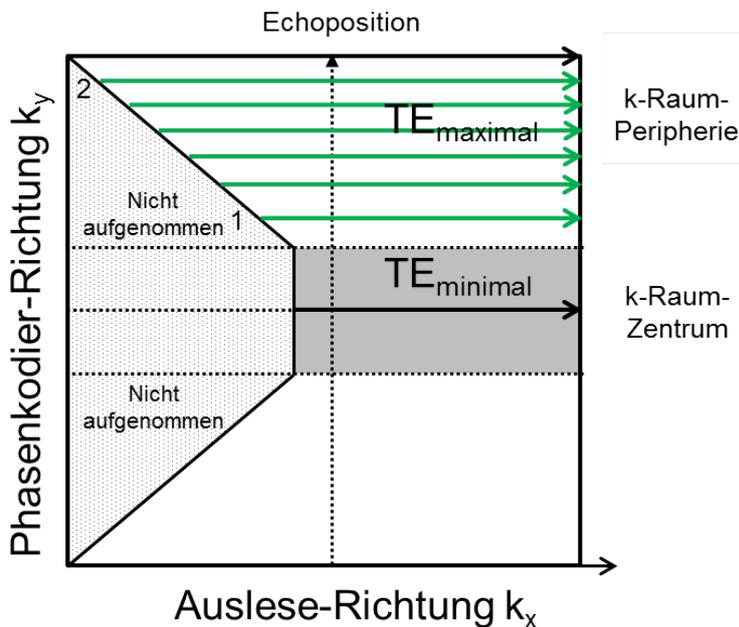


Abbildung 53:

k-Raum für die CAT-Akquisition: Der gepunktete Bereich des k -Raums wird nicht erfasst. Je nach Phasenkodierzeile wird der Partial-Fourier-Faktor variiert. Im k -Raum-Zentrum wird der k -Raum mit den kontrastgebenden Parametern, beziehungsweise mit TE_{minimal} , aufgenommen.

Das zweite Problem sind die großen Gradienten-Momente in Schicht-Richtung. Sie können durch die Verwendung von HF-Halbpulsen (89,90) gelöst werden. Aufgrund der Linearität des k -Raums kann die Pulsform der sinc-förmigen HF-Anregung in mehrere HF-Anregungen aufgeteilt werden. Im ersten Schritt wird der sinc-förmige HF-Puls nur bis zur Pulsmitte ausgeführt. Anschließend wird der Schichtselektions-Gradient mit einer Gradientenrampe abgeschaltet. Das akkumulierte Gradienten-Moment der Gradientenrampe muss rephasiert werden. Im zweiten Schritt wird ebenfalls der sinc-förmige HF-Puls nur bis zur Pulsmitte ausgeführt, dabei wird eine Schichtselektionsamplitude mit entgegengesetzter Gradientenpolarität verwendet. Die Aufteilung des konventionellen HF-Pulses in zwei Halbpuls-HF-Anregungen wird in Abbildung 54 gezeigt. Die k -Raum-Daten der ersten und zweiten Hälfte des sinc-förmigen HF-Pulses werden aufsummiert und sind äquivalent zu einem k -Raum mit konventioneller sinc-HF-Anregung. Da das zu rephasierende Moment in Schicht-Richtung nur sehr klein ist, kann es in kurzer Zeit mit geringer Steig-Rate und Amplitude rephasiert werden, ohne die Gradientenschaltung für die k -Raum-Daten-Akquisition zu beeinflussen.

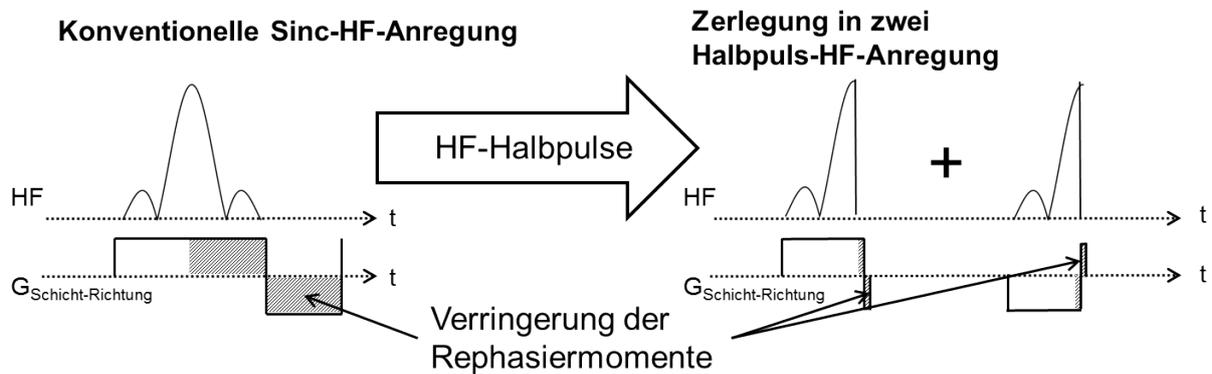


Abbildung 54:

Zerlegung der konventionellen sinc-förmigen HF-Anregung in zwei HF-Halbpulse. Das zu rephasierende Gradienten-Moment sinkt dadurch deutlich. Durch die gewonnene Zeit können die Gradienten mit niedriger Steig-Rate geschaltet werden.

Messungen

Die beschriebenen Maßnahmen wurden zu einer CAT-basierten GRE-Prototyp-Sequenz umgesetzt. Zur Evaluation der Sequenz wurden Experimente an einem 3T-Skyra-Scanner (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Bei allen Messungen wurde eine 20-Kanal-Kopf/Nacken-Spule verwendet. Die Lautstärkebestimmungen wurden jeweils bei Phantommessungen durchgeführt. Dabei wurde das Mediator-2238-System (siehe Kapitel 2.2) sowie die A-Frequenzbewertung verwendet. Das Mikrofon wurde auf ein kleines Kissen auf Höhe der Laser-Positionierung gelegt. Das Lautstärkesignal wurde jeweils über 15 Sekunden gemessen und gemittelt.

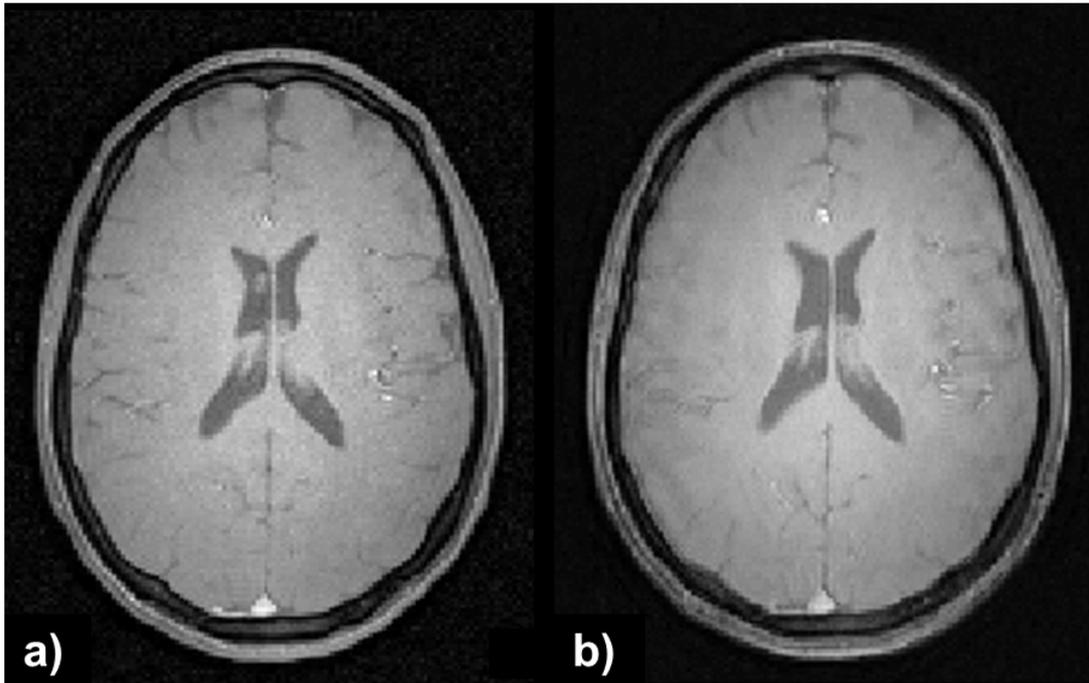
Für die Messungen an einem gesunden Probanden wurde ein T_1 -gewichtetes Protokoll mit einer TR-Zeit = 15 ms, TE-Zeit = 1,92 ms, Schichtdicke = 3 mm, FOV = 350x350 mm², Auslese-Bandbreite = 610 Hz/px, Flipwinkel = 35° und Basisauflösung = 256x256 px verwendet. Für die Messungen mit der lautstärkeoptimierten, CAT-basierten GRE-Sequenz wurde eine Auslese-Bandbreite = 200 Hz/px verwendet. Die Rekonstruktion der fehlenden k-Raum-Daten wurde mit einem Margosian-ähnlichen Ansatz (27) durchgeführt.

Ergebnisse

Die Lautstärke der Standard-GRE-Sequenz lag bei 101,5 dB(A). Dagegen wies die lautstärkeoptimierte Sequenz eine Lautstärke von 74,2 dB(A) auf. Das ist eine Lautstärkereduktion von 27,3 dB(A). Die Reduktion entspricht einer mehr als sechsfach leiser wahrgenommenen Lautstärke, beziehungsweise einem mehr als 23-fach geringerem Schalldruck. Beispielhafte Schichten von den beiden Sequenzen werden in Abbildung 55 gezeigt. Die Bilder der CAT-basierten GRE-Sequenz weisen visuell betrachtet ein höheres SNR auf. Die Auflösung, das heißt die Detailtiefe, erscheint etwas geringer.

Standard-GRE-Sequenz
101,5 dB(A)

CAT-basierte GRE-Sequenz
74,2 dB(A)



*Abbildung 55:
Vergleich zweier Gradienten-Echo-Aufnahmen. Durch das adaptierte CAT-Konzept konnte die Lautstärke um über 25 dB(A) reduziert werden.*

Diskussion

Die Gradienten-Echo-Sequenz kann für die Aufnahme von T₁- und PD-gewichteten Kontrasten verwendet werden. Durch die erforderlichen kurzen Echozeiten und dünnen Schichtdicken kommt es speziell bei 2D-Aufnahmen zu hohen Lautstärkeentwicklungen. Die Schwierigkeiten bei der Reduktion der benötigten Steig-Rate lagen sowohl bei der kurzen Echozeit der k-Raum-Akquisition als auch bei hohen zu rephasierenden Gradienten-Momenten in Schicht-Richtung.

Durch das CAT-Konzept war es möglich, die k-Raum-Akquisition aufzuteilen, so dass im k-Raum-Zentrum zwar weniger Daten, aber mit kurzer TE-Zeit, akquiriert werden. In der k-Raum-Peripherie werden mehr Daten mit längerer TE-Zeit aufgenommen. In beiden Fällen kann somit die benötigte Steig-Rate gering gehalten werden.

Durch die Kombination mit einer HF-Halbpuls-Anregung konnten hohe Steig-Raten in Schicht-Richtung vermieden werden. Allerdings sind in diesem Fall auch zwei k-Raum-Messungen notwendig, und somit bedeutet das eine effektive Verdopplung der Messzeit. Grundsätzlich können parallele Bildgebungstechniken angewandt werden, um die

Messzeit zu reduzieren. Aufgrund der niedrigeren Auslese-Bandbreite besteht ein SNR-Vorteil im Vergleich zur Referenzmessung mit der Standard-GRE-Sequenz.

Die Bildqualität und das Kontrastverhalten der beiden Sequenzen waren ähnlich, allerdings noch nicht vergleichbar. Die CAT-basierten GRE-Bilder erscheinen etwas verschmiert. Die Bildqualität kann durch Verwendung eines niedrigeren Partial-Fourier-Faktors, das heißt die Aufnahme von mehr k-Raum-Daten, erhöht werden. Diese Maßnahmen würden die Lautstärke erhöhen, jedoch wäre eine angenommene Lautstärkereduktion von beispielsweise 15 dB(A) dennoch eine signifikante Reduktion der Lautstärke der T_1 - und PD-gewichteten GRE-Sequenz. Um den T_1 -Kontrast zu erhöhen könnte ein höherer Flipwinkel verwendet werden. Des Weiteren könnten in der k-Raum-Peripherie asymmetrische HF-Pulse verwendet werden, so dass in diesem Bereich der k-Raum nur noch einmalig gemessen werden müsste.

6 Lautstärkeoptimierte diffusionsgewichtete Bildgebung

In diesem Kapitel wird eine im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Methode zur Lautstärkereduktion bei der diffusionsgewichteten Bildgebung vorgestellt. Zunächst werden die Probleme und Ursachen der Lautstärke bei der konventionellen diffusionsgewichteten Bildgebungsmethode erläutert. Anschließend wird der gewählte Ansatz zur Lautstärkereduktion vorgestellt und an Hand von Lautstärkemessungen evaluiert. Des Weiteren werden Kopfbilder von gesunden Probanden und Patienten bei den Feldstärken 1,5T und 3T gezeigt, um die Anwendbarkeit dieser Technik zu demonstrieren.

*Die Methode wurde zum Patent (DE 10 2014 203 890.1, US 14/638,237) angemeldet. Teile dieser Arbeit wurden im Journal *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine (MAGMA)* veröffentlicht (91): „Acoustic-noise-optimized Diffusion-weighted imaging“ von Ott M., Blaimer M., Grodzki D., Breuer F., Roesch J., Dörfler A., Heismann B., und Jakob P..*

6.1 Einleitung zur diffusionsgewichteten Bildgebung

In diesem Abschnitt wird die Ursache der Diffusion von Spins im Körper und deren Bedeutung für die klinische Diagnostik erläutert. Anschließend wird erklärt, wie die Diffusivität von Gewebe mit Hilfe der MRT bestimmt werden kann.

6.1.1 Physikalische und medizinische Grundlagen

Diffusion durch Brown'sche Bewegung

In der Physik wird die zufällige Wärmebewegung von Teilchen in Flüssigkeiten und Gasen als Brown'sche Bewegung bezeichnet. Die Bewegungsgeschwindigkeit hängt von der thermischen Energie der Teilchen im Medium ab. In Folge der zufälligen Bewegung von Teilchen kommt es zu einer Ausbreitung und Vermischung von unterschiedlichen Stoffen. Werden zwei oder mehrere Stoffe gleichen Aggregatzustandes in ein Volumen gebracht, so werden diese durch die Diffusion mit der Zeit vollständig durchmischt. Bei der zufälligen Bewegung von Teilchen ist der mittlere Abstand der Teilchen zueinander entscheidend. Die Bewegung eines Teilchens

endet beim nächsten Teilchen und es kommt zum Stoß. Die durchschnittlich zurückgelegte Strecke zwischen zwei Stößen wird als mittlere freie Weglänge bezeichnet. Aufgrund von biologischen Gegebenheiten kann die mittlere freie Weglänge unterschiedlich lang sein. Im Allgemeinen unterscheidet man zwischen freier Diffusion und eingeschränkter Diffusion. Bei der freien Diffusion können sich zum Beispiel Wassermoleküle in alle Richtungen frei ausbreiten. Bei der eingeschränkten Diffusion ist dies aufgrund von Begrenzungen, zum Beispiel einer Zelle im Gewebe, nur beschränkt möglich. Das bedeutet, in bestimmten Raumrichtungen im Gewebe kann eine große Weglänge, das heißt eine hohe Diffusivität, erreicht werden, in anderen Richtungen nur eine kurze Weglänge. Beispielsweise lassen ausgedehnte Fasertrakte des Gehirns nur eine geringe Diffusionsbewegung in Querrichtung, jedoch eine hohe Diffusionsbewegung in Längsrichtung zu.

Klinische Bedeutung

Die Diffusivität von Spins und Molekülen hat eine hohe klinische Bedeutung. Bei einem Schlaganfall beispielsweise kommt es zu Störungen der Blutversorgung des Gehirngewebes. Ebenso kommt es zu einem Ausfall der Natrium-Kalium-Pumpen in Körperzellen (92,93). Somit strömen extrazelluläre Flüssigkeiten in die Zellen des geschädigten Bereichs, wodurch die Diffusivität in der Zelle eingeschränkt ist.

Diese Schädigung des Gewebes ist in herkömmlichen MRT-Bildern nicht zu erkennen, da sich die Relaxivität der Spins zunächst nicht ändert. Somit bleibt der Kontrast von MRT-Bildern mit T_1 - oder T_2 -Wichtung für mehrere Stunden unauffällig. Erst 8 bis 12 Stunden nach Beginn des Infarkts kommt es zu einer Änderung der Relaxivität und somit zu einer Kontraständerung im Bild. Je nach Schlaganfall sollte zur erfolgreichen Therapie jedoch spätestens nach 3 bis 4,5 Stunden des Infarkts eine Thrombolyse-Therapie begonnen werden (94,95).

Da diese Maßnahme zeitkritisch ist und der Infarkt zu Beginn nur über die Darstellung des Diffusionsverhaltens sichtbar gemacht werden kann, wird eine schnelle MRT-Bildgebungsmethode zur Darstellung des Diffusionsverhaltens und somit zur Diagnose von Schlaganfällen benötigt. Nach erfolgreicher Erstbehandlung des Infarkts wird das Diffusionsverhalten des Gehirngewebes in weiteren Kontrolluntersuchungen über längere Zeit in regelmäßigen Abständen überwacht. Auch in der Parkinsontherapie kann es zu Gehirnblutungen kommen (96), die über das Diffusionsverhalten mit Kontrolluntersuchungen überwacht werden. Weiterhin wird die Diffusionsbildgebung bei der prächirurgischen Planung für zum Beispiel Hirntumore oder Tumor-Diagnostik am Abdomen verwendet.

6.1.2 Diffusions-Präparation

Es existieren spezielle Diffusions-Präparations-Module und MRT-Sequenzen, um das Diffusionsverhalten des Gewebes darstellen zu können. Deren Funktionsweise wird im Folgenden beschrieben.

Die Darstellung des Diffusionsverhaltens im Gewebe durch die MRT basiert auf folgendem Effekt: Wird ein Magnetisierungsvolumen mit frei diffundierenden Spins in ein Gradientenfeld gebracht, so kommt es aufgrund deren Diffusionsbewegung im Gradientenfeld zu einer irreversiblen Phasendispersion zwischen den Spins und somit zu einer Dephasierung und Schwächung der Transversalmagnetisierung (97-99). Das heißt, die Schwächung des Signals der Transversalmagnetisierung ist ein Maß für die Wirkung des Gradientenfeldes sowie der Diffusivität der betrachteten Magnetisierung.

Da die Wirkung b des Gradientenfeldes beeinflusst werden kann, kann durch Messung der Magnetisierung M und Variation von b durch quasilineare Regression auf die Diffusivität D geschlossen werden:

$$M = M_0 \cdot e^{-bD}. \quad [46]$$

Dabei beschreibt M_0 die Magnetisierung ohne Gradientenfeld. Im Folgenden soll beschrieben werden, wie die Wirkung b des Gradientenfeldes berechnet wird und wie die Schaltung von Gradientenfeldern zur Schwächung der Transversalmagnetisierung mit der konventionellen Bildgebung vereinbar ist.

Bipolare Diffusions-Präparation

Eine mögliche Form der Diffusions-Präparation ist die *bipolare Diffusions-Präparation (100,101)*. Dabei wird zunächst die Magnetisierung durch einen Präparations-Gradienten dephasiert. Im Anschluss wird die Magnetisierung mit einem zweiten Präparations-Gradienten mit entgegengesetzter Polarität rephasiert. Spins, die in der Zwischenzeit diffundiert sind, erfahren aufgrund ihrer örtlichen Änderung unterschiedliche Phasenaufprägungen und werden durch den zweiten Gradienten nicht mehr vollständig rephasiert. Sie tragen somit nicht mehr zum Signal der Transversalmagnetisierung bei und senken somit die Signalstärke. Statische Spins hingegen erfahren eine vollständige Rephasierung durch den zweiten Gradienten und weisen somit keinen Signalverlust auf. Ein Maß für die Diffusionswirkung von Gradienten-Momenten ist der *b-Wert* (101):

$$b = \frac{2}{3} \gamma^2 G^2 \delta^3. \quad [47]$$

Dabei ist G die Gradienten-Amplitude und δ die Gradientendauer. Die bipolare Diffusions-Präparation ist in Abbildung 56 schematisch dargestellt.

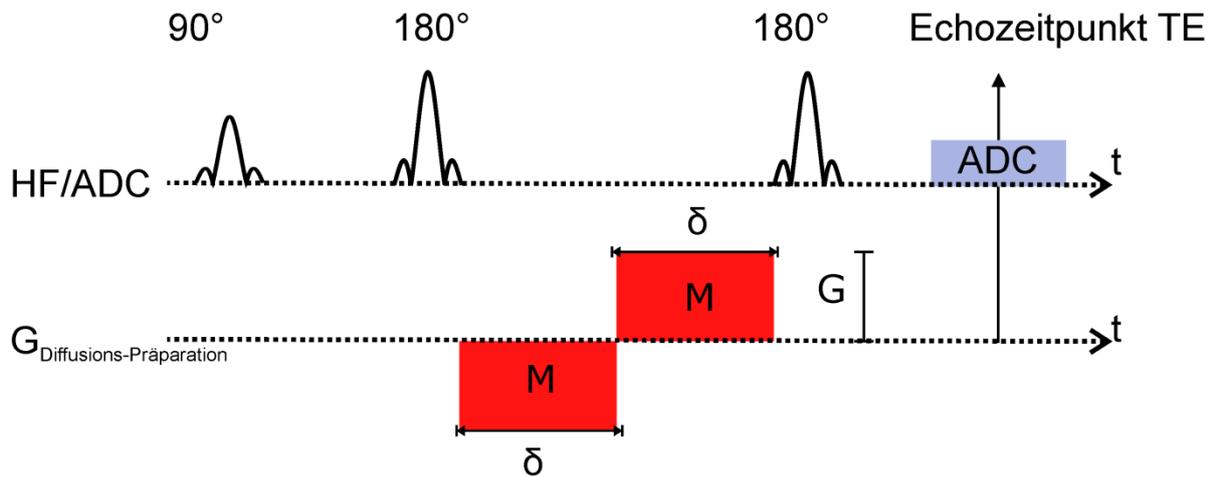


Abbildung 56:
 Sequenzdiagramm einer diffusionsgewichteten Sequenz mit bipolarer Diffusions-Präparation. Die Gradienten-Momente M addieren sich zu Null. Das Signal der diffundierenden Spins ist zum Echozeitpunkt TE um den Faktor e^{-bD} geschwächt. Zum Echozeitpunkt kann der k -Raum zum Beispiel mit der EPI-Akquisition akquiriert werden.

Monopolare Diffusions-Präparation

Eine weitere Diffusions-Präparation kann durch eine *monopolare Präparation* oder auch *Stejskal-Tanner-Präparation* (97) erreicht werden. Hierbei werden zwei Präparations-Gradienten mit gleicher Polarität verwendet. Der erste Präparationsgradient dephasiert die Magnetisierung, anschließend invertiert ein 180°-HF-Refokussierungspuls die Phase der Magnetisierung, so dass der zweite Präparationsgradient die Magnetisierung rephasieren kann. Diffundierte Spins erfahren unterschiedliche Gradienten-Momente und werden nicht vollständig rephasiert und schwächen daher das Signal. Bei der monopolen Präparation berechnet sich der b -Wert zu:

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right). \quad [48]$$

Dabei ist G die Gradienten-Amplitude, δ die Gradientendauer und Δ die Zeitdifferenz zwischen den Startzeitpunkten des ersten und zweiten Präparations-Gradienten. Die monopolare Diffusions-Präparation ist in Abbildung 57 schematisch dargestellt. Im Vergleich zur bipolaren Diffusions-Präparation ist die monopolare Diffusions-Präparation sensitiver gegenüber Bewegung und Wirbelströmen (100).

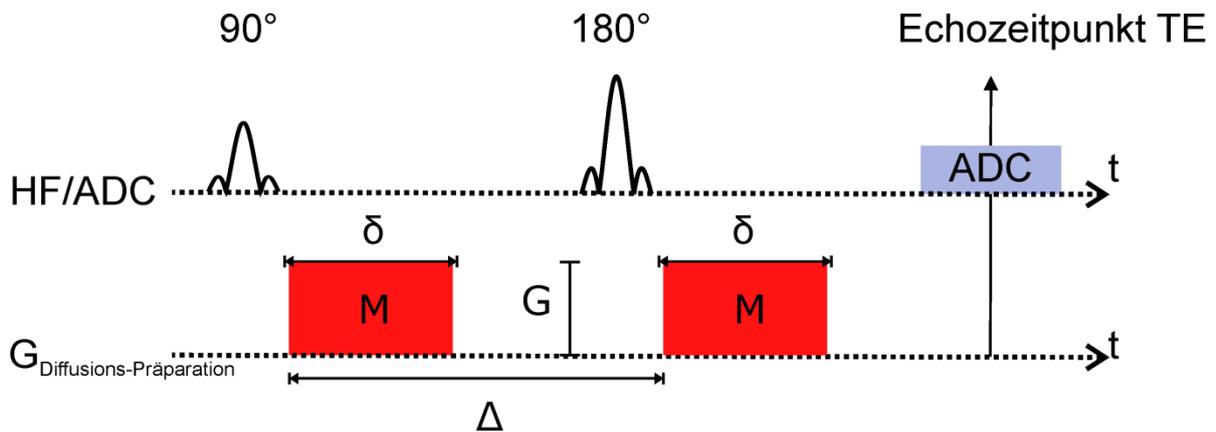


Abbildung 57:

Sequenzdiagramm einer diffusionsgewichteten Sequenz mit monopolarer Diffusions-Präparation. Die Gradienten-Momente M addieren sich unter Beachtung der Phasen-Invertierungswirkung der HF-Refokussierungspulse zu Null. Das Signal der diffundierenden Spins ist zum Echozeitpunkt TE um den Faktor e^{-bD} geschwächt. Zum Echozeitpunkt kann der k -Raum zum Beispiel mit der EPI-Akquisition akquiriert werden.

6.1.3 Bildgebung der Diffusion

Die Diffusivität des Gewebes kann mit einer MRT-Sequenz in verschiedene Richtungen gemessen werden.

Diffusions-Tensor

Bisher wurde außer Acht gelassen, dass der Grad der Abschwächung des Signals von der Richtung des Magnetfeldgradienten G abhängt. Es stehen drei physikalische Raumrichtungen mit Magnetfeldgradienten zur Verfügung. Somit existieren neun Kombinationen von richtungsabhängigen Diffusionskonstanten. Diese sind im Diffusions-Tensor $\bar{\bar{D}}$ zusammengefasst:

$$\bar{\bar{D}} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}. \quad [49]$$

Die Indizes geben die Richtung des Magnetfeldgradienten an, mit dem der b -Wert präpariert wurde. Aufgrund der räumlichen Symmetrie ist $\bar{\bar{D}}$ symmetrisch und besitzt folglich sechs unabhängige Komponenten.

Wahl des b-Wertes

Der b-Wert kann bei einer Messung durch die Wahl der Parameter G und δ frei gewählt werden. Generell steigt die benötigte Dauer der Diffusions-Präparation und somit die TE-Zeit mit dem Betrag des b-Wertes. Dabei ist zu beachten, dass das aufgenommene Bild aufgrund der langen TE-Zeit bei der Datenakquisition bereits T_2 -gewichtet ist. Das Signal von Gewebe mit kurzer T_2 -Zeit kann durch die Signal-Abschwächung durch Diffusion zu gering werden. Damit die Signalintensität nicht gänzlich verschwindet, ist es wichtig, die passende Größenordnung für den b-Wert zu wählen: Während ein zu kleiner b-Wert eine zu geringe Signalabschwächung verursacht, wird durch einen großen b-Wert das Signal zu stark abgeschwächt, so dass das SNR zu gering wird und die Berechnung der Diffusivität aufgrund des verbleibenden Rauschens ungenau wird. In der Praxis hat sich gezeigt, dass ein b-Wert von 1000 s/mm^2 bis 1200 s/mm^2 ein gutes Maß für klinische Messungen am menschlichen Kopf ist (102).

Diffusions-Präparationsrichtungen

Es stehen die drei physikalischen Gradientenrichtungen mit maximaler Gradientenstärke G_{max} zur Verfügung, um die Diffusions-Präparation durchzuführen. Die einzelnen Gradientenrichtungen des MRT-Systems stehen jeweils orthogonal aufeinander. Somit kann durch Vektorsummation der Gradienten der Betrag von \vec{G} maximiert werden, da jeweils alle drei Gradienten gleichzeitig zur Diffusions-Präparation beitragen:

$$|\vec{G}_{maximal}| = \sqrt{\sum_{x,y,z} G_{max}^2}. \quad [50]$$

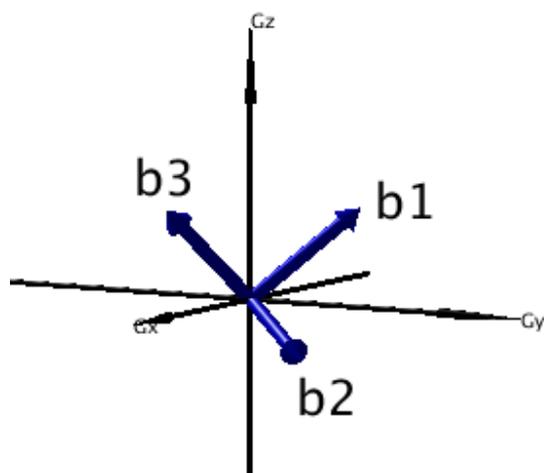
Durch die Wahl der einzelnen Gradientenstärken der Gradienten können Richtungen für die resultierenden Diffusions-Präparationen bestimmt werden. Die sogenannte *3-Scan-Trace* kann verwendet werden, um den b-Wert von 1000 s/mm^2 möglichst zeiteffektiv zu präparieren. Dabei werden alle drei physikalischen Gradienten simultan zur Diffusions-Präparation kombiniert. Es werden drei Bilder mit drei unterschiedlichen Diffusions-Präparationsrichtungen aufgenommen. Ein Beispiel für die Wahl dreier Gradienten einer Diffusions-Präparationsrichtung, bei denen die einzelnen resultierenden Diffusions-Präparationsrichtungen zueinander orthogonal stehen, lautet:

$$\vec{G}_n = \begin{pmatrix} G_{x,n} \\ G_{y,n} \\ G_{z,n} \end{pmatrix}, \vec{G}_1 = \begin{pmatrix} 1.0 \\ 1.0 \\ -0,5 \end{pmatrix}, \vec{G}_2 = \begin{pmatrix} 1.0 \\ -0,5 \\ 1.0 \end{pmatrix}, \vec{G}_3 = \begin{pmatrix} -0,5 \\ 1.0 \\ 1.0 \end{pmatrix}. \quad [51]$$

Der Vektorbetrag der Gradientenstärke beträgt in allen Fällen $|G_n| = 1,5 G_{max}$. Ein Beispiel für die Wahl dreier orthogonaler Diffusions-Präparationsrichtungen bei gleichzeitiger Verwendung von drei physikalischen Gradienten wird in Abbildung 58 gezeigt.

Abbildung 58:

Drei gegenseitig orthogonale Diffusions-Präparationsrichtungen b_1 , b_2 und b_3 im physikalischen Gradientenachsensystem G_x , G_y und G_z .



TRACE-Bildgebung

TRACE-gewichtete Bilder zeigen die Stärke der Diffusion im Gewebe, enthalten jedoch keine Informationen über die Richtung der Diffusion. Die TRACE-gewichteten Bilder werden aus dem geometrischen Mittel der einzelnen Bilder der Diffusions-Präparationsrichtungen berechnet. Da die Diffusions-Präparationsrichtungen auf den Diagonalen des Diffusions-Tensors liegen, wird diese Gewichtung als TRACE-gewichtet bezeichnet. TRACE-gewichtete Bilder werden für die Diagnose von Schlaganfällen verwendet, da die Diffusivität der geschädigten Zellen bereits nach kurzer Zeit abnimmt. Die genaue Richtungsabhängigkeit der Diffusion ist in diesem Fall nicht von Interesse.

ADC-Bildgebung

Bei der „scheinbaren“ Diffusionsbildgebung (Englisch: apparent diffusion coefficient, ADC) wird der scheinbare Diffusionskoeffizient für jeden Bildpunkt berechnet. Dazu werden mindestens zwei Messungen mit unterschiedlichem b -Wert benötigt. Im Falle von mehreren Diffusions-Präparationsrichtungen mit gleichem b -Wert wird das TRACE-gewichtete Bild zur Berechnung verwendet. Durch lineare Regression kann der Anstieg, also der ADC-Wert, für jeden Bildpunkt mit der Signalintensität S bestimmt werden:

$$D_{\text{Pixel}} = \text{ADC}_{\text{Pixel}} = \frac{\ln\left(\frac{S_{b_0}}{S_{b_1, \text{trace}}}\right)}{b_1 - b_0}. \quad [52]$$

Aus der pixelweisen Berechnung kann eine ADC-Karte berechnet werden. In einer defekten Körperzelle ist die mittlere freie Weglänge der Spins eingeschränkt. Das heißt, die Wassermoleküle können sich weniger weit bewegen als in einer gesunden Zelle. Der ADC-Wert ist in diesem Fall geringer als in der gesunden Zelle. Ein geschädigter Gewebereich, wie in Abbildung 65 zu sehen ist, erscheint folglich auf einer ADC-Karte dunkel.

6.2 Klinischer Standard der diffusionsgewichteten Bildgebung

Im Folgenden soll der aktuelle Stand der Technik beschrieben werden, der in diffusionsgewichteten Sequenzen auf modernen MRT-Scannern vorgefunden werden kann.

Diffusionsgewichtete, single-shot EPI-Bildgebung

Die klinische Standardsequenz ist die diffusionsgewichtete (DW), single-shot (ss-)EPI-Sequenz. Diese verwendet oft eine bipolare Diffusions-Präparation. Als Datenakquisitionsmodul kommt eine ss-EPI-Akquisition zum Einsatz. Der k-Raum wird mit Partial-Fourier-Faktor 6/8 akquiriert, um die Echozug-Dauer (ETD) zu reduzieren. Typischerweise wird die parallele Bildgebungsmethode GRAPPA mit Faktor 2 verwendet. Das vollständige Sequenzdiagramm und der dazugehörige k-Raum ist in Abbildung 59 dargestellt.

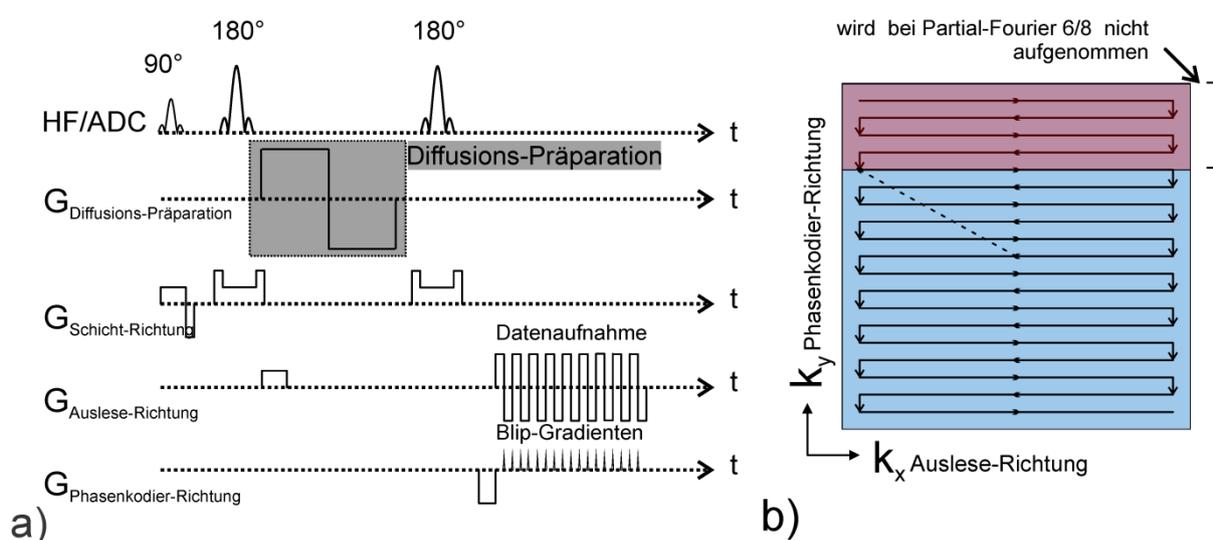


Abbildung 59:

a) Die ss-EPI-Sequenz verwendet eine bipolare Diffusions-Präparation, gefolgt von einem ss-EPI-Akquisitionsmodul zur k-Raum-Akquisition.

b) Der k-Raum wird nur zu 6/8 aufgenommen, um die ETD zu verkürzen.

Readout-segmentierte EPI-Akquisitionsmethode

Die ss-EPI-Akquisitionsmethode hat den Nachteil, dass eine lange ETD zu Qualitätsverlusten wie Verzerrungen und Unschärfefeffekten im Bild führen kann. Da die ETD proportional zur Basisauflösung ist, ist die Basisauflösung bei identischem ESP ebenfalls nach oben limitiert. Daher wurden Multi-shot-Methoden vorgeschlagen (103), um das ESP und somit die ETD zu verkürzen. Im Gegensatz zu gewöhnlichen Segmentierungsverfahren wird dabei der k-Raum in Auslese-Richtung, statt in Phasenkodier-Richtung, in mehrere k-Raum-Segmente unterteilt und nacheinander ausgelesen. Die k-Raum-Segmente sind somit schmaler als ein k-Raum in voller Breite und das Auslesen einer k-Raum-Zeile kann deutlich schneller durchgeführt werden. Wie bei der Akquisition eines k-Raums in Single-shot wird in Phasenkodier-Richtung der k-Raum

von oben nach unten sukzessive erfasst. Da die k-Raum-Segmente sehr schmal sind, sind die dazugehörigen Gradienten-Momente sehr klein. Dadurch kann das ESP einer einzelnen k-Raum-Zeile deutlich kürzer gewählt und die ETD eines k-Raum-Segementes im Vergleich zu einem kompletten k-Raum um den Faktor gleich der Anzahl der Segmente beschleunigt werden.

Die readout-segmentierte (rs-)EPI-Akquisitionsmethode hat einige Vorteile:

- Im Vergleich zur single-shot EPI-Akquisitionsmethode können durch die Segmentierung kürzere ESP und somit kürzere ETD erreicht werden. Durch die verkürzte ETD reduzieren sich die Verzerrungen und Verschmierungen im Bild.
- Aufgrund des kürzeren ESP und der geringen k-Raum-Segmentbreite, besteht die Möglichkeit sinusförmige Auslese-Gradienten zu verwenden. Diese haben den Vorteil, negative Effekte aufgrund von Gradientendelays zu minimieren, da sie bei dem Gradientenstart nur eine geringe Amplitude aufweisen und erst zu Gradientenmitte die maximale Amplitude ausweisen.

Die Nachteile der rs-EPI-Akquisitionsmethode sind:

- Da die Aufnahme des gesamten k-Raums in einzelnen Segmenten erfolgt, werden mehrere Akquisitionen benötigt. Es wird eine hohe TR-Zeit benötigt, damit die Longitudinalmagnetisierung vollständig relaxieren kann. Die Gesamtakquisitionsdauer erhöht sich entsprechend der Segmentanzahl und der TR-Zeit.
- Da die Gesamtakquisitionsdauer erhöht ist, erhöht sich die Wahrscheinlichkeit, dass sich das Messobjekt oder der Proband bewegt und somit der k-Raum mit fehlerhaften Phaseninformationen erfasst wird. In diesem Fall passen die Segmente nicht mehr zueinander, und die k-Raum-Aufnahme ist nach Kombination der Segmente fehlerhaft. In der Folge kommt es zu Bildartefakten, die die Aufnahme unbrauchbar machen können.
- Ein Nachteil des sinusförmigen Auslese-Gradienten ist der um den Faktor $\frac{\pi}{2}$ reduzierte Gleichrichtwert der Amplitude. Das bedeutet, das Gradienten-Moment beträgt nur $M = \frac{2}{\pi} \cdot G \cdot t$, die k-Raum-Bewegung ist also um den Faktor $\frac{\pi}{2}$ langsamer im Vergleich zu einem rechteckigen Gradienten.

Diffusionsgewichtete, readout-segmentierte EPI-Bildgebung

Bei der diffusionsgewichteten rs-EPI-Sequenz (104) wird eine monopolare Diffusions-Präparation verwendet. Zur k-Raum-Akquisition kommt eine rs-EPI-Akquisition zum Einsatz. Die Kombination der beiden Module zu der Sequenz wird in Abbildung 60 gezeigt. Aufgrund des kurzen ESP bei rs-EPI und der damit verbundenen kurzen ETD, kann der gesamte k-Raum von oben nach unten ohne Partial-Fourier akquiriert werden. Typischerweise wird die

parallele Bildgebungsmethode GRAPPA mit Faktor 2 verwendet, um die ETD kurz zu halten. Nach der Datenakquisition eines k-Raum-Segments wird das k-Raum-Zentrum mit einem Navigator, bestehend aus einer EPI-Akquisition, erneut aufgenommen. Somit kann die Phase der zuvor aufgenommenen k-Raum-Datenakquisition korrigiert werden und durch eine Berechnung entschieden werden, ob das Messobjekt seit der letzten Messung bewegt wurde. Im Falle von Bewegung werden die aufgenommenen Daten verworfen und automatisch eine neue Akquisition des betreffenden Segments des k-Raums des Objekts gestartet. Die genaue Funktionsweise ist in der Literatur beschrieben (104) und ist für diese Arbeit nicht weiter relevant. Das vollständige Sequenzdiagramm und der dazugehörige k-Raum sind in Abbildung 60 dargestellt.

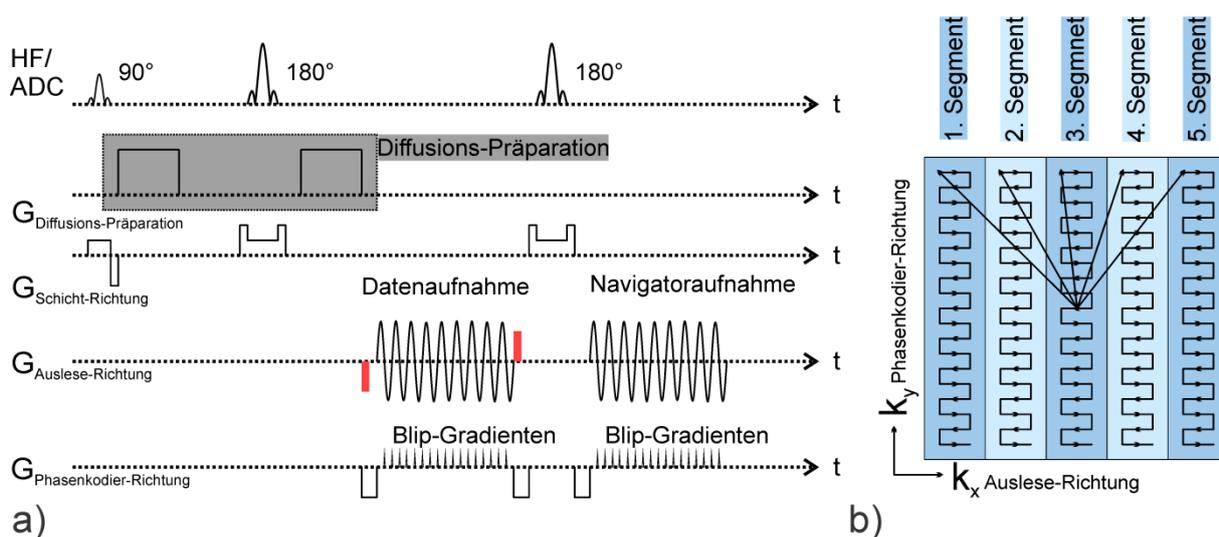


Abbildung 60:

a) Die rs-EPI-Sequenz verwendet eine monopolare Diffusions-Präparation, gefolgt von einem readout-segmentierten EPI-Akquisitionsmodul, sowie der Aufnahme eines Navigators nach einer zweiten HF-Refokussierung.

b) Der k-Raum ist hier in fünf Segmente unterteilt. Ebenso ist die Unterteilung in eine größere oder kleinere ungerade Anzahl möglich.

6.3 Lautstärkereduktion der diffusionsgewichteten Sequenz

Die klinische Bedeutung der diffusionsgewichteten Bildgebungssequenzen wurde in den vorherigen Kapiteln bereits erläutert. Zum einen sind die erreichbaren Auflösungen aufgrund des T_2^* -Zerfalls und der damit verbundenen Verzerrungen limitiert. Zum anderen führt die angewandte EPI-Akquisition zu hohen Steig-Raten und Amplituden der Gradienten, die eine hohe Lautstärkebelastung hervorrufen. Bisher sind keine Arbeiten zur Reduktion der Lautstärke bei diffusionsgewichteten Sequenzen bekannt. Bekannte Arbeiten zur EPI-Akquisition setzten auf sinusförmige Gradienten (59), versuchten die Anregung bestimmter Frequenzen durch die Gradienten zu vermeiden (65,105) oder zielten auf die Lautstärkereduktion bei fMRI-Akquisitionen (59,70,106,107). Andere Ansätze wie der in Kapitel

2.4.2 vorgestellte Blackbox-Ansatz (72) können den freien Zwischenraum im Sequenzablauf für die Lautstärkereduktion nutzen. Allerdings ist der lautstärkereduzierende Effekt bei EPI-Akquisitionen aufgrund des geringen Raums zwischen den Gradienten nur sehr beschränkt.

Im vorherigen Abschnitt wurden die ss-EPI- und rs-EPI-Sequenzen mit Diffusionsgewichtung erklärt. Im Folgenden soll gezeigt werden, welche lautstärkerelevanten Größen bei beiden Sequenzen auftreten und wie durch Modifikationen eine signifikante Lautstärkereduktion erreicht werden kann. Da die EPI-Akquisition der ss-EPI-Sequenz erfahrungsgemäß den lautesten Anteil an der Sequenz stellt, muss diese mit höchster Priorität optimiert werden. Alleine durch die Erhöhung des ESP können die verwendete Steig-Rate und Amplitude verringert werden. Allerdings werden somit auch die ETD und die TE-Zeit verlängert, so dass das Signal geschwächt ist und durch den T_2^* -Zerfall deutliche Verzerrungen auftreten können.

Grundlegender Ansatz

Die grundlegende Idee der Arbeit war, die Vorteile der rs-EPI-Akquisition zu nutzen und die Sequenz auf angenehmere Lautstärke zu reduzieren und dabei mindestens die Bildqualität der Standard-DW-ss-EPI-Sequenz beizubehalten. In Abbildung 61 werden die beiden k-Räume der beiden Sequenzen betrachtet. Dadurch kann der potentielle Vorteil der rs-EPI-Sequenz in Bezug auf die Lautstärke verstanden werden. Mit dem Gradienten-Moment M kann ein k-Raum-Segment in Auslese-Richtung durchlaufen werden. Dieses Moment M hängt von der Basisauflösung (Englisch: base resolution, BR), dem FOV und der Anzahl $\#S$ der Segmente ab: $M \sim BR/FOV/\#S$. Bei der ss-EPI ist die Segmentanzahl $\#S = 1$, bei der rs-EPI-Sequenz liegt die Segmentanzahl $\#S$ in der Regel zwischen drei und neun in ungeraden Schritten.

Zwei aufeinanderfolgende Echos besitzen den zeitlichen Abstand ESP. In dieser Zeit muss das Gradienten-Moment M durch Gradientenschaltung erzeugt werden. Der Zusammenhang des Gradienten-Moments M für die erforderliche Steig-Rate SR und Amplitude A lautet: $SR \sim M/ESP^2$ und $A \sim M/ESP$. Da durch die Segmentierung in $\#S$ Segmente das Gradienten-Moment M um den Faktor $\#S$ reduziert ist, kann bei gleicher Steig-Rate und Amplitude ein deutlich kürzerer Echoabstand erreicht werden. Diese Überlegungen sind in Abbildung 61 für die beiden k-Räume aufgelistet.

Der Ansatz der Lautstärkereduktion für die EPI-Akquisition besteht im Ausnutzen der Auslese-Segmentierung der rs-EPI-Methodik, um geringere Steig-Raten und Amplituden zu erreichen anstelle eines kürzeren ESPs. Bei konstantem ESP reduzieren sich die benötigten Steig-Raten und Amplituden um die Anzahl der verwendeten Segmente.

k-Raum	<i>ss-EPI-Akquisition</i>	<i>rs-EPI-Akquisition</i>
k-Raum-Struktur		
Gradienten-Moment M pro Aufnahme	\sim Matrix-Größe/FOV	\sim Matrix-Größe/FOV/#S
Benötigte Steig-Rate SR	\sim Matrix-Größe/FOV/ESP ²	\sim Matrix-Größe/FOV/ESP ² /#S
Benötigte Amplitude A	\sim Matrix-Größe/FOV/ESP	\sim Matrix-Größe/FOV/ESP/#S
Echoabstand ESP	Minimal für ausreichende Bildqualität	Variabel für sehr gute bis ausreichende Bildqualität

#S = Segmentanzahl, FOV = Field of View

Abbildung 61:

Vergleich des Single-shot-k-Raums (a) und des readout-segmentierten k-Raums (b). Das pro Aufnahme geringere benötigte Gradienten-Moment M erlaubt, bei dem readout-segmentierten k-Raum ein deutlich kürzeres ESP bei gleichen Steig-Raten und Amplituden zu verwenden. Ebenso können bei gleichbleibendem ESP die Steig-Raten und Amplituden reduziert werden.

Umsetzung der Lautstärkereduktion

Mit den folgenden Änderungen wurde die Lautstärke der DW-rs-EPI-Sequenz reduziert:

1. Die verwendeten Steig-Raten von allen Nicht-Auslese- und Nicht-Schichtselektions-Gradienten wurden auf $20 \frac{mT}{m.ms}$ limitiert. In der Konsequenz wurden dadurch die Gradientenformen dreiecksförmig statt trapezförmig, da die maximal mögliche Amplitude der Gradienten nicht ausgeschöpft wird. Diese Größenordnung der Limitierung ist ein guter Kompromiss zwischen Steig-Raten-Reduktion und verbleibender Geschwindigkeit der Sequenz, das heißt der Verlängerung des Echo- und Messzeit. Außerdem wurden alle aufeinanderfolgenden Gradientenformen miteinander optimal verknüpft. Das heißt, wenn zwei aufeinanderfolgende Gradienten eine kurze Pause aufweisen, dann wird diese Pause gefüllt, indem die Gradientenrampen und Amplituden entsprechend angepasst wird.
2. In Kapitel 3 wurde gezeigt, dass das Schalten von großen Gradienten-Momenten, wie es bei der Diffusions-Präparation der Fall ist, bei Verringerung der Steig-Rate nur einen

geringen Zeitzuwachs bedeutet. Das heißt, die Reduktion der Steig-Rate auf $20 \frac{mT}{m \cdot ms}$ bei konstanter Amplitude bedeutet für einen b-Wert von 1000 s/mm^2 nur eine Zeitzunahme von 10%. Dieser Zeitzuwachs erhöht die Echozeit um 4,9 ms.

3. Wie in Abbildung 61 gezeigt, besitzt die Anzahl der k-Raum-Segmente direkten Einfluss auf die benötigten Steig-Raten und Amplituden. Daher wurde die Anzahl der k-Raum-Segmente bei manchen Messungen erhöht. Bei gleichem ESP wird somit eine höhere Verweildauer pro k-Raum-Punkt erreicht, was zu einer niedrigeren Auslese-Bandbreite und somit zu einem höheren SNR führen kann.
4. Die Verweildauer für jeden k-Raum-Punkt wurde so angepasst, dass für die Blip-Gradienten in Phasenkodier-Richtung ein ausreichend großer Anteil am ESP zur Verfügung steht, so dass diese mit einer konstanten Steig-Rate von $15 \frac{mT}{m \cdot ms}$ geschaltet werden können.
5. In der Standard-DW-rs-EPI-Sequenz wird vor der Akquisition jedes k-Raum-Segments die k-Raum-Position durch Gradienten in x- und y-Richtung einstellt. Diese Gradienten werden direkt nach dem zweiten monopolaren Diffusions-Präparations-Gradienten geschaltet. Dieses Schalten der Gradienten benötigt circa 3 ms, und zudem kann es vorkommen, dass die Gradientenpolarität dieses Gradienten der Gradientenpolarität des Diffusions-Präparations-Gradienten entgegengesetzt ist, was zusätzlich die Lautstärke erhöhen kann. Aus diesem Grund wurde die Einstellung der k-Raum-Position vor dem 180° -HF-Refokussierungspuls vorgenommen. In dieser Zeit gibt es eine große Lücke ohne Gradientenaktivität und die benötigten Gradienten können in dieser Zeit mit verschwindend geringer Steig-Rate geschaltet werden.
6. Zuletzt wird das ESP der EPI-Akquisition von circa 0,36 ms auf circa 0,98 ms erhöht. Bei gleichzeitiger Reduktion der Auslese-Segmente von 7 auf 5 kann die benötigte Amplitude um den Faktor 2,15 beziehungsweise die Steig-Rate um den Faktor 5,97 gesenkt werden. In einer anderen Konfiguration und bei gleicher Anzahl an Auslese-Segmenten und der Erhöhung des ESP von 0,38 ms auf 0,9 ms kann eine Amplitudenverringerng um den Faktor 2,40 beziehungsweise eine Steig-Rate-Verringerung um den Faktor 5,68 erreicht werden.
7. Durch das höhere ESP kann die Verweildauer pro k-Raum-Punkt erhöht werden, somit sinkt die Bandbreite der Akquisition, und das SNR kann gesteigert werden.

Das verlängerte ESP führt zu Echozeiten in der Größenordnung über 120 ms. Dadurch sinkt die Signalintensität ab und es kann zum sogenannten T₂-Shine-trough³² kommen. Mit den folgenden Maßnahmen wurde der Echozug verkürzt:

- Mit Partial-Fourier in Phasenkodier-Richtung wurde die Echozeit verkürzt. Somit wird das k-Raum-Zentrum früher erreicht und das Signal besitzt eine höhere Intensität.
- Mit der Erhöhung des GRAPPA-Faktors von 2 auf 3 wurde für manche Messungen die ETD reduziert. Somit können Verzerrungen und Verschmierungen im Bild reduziert werden, allerdings wird das SNR durch die GRAPPA-Rekonstruktion reduziert.

Der Prototyp der lautstärkereduzierten Sequenz wird hier als Quiet-DWI-Sequenz bezeichnet. Das Sequenzdiagramm für die Aufnahme eines Segmentes sowie die angewandten Änderungen werden in Abbildung 62 gezeigt.

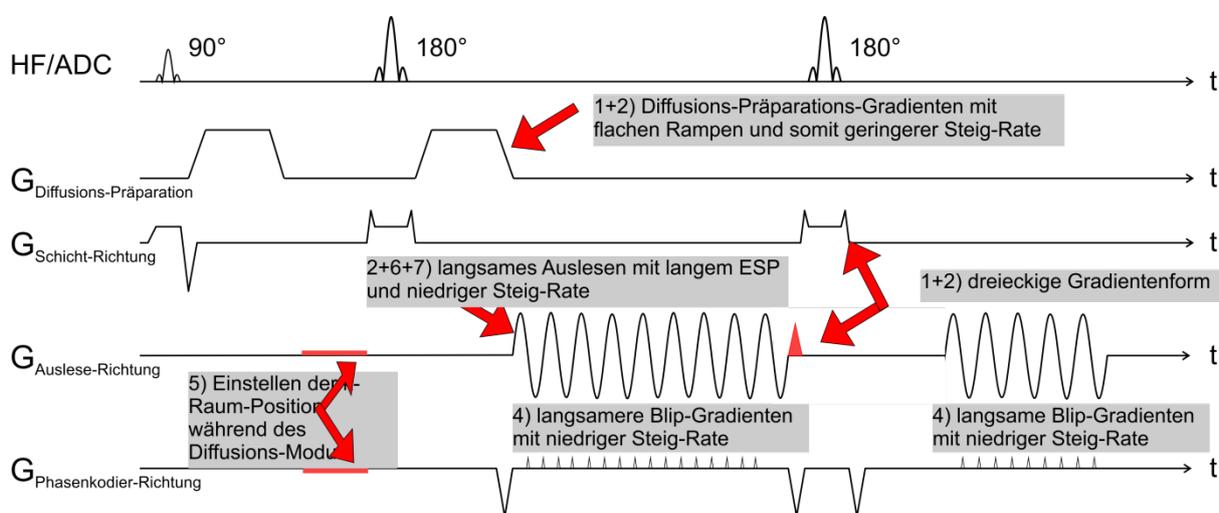


Abbildung 62:

Sequenzdiagramm der lautstärkeoptimierten Akquisition eines Segmentes sowie der 2D-Navigator-Aufnahme mit der Quiet-DWI-Sequenz. Es wird eine monopolare Diffusions-Präparation verwendet. Die wichtigsten Änderungen werden im Diagramm gezeigt und erklärt. Die 3. Änderung äußert sich nur in der Amplitude und Steig-Rate der Gradienten und somit nicht im Sequenzdiagramm. Alle Nicht-Auslese-Gradienten wurden so gestreckt, dass sie eine Steig-Rate von maximal $20 \frac{mT}{m \cdot ms}$ verwenden. Die Auslese-Gradienten werden langsamer geschaltet, die genaue Steig-Rate hängt vom ESP, der Anzahl der Auslese-Segmente und dem gewählten FOV ab. Die Gradienten zum Einstellen des Auslese-Segments wurden vor den ersten Refokussierungspuls verschoben, um bis zu 3 ms an Echozeit einzusparen.

³² T₂-Shine-trough bedeutet: Bei langen TE-Zeiten kann es vorkommen, dass die Abschwächung durch die T₂-Relaxation irrtümlich als Signalabschwächung durch die Diffusionspräparation interpretiert wird. Man spricht daher davon, dass Effekte der T₂-Zeit in das aufgenommene Bild „durchscheinen“.

6.4 Experimente zur Lautstärkereduktion

Zur Demonstration der Lautstärkereduktion und Evaluation der Bildqualität wurden Lautstärkemessungen mit der DW-ss-EPI-Sequenz, der DW-rs-EPI-Sequenz und der Quiet-DWI-Sequenz durchgeführt. Dabei wurde an einem klinischen 1,5T-Aera-Scanner (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) und an einem klinischen 3T-Skyra-Scanner (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) gemessen. Zur Signalerfassung wurde eine 20-Kanal-Kopf/Hals-Spule verwendet. Dabei wurden für den 1,5T- und 3T-Scanner Protokolle erstellt, die entweder aus der Protokollbibliothek von Siemens Healthcare oder sehr nah daran angelehnt waren. In Tabelle 6 sind die folgenden Protokolle für beide Feldstärken aufgelistet:

- Standard-DW-ss-EPI-Sequenz mit dem Standardprotokoll von Siemens Healthcare, wie es in Kliniken verwendet wird. Das ESP und die TE-Zeit wurden so kurz wie möglich gewählt, ohne die PNS-Limitationen zu überschreiten.
- Standard-DW-rs-EPI-Sequenz mit dem Standardprotokoll von Siemens Healthcare.
- Quiet-DWI-Sequenz mit Partial-Fourier-Faktor 6/8 und GRAPPA-Faktor 2.
- Quiet-DWI-Sequenz mit Partial-Fourier-Faktor 7/8 und GRAPPA-Faktor 3.

Die weiteren Parameter der Messungen waren: Matrixgröße 192x192, FOV 230x230 mm², Auflösung 1,2x1,2 mm², Schichtdicke 4 mm bei 3T, 5 mm bei 1,5T, 25 Schichten pro TR und Fettsättigung vor jeder HF-Anregung. Für den b-Wert wurde 1000 s/mm² gewählt. Die Diffusions-Präparation wurde in drei orthogonalen Richtungen (108) durchgeführt. Die k-Raum-Daten, die aufgrund von Partial-Fourier fehlen, wurden mit POCS rekonstruiert. Die ACS-Daten für die GRAPPA-Rekonstruktion wurden in einer separaten Messung vor der eigentlichen Messung aufgenommen. Diese Zeit ist in der Messzeit berücksichtigt. Außerdem wurde eine Prescan-Normalisierung verwendet sowie ein schwacher k-Raum-Filter zur Vermeidung von Gibbs-Ringen.

Das SNR der Messungen zum Spin-Echo-Zeitpunkt wurde mit folgender Gleichung abgeschätzt:

$$\text{SNR} \sim \sqrt{\frac{f_{PF} \cdot N_{avg}}{BW \cdot \text{GRAPPA}_{\text{faktor}}}} \cdot \frac{1}{g} \cdot e^{-\frac{TE}{T_2}}. \quad [53]$$

Dabei sind f_{PF} der Partial-Fourier-Faktor, N_{avg} die Anzahl der Mittlungen, g der g-Faktor (34,36) und BW die Auslese-Bandbreite. Die T_2 -Zeit wurde für 1,5T mit 80 ms angenommen, für 3T mit 75 ms. Mit Messungen mit einer Gradienten-Echo-Sequenz und der gleichen Spulenkonfiguration wurde eine Größenordnung für den g-Faktor abgeschätzt. Somit konnten g-Faktor-Werte für Grappa-Faktor 2 und 3 ermittelt werden. Zusammen mit den anderen Parametern wurde das relative SNR im Vergleich zur Standard-ss-EPI-Sequenz berechnet:

$$\Delta\text{SNR} = \left(\frac{\text{SNR}}{\text{SNR}_{\text{ss-EPI}}} - 1 \right) \cdot 100\%. \quad [54]$$

Dabei wurde der höchste gemessene g-Faktor eingesetzt, um das Worst-Case-Szenario abzuschätzen.

Die Lautstärkemessungen wurden stets am Phantom durchgeführt. Dabei wurden das PULSE-System (siehe Kapitel 2.2) sowie die A-Frequenzbewertung verwendet. Das Mikrofon wurde für jede Messung 30 Sekunden vor der Kopfspule bewegt und das Signal gemittelt. Somit wurde die Erfassung von stehenden Wellen vermieden. Der Fehler wurde aus der zeitlichen Entwicklung der Standardabweichung der Lautstärke berechnet.

Experimente zur Lautstärkebestimmung

Mit den beschriebenen Protokollen wurden verschiedene Lautstärkemessungen durchgeführt:

- Die Abhängigkeit der Lautstärke vom ESP wurde bei dem 1,5T- und 3T-Scanner, die Gradientensysteme in verschiedenen Abmessungen besitzen, in Experimenten bestimmt. Das ESP wurde zwischen 0,36 ms und 1,2 ms variiert. Dabei wurde die Quiet-DWI-Sequenz mit GRAPPA-Faktor 2 verwendet. Für manche ESP-Bereiche waren keine Messungen möglich, weil die Anregungsfrequenzen des ESP mit den Resonanzfrequenzen des Scanners zusammenfallen würden.
- Der Einfluss der drei logischen Gradientenachsen wurde bestimmt, indem diese selektiv kombinatorisch deaktiviert und somit sieben Lautstärkewerte aufgenommen wurden. Die Messungen wurden für die Standard-DW-rs-EPI-Sequenz und Quiet-DWI-Sequenz mit GRAPPA-Faktor 2 am 3T-Scanner durchgeführt und verglichen.
- In weiteren Messungen am 3T-Scanner mit der Quiet-DWI-Sequenz mit GRAPPA-Faktor 2 wurde die Wirkung der Lautstärkereduktion auf die Diffusions-Präparation und die EPI-Akquisition untersucht. Einmal wurden das ESP auf 0,98 ms gesetzt und die Steig-Rate der Diffusions-Präparations-Gradienten auf den Standardwert gesetzt. Zum anderen wurde die Steig-Rate der Diffusions-Präparations-Gradienten auf $20 \frac{mT}{m \cdot ms}$ gesetzt und das Standard ESP von 0,36 ms verwendet. Die Lautstärke wurde für beide Szenarien gemessen.
- Der Einfluss der Gradientenaktivität wurde durch Variation der Anzahl der Schichten pro TR bestimmt. Dabei wurde die Schichtanzahl zwischen 6 und bis zu 29 variiert und jeweils die Lautstärke gemessen.
- Der Einfluss der sinusförmigen Gradienten auf die ss-EPI-Akquisition wurde evaluiert, indem der trapezförmige Auslese-Gradient der ss-EPI-Sequenz auf eine Sinusform geändert wurde. Die sinusförmige Gradientenform sowie die Verwendung eines konstanten Phasenkodier-Gradienten, das heißt mit permanent geschalteter Amplitude,

wurde bereits von Schmitter et al. (59) vorgeschlagen. Dazu wurden Lautstärkemessungen am 3T-Gerät durchgeführt und analysiert.

In-vivo-Messungen

Nach schriftlicher Zustimmung wurden für die Bildqualitätsevaluation Messungen an gesunden Probanden bei den Feldstärken 1,5T und 3T durchgeführt. Dabei wurde jeweils mit den vier in Tabelle 6 beschriebenen Protokollen gemessen. Der klinische Nutzen der lautstärkeoptimierten Sequenz bei pathologischem Gewebe wurde nach Aufklärung an zwei Patienten an einer Klinik erprobt. Die Patienten befanden sich in der Nachsorge, das heißt, mit nicht-akutem Infarkt. Dabei wurde aus Zeitgründen nur mit der ss-Sequenz und der Quiet-DWI-Sequenz mit GRAPPA-Faktor 2 gemessen. Ausschließlich in diesen beiden Fällen wurde Zero-filling statt POCS verwendet, um die Partial-Fourier-Daten zu rekonstruieren. Die Bildqualität wurde von drei erfahrenen Radiologen auf Bildqualität und Artefaktlevel bewertet.

Messprotokolle der diffusionsgewichteten Bildgebung											
Protokollbezeichnung	TR /TE [ms]	Partial-Fourier Faktor	GRAPPA-Faktor	Auslese-Segmente	Mittelungen b=0/b=1000 s/mm²	Echoabstand [ms]	Auslese-Bandbreite [Hz/px]	Aufnahmezeit [min]	Δ Aufnahmezeit [%]	ΔSNR [%]	Echozugdauer [ms]
1,5T-Protokolle											
ss-EPI	6800/89	6/8	2	-	3/3	0,98	1130	1:42	-	-	70,6
rs-EPI	6000/69	8/8	2	5	1/2	0,38	1038	3:50	+125	+29	36,5
Quiet-DWI	5600/75	6/8	2	5	1/1	0,90	473	2:10	+27	+8	64,8
Quiet-DWI	4900/75	7/8	3	7	1/1	0,90	351	2:33	+50	-23	50,4
3T-Protokolle											
ss-EPI	6800/92	6/8	2	-	3/3	0,98	1130	1:42	-	-	70,6
rs-EPI	5000/68	8/8	2	7	1/1	0,36	826	2:37	+54	+9	34,6
Quiet-DWI	5900/79	6/8	2	5	1/1	0,98	414	2:17	+34	+15	70,6
Quiet-DWI	5000/79	7/8	3	7	1/1	0,98	318	2:37	+54	-19	54,9

Tabelle 6:

Auflistung der verwendeten Protokollparameter für die In-vivo- und Phantom-Messungen. Alle anderen Parameter sind im Text aufgelistet. Die Aufnahmezeit umfasst die gesamte Zeit inklusive Dummy-Scans, ACS-Scan und Phasen-Korrektur-Scans. Die Änderung ΔAufnahmezeit bezieht sich auf die Aufnahmezeit der ss-EPI-Sequenz. Ebenso wird die SNR-Änderung im Bezug zur ss-EPI-Sequenz angegeben. Die Echozugdauer der EPI-Akquisition ist ein Maß für die Stärke der Verzerrung.

6.5 Ergebnisse der lautstärkereduzierten Bildgebungssequenz

Lautstärkemessungen

Die Abhängigkeit der Lautstärke vom Echoabstand ist in Abbildung 63 dargestellt. Für manche ESPs waren keine Messungen möglich, da die durch das ESP angeregten Frequenzen mit den Resonanzfrequenzen des Gradientensystems zusammenfallen würden. Bei dem 1,5T-Scanner beginnt ein Plateau der Lautstärkekurve bei einem ESP von circa 0,9 ms, bei dem 3T-Scanner bei einem ESP von circa 0,98 ms. Die Lautstärkeergebnisse für die vier Protokolle bei beiden Feldstärken sind in Tabelle 7 aufgelistet.

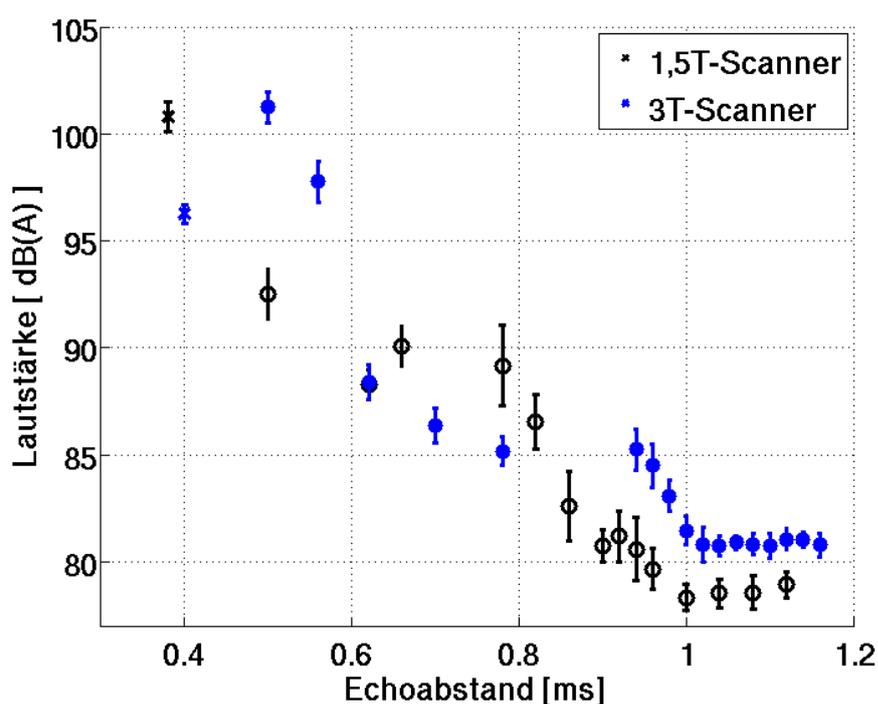


Abbildung 63:

Abhängigkeit der Lautstärke von dem verwendeten Echoabstand für den 1,5T- und 3T-Scanner. Dabei wurde mit dem Quiet-DWI-Protokoll mit GRAPPA-Faktor 2 gemessen. Die verwendeten Werte sind 0,9 ms für 1,5T und 0,98 ms für 3T. Die Fehlerbalken stammen aus dem zeitlichen Verlauf der Messung.

Feldstärke	Lautstärke [dB(A)]	
	1,5T	3T
ss-EPI	96,1 ± 0,8	98,6 ± 0,8
rs-EPI	100,7 ± 0,7	101,6 ± 0,8
Quiet-DWI, GRAPPA-Faktor 2	80,7 ± 0,7	83,4 ± 0,7
Quiet-DWI, GRAPPA-Faktor 3	79,9 ± 1,1	82,5 ± 1,0

Tabelle 7:

Gemessene Lautstärken für die vier Protokolle bei den Feldstärken 1,5T und 3T. Der angegebene Fehler in der Lautstärke stammt aus dem zeitlichen Verlauf der Messung.

Die Beiträge der einzelnen logischen Gradientenachsen zur Gesamtlautstärke sind in Tabelle 8 aufgelistet. Bei der Standard-DW-rs-EPI-Sequenz wird die Lautstärke durch die EPI-Akquisition dominiert. Bei der Quiet-DWI-Sequenz wird die Lautstärke von EPI-Akquisition und Phasenkodier-Blips fast gleichermaßen dominiert. Der Schichtselektions-Gradient spielt bei beiden Sequenzen nur eine untergeordnete Rolle.

Während der Messung ergeben sich leicht unterschiedliche Lautstärkelevels. Der Phasenkorrekturscan der rs-EPI-basierten Sequenzen wird zu Beginn durchgeführt. Während dieser Zeit sinkt die Lautstärke um circa 2 dB(A), da keine Blip-Gradienten geschaltet werden. Beim Übergang zwischen den drei Diffusions-Präparationsrichtungen kann eine Veränderung der Tonlage gehört werden, allerdings ist der Unterschied in der gemessenen Lautstärke nur minimal.

Bei den Messungen, bei denen nur der Diffusions-Präparations-Gradient hinsichtlich der Lautstärke optimiert wurde, wurde eine Lautstärke von 99,6 dB(A) gemessen. Bei der Messung, bei der das EPI-Akquisitions-Modul hinsichtlich der Lautstärke optimiert wurde, wurde eine Lautstärke von 90,0 dB(A) festgestellt.

Beitrag der einzelnen Gradientenachsen zur Gesamtlautstärke				
Auslese-Achse	Phasenkodier-Achse	Schichtselektions-Achse	Quiet-DWI-Sequenz GRAPPA-Faktor 2 dB(A)	rs-EPI-Sequenz GRAPPA-Faktor 2 [dB(A)]
an	an	an	83,4 ± 0,7	101,6 ± 0,8
an	an		82,5 ± 0,7	101,4 ± 1,4
an		an	81,7 ± 0,7	102,5 ± 1,4
	an	an	78,1 ± 0,7	86,1 ± 0,4
		an	71,6 ± 0,3	78,6 ± 0,5
	an		76,9 ± 1,1	85,5 ± 0,3
an			80,9 ± 0,8	101,9 ± 1,2

Tabelle 8:

Aufgelistet sind die Beiträge der einzelnen Gradienten zur Gesamtlautstärke am 3T-Scanner. Bei beiden Protokollen wird die Lautstärke durch den Gradienten der EPI-Akquisition dominiert. Der angegebene Fehler stammt aus der zeitlichen Variation des Signals.

Die Umwandlung von trapezförmigen Gradienten in sinusförmige Gradienten und die gleichzeitige Verwendung von konstanten Phasenkodier-Gradienten bei der ss-EPI-Sequenz brachten eine Lautstärkenverringerng von 98,6 dB(A) auf 93,9 dB(A).

Die Abhängigkeit der Lautstärke von der Anzahl der Schichten pro TR wird in Abbildung 64 gezeigt. Die Lautstärke sinkt annähernd linear mit der Anzahl der Schichten pro TR.

Für die SNR-Bestimmung wurde der g-Faktor für die gewählte Spulenkombination und Spulenbeladung gemessen. Der räumlich variierende g-Faktor war $g = 1,13 - 1,81$ für GRAPPA-Faktor 2, und $g = 1,60 - 2,56$ für GRAPPA-Faktor 3. Das bedeutet für das Quiet-DWI-Protokoll mit GRAPPA-Faktor 3 einen SNR-Verlust aufgrund des g-Faktors von bis zu 23% im Vergleich zur ss-EPI-Sequenz mit GRAPPA-Faktor 2. Alle anderen Sequenzen verwenden den gleichen GRAPPA-Faktor, und deshalb ist kein zusätzlicher SNR-Rückgang zu erwarten.

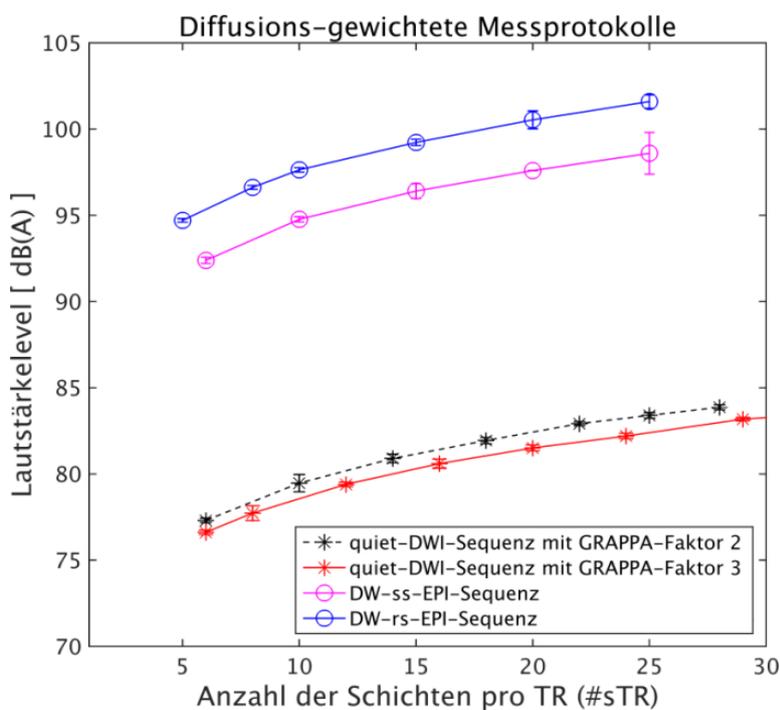


Abbildung 64: Lautstärke in Abhängigkeit der Schichten pro TR. Die Lautstärke steigt mit der Anzahl der Schichten pro TR.

In-vivo-Messungen

In Abbildung 65 sind die Bilder von zwei Patienten dargestellt. Beide Patienten litten unter einem nicht-akuten Mediateilinfarkt³³. Das pathologische Gewebe ist mit beiden Sequenzen gut sichtbar. Bei den TRACE-Bildern der Quiet-DWI-Sequenz ist der Kontrast in der Nähe der Stirnhöhle etwas besser.

³³ Ein Mediateilinfarkt ist eine lokalisierte Form eines ischämischen Schlaganfalls im Gehirn

Beispielhafte Bilder von gesunden Probanden sind in Abbildung 66 dargestellt. TRACE-Bilder einer axialen Schicht auf der Höhe des lateralen Ventrikels, die bei 1,5T aufgenommen wurden, sind in Abbildung 66a-h gezeigt. Ebenso sind TRACE-Bilder, die bei 3T aufgenommen wurden, in Abbildung 66i-p dargestellt. Zusätzlich wurden ADC-Karten berechnet. Es werden Bilder aller vier Protokolle gezeigt. Je nach Protokoll weisen die Bilder unterschiedlich starke Verzerrungen an der Stirnhöhle auf. Die rs-EPI-Bilder weisen bei beiden Feldstärken die wenigsten Verzerrungen und Bildartefakte auf. Bei der ss-EPI-Sequenz sind die Bilder in der Nähe der Stirnhöhle verzerrt, bei Feldstärke von 3T ist dies stärker als bei 1,5T. Die Quiet-DWI-Bilder mit GRAPPA-Faktor 2 sind vergleichbar zu den ss-EPI-Bildern. Die Quiet-DWI-Bilder mit dem höheren GRAPPA-Faktor 3 sind deutlich weniger verzerrt als die ss-EPI-Bilder, allerdings ist das SNR erwartungsgemäß geringer bei 1,5T. Ebenso verhält sich die erkennbare Verschmierung im Bild.

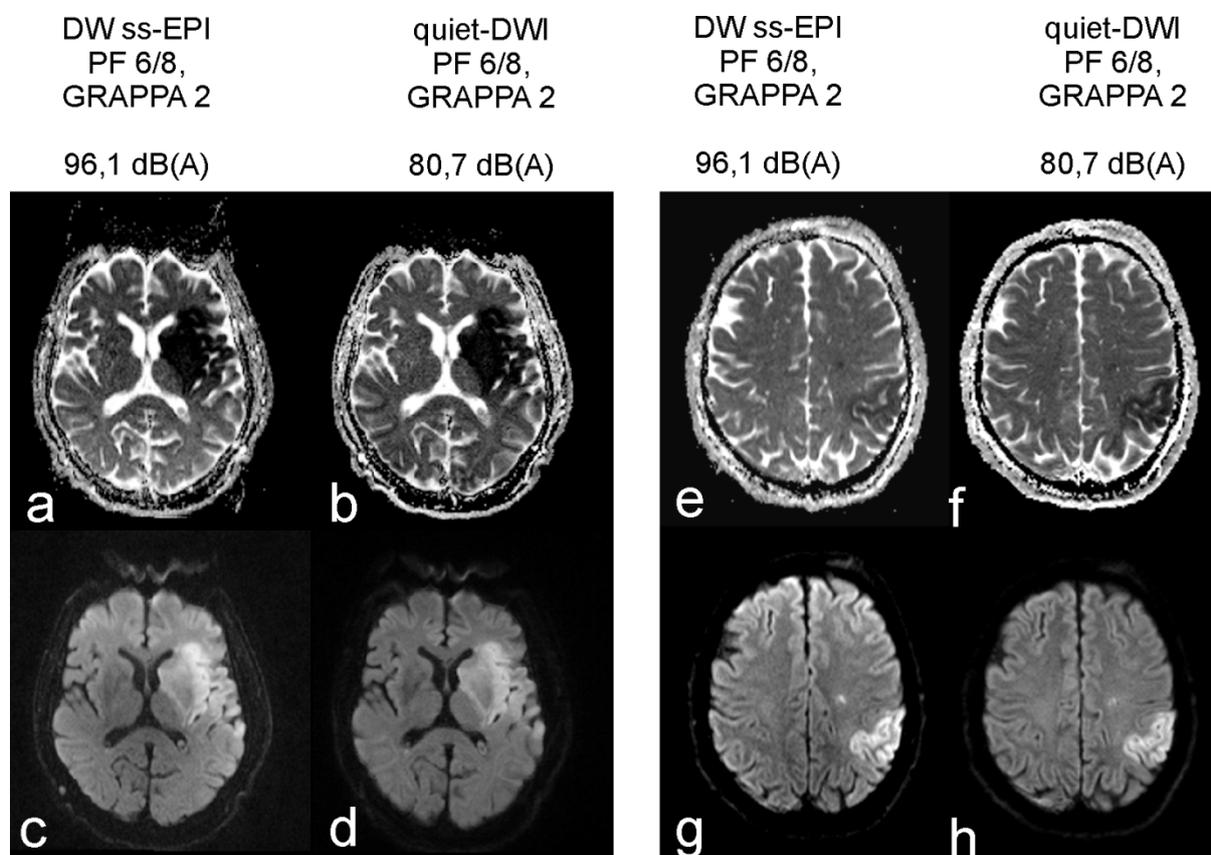


Abbildung 65:

Direkter Vergleich von In-vivo-Messungen an zwei Patienten für das ss-EPI-Protokoll und das Quiet-DWI-Protokolle mit GRAPPA-Faktor 2 bei 1,5T. In der oberen Reihe werden die ADC-Karten, in der unteren Reihe die TRACE-Bilder gezeigt. Beide Patienten litten unter einem nicht-akuten Mediateilinfarkt.

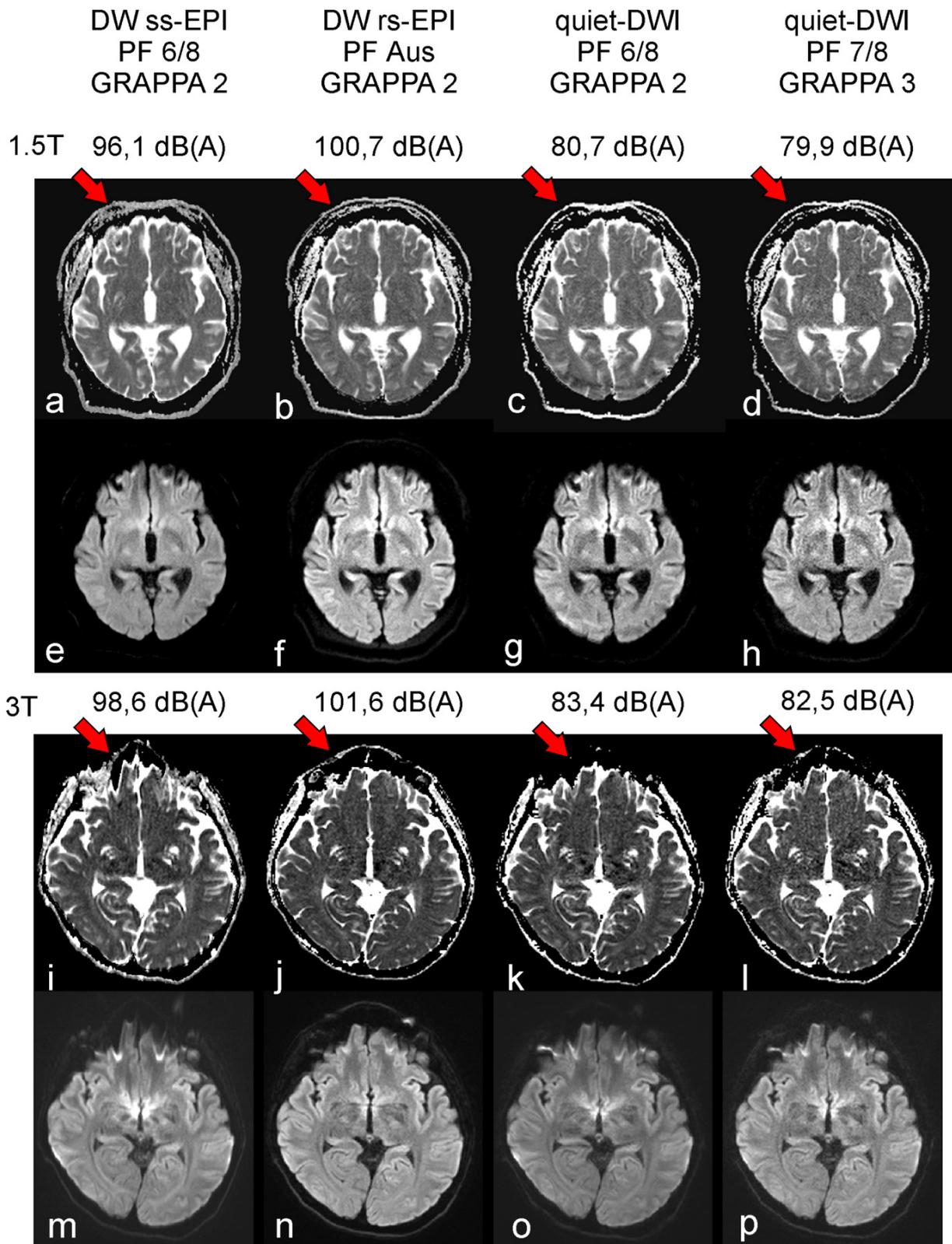


Abbildung 66:
 Direkter Vergleich von In-vivo-Messungen an gesunden Probanden für das ss-EPI-Protokoll, das rs-EPI-Protokoll und die beiden Quiet-DWI-Protokolle mit GRAPPA-Faktor 2 und 3 für 1,5T und 3T. In den oberen Reihen sind die ADC-Karten dargestellt, in den unteren Reihen werden die TRACE-Bilder gezeigt.

6.6 Diskussion der Ergebnisse

Die Lautstärke einer diffusionsgewichteten Sequenz ist typischerweise durch die EPI-Akquisition bedingt sehr laut. Wie in Kapitel 3 gezeigt wurde, kann durch Reduktion der verwendeten Amplituden und Steig-Raten der Gradienten die Lautstärke einer Sequenz reduziert werden. Der einfachste Schritt, um die Steig-Raten und Amplituden zu reduzieren, ist die Erhöhung des Echoabstandes. Dadurch dauert der Echozug deutlich länger, und die verlängerte ETD führt zu Verzerrungen und Verschmierungen im Bild. Aus diesem Grund musste bei der vorliegenden Arbeit ein anderer Ansatz gewählt werden. Dabei wurde eine readout-segmentierte Sequenz dazu verwendet, längere ESPs zu verwenden und somit die deutliche Verbesserung der Bildqualität gegenüber einer DW-ss-EPI-Sequenz in eine geringe Lautstärke umzuwandeln. Dabei war die Maßgabe, dass die Bildqualität der DW-ss-EPI-Sequenz nicht unterschritten werden sollte.

Durch die Segmentierung des k-Raums in einzelne Streifen können die Größen der Steig-Rate und Amplitude um die Anzahl der Auslese-Segmente reduziert werden. Die Bildgebung wurde mit verschiedenen Methoden optimiert:

- Die Erhöhung des GRAPPA-Faktors von 2 auf 3 reduziert die ETD zulasten des SNRs aufgrund des erhöhten g-Faktors.
- Das Verwenden von Partial-Fourier reduziert die Anzahl der Echos vor der k-Raum-Mitte. Somit reduziert sich das SNR aufgrund der geringeren Anzahl an aufgenommenen k-Raum-Zeilen. Durch die kürzere TE-Zeit und die damit verbundenen höhere Signalstärke kann das SNR wieder erhöht werden.
- Die Erhöhung der Segmentanzahl reduziert die k-Raum-Momente und somit die verwendeten Amplituden und Steig-Raten. Dadurch sinkt die Auslese-Bandbreite, und das SNR steigt. Die erhöhte Anzahl an Auslese-Segmenten steigert allerdings auch die benötigte Messzeit.

Die angewandten Modifikationen in den Protokollen verlängern die Messzeit um 27% bis 54% im Vergleich zur ss-EPI-Sequenz. Daher sollte die Quiet-DWI-Sequenz nicht in Notfallaufnahmen verwendet werden. Die Messungen mit GRAPPA-Faktor 3 waren um bis zu 0,9 dB(A) leiser, allerdings war die Messzeit im Vergleich zur GRAPPA-Faktor 2 Messung aufgrund der höheren Segmentanzahl um bis zu 23% erhöht. Somit würde man in der Praxis die Messung mit GRAPPA-Faktor 2 bevorzugen. Eine Verkürzung der Messzeit ist durch eine Reduktion der Segmentanzahl möglich, allerdings reduzieren sich somit das SNR und die Bildqualität aufgrund der höheren Amplituden der Auslese-Gradienten.

Lautstärkemessungen

In der Arbeit von Wu (109) wurde gezeigt, dass die Lautstärke aufgrund von stehenden Wellen räumlich stark variiert. Darum wurde zur Lautstärkebestimmung das Mikrofon bewegt, was zwar weniger aussagekräftig für die empfundene Lautstärke des Patienten ist, aber dafür weniger von stehenden Wellen abhängt. Somit wurde ein guter Kompromiss gefunden, der stehende Wellen und Reflexionseffekte ausschließt. Die Standardabweichung der Messwerte betrug bis zu 1,9 dB(A), was ein akzeptabler Wert im Vergleich zu den auftretenden Größenordnungen von circa 80 – 100 dB(A) darstellt.

Durch das langsamere Schalten der Diffusions-Präparations-Gradienten wurden die Vibrationen am Scannertisch reduziert. Das ist zum einen angenehmer für den Patienten, zum anderen wurde von Signalauslöschungen durch Scannervibrationen bei Verwendung von Partial-Fourier (110) berichtet. Allerdings wurden bei den durchgeführten Messungen keine solchen Artefakte festgestellt.

Der MRT-Scanner besitzt eine natürliche Transferfunktion zwischen der Frequenz der Anregung durch die Gradienten und der resultierenden Lautstärke. Diese Abhängigkeit wurde durch Variation des ESP evaluiert. Die gemessene Abhängigkeit weist einige Höhen und Tiefen auf. In der Nähe der Resonanzfrequenzen des Scanners steigt die Lautstärke. Ansonsten sinkt die Lautstärke mit längerem ESP. Ab einem ESP von 0,9 ms für 1,5T beziehungsweise 0,98 ms für 3T beginnt ein Plateau, das heißt die Anregungsfrequenz ist von geringerer Bedeutung als der Betrag der Steig-Rate. Zum anderen beginnen andere Gradienten wie die Blip-Phasenkodier-Gradienten zu überwiegen. Die ermittelten Kurven sind spezifisch für die verwendeten Gradientensysteme. Andere Gradientensysteme weisen andere Transferfunktionen auf, dennoch kann der Beginn des Lautstärkeplateaus bei ähnlichen ESPs erwartet werden.

Es wurde bereits gezeigt, dass die DW-rs-EPI-Sequenz bei 7T anwendbar ist (111). Aufgrund von kürzeren T_2 - und T_2^* -Zeiten sollten allerdings kürzere TE-Zeiten verwendet werden. Da somit Quiet-DWI potentiell auch bei 7T anwendbar ist, wird erwartet, dass die Lautstärke im Vergleich zur ss-EPI-Sequenz aufgrund der kleineren Gradienten-Momente und somit geringeren Steig-Raten und Amplituden reduziert und dabei die Bildqualität der ss-EPI-Sequenz bei 7T beibehalten werden könnte.

Der Einfluss von sinusförmigen Gradienten auf die Lautstärke bei der ss-EPI-Sequenz war messbar. Allerdings wurde nur eine Reduktion von 4,7 dB(A) gemessen. In der Arbeit von Schmitter wurde eine höhere Reduktion festgestellt, allerdings wurde dort mit wesentlich geringeren Auflösungen gemessen. Außerdem treten bei Auflösungen von zum Beispiel 192 px und einem FOV von 230x230 mm² enorme Gradientenamplituden auf. Während der Akquisition

des k-Raum-Zentrums erreicht der sinusförmige Gradient sein Maximum und weist eine Amplituden von bis zu $30 \frac{mT}{m}$, was einer hohen Auslese-Bandbreite von bis zu 2300 Hz/px entspricht und somit das SNR deutlich schwächen kann. Daher ist der Gewinn durch die sinusförmigen Gradienten nur sehr gering und könnte weitere Probleme bei der Bildrekonstruktion verursachen.

In mehreren Messungen wurde der Einfluss der einzelnen Gradienten auf die Messung untersucht. Wie erwartet dominiert die EPI-Akquisition die Lautstärke. Nach Optimierung der Steig-Raten der Diffusions-Präparations-Gradienten kommt es nur zu einem geringen Lautstärkeunterschied zwischen den Messungen mit $b = 1000 \text{ s/mm}^2$. Dies ist mit dem Zusammenspiel der verwendeten Gradienten zu erklären. Bei allen drei Messungen sind alle drei Gradienten simultan geschaltet und tragen somit immer in ähnlicher Weise zur Lautstärke bei.

Wie in den vorherigen Kapiteln gezeigt, hängt die Lautstärke von der Gradientenaktivität und somit von der Anzahl der aufgenommenen Schichten pro TR ab. Bei einer Halbierung der Schichten pro TR kann bei beiden Quiet-DWI-Sequenzen eine Lautstärke von deutlich unter 80 dB(A) erreicht werden. Bei weniger als 5 - 6 Schichten pro TR erreicht die Anregungsfrequenz $f = \#_{S_{TR}}/TR$ den Bereich von 1 Hz und die Sequenz klingt gepulst³⁴. Das führt zu einem großen Messfehler, und zum anderen könnte das Geräusch als unangenehmer empfunden werden als bei einer kontinuierlichen Geräuschentwicklung. Da sich die Gesamtmesszeit bei weniger Schichten pro TR verlängert, könnte diese durch Multiband-Anregungspulse und anschließende Trennung der k-Raum-Daten (112-114) in einzelne Schichten ausgeglichen werden.

In-vivo-Messungen

Die In-vivo-Messungen an Probanden und Patienten zeigten durchgehend gute Ergebnisse. Die Bewertungen durch die drei Radiologen waren stets positiv, da die Bildqualität ausreichend und das Artefaktlevel gering waren. Die Evaluation in Form der Befragung von subjektiven Eindrücken der Probanden und Patienten war nicht möglich, da diese eine separate Genehmigung der Ethikkommissionen benötigen würde. Aus diesem Grund wurde auf die Befragung verzichtet. Die tatsächliche Anwendbarkeit und Robustheit der Sequenz muss in klinischen Studien gezeigt werden.

³⁴ Bei niedrigen Frequenzen von unter 1 Hz können die Anfänge und Enden der Akquisition von einzelnen Schichten akustisch wahrgenommen werden. Die gemittelte Lautstärke sinkt, allerdings ist die Wahrnehmung der Lautstärke möglicherweise unangenehmer als bei einem kontinuierlichen Geräusch.

6.7 Zusammenfassung, Ausblick und Einordnung der Ergebnisse

Diffusionsgewichtete Bildgebungssequenzen zählten bisher zu den lautesten Sequenzen. Durch die vorgestellte Arbeit war es möglich, den Schalldruckpegel von circa 96 – 102 dB(A) auf 80 – 83 dB(A) zu reduzieren. Die psycho-akustische Wahrnehmung konnte um das zwei- bis vierfache reduziert werden. Der physikalische Schalldruck konnte um 84% - 92% reduziert werden. Mit Kopfhörern ist diese Sequenz nun angenehm auszuhalten. Die lautstärkereduzierte Sequenz benötigt eine zwischen 27% und 54% längere Messzeit. Es wurde bei gesunden Probanden- und Patienten-Aufnahmen gezeigt, dass die Bildqualität mit dem aktuellen klinischen Standard vergleichbar bleibt. Es ist zu erwarten, dass der Patientenkomfort durch die geringere Lautstärke erhöht wird. Durch die gezeigte Arbeit war es erstmalig möglich, die Lautstärke einer diffusionsgewichteten Bildgebungssequenz zu reduzieren. Durch den schnellen Fortschritt im Bereich der Multibandpulse und der dazugehörigen Rekonstruktion der Daten werden die Messungen in Zukunft deutlich beschleunigt werden. Ein Teil dieser Beschleunigung kann man dazu verwenden, um Messzeitverlängerungen aus weiteren Lautstärkereduktionen, zum Beispiel weniger Schichten pro TR, zu kompensieren. Die Lautstärke könnte mit permanent geschalteten Phasenkodier-Gradienten weiter reduziert werden. Diese Maßnahme bedeutet allerdings einen hohen Aufwand für die Bildrekonstruktion und die Navigator-Korrektur.

Die lautstärkeoptimierte Quiet-DWI-Sequenz kann direkt am MRT-Scanner eingesetzt werden. Die Parameterwahl und die Bildrekonstruktion funktionieren auf gewohnte Weise. Es sind keine Hardwareveränderungen notwendig. Somit kann die Sequenz auch auf ältere, bestehende MRT-Systeme aufgespielt werden, so dass auch dort Patienten von der Lautstärkereduktion profitieren können.

Zusammenfassung und Ausblick

Messungen mit Magnetresonanztomographen sind seit jeher mit hohen Lautstärken verbunden. Deshalb wird das Gerät im Volksmund auch als „laute Röhre“ bezeichnet. Bisher wurde das Problem mit Kopfhörern, Ohrenstöpseln und akustischer Dämmung des MRT-Scanners angegangen. Auch in der Fachliteratur (52-54) wird das Problem als gegeben angesehen und es werden kaum wissenschaftliche Lösungsansätze zur Lautstärkereduktion beschrieben.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Bildgebungs-Sequenzen für schwer-optimierbare Bildkontraste und sogenannte Standard-Kontraste aus dem klinischen Umfeld hinsichtlich der Lautstärke zu optimieren. Viele dieser Kontraste können bereits mit einfachen Algorithmen wie dem Gradientenklärungsalgorithmus erfolgreich in Hinblick auf die Lautstärke optimiert werden. Allerdings existieren auch Sequenzen beziehungsweise Kontraste, die aufgrund ihrer Eigenschaften nicht von einem solchen Algorithmus profitieren können. Die Optimierungen und Änderungen sollten software-seitig erfolgen, das heißt durch Änderung der Gradientenformen und Datenakquisition.

In der Arbeit wurden die grundlegenden Zusammenhänge zwischen den verwendeten Geräteparametern und der Lautstärke untersucht und zudem die physikalischen Ursachen der Lautstärkeentwicklung hergeleitet. Diese konnten anhand der Lorentz-Kräfte quantitativ beschrieben werden. Somit konnten die Hauptursachen der Lautstärkeentwicklung identifiziert werden. Diese sind abhängig von der Gradienten-Steig-Rate, aber auch von der Amplitude der Gradienten. Es konnte gezeigt werden, dass eine Minimierung dieser Gradientenparameter zu einer geringeren Lautstärkeentwicklung führt. Allerdings führt diese Minimierung in den meisten Fällen auch zu einer systematischen Verlangsamung des Sequenzablaufs, was das Erreichen bestimmter Echozeiten und Bildkontraste unmöglich macht.

Zu den problematischen Kontrasten bezüglich der Lautstärkereduktion zählten der T_1 - und PD-Kontrast einer Turbo-Spin-Echo-Sequenz. Durch die Kombination von mehreren Maßnahmen, wie der Adaption der k-Raum-Akquisition, der HF-Pulse-Parameter und den Gradientenformen, war es möglich, die Lautstärke in Beispielmessungen um bis zu 16,8 dB(A) zu reduzieren. Wie bei der kürzlich veröffentlichten Methode zur Reduktion für die T_2 -gewichteten Kontraste (69), wurde dies zulasten einer Messzeitverlängerung von bis zu 50% erreicht. Die Endlautstärke betrug dabei circa 81 dB(A). Mit der Lautstärkeoptimierung der

klinisch bedeutsamen T_1 - und PD-Kontraste wurde die Palette an leisen, mit der Turbo-Spin-Echo-Sequenz erzielbaren, Standard-Kontrasten (T_1 , T_2 und PD) nun vervollständigt.

In einem anderen Ansatz wurde die Anwendbarkeit des CAT-Konzepts auf die Lautstärkereduktion untersucht. Beim CAT-Konzept wird die Messung in Einzelmessungen mit verschiedenen Parametern unterteilt. Bisher wurde dieser Ansatz zur SAR-Reduktion verwendet. Das Zentrum des k-Raums wird mit einer SAR-intensiven, kontrastgebenden Messung aufgenommen. Der verbleibende Teil des k-Raums wird mit einer SAR-reduzierten, bildstrukturelevanten Messung aufgenommen. In dieser Arbeit wurde die Übertragung des CAT-Konzepts auf die Lautstärkereduktion untersucht. Anstelle von SAR-intensiven und SAR-reduzierten Messungen, wurde hier die Unterteilung in „laute“ und „leise“ Messungen untersucht. Dabei wurden Überlegungen angestellt, die es für eine Vielzahl an Messungen ermöglichen, einen großen Teil der Messung leise zu gestalten ohne die Bildqualität oder den Bildkontrast zu verändern. In einem weiteren Schritt wurden Überlegungen für die Lautstärkereduktion der lauten Messungen vorgestellt. Anschließend wurden für eine GRE- und TSE-Sequenz Optimierungsschritte evaluiert und die Lautstärke gemessen.

Der hinsichtlich der Lautstärkeoptimierung herausforderndste Bildkontrast ist die diffusionsgewichtete Bildgebung. Diese besitzt eine Diffusions-Präparation zur Sichtbarmachung der Diffusivität, bei der die maximal mögliche Gradienten-Amplitude verwendet wird. Ebenso werden nach der Präparation die Daten mit einem EPI-Akquisitionsmodul mit Blip-Gradienten akquiriert, das mit einem charakteristischem „Pfeifton“ einhergeht. Zum einen wurden die Gradientenformen konsequent angepasst. Zum anderen wurde eine Segmentierung der k-Raum-Akquisition in Auslese-Richtung verwendet, um die Gradienten-Steig-Raten zu reduzieren. Auch hier konnte eine deutliche Lautstärkereduktion von bis zu 20,0 dB(A) erzielt werden. Dies wurde zulasten einer Messzeitverlängerung von 27% - 34% im Vergleich zur Standard-Sequenz erreicht. Durch eine weitere Messzeitverlängerung um bis zu 23% kann die Lautstärke um weitere 0,9 dB(A) reduziert werden. Dabei hängt die genaue Messzeitverlängerung vom verwendeten GRAPPA-Faktor und der Anzahl der Auslese-Segmente ab. Die entstandene Sequenz wurde in mehreren Kliniken erfolgreich erprobt.

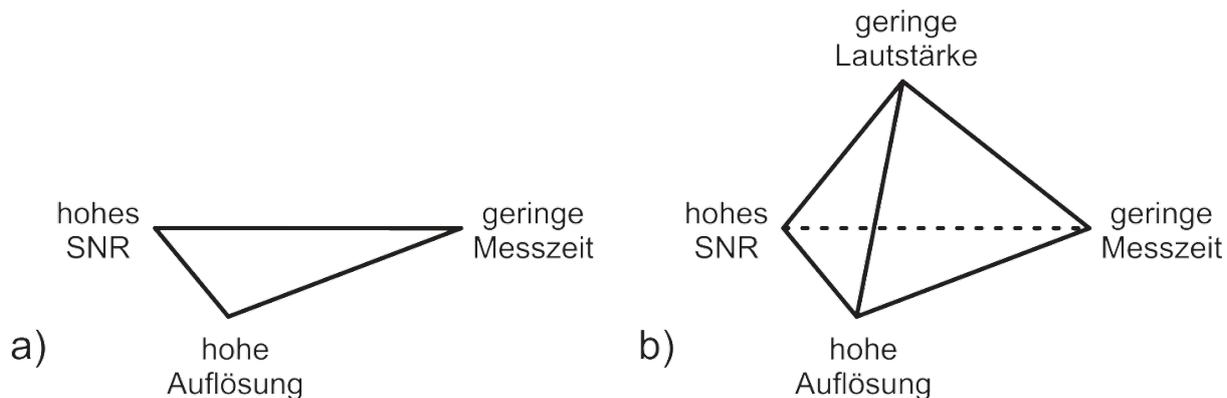


Abbildung 67:

a) Das „Bermuda-Dreieck der MRT“. Die drei wünschenswerten Eigenschaften einer Messung sind: Hohes SNR, hohe Auflösung bei geringer Messzeit. In der Realität schließen sich die Eigenschaften gegenseitig aus, und es muss ein Kompromiss zwischen den drei Eigenschaften gewählt werden.

b) Bei der „Bermuda-Pyramide der MRT“ wird zusätzlich eine geringe Lautstärke ebenfalls als wünschenswerte Eigenschaft gesehen. Jedoch müssen, wie beim „Bermuda-Dreieck der MRT“, Kompromisse in Punkten hohes SNR, geringer Messzeit und hoher Auflösung gegenüber einer geringen Lautstärke eingegangen werden.

Bisher mussten bei MRT-Messungen stets Kompromisse zwischen „hoher Auflösung“, „hohem SNR“ und „geringer Messzeit“ getroffen werden. Als Anschauung dafür wurde das „Bermuda-Dreieck der MRT“ eingeführt (115), wie es in Abbildung 67a gezeigt wird. Da alle drei Größen sich gegenseitig ausschließen, muss stets ein Mittelweg gefunden werden. Einige der in dieser Arbeit erzielten Erfolge bei der Lautstärkereduktion wurden auf Kosten einer verlängerten Messzeit erreicht. Daher ist es naheliegend, das „Bermuda-Dreieck der MRT“ um die Dimension der „geringen Lautstärke“ zu einer „Bermuda-Pyramide der MRT“ zu erweitern, wie es in Abbildung 67b gezeigt wird. Damit muss die Lautstärkeentwicklung in die Mittelweg-Findung miteinbezogen werden.

Die in dieser Arbeit erzielten Lautstärken liegen in der Größenordnung zwischen 80 - 85 dB(A). Somit können Messungen bei Verwendung von Gehörschutz angenehm für den Patienten durchgeführt werden. Durch neue Techniken der Zukunft wird es wahrscheinlich sein, höhere Auflösungen, höheres SNR oder kürzere Aufnahmedauern zu erzielen, beziehungsweise stattdessen diese in eine geringe Lautstärke „umzuwandeln“.

Ebenso werden möglicherweise auf der hardware-technischen Seite Fortschritte erzielt werden, so dass in neueren MRT-Scannergenerationen mehr Wert auf die Lärmdämmung gelegt wird und somit der softwarebasierten Lautstärkereduktion einen Schritt entgegen gekommen wird. Damit könnten zukünftige Patienten-Messungen gänzlich ohne störenden Gehörschutz durchgeführt werden.

Summary and Outlook

Magnetic resonance imaging (MRI) measurements have always been related to high acoustic noise. Therefore, in common parlance MRI is referred to as the “loud tube”. Until now, the acoustic noise was mitigated by the use of headphones and ear plugs as well as acoustic dampening of the MR system. In literature (52-54), the problem is more or less acknowledged and solutions to the acoustic noise are rarely provided.

The aim of this work was to optimize MR sequences, which generate so-called standard clinical MRI contrasts, for acoustic noise. Many of these contrasts could be optimized for acoustic noise by a gradient smoothing algorithm. Nevertheless, there are sequences and contrasts which cannot benefit from such algorithms and therefore need manual optimization. Software-based optimizations are performed by adapting the gradient waveforms and data acquisition.

In this work, the main relationships between parameter settings of the MRI machine and acoustic noise were explored. The physical origin of acoustic noise in the form of Lorentz forces was derived from fundamental equations. The main acoustic noise sources are gradient slew rate and gradient amplitude. It was shown that minimization of these quantities leads to reduced acoustic noise. However, this is mostly accompanied by slowing down the sequence and thus certain echo times and contrasts cannot be reached.

T₁- and PD-weighted contrasts, acquired with a turbo spin-echo sequence, are problematic contrasts regarding acoustic noise reduction. This problem was tackled by a combination of several approaches such as an adaption of the k-space acquisition, changes to the RF-pulse parameters, and modifications of the gradient waveform. An acoustic noise reduction of up to 16.8 dB(A) was achieved. As for the previously published method for acoustic noise reduction in T₂-weighted contrasts (69), this success came at the cost of an increase of measurement time by 50%. The target acoustic noise level was around 81 dB(A). With this optimization, the palette of quiet standard clinical contrasts, consisting of T₁-, T₂- and PD-weighted contrasts, can be realized with the turbo spin-echo sequence.

In a different approach, the Combined-Acquisition (CAT) concept was applied to acoustic noise reduction. In implementing the CAT concept, each measurement is divided into two measurements with different parameters. This approach was previously used for SAR

reduction. The center of k-space is acquired using a high-SAR measurement in which contrast is relevant. The remaining k-space area is acquired using a low SAR, contrast-irrelevant measurement. In this work, the CAT concept was applied to acoustic noise reduction. Each measurement was divided into 'quiet' and 'loud' segments instead of dividing into high-SAR and low-SAR measurements. Considerations allowed for acoustic noise reduction without disrupting the image quality or contrast. In successive steps, the approach was applied to the remaining loud segment of the measurement. This process was executed for a GRE and a TSE sequence. Corresponding acoustic noise measurements were performed.

One of the most challenging contrasts in terms of acoustic noise reduction is diffusion-weighted imaging. It employs maximum gradient amplitudes in the preparation pulses which sensitize the MR signal to diffusivity. Data acquisition is performed by an EPI readout including blipped gradients. This readout is known for its whistling sound. Therefore, the gradient waveforms were consequently adapted. A k-space segmentation in the readout direction was employed to reduce the gradient slew rates. In this work, an acoustic noise reduction of up to 20.0 dB(A) could be achieved using an adapted readout-segmented EPI sequence. This reduction in acoustic noise came at the cost of an increase of measurement time by 27% to 34% compared to the standard sequence. Spending additional 23% of acquisition time can further reduce the acoustic noise by 0.9 dB(A). The exact increase in measurement time depends on the employed GRAPPA factor and the number of readout segments. The optimized sequence was successfully validated in various clinical sites.

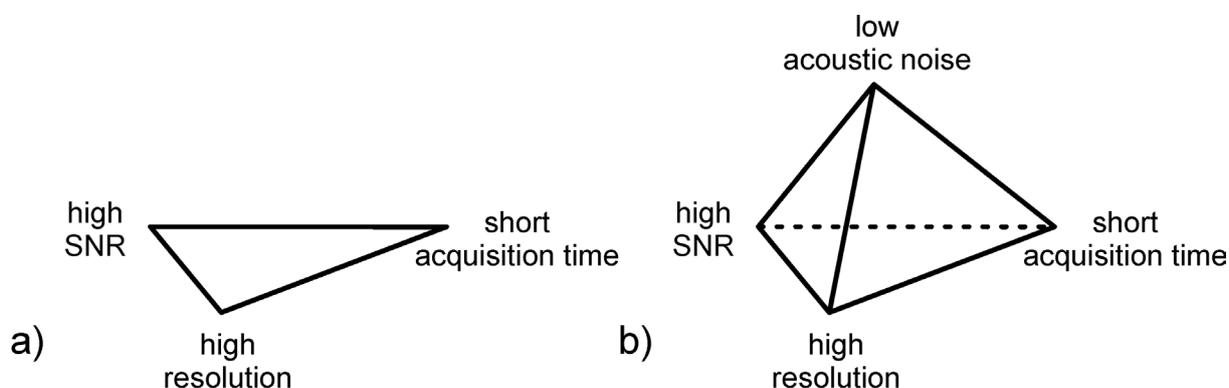


Figure 68:

a) The Bermuda triangle of MRI. The desired properties of a measurement are high SNR, high resolution, and short acquisition time. In reality, those properties exclude each other and therefore compromises have to be made.

b) In the Bermuda triangular pyramid, low acoustic noise is added as a desired property of an acquisition. As in the conventional Bermuda triangle of MRI, compromises have to be made with the consideration of the property of low acoustic noise.

Until now, compromises had to be made between high resolution, high SNR, and short acquisition time. This compromise can be described as the “Bermuda triangle of MRI” as shown in Figure 68a. Trade-offs exist between all three quantities. A compromise has to be chosen in

all cases. In this work, some of the achieved acoustic noise reductions came at the cost of increased measurement time. Therefore, the dimensionality of the Bermuda triangle is extended with the addition of low acoustic noise. This yields the “Bermuda triangular pyramid of MRI” as shown in Figure 68b. Thus, acoustic noise has to be included in achieving a balance of desired properties in MR image acquisition.

In this work, the obtained acoustic noise levels were on the order of 80–85 dB(A). Upon the use of ear protection, measurements became comfortable for the patients. As further advancements in imaging technology are made, it may be likely to achieve higher resolution, higher SNR, or shorter acquisition times, which could instead be traded for lower acoustic noise levels.

In addition, it is possible that MRI machine manufacturers will put more effort into hardware-based acoustic noise dampening of the devices in order to meet software-based acoustic noise reduction. Therefore, patient measurements could be possible without the need for additional acoustic noise protection in the future.

Literaturverzeichnis

1. BARMER GEK Arztreport 2011
2. Quirk ME, Letendre AJ, Ciottone RA, Lingley JF. Anxiety in patients undergoing MR imaging. *Radiology* 1989;170(2):463-6.
3. Moelker A, Pattynama PM. Acoustic noise concerns in functional magnetic resonance imaging. *Hum Brain Mapp* 2003;20(3):123-41.
4. McNulty JP, McNulty S. Acoustic noise in magnetic resonance imaging: An ongoing issue. *Radiography* 2009;15(4):320-326.
5. McJury M, Shellock FG. Auditory noise associated with MR procedures: a review. *J Magn Reson Imaging* 2000;12(1):37-45.
6. Hall DA, Chambers J, Akeroyd MA, Foster JR, Coxon R, Palmer AR. Acoustic, psychophysical, and neuroimaging measurements of the effectiveness of active cancellation during auditory functional magnetic resonance imaging. *J Acoust Soc Am* 2009;125(1):347-59.
7. Counter SA, Olofsson A, Grahn HF, Borg E. MRI acoustic noise: Sound pressure and frequency analysis. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 1997;7(3):606-611.
8. Price DL, De Wilde JP, Papadaki AM, Curran JS, Kitney RI. Investigation of acoustic noise on 15 MRI scanners from 0.2 T to 3 T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 2001;13(2):288-293.
9. Foster JR, Hall DA, Summerfield AQ, Palmer AR, Bowtell RW. Sound-level measurements and calculations of safe noise dosage during EPI at 3 T. *J Magn Reson Imaging* 2000;12(1):157-63.
10. Schmidt R, Thews G. *Physiologie des Menschen*. 1997. Springer Verlag, Berlin.
11. Bernstein MA, King KF, Zhou XJ. *Handbook of MRI pulse sequences*. Elsevier; 2004.
12. Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. *Magnetic resonance imaging. Physical principles and sequence design* 1999.
13. Levitt MH. *Spin dynamics: basics of nuclear magnetic resonance*. Wiley & Sons 2001.
14. Callaghan PT. *Principles of nuclear magnetic resonance microscopy*. Clarendon Press Oxford; 1991.
15. Abragam A, Hebel L. The principles of nuclear magnetism. *American Journal of Physics* 1961;29(12):860-861.
16. Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B. *Wie funktioniert MRI*. Springer; 2000.
17. Bottomley PA, Redington RW, Edelstein WA, Schenck JF. Estimating radiofrequency power deposition in body NMR imaging. *Magn Reson Med* 1985;2(4):336-49.
18. Commission IE. IEC 60601-2-33 *Medical electrical equipment—Part 2-33: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*. Geneva: IEC; 2002.
19. Peters AM, Brookes MJ, Hoogenraad FG, Gowland PA, Francis ST, Morris PG, Bowtell R. T2* measurements in human brain at 1.5, 3 and 7 T. *Magnetic Resonance Imaging* 2007;25(6):748-753.

20. Stanisz GJ, Odobina EE, Pun J, Escaravage M, Graham SJ, Bronskill MJ, Henkelman RM. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magn Reson Med* 2005;54(3):507-12.
21. Lu H, Nagae-Poetscher LM, Goyal X, Lin D, Pomper M, van Zijl PC. Routine clinical brain MRI sequences for use at 3.0 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2005;22(1):13-22.
22. Bazelaire CMJd, Duhamel GD, Rofsky NM, Alsop DC. MR Imaging Relaxation Times of Abdominal and Pelvic Tissues Measured in Vivo at 3.0 T: Preliminary Results. *Radiology* 2004;230(3):652-659.
23. Garrett MW. Thick cylindrical coil systems for strong magnetic fields with field or gradient homogeneities of the 6th to 20th order. *Journal of Applied Physics* 1967;38(6):2563-2586.
24. Twieg DB. The k-trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods. *Medical Physics* 1983;10(5):610-621.
25. Rose A. *Vision: human and electronic (Optical Physics and Engineering)*. Springer; 1974.
26. Gibbs JW. Fourier's series. *Nature* 1899;59:606.
27. Margosian P, Schmitt F, Purdy D. Faster MR imaging: imaging with half the data. *Health Care Instrum* 1986;1(6):195.
28. Noll DC, Nishimura DG, Macovski A. Homodyne detection in magnetic resonance imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 1991;10(2):154-63.
29. Cuppen J, van Est A. Reducing MR imaging time by one-sided reconstruction. *Magn Reson Imaging* 1987;5(6):526-527.
30. Wiggins GC, Polimeni JR, Potthast A, Schmitt M, Alagappan V, Wald LL. 96-Channel receive-only head coil for 3 Tesla: design optimization and evaluation. *Magn Reson Med* 2009;62(3):754-62.
31. Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, Souza SP, Mueller OM. The NMR phased array. *Magn Reson Med* 1990;16(2):192-225.
32. Walsh DO, Gmitro AF, Marcellin MW. Adaptive reconstruction of phased array MR imagery. *Magn Reson Med* 2000;43(5):682-90.
33. M.A. Griswold DOW, R.M. Heidemann, A. Haase, P.M. Jakob. . The Use of an Adaptive Reconstruction for Array Coil Sensitivity Mapping and Intensity Normalization. *Proc. of ISMRM* (2410).
34. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42(5):952-62.
35. 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* 2002;47(6):1202-10.
36. Breuer FA, Kannengiesser SA, Blaimer M, Seiberlich N, Jakob PM, Griswold MA. General formulation for quantitative G-factor calculation in GRAPPA reconstructions. *Magn Reson Med* 2009;62(3):739-46.
37. Blaimer M, Breuer F, Mueller M, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. *Top Magn Reson Imaging* 2004;15(4):223-36.
38. Blaimer M, Gutberlet M, Kellman P, Breuer FA, Kostler H, Griswold MA. Virtual coil concept for improved parallel MRI employing conjugate symmetric signals. *Magn Reson Med* 2009;61(1):93-102.

39. Blaimer M, Heim M, Neumann D, Jakob PM, Kannengiesser S, Breuer FA. Comparison of phase-constrained parallel MRI approaches: Analogies and differences. *Magnetic Resonance in Medicine* 2015;n/a-n/a.
40. Blaimer M, Jakob PM, Breuer FA. Regularization method for phase-constrained parallel MRI. *Magn Reson Med* 2014;72(1):166-71.
41. Deshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N. Parallel MR imaging. *J Magn Reson Imaging* 2012;36(1):55-72.
42. Haase A, Frahm J, Matthaei D, Hanicke W, Merboldt KD. FLASH imaging: rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. *J Magn Reson* 1986;213(2):533-41.
43. Zur Y, Wood ML, Neuringer LJ. Spoiling of transverse magnetization in steady-state sequences. *Magnetic Resonance in Medicine* 1991;21(2):251-263.
44. Denolin V, Azizieh C, Metens T. New insights into the mechanisms of signal formation in RF-spoiled gradient echo sequences. *Magn Reson Med* 2005;54(4):937-54.
45. Hahn EL. Spin echoes. *Physical Review* 1950;80(4):580.
46. Hennig J. Multiecho Imaging Sequences with Low Refocusing Flip Angles. *Journal of Magnetic Resonance* 1988;78(3):397-407.
47. Turner R, Le Bihan D, Maier J, Vavrek R, Hedges LK, Pekar J. Echo-planar imaging of intravoxel incoherent motion. *Radiology* 1990;177(2):407-14.
48. Mansfield P. MULTI-PLANAR IMAGE-FORMATION USING NMR SPIN ECHOES. *Journal of Physics C-Solid State Physics* 1977;10(3):L55-L58.
49. Sengpiel E. Forum für Mikrofonaufnahmetechnik und Tonstudioteknik. <<http://www.sengpielaudio.com/>>.
50. Stevens SS, Newman EB. The localization of actual sources of sound. *The American Journal of Psychology* 1936:297-306.
51. Grodzki DM. Entwicklung von neuen Sequenzen mit ultrakurzen Echozeiten für die klinische Magnetresonanzbildgebung: Universitätsbibliothek der Universität Würzburg; 2012.
52. Shellock FG, Kanal E. *Magnetic resonance: bioeffects, safety, and patient management*. Lippincott Williams & Wilkins; 1996.
53. Reimer P, Parizel PM, Meaney JF, Stichnoth FA. *Clinical MR Imaging*. Springer; 2010.
54. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. *MRI from Picture to Proton*. Cambridge university press; 2006.
55. Hedeem RA, Edelstein WA. Characterization and prediction of gradient acoustic noise in MR imagers. *Magn Reson Med* 1997;37(1):7-10.
56. Schmitter S, Schad L. Sound pressure level prediction of arbitrary sequences. 2008; *Proc Int Soc Magn Reson Med*. p 2965.
57. Wu Z, Kim YC, Khoo MC, Nayak KS. Evaluation of an independent linear model for acoustic noise on a conventional MRI scanner and implications for acoustic noise reduction. *Magn Reson Med* 2014;71(4):1613-20.
58. Bendat JS, Piersol AG. *Engineering applications of correlation and spectral analysis*. New York, Wiley-Interscience, 1980. 315 p. 1980;1.
59. Schmitter S, Diesch E, Amann M, Kroll A, Moayer M, Schad LR. Silent echo-planar imaging for auditory fMRI. *Magn Reson Mater Phy* 2008;21(5):317-325.
60. Grodzki DM, Jakob PM, Heismann B. Ultrashort echo time imaging using pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA). *Magn Reson Med* 2012;67(2):510-8.

61. Glover GH, Pauly JM, Bradshaw KM. Boron-11 imaging with a three-dimensional reconstruction method. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 1992;2(1):47-52.
62. Heid O, Deimling M. Rapid single point (RASP) imaging. 1995. p 684.
63. Hennig J, Hodapp M. Burst imaging. *Magma* 1993;1(1):39-48.
64. Jakob PM, Schlaug G, Griswold M, Lovblad KO, Thomas R, Ives JR, Matheson JK, Edelman RR. Functional burst imaging. *Magn Reson Med* 1998;40(4):614-21.
65. Baker MA. Reduction of MRI acoustic noise achieved by manipulation of scan parameters—A study using veterinary MR sequences. *Radiography* 2013;19(1):11-16.
66. Heismann B, Ott M, Grodzki D. Sequence-based acoustic noise reduction of clinical MRI scans. *Magn Reson Med* 2015;73(3):1104-9.
67. Hennel F, Girard F, Loenneker T. "Silent" MRI with soft gradient pulses. *Magn Reson Med* 1999;42(1):6-10.
68. Hennel F. Fast spin echo and fast gradient echo MRI with low acoustic noise. *J Magn Reson Imaging* 2001;13(6):960-6.
69. Pierre EY, Grodzki D, Aandal G, Heismann B, Badve C, Gulani V, Sunshine JL, Schluchter M, Liu K, Griswold MA. Parallel imaging-based reduction of acoustic noise for clinical magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 2014;49(9):620-6.
70. Zapp J, Schmitter S, Schad LR. Sinusoidal echo-planar imaging with parallel acquisition technique for reduced acoustic noise in auditory fMRI. *J Magn Reson Imaging* 2012;36(3):581-8.
71. Blecher WD. The Hilbert-Moore sequence acoustic noise optimized MR imaging [Dissertation]: University of Mannheim, Germany; 2009.
72. Heismann B, Ott M, Grodzki D. Sequence-based acoustic noise reduction of clinical MRI scans. *Magn Reson Med* 2014;doi:10.1002/mrm.25229.
73. Edelstein WA, Hedeem RA, Mallozzi RP, El-Hamamsy SA, Ackermann RA, Havens TJ. Making MRI quieter. *Magn Reson Imaging* 2002;20(2):155-63.
74. Li W, Mechefske CK, Gazdzinski C, Rutt BK. Acoustic noise analysis and prediction in a 4-T MRI scanner. *Concepts in Magnetic Resonance* 2004;21B(1):19-25.
75. Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986;3(6):823-33.
76. Feinberg DA. VET imaging: magnetic resonance imaging with variable encoding time. *Magn Reson Med* 1997;38(1):7-14.
77. Robson PM, Grant AK, Madhuranthakam AJ, Lattanzi R, Sodickson DK, McKenzie CA. Comprehensive quantification of signal-to-noise ratio and g-factor for image-based and k-space-based parallel imaging reconstructions. *Magn Reson Med* 2008;60(4):895-907.
78. Griswold MA, Walsh D, Heidemann RM, Haase A, Jakob PM. The use of an adaptive reconstruction for array coil sensitivity mapping and intensity normalization. In *Proc. ISMRM, Honolulu, Hawaii, USA, 2002*; p2410. 2002.
79. Robinson D, Whittle L. The loudness of directional sound fields. *Acta Acustica united with Acustica* 1960;10(2):74-80.
80. Norris DG, Koopmans PJ, Boyacioglu R, Barth M. Power Independent of Number of Slices (PINS) radiofrequency pulses for low-power simultaneous multislice excitation. *Magn Reson Med* 2011;66(5):1234-40.
81. Breuer FA, Blaimer M, Heidemann RM, Mueller MF, Griswold MA, Jakob PM. Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging. *Magn Reson Med* 2005;53(3):684-91.

82. Hillenbrand C, Sandstede J, Pabst T, Hahn D, Haase A, Jakob PM. Hybrid cardiac imaging with MR-CAT scan: a feasibility study. *J Magn Reson Imaging* 2000;11(6):711-6.
83. Hillenbrand C, Hahn D, Haase A, Jakob PM. MR CAT scan: a modular approach for hybrid imaging. *MAGMA* 2000;10(3):183-99.
84. Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC. Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1992;10(4):497-511.
85. Choli M, Jakob PM, Loeffler RB, Hillenbrand CM. Mixed-bandwidth acquisitions: signal-to-noise ratio and signal-to-noise efficiency. *J Magn Reson Imaging* 2010;32(4):997-1002.
86. Choli M, Blaimer M, Breuer FA, Ehse P, Speck O, Bartsch AJ, Jakob PM. Combined acquisition technique (CAT) for high-field neuroimaging with reduced RF power. *MAGMA* 2013;26(4):411-8.
87. Klarhöfer M HJ, Gass A, Scheffler K. Non-CPMG multi-echo spin echo imaging with short echo times *ISMRM* 2006;3024.
88. Fransson A, Ericsson A, Jung B, Sperber GO. Properties of the phase-alternating phase-shift (PHAPS) multiple spin-echo protocol in MRI: a study of the effects of imperfect RF pulses. *Magn Reson Imaging* 1993;11(6):771-84.
89. Pauly J, Nishimura D, Macovski A. A k-space analysis of small-tip-angle excitation. *J Magn Reson* 1989;213(2):544-57.
90. Nielsen HTC, Gold GE, Olcott EW, Pauly JM, Nishimura DG. Ultra-short echo-time 2D time-of-flight MR angiography using a half-pulse excitation. *Magnetic Resonance in Medicine* 1999;41(3):591-599.
91. Ott M, Blaimer M, Grodzki DM, Breuer FA, Roesch J, Dorfler A, Heismann B, Jakob PM. Acoustic-noise-optimized diffusion-weighted imaging. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 2015.
92. Bo K, Siesjö. Pathophysiology and treatment of focal cerebral ischemia. *Journal of Neurosurgery* 1992;77(2):169-184.
93. Rivers CS, Wardlaw JM. What has diffusion imaging in animals told us about diffusion imaging in patients with ischaemic stroke? *Cerebrovasc Dis* 2005;19(5):328-36.
94. Veltkamp R, Fiehler J, Grond M. Akuttherapie des ischämischen Schlaganfalls. Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie. Thieme, Stuttgart 2012:307-323.
95. Saver JL, Fonarow GC, Smith EE, Reeves MJ, Grau-Sepulveda MV, Pan W, Olson DM, Hernandez AF, Peterson ED, Schwamm LH. Time to treatment with intravenous tissue plasminogen activator and outcome from acute ischemic stroke. *Jama* 2013;309(23):2480-2488.
96. Carhuapoma JR, Wang PY, Beauchamp NJ, Keyl PM, Hanley DF, Barker PB. Diffusion-Weighted MRI and Proton MR Spectroscopic Imaging in the Study of Secondary Neuronal Injury After Intracerebral Hemorrhage. *Stroke* 2000;31(3):726-732.
97. Stejskal E, Tanner J. Spin diffusion measurements: Spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J. Chem. Phys* 1965;42(1):288-292.
98. Carr HY, Purcell EM. Effects of Diffusion on Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance Experiments. *Physical Review* 1954;94(3):630-638.
99. Le Bihan D, Turner R, Moonen CT, Pekar J. Imaging of diffusion and microcirculation with gradient sensitization: design, strategy, and significance. *J Magn Reson Imaging* 1991;1(1):7-28.

100. Reese TG, Heid O, Weisskoff RM, Wedeen VJ. Reduction of eddy-current-induced distortion in diffusion MRI using a twice-refocused spin echo. *Magn Reson Med* 2003;49(1):177-82.
101. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986;161(2):401-7.
102. Kingsley PB, Monahan WG. Selection of the optimum b factor for diffusion-weighted magnetic resonance imaging assessment of ischemic stroke. *Magn Reson Med* 2004;51(5):996-1001.
103. Robson MD, Anderson AW, Gore JC. Diffusion-weighted multiple shot echo planar imaging of humans without navigation. *Magn Reson Med* 1997;38(1):82-8.
104. Porter DA, Heidemann RM. High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. *Magn Reson Med* 2009;62(2):468-75.
105. Tomasi DG, Ernst T. Echo planar imaging at 4 Tesla with minimum acoustic noise. *J Magn Reson Imaging* 2003;18(1):128-30.
106. Schmitter S. Entwicklung von geräuscharmen Bildgebungstechniken für die funktionelle Magnetresonanztomographie. Dissertation. Universität Heidelberg 2008.
107. Miyati T, Banno T, Fujita H, Mase M, Narita H, Imazawa M, Sanada S, Koshida K, Kasuga T. Characteristics of acoustic noise in echo-planar imaging. *Front Med Biol Eng* 2001;10(4):345-56.
108. Sorensen AG, Weisskoff RM, Reese TR, Rosen BR. Optimisation of diffusion-weighted MR imaging for evaluation of acute stroke. In: Proceedings of the 3rd scientific meeting, International Society for Magnetic Resonance in medicine, Nice, p 1383 1995(1383).
109. Segbers M, Rizzo Sierra CV, Duifhuis H, Hoogduin JM. Shaping and timing gradient pulses to reduce MRI acoustic noise. *Magn Reson Med* 2010;64(2):546-53.
110. Gallichan D, Scholz J, Bartsch A, Behrens TE, Robson MD, Miller KL. Addressing a systematic vibration artifact in diffusion-weighted MRI. *Hum Brain Mapp* 2010;31(2):193-202.
111. Heidemann RM, Porter DA, Anwender A, Feiweier T, Heberlein K, Knosche TR, Turner R. Diffusion imaging in humans at 7T using readout-segmented EPI and GRAPPA. *Magn Reson Med* 2010;64(1):9-14.
112. Eichner C, Wald LL, Setsompop K. A low power radiofrequency pulse for simultaneous multislice excitation and refocusing. *Magn Reson Med* 2014;72(4):949-58.
113. Frost R, Jezzard P, Douaud G, Clare S, Porter DA, Miller KL. Scan time reduction for readout-segmented EPI using simultaneous multislice acceleration: Diffusion-weighted imaging at 3 and 7 Tesla. *Magn Reson Med* 2014.
114. Setsompop K, Gagoski BA, Polimeni JR, Witzel T, Wedeen VJ, Wald LL. Blipped-controlled aliasing in parallel imaging for simultaneous multislice echo planar imaging with reduced g-factor penalty. *Magn Reson Med* 2012;67(5):1210-24.
115. Graessner J. The Signal-to-Noise Indicator or How to Navigate the 'Bermuda Triangle' *MAGNETOM FLASH* magazine 2012(1).

Publikationsliste

Journal-Veröffentlichungen

- Heismann B., **Ott M.**, Grodzki D.
Sequence-based acoustic noise reduction of clinical MRI scans (2015). *Magn Reson Med*, 73: 1104–1109.
- **Ott M.**, Blaimer M., Grodzki D., Breuer F., Roesch J., Dörfler A., Heismann B. und Jakob P.
Acoustic noise-optimized diffusion-weighted imaging, *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*
MAGMA. 2015 Dec;28(6):511-21. doi: 10.1007/s10334-015-0492-5. Epub 2015 Jun 20.
- **Ott M.**, Blaimer M., Breuer F., Grodzki F., Heismann B., and Jakob P.
Acoustic-noise reduction in T₁- and proton-density-weighted turbo spin-echo imaging
MAGMA. 2016 Feb;29(1):5-15. doi: 10.1007/s10334-015-0502-7. Epub 2015 Oct 22.
- Rösch, J., **Ott M.**, Heismann, B., Doerfler, A., Engelhorn, T., Sembritzki, K. and Grodzki, D. M. (2016), Quiet diffusion-weighted head scanning: Initial clinical evaluation in ischemic stroke patients at 1.5T. *J. Magn. Reson. Imaging*. doi:10.1002/jmri.25228

Vorträge bei Konferenzen

- **Ott M.**, Breuer F., Ehses P., Jakob P., Blaimer M.
Cross-solution for robust T2-quantification with phase cycled bSSFP (2011), *ESMRMB 28th Annual Scientific Meeting*, p 72
- Benkert T., **Ott M.**, Blaimer M., Jakob P., Breuer F.
Banding Artifact Removal in bSSFP Imaging using Model-Based Iterative Reconstruction (2012), *ESMRMB 29th Annual Scientific Meeting*, p 690
- **Ott M.**, Ehses P., Blaimer M., Benkert T., Jakob P., Breuer F.
Towards a full 3D MR parameter quantification by means of (demodulated) off-resonance insensitive balanced SSFP (2012), *ESMRMB 29th Annual Scientific Meeting*, p 83

Posterbeiträge bei Konferenzen

- **Ott M.**, Benkert T., Blaimer M., Jakob P., Breuer F.
Phase sensitive PC-bSSFP: simultaneous quantification of T₁, T₂ and spin density M₀ (2012), *ISMRM 20th Annual Meeting*, p 2387

- **Ott M.**, Blaimer M., Benkert T., Jakob P., Breuer F.
Experimental analysis of three spoiling mechanisms used in variable-flip-angle T1 mapping (2013), ISMRM 21th Annual Meeting, p 2475
- **Ott M.**, Porter D., Breuer F., Grodzki D., Blaimer M., Heismann B., Jakob P.
Acoustic noise optimized Diffusion-Weighted Imaging (DWI) (2014), ISMRM 22th Annual Meeting, p 4440
- **Ott M.**, Blaimer M., Breuer F., Grodzki D., Jakob P.
Acoustic noise reduction in PD- and T1-weighted TSE-imaging (2014), ISMRM 22th Annual Meeting, p 4318
- **Ott M.**, Breuer F., Grodzki D, Blaimer M., Triphan S., Jakob P.
Quiet short echo time gradient echo MRI (2014), ISMRM 22th Annual Meeting, p 4260

Patente

- **Martin Ott**, David Porter, David Grodzki, Robin Heidemann; DE 102014203890.1; US 14/638,237; 04.03.2014
- **Martin Ott**; DE 102014206561.5, DE 102014206562.3; US 14/678,275, US 14/678,211; 04.04.2014

Danksagung

Eine Dissertation schreibt sich natürlich nicht von alleine. Es gibt eine Vielzahl an Personen, die diese Arbeit erst möglich gemacht haben. Bei diesen möchte ich mich bedanken:

- Ein besonderer Dank gilt meinen Doktorvater Prof. Dr. Peter Jakob an der Uni Würzburg und meinen Betreuern PD Dr. Björn Heismann und Dr. David Grodzki bei Siemens Healthcare. Vielen Dank für Euer reges Interesse an meiner Arbeit. Ihr habt Euch für meine Fragen und Angelegenheiten immer Zeit genommen.
- Bei Dr. Martin Blaimer und Dr. Felix Breuer, die mich seit meiner Diplomarbeit bei allen Fragestellungen stets unterstützt haben.
- Bei weiteren Kollegen bei Siemens Healthcare: Dr. Heiko Meyer & PI ORTH, Gerald Mattauch, Mathias Blasche und das GCS-Team.
- Ein Dank geht an Anagha Deshmane für das Korrekturlesen meine englischsprachigen Arbeiten und Texte.
- Ein herzlicher Dank an Dr. Peter Nordbeck für die vielen Konversationen.
- Quiero agradecer a mis compañeros de oficina. Siempre hemos tenido un montón de diversión juntos: Gracias Thomacito y Paolita.
- Ein großer Dank geht an die Korrekturleser: Daniel Gensler, Dr. Thomas Benkert, Dr. Florian Fidler, Dr. Alexander Huggenberger.
- Weiterhin ein Dank an die Kickerrunde für die zahllosen Spiele.

Der größte Dank geht an meine Eltern, für die stetige Unterstützung und das große Vertrauen in mich in all den Jahren.

Ein weiterer großer Dank geht an meine Großeltern, die mich während des Studiums unterstützt haben. Besonders an meinen Großvater, der mich schon früh im Leben zu dem Interesse an technischen Dingen brachte.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Freundin Melisita, die mich in allen Lebenslagen immer unterstützt und ermutigt hat.

Ein Dank soll auch an meine engen Freunde gehen, die mir auch neben der Arbeit Freude und Ausgleich bereiteten: Danke AB, AH, AM, DG, DN, FB, FB, FF, FF, JC, MD, MK, MO, MS, MW, NW, SB, SV, TB, PP, UB, UH, YG, FDS.