

Spulen-Arrays mit bis zu 32 Empfangselementen für den Einsatz an klinischen NMR-Geräten

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

vorgelegt von

Tobias Wichmann

aus Würzburg

Würzburg 2012

Eingereicht am: 29. Mai 2012
bei der Fakultät für Physik und Astronomie

1. Gutachter: Prof. Dr. Peter M. Jakob
2. Gutachter: Prof. Dr. Axel Haase
der Dissertation

1. Prüfer: Prof. Dr. Peter M. Jakob
2. Prüfer: Prof. Dr. Axel Haase
3. Prüfer: Prof. Dr. Björn Trauzettel
im Promotionskolloquium

Tag des Promotionskolloquiums: 8. Oktober 2012

Doktorurkunde ausgehändigt am:

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
2	Grundlagen	9
2.1	Das Messsignal in der NMR	9
2.2	Bildgebung	11
2.2.1	Grundlagen der Bildgebung	11
2.2.2	Parallele Bildgebung	12
2.3	Die NMR-Messspule	15
2.3.1	Das Signal-Rausch-Verhältnis	15
2.3.2	Die Spulengüte Q	17
2.3.3	Signalübertragung	18
2.3.4	Vorverstärker	19
2.3.5	Die Loop-Spule	19
2.4	Spulen-Arrays	21
2.4.1	Grundprinzip	21
2.4.2	Entkopplung	22
2.4.3	Rauschkorrelation	27
2.5	Geräte und Methoden	27
2.5.1	Charakterisierung auf der Messbank	28
2.5.2	Charakterisierung am MR-Gerät	28
2.5.3	MR-Geräte	32

3	Tierspulen für klinische MR-Geräte	35
3.1	Untersuchung von Entkopplungsmechanismen	36
3.1.1	Methoden	36
3.1.2	Charakterisierung	39
3.1.3	Zusammenfassung	43
3.2	Mäusevolumenspule	44
3.2.1	Methoden	44
3.2.2	Charakterisierung	47
3.2.3	Zusammenfassung	49
3.3	Anwendungen	50
3.3.1	Evaluierung an Ratten	50
3.3.2	Hochaufgelöste Angiographie an Mäusen	52
3.3.3	Zusammenfassung	54
3.4	Zusammenfassung	55
4	32-Kanal-Herzspule für 3 T	57
4.1	Stand der Technik	58
4.2	Portierung auf 3 T	59
4.3	Optimierung des Designs	63
4.3.1	Aufbau einer Versuchsspule für 1,5 T	63
4.3.2	Umsetzung bei 3 T	71
4.4	Evaluierung der optimierten Spule	72
4.5	Zusammenfassung	75
5	Brustspulen für die klinische Diagnostik	77
5.1	Vorüberlegungen	78
5.2	Brustspulenprototyp für 1,5 T	85
5.2.1	Methoden	85
5.2.2	Evaluierung	86

<i>Inhaltsverzeichnis</i>	5
5.2.3 Zusammenfassung und Bewertung	94
5.3 Brustspule zur Diagnostik bei 3T	94
5.3.1 Unterschiede zu 1,5T	94
5.3.2 Charakterisierung	96
5.4 Zusammenfassung	100
6 Zusammenfassung	103
7 Summary	107
Literaturverzeichnis	109
Eigene Veröffentlichungen	115
Danksagung	119
Lebenslauf	121

Kapitel 1

Einleitung

Seit der Entdeckung von Paul Lauterbur [lauterbur73] und Peter Mansfield [mansfield73], mit Hilfe der Kernspinresonanz Schnittbilder des menschlichen Körpers ohne den Einsatz von ionisierender Strahlung erzeugen zu können, hat diese Methode nach und nach Einzug in den klinischen Alltag erhalten. Ein Beweis für die Bedeutung, die die NMR¹-Tomographie heute in der Medizin besitzt, ist die Verleihung des Nobelpreises für Medizin im Jahr 2003, den beide für diese Entdeckung erhalten haben.

Die Entwicklung der NMR ist auch heute noch nicht abgeschlossen. Jedes Jahr werden neue Möglichkeiten aufgezeigt, die NMR in immer mehr Bereichen einzusetzen. Durch die Entwicklung von ausgereifterer Hardware und besserer Bildgebungssequenzen wurde es möglich, höher aufgelöste Bilder in kürzerer Zeit aufzunehmen. Da das zu detektierende NMR-Signal nur sehr klein ist (wenige mV), müssen vor allem die Komponenten am Beginn der Empfangskette besonders optimiert werden, um ein möglichst hohes Signal-Rausch-Verhältnis² zu erreichen. Am Anfang dieser Kette steht dabei immer eine Empfangsspule. Sie entscheidet hauptsächlich über das erreichbare SNR. Der Meilenstein in der Entwicklung der Empfangsspulen der letzten 20 Jahre war dabei die Kombination von mehreren kleineren Empfangsspulen zu einem sogenannten Spulen-Array. Dieser Schritt hat sowohl eine höhere Empfindlichkeit als auch die Möglichkeit zur beschleunigten Bildakquisition zur Folge. War es anfangs noch schwierig eine Spule mit mehreren Kanälen an einen Kernspintomographen anzuschließen, haben aktuelle klinische Geräte häufig bis zu 32 unabhängige Empfangskanäle.

Für viele Anwendungsgebiete stehen aber noch keine dedizierten Spulen, die die Anzahl der Empfangskanäle ausnützen, zur Verfügung. Diese Arbeit behandelt für drei verschiedene Anwendungsgebiete die Entwicklung von dedizierten Spulen-

¹NMR: engl. nuclear magnetic resonance - Kernspinresonanz, vor allem im klinischen Bereich nur mit MR abgekürzt

²engl. signal to noise ratio, deswegen häufig mit SNR abgekürzt

Arrays mit vielen Kanälen für klinische Geräte mit magnetischen Flussdichten von 1,5 T und 3 T.

Kapitel 3 beschäftigt sich mit dem Bau von Empfangsspulen für die Untersuchung von Mäusen bzw. Ratten. Normalerweise werden für diese Untersuchungen dedizierte Tierscanner mit Flussdichten von bis zu 21 T verwendet, welche ein sehr hohes SNR ermöglichen. Die Verfügbarkeit der klinischen MR-Geräte sowie der gleiche Bildkontrast wie bei Untersuchungen am Menschen machen aber Tieruntersuchungen auch an diesen Geräten interessant. Besonders der Bau von Mäuse-spulen stößt dabei an die Grenzen der technischen Realisierbarkeit aufgrund ihrer kleinen geometrischen Abmessungen.

Wegen der relativ langen Akquisitionszeiten von MR-Bildern ist das Herz, als sich schnell bewegendes Organ, besonders schwierig zu messen. Dies ist heute nur mit für den Patienten anstrengenden Atemhaltezyklen möglich. Typische Herzmessungen erfordern, dass der Patient bis zu 20-mal für ca. 12 Sekunden den Atem anhalten muss. Das ist bei herzkranken Menschen schwierig zu realisieren. Phased-Array-Spulen mit vielen Empfangskanälen versprechen durch den Einsatz von parallelen Bildgebungstechniken eine deutlich verkürzte Aufnahmedauer. Ausgehend von einer existierenden Herzspule für 1,5 T zeigt Kapitel 4 den Weg zum Bau einer optimierten Herzspule mit 32 Empfangskanälen für 3 T.

Die Zahl der Mammographien, die mit NMR durchgeführt werden, ist in den letzten Jahren stark gestiegen. Gerade bei schwierigen Befunden stellt die MR-Mammographie eine wichtige Ergänzung zu den konventionellen Mammographiemethoden mit Röntgenstrahlung bzw. Ultraschall dar. Für eine frühzeitige Brustkrebserkennung ist eine hohe räumliche Auflösung der Schnittbilder gefordert. Da Brustgewebe ein intrinsisch hohes SNR aufweist und zusätzlich häufig Kontrastmittel bei Untersuchungen verwendet wird, ist es möglich, durch den Einsatz paralleler Bildgebungstechniken bei gleichbleibender Messdauer die Auflösung der Messung zu erhöhen. Diese Voraussetzungen bringen besondere Anforderungen mit sich, die eine für die klinische Diagnostik verwendbare Brustspule erfüllen muss. Kapitel 5 beschreibt die Entwicklung einer optimierten 16-Kanal-Brustspule für 3 T. Die Spule soll alle Voraussetzungen für den Einsatz in der klinischen Routine erfüllen.

Kapitel 2

Grundlagen

2.1 Das Messsignal in der NMR

Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl besitzen einen von Null verschiedenen Gesamtdrehimpuls und damit ein magnetisches Moment. Für N Atomkerne im äußeren Magnetfeld \vec{B}_0 ¹ ergibt sich eine makroskopische Magnetisierung \vec{M}_0 im thermischen Gleichgewicht in der Näherung für hohe Temperaturen:

$$\vec{M}_0 = \frac{N\gamma^2\hbar^2 I(I+1)}{3kT} \vec{B}_0. \quad (2.1)$$

Die Konstanten γ , das gyromagnetische Verhältnis, und I , die Spinquantenzahl, sind unterschiedlich für unterschiedliche Atomkernsorten. \hbar ist das Plancksche Wirkungsquantum h geteilt durch 2π , k die Boltzmannkonstante und T die Temperatur.

Ist \vec{M}_0 nicht parallel zum äußeren Magnetfeld \vec{B}_0 ausgerichtet, welches per Konvention in z -Richtung zeigt, präzediert diese mit der Larmorfrequenz

$$\nu_0 = \gamma B_0 \quad (2.2)$$

um die z -Achse (Abbildung 2.1). γ ist definiert als $\frac{\gamma}{2\pi}$ und beträgt für Wasserstoffatomkerne (Protonen) $42,6 \text{ MHz/T}$. Die Larmorfrequenz bei einer Feldstärke von z. B. 3 T ist somit 128 MHz .

Die x - y -Komponente von \vec{M}_0 wird auch als Transversalmagnetisierung \vec{M}_{xy} be-

¹Physikalisch korrekt ist \vec{B}_0 die magnetische Flussdichte mit der Einheit [Tesla]. Im allgemeinen Sprachgebrauch hat sich allerdings eingebürgert \vec{B}_0 Feldstärke zu nennen. Das ist auch die Handhabung in dieser Arbeit.

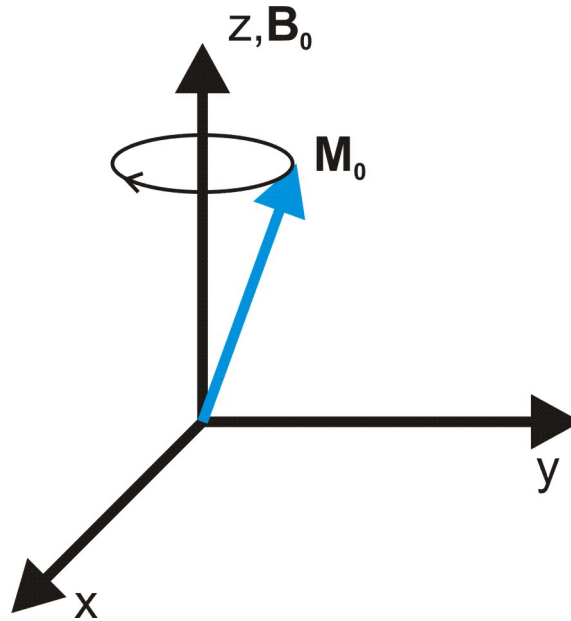


Abbildung 2.1: Eine Magnetisierung \vec{M}_0 präzediert mit der Larmorfrequenz ν_0 um die z-Achse.

zeichnet. \vec{M}_{xy} kann in einer senkrecht zur z-Achse orientierten Spule eine Spannung U_{ind} induzieren:

$$U_{ind} \propto \int \frac{d}{dt} M_{xy} dV. \quad (2.3)$$

Diese induzierte Spannung ist das Messsignal in der NMR und kann mit einer Empfangsspule detektiert werden.

Im Gleichgewichtszustand ist $|M_0| \gg |M_{xy}|$, da die Magnetisierung nahezu komplett entlang der z-Achse ausgerichtet ist. Um ein Messsignal zu erhalten, muss die Magnetisierung folglich aus dem Gleichgewichtszustand ausgelenkt werden. Diese Auslenkung wird durch ein sich mit ν_0 um die z-Achse rotierendes, zu B_0 senkrecht magnetfeld, dem sogenannten \vec{B}_1 -Feld erreicht. Das \vec{B}_1 -Feld wird von einer Sendespule, die nicht notwendigerweise von der Empfangsspule unterschiedlich sein muss, erzeugt. Der Winkel α , um den \vec{M}_0 ausgelenkt wird, beträgt

$$\alpha = 2\pi\gamma B_1 t, \quad (2.4)$$

wobei t die Wirkdauer des angelegten \vec{B}_1 -Feldes ist. Das Anlegen des \vec{B}_1 -Feldes wird auch als Puls bezeichnet. Ein 90° -Puls lenkt z. B. \vec{M}_0 um 90° und damit komplett in die transversale Ebene aus. Der Betrag des \vec{B}_1 -Feldes ist in der Regel sehr viel kleiner als der des \vec{B}_0 -Feldes.

2.2 Bildgebung

2.2.1 Grundlagen der Bildgebung

Durch dem \vec{B}_0 -Feld überlagerte, lineare Magnetfeldgradienten ist es möglich, das NMR-Signal ortsabhängig zu machen [lauterbur73] [mansfield73]. Die Gleichung 2.2 muss durch das Anlegen eines linearen Gradienten in z. B. der x-Richtung modifiziert werden:

$$\omega(x) = 2\pi\gamma(B_0 + G_x x). \quad (2.5)$$

Die Larmorfrequenz ω_0 des empfangenen Signals ist somit abhängig von der Position in x-Richtung.

G_x bezeichnet hier die Stärke des Magnetfeldgradienten. Zu beachten ist, dass G_x kein in x-Richtung orientiertes Magnetfeld ist, sondern ein in z-Richtung orientiertes Feld, dessen Stärke sich abhängig von der x-Position ändert. Liegt dieser Gradient während des Auslesens der Daten an, wird in der Empfangsspule folgendes Signal $S(t)$ induziert:

$$S(t) = \int \rho(x) e^{i2\pi\gamma \int_0^T G_x x dt} dx. \quad (2.6)$$

$S(t)$ ist die Fouriertransformation der Spindichte $\rho(x)$, wobei T der Dauer des angelegten Gradientens entspricht. Der Ausdruck $2\pi\gamma \int_0^T G_x dt$ wird häufig auch mit k abgekürzt. Der fouriertransformierte, reziproke Bildraum wird deswegen auch als k -Raum bezeichnet. Im einfachen Fall konstanter Gradientenstärke vereinfacht sich dieser Ausdruck zu

$$k = 2\pi\gamma G_x T. \quad (2.7)$$

Mit $S(t)$ erhält man eine Projektion des abzubildenden Objektes auf die x-Achse. Durch Wiederholung dieses Experiments mit Gradienten in unterschiedlichen Richtungen kann man dann, analog zur Bildgebung bei Computertomographen, zweidimensionale Schnittbilder erzeugen. Moderne Bildgebungsmethoden beruhen allerdings auf dem Prinzip der Ortskodierung mit Hilfe von Gradienten in allen drei Raumrichtungen [kumar75]. Durch Anlegen von Gradienten verändert man den Punkt, an dem man sich im k -Raum befindet. Für ein vollständiges Bild muss der gesamte k -Raum abgetastet werden. Abbildung 2.2 zeigt die Beziehung zwischen Bildraum und k -Raum.

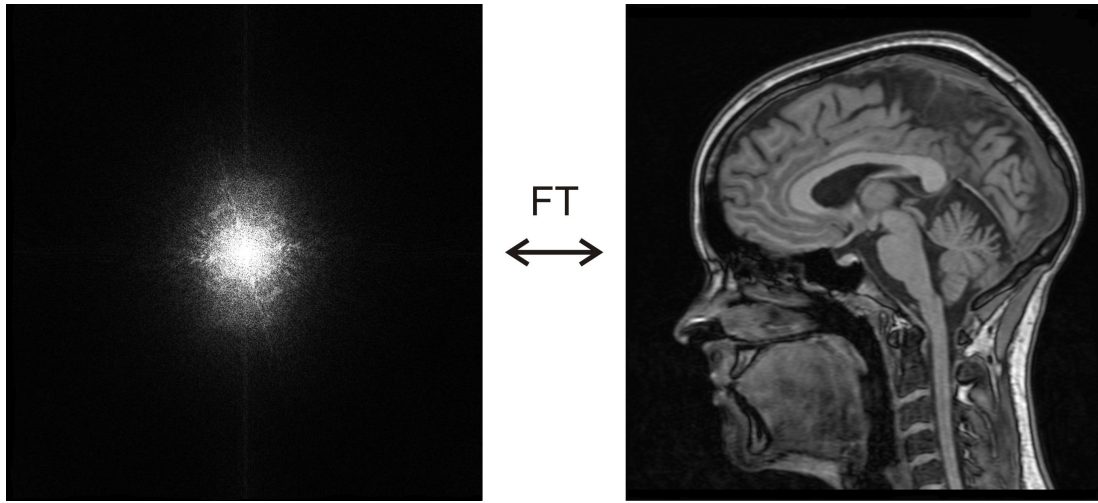


Abbildung 2.2: Der k -Raum (links) ist der Raum in dem die Rohdaten aufgenommen werden. Die Mitte des k -Raums ist der Punkt, an dem keine Gradienten anliegen. Durch Fouriertransformation erhält man den Bildraum (rechts).

2.2.2 Parallele Bildgebung

Jede abgetastete k -Raum-Zeile kostet Zeit. Durch schnellere Gradientenschaltzeiten bzw. stärkere Gradienten kann man die Messung beschleunigen. Allerdings sind die heute verfügbaren Gradienten technisch schon sehr ausgereift und es ist keine signifikante Verbesserung zu erwarten. Zusätzlich kann es jetzt schon bei bestimmten Gradientenschaltungen zu unerwünschten Nervenstimulationen kommen. Möchte man also deutliche Geschwindigkeitsvorteile erhalten, benötigt man dafür eine andere Methode.

Mit Einführung der Phased-Array-Technik in der NMR [roemer90], also dem Einsatz von mehreren unabhängigen NMR-Messspulen, war es möglich, Bildakquisitionen durch den Einsatz von parallelen Bildgebungstechniken zu beschleunigen [kelton89].

Die Grundidee aller dieser Methoden ist, nicht alle k -Raumzeilen zu akquirieren. Das Weglassen von zum Beispiel jeder zweiten k -Raumzeile führt zu einer Beschleunigung der Akquisitionszeit um den Faktor $R = 2$, dem Reduktionsfaktor. Das Resultat ist dann ein eingefaltetes Bild, da die Daten nach dem Nyquist-Shannon-Theorem [nyquist28] [shannon49] unterabgetastet wurden. Die Aufgabe der parallelen Bildgebung ist es, mit Hilfe zusätzlicher Informationen aus den einzelnen Spulenelementen das Bild zu entfalten. Das ist entweder im Bildraum, mit z. B. SENSE [pruessmann99], oder im k -Raum, mit z. B. GRAPPA [griswold02], möglich (Abbildung 2.3).

Die benötigten zusätzlichen Informationen werden je nach Methode auf unterschiedliche Weise gewonnen, beispielsweise durch vor dem eigentlichen Bildge-

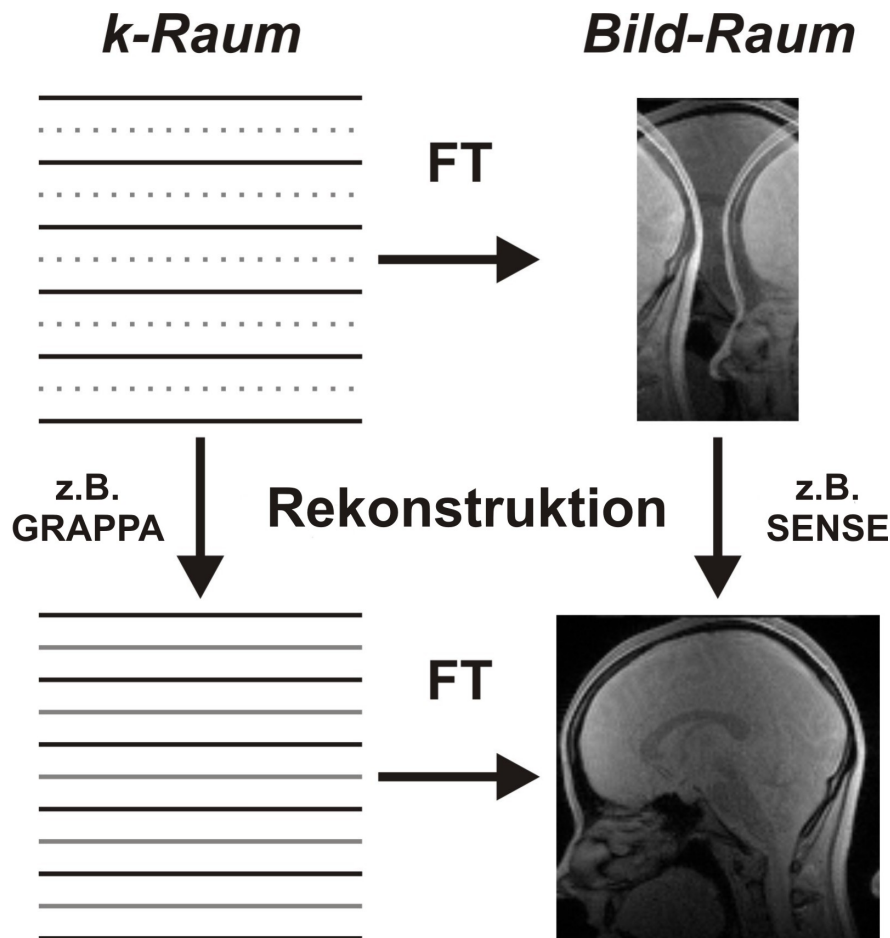


Abbildung 2.3: Ein im k -Raum unterabgetastetes Bild (links oben) führt im Bild-Raum zu einer Einfaltung (rechts oben). Die Aufgabe der parallelen Bildgebungsmethoden ist es, das Bild zu entfalten. Das kann entweder im k -Raum oder direkt im Bildraum passieren. Immer ist die Grundlage für eine fehlerfreie Entfaltung die Verwendung von Spulensinformationen.

bungsexperiment aufgenommene Spulensensitivitätskarten [pruessmann98] oder durch während der Bildakquisition zusätzlich aufgenommene k -Raumzeilen [jakob98].

Der Preis für eine beschleunigte Akquisition ist dabei ein Verlust von SNR

$$SNR_{beschleunigt} = \frac{SNR_{unbeschleunigt}}{g\sqrt{R}}. \quad (2.8)$$

g ist der sogenannte Geometrie- oder g -Faktor [pruessmann99]. Im Idealfall beträgt $g = 1$ und man erhält nur einen intrinsischen SNR-Verlust von \sqrt{R} aufgrund der Unterabtastung. Der g -Faktor beschreibt die Fähigkeit zwei ineinander

gefaltete Bildpunkte wieder zu separieren und ist unter anderem abhängig von der Kanalzahl der Spule, der Elementanordnung und Elementgeometrie sowie von der Wahl der Phasenkodierrichtung. Folgendes Beispiel soll den Einfluss der Phasenkodierrichtung auf den g-Faktor verdeutlichen. Zwei geometrisch gleiche Loop-Spulen sind in y -Richtung orientiert und haben einen Spulendurchmesser Abstand voneinander. Weiterhin sind für jede Spule ihre Spulensensitivitätskarten in der x - y -Ebene gezeigt (Abbildung 2.4).

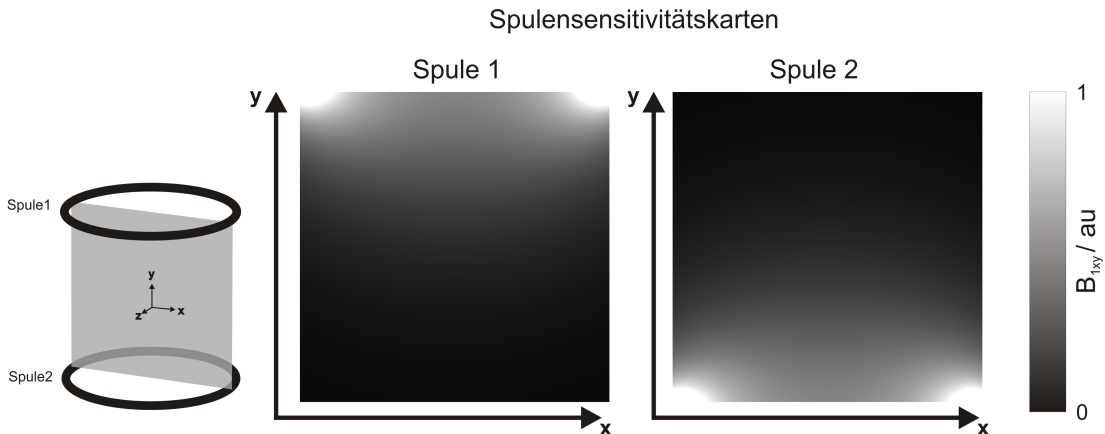


Abbildung 2.4: Zwei Loop-Spulen sind mit einem Spulendurchmesser Abstand in y -Richtung voneinander positioniert (links). Für jede Spule ist ihre Spulensensitivitätskarte in der x - y -Ebene angegeben.

Beide Spulen haben deutliche Unterschiede in den Spulensensitivitäten in y -Richtung, während in x -Richtung nahezu keine Änderungen auftreten. Für eine Beschleunigung um den Faktor $R = 2$ in y - bzw. in x -Richtung zeigt Abbildung 2.5 die berechneten SENSE g-Faktorkarten.

Für die Beschleunigung in y -Richtung erhält man g-Faktoren die deutlich unter dem Wert 2 liegen. Das bedeutet, dass zusätzlich zu dem intrinsischen SNR-Verlust von einem Faktor $\sqrt{2}$ nur geringe SNR-Verluste zu erwarten sind. Die Spulenanordnung eignet sich für eine Beschleunigung in dieser Richtung.

Bei einer gleich großen Beschleunigung in x -Richtung erhält man um mehrere Größenordnungen höhere g-Faktoren. Das SNR wäre hier folglich extrem verringert. Aufgrund der fehlenden Spulensensitivitätsunterschiede in x -Richtung ist also eine saubere Entfaltung des Bildes nicht möglich.

Eine optimale Spule benötigt bei der von der Applikation geforderten Beschleunigungsrichtung (Phasenkodierrichtung) niedrige g-Faktoren um sie für parallele Bildgebungsmethoden verwenden zu können.

Parallele Bildgebung kann bei jeder Bildgebungssequenz verwendet werden. Sinnvoll ist der Einsatz allerdings nur bei Anwendungen, bei denen die Vorteile durch

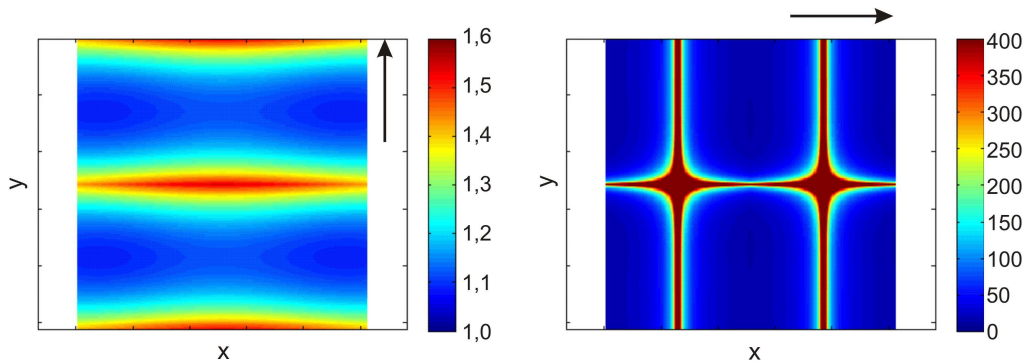


Abbildung 2.5: g -Faktorkarten für eine Beschleunigung um den Faktor $R = 2$ in y - (links) bzw. x -Richtung (rechts). Der Pfeil symbolisiert die Beschleunigungsrichtung.

die schnellere Akquisition die Nachteile durch die SNR-Einbußen aufwiegen.

2.3 Die NMR-Messspule

NMR-Messspulen kann man in Volumenspulen und Oberflächenspulen unterteilen. Volumenspulen umschließen das zu untersuchende Objekt und erzeugen in der Regel ein homogenes \vec{B}_1 -Feld, weswegen sie häufig als Sendespulen verwendet werden. Typische Beispiele für Volumenspulen sind die Solenoidspule, der Birdcage [hayes85] oder auch der TEM [roeschmann88] [vaughan94]. Klinische MR-Geräte besitzen meistens schon eine eingebaute Volumenspule, die sogenannte Ganzkörperspule.

Oberflächenspulen werden an die zu untersuchende Region positioniert und umschließen das Objekt nicht. Sie haben an der Oberfläche eine hohe Sensitivität, die mit zunehmendem Abstand abnimmt. Deswegen werden Oberflächenspulen meistens nur zum Empfangen des NMR-Signals verwendet. Eine typische Oberflächenspule besteht nur aus einer kreisförmig gebogenen Leiterbahn als Induktivität. Eine solche Spule wird auch als Loop-Spule (Kapitel 2.3.5) bezeichnet.

2.3.1 Das Signal-Rausch-Verhältnis

Das Signal-Rausch-Verhältnis wird in der Regel definiert als das Verhältnis aus mittlerer Leistung des Nutzsignals und mittlerer Leistung des Rauschsignals einer Signalquelle. Wie bereits in der Einleitung angesprochen, ist das SNR ein

wichtiges Maß für die Qualität einer Empfangsspule. Das Messsignal der NMR ist eine induzierte Spannung. Deswegen wird üblicherweise in der NMR das SNR über das Verhältnis der Spannung des Nutzsignals und der Spannung des Rauschsignals definiert.

Die Empfindlichkeit einer Spule ist als Messgröße nicht leicht zugänglich. Das Reziprozitätsprinzip [hoult76] ermöglicht allerdings die Rückführung des Empfangsfalls auf den Sendefall. Es besagt, dass bei einer mit dem Strom I_s durchflossenen Spule, die an einem Punkt A ein stärkeres Magnetfeld B_1 erzeugt als am Punkt B, im Empfangsfall von einer Magnetisierung am Punkt A eine größere Spannung als von einer gleich großen Magnetisierung am Punkt B in dieser Spule induziert wird. Für die in der Spule induzierte Spannung bedeutet das

$$U_{ind} = -\dot{\Phi} = -\frac{d}{dt} \int \frac{\vec{B}_1}{I_s} \vec{M}_{xy} dV. \quad (2.9)$$

Die induzierte Rauschspannung entsteht durch das thermische Rauschen eines Rauschwiderstandes R , wobei sich R aus unterschiedlichen Rauschmechanismen zusammensetzt [johnson28]:

$$U_{rausch} = \sqrt{4kTR\Delta\nu}. \quad (2.10)$$

$\Delta\nu$ ist die Akquisitionsbandbreite, die bis zu einigen hundert kHz groß werden kann. Auch bei der Rauschspannung besteht ein Zusammenhang zwischen Sendefall und Empfangsfall. Ein Verlustmechanismus im Sendefall wird im Empfangsfall Rauschen erzeugen. Es ist deswegen wichtig, beim Bau der Spule Verlustmechanismen zu minimieren.

Im Folgenden sollen die verschiedenen Mechanismen beschrieben werden, die zum Rauschwiderstand beitragen:

Rauschen durch ohmsche Verluste: Jeder normalleitende elektrische Leiter besitzt einen ohmschen Widerstand. Für Wechselströme ist dieser aufgrund des Skin-Effekts und des daraus resultierenden kleineren Leiterquerschnitts größer als der Gleichstromwiderstand. Die Eindringtiefe in Kupfer beträgt z. B. bei 100 MHz $6,6 \mu\text{m}$. Beim Spulenbau gilt es somit ohmsche Widerstände zu minimieren und Bauteile mit hohen Güten zu verwenden.

Rauschen durch induktive Verluste: In verlustbehafteten Materialien durch Magnetfelder induzierte Wirbelströme sind weitere Rauschmechanismen. B_1 -Feldkomponenten in z-Richtung sind in der Probe zu minimieren, da diese nicht zum NMR-Signal beitragen. In x-y-Richtung sind sie nicht zu vermeiden.

Rauschen durch dielektrische Verluste: Elektrische Felder erzeugen in Ma-

terialien mit einer Dielektrizitätskonstante $\epsilon \neq 1$ Verschiebungsströme und somit einen weiteren Verlustmechanismus. Beim Spulenbau muss also darauf geachtet werden, das Auftreten elektrischer Felder, soweit möglich, im Bereich von verlustbehafteten Dielektrika, insbesondere der Probe, zu verhindern.

Rauschen durch Strahlungsverluste: NMR-Resonatoren sind effektive Antennen, die elektromagnetische Felder nicht nur, wie für die NMR relevant, im Nahfeld erzeugen, sondern auch in das Fernfeld abstrahlen. Diese Verluste im Sendefall können durch Abschirmungen minimiert werden. Im Empfangsfall verhindert eine Abschirmung zusätzliches Rauschen durch externe Störquellen.

Zusammen mit den Gleichungen 2.9 und 2.10 erhält man für das SNR unter der Annahme einer homogenen Probe sowie homogener Magnetfelder B_0 und B_1 im Probenvolumen:

$$SNR = \frac{U_{ind}}{U_{rausch}} = \frac{-i\omega_0 \vec{B}_1 \vec{M}_{xy} V}{I_s \sqrt{4kTR\Delta\nu}} \propto \frac{\vec{B}_1}{I_s \sqrt{R}} \propto \frac{\vec{B}_{1,xy}}{\sqrt{P}}. \quad (2.11)$$

Bei einer Sendeempfangsspule erhält man folglich ein hohes SNR, wenn diese mit wenig Sendeleistung P ein möglichst großes transversales \vec{B}_1 -Feld erzeugt.

2.3.2 Die Spulengüte Q

Die Spulengüte Q ist ein Maß für die Verlustmechanismen in einem Resonator. Sie ist definiert als

$$Q = \frac{\omega L}{R}, \quad (2.12)$$

wobei L die Induktivität der Spule und R die Summe aller Verlustwiderstände ist. Die Güte der Spule kann sehr leicht auf der Messbank bestimmt werden [haase00] und erlaubt es ohne NMR-Experiment Aussagen über die Verlustmechanismen zu treffen. Die Güte kann sowohl unbeladen als auch beladen mit einem Phantom gemessen werden. Das Verhältnis aus beiden Messungen gibt Aufschluss darüber, welche Verlustmechanismen überwiegen und somit auch ob und wie das SNR der Spule verbessert werden kann:

$$\frac{Q_{unbeladen}}{Q_{beladen}} = \frac{R_{Spule} + R_{Probe}}{R_{Spule}}. \quad (2.13)$$

Bei einem Gütenverhältnis $Q_{ratio} < 2$, dominiert das Spulenrauschen das Probenrauschen. Eine Minimierung der Verlustmechanismen des Resonators führt also zu einem SNR-Gewinn. Wenn das Gütenverhältnis $Q_{ratio} \gg 2$ ist, ist der

dominante Rauschmechanismus das Probenrauschen. Dann führt auch eine Verbesserung des Resonators zu keiner SNR-Steigerung, falls nicht elektrische Felder in der Probe oder B_1 -Felder in z -Richtung die dominante Ursache für das Probenrauschen sind. Über die Gleichung 2.11 und die Beziehung [gueron89]

$$\frac{B_{1,xy}^2}{P} = \frac{\mu_0}{4\omega_0 V} \eta Q_{\text{beladen}} \quad (2.14)$$

erhält man einen Zusammenhang zwischen SNR und Spulengüte:

$$SNR \propto \sqrt{\eta Q_{\text{beladen}}}. \quad (2.15)$$

Der Faktor η ist der sogenannte Füllfaktor [hill68]. Er ist definiert als

$$\eta = \frac{\int_{\text{Probenvolumen}} B_1^2 dV}{\int_{\text{gesamter Raum}} B_1^2 dV}. \quad (2.16)$$

Für ein optimales SNR muss bei hoher beladener Güte der Füllfaktor möglichst dicht an $\eta = 1$ liegen. Abgesehen von Orten, an denen hohe elektrische Felder auftreten, sollte das Probenvolumen folglich möglichst mit dem Spulenvolumen übereinstimmen.

2.3.3 Signalübertragung

Im Sendefall muss die Leistung des HF-Senders verlustfrei zur Spule übertragen werden können. Im Empfangsfall darf das NMR-Signal von der Spule bis zum Vorverstärker des NMR-Gerätes nicht zusätzlich verrauscht werden. Die Signalübertragung erfolgt dann effektiv, wenn die Übertragungsketten über die gesamte Strecke die gleiche Impedanz besitzen. Bei einer Fehlanpassung der Impedanzen wird ein Teil der Leistung reflektiert. Der Reflektionsfaktor r bei einem Übergang von der Impedanz Z auf die Impedanz Z_0 beträgt

$$r = \frac{Z - Z_0}{Z + Z_0}. \quad (2.17)$$

In der NMR hat sich eine Impedanz von $Z_0 = 50 \Omega$ als Standard entwickelt. Zur Überbrückung von längeren Strecken werden meistens Koaxialkabel, ebenfalls mit einem Wellenwiderstand von 50Ω , verwendet. Da eine NMR-Spule in der Regel keine Impedanz von 50Ω besitzt, muss diese erst durch ein sogenanntes Ankoppelnetzwerk auf Z_0 transformiert werden.

2.3.4 Vorverstärker

Für die Rauschzahl NF^2 der gesamten Empfangskette sind vor allem die ersten Glieder wichtig. Das in der Spule induzierte NMR-Signal muss somit möglichst verlustfrei zu dem ersten Vorverstärker gelangen. Das erreicht man durch gute Impedanzanpassung sowie kurze Strecken zwischen Spule und Vorverstärker. Wenn möglich, sollte der Vorverstärker direkt in die Spule integriert sein. Ein typischer Vorverstärker für MR-Spulen verstärkt das Signal um ca. 27 dB bei einer Rauschzahl $NF < 1$ dB, wenn die Rauschquelle eine Impedanz von $50\ \Omega$ besitzt. Moderne Vorverstärker für die NMR besitzen eine von $50\ \Omega$ verschiedene, fehlangepasste Eingangsimpedanz Z_{VV} mit einem Reflexionsfaktor $r \approx 1$. Abbildung 2.6 zeigt eine typische Empfangskette von der Spule bis zum Vorverstärker. Die Impedanz der Spule Z_{Spule} wird über ein kapazitives Ankoppelnetzwerk auf $50\ \Omega$ transformiert und über einen $50\ \Omega$ -Phasenschieber an den Vorverstärker angeschlossen [reykowski95]. Durch den Phasenschieber wird die niedrige Impedanz des Vorverstärkers in eine hohe Impedanz Z_{offen} direkt an der Spule transformiert, was man sich bei der sogenannten Vorverstärkerentkopplung zu Nutze macht (Kapitel 2.4.2). Das führt auch dazu, dass die Spule toleranter gegenüber nicht optimaler Beladung wird.

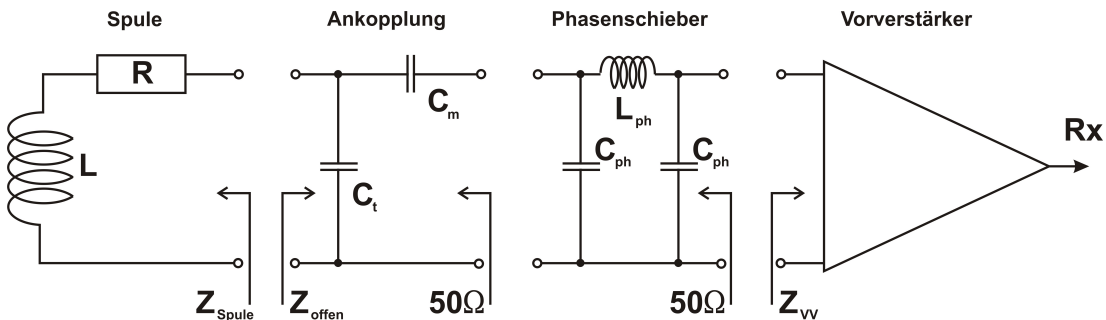


Abbildung 2.6: Darstellung der Empfangskette von der Spule bis zum Vorverstärker. In der gesamten Kette werden nur verlustfreie Bauteile wie Kondensatoren oder Induktivitäten verwendet, um kein zusätzliches ohmsches Rauschen zu erzeugen.

2.3.5 Die Loop-Spule

Einer der einfachsten Spulentypen ist die sogenannte Loop-Spule [ackerman80]. Sie ist eine Oberflächenspule, welche häufig als reine Empfangsspule Verwendung findet und besteht im einfachsten Fall aus einer kreisförmig gebogenen Leiterbahn, die durch eine Kapazität C auf die Resonanzfrequenz abgestimmt wird.

²NF: engl. noise figure; $NF = 10 \lg \frac{SNR_{ein}}{SNR_{aus}}$

Zur Minimierung der über C anfallenden elektrischen Felder wird die Kapazität manchmal über mehrere Kondensatoren verteilt. Die Loop-Spule erzeugt in erster Näherung ein B_1 -Feld, welches indirekt proportional mit der Entfernung zur Spulenebene abfällt. Aufgrund dieser Inhomogenität werden Loop-Spulen meistens nur als reine Empfangsspulen in Kombination mit einer ein homogenes Feld erzeugenden Volumenspule eingesetzt. Bei richtiger Dimensionierung besitzt die Loop-Spule lokal eine sehr hohe Sensitivität. Als Faustformel kann man annehmen, dass die Eindringtiefe³ einer kreisförmigen, probenrauschendominierten Loop-Spule in etwa ihrem Radius entspricht [haase00]. Bei Verwendung der Spule als reine Empfangsspule muss beachtet werden, dass die Loop-Spule während des Sendens mit der Volumenspule nicht resonant sein darf, sie also weggeschaltet werden muss [boskamp85]. Anderenfalls hätte man gekoppelte Schwingkreise, was zu mangelnder Effektivität der Spulen (Kapitel 2.4.2) oder im schlimmsten Fall zu einer Fokussierung der Felder und damit zu einer starken Erwärmungen der Probe führen kann. Ein Wegschalten der Spule erreicht man z. B. durch einen zusätzlichen resonanten Kreis, dem Sperrkreis, der durch eine PIN⁴-Diode geschaltet werden kann. Eine PIN-Diode besteht aus drei Schichten, einem n- und einem p-dotierten Bereich sowie einem dazwischenliegenden hochohmigen, nicht dotierten Bereich. PIN-Dioden werden verwendet, um mit Gleichstrom hochfrequenten Wechselstrom zu schalten. Fließt durch die PIN-Diode ein Vorwärtsstrom von 100 mA, verkleinert sich die Sperrschicht, was einen niedrigen Wechselstromwiderstand zur Folge hat. Wird sie z. B. mit -30 V rückwärts gegengespannt, verbreitert sich die Sperrschicht und der Wechselstromwiderstand erhöht sich. Die Schaltzeiten von in der NMR verwendeten PIN-Dioden betragen wenige μs . Abbildung 2.7 zeigt das Schaltbild einer typischen, an 50Ω angekoppelten Loop-Spule mit aktivem Sperrkreis.

Die Aufteilung der Kondensatoren sorgt dafür, dass elektrische Felder an den Stellen der Kondensatoren konzentriert werden und sich somit außerhalb der Probe befinden. Dadurch wird die Güte optimiert, da das Dielektrikum im Kondensator in der Regel verlustärmer ist, als das der Probe. Zusätzlich minimiert sich die Frequenzverschiebung beim Beladen der Spule. Der Kondensator an der Seite des Ankoppelnetzwerkes ist noch einmal aufgeteilt. Zwischen diesen beiden Kondensatoren befindet sich aus Symmetriegründen das elektrische Potential Null. Deshalb eignet sich diese Position für Masseverbindungen. Die Induktivität L_{sp} bildet bei durchgeschalteter PIN-Diode einen aktiven Sperrkreis mit der Resonanzfrequenz

$$\nu_{Sperr} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{sp}2C}}. \quad (2.18)$$

³Die Eindringtiefe ist die Tiefe, bei der die Sensitivität der Spule auf $\frac{1}{e}$ also ca. 37 % der Sensitivität im Zentrum der Spule abgefallen ist.

⁴PIN: engl. positive intrinsic negative

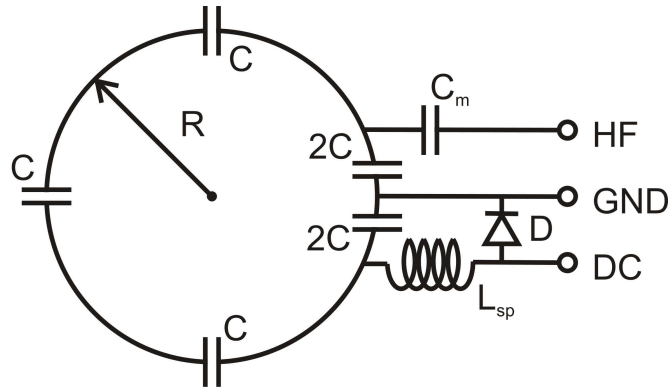


Abbildung 2.7: Schaltbild einer Loop-Spule mit dem Radius R , die als reine Empfangsspule verwendet werden soll. Die Impedanzanpassung auf 50Ω erfolgt über den Kondensator C_m . Der aktive Sperrkreis mit der Resonanzfrequenz $\nu_{Sperr} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{sp}2C}}$ schaltet die Spule im Sendefall weg.

2.4 Spulen-Arrays

Um mit einer Empfangsspule ein zu untersuchendes Objekt mit bestmöglicher Sensitivität darstellen zu können, benötigt man eine für dieses Objekt optimierte Spule. Eine Oberflächenspule bietet eine lokal hohe Sensitivität, während eine Volumenspule das ganze Objekt abdecken kann. Die Größe einer Oberflächenspule ist maßgebend für ihre Eindringtiefe. Bei einer Spule für Wirbelsäulenbildgebung möchte man zum Beispiel einerseits eine Oberflächenspule haben, die klein ist, da die Wirbelsäule direkt an der Oberfläche liegt und somit keine große Eindringtiefe benötigt wird. Andererseits ist die Wirbelsäule ein langgestrecktes Objekt, was eine große, nicht SNR-optimierte Oberflächenspule erfordert. Das Konzept der Spulen-Arrays [roemer90] beruht darauf, viele kleine SNR-optimierte Spulen zu einer größeren Spule zu kombinieren.

2.4.1 Grundprinzip

Als Spulen-Array bezeichnet man eine Anordnung von mehreren Oberflächenspulen. Die Spulenelemente können ein-, zwei- oder auch dreidimensional angeordnet werden. Eine Anordnung bei der die Elemente das zu untersuchende Objekt umschließen, nennt man auch Volumenspulen-Array [hayes91].

2.4.2 Entkopplung

In einem Spulen-Array werden mehrere Schwingkreise geometrisch benachbart angeordnet. Jeder Schwingkreis empfängt allerdings nicht nur die vom MR-Signal induzierte Spannung sondern zusätzlich auch die Spannung U_i , die im Element i durch einen Strom I_j im Element j mittels der Gegenimpedanz Z_{ij} übertragen wird [wright97]:

$$U_i = I_j Z_{ij}. \quad (2.19)$$

Zur Minimierung dieser unerwünschten Spannung kann entweder I_j unterdrückt oder Z_{ij} reduziert werden. Z_{ij} setzt sich aus einem reellen gemeinsamen Rauschwiderstand R_{ij} und einer Gegeninduktivität M_{ij} zusammen. Der Rauschwiderstand sorgt für die Rauschkorrelation der Elemente und ist bei vorhandener Probe immer verschieden von Null. Einfacher beeinflussbar ist die Kopplung durch die Gegeninduktivität.

Um das Verhalten zweier durch eine Gegeninduktivität M koppelnder Spulen berechnen zu können, kann man die zwei getrennten Schwingkreise in einem Ersatzschaltbild als ein gekoppeltes System darstellen (Abbildung 2.8). Das neu entstandene System besitzt nun zwei mögliche Schwingungsmoden.

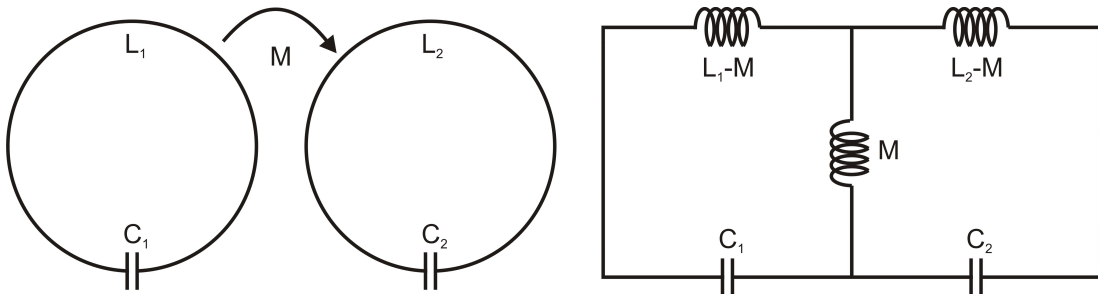


Abbildung 2.8: Das Verhalten zweier durch eine Gegeninduktivität M koppelnde Loop-Spulen mit den Resonanzfrequenzen $\nu_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_1 C_1}}$ und $\nu_2 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_2 C_2}}$ (links) lässt sich durch eine Darstellung im Ersatzschaltbild (rechts) berechnen.

Für den einfachen aber häufigen Fall, dass die Resonanzfrequenz beider Schwingkreise bei der selben Frequenz ν_0 liegt und die Induktivitäten $L_1 = L_2 = L$, sowie die Kapazitäten $C_1 = C_2 = C$ sind, erhält man eine Impedanzkurve analog zu Abbildung 2.9. Aus dem Ersatzschaltbild lassen sich die Frequenzen beider Moden berechnen. Fließt der Strom in beiden Spulen gleichphasig, hebt er sich im Leiterbahnstück mit der Gegeninduktivität M auf und man erhält als Resonanz-

frequenz

$$\nu_{\text{gleichphasig}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{C(L-M)}}. \quad (2.20)$$

Schwingen beide Spulen gegenphasig verdoppelt sich der Stromfluss durch die Gegeninduktivität M und man erhält

$$\nu_{\text{gegenphasig}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{C(L+M)}}. \quad (2.21)$$

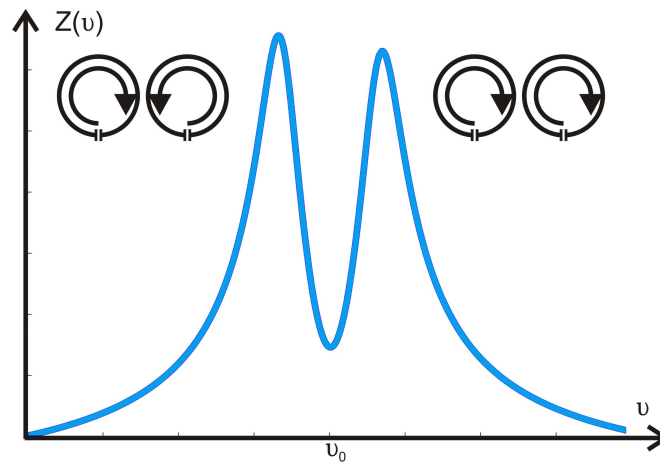


Abbildung 2.9: Darstellung der Impedanz zweier gekoppelter Schwingkreise, die ohne Kopplung bei der gleichen Frequenz ν_0 resonant wären. Man erhält zwei mögliche Schwingungsmoden.

Die Aufspaltung der Frequenzen ist ein Maß für die Gegeninduktivität M . Häufig wird als Maß für die Kopplung nicht M sondern die Kopplungskonstante $k = \frac{M}{L}$ angegeben. Sie beschreibt das Verhältnis der Gegeninduktivität zur Induktivität eines Schwingkreises. Für $k \ll 1$, was bei Spulen-Arrays meistens gegeben ist, kann man aus der Frequenzaufspaltung $\Delta\nu = \nu_{\text{gleichphasig}} - \nu_{\text{gegenphasig}}$ direkt k berechnen:

$$k = \frac{\Delta\nu}{\nu_0}. \quad (2.22)$$

Die Kopplung führt zu einer Aufspaltung der Frequenzen und zu einer verminderten Sensitivität bei der eigentlichen Arbeitsfrequenz ν_0 sowie zu einer Übertragung von Signal und Rauschen auf andere Spulen. Beides setzt das SNR herab. Im Idealfall möchte man bei einem Spulen-Array komplett unabhängige Einzelspulen haben. Um das zu erreichen, stehen verschiedene Entkopplungsmechanismen zur Verfügung.

Induktive Entkopplung

Direkt benachbarte Spulen können durch geometrischen Überlapp [roemer90] entkoppelt werden. Für die in einer Spule induzierte Spannung ist der durch sie hindurchfließende, sich zeitlich ändernde magnetische Fluss $-\dot{\Phi}$ entscheidend. Bei einer idealen Entkopplung verschwindet, bei Vernachlässigung von Einflüssen durch elektrische Felder und die Probe, die induzierte Spannung

$$U_{ind} = -\dot{\Phi} \stackrel{!}{=} 0. \quad (2.23)$$

Abbildung 2.10 veranschaulicht die Funktionsweise dieser Entkopplungsart.

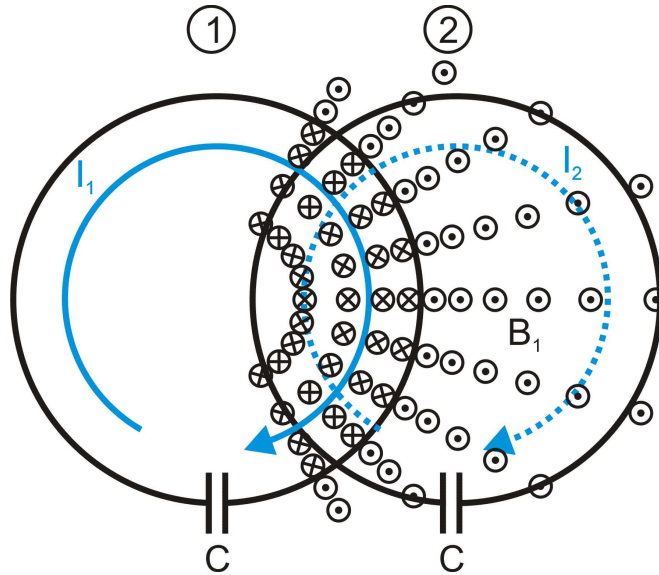


Abbildung 2.10: Der blaue Strom I_1 , der in der linken Spule 1 fließt, erzeugt einen magnetischen Fluss durch die Fläche der Spule 2, der in dieser einen Strom I_2 induziert. Überlappen beide Spulen gerade so, dass der Fluss über die Fläche der rechten Spule integriert Null ergibt, wird in Spule 2 keine Spannung induziert und $I_2 = 0$. Die Spulen sind geometrisch voneinander entkoppelt.

Für kreisförmige Loop-Spulen mit dem Durchmesser d und vernachlässigbarer Leiterbahnbreite erhält man im Idealfall einen Abstand der Spulenmittelpunkte von $0,75d$ für optimalen geometrischen Überlapp. Bei rechteckigen Loop-Spulen der Breite b erhält man einen Abstand von $0,9b$. Diese Werte dienen allerdings nur als Anhaltspunkte, da elektrische Felder sowie eine endliche Leiterbahnbreite den optimalen Überlapp beeinflussen. In der Praxis ermittelt man den Überlapp experimentell. Der große Vorteil des geometrischen Überlapps ist die Breitbandigkeit der Entkopplung. Ein Nachteil liegt in den etwas schlechteren g-Faktoren bei parallelen Bildgebungsmethoden, da durch den Überlapp der Spulen auch die

Spulensensitivitäten überlappen. Besonders bei hohen Frequenzen kann es sich als nachteilig auswirken, dass durch Überlappung die Spulenelemente größer als bei anderen Entkopplungsarten werden und dadurch Probleme verursacht werden.

Kapazitive Entkopplung

Benachbarte Spulen lassen sich auch kapazitiv entkoppeln. Eine Möglichkeit dies zu bewerkstelligen ist die Entkopplung über eine gemeinsame Leiterbahn [wang96]. Abbildung 2.11 zeigt zwei Loop-Spulen die über das gemeinsame Leiterbahnstück AB entkoppelt sind. Die Gegenimpedanz $i\omega M$ kann durch einen Kondensator

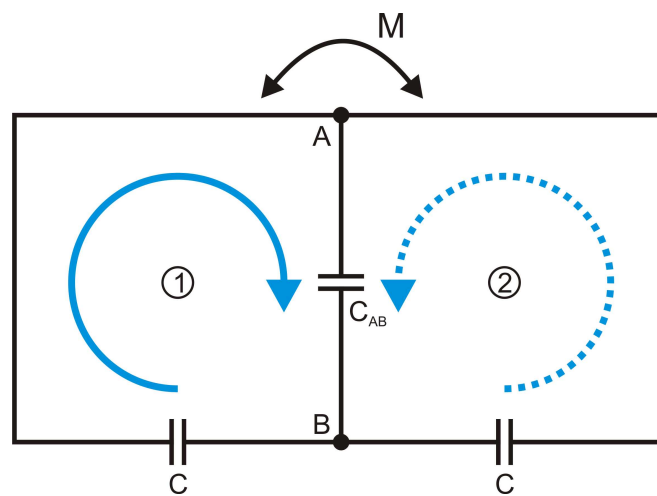


Abbildung 2.11: Damit ein Strom I_1 der in Spule 1 fließt, in Spule 2 keinen Strom induziert, muss die Strecke zwischen A und B die Gegeninduktivität M ausgleichen. Das erreicht man über den Kondensator C_{AB} .

C_{AB} im gemeinsamen Leiterbahnstück AB entkoppelt werden. Wählt man als Impedanz des Entkopplungskondensators $C_{AB} = \frac{1}{\omega^2 M}$ wird die Gegenimpedanz unter Vernachlässigung des Rauschwiderstandes ausgeglichen. Die Spulen sind somit entkoppelt. Der Vorteil dieser Methode liegt darin, dass er bei jeder Spulenanordnung verwendet werden kann, solange die Leiterbahn serienresonant gemacht werden kann. Dadurch, dass die einzelnen Spulen nicht überlappen, überlappen auch die Spulensensitivitäten nicht, was niedrigere g-Faktoren ermöglicht. Ein Nachteil ist, dass die Entkopplung nur schmalbandig ist, und somit für jede Frequenz, teilweise sogar für stark unterschiedliche Beladungen, neu eingestellt werden muss.

Auch wenn die Spulen keine gemeinsame Leiterbahn besitzen, können sie durch ein Entkopplungsnetzwerk kapazitiv von einander entkoppelt werden [lian98]. Abbildung 2.12 zeigt ein Beispiel zweier Spulen, die durch die Kondensatoren C_e

entkoppelt sind. Diese Methode wird häufig auch als „Gap-Anordnung“ der Elemente bezeichnet.

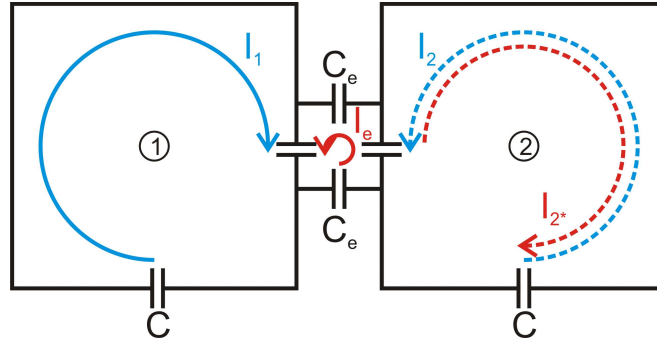


Abbildung 2.12: Ein Strom I_1 (blau) in Spule 1 induziert in Spule 2 einen unerwünschten Strom I_2 (blau gestrichelt). Durch die Einführung zweier Entkopplungskondensatoren C_e entsteht noch eine zusätzliche Masche in der ebenfalls durch I_1 ein Strom I_e (rot) induziert wird. Die Einstellung der Entkopplungskondensatoren kann I_e genau so gewählt werden, dass diese in Spule 2 einen zu I_2 entgegengesetzten Strom I_{2*} (rot gestrichelt) gleichen Betrages induzieren. Dadurch fließt effektiv in der rechten Spule kein Strom und die Spulen sind entkoppelt.

Der Vorteil dieser Methode liegt darin, dass zwei räumlich getrennte Spulen, räumlich getrennte Spulensensitivitäten und damit niedrige g-Faktoren erreichen. Für parallele Bildgebung ist diese Methode also besonders geeignet. Auch nicht direkt benachbarte Spulen, z. B. die übernächsten Nachbarn, können mit dieser Methode entkoppelt werden. Ein Nachteil dieser Entkopplungsmethode ist, genau wie bei der Entkopplung über eine gemeinsame Leiterbahn, deren Schmalbandigkeit. Im Gegensatz zu den bisherigen Methoden, die eine Entstehung des Kopplungsstroms verlustfrei verhindern, wird bei der „Gap-Anordnung“ ein Teil der Leistung für die Entkopplung verwendet. Das macht sich, abhängig von der Stärke der Kopplung, in einem Gütenabfall bemerkbar. Zusätzlich wird durch die kleinere Elementgröße auch der Füllfaktor η verringert. Beides reduziert nach Gleichung 2.15 das SNR.

Vorverstärkerentkopplung

Alle bisher beschriebenen Techniken zur Entkopplung von Spulen werden meistens nur bei geometrisch benachbarten Spulen oder übernächsten Nachbarn verwendet. Bei einem größeren zweidimensionalen Phased-Array wäre es sehr aufwändig jedes Spulenelement von jedem anderen direkt zu entkoppeln. Das ist für Empfangsspulen auch häufig nicht notwendig, da man bei der Entkopplung

zusätzlich noch auf die sogenannte Vorverstärkerentkopplung [roemer90] zurückgreifen kann. Die Kopplung zweier Spulen beruht darauf, dass ein Strom in der einen Spule über eine Gegeninduktivität eine Spannung in einer anderen Spule induziert. Ein Ansatz, diese Kopplung zu unterdrücken, ist, das Auftreten dieses Stroms von vornherein zu verhindern. Auf das SNR im Empfangsfall hat das keinen Einfluss, da dafür nicht der Strom sondern die anliegende Spannung entscheidend ist. Die niedrige Eingangsimpedanz eines Vorverstärkers kann in eine hohe Impedanz in der Spule transformiert werden (Kapitel 2.3.4), die den Strom und somit die Kopplung herabsetzt. Diese Methode ermöglicht erfahrungsgemäß eine zusätzliche Entkopplung von ca. -15 dB. Sie setzt allerdings ein Mindestmaß an Entkopplung voraus. Empirische Messungen haben ergeben, dass in der Praxis eine maximale Frequenzaufspaltung von ca. 5 % Voraussetzung für eine Funktion der Vorverstärkerentkopplung ist.

2.4.3 Rauschkorrelation

Das Rauschen, welches von einem Spulen-Array akquiriert wird, setzt sich wie bei einer einzelnen Spule aus Probenrauschen und Spulenrauschen zusammen. Das Spulenrauschen der einzelnen Kanäle ist im Idealfall, bei vollständig entkoppelten Spulen, unkorreliert. Das gilt für das Probenrauschen nicht. Die Auswirkungen aus dieser Tatsache auf das SNR lassen sich an einem Beispiel leicht erklären. Zwei identische, perfekt voneinander entkoppelte, Loop-Spulen, die am gleichen Ort platziert sind, empfangen zu jeder Zeit die gleiche Signalspannung und die gleiche Rauschspannung. Das Rauschen ist somit nicht zufällig, sondern vollständig korreliert. Als SNR erhält man also in der Kombination dasselbe wie bei einer einzelnen Spule. Wäre das Rauschen unkorreliert, würde man einen SNR-Gewinn um den Faktor $\sqrt{2}$ erwarten. Sind die einzelnen Spulenkanäle nicht vollständig voneinander entkoppelt, weisen sie ebenfalls eine Korrelation des Rauschens auf, die das kombinierte SNR herabsetzen. Für den Fall zweier Spulen, deren Empfindlichkeiten nicht überlappen, ist die Rauschkorrelation ein direktes Maß für die Kopplung dieser Spulen. Ist die Korrelation nicht zu stark, als Erfahrungswert kann man 40 % annehmen, lässt sich diese bei der Kombination der Daten herausrechnen. Um das bestmögliche SNR eines Spulen-Arrays zu erhalten, muss folglich zwingend die Rauschkorrelation mit einbezogen werden [hayes90].

2.5 Geräte und Methoden

In diesem Abschnitt sollen die zur Charakterisierung der Spulen verwendeten Methoden erläutert werden. Diese können unterteilt werden in Methoden auf der Messbank sowie Methoden am MR-Gerät.

2.5.1 Charakterisierung auf der Messbank

Die Charakterisierung auf der Messbank bietet die ersten Hinweise darauf, wie gut bzw. sicher die aufgebaute Spule ist. Mit Hilfe des in dieser Arbeit verwendeten Netzwerkanalysators E5061A ENA-L der Firma Agilent Technologies ist die Güte eines Schwingkreises direkt zugänglich. Sie kann entweder in Reflexion durch ein Ankoppelnetzwerk oder in Transmission mit Hilfe einer sogenannten Doppelspulenordnung [darrasse93] gemessen werden. Der Netzwerkanalysator berechnet über die Breite der Resonanzkurven die jeweilige Güte. Ebenfalls direkt bestimmbar über eine Messung in Reflexion ist die Qualität der Transformation der Spulenimpedanz auf $50\ \Omega$. Durch eine Transmissionsmessung lässt sich die Kopplung zwischen zwei Spulenelementen bestimmen.

Auch sicherheitsrelevante Messungen können mit dem Netzwerkanalysator durchgeführt werden. Dazu gehört das Testen der Funktion der aktiven Entkopplung sowie die Überprüfung der Vorverstärkerentkopplung [reykowski95].

2.5.2 Charakterisierung am MR-Gerät

Die Charakterisierung auf der Messbank kann nur Anhaltspunkte für die Leistungsfähigkeit einer Spule geben. Entscheidend ist letztendlich das Verhalten im MR-Experiment. Nur dort kann abschließend das SNR der Spule sowie ihre Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung geklärt werden.

Bestimmung der Rauschkorrelation

Die Rauschkorrelation zwischen einzelnen Spulenkanälen lässt sich einfach durch ein MR-Experiment, bei dem gleichzeitig für jeden Kanal nur Rauschen akquiriert wird, bestimmen [kellman05]. Das kann z. B. ein Bildgebungsexperiment sein, bei dem der Sendepuls weggelassen wird oder sehr stark abgeschwächt ist. Da die Beladung der Spule das Rauschen beeinflusst, sollte diese vergleichbar mit den späteren Experimenten sein. Die Rauschkovarianzmatrix für N aufgenommene komplexe Rauschdatenpunkte n für jeden Kanal ist definiert als

$$\Psi_{ij} = \frac{1}{2N} \sum_{k=1}^N n_{ik} n_{jk}^*. \quad (2.24)$$

Die Diagonalelemente Ψ_{ii} beinhalten Informationen über die Rauschamplitude jedes einzelnen Elementes i . Die nicht auf der Diagonalen liegenden Elemente zeigen die Korrelation zwischen jeweils zwei Elementen i und j . Für die Rauschkorrelationsmatrix wird jedes Spulenelement auf die Rauschamplitude 1 normiert.

Bestimmung des SNRs

Die korrekte Bestimmung des SNRs einer Spule ist sehr schwierig, da sehr viele Faktoren in das SNR eingehen. Dazu zählen z. B. die verwendete Sequenz, die Phantomauswahl, die verwendete Auflösung, die Akquisitionsbandbreite, die durch den Shim verursachte Linienbreite oder die eingesetzten Filter. Auch Spulenparameter, wie z. B. die Kanalanzahl oder der Füllfaktor beeinflussen das SNR, was vor allem einen Vergleich zwischen unterschiedlichen Spulen sehr schwierig macht. Trotzdem benötigt man zur Charakterisierung der Spulen eine verlässliche Methode, das SNR zu bestimmen.

Eine weitverbreitete Methode ist die Bestimmung des SNRs aus einem Bild über die sogenannte Kringelmethode. Man bestimmt in einer ROI⁵ eines reellen MR-Bildes den Mittelwert des Signals und teilt ihn durch die Standardabweichung einer zweiten ROI, in der sich nur Rauschen befindet. Diese Methode ist einfach aber sehr fehleranfällig. Zunächst geht diese Methode davon aus, dass das Rauschen Rayleigh-verteilt und zusätzlich im gesamten Bild gleich groß ist. Diese Voraussetzung ist in kombinierten Bildern von Spulen-Arrays sowie in beschleunigten Bildern häufig nicht gegeben. Auch von der MR-Geräte-Software eingesetzten Filter beeinflussen die räumliche und statistische Verteilung des Rauschens. Das führt zu Auswertungsfehlern, die leicht einen Faktor 2 im SNR ausmachen können [dietrich07]. Diese Methode ist deswegen zur zuverlässigen SNR-Bestimmung ungeeignet.

Der Goldstandard zur SNR-Bestimmung beruht auf mehrfacher Wiederholung des gleichen Experiments [sodickson99]. Aus diesen Messungen lässt sich dann für jedes Pixel aus den ungefilterten Rohdaten das SNR (Mittelwert des komplexen Pixelwerts aus den Messungen dividiert durch deren Standardabweichung) bestimmen. Unter der Annahme, dass die Instabilitäten des MR-Gerätes über die Zeit sowie das physiologische Rauschen (z. B. Patientenbewegung) im Vergleich zur Rauschamplitude klein sind und zusätzlich keine Relaxationszeit-Effekte auftreten, erhält man mit dieser Methode eine SNR-Karte, die für jedes Pixel den SNR-Wert angibt. Für Phantommessungen lassen sich diese Unsicherheiten, durch den Einsatz von Filtern sowie Messungen im stationären Gleichgewicht leicht minimieren und man erhält eine sehr robuste Methode, deren einziger Nachteil in der langen Zeit für die Datenaufnahme besteht. *In-vivo* ist das physiologische Rauschen deutlich stärker und die Methode ist somit nicht einsetzbar.

Zwei Alternative Methoden, die diese Nachteile nicht besitzen, beruhen auf der „vorgetäuschten“ Wiederholung des gleichen Experimentes [robson08] [riffe07]. Bei beiden Methoden wird zusätzlich zu einem Bilddatensatz ein zusätzlicher Rauschdatensatz aufgenommen. Aus diesem Rauschdatensatz werden unter Er-

⁵ROI: engl. region of interest - Ein zusammenhängender, häufig kreisförmiger, Teilbereich eines MR-Bildes, der zur Auswertung herangezogen wird.

haltung der Rauschkorrelation zwischen den einzelnen Kanälen n Rauschdatensätze, bzw. n unterschiedliche Bilddatensätze erzeugt. Mit diesen Daten kann analog zur Methode der mehrfachen Wiederholung das SNR für jedes Pixel bestimmt werden. Der Hauptunterschied der beiden Methoden liegt in der Generierung der Pseudo-Rauschdaten. Die Methode [riffe07] benutzt dazu sogenanntes Bootstrapping [efron79]. Dabei wird der akquirierte Datensatz immer wieder neu permutiert. [robson08] verwendet dazu eine Monte-Carlo-Simulation [metropolis49]. Aus dem gemessenen Rauschen wird die Rauschamplitude und die statistische Verteilung bestimmt. Mit diesen Informationen werden ebenfalls n neue Datensätze generiert, deren Rauschamplitude und -verteilung mit dem ursprünglichen Datensatz übereinstimmen. Die berechneten SNR-Karten beider Methoden stimmen sehr gut mit den SNR-Werten des Goldstandards überein. Unter der Annahme, dass sich die Statistik des Rauschens durch physiologisches Rauschen nicht ändert, kann das SNR auch *in-vivo* bestimmt werden.

Mit den vorgestellten Methoden lassen sich zuverlässig SNR-Auswertungen, auch *in-vivo* erstellen. Für den klinischen Einsatz sind sie allerdings nicht geeignet, da sie eine Nachbearbeitung der Rohdaten erfordern. Die beste Möglichkeit zur SNR-Bestimmung bleibt die Option einer direkten Bildrekonstruktion am MR-Gerät in SNR-Einheiten. Peter Kellman stellte 2005 [kellman05] vor, wie eine solche Methode am MR-Gerät implementiert werden könnte. Sie kann sowohl am Phantom als auch *in-vivo* sowie auch bei beschleunigten Datensätzen verwendet werden. Vereinfacht beruht sie darauf, dass vor jeder Messung wenige Millisekunden lang nur Rauschen akquiriert wird. Aus diesen Daten lassen sich dann die Rauschkorrelation sowie die Gewichtungen für eine optimale Rekonstruktion bestimmen. Da die MR-Gerätehersteller diese Methoden nicht implementiert haben, steht diese Option nur an wenigen Systemen zur Verfügung.

Bestimmung der g-Faktoren

In Gleichung 2.8 wurde der g-Faktor eingeführt. Der g-Faktor ist direkt proportional zum Verhältnis aus unbeschleunigtem zu beschleunigtem SNR:

$$g = \frac{SNR_{optimal,unbeschleunigt}}{\sqrt{R}SNR_{beschleunigt}}. \quad (2.25)$$

Eine einfache Methode zur Bestimmung der g-Faktoren ist folglich die Akquisition eines unbeschleunigten Bildes und der SNR-Vergleich mit den beschleunigten Bildern. Eingeführt wurde der g-Faktor für SENSE. Nach obiger Definition lässt er sich aber auch auf andere parallele Bildgebungsmethoden wie z. B. GRAPPA anwenden und berechnen [breuer09].

Überprüfung der Spulensicherheit

Vor allem für Spulen, die an Menschen (Kapitel 4 und 5) eingesetzt werden sollen, ist es wichtig, bestimmte Sicherheitsanforderungen zu erfüllen. Die dafür nötigen Maßnahmen dienen nicht einer höheren Leistungsfähigkeit der Spulen. Teilweise wird sie dadurch sogar reduziert, wie es z. B. beim Einbau von Sicherungen der Fall ist. Um ein höchstmögliches Maß an Sicherheit zu gewährleisten, wurden bei allen in dieser Arbeit an Menschen eingesetzten Spulen die für Medizinprodukte vorgeschriebenen Tests durchgeführt. Diese Anforderungen kommen aus der Norm für medizinisch elektrische Geräte (DIN EN 60601), einer Risikoanalyse sowie den Anforderungen der MR-Gerätehersteller. In Tabelle 2.1 sind die durchgeführten Test inklusive einer kurzen Beschreibung aufgeführt.

Zusätzlich muss die Kompatibilität zu dem MR-Gerät, an dem die Spule zum Einsatz kommt, gewährleistet sein. Dazu gehören die Berechnung von herstellereinspezifischen SAR⁶-Parametern, die Einhaltung der Herstellervorgaben bezüglich Gleichstromversorgung für Vorverstärker und aktive Entkopplung, die Erstellung von Coilfiles und die mechanische und elektrische Kodierung der Spulen.

Bei Spulen, die allein für den Einsatz an Tieren (Kapitel 3) gebaut wurden, sind diese Tests zwar nicht notwendig, wurden aber im Rahmen dieser Arbeit trotzdem durchgeführt. Einzig auf den Einsatz von Sicherungen in den einzelnen Elementen wurde hier verzichtet, da diese besonders bei kleinen Spulen mit einer geringen Induktivität die Güte und somit das SNR drastisch verringern.

⁶SAR: engl. specific absorption rate: Bei Einwirkung von HF-Feldern auf den menschlichen Körper ist, abhängig von den den Wechselfeldern ausgesetzten Körperteilen, geregelt, wie viel Leistung pro Gewichtseinheit appliziert werden darf.

Zu testende Eigenschaft	Beschreibung	Risiko
Verstimmung während der Sendephase	Die Sendeleistung der Ganzkörperspule bei gesteckter Empfangsspule darf nur um 10 % vom Fall ohne Spule abweichen.	Verbrennungsgefahr durch starke Feldüberhöhungen
Fehlertolerante Entkopplungsschaltung	Die Sendeleistung der Ganzkörperspule bei ungesteckter Empfangsspule darf nur um 20 % vom Fall ohne Spule abweichen.	Verbrennungsgefahr durch starke Feldüberhöhungen bei Fehlbedienung
Erwärmung durch HF-Leistung	Die maximale Oberflächentemperatur der Spule bei Applizierung sehr starker HF-Leistung darf maximal 40° C betragen	Verbrennungsgefahr bei Berührung
Erwärmung durch Gradientenwirbelströme	Die maximale Oberflächentemperatur der Spule beim schnellen Schalten von starken Gradienten darf maximal 40° C betragen.	Verbrennungsgefahr bei Berührung
Funktion der Spule nach Erwärmungstests	Nach den Erwärmungstests darf sich das SNR um maximal 10 % geändert haben	Fehldiagnose bei Bildartefakten
B_1 -Feldhomogenität	Die maximale Änderung des B_1 -Feldes der Ganzkörperspule durch die Spule darf maximal 10 % betragen.	Fehldiagnose bei Bildartefakten
B_0 -Feldhomogenität	Das B_0 -Feld darf sich durch die Spule um maximal 0,5 ppm ändern.	Fehldiagnose bei Bildartefakten
Eigensignal des Gehäuses	Das empfangene Signal von Gehäuseteilen darf maximal 1 % des Phantomsignals betragen.	Fehldiagnose bei Bildartefakten

Tabelle 2.1: Sicherheitsrelevante Tests für an Probanden eingesetzte Spulen am MR-Gerät sowie das potenzielle Risiko bei Überschreitung der Grenzen.

2.5.3 MR-Geräte

Die in dieser Arbeit gebauten Spulen sind für den Einsatz an klinischen MR-Systemen bei Feldstärken von 1,5 T bzw. 3 T konzipiert. Aus Gründen der Ver-

füßbarkeit besitzen die Spulen eine Schnittstelle zum Betrieb an Geräten der Firma Siemens Healthcare.

Die verwendeten Systeme sind für 1,5 T das MAGNETOM Avanto und für 3 T das MAGNETOM Trio, A Tim System (Abbildung 2.13).



Abbildung 2.13: Das Siemens Magnetom Avanto mit einer Feldstärke von 1,5 T (links), sowie das Siemens Magnetom Trio, A Tim System mit einer Feldstärke von 3 T (rechts).

Beide haben einen Magnetbohrungsdurchmesser von 60 cm und besitzen bis zu 32 Empfangskanäle. Wie bei klinischen MR-Geräten üblich, erfolgt das Senden in der Regel über eine eingebaute Ganzkörperspule. Die Larmorfrequenzen betragen beim 1,5 T-MR-System 63,6 MHz und beim 3 T-MR-System 123,2 MHz. An einem Standardsteckplatz können bis zu 8 HF-Kanäle angeschlossen werden. Für jede Spule zu erzeugende Coilfiles, die über einen Widerstand in der Spule, dem Coilcode, mit diesem verknüpft sind, enthalten die geforderten Logiken für die Entkopplungsströme und die SAR-Begrenzungen für die Spule.

Kapitel 3

Entwicklung von Kleintierspulen für klinische MR-Geräte

Normalerweise werden MR-Experimente an Mäusen und Ratten in speziellen Tier-Scannern durchgeführt. Die Gründe dafür liegen hauptsächlich im größeren intrinsischen SNR dieser dedizierten Geräte sowie der Möglichkeit, Messungen mit höheren Auflösungen durchführen zu können. Für vom Probenrauschen dominierte Spulen erhält man einen linearen Zusammenhang zwischen Feldstärke und intrinsischem SNR [edelstein86]. Tier-MR-Geräte haben typischerweise Feldstärken zwischen 7 T und 9 T, was im Vergleich zu klinischen MR-Geräten mit Feldstärken zwischen 1,5 T und 3 T einen Unterschied im SNR bis zu einem Faktor 6 ausmacht. Die möglichen höheren Auflösungen der Tiergeräte sind in den um ca. eine Größenordnung höheren Gradientenstärken bzw. in den schnelleren Gradientenanstiegsraten begründet.

Abgesehen von diesen Fakten, die eigentlich nicht für einen klinischen Scanner sprechen, gibt es aber trotzdem Vorteile für den klinischen Anwender. Bei Tieruntersuchungen ist der gleiche Kontrast wie bei Untersuchungen am Menschen vorhanden und somit können bestehende Protokolle direkt verwendet werden. Das macht den Human-Scanner vor allem für klinische Fragestellungen an Tieren sowie deren Übertragung auf den Menschen interessant [henkelman87]. Auch Studien mit Hilfe von T_1 -Relaxationszeit verkürzenden paramagnetischen Kontrastmitteln werden einfacher und vergleichbarer, da klinisch erprobte und zugelassene Kontrastmittel verwendet werden können, deren Effekte bekannt sind. Auch wirtschaftliche Aspekte sind nicht zu vernachlässigen. Klinische MR-Geräte sind häufig abends oder an Wochenenden nicht voll ausgelastet, stehen dann also für Tiermessungen zur Verfügung.

Für klinische MR-Geräte sind nur wenige Tierspulen standardisiert verfügbar und

diese dann meistens für eine Feldstärke von 3 T (z. B.: [lanz06c] oder [keil11]). Gerade bei 1,5 T werden häufig für solche Messungen vorhandene Spulen wie z. B. eine Handgelenksspule oder einfache Oberflächenspulen verwendet. Diese Spulen sind natürlich nicht für die Applikation am Tier optimiert. Auch die an den Tier-Scannern als Standard verwendeten Tierliegen mit Heizung und Narkosegasanschlüssen können mit diesen Humanspulen nicht einfach zusammen verwendet werden.

Um die SNR-Einbußen durch die niedrige Feldstärke so gering wie möglich zu halten, muss bei einer dedizierten Messspule für Tieranwendungen besonders stark auf einen SNR-optimierten Aufbau geachtet werden. Sie sollen zum einen für die geforderte Anwendung einen hohen Füllfaktor besitzen. Das bedeutet zum Beispiel, dass eine Volumenspule für Ratten einen anderen Innendurchmesser haben muss, als eine Volumenspule für Mäuse. Zum anderen soll der Spulentyp auf die spezielle Anwendung optimiert sein. Für Ganzkörperuntersuchungen eignen sich am besten Volumenspulen, da sie die Tiere komplett umschließen können. Der Einsatz von mehreren Empfangselementen verspricht gerade an der Oberfläche ein hohes SNR. Faktoren, die das SNR beeinflussen, sind z. B. die Kanalanzahl, die Elementgröße oder die Entkopplungsmethode. Bei Einsatz von parallelen Bildgebungsmethoden sollte die Spule auch auf niedrige g-Faktoren für die relevanten Phasenkodierrichtungen und Beschleunigungsfaktoren optimiert sein, da diese sich auch direkt auf das SNR auswirken.

Mit Hilfe von Vorversuchen an Rattenspulen bei 1,5 T wurden die Einflüsse unterschiedlicher Entkopplungsmethoden bzw. unterschiedlicher Elementgrößen auf das SNR und die Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung evaluiert. Die daraus gewonnenen Ergebnisse sind in die Entwicklung einer dedizierten Ganzkörper-spule für Mäuse eingeflossen. Sowohl für Ratten als auch für Mäuse wurden typische Anwendungen ausgetestet.

3.1 Untersuchung verschiedener Entkopplungsmechanismen am Beispiel von Rattenvolumenspulen

3.1.1 Methoden

Die Methode der Entkopplung zwischen den einzelnen Elementen beeinflusst sowohl das SNR, als auch die Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung. Um die

bestmögliche Konfiguration herauszufinden, wurden drei Volumen-Arrays, bestehend aus jeweils vier Empfangselementen, mit unterschiedlichen Entkopplungsarten aufgebaut (Abbildung 3.1) und evaluiert. Zur bestmöglichen Vergleichbarkeit wurden bei allen Versuchsaufbauten Kanalanzahl, Durchmesser und Resonatorlänge gleich gewählt. Die geometrischen Abmessungen entsprechen denen einer Standardvolumenspule für Ratten an Tier-MR-Geräten. Der Innendurchmesser der Resonatoren beträgt 72 mm, die Länge 90 mm.

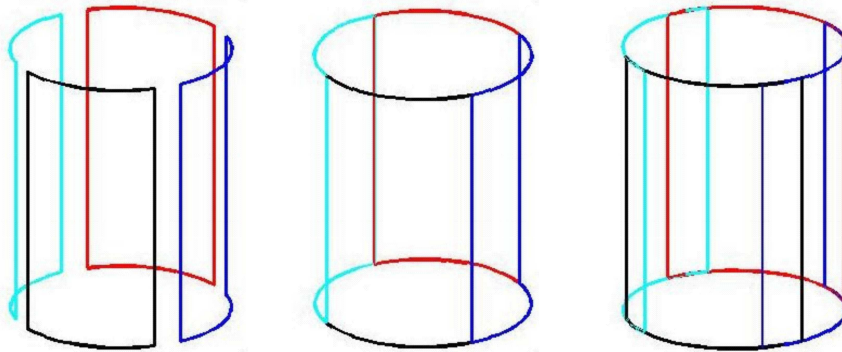


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung der 4-Kanal-Volumen-Arrays. Die beiden linken Spulen sind kapazitiv entkoppelt, wobei die mittlere über eine gemeinsame Leiterbahn und die linke über ein Entkopplungsnetzwerk entkoppelt ist. Die rechte Spule ist induktiv durch geometrischen Überlapp entkoppelt.

Eine Spule ist durch geometrischen Überlapp induktiv entkoppelt, die beiden anderen Spulen sind kapazitiv, einmal durch eine gemeinsame Leiterbahn und einmal über ein Entkopplungsnetzwerk, entkoppelt. Der experimentell bestimmte Überlapp für eine Entkopplung benachbarter Kanäle von unter -20 dB beträgt 11 mm. Daraus resultiert eine Elementgröße von 77 mm in der Breite und 90 mm in der Höhe. Die angegebenen Maße sind jeweils die Abmessungen der nicht gebogenen Ätzmaske. Als Abstand zwischen zwei, durch Gap-Entkopplung entkoppelten Elementen wurde 11 mm gewählt, wodurch sich eine Elementgröße von 48 mm x 90 mm ergibt. Die Elementbreite, der durch eine gemeinsame Leiterbahn entkoppelten Elemente, beträgt 63 mm. Alle Leiterbahnen haben eine Breite von 4 mm und wurden auf flexiblem Platinenmaterial mit einer Kupferdicke von 35 μm geätzt.

Die Einzelelemente jeden Spulentyps wurden vierfach kapazitiv unterteilt und über ein vom Aufbau identisches Netzwerk angekoppelt (Abbildung 3.2). Um Mantelwellen zu vermeiden ist der Kondensator auf der Ankopplungsseite noch zusätzlich zweifach unterteilt.

Die gegenüberliegenden Elemente sind nur durch die Vorverstärkerentkopplung voneinander entkoppelt. Zur Impedanzanpassung der einzelnen Elemente auf 50 Ω

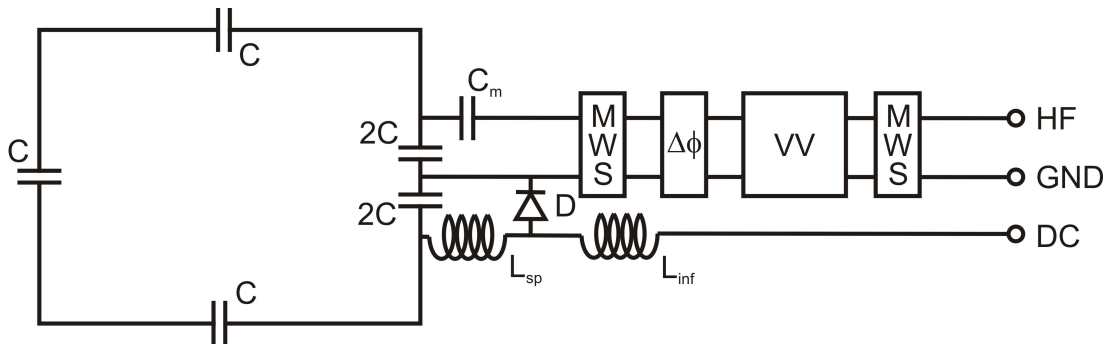


Abbildung 3.2: Ersatzschaltbild eines Spulenelements. Für alle Entkopplungsarten ist das Elementlayout identisch. Die Ankopplung erfolgt über einen aufgeteilten Kondensator. Zwischen Spule und Vorverstärker sowie nach dem Vorverstärker befindet sich eine Mantelwellensperre (MWS). Mit dem $50\ \Omega$ -Phasenschieber $\Delta\Phi$ wird die Vorverstärkerentkopplung eingestellt. Durch die Induktivität L_{sp} und die Pin-Diode D wird ein aktiver Sperrkreis gebildet.

bei Arbeitsfrequenz sind jeweils die anderen Elemente aktiv weggeschaltet. Bei der Einstellung der Entkopplung der benachbarten Elemente sind jeweils nur diese Elemente zugeschaltet.

Abbildung 3.3 zeigt den Zustand der drei Spulen in dem die Charakterisierung erfolgte.

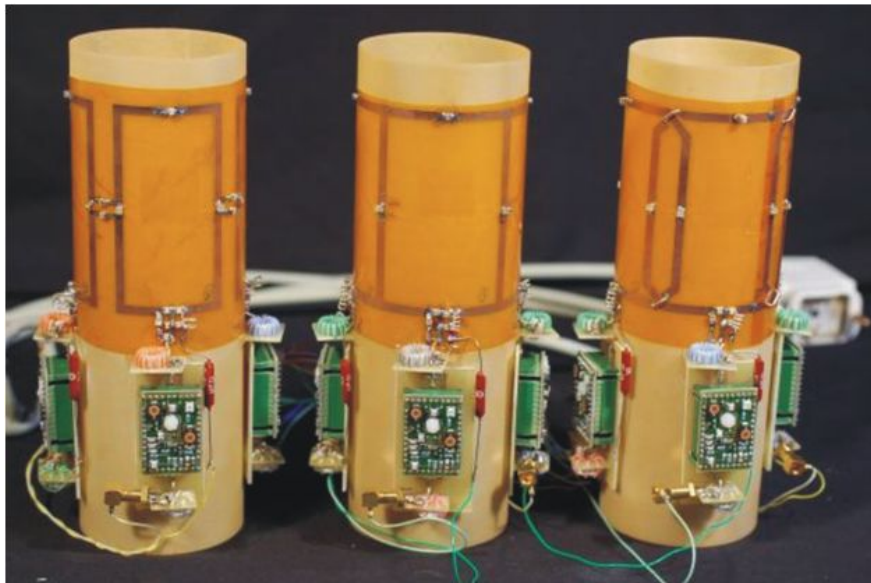


Abbildung 3.3: Aufbau der drei Spulen. Die einzelnen Spulenelemente sind entweder über ein Entkopplungsnetzwerk (links), eine gemeinsame Leiterbahn (Mitte) oder über geometrischen Überlapp (rechts) voneinander entkoppelt.

Tabelle 3.1 gibt für jeweils ein Einzelement einer Entkopplungsmethode die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie die Größe des Matchkondensators bzw. der Induktivität, über der die aktive Entkopplung aufgebaut worden ist, an.




Entkopplungsart			
C_{gesamt}/pF	37	31	29
L_{gesamt}/nH	169	202	216
L_{sp}/nH	22	23	28
C_m/pF	37	36	40

Tabelle 3.1: Vergleich der Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie der Sperrkreisinduktivität L_{sp} und des Ankoppelkondensators C_m eines Spulenelements für die verschiedenen Entkopplungsarten.

Die Entkopplung benachbarter Elemente bei dem Spulenaufbau in „Gap-Anordnung“ erfolgt analog zu Abbildung 2.12. Die Entkopplungskondensatoren C_e haben eine Größe von 200 pF.

3.1.2 Charakterisierung

Charakterisierung auf der Messbank

Die auf der Messbank einfach zugänglichen Methoden zur Charakterisierung sind die Bestimmung der beladenen bzw. unbeladenen Güten der Einzelemente sowie die Kopplung der einzelnen Array-Elemente untereinander. Als Maß für die Kopplung gegenüberliegender Kanäle ist die, aus der Frequenzaufspaltung berechnete, Kopplungskonstante k angegeben. Tabelle 3.2 stellt diese Werte für die drei unterschiedlichen Spulentypen gegenüber.

Das Gütenverhältnis liegt bei allen drei Methoden über einem Faktor 2. Damit sind die Spulen probenrauschendominiert. Das kleinste Einzelement (Gap-Anordnung) weist mit einem Faktor 2,1 den kleinsten Gütenabfall auf. Eigentlich erwartet man deswegen auch, dass das größte Einzelement (das durch Überlapp entkoppelte) den größten Gütenabfall zeigt. Dem ist nicht so, da durch den geometrischen Überlapp Störstellen, z. B. Drahtbrücken, auftreten, die die unbeladene Güte absenken.

Mit jedem der drei Entkopplungsmechanismen ist es möglich, die Kopplung zwischen benachbarten Elementen einzustellen. Um den Zeitaufwand zu begrenzen, wurde der Optimierungsprozess beim Erreichen einer Kopplung von -20 dB beendet. Erfahrungsgemäß reichen -20 dB Entkopplung aus, um einen SNR-Verlust durch Kopplungsmechanismen zu verhindern.



Entkopplungsart			
unbeladene Güte Q_0	350	380	325
Gütenverhältnis $\frac{Q_0}{Q_b}$	2,1	2,5	2,2
Kopplung benachbarter Kanäle (mittel)/dB	-31	-20	-23
Kopplungskonstante k gegenüberliegender Kanäle	3 %	1 %	7 %

Tabelle 3.2: Gegenüberstellung der auf der Messbank bestimmten Parameter Güte und Kopplung zwischen den Kanälen. Die Messungen erfolgten ohne Vorverstärker und die nicht für die Messung benötigten Elemente wurden weggeschaltet. Als Beladung wurde jeweils 51 mmol NaCl-Lösung verwendet.

Erwartungsgemäß zeigt die durch Überlapp entkoppelte Spule aufgrund der Elementbreite mit einer Kopplungskonstante von 7 % die stärkste Kopplung zwischen gegenüberliegenden Elementen auf. Der Grund dafür, dass die Spule mit den kleinsten Elementen nicht die kleinste Kopplung aufweist, liegt an einer Eigenart der Entkopplung über eine gemeinsame Leiterbahn. Bei dieser Spule kann der obere Endring zu einer zusätzlichen Entkopplung zwischen den gegenüberliegenden Elementen führen. Dieser Effekt hängt von den genauen geometrischen Abmessungen des Spulen-Arrays ab. Bei anderen Abmessungen kann es auch sein, dass sich dieser Effekt umkehrt und die Entkopplung vergrößert.

Charakterisierung am MR-Gerät

Um die Spulen am MR-Gerät zu charakterisieren, wurden jeweils die gleichen Messungen mit allen drei Spulen identisch durchgeführt. Das SNR wurde für eine FLASH [haase86]-Sequenz an einem Phantom mittels mehrfacher Wiederholungen bestimmt. Entscheidend für die Bewertung des SNRs ist das SNR im Zentrum des Phantoms. Dort zeigt die durch eine gemeinsame Leiterbahn entkoppelte Spule das beste SNR. Das SNR der „Gap-Anordnung“ liegt 30 %, das SNR der Überlapp-Spule sogar 40 % niedriger (Abbildung 3.4).

Das niedrigere SNR der durch Entkopplungsnetzwerk entkoppelten Spule lässt sich durch die Entkopplungsmethode erklären. Die Elemente sind mit einem Abstand zueinander angeordnet. Sie decken insgesamt ca. 20 % weniger Fläche ab, als die beiden anderen Spulentypen. Ein magnetischer Fluss durch diese Zwischenräume zwischen den Elementen kann also nicht detektiert werden. Zusätzlich ist das SNR auch durch die niedrigere beladene Güte herabgesetzt. Mit dieser

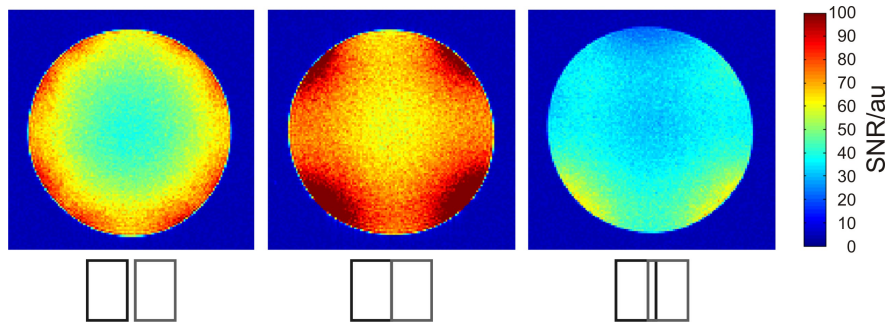


Abbildung 3.4: SNR-Karte eines transversalen Schnitts durch ein Phantom (Durchmesser 60 mm, gefüllt mit 250 ml 51 mmol NaCl-Lösung). Sequenz: FLASH, TE: 10 ms, TR: 100 ms, Matrix: 128 x 128, FoV: 70 mm x 70 mm, Schichtdicke: 5 mm, Flipwinkel: 25°.

Argumentation lässt sich allerdings der SNR-Unterschied zur Spule mit überlappenden Elementen nicht erklären. Erwartungsgemäß sollte das SNR genauso groß sein, wie das der durch eine gemeinsame Leiterbahn entkoppelten Spule. Betrachtet man die Rauschkorrelation für alle drei Entkopplungsmethoden (Tabelle 3.3), zeigt sich, dass die Überlapp-Spule mit Abstand die größte Rauschkorrelation von gegenüberliegenden Elementen aufweist.




Entkopplungsart			
mittlere Rauschkorrelation (Nachbarn)	0,11	0,13	0,10
mittlere Rauschkorrelation (Gegenüber)	0,03	0,26	0,56

Tabelle 3.3: Vergleich der mittleren Rauschkorrelation zwischen den drei Spulentypen. Unterschieden wird dabei zwischen benachbarten und gegenüberliegenden Spulenelementen.

Es zeigt sich also, dass die starke, schon auf der Messbank beobachtete Kopplung, zwischen diesen Kanälen zu einer Herabsenkung des SNRs führt. Die Kopplung ist hier so stark, dass auch die zusätzliche Vorverstärkerentkopplung nicht ausreichend ist (Tabelle 3.2). Bei den anderen Spulentypen ist die maximale Rauschkorrelation 26 %.

Zur Untersuchung der Eignung der Spulen für parallele Bildgebungsmethoden wurden aus jeweils einem transversalen Phantomdatensatz SENSE-g-Faktor Karten für die Beschleunigungsfaktoren $R = 2$ und $R = 3$ berechnet. Die Phasenkodierrichtung liegt jeweils parallel zum Normalenvektor eines Spulenelements. Für jeden Beschleunigungsfaktor sind jeweils der Mittelwert sowie das 95-Perzentil¹

¹Ein p-Perzentil gibt den Wert x_p einer Verteilung an, so dass mindestens p % aller Werte

der g-Faktor-Verteilung angegeben (Tabelle 3.4).




	g-Faktor			
	R=2		R=3	
	Mittel	95 %	Mittel	95 %
	1,1	1,2	1,6	2,5
	1,1	1,3	1,9	3,7
	1,5	2,2	3,1	9,2

Tabelle 3.4: Aus einer transversalen Schicht für jeden Spulentyp berechnete g-Faktoren. Angegeben ist für jeden Spulentyp und die Beschleunigungsfaktoren $R = 2$ und $R = 3$ der mittlere g-Faktor sowie das 95-Perzentil.

Abgesehen von der durch geometrischen Überlapp entkoppelten Spule weisen die Spulen für einen Beschleunigungsfaktor $R = 2$ sehr niedrige g-Faktoren auf. Die Spule mit „Gap-Anordnung“ hat nur im 95-Perzentil einen leichten Vorteil gegenüber der durch gemeinsame Leiterbahn entkoppelten Spule. Deutlicher werden die Unterschiede bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 3$, obwohl die Tendenz erhalten bleibt. Die Spule mit Abstand zwischen den Spulenelementen hat sowohl im Mittelwert als auch im 95-Perzentil die niedrigsten g-Faktoren. Der Mittelwert der Spule mit gemeinsamen Leiterbahnen ist 19 %, der der Spule mit Überlapp 93 % schlechter. Im 95-Perzentil sind die Unterschiede sogar noch deutlicher zu sehen.

Der Grund für diese Resultate sind die unterschiedlichen Spulensensitivitäten. Die „Gap-Anordnung“ ermöglicht durch den Abstand der einzelnen Elemente darin die größten Variationen und somit die besten Eigenschaften für parallele Bildgebung. Bei der durch geometrischen Überlapp entkoppelten Spule überlappen geometrisch bedingt auch die einzelnen Spulensensitivitäten, was zu den höchsten g-Faktoren führt. Die durch eine gemeinsame Leiterbahn entkoppelte Spule weist g-Faktoren auf, die sich zwischen den anderen beiden Varianten einordnen.

Die Wahl der Phasenkodierrichtung hat ebenfalls einen Einfluss auf die g-Faktoren. Eine Beschleunigung entlang der z-Achse kann von vornherein ausgeschlossen werden, da in z-Richtung keine Spulensensitivitätsunterschiede vorhanden sind. Dreht man die Phasenkodierrichtung um die z-Achse um einen Winkel $\alpha < 360^\circ$ erhält man eine neue Beschleunigungsrichtung. Eine Beschleunigung entlang der x-Achse ist bei 4-Kanal-Volumen-Arrays allerdings identisch mit einer Beschleunigung um die y-Achse, wodurch sich der zu untersuchende Winkelbereich auf eine Drehung um $\alpha < 90^\circ$ beschränkt. Aufgrund der einfacheren Realisierbarkeit

kleiner oder gleich x_p sind und mindestens $(100 - p)$ % größer oder gleich x_p sind.

wurde im Experiment nicht die Phasenkodierrichtung, sondern die Spule gedreht (Abbildung 3.5).

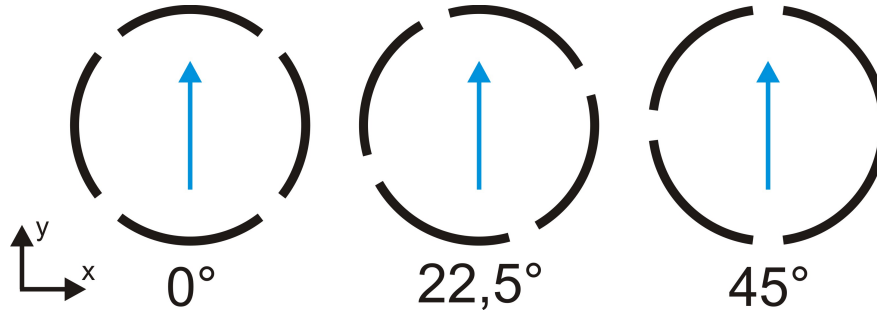


Abbildung 3.5: Schematische Darstellung der Variation der Phasenkodierrichtung. Im Experiment wurde nicht die Phasenkodierrichtung angepasst, sondern die Spule um den entsprechenden Winkel α gedreht.

Der Einfluss der Phasenkodierrichtung auf die g-Faktoren soll exemplarisch an der durch ein Entkopplungsnetzwerk entkoppelten Spule gezeigt werden, die die besten Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung aufweist. Tabelle 3.5 zeigt die berechneten g-Faktoren in Abhängigkeit von der Phasenkodierrichtung.

	g-Faktor			
	R = 2		R = 3	
	Mittel	95 %	Mittel	95 %
0,0°	1,1	1,2	1,6	2,5
22,5°	1,1	1,2	1,5	2,6
45,0°	1,1	1,2	1,6	3,7

Tabelle 3.5: Mittelwerte sowie 95-Perzentile der g-Faktoren in Abhängigkeit von der Phasenkodierrichtung für das Spulen-Array in „Gap-Anordnung“.

Für einen Beschleunigungsfaktor $R = 2$ sind die g-Faktoren invariant gegenüber Änderungen der Phasenkodierrichtung. Das Gleiche gilt für den Mittelwert der g-Faktoren bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 3$. Erst im 95-Perzentil zeigen sich Unterschiede. Die um 45° gedrehte Phasenkodierrichtung hat 42 % schlechtere Werte als die Ausgangsrichtung.

3.1.3 Zusammenfassung

Betrachtet man nur die Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung, ist die Entkopplung durch eine „Gap-Anordnung“ der Elemente die Methode der Wahl.

Dabei hat sich gezeigt, dass für 4-Kanal-Volumen-Arrays die Wahl der Phasenkodierrichtung in der Regel einen vernachlässigbaren Einfluss auf die g-Faktoren hat. Vergleicht man das SNR der verschiedenen Entkopplungsarten hat das durch gemeinsame Leiterbahnen entkoppelte Array das höchste SNR. Durch die starke Kopplung zwischen den gegenüberliegenden Spulenelementen weist hier auch die durch Überlapp entkoppelte Spule Nachteile auf. Bei dieser Spule ist es sinnvoll, einen zusätzlichen Entkopplungsmechanismus zwischen den gegenüberliegenden Elementen einzuführen. Mit den aus diesen Vorversuchen gewonnenen Erfahrungen soll jetzt eine optimierte Spule für die Anwendung an Mäusen aufgebaut werden.

3.2 Mäusevolumenspule

In Kapitel 3.1 wurde durch den Vergleich verschiedener Spulen gezeigt, welchen Einfluss die Wahl der Entkopplungsmethode und der Phasenkodierrichtung auf das SNR und die Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung haben. Ausgehend von diesen Ergebnissen soll untersucht werden, ob durch den Einsatz einer optimierten Spule für Mäuse auch an diesen Bildgebung am klinischen MR-Gerät möglich ist.

Die Elemente der für die Entkopplungsversuche aufgebauten Spulen befinden sich an der Untergrenze der Probenrauschdominanz. Eine Mäusespule soll einen Durchmesser von 37 mm besitzen, um inklusive einer Mäuseliege einen guten Füllfaktor zu erreichen. Die Ausdehnung der Spule in z-Richtung, um für Ganzkörperuntersuchungen an Mäusen (ohne Schwanz) geeignet zu sein, sollte 80 mm sein. Die Elemente einer 4-Kanal-Mäusespule haben folglich nur die Hälfte der Größe der vorher diskutierten Vorversuchsspulen. Deswegen werden die einzelnen Elemente vom Spulenrauschen dominiert sein. Um zu überprüfen, ob ein Spulen-Array mit diesen Abmessungen noch sinnvoll ist, wurde zusätzlich ein Birdcage mit den entsprechenden Abmessungen gebaut.

3.2.1 Methoden

Nach den Ergebnissen von Kapitel 3.1 hat sich das, durch eine gemeinsame Leiterbahn entkoppelte, 4-Kanal-Array als guter Kompromiss zwischen SNR- und parallelen Bildgebungseigenschaften herausgestellt. Bei Vorversuchen mit einem nur in den Abmessungen auf die Maus angepassten Array dieser Art hat sich allerdings gezeigt, dass der Gütenabfall $\frac{Q_0}{Q_b}$ mit 50 ml Krebs-Henseleit-Puffer [krebs32] als Beladung nur einen Faktor 1,4 beträgt. Eine Möglichkeit, diesen Gütenabfall

zu erhöhen, ist die Verwendung von größeren Elementen, z. B. durch den Einsatz einer Überlapp-Entkopplung. Ein solches Einzelement (Abmessungen: 42 mm x 80 mm) mit einer Leiterbahnbreite von 3 mm ergibt einen Gütenabfall um einen Faktor 1,9. Das Element befindet sich also in einem Bereich, bei dem Spulen- und Probenrauschen fast gleich groß sind.

Ein großes Problem der durch Überlapp entkoppelten Rattenspule war die extrem starke Kopplung zwischen gegenüberliegenden Elementen, die das SNR im Vergleich zu den anderen Spulen signifikant herabgesetzt hat. Betrachtet man die gegenüberliegenden Elemente als „Gap-Anordnung“ kann man versuchen, diese Elemente über ein Entkopplungsnetzwerk voneinander zu entkoppeln. Abbildung 3.6 zeigt das Ersatzschaltbild eines einzelnen Elements mit zusätzlichem Entkopplungsnetzwerk.

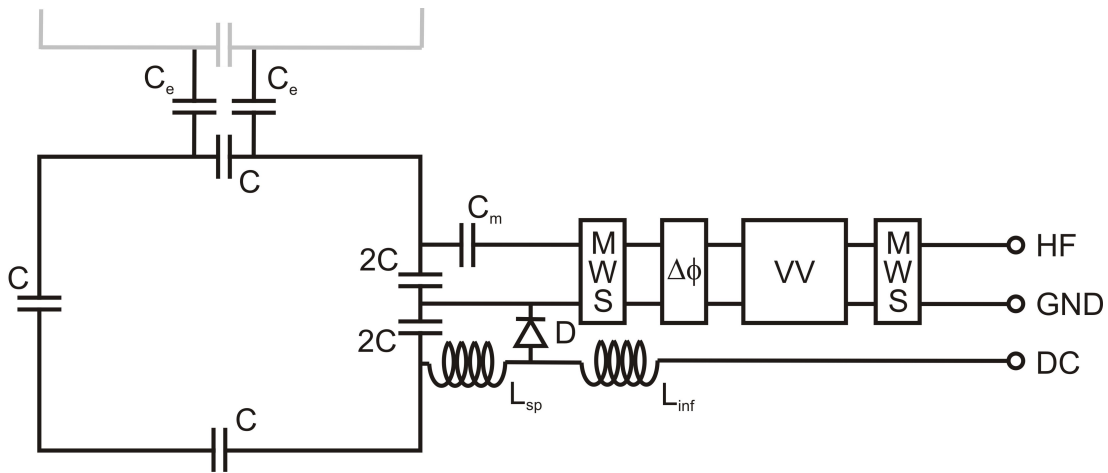


Abbildung 3.6: Ersatzschaltbild eines Elements des durch Überlapp entkoppelten 4-Kanal-Mäuse-Arrays. Der einzige Unterschied im Vergleich zum Rattenspulenlayout (Abbildung 3.2) ist die zusätzliche Entkopplung des gegenüberliegenden Elements (grau angedeutet) durch die Entkoppelkondensatoren C_e .

Durch diese zusätzliche Entkopplungsmethode war es möglich, alle Spulenelemente besser als -15 dB voneinander zu entkoppeln. In Tabelle 3.6 sind die für ein Spulenelement charakteristischen Kapazitäts- bzw. Induktivitätswerte angegeben.

Vergleicht man den tatsächlich eingebauten Kondensatorwert $C = 171$ pF (aufgrund der vierfachen kapazitiven Unterteilung ca. viermal C_{gesamt}) mit der Größe der Kondensatoren C_e im Entkopplungsnetzwerk, zeigt sich, dass diese zusätzliche Entkopplung einen deutlichen Eingriff in die Spulenelemente bedeutet. Inwieweit dieser Eingriff sich negativ auf das SNR auswirkt, soll der Vergleich mit einem Birdcage zeigen.

Dieser Birdcage wurde zur besseren Vergleichbarkeit mit dem 4-Kanal-Mäuse-

C_{gesamt}/pF	43
L_{gesamt}/nH	146
L_{sp}/nH	18
C_m/pF	82
C_e/pF	110

Tabelle 3.6: Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie Größe der Sperrkreisinduktivität L_{sp} , des Ankoppelkondensators C_m und der Entkopplungskondensatoren C_e eines Spulenelements.

Array mit den identischen Abmessungen, als achtbeiniger Quadratur-Tiefpass-Birdcage aufgebaut. Im Unterschied zu den bisher gebauten Arrays, die reine Empfangsspulen sind, ist diese Spule eine Sende-Empfangs-Spule. Das liegt darin begründet, dass es mit Hilfe eines Quadraturhybriden sehr einfach ist, einen Quadraturbirdcage auch im Sendefall zu betreiben und sich somit den Vorteil der hohen Sendeeffizienz einer Spule mit hohem Füllfaktor zu Nutze zu machen. Der Quadraturhybrid verteilt im Sendefall die Sendeleistung phasenrichtig und mit gleicher Amplitude auf die beiden Quadraturkanäle. Im Empfangsfall wird das Signal ebenfalls amplituden- und phasenrichtig kombiniert und an das MR-Gerät übertragen. Abbildung 3.7 zeigt das Ersatzschaltbild der Spule.

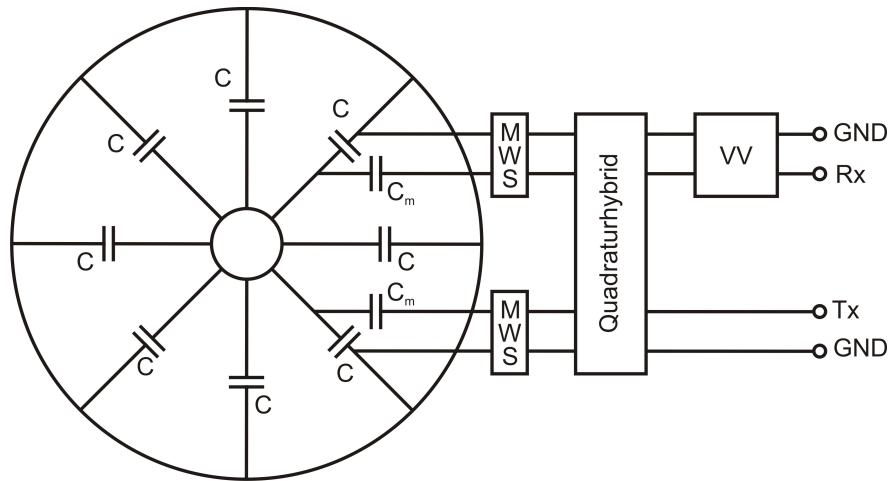


Abbildung 3.7: Ersatzschaltbild des Quadratur-Tiefpass-Birdcages. Über die Kondensatoren C wird die Spule auf Arbeitsfrequenz fest abgestimmt. Über die Ankoppelkondensatoren C_m erfolgt die Impedanzanpassung auf $50\ \Omega$. Nach dem Ankoppelnetzwerk befindet sich jeweils eine Mantelwellensperre (MWS). Um die Spule als Sende-Empfangs-Spule betreiben zu können, wird sie an einen Quadraturhybriden angeschlossen.

3.2.2 Charakterisierung

Abbildung 3.8 zeigt den endgültige Aufbau der beiden Mäusespulen, wie sie im Folgenden zur Charakterisierung verwendet wurden.

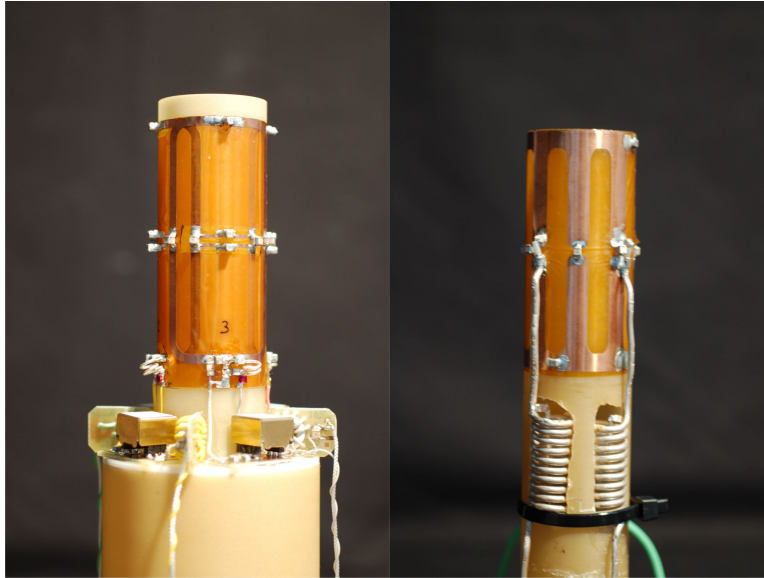


Abbildung 3.8: Finaler Aufbau der Mäusespulen. Links das 4-Kanal-Array und rechts der Birdcage zum Vergleich.

Tabelle 3.7 fasst die auf der Messbank bestimmte Charakterisierung zusammen.

Spule	Birdcage	Array
Unbeladene Güte Q_0	303	326
Gütenverhältnis $\frac{Q_0}{Q_b}$	1,9	1,9
Kopplung benachbarter Kanäle (unbeladen, mittel)/dB	-32	-16
Kopplung benachbarter Kanäle (mittel)/dB	-27	-7
Kopplung gegenüberliegender Kanäle (mittel)/dB	-	-16

Tabelle 3.7: Gegenüberstellung der auf der Messbank bestimmten Parameter Güte und Kopplung zwischen den Kanälen für beide Spulentypen. Die nicht für die Messung benötigten Elemente waren weggeschaltet.

Der Gütenabfall für den Birdcage beträgt, genau wie der für ein Einzelement

des Spulen-Arrays, einen Faktor 1,9. Auch bei dieser Spule sind somit Spulen- und Probenrauschen etwa vergleichbar groß. Die Isolation der beiden Quadraturkanäle des Birdcages ist sowohl beladen als auch unbeladen besser als -20 dB eingestellt. Der zusätzliche Entkopplungsmechanismus für gegenüberliegende Spulen-Array-Elemente verringert die Kopplung dieser Elemente auf unter -15 dB. Allerdings zeigt sich bei den benachbarten Spulenelementen eine Besonderheit. Ist die Entkopplung durch den geometrischen Überlapp unbeladen ebenfalls auf besser als -15 dB eingestellt, zeigt sich im beladenen Fall eine stärkere Kopplung von -7 dB. Auch eine Nachjustierung des Überlapps verbessert diesen Wert nicht. Es zeigt sich, dass die benachbarten Elemente über die eingebrachte Probe koppeln, was auch nicht durch einen zusätzlichen Entkopplungsmechanismus zu verhindern ist, ohne zusätzliche Verlustmechanismen in die Spule zu bringen. Inwieweit die starke Kopplung sich negativ auf das SNR der Spule auswirkt, muss das Experiment am MR-Gerät zeigen.

Aus einem Rohdatensatz, der ohne Sendepuls akquiriert wurde, wurde die Rauschkorrelation für die 4-Kanal-Spule berechnet (Abbildung 3.9).

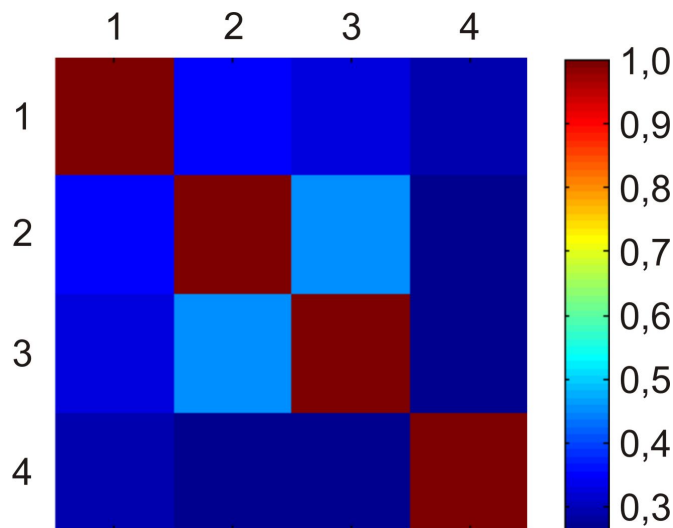


Abbildung 3.9: Rauschkorrelationsmatrix der 4-Kanal-Mäusespule. Die mittlere Rauschkorrelation zwischen benachbarten Elementen beträgt 34 %, die zwischen gegenüberliegenden Elementen 30 %.

Im Vergleich zu der durch geometrischen Überlapp entkoppelten Spule aus Kapitel 3.1 zeigt sich, dass die zusätzliche Entkopplung der gegenüberliegenden Elemente zu einer deutlichen Reduktion der Rauschkorrelation zwischen diesen Elementen führt (Tabelle 3.3). Dafür ist die Rauschkorrelation der benachbarten Elemente, wie schon auf der Messbank beobachtet, durch eine stärkere Kopplung durch die Probe gestiegen. Da der Birdcage eine Quadraturspule ist, bei der die einzelnen Kanäle durch den Quadraturhybrid kombiniert werden, hat es keinen

Sinn, einen Korrelationswert anzugeben.

Das SNR beider Spulen wurde an einem Phantom bestimmt (Abbildung 3.10).

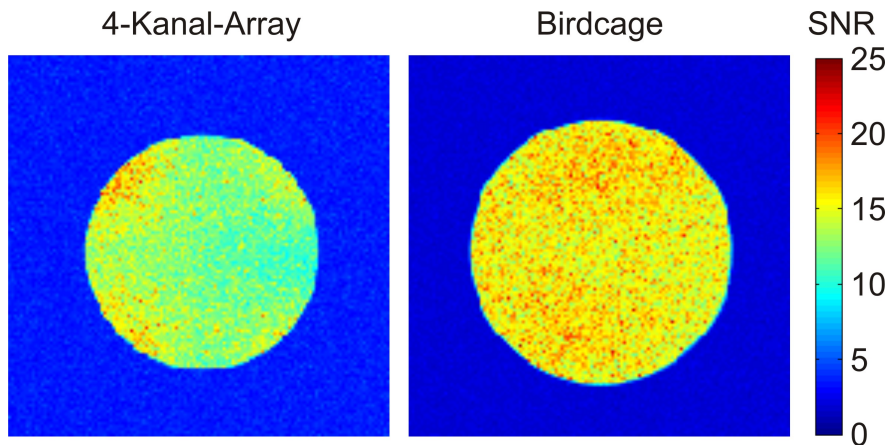


Abbildung 3.10: SNR-Karten der 4-Kanal-Spule (links) und des Birdcages (rechts). Sequenz: FLASH, TE: 10 ms, TR: 100 ms, Matrix: 256 x 256, FoV: 72 mm x 72 mm, Schichtdicke: 3 mm, Flipwinkel: 25°.

In einem transversalen Schnitt durch das Phantom erhält man in der Mitte des Birdcages ein SNR von 16. Gut zu erkennen ist das sehr homogene SNR über die gesamte Schicht, wie es charakteristisch für diesen Spulentyp ist. Im Gegensatz dazu, erkennt man bei der 4-Kanal-Spule deutlich die Oberflächenspulencharakteristik, die dafür sorgt, dass das SNR am Rand deutlich größer ist, als im Phantomzentrum. Entscheidend ist allerdings das SNR im Zentrum des Phantoms. Dort ist es um 25 % geringer als beim Birdcage. Im Idealfall sollte die Spule im Zentrum ein vergleichbares SNR haben [porter98]. Der zu beobachtende Unterschied lässt sich durch den zusätzlichen Entkopplungsmechanismus der gegenüberliegenden Elemente erklären. Die Entkopplung durch ein zusätzliches Entkopplungsnetzwerk ist nicht verlustfrei und kostet somit SNR (Kapitel 2.4.2).

3.2.3 Zusammenfassung

Betrachtet man nur das SNR-Verhalten der Spulen, ist für Messungen an Mäusen bei 1,5 T der optimierte Birdcage die Spule der Wahl. Allerdings ist auch dieser schon nicht mehr probenrauschendominiert, liefert also nicht das potenziell mögliche SNR. Schätzt man für diesen Birdcage aus dem Gütenverhältnis das Verhältnis von erreichtem SNR (SNR_{exp}) zu maximal möglichem SNR (SNR_{opt})

ab, so erhält man nach [lin92]:

$$\frac{SNR_{exp}}{SNR_{opt}} = \sqrt{1 - \frac{Q_b}{Q_0}} = 0,69. \quad (3.1)$$

Der Birdcage liefert also ca. 70 % des theoretisch erreichbaren SNRs. In dieser Abschätzung wird vernachlässigt, dass sowohl elektrische Felder als auch in z-Richtung orientierte B_1 -Feldkomponenten die Güte herabsetzen, aber nicht zum MR-Signal beitragen. Das zeigt, dass Messungen an Mäusen bei dieser Feldstärke an ihre Grenzen stoßen. Für Messungen, die nicht durch das SNR limitiert sind, wie z. B. beim Einsatz von Kontrastmitteln, kann es trotzdem sinnvoll sein, die Einbußen am SNR in Kauf zu nehmen und die 4-Kanal-Spule aufgrund ihrer Möglichkeit zur parallelen Bildgebung zu bevorzugen.

3.3 Anwendungen

3.3.1 Evaluierung an Ratten

Um die Möglichkeiten der Kleintierbildgebung an klinischen MR-Geräten auszuwerten, ohne auf die Verwendung von Narkose oder EKG-Überwachung achten zu müssen, wurden die ersten Experimente mit der durch eine gemeinsame Leiterbahn entkoppelten Rattenspule aus den Vorversuchen (Kapitel 3.1) an einer toten Ratte durchgeführt.

Abbildung 3.11 zeigt jeweils einen transversalen Schnitt durch den Kopf der Ratte. Die verwendete Turbospinecho-Sequenz liest zu zwei unterschiedlichen Echozeiten ein MR-Signal aus und ermöglicht somit in einer Messung einen protonendichte- sowie einen T_2 -gewichteten Kontrast.

Das Schnittbild besitzt eine isotrope Schichtauflösung von 0,2 mm. Vor allem im Gehirn ist ein deutlicher Kontrast zwischen den unterschiedlichen Gewebetypen erkennbar, wie man es auch von Untersuchungen am Menschen bei dieser Feldstärke kennt. Das Corpus callosum ist deutlich zu erkennen.

Da für Kopfbilder der Füllfaktor einer Volumenspule relativ gering ist, wurden weiterhin Aufnahmen des Abdomens gemacht (Abbildung 3.12).

Gezeigt ist eine koronale Schicht durch die Nieren der Ratte. Dazu wurde eine FLASH-3D-Sequenz mit einer isotropen Auflösung von 0,4 mm verwendet. Die Messzeit für eine Abtastung des kompletten Abdomens beträgt unter vier Minuten. Das Bild zeigt die homogene Ausleuchtung des Abdomens durch die Spule.

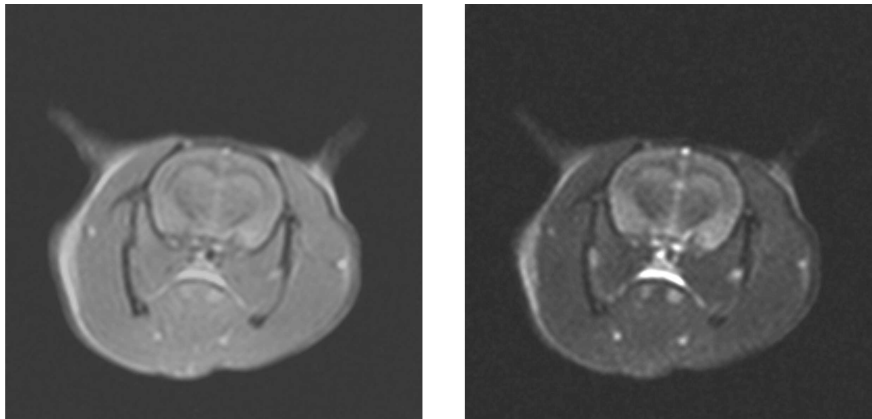


Abbildung 3.11: Transversaler Schnitt durch das Gehirn der Ratte (*ex-vivo*). Die Sequenz ermöglicht in einer Messung einen Protonendichte- (links) sowie einen T_2 -Kontrast (rechts). Sequenzparameter: Turbospinecho, TE: 15 ms, TR: 3000 ms, Matrix: 512 x 512, FoV: 120 mm x 120 mm, Schichtdicke: 2 mm, Aufnahmezeit: 156 s.

Bei einer lebenden Ratte (weiblich, 295 g) wurde eine Kontrastmittel gestützte Angiographie der Karotiden durchgeführt. Das Tier wurde in einer Tierliege mit integrierter Heizung, zur Aufrechterhaltung der Körpertemperatur narkotisiert. Zur Narkose des Tieres wurde Isoflurangas verwendet, welches über eine Narkosegasmaske zugeführt wurde. Das EKG des Tieres wurde während der gesamten Messzeit durchgehend überwacht. Dazu wurde die EKG-Triggereinheit HR-V02 der Firma Rapid Biomedical verwendet, da die im klinischen Gerät integrierte Triggereinheit nicht für die um ca. eine Größenordnung höheren Herzraten der Ratten ausgelegt ist. Über einen Atemsensor besitzt man eine zusätzliche Gatingmöglichkeit um den Anforderungen der Schnappatmung gerecht zu werden. Das T_1 -Zeit-verkürzende Kontrastmittel (Gd-DTPA markiertes Albumin [ogan87]) wurde in einem Bolus von 0,3 ml über die Schwanzvene verabreicht. Abbildung 3.13 zeigt eine Ansicht einer MIP² aus einem 3D-Datensatz mit einer isotropen Auflösung von 0,5 mm.

Der komplette 3D-Datensatz wurde durch den Einsatz paralleler Bildgebungstechniken (GRAPPA, $R = 2$) in einer Aufnahmezeit von unter einer Minute akquiriert. Deutlich zu erkennen sind die Karotisarterien, ihre Aufteilung in die inneren und äußeren Karotisarterien sowie die weitere Aufästelung des arteriellen Gefäßsystems. Auch das Herz ist ohne Bewegungsartefakte dargestellt. Der Aortenbogen ist deutlich zu sehen.

Angiographien mit einer isotropen Auflösung von 0,3 mm wurden ebenfalls in einer Messzeit von unter fünf Minuten durchgeführt.

²MIP: engl. maximum intensity projection

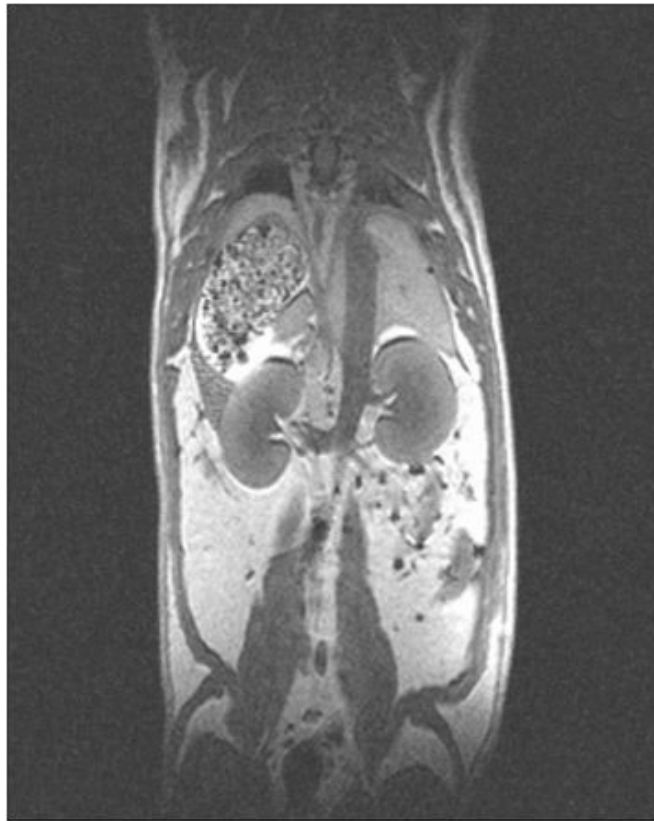


Abbildung 3.12: Koronale Schicht eines 3D-Datensatzes durch die Nieren einer Ratte (*ex-vivo*). Sequenzparameter: T_1 -gewichtete FLASH-3D *vibe*, TE: 4 ms, TR: 15 ms, Auflösung: 0,4 mm isotrop, Aufnahmezeit: 221 s.

Durch den Bau einer optimierten 4-Kanal-Rattenspule, die von den Abmessungen einer Standardvolumenspule an Tiergeräten entspricht, war es möglich, an einem klinischen MR-Gerät *in-vivo* Messungen an Ratten durchzuführen. In Messzeiten von ca. zwei Minuten wurden Schnittbilder mit Schichtauflösungen von 0,2 mm erstellt. Komplette 3D-Datensätze des Abdomens wurden in vier Minuten und 0,4 mm isotroper Auflösung gezeigt. Es ist also möglich in akzeptablen Messzeiten bei guter Auflösung eine diagnostische Bildqualität zu erreichen.

Durch den Einsatz von Kontrastmitteln und paralleler Bildgebung konnten Angiographien mit 0,3 mm isotroper Auflösung in unter fünf Minuten Messzeit durchgeführt werden.

3.3.2 Hocho aufgelöste Angiographie an Mäusen

Um die Möglichkeit zu demonstrieren, auch bei Mäusen hoch aufgelöste Messungen durchführen zu können, wurde dort ebenfalls eine Kontrastmittel gestützte

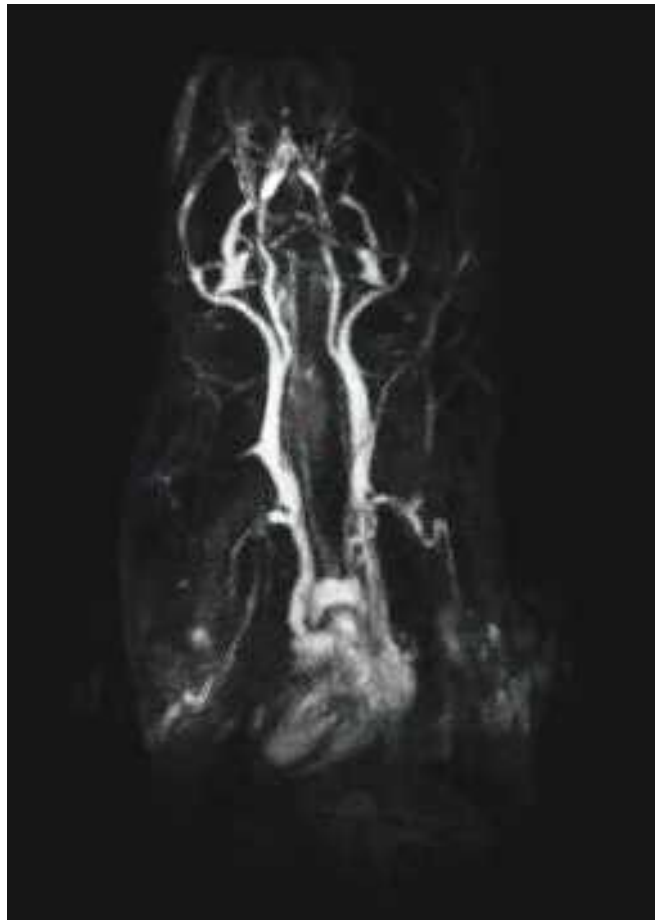


Abbildung 3.13: MIP einer Kontrastmittel gestützten Angiographie der Karotiden einer Ratte. Sequenz: FLASH-3D, TE: 3,5 ms, TR: 8,2 ms, Auflösung: 0,5 mm isotrop, Aufnahmezeit: 50 s, Beschleunigungsfaktor: $R = 2$ (GRAPPA-Rekonstruktion).

Angiographie durchgeführt. Eine Maus (weiblich, 32 g) wurde in einer Tierliege durch Isofluorngas narkotisiert. Zur Aufrechterhaltung der Körpertemperatur wurde eine elektrische Heizmatte verwendet, die während der Akquisition zur Vermeidung von Bildartefakten aus der Spulen entfernt werden musste. Diese Maßnahme führte zu einer starken Begrenzung der zur Verfügung stehenden Messzeit, da Mäuse aufgrund ihres geringen Körpergewichts nicht in der Lage sind, ihre Körpertemperatur narkotisiert lange aufrecht zu erhalten. Wie bei den Vorversuchen an Ratten wurde auch hier die Herz- und Atemfunktion mit Hilfe einer speziellen EKG-Triggereinheit für Kleintiere überwacht, um eine zu starke Abkühlung frühzeitig zu erkennen. Das Kontrastmittel (Gd-DTPA markiertes Albumin, Verdünnung 1:10) wurde in einem 0,3 ml-Bolus über die Schwanzvene verabreicht. Abbildung 3.14 zeigt eine Ansicht einer MIP eines 3D-Datensatzes

mit 0,2 mm isotroper Auflösung. Für diese Messungen wurde die 4-Kanal-Spule verwendet. Der Einsatz von parallelen Bildgebungsmethoden, wodurch die Messzeit von acht Minuten auf ca. die Hälfte bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 2$ reduziert wurde, machte in diesem Fall die Messung erst möglich, da sonst die Maus zu stark ausgekühlt wäre.

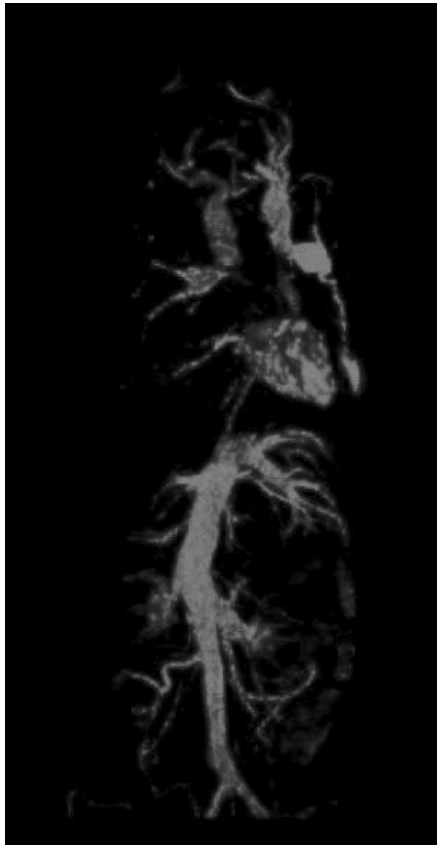


Abbildung 3.14: MIP einer Kontrastmittel gestützten Angiographie an einer Maus. Gezeigt ist das Gefäßsystem vom Kopf (oben) bis zu den Hinterbeinen (unten). Sequenz: FLASH-3D, TE: 5,5 ms, TR: 14,3 ms, Auflösung: 0,2 mm isotrop, Aufnahmezeit: 240 s, Beschleunigungsfaktor $R = 2$ (GRAPPA-Rekonstruktion).

Die Angiographie (Abbildung 3.14) zeigt sehr detailliert das Blutgefäßsystem der Maus vom Kopf bis zu den Hinterbeinen.

3.3.3 Zusammenfassung

Der Einsatz von Mäusespulen bei einer Feldstärke von 1,5 T zeigt die Grenzen der Kleintierbildgebung auf. Technisch sind Spulen dieser Größe gut realisier-

bar. Durch die kleinen Elementgeometrien sind die Spulenelemente aber nicht mehr probenrauschendominiert und weisen deswegen ein herabgesetztes SNR im Zentrum der Probe auf. Das optimale SNR für eine Mäusevolumenspule liefert der Birdcage. Für gewisse Fragestellungen kann aber auch durch die Möglichkeit des Einsatzes von parallelen Bildgebungstechniken die 4-Kanal-Spule trotz ihres niedrigeren SNRs eine sinnvolle Alternative sein. Besonders bei Anwendungen, die ein intrinsisch hohes SNR aufweisen, wie z. B. Kontrastmitteluntersuchungen, verkürzt die Spule die Messzeit um bis zu einem Faktor 2. An einer Maus konnte eine Angiographie mit einer isotropen Auflösung von 0,2 mm durchgeführt und damit der sinnvolle Einsatz von Mäusespulen bei 1,5 T demonstriert werden.

3.4 Zusammenfassung

Aufgrund von Vorversuchen mit verschiedenen 4-Kanal-Phased-Array-Spulen bei 1,5 T hat sich gezeigt, dass eine durch eine gemeinsame Leiterbahn entkoppelte Spule einen guten Kompromiss zwischen SNR und parallelen Bildgebungseigenschaften besitzt. Mit dieser Spule wurden auch erste Versuche an Ratten im klinischen MR-Gerät durchgeführt. Sie besitzt die gleichen Abmessungen wie eine typische Rattenvolumenspule an Tiergeräten, so dass auch das dort verwendete Zubehör, wie z. B. Tierliege und EKG-Triggereinheit, direkt weiterverwendet werden konnte. Durch den Einsatz von parallelen Bildgebungsmethoden waren hoch aufgelöste Aufnahmen von Abdomen und Kopf in Messzeiten von unter fünf Minuten möglich. Bei Angiographien mit Hilfe von Kontrastmitteln war es sogar möglich einen 3D-Datensatz mit einer isotropen Auflösung von 0,5 mm in unter einer Minute Messzeit zu akquirieren. Möchte man die Ergebnisse der Vorversuche zur Entwicklung einer dedizierten Rattenspule nutzen, wäre es sinnvoll, den im klinischen Gerät zur Verfügung stehenden Platz zu nutzen, um die Spule in z-Richtung zu verlängern, was eine Abdeckung des gesamten Tieres ermöglichen würde. Durch eine Erhöhung der Kanalzahl, bei gleichbleibender Einzelelementgröße, wäre diese Verlängerung der Spule sogar ohne Einbußen im SNR möglich.

Im Gegensatz zu den Spulen aus den Vorversuchen sind die Einzelelemente von Mäusespulen durch ihre kleineren geometrischen Abmessungen nicht mehr probenrauschendominiert, was das erreichbare SNR verringert. Sowohl ein Birdcage als auch ein 4-Kanal-Array haben Gütenabfälle, die kleiner als ein Faktor 2 sind. Trotzdem wurde gezeigt, dass es auch möglich ist, bei 1,5 T in vernünftiger Messzeit Angiographien durchzuführen. Möchte man bei dieser Feldstärke eine höhere SNR-Ausbeute, würde sich als zukünftiger Ansatz anbieten, die Spulengüte durch Kühlen der Spule oder sogar durch den Einsatz von supraleitenden Spulen-Arrays zu erhöhen. Für einfache Oberflächenspulen wurden mit dieser Methode Steige-

rungen im SNR um mehr als einen Faktor 5 demonstriert [poirier-quinot08].

Weiterhin ist es denkbar, sich den größeren Bohrungsdurchmesser zu Nutze zu machen, um mehrere Tierspulen gleichzeitig zu messen, was den Tierdurchsatz erhöhen würde.

Kapitel 4

Entwicklung einer 32-Kanal-Herzspule für 3 T

Herz-Kreislauf-Erkrankungen sind in den Industrienationen die häufigste Todesursache. Die Häufigkeit dieser Erkrankungen steigt mit zunehmendem Alter an. Aufgrund des demographischen Wandels hin zu einer immer älteren Bevölkerung ist somit auch zu erwarten, dass die Zahl von Herz-Kreislauf-Erkrankungen weiter zunimmt. Da sich Herzerkrankungen auf die Pumpfunktion des Herzens auswirken, hat die Erfassung der Herzfunktion einen wichtigen Einfluss auf die Diagnose dieser Krankheiten. Unter allen verfügbaren Methoden entwickelte sich die Magnetresonanztomographie diesbezüglich in den letzten Jahrzehnten zu einem Goldstandard [pattynama93]. Entscheidend für eine akkurate Quantifizierung der Herzfunktion ist eine hohe räumliche und zeitliche Auflösung des Bildgebungsexperimentes, wobei letztere einen größeren Einfluss besitzt [miller02]. Wünschenswert ist eine räumliche Schichtauflösung von 1,5 mm x 1,5 mm bei einer zeitlichen Auflösung von unter 50 ms. Um schichtweise das ganze Herzvolumen abzudecken, sind dafür bisher mehrere Atemanhaltezyklen notwendig. Dieses Vorgehen ist für kranke Patienten häufig sehr anstrengend oder unter bestimmten Voraussetzungen (z. B. Arrhythmien, nicht kooperative Patienten) fast unmöglich. Echtzeitverfahren haben dahingehend Vorteile, sind bisher aber nur mit Einbußen in entweder räumlicher oder zeitlicher Auflösung oder beidem möglich.

Die Verwendung von Phased-Array-Spulen bei 1,5 T ermöglicht durch den Einsatz von parallelen Bildgebungstechniken eine Erhöhung der Auflösungen. Besonders bei hohen Beschleunigungsfaktoren fällt der intrinsische SNR-Verlust dieser Methoden allerdings stark ins Gewicht. Eine optimierte 32-Kanal-Herzspule bei einer Feldstärke von 3 T sollte diesen Verlust teilweise ausgleichen können. Im Idealfall ist bei 3 T und einem Beschleunigungsfaktor $R = 4$ das gleiche SNR wie bei 1,5 T allerdings unbeschleunigt zu erwarten. Dedizierte Herzspulen mit mehr als 16 Kanälen waren zu Beginn dieser Arbeit nicht verfügbar. Deswegen soll

ausgehend von einem existierenden 32-Kanal-Phased-Array für 1,5 T in diesem Kapitel die Entwicklung einer optimierten 32-Kanal-Herzspule für 3 T beschrieben werden. Um die Spule an Probanden charakterisieren zu können, muss beim Bau zusätzlich auf die Probandensicherheit geachtet werden.

4.1 Stand der Technik

Ausgangspunkt für die Entwicklung einer optimierten Herz-Spule für 3 T ist eine bestehende 32-Kanal-Herzspule der Firma Rapid Biomedical GmbH [lanz06a]. Die Spule besteht aus einem flexiblen Oberteil und einem starren Unterteil, das an die Patientenliege angepasst ist (Abbildung 4.1). Beide Teile enthalten jeweils 16 Empfangselemente mit integriertem Vorverstärker. Jede Spulenhälfte hat eine Abdeckung von 50 cm in x- und 40 cm in z-Richtung.



Abbildung 4.1: 32-Kanal-Cardiac-Phased-Array für 1,5 T (Rapid Biomedical GmbH).

Eine technische Besonderheit dieses Arrays ist die Form und die Art der Entkopplung der benachbarten Elemente. Es sind hexagonale, abgeschirmte Loop-Spulen, was einen sehr modularen Aufbau der Spule ermöglicht. Das ist bedingt durch die hohe intrinsische Entkopplung zu benachbarten Elementen [lanz06b]. Die hexagonale Form der Einzelspulen ermöglicht eine kompakte Anordnung in vier Zeilen

zu drei, vier, fünf und vier Elementen. Die Einzelelemente haben eine Abmessung von 90 mm x 100 mm. Spulen dieser Bauart befinden sich bereits im klinischen Routineeinsatz und zeichnen sich vor allem durch ihre sehr guten parallelen Bildgebungseigenschaften aus [wintersperger06].

4.2 Portierung auf 3 T

Der naheliegende nächste Schritt war, ausgehend von dieser 1,5 T-Spule einen Prototypen für 3 T aufzubauen. Dabei sollte so viel wie möglich vom Design der niedrigeren Feldstärke beibehalten werden, um das schon vorhandene Gehäuse der 1,5 T Spule weiterverwenden zu können. Auf jeden Fall geändert werden musste die Anzahl der Mantelwellensperren in den vier Anschlusskabeln. Die Firma Siemens Healthcare schreibt hier für Medizinprodukte, die an ihren MR-Geräten betrieben werden dürfen, einen maximalen Abstand von 25 cm (bei 64 MHz sind es 40 cm) zwischen zwei Mantelwellensperren vor. Die Änderung dient dem Patientenschutz und soll verhindern, dass sich beim Senden durch die Ganzkörperspule stehende Wellen auf den Kabeln ausbilden, was zu starken lokalen SAR-Erhöhungen führen kann. Diese Maßnahme ist leicht umzusetzen, erhöht allerdings den Arbeitsaufwand. Ansonsten wurde das Spulen-Array nur auf die höhere Resonanzfrequenz abgestimmt. Abbildung 4.2 zeigt exemplarisch das Ersatzschaltbild eines einzelnen Array-Elements.

Das Element besteht aus der eigentlichen Leiterbahn und der sie umgebenden Abschirmung. Die Abschirmung ist durch zwei 3300 pF-Kondensatoren (HF-Kurzschlüsse) unterbrochen, um Gradientenwirbelstrompfade zu unterdrücken. Sie ist nicht resonant. Das Element wird durch die beiden Kondensatoren C_t auf Arbeitsfrequenz abgestimmt. Die aktive Entkopplung besteht einfach aus einem, im Fall von durchgeschalteten PIN-Dioden, Kurzschluss über den Kondensatoren C_t und dadurch einer starken Verstimmung der Spule hin zu tieferen Frequenzen. Durch den Einsatz von zwei gegeneinander geschalteten (gekreuzten) PIN-Dioden D_x funktioniert diese Schaltung auch passiv, da die Sendeleistung der Ganzkörperspule ausreichend ist, um die Dioden selbst durchzuschalten.

In Tabelle 4.1 werden charakteristische Größen für ein einzelnes Spulenelement angegeben:

C_{gesamt}/pF	5
L_{gesamt}/nH	334
C_m/pF	8

Tabelle 4.1: Werte für die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie des Ankoppelkondensators C_m eines Spulenelements.

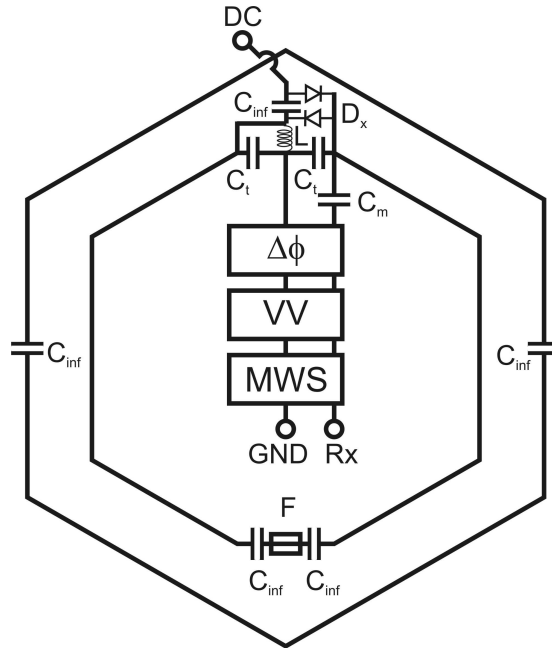


Abbildung 4.2: Ersatzschaltbild eines einzelnen Elements. Die Abschirmungsleiterbahn ist durch zwei HF-Kurzschlüsse C_{inf} unterbrochen. Die Spulenleiterbahn wird durch die Kondensatoren C_t auf die Resonanzfrequenz abgestimmt und mit Hilfe des Ankopplungskondensators C_m auf $50\ \Omega$ abgeglichen. Beim Anlegen eines Gleichstroms an die gekreuzten Dioden D_x wird die Spule aktiv verstimmt. Die Induktivität L ist eine HF-Verblockung und dient der Rückführung des Gleichstroms auf die HF-Masse. Die Sicherung F stellt einen Sicherheitsmechanismus für einen potenziellen Ausfall der Entkopplungsschaltungen dar.

Der auf der Messbank bestimmte Gütenabfall für ein einzelnes Element beträgt $\frac{Q_0}{Q_b} = \frac{110}{30} = 3,7$. Zum Vergleich beträgt der Gütenabfall bei 1,5 T nur 2,7. Erste Testmessungen mit einem nach diesem Prinzip aufgebauten Array haben die prinzipielle Portierbarkeit des bestehenden Designs auf 3 T demonstriert. Es stellte sich allerdings heraus, dass die bei 1,5 T erfolgreich eingesetzte Verkabelung von den einzelnen Elementen zu den Anschlusskabeln bei 3 T noch Optimierungsbedarf besitzt. Besonders bei Messungen mit häufigen, starken HF-Pulsen, wie sie z. B. bei Echtzeitbildgebungssequenzen auftreten, kann dadurch eine Erwärmung der Spule auftreten. Durch eine Änderung der Kabelführung war es möglich, die Kabellängen zu reduzieren und zusätzlich die Kabel so weit wie möglich in den Masseebenen der Array-Elemente zu verlegen. Außerdem wurden bei jedem Element noch zusätzliche Mantelwellensperren eingefügt. Diese Optimierung führte dazu, dass auch bei einer gemittelten HF-Dauerbelastung von 160 W über zehn Minuten die Temperatur an der Spulenoberfläche zu keiner Zeit 40°C überschritt und damit die Kriterien für den Einsatz der Spule am Menschen erfüllt sind.

Eine häufig verwendete Sequenz zur Bestimmung der Herzfunktion ist eine segmentierte Cine-TrueFISP-Sequenz [oppelt86]. TrueFISP ist der von der Firma Siemens Healthcare verwendete Begriff für eine balancierte SSFP-Sequenz [carr58]. Bei dieser Sequenz wird in mehreren Atemhaltezyklen das Herz schichtweise und zu unterschiedlichen Zeitpunkten abgetastet. Um sowohl die Dauer als auch die Anzahl der Atemhaltezyklen zu reduzieren, ist es sinnvoll, parallele Bildgebungstechniken zu verwenden. Da bei Herzmessungen der gesamte Herzzyklus in zeitlich aufeinanderfolgenden Einzelbildern akquiriert wird, zeigen Rekonstruktionsmethoden, wie z. B. TSENSE [kellman01], die bei der Rekonstruktion auch zeitliche Informationen mit einbeziehen, eine verbesserte Bildqualität gegenüber herkömmlichen parallelen Bildgebungsmethoden. TSENSE beruht darauf, bei zeitlich aufeinanderfolgenden Einzelbildern alternierende k -Raum-Linien abzutasten. Das führt zu einer zeitlichen Mittelung der Daten und zusätzlich zu vollabgetasteten Spulensensitivitätskarten. Abbildung 4.3 zeigt jeweils für unterschiedliche Beschleunigungsfaktoren R ein Einzelbild eines Kurzachsenschnitts durch das Herz in Diastole aufgenommen mit einer Cine-TrueFISP-TSENSE-Sequenz.

Bis zu einem Beschleunigungsfaktor $R = 4$ liefert die Spule Bilder ohne sichtbare Artefakte. Für $R = 5$ und $R = 6$ sorgt der intrinsische SNR-Verlust dafür, dass das Rauschen immer deutlicher in den Vordergrund tritt. Trotzdem liefert eine Beschleunigung mit $R = 5$ eine diagnostisch verwertbare Bildqualität. Auch der Faktor $R = 6$ ist für einige medizinische Fragestellungen noch brauchbar.

Bei Echtzeitsequenzen müssen häufig Kompromisse zwischen räumlicher und zeitlicher Auflösung gemacht werden, da jedes Einzelbild frei atmend aufgenommen wird und deswegen die Aufnahmezeit stark begrenzt ist. Mit dieser Spule ist es erstmals möglich, in klinisch verwertbarer, räumlicher Auflösung bei akzeptabler zeitlicher Auflösung Echtzeitbildgebung am Herzen zu demonstrieren. Abbildung 4.4 zeigt die ersten zehn Einzelbilder zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Herzzyklus aufgenommen mit einer ungetriggerten Echtzeit-TrueFISP-TSENSE-Sequenz.

Die Bilder haben eine sehr gute diagnostische Bildqualität. Durch die Echtzeitbildgebung kann erstmals auch bei Patienten, bei denen Atemhaltezyklen nicht möglich sind, die Pumpfunktion quantifiziert werden. Um den Fehler der Quantifizierung zu reduzieren, ist es allerdings wünschenswert, die zeitliche Auflösung noch um ca. 30 % zu verbessern.

Zusammenfassend kann man also sagen, dass die direkte Umsetzung des Designs der 1,5 T-Spule auf 3 T mit kleineren Anpassungen sehr gut funktionierte. Mit der 3 T-Spule sind durch das inhärent größere SNR bei der höheren Feldstärke größere Beschleunigungsfaktoren möglich. Durch das Zusammenspiel von 3 T und 32 Empfangskanälen wurde erstmals in diagnostischer Bildqualität Echtzeitbildge-

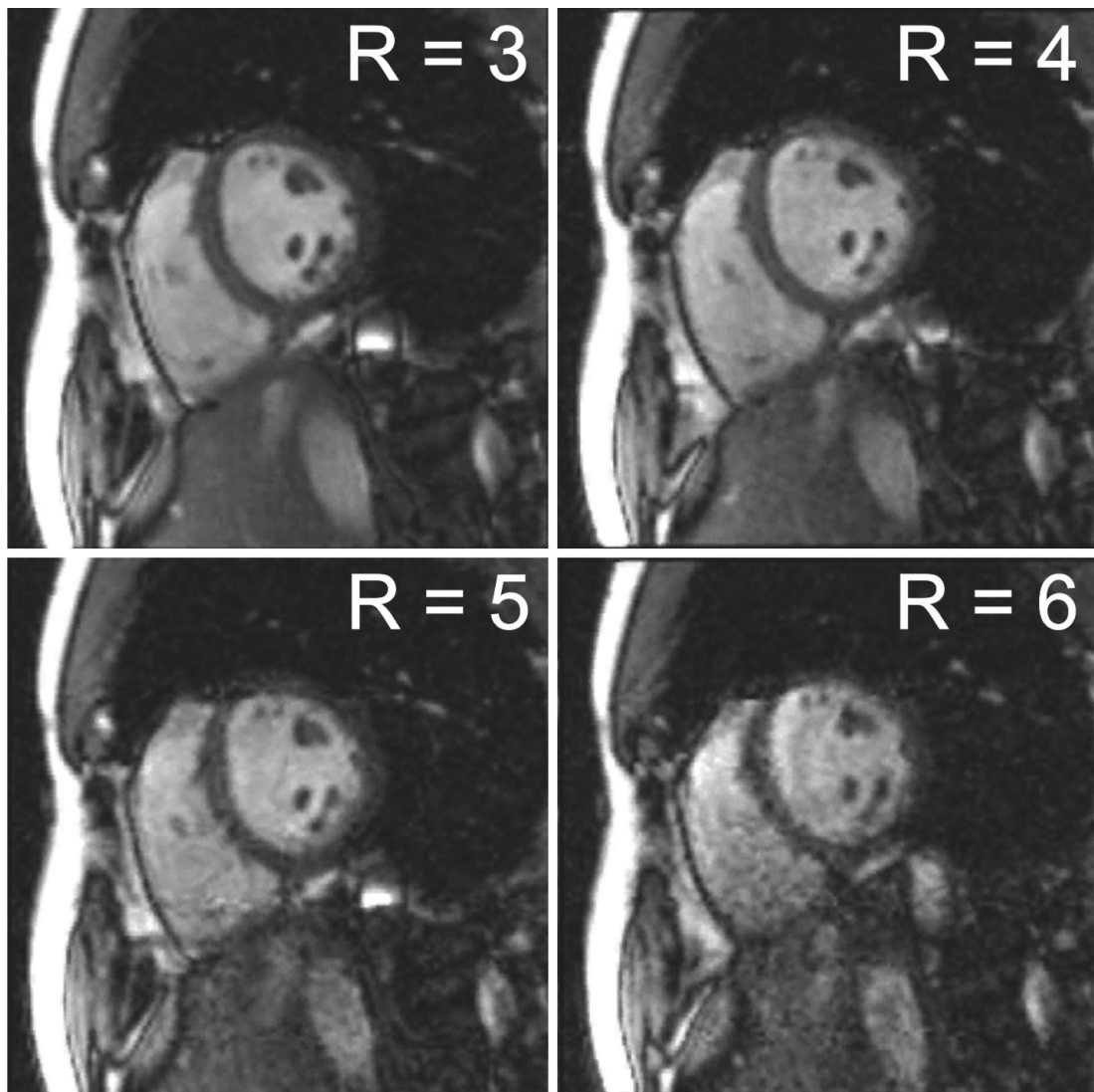


Abbildung 4.3: Kurzachsenschnitt in Diastole einer EKG-getriggerten Cine-TrueFISP-TSENSE-Sequenz bei unterschiedlichen Beschleunigungsfaktoren R (Matrixgröße 192×117 , FoV $276 \text{ mm} \times 340 \text{ mm}$, Schichtdicke 8 mm , zeitliche Auflösung 44 ms).

bung am Herzen gezeigt, was neuen Patientengruppen eine Untersuchung mittels MR ermöglicht.

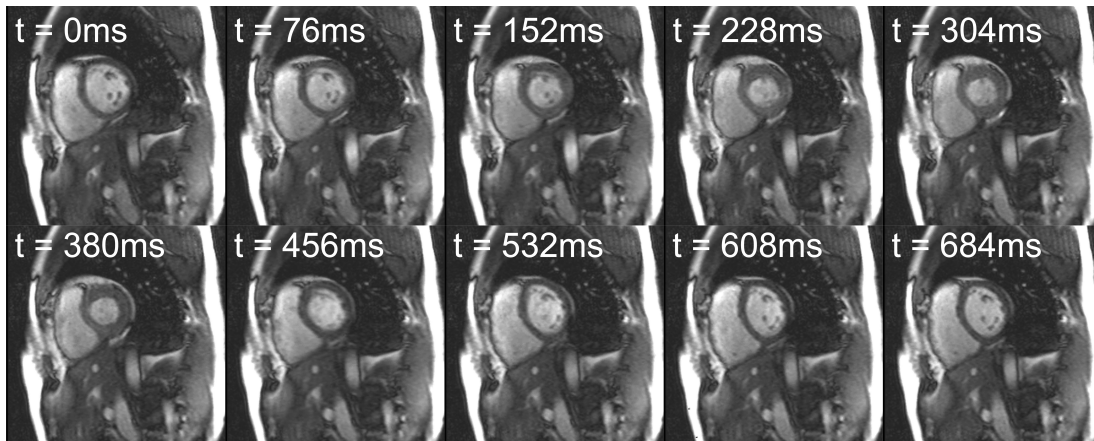


Abbildung 4.4: Zehn zeitlich aufeinanderfolgende Kurzachsenschnitte, aufgenommen mit einer ungetriggerten Echtzeit-TrueFISP-TSENSE-Sequenz bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 4$ (Matrixgröße 115×165 , FoV $320 \text{ mm} \times 280 \text{ mm}$, Schichtdicke 10 mm , zeitliche Auflösung 76 ms).

4.3 Optimierung des Designs

4.3.1 Aufbau einer Versuchsspule für 1,5 T

Trotz der vielversprechenden Ergebnisse der Spule bei 3 T, gerade bezüglich Echtzeitbildgebung in klinischer Auflösung, ist das gesetzte Ziel bezüglich räumlicher und zeitlicher Auflösung noch nicht ganz erreicht. Aufgrund des schon sehr hohen Optimierungsgrades des angewandten Designs ist es sehr fraglich, ob durch leichte Veränderungen der Spule die Ziele noch erreicht werden können. Deswegen wurde beschlossen, noch einmal an den Startpunkt der Spulenenwicklung zurückzukehren und sowohl Entkopplungsmethode als auch das Spulenlayout zu hinterfragen. Wegen der einfacheren Zugänglichkeit zu Geräten und auch der besseren Vergleichsmöglichkeit zu anderen Herzspulen wurde diese Entwicklung zuerst bei 1,5 T durchgeführt. Am Anfang einer Spulenenwicklung steht die Frage nach der geometrischen Dimensionierung. Für die Gesamtgröße der Spule spielt es keine Rolle, wie viele Kanäle diese besitzt, da das SNR eines Arrays aus Loop-Spulen in zunehmendem Abstand von der Spule sich dem SNR einer einzelnen, von der Gesamtgröße identischen Spule annähert [wright97]. Für eine Herzoberflächen-spule mit einem Empfangskanal erscheint dann allerdings eine Abmessung von $40 \text{ cm} \times 50 \text{ cm}$ als zu groß (die Größe des Herzens eines Erwachsenen entspricht in etwa der Größe seiner geballten Faust). Die Begründung für diese große Abmessung der Spule von Rapid Biomedical liegt in der vielseitigeren Anwendbarkeit der Spule z. B. für Lungen- oder Abdomenbildgebung. Eine dedizierte Herzspule, die nur das Herz abdecken soll, kann also geometrisch deutlich kleiner gebaut

werden. Zu klein darf die Spule allerdings auch nicht dimensioniert werden, da es sonst sehr schwierig für den Anwender ist, die Spule mittig über bzw. unter dem Herzen zu positionieren. Als Startwert für die Optimierung wurde eine Spulengröße für Ober- und Unterteil von 21 cm in z- und 26 cm in x-Richtung gewählt. Das entspricht etwa einem Viertel der Größe der ursprünglichen Spule.

Beim direkten Vergleich der 32-Kanal-Spule von Rapid Biomedical mit anderen 32-Kanal-Spulen hat sich gezeigt, dass die Entkopplung durch hexagonal abgeschirmte Spulenelemente einfach zu realisieren ist, aber zumindest bei 1,5 T den Nachteil einer geringeren Eindringtiefe gegenüber durch Überlapp entkoppelten Spulenelementen besitzt. Zusätzlich zeigt sich im Zwischenraum zweier Elemente eine deutlich geringere Sensitivität an der Oberfläche. Um für das Neudesign das bestmögliche SNR zu erhalten, wurde der höhere Bauaufwand in Kauf genommen, der bei einer herkömmlichen Entkopplungsart anfällt. Jede Arrayhälfte besteht aus vier Zeilen mit jeweils vier Elementen. Um die einzelnen Elemente nicht zu klein werden zu lassen und die Probenrauschdominanz zu verlieren, wurde eine Überlappentkopplung von kreisförmigen Elementen gewählt. Um die vorgegebene Gesamtpulengröße zu erreichen, ergibt sich für jede Einzelspule ein Durchmesser von 7,0 cm. Abbildung 4.5 zeigt das Layout einer Spulenhälfte mit 16 Kanälen.

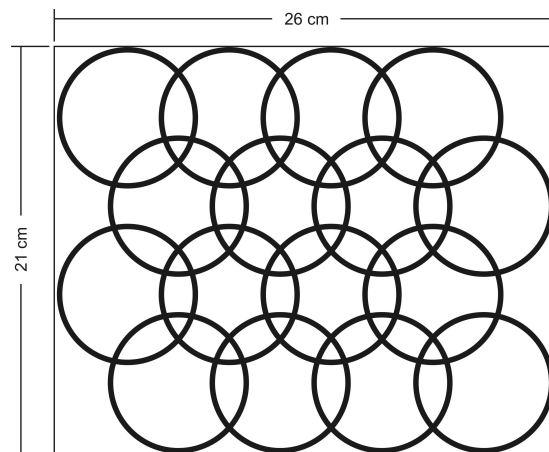


Abbildung 4.5: Layout für den Neubau einer 32-Kanal-Spule mit Überlappentkopplung bei einer Grundfläche von 21 cm x 26 cm. Die Einzelspulenelemente haben einen Durchmesser von 7,0 cm. Gezeigt ist eine Spulenhälfte mit 16 Elementen.

Aus Platzgründen war es nicht möglich, die Vorverstärker, wie bei der Spule von Rapid Biomedical, in die Elemente zu setzen. Der Nachteil einer längeren Kabelstrecke vom Spulenelement zum Vorverstärker wird allerdings zumindest zum Teil dadurch ausgeglichen, dass keine durch den Vorverstärker verursachte abschirmende, die Sensitivität des Elements herabsetzende Kupferfläche innerhalb des Elements notwendig ist. Die Vorverstärker sind inklusive Phasenschieber seitlich an den Array-Elementen angebracht (Abbildung 4.6). Die maximale Kabellänge

zwischen Spule und Vorverstärker beträgt 12 cm. Zur Vermeidung von Mantelwellen ist vor den Eingängen der Vorverstärker jeweils eine Mantelwellensperre angebracht.

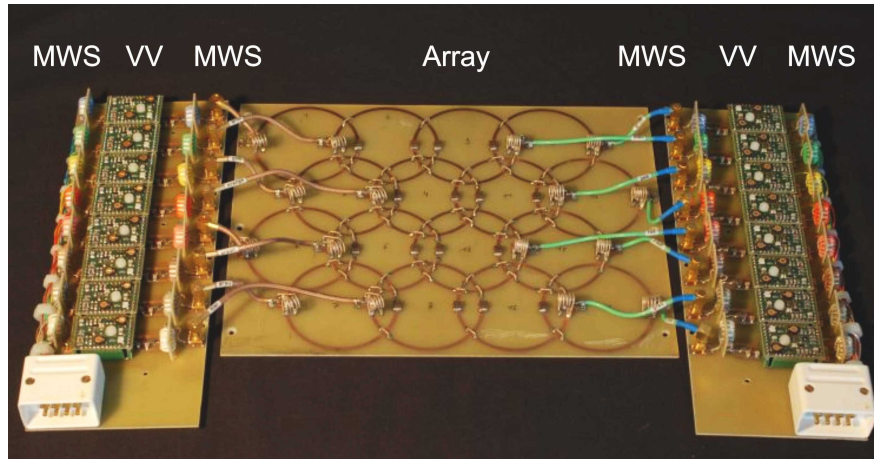


Abbildung 4.6: Untere Spulenhälfte mit 16 Empfangselementen. Die Vorverstärker sitzen nicht direkt in den Elementen, sondern sind seitlich des Arrays positioniert.

In Tabelle 4.2 sind für ein Element die Werte für die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie für den Ankoppelkondensator und die Sperrkreisinduktivität angegeben.

C_{gesamt}/pF	34
L_{gesamt}/nH	184
L_{sp}/nH	92
C_m/pF	11

Tabelle 4.2: Werte für die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie des Ankoppelkondensators C_m und der Sperrkreisinduktivität L_{sp} eines Spulenelements.

Ein freischwingendes Element hat ohne Sicherung einen Gütenabfall von $\frac{Q_0}{Q_b} = \frac{240}{68} = 3,5$, der sich aber durch den Einbau einer 315 mA-Sicherung auf den Faktor 2,5 reduziert. Trotzdem ist ein Einzelelement noch probenrauschdominiert. Abbildung 4.7 zeigt das Ersatzschaltbild eines einzelnen Elements von der Spule bis zum Vorverstärker.

Über die Kondensatoren $C = 2C_{gesamt}$ wird die Resonanzfrequenz eingestellt und über C_m die Spule auf 50Ω angekoppelt. Zum Schalten des aktiven Sperrkreises mit der Induktivität L_{sp} wird die PIN-Diode D verwendet. L_{inf} und C_{inf} stellen Verblockungsbauteile für HF- bzw. Gleichstrom dar. Die Sicherung F dient als Schutzmechanismus für den Fall eines Defekts der aktiven Entkopplung. Die

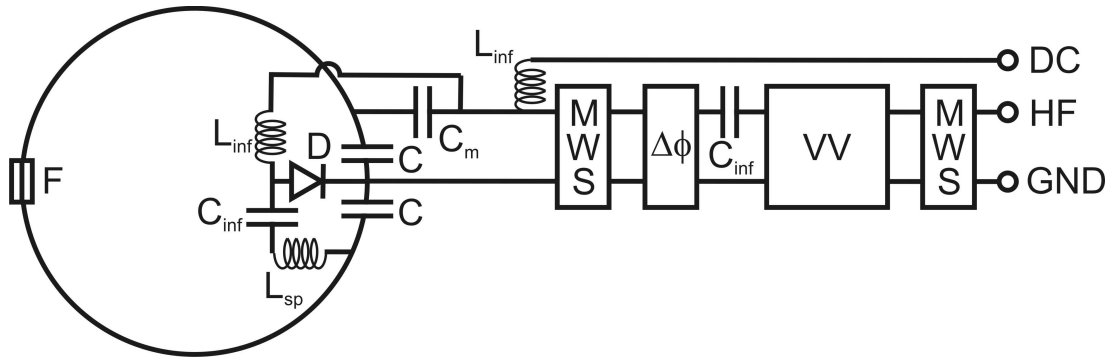


Abbildung 4.7: Ersatzschaltbild eines einzelnen Spulenelements bei 1,5 T.

Gleichstromzuleitung wird nach der vorverstärkereingangsseitigen Mantelwellensperre auf die HF-Seele gelegt. Der Phasenschieber $\Delta\phi$ stellt die richtige Phase für die Vorverstärkerentkopplung ein.

Die Kopplungskonstante k der jeweils benachbarten Elemente ist durch die Überlappentkopplung minimiert und beträgt maximal 1 %. Die Restkopplung, sowie die Kopplung zu den nicht benachbarten Elementen (übernächste Nachbarn: -10 dB), wird durch die Vorverstärkerentkopplung zusätzlich reduziert. Sicherheitstests haben gezeigt, dass die Prototypspule bedenkenlos an Probanden zum Einsatz kommen kann.

Evaluation

Erste Probandenmessungen mit dem Prototypen wurden in Kooperation mit dem Institut für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt. Um die Bildqualität der Spule qualitativ begutachten zu können, kam ein Standardprotokoll einer typischen klinischen Herzuntersuchung zum Einsatz. Weiterhin wurde getestet, wie sich das Array bei höheren Beschleunigungsfaktoren verhält. Abbildung 4.8 zeigt jeweils einen Kurzachsenschnitt in Systole für verschiedene Beschleunigungsfaktoren.

Obwohl die Feldstärke nur 1,5 T beträgt, weisen die Bilder bis zu einem Beschleunigungsfaktor $R = 4$ eine sehr gute diagnostisch verwertbare Bildqualität auf. Bei höheren Beschleunigungsfaktoren wird allerdings der intrinsische SNR-Verlust immer deutlicher bemerkbar.

Aus einem Rohdatensatz ohne Sendepuls wurde auch die Rauschkorrelation der Spule berechnet (Abbildung 4.9). Sie zeigt, dass die maximale Korrelation zwischen zwei Elementen 35 % beträgt. Auffällig ist, dass zwischen den Elementen im Oberteil und denen im Unterteil eine Korrelation von maximal 10 % auftritt.

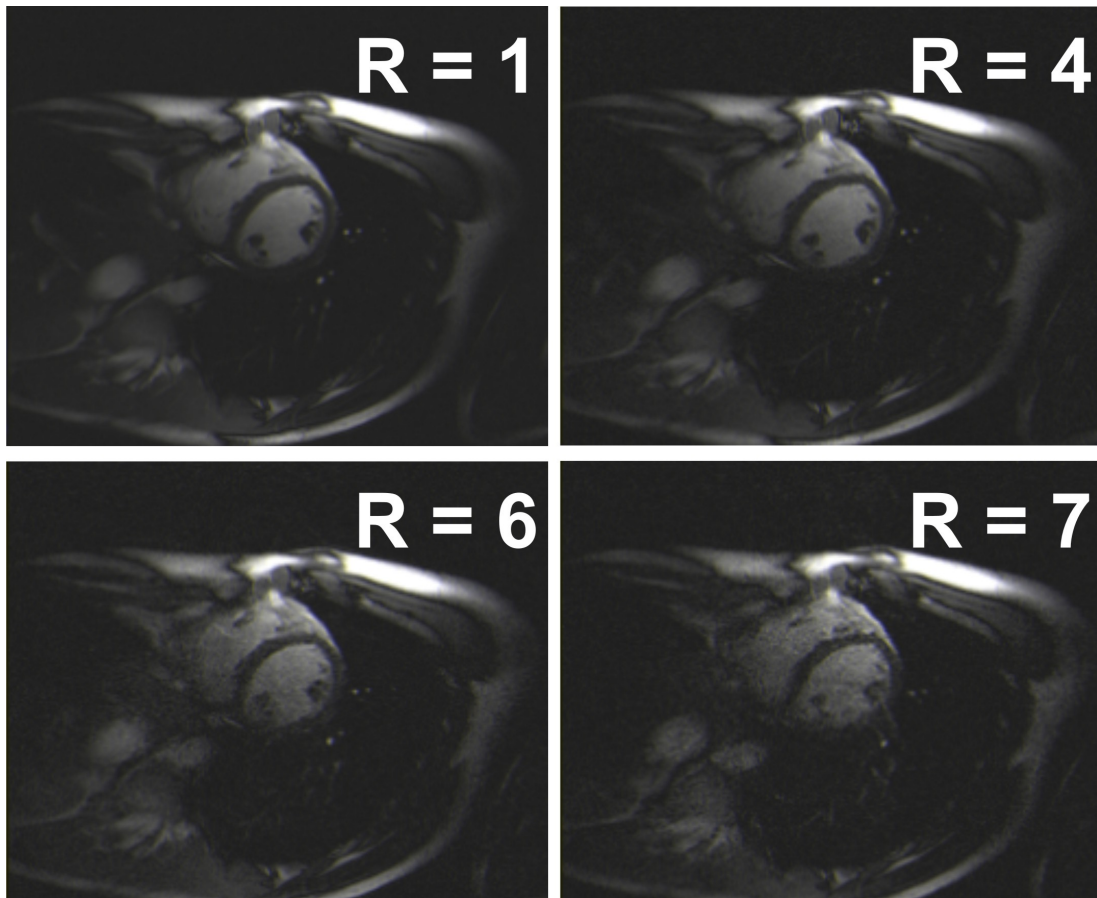


Abbildung 4.8: Aufnahmen mit der 32-Kanal-Prototypenspule bei 1,5 T an einem Probanden. Gezeigt ist für jeden Beschleunigungsfaktor R ein Kurzschnitt in Diastole. Sequenz: Cine-TSENSE-Sequenz, TE: 1,5 ms, TR: 46,2 ms, Matrix: 156 x 256, FoV: 293 mm x 360 mm, Schichtdicke: 8 mm, Flipwinkel: 60°, zeitliche Auflösung: 48 ms.

Um die vielversprechenden ersten Bildeindrücke der Spule zu quantifizieren, wurden in Zusammenarbeit mit den National Institutes of Health (NIH), Bethesda, Maryland, USA, eine kleine Vergleichsstudie zwischen der Prototypenspule und der kommerziellen 32-Kanal-Herzspule von Rapid Biomedical an drei unterschiedlichen Probanden durchgeführt. Ausgewertet wurden das SNR sowie die g-Faktoren im Herzen.

Abbildung 4.10 zeigt jeweils für die Beschleunigungsfaktoren $R = 1$ bis $R = 4$ SNR-Karten eines Kurzschnittes in Systole durch das Herz. Die Bilder mit beiden Spulen wurden direkt hintereinander am gleichen Probanden aufgenommen. Bei der Schichtpositionierung wurde sehr stark Wert darauf gelegt, exakt die gleiche Schicht auszuwählen. Die Rekonstruktion der Bilder in SNR-Einheiten ist nach der Methode von Peter Kellman [kellman05] erfolgt.

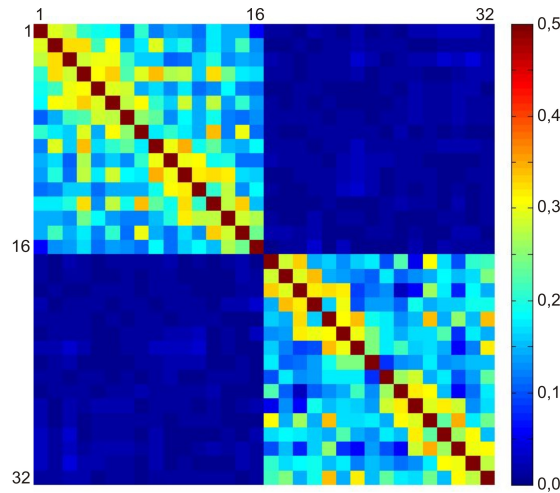


Abbildung 4.9: Rauschkorrelationsmatrix für die 32-Kanal-Prototypspule. Aufgetragen ist die Korrelation von jedem mit jedem Kanal. Die Korrelation der Diagonalelemente, also von jedem Kanal mit sich selbst, beträgt 1.

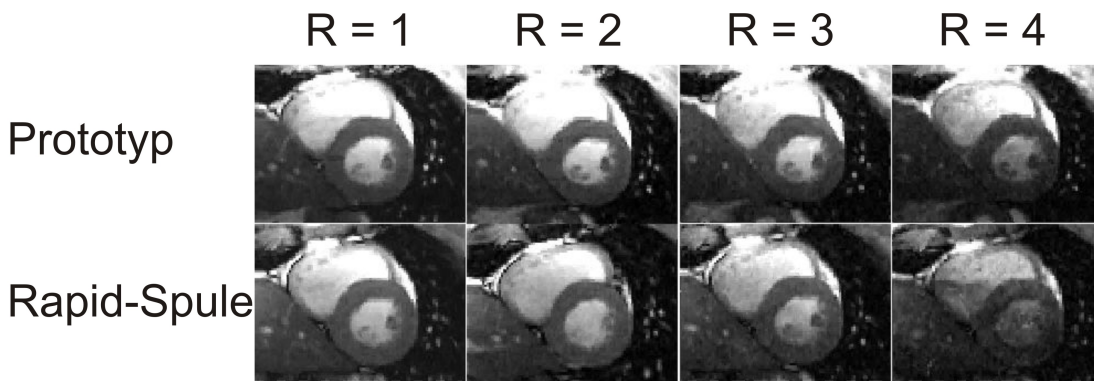


Abbildung 4.10: SNR-Vergleich des Prototyps mit der Rapid-Spule bei unterschiedlichen Beschleunigungsfaktoren R . Die einzelnen Bilder entsprechen SNR-Karten. Zur besseren Vergleichbarkeit ist der intrinsische SNR-Verlust durch die Beschleunigung (\sqrt{R}) schon herausgerechnet. Zur Rekonstruktion der beschleunigten Cine-TrueFISP-Datensätze wurde *TSENSE* verwendet.

Da die Rekonstruktion der Daten schon in SNR-Einheiten erfolgt ist, ist es sehr einfach, das SNR beider Spulen zu vergleichen. Das SNR wurde sowohl an der vorderen Herzscheidewand (antero-septal) als auch an der Herzhinterwand verglichen. Die Wahl dieser Regionen soll ermöglichen, an den zwei extremsten Stellen im Herzen die SNR-Werte vergleichen zu können. Abbildung 4.11 zeigt diesen SNR-Vergleich bei den unterschiedlichen Beschleunigungsfaktoren. Der intrinsische SNR-Verlust durch die Beschleunigung von \sqrt{R} ist bereits herausgerechnet. Die Unterschiede im SNR zwischen den verschiedenen Beschleunigungsfaktoren kommen alleine durch die g-Faktoren zustande.

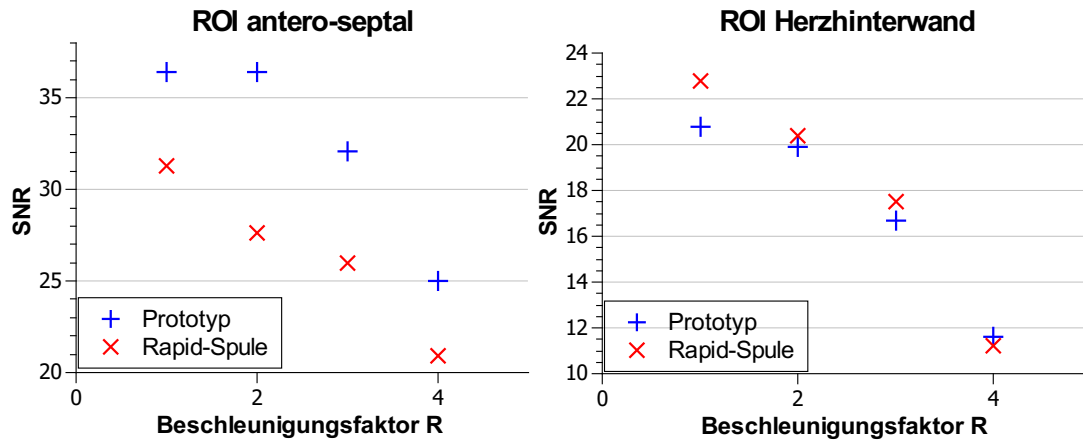


Abbildung 4.11: SNR Vergleich des 32-Kanal-Array-Prototypen (blau) mit der 32-Kanal-Spule von Rapid Biomedical (rot). Im linken Diagramm ist das SNR antero-septal, im rechten an der Herzhinterwand gezeigt. Zur besseren Vergleichbarkeit der parallelen Bildgebungseigenschaften ist der intrinsische SNR-Verlust durch die Beschleunigung (\sqrt{R}) schon herausgerechnet. Die SNR-Werte sind gemittelt über drei Probanden.

Unbeschleunigt liegt das SNR des Prototypen an der vorderen Herzscheidewand 17 % über dem SNR der Rapid-Spule. An der Herzhinterwand ist das SNR hingegen 9 % schlechter. Diese Ergebnisse lassen sich durch das unterschiedliche Spulendesign erklären. Die kleineren Spulenelemente haben ein früher abfallendes Sensitivitätsprofil. Sie sind also dicht an der Oberfläche empfindlicher als größere Elemente. An der Herzhinterwand zeigt sich, dass die Gesamtfläche des Prototypen-Arrays kleiner ist als die der Rapid-Spule. Deswegen lässt die Sensitivität dort leicht nach. Bei beschleunigten Messungen kommen zusätzlich noch die geometrischen Unterschiede der Elemente ins Spiel. Bei der Prototypspule tragen deutlich mehr Elemente zu unterschiedlichen Spulensensitivitäten im Herzen bei als bei der Rapid-Spule. Sie ist also besser für Beschleunigung am Herzen geeignet. Deswegen ist antero-septal der SNR-Gewinn gegenüber der Rapid-Spule auch immer größer (bis zu 32 % bei $R = 2$) als unbeschleunigt, bzw. der SNR-Verlust an der Herzhinterwand geringer. Bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 4$ ist das SNR 3 % besser als bei der Rapid-Spule. Diese Ergebnisse zeigen sich auch in der Auswertung der g-Faktoren.

Prinzipiell beinhalten die vorherigen SNR-Karten durch das Herausrechnen des intrinsischen SNR-Verlusts schon den lokalen g-Faktor. Zur besseren Vergleichbarkeit sind diese über das gesamte Herz gemittelt in Tabelle 4.3 dargestellt. Angegeben ist jeweils der mittlere g-Faktor sowie das 99- bzw. 95-Perzentil, also die Werte, unter denen 99 % bzw. 95 % der g-Faktoren liegen. Zusätzlich werden noch die g-Faktoren für eine Beschleunigung in zwei Richtungen mit dem

Beschleunigungsfaktor $R = 12$ (4×3) verglichen.

	g-Faktor							
	R = 2		R = 3		R = 4		R = 4 x 3	
	Mittel	99 %	Mittel	99 %	Mittel	99 %	Mittel	95 %
Prototyp	1,0	1,1	1,2	1,4	1,6	1,9	3,7	5,7
Rapid Spule	1,0	1,0	1,2	1,4	1,7	2,6	4,8	8,7

Tabelle 4.3: Vergleich der g-Faktoren des 32-Kanal-Array-Prototypen mit der 32-Kanal-Spule von Rapid Biomedical im Herzen für verschiedene Beschleunigungsfaktoren. Angegeben ist jeweils der mittlere g-Faktor sowie das 99- bzw. 95-Perzentil in einem Kurzachsenschnitt.

Bis zu einem Beschleunigungsfaktor $R = 3$ zeigt sich in den g-Faktoren zwischen beiden Spulen kein Unterschied. Bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 4$ ist der mittlere g-Faktor der Prototyp-Spule leicht verbessert (6 %). In der Verringerung des 99-Perzentils um 27 % zeigt sich, dass vor allem die hohen lokalen g-Faktoren, die zu stark sichtbaren Artefakten führen, deutlich reduziert sind. Noch deutlicher wird der Unterschied zwischen den beiden Spulen bei Beschleunigung in zwei Richtungen. Dort reduziert sich der mittlere g-Faktor um 23 %, das 95-Perzentil sogar um 34 %.

Bewertung

Durch die ergriffenen Maßnahmen, die Reduktion der Array-Größe sowie die Einführung einer Überlappentkopplung, war es möglich, bei 1,5 T die Leistung der bestehenden 32-Kanal-Produktspeule von Rapid Biomedical bezüglich SNR und g-Faktoren zu verbessern. An der Herzvorderwand wurde bei beschleunigten Messungen ein SNR-Gewinn von bis zu 32 % bei nahezu gleichbleibendem SNR an der Herzhinterwand gezeigt. Je größer die Beschleunigungsfaktoren sind, desto deutlicher zeigen sich auch Verbesserungen in den g-Faktoren. Bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 12$ ist es möglich, den mittleren g-Faktor um 23 % zu senken. Vor allem die lokal stark erhöhten g-Faktoren sind deutlich reduziert. Auch wenn Herzmessungen in der Regel beschleunigt durchgeführt werden, ist als Kritikpunkt anzusehen, dass das unbeschleunigte SNR an der Herzhinterwand bei der Prototyp-Spule geringer ist. Dies ist durch die mangelnde Eindringtiefe der kleineren Spule zu erklären.

4.3.2 Umsetzung bei 3 T

Das eigentliche Ziel war es, eine optimierte Herzspule für 3 T zu entwickeln. Durch die vielversprechenden Ergebnissen bei 1,5 T können sehr viele dieser Vorarbeiten direkt bei der neuen Spule umgesetzt werden.

Ein Problem der Prototypspule bei 1,5 T ist, dass das SNR der Herzhinterwand im Vergleich zur Rapid-Spule geringer ausfällt. Um dieses Problem bei 3 T zu beseitigen, wurde der Durchmesser der Spulenelemente im Spulenunterteil um 12 % im Vergleich zur Spule bei 1,5 T vergrößert. Das resultiert in einer neuen Array-Größe des Unterteils von 29 cm x 24 cm, also einer um 25 % vergrößerten Gesamtfläche. Diese Änderung soll der Tatsache Rechnung tragen, dass das Herz bei Untersuchungen in Rückenlage näher an den Elementen des Oberteils sitzt.

Weiterhin soll mit der neuen Spule für 3 T untersucht werden, ob Echtzeitbildgebung am Herzen in klinisch verwertbarer Bildqualität erreicht werden kann. Dazu sollen bei dieser Spule die in jedem Element enthaltenen Sicherungen weggelassen werden. Durch das Weglassen der Sicherungen, die einen Verlustmechanismus darstellen, steigt die Güte der Spulenelemente. Dies resultiert in einem erhöhten SNR (Kapitel 2.3.2). Um bei einem Ausfall der aktiven Entkopplung, auch ohne Sicherung, noch einen Patientenschutz zu besitzen, kommen im Entkopplungsschwingkreis gekreuzte PIN-Dioden zum Einsatz. Diese ermöglichen auch ohne Gleichstromsteuerung ein passives Durchschalten der Dioden im Sendefall.

Bei der 3 T-Spule war es möglich, im Vergleich zu den bisher vorgestellten Herzspulen die deutlich kleineren Vorverstärker der Firma QED aus Cleveland, OH, USA zu verwenden. Diese ermöglichen eine kompaktere Bauweise der Vorverstärkerleisten seitlich an den Array-Hälften.

Aufgrund der kürzeren Wellenlänge bei 3 T war es notwendig, die Leiterbahnen der einzelnen Elemente kapazitiv zu unterteilen. Abbildung 4.12 zeigt das Ersatzschaltbild eines einzelnen Elements. Die Änderungen im Vergleich zu dem 1,5 T-Prototypen (Abbildung 4.7) sind rot gekennzeichnet. Widerstände parallel zu den PIN Dioden sollen dafür sorgen, dass im Fall gegengespannter PIN-Dioden über beiden Dioden die gleiche Spannung abfällt. Aus Übersichtlichkeitsgründen sind diese Widerstände im Ersatzschaltbild nicht eingezeichnet.

Weitere Änderungen der Spule, abgesehen von der Abstimmung auf die höhere Frequenz von 3 T, waren nicht notwendig. Tabelle 4.4 gibt für jeweils ein Element in Ober- und Unterteil die Werte für die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie für den Ankoppelkondensator und die Sperrkreisinduktivität an.

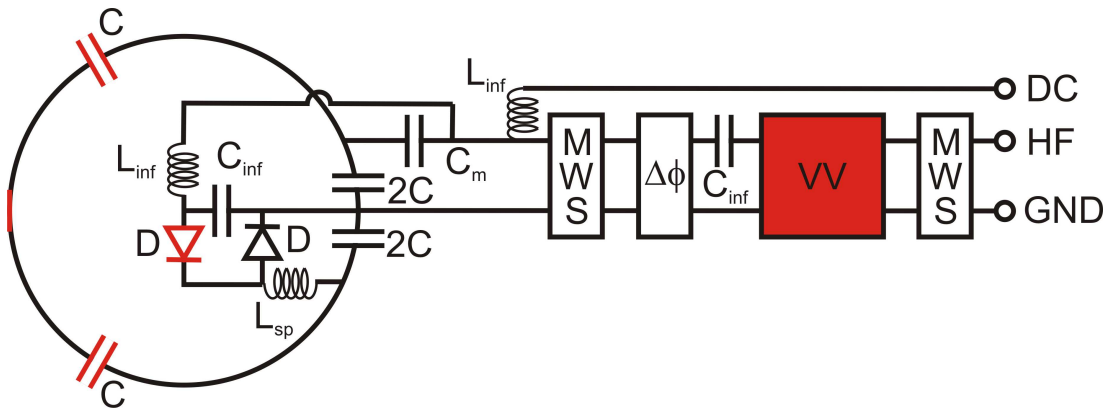


Abbildung 4.12: Ersatzschaltbild eines einzelnen Elements. Die Unterschiede zum Prototypen bei 1,5 T sind rot markiert. Zur kapazitiven Unterteilung der Leiterbahn wurden zwei zusätzliche Kondensatoren verwendet. Zur Wahrung der Probandensicherheit ist der Wegfall der Sicherung durch gekreuzte PIN-Dioden im Entkopplungsschwingkreis kompensiert. Die bei 1,5 T verwendeten Vorverstärker wurden durch Vorverstärker einer kleineren Bauart ersetzt.

	Oberteil	Unterteil
C_{gesamt}/pF	27	24
L_{gesamt}/nH	62	70
L_{sp}/nH	16	18
C_m/pF	29	32

Tabelle 4.4: Werte für die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie des Ankoppelkondensators C_m und der Sperrkreisinduktivität L_{sp} jeweils eines Spulenelements bei 3 T.

4.4 Evaluierung der optimierten Spule

Um zu evaluieren, ob es durch die Optimierung der Spule zu einer Verbesserung des SNRs und der g-Faktoren gekommen ist, wurden wie bei 1,5 T in Zusammenarbeit mit dem Institut für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München Vergleichsmessungen am Probanden der optimierten 3 T-Spule mit der in Kapitel 4.2 beschriebenen Spule mit abgeschirmten Elementen durchgeführt. Abbildung 4.13 zeigt für verschiedene Beschleunigungsfaktoren die Bilder einer TGRAPPA [breuer05]-beschleunigten Cine-trueFISP-Sequenz, die mit beiden Spulen am selben Probanden aufgenommen wurden.

Schon aus den klinischen Datensätzen ist zu erkennen, dass die optimierte Spule gerade bei beschleunigten Bildern einen Vorteil in der Bildqualität zeigt. Die Herzhinterwand grenzt sich deutlicher vom umgebenen Gewebe ab. Zur genauen

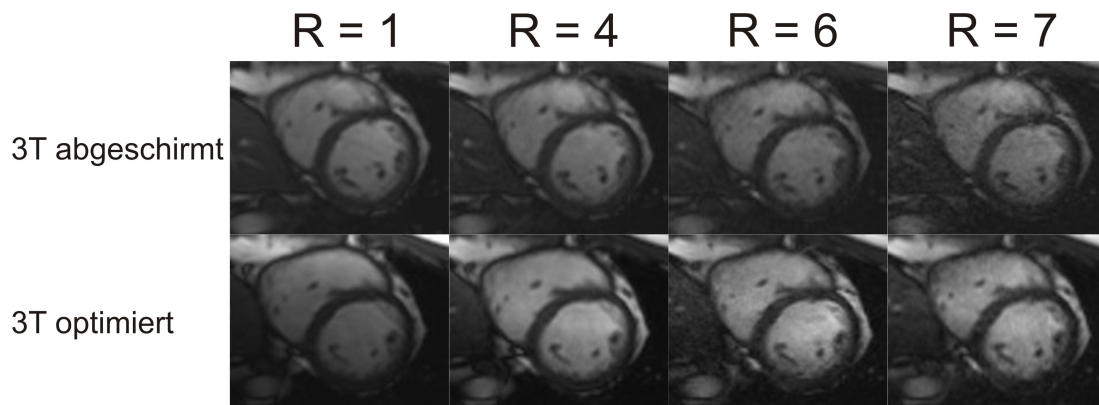


Abbildung 4.13: Gegenüberstellung der Kurzachsenschnitte für verschiedene TGRAPPA-Beschleunigungsfaktoren R bei 3 T der optimierten mit der 32-Kanal Herzspule mit abgeschirmten Elementen. Sequenz: Cine-trueFISP-Sequenz, TE : 1,4 ms, TR : 47 ms, Matrix: 156 x 192, FoV: 292 mm x 360 mm, Schichtdicke: 8 mm, Flipwinkel: 53°.

Quantifizierung der Daten wurden diese in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum in Würzburg hinsichtlich SNR und parallelen Bildgebungeigenschaften ausgewertet. Die SNR-Auswertung wurde nach der Methode [robson08] durchgeführt. Abbildung 4.14 zeigt die SNR-Karten beider Spulen für einen Kurzachsenschnitt in Systole im unbeschleunigten Fall.

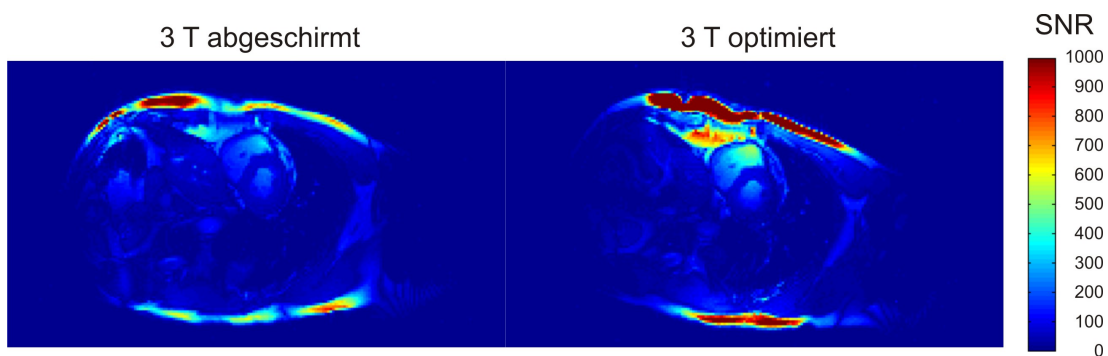


Abbildung 4.14: SNR-Vergleich der 32-Kanal-Spule mit dem optimierten Design berechnet aus einem unbeschleunigten Cine-trueFISP-Datensatz (Parameter entsprechen Abbildung 4.13).

In den Karten ist deutlich zu erkennen, dass die optimierte Spule einen kleineren Teil des Thorax abdeckt, aber besonders an der Oberfläche ein höheres SNR aufweist. Berechnet man das SNR nur lokal im Herzen, erhält man für die optimierte Spule einen SNR-Gewinn von 27 %.

Betrachtet man die g-Faktorkarten für die Beschleunigungsfaktoren $R = 3$ bis

$R = 6$ (Abbildung 4.15), sieht man bei der optimierten Spule für alle Beschleunigungsfaktoren über den gesamten Thorax weniger Bereiche mit lokal hohen g -Faktoren.

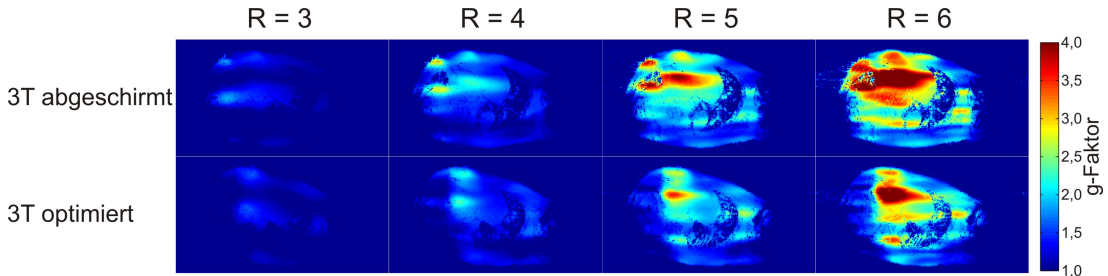


Abbildung 4.15: Vergleich der g -Faktoren der 32-Kanal-Spulen für die TGRAPPA-Beschleunigungsfaktoren $R = 3$ bis $R = 6$ berechnet aus einem unbeschleunigten Cine-TrueFISP-Datensatz (Parameter entsprechen Abbildung 4.13).

Um zu bewerten, ob die veränderten g -Faktoren für die Herzbildgebung einen Vorteil bringen, wurden aus den Karten numerisch nur die g -Faktoren, die auch im Herz liegen ausgewertet (Abbildung 4.5).

	g-Faktor							
	R = 3		R = 4		R = 5		R = 6	
	Mittel	99 %	Mittel	99 %	Mittel	99 %	Mittel	95 %
3 T abgeschirmt	1,1	1,3	1,6	2,1	2,5	3,2	3,3	4,2
3 T optimiert	1,1	1,3	1,4	1,6	2,0	2,4	2,8	3,7

Tabelle 4.5: Vergleich der g -Faktoren des optimierten 32-Kanal-Arrays mit der 32-Kanal-Spule mit abgeschirmten Elementen für verschiedene Beschleunigungsfaktoren. Angegeben ist jeweils der mittlere g -Faktor sowie das 99- bzw. das 95-Perzentil in einem Kurzachsenschnitt.

Die g -Faktoren bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 3$ sind bei beiden Spulen sowohl im Mittelwert als auch im 95-Perzentil gleich groß. Bei höheren Beschleunigungsfaktoren zeigen sich deutliche Unterschiede. Bei einem Faktor $R = 4$ hat die optimierte Spule über das gesamte Herz gemittelt 13 % niedrigere g -Faktoren. Das 95-Perzentil liegt 24 % unter dem Wert der Vergleichsspule. Die größten relativen Unterschiede erhält man bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 5$ mit im Mittel 20 % niedrigeren g -Faktoren beziehungsweise mit um 25 % niedrigeren Werten im 95-Perzentil durch die optimierte Spule.

Abbildung 4.16 zeigt für das optimiert Design die g -Faktoren für die Beschleunigungsfaktoren $R = 1$ bis $R = 8$.

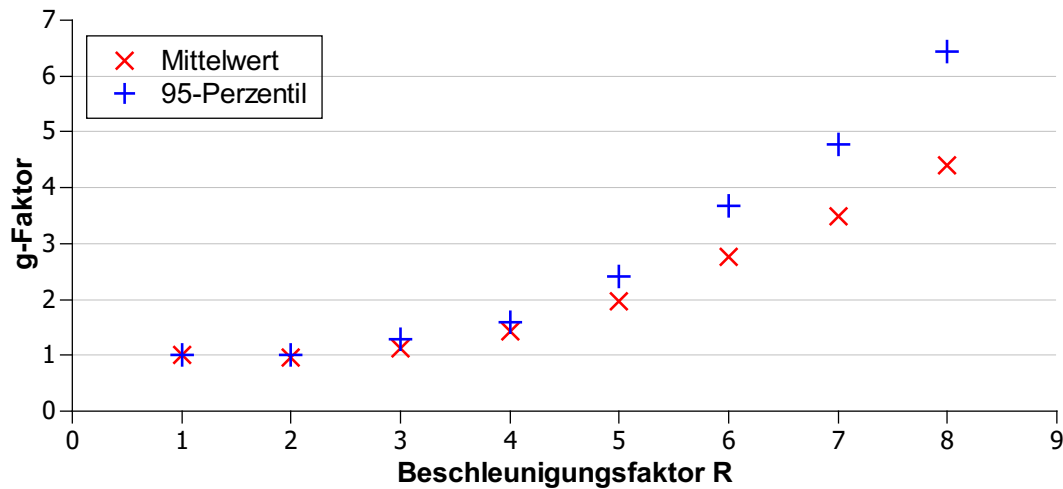


Abbildung 4.16: g -Faktoren der optimierten 32-Kanal-Spule für die Beschleunigungsfaktoren $R = 1$ bis $R = 8$ berechnet aus einem unbeschleunigten Cine-trueFISP-Datensatz (Parameter entsprechen Abbildung 4.13). Angegeben ist jeweils der Mittelwert sowie das 95-Perzentil.

Bewertung

Durch die Verkleinerung der Array-Größe ist es möglich, das unbeschleunigte SNR im Herzen deutlich zu steigern. Gleichzeitig hat diese Änderung auch bewirkt, dass die g -Faktoren weiter gesenkt werden konnten, was ebenfalls zu einer Steigerung des beschleunigten SNRs führt. Kombiniert man diese Effekte, erhält man beispielsweise bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 5$ eine SNR-Steigerung von 59 % (ebenfalls über das ganze Herz gemittelt). Da ab einem Beschleunigungsfaktor $R = 5$ das 95-Perzentil des g -Faktors über zwei liegt, können lokal Artefakte auftreten. Daher ist es von der medizinischen Fragestellung abhängig, ob die Spule mit größeren Beschleunigungsfaktoren noch sinnvoll einsetzbar ist.

4.5 Zusammenfassung

Ausgehend von einer sich auf dem Markt befindlichen 32-Kanal-Herzspule für 1,5 T wurde eine optimierte Herzspule für 3 T entwickelt. Der aus abgeschirmten Spulenelementen gebaute Prototyp war die erste Herzspule mit 32 Empfangskanälen bei 3 T. Bei ausführlichen Vorversuchen bei 1,5 T stellte sich heraus, dass die verwendeten abgeschirmten Spulenelemente ein niedrigeres SNR im Herzen liefern als durch geometrischen Überlapp entkoppelte Elemente. Zusätzlich wurden durch Änderung der geometrischen Abmessungen des gesamten Arrays hin

zu einer dedizierten Herzspule, die parallelen Bildgebungseigenschaften deutlich verbessert.

Der entwickelte Prototyp besitzt bis auf das fehlende Gehäuse alle Voraussetzungen, die für den Einsatz als Medizinprodukt notwendig sind. Bei der Evaluierung der Spule an Probanden konnten die Vorteile der Herzbildgebung mit der optimierten Spule bei 3 T gezeigt werden. Ein Beschleunigungsfaktor $R = 5$ in einer Richtung ist in klinisch verwertbarer Bildqualität möglich.

Um das Ziel der Echtzeitbildgebung ohne Einschränkungen in der Auflösung (zeitlich und räumlich) zu erreichen, müssen noch weitere Arbeiten in der Sequenzentwicklung vorangetrieben werden. Eine Optimierung von dreidimensionalen Sequenzen, die eine Beschleunigung in zwei Richtungen und damit noch niedrigere g-Faktoren ermöglichen, ist dabei ein potentieller Weg. Des weiteren könnte auch die Verwendung von Compressed-Sensing-Techniken [lustig07] oder auch die nicht kartesische Abtastung des k -Raums, bzw. eine Kombination aus diesen Techniken den entscheidenden Schritt bilden. Gerade in den letzten Monaten sind deutliche Fortschritte bei der Sequenzentwicklung zur Echtzeitbildgebung zu verzeichnen [seiberlich11] [wech10].

Kapitel 5

Entwicklung von Brustspulen für die klinische Diagnostik

Brustkrebs ist weltweit die häufigste bösartige Tumorbildung bei Frauen [parkin05]. Das Lebenszeitrisko für eine Frau, daran zu erkranken, ist in Deutschland ca. 9 % [rki05]. Die relative 5-Jahres-Überlebensrate beträgt ca. 81 %. Je früher ein bösartiger Tumor erkannt wird, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit für eine vollständige Heilung. Die Standardvorsorgeuntersuchungen für Frauen sind die klinische Untersuchung beim Frauenarzt, wobei das Brustgewebe auf Verhärtungen abgetastet wird, und die Mammographie, eine Röntgenuntersuchung. Bei nicht eindeutigen Befunden wird zusätzlich noch eine Ultraschalluntersuchung, die Sonographie, hinzugezogen. In den letzten Jahren gewinnt auch die Untersuchung mit Hilfe von kontrastmittelunterstützter MR immer mehr an Bedeutung. Diese wird bei Risikopatienten von einigen Krankenkassen schon als Vorsorgeuntersuchung angeboten. Die Tabelle 5.1 zeigt einen Vergleich der Sensitivität¹ bzw. Spezifität² dieser vier Methoden.

	Sensitivität	Spezifität
Klinische Untersuchung	58 %	76 %
Mammographie	86 %	32 %
Sonographie	75 %	80 %
MRT	93 %	65 %

Tabelle 5.1: Vergleich der Sensitivitäten bzw. Spezifitäten von klinischer Untersuchung, Mammographie, Sonographie und MRT [fischer99].

Die MRT zeigt die größte Sensitivität dieser Bildgebungsmethoden. Wenn eine

¹Sensitivität: Die Wahrscheinlichkeit, bei Erkrankung diese auch zu diagnostizieren.

²Spezifität: Die Wahrscheinlichkeit, bei Nichterkrankung auch einen negativen Befund zu erhalten.

Brustkrebskrankung vorliegt, ist also die Wahrscheinlichkeit diese mit MR zu erkennen 93 %. Ein Problem der MRT ist allerdings ihre niedrige Spezifität. Diese liegt nur bei 65 %. Eine niedrige Spezifität führt zu vielen falschen positiven Befunden und damit zu unnötigen Behandlungen. Allerdings hängt die Spezifität der MRT auch sehr von der Erfahrung des Radiologen, der die Schnittbilder befundet, ab. Andere Studien geben deswegen deutlich höhere Spezifitäten an, z. B. [boetes95] mit 86 % oder [kaiser93] mit 97 %.

Ein Grund für die hohe Sensitivität der MRT-Untersuchung ist die Möglichkeit, Tumorherde geringer Größe, also schon in einem sehr frühen Stadium der Erkrankung, zu erkennen. Für die größtmögliche Auflösung sind hauptsächlich das SNR und die parallelen Bildgebungseigenschaften der verwendeten Brustspule der limitierende Faktor. Daher ist es besonders wichtig, die Brustspule daraufhin zu optimieren. Zu Beginn dieser Arbeit waren für 3 T keine Spulen mit mehr als acht Empfangskanälen verfügbar. Basierend auf Vorüberlegungen und Vorversuchen für eine optimierte Brustspulengeometrie wird in diesem Kapitel die Entwicklung einer optimierten Brustspule für 3 T beschrieben. Der Bau des ersten Prototyps erfolgt bei 1,5 T, da hierfür eine kommerzielle Brustspule zur Verfügung steht, mit der Vergleichsmessungen durchgeführt werden können. Die finale Spule soll für den Routinebetrieb in der klinischen MR-Diagnostik von Brustkrebs geeignet sein.

5.1 Vorüberlegungen

Im Gegensatz zu den bisher betrachteten Array-Spulen bringt das Anwendungsgebiet Mammadiagnostik deutlich unterschiedliche Anforderungen, die auch neue Lösungsansätze erfordern.

Die weibliche Brust (med. Mamma) zeigt eine sehr starke Variation im Brustvolumen zwischen unterschiedlichen Patienten. Es beträgt im Mittel ca. 0,5 l (ausgehend von einer durchschnittlichen BH-Größe in Deutschland von 80C) und variiert von wenigen Dezilitern bis zu mehr als 2 l. Soll die Brustspule bei möglichst vielen Patienten zum Einsatz kommen können, muss man sich mit der Dimensionierung an diesem größeren Wert orientieren. Dimensioniert man die Spule so, dass sie ein Brustvolumen von maximal 2 l aufnehmen kann, erhält man, je kleiner das Brustvolumen wird, einen immer schlechteren Füllfaktor und somit auch Einbußen im SNR. Unter der vereinfachenden Annahme von einer zylinderförmigen Geometrie der Spule für jeweils eine Brust, ergibt sich aus den geometrischen Restriktionen des MR-Systems der maximal mögliche Zylinderdurchmesser. Die Spule soll an einem Siemens MR-Gerät betrieben werden und in dessen Patientenliege passen, welche eine Breite von 45 cm hat. Geht man von einem Abstand

von 5 cm zwischen den beiden Zylindern aus, damit das Sternum bequem aufgelegt werden kann, und addiert für jede Seite noch einmal 5 cm für elektronische Komponenten und Gehäuse, erhält man einen Zylinderdurchmesser von 15 cm. Um ein Zylindervolumen von jeweils 2l zu erhalten, muss die Höhe somit 12 cm betragen. Um dem schlechten Füllfaktor bei kleineren Brustgrößen entgegen zu wirken, soll versucht werden, eine in der Größe variable Spule zu entwickeln.

Bei Brustuntersuchungen mittels MRT hat es sich durchgesetzt, die Patienten in Bauchlage, auf der Spule liegend, zu positionieren. Das hat den Vorteil, dass die Brust in einem dafür vorgesehenen Hohlraum frei hängen kann und somit auch die Durchblutung des Gewebes nur wenig gestört wird. Als Konsequenz sind die Mammæ jeweils in y-Richtung orientiert. Der Ansatz aus den vorherigen Kapiteln, das zu untersuchende Objekt mit Loop-Spulen möglichst komplett zu umschließen, führt folglich dazu, dass einige Spulenelemente einen Normalenvektor besitzen, der nicht vernachlässigbare z-Komponenten enthält. Diese haben eine reduzierte Sensitivität, da B_{1z} -Komponenten nicht zum Messsignal beitragen. Für Vorversuche wurde für eine Feldstärke von 1,5 T ein Volumenarray mit einem Innendurchmesser von 15 cm aufgebaut. Die Elementaufteilung entspricht der eines durch eine gemeinsame Leiterbahn entkoppelten 8-Kanal-Arrays. Dieser Entkopplungsmechanismus wurde aufgrund der Ergebnisse mit Kleintierspulen (Kapitel 3.1) gewählt, da er einen guten Kompromiss aus SNR und Beschleunigungsfähigkeit bietet. Abbildung 5.1 zeigt ein Schema der Elementanordnung sowie ein Bild der entsprechend aufgebauten Vorversuchsspule.

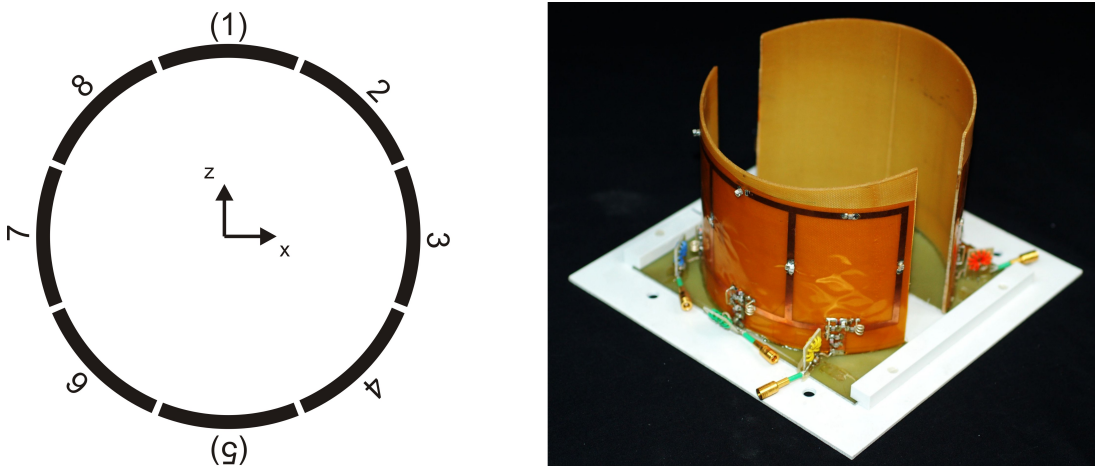


Abbildung 5.1: Schematische Anordnung der sechs Spulenelemente für einen Vorversuch (links), sowie der aufgebaute Prototyp (rechts). Die Elemente 1 und 5 wurden aufgrund ihrer Orientierung zum statischen Magnetfeld weggelassen.

Für jedes Element ergibt sich eine Breite von 6 cm. Die Höhe wurde auf 8 cm festgelegt. Die Elemente 1 und 5 sind nahezu vollständig entlang der z-Achse orientiert.

tiert und tragen somit nur über ihr Streufeld zum MR-Signal bei. Sie verursachen aber trotzdem Spulenrauschen in gleicher Größe wie die anderen Elemente. Um diesen Verlustmechanismus zu verhindern, wurden diese Spulenelemente weggelassen. Das Ersatzschaltbild eines einzelnen Elements entspricht dem, der durch gemeinsame Leiterbahn entkoppelten Rattenspule (Abbildung 3.2). In Tabelle 5.2 sind die charakteristischen Größen eines einzelnen Spulenelements angegeben.

C_{gesamt}/pF	26
L_{gesamt}/nH	243
L_{sp}/nH	30
C_m/pF	39
Q_0	310
Q_b	118

Tabelle 5.2: Werte für die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie des Ankoppelkondensators C_m und der Sperrkreisinduktivität L_{sp} eines Spulenelements. Weiterhin sind die unbeladene Güte (Q_0) bzw. die mit einer 2l-Flasche 75 mmol NaCl-Lösung beladene Güte (Q_b) angegeben.

Am MR-Gerät wurden für diesen Aufbau in einer koronaren Schicht SNR sowie g-Faktoren für eine Beschleunigung in x-Richtung bestimmt (Abbildung 5.2).

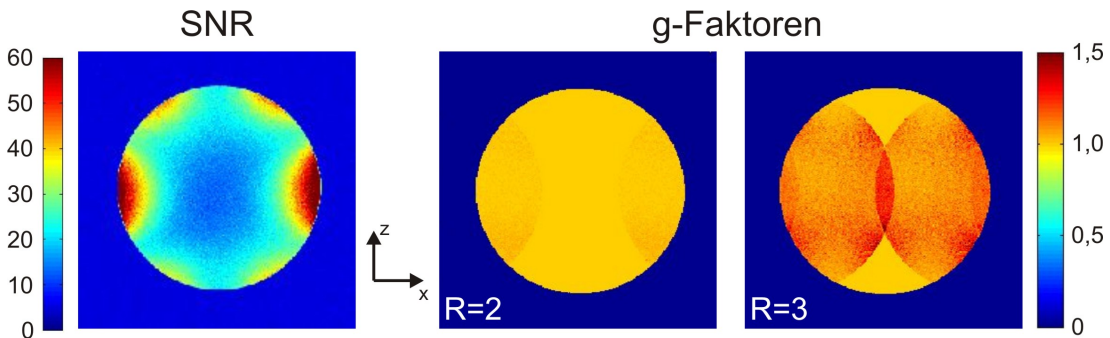


Abbildung 5.2: SNR (links) sowie g-Faktoren (rechts) für einen Beschleunigungsfaktor R in x -Richtung. Sequenz: FLASH, TE: 5 ms, TR: 50 ms, Matrix: 256 x 256, FoV: 160 mm x 160 mm, Schichtdicke: 3 mm, Flipwinkel: 25°.

In der SNR-Karte ist sehr deutlich die Oberflächenspulencharakteristik der einzelnen Arrayelemente zu erkennen. Das SNR fällt sehr stark zum Spulenzentrum hin ab. Bedingt durch die vorhandene B_{1z} -Komponente zeigen die Elemente 2, 4, 6 und 8 ein deutlich geringeres SNR am Rand, als die Elemente 3 und 7, obwohl der Abstand jedes Elements zum Phantom aufgrund der Zylindergeometrie identisch ist. Zusätzlich fällt das SNR auch zwischen zwei direkt benachbarten Elementen stark ab. Dieses kommt ebenfalls durch B_{1z} -Komponenten zustande und hängt mit der räumlichen Orientierung des Spulenarrays zusammen. Bei

Volumenarrays, die in z-Richtung orientiert sind, z. B. den Tierspulen aus Kapitel 3, ist keine SNR-Abnahme zu beobachten (vgl. Abbildung 3.4). Für die g-Faktoren kann sich das allerdings vorteilhaft auswirken, da die Sensitivitäten besser voneinander abgegrenzt sind. Das bestimmte 95-Perzentil von 1,2 für einen Beschleunigungsfaktor $R = 3$ erhärtet diese Vermutung.

Um die vorhandenen SNR-Nachteile auszugleichen, wurde dem Versuchsaufbau noch ein zusätzliches Element hinzugefügt. Dabei handelt es sich um eine Loop-Spule mit einem Durchmesser von 16 cm, deren Normalenvektor parallel zur y-Achse steht und auf mittlerer Höhe der bisherigen Spulenelemente positioniert ist (Abbildung 5.3).

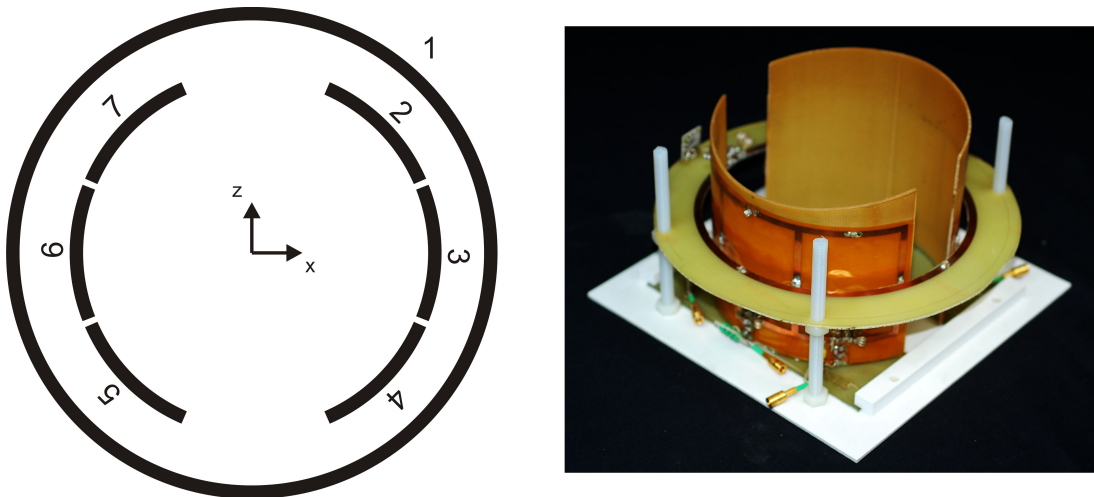


Abbildung 5.3: Erweiterung des Versuchsaufbaus um ein zusätzliches, siebtes Spulenelement (links), sowie der modifizierte Prototyp (rechts).

Dadurch, dass die bisherigen Elemente senkrecht auf dem Element 1 stehen, ist das Spulenelement geometrisch von den anderen entkoppelt. Obwohl es sich bei dem hinzugefügten Element um eine Loop-Spule handelt, kann man sie in diesem Aufbau auch als eine Art Volumenspule betrachten, da sie das zu untersuchende Objekt umschließt. Die Charakterisierungswerte des Volumenspulenelements sind Tabelle 5.3 zu entnehmen.

Mit dem modifizierten Versuchsaufbau wurden ebenfalls Messungen zur SNR-Bestimmung und Charakterisierung des Beschleunigungsvermögens am MR-System durchgeführt (Abbildung 5.4).

In der SNR-Karte ist gut zu erkennen, dass der Signalabfall im Zentrum der Spule durch das zusätzliche Element deutlich geringer ausfällt. Dadurch bedingt ist die Ausleuchtung des Phantoms deutlich homogener. Eine Eigenschaft, die von Radiologen bevorzugt wird, da sie die Befundung vereinfacht. Zum besseren

C_{gesamt}/pF	13
L_{gesamt}/nH	467
L_{sp}/nH	59
C_m/pF	74
Q_0	290
Q_b	38

Tabelle 5.3: Werte für die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie des Ankoppelkondensators C_m und der Sperrkreisinduktivität L_{sp} des Volumenspulenelements. Weiterhin sind die unbeladene Güte (Q_0) bzw. die mit einer 2l-Flasche 75 mmol NaCl-Lösung beladene Güte (Q_b) angegeben.

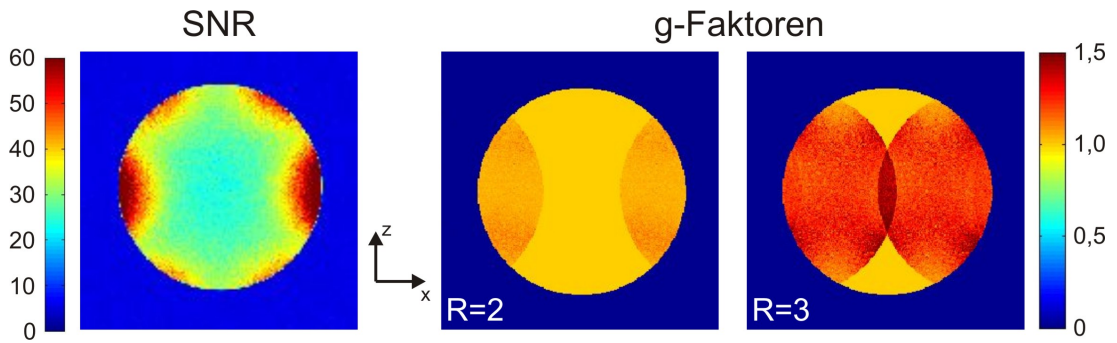


Abbildung 5.4: SNR (links) sowie g-Faktoren (mitte und rechts) für einen Beschleunigungsfaktor R in x -Richtung des 7-Kanal-Versuchsaufbaus. Sequenz: FLASH-Sequenz, TE : 5 ms, TR : 50 ms, Matrix: 256 x 256, FoV: 160 mm x 160 mm, Schichtdicke: 3 mm, Flipwinkel: 25°.

Vergleich des SNRs der beiden Versuchsaufbauten zeigt Abbildung 5.5 jeweils ein Profil der SNR-Karten entlang der x -Achse für zwei unterschiedliche Positionen in z -Richtung.

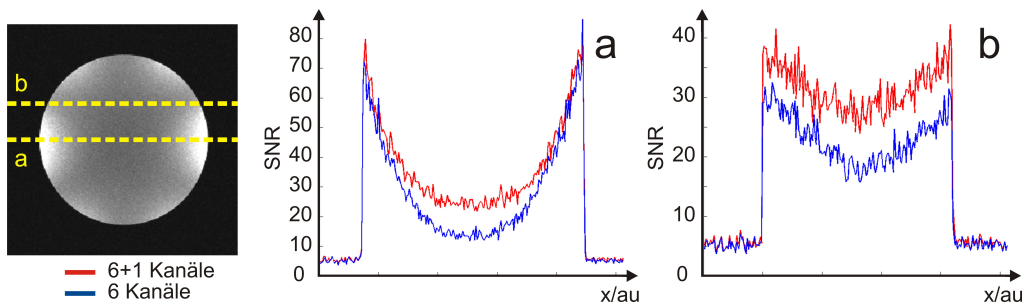


Abbildung 5.5: Vergleich des SNR Profils entlang der x -Richtung für zwei unterschiedliche Positionen in y -Richtung für beide Versuchsaufbauten. Profil a im Isozentrum, Profil b im Bereich verminderten SNRs zwischen zwei Elementen.

Vergleicht man das Profil im Isozentrum, ist deutlich zu erkennen, dass die Oberflächenspulencharakteristik durch das zusätzliche Element abgeschwächt wird. Ist das SNR am Spulenrand nahezu identisch, erhält man im Zentrum ein um ca. 70 % höheres SNR. Betrachtet man die Versuchsaufbauten im Bereich zwischen benachbarten Spulenelementen, zeigt sich auch dort durch das zusätzliche Element eine Verbesserung des SNRs am Rand der Spule um ca. 25 %.

Diese Verbesserung im Signal-Rausch-Verhältnis geht allerdings einher mit einer Verschlechterung der Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung. Tabelle 5.4 stellt die berechneten g -Faktoren für die 6- und die 7-Kanalspule für verschiedene Beschleunigungsfaktoren gegenüber.

	6 Kanäle	6+1 Kanäle
$R = 2$ (mittel)	1,00	1,02
$R = 2$ (95 %)	1,02	1,09
$R = 3$ (mittel)	1,09	1,20
$R = 3$ (95 %)	1,24	1,41

Tabelle 5.4: Vergleich der g -Faktoren für verschiedene Beschleunigungsfaktoren R in x -Richtung. Angegeben ist jeweils der Mittelwert so wie das 95 Perzentil.

Das 95-Perzentil zeigt bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 2$ bei der Spule mit zusätzlichem Element um 7 % erhöhte g -Faktoren. Für einen Beschleunigungsfaktor $R = 3$ fällt der Unterschied mit 13 % noch deutlicher aus. Trotz dieses Ergebnisses soll der Ansatz der Kombination von Oberflächenspulenelementen und einem Volumenspulenelement aufgrund der vielversprechenden SNR-Ergebnisse weiter verfolgt werden.

Bei der Diagnostik von Brustkrebs ist nicht nur das Brustgewebe selbst interessant für den Radiologen, sondern auch die umliegenden Lymphknoten in Sternum und Axillae. Diese können auf Metastasen untersucht werden und geben Aufschluss über Klassifizierung und weitere Behandlung der Brustkrebserkrankung. Auch diese Bereiche sollten also von einer Brustspule abgedeckt werden. Ein dediziertes Loop-Spulenelement auf Höhe der Axilla soll eine ausreichende Ausleuchtung in diesem Bereich liefern.

Fügt man die Ergebnisse der Vorüberlegungen bzw. Vorversuche zu einer Brustspule zusammen erhält man eine Elementanordnung wie sie in Abbildung 5.6 skizziert ist. Jeweils sechs Loop-Spulen, im Folgenden auch als Zylinderspulenelemente bezeichnet, sowie ein Volumenspulenelement sorgen für die Ausleuchtung von jeweils einer Brust. Auf jeder Seite ein zusätzliches, seitlich angeordnetes Element ist für die Axilla vorgesehen und wird deswegen als Axilla-Element bezeichnet. Insgesamt erhält man eine Gesamtanzahl von 16 Elementen.

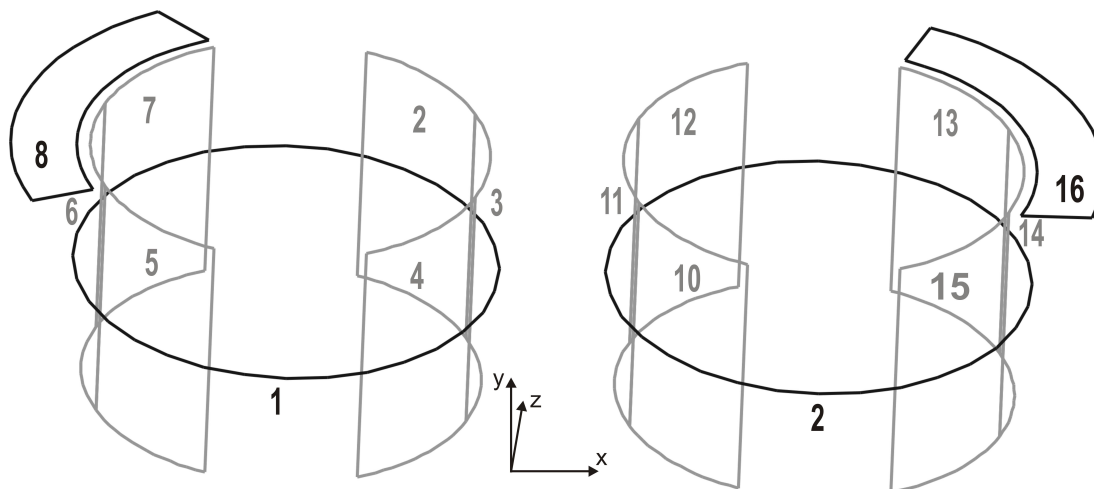


Abbildung 5.6: Schematische Anordnung, sowie die Nummerierung von 16 Spulenelementen wie sie sich aus Vorüberlegungen bzw. Vorversuchen ergeben hat. Jede Brust wird von sechs Spulenelementen umschlossen (grau). Zur Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses ist jeweils ein Spulenelement senkrecht dazu orientiert (Elemente 1 und 9). Auf jeder Seite befindet sich noch ein extra Spulenelement zur Ausleuchtung der Axillae (Elemente 8 und 16).

Nachdem das Konzept für eine Elementanordnung einer Brustspule vorhanden ist, besteht noch das Problem, wie eine solche Spule mit variabler Größe gebaut werden kann, um den Füllfaktor für verschiedene Brustvolumina hoch zu halten. Mit Hilfe des Spulenaufbaus aus dem Vorversuch wurde untersucht, inwieweit sich die voneinander entkoppelten Dreiergruppen von Zylinderspulenelementen gegeneinander verschieben lassen. Es zeigte sich, dass man ihren Abstand in x-Richtung um 3 cm verkleinern kann, ohne dass die Kopplung der Elemente größer als 5 % wird. Mit dieser Maßnahme ist es möglich, das Spulenvolumen von 21 auf 1,31 stufenlos zu variieren. Die intrinsische Entkopplung zum Volumenspulenelement bleibt davon unbeeinflusst. Da das Axilla-Element von den äußeren Oberflächenspulenelementen entkoppelt werden muss, soll es fest mit diesen verbunden sein und wird sich folglich mitverschieben.

Anhand dieser Vorüberlegungen und Vorversuche soll ein erster Prototyp für eine Brustspule bei 1,5 T gebaut werden.

5.2 Brustspulenprototyp für 1,5 T

5.2.1 Methoden

Verglichen mit dem bisherigen Versuchsaufbau, der einer Spulenhälfte ohne Axilla-Element entspricht, ergeben sich noch einige Änderungen durch das Hinzufügen der zweiten Hälfte. Besonders die Kopplung einzelner Elemente unterschiedlicher Hälften muss betrachtet werden. Starke Kopplung weisen die Zylinderspulenelemente 3 und 11 sowie die Volumenspulenelemente 1 und 9 auf. Diese müssen zusätzlich entkoppelt werden. Alle anderen, nicht direkt benachbarten Elemente können nur durch den Einsatz der Vorverstärkerentkopplung voneinander entkoppelt werden.

Da die Spulenhälften einen Abstand von 5 cm voneinander besitzen, bietet sich zur Entkopplung der betroffenen Elemente eine Gap-Entkopplung an, da dadurch die Geometrie der Spulenelemente nicht verändert werden muss. Zur Vermeidung von Mantelwellen ist in der Entkopplung zusätzlich noch eine Mantelwellensperre eingebaut.

Die Volumenspulenelemente besitzen einen mittleren Durchmesser von 16 cm sowie eine Leiterbahnbreite von 5 mm. Abbildung 5.7 zeigt ein Ersatzschaltbild der voneinander entkoppelten Elemente inklusive Ankoppelnetzwerk. Jede Spule ist vierfach kapazitiv unterteilt, wobei bei der Ankopplung die Kondensatoren noch einmal aufgeteilt sind. Ankopplungsseitig befindet sich eine aktive Entkopplung. Parallel zur darin verwendeten PIN-Diode wurden zwei gekreuzte, selbstbestromende PIN-Dioden eingebaut. Diese schalten durch die induzierte Sendespannung und stellen einen zusätzlichen Sicherheitsmechanismus bei einem Ausfall der aktiven Diode oder dem ungesteckten Verwenden der Spule dar. Aufgrund der langen Leiterbahn der Loop-Spule ist eine einzelne aktive Entkopplung nicht ausreichend, um ein sauberes Wegschalten zu gewährleisten. Deswegen ist geometrisch gegenüber der aktiven Entkopplung zusätzlich eine rein passive Entkopplung eingebaut.

Die Entkopplung der Loop-Spulen 3 und 11 erfolgt ebenfalls durch ein kapazitives Entkopplungsnetzwerk. Die Axilla-Elemente haben eine Breite von 4 cm sowie eine Bogenlänge von 12 cm. Sie sind von den angrenzenden Spulenelementen durch geometrischen Überlapp entkoppelt. Eine Entkopplung zu den Volumenspulenelementen ist nicht notwendig. Abbildung 5.8 zeigt das Ersatzschaltbild dieser Zylinder-Elemente.

Die aufgebaute Brustspule, wie sie im Folgenden zu ersten Phantommessungen verwendet wurde, zeigt Abbildung 5.9.

Um die SNR-Eigenschaften des Prototypen evaluieren zu können, wurden Ver-

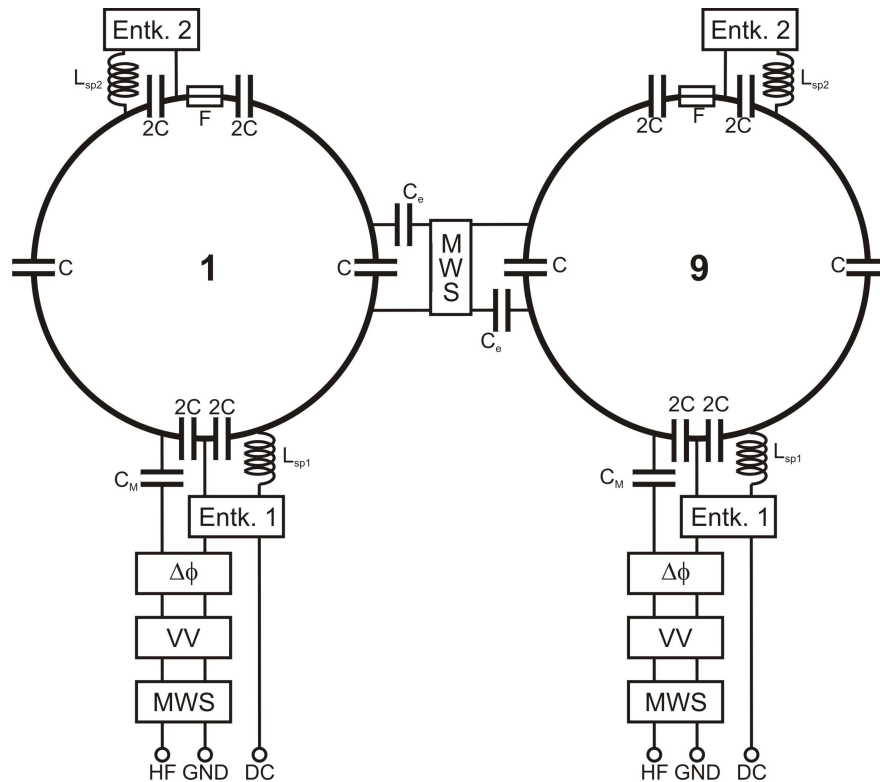


Abbildung 5.7: Ersatzschaltbild der Elemente 1 und 9. Ankopplungsseitig befindet sich jeweils eine Entkopplungsschaltung (Entk. 1), die aktiv mit einer durch Gleichstrom geschalteten PIN-Diode und passiv mit gekreuzten selbstbestromenden PIN-Dioden die Spule im Sendefall verstimmt. Gegenüberliegend befindet sich jeweils noch eine zweite Entkopplungsschaltung (Entk. 2) die rein passiv funktioniert. Die Entkopplung der beiden Elemente erfolgt kapazitiv über eine Gap-Entkopplung, die durch die Kondensatoren C_e abgestimmt ist.

gleichsmessungen mit der kommerziell erhältlichen 4-Kanal-Brustspule für 1,5 T der Firma Siemens Healthcare (Erlangen, Deutschland), der sogenannten Brust-Matrixspule, durchgeführt. Diese besitzt ein fixes Spulenvolumen von ca. 1,5 l pro Brust.

5.2.2 Evaluierung

Um zu gewährleisten, dass die Verschiebbarkeit der Spulenelemente die Kopplung der Elemente nicht zu stark beeinflusst, wurde als erstes eine Rauschkorrelation mit minimal und maximal eingestelltem Spulenvolumen an einem Phantomaufbau bestimmt (Abbildung 5.10).

In beiden Konfigurationen beträgt die maximale Rauschkorrelation zwischen zwei

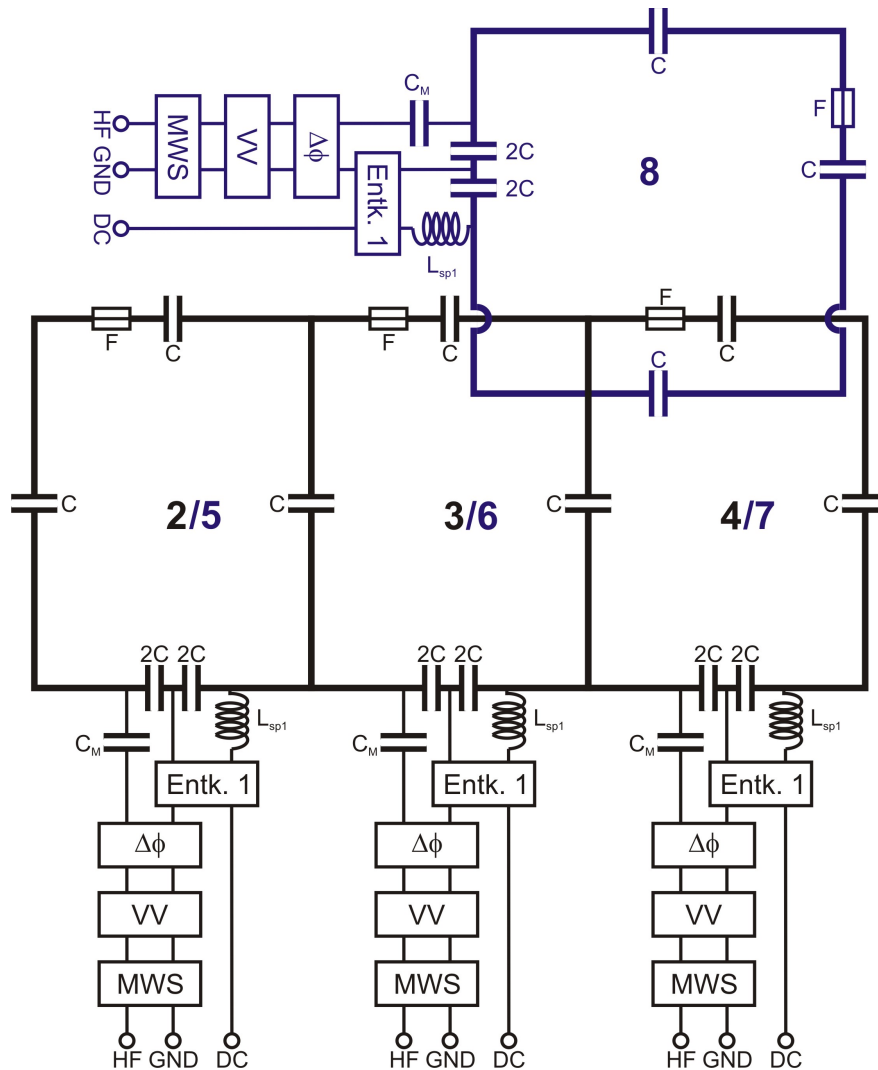


Abbildung 5.8: Ersatzschaltbild für die Zylinderelemente 2, 3 und 4 bzw. 5, 6 und 7 sowie das Axilla-Element 8 (blau). Die Spulenelemente 10 bis 16 der rechten Spulenhälfte sind spiegelsymmetrisch zu den gezeigten Elementen aufgebaut. Jedes Spulenelement ist vierfach kapazitiv unterteilt, wobei ankopplungsseitig der Kondensator noch einmal zusätzlich aufgeteilt ist. Die Ankopplung sowie die Entkopplung erfolgt analog zu den Volumenspulenelementen (Abbildung 5.7). Die Entkopplung des Axilla-Elements erfolgt durch geometrischen Überlapp.

Kanälen weniger als 30 %. In minimaler Position ist allerdings aufgrund des geringeren geometrischen Abstands zwischen den Array-Elementen die mittlere Rauschkorrelation um 17 % größer als in maximaler Position. Ein Einfluss der eingestellten Spulengröße auf die Rauschkorrelation ist also deutlich zu erkennen. Inwieweit sich das negativ auf die Eigenschaften der Spule auswirkt, kann eine Betrachtung des Signal-Rausch-Verhältnisses klären.

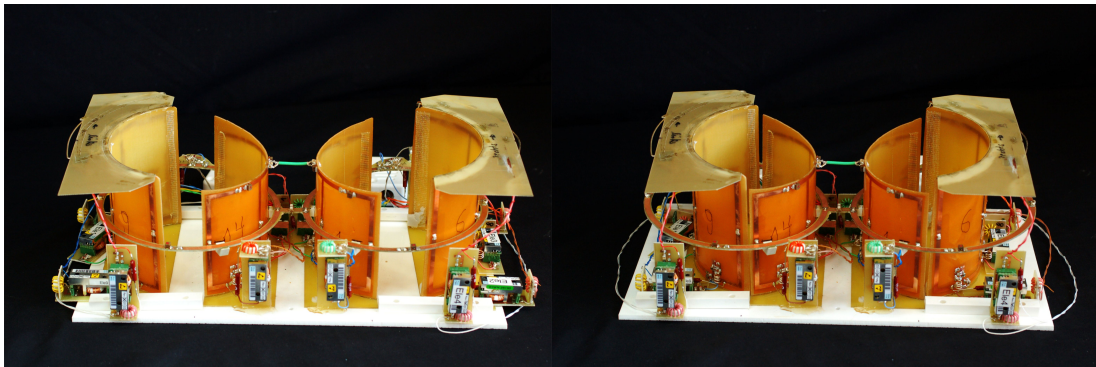


Abbildung 5.9: Erster Prototyp der 16-Kanal-Brustspule für 1,5 T. Links ist die Spule mit maximalem Volumen, rechts mit reduziertem Volumen gezeigt.

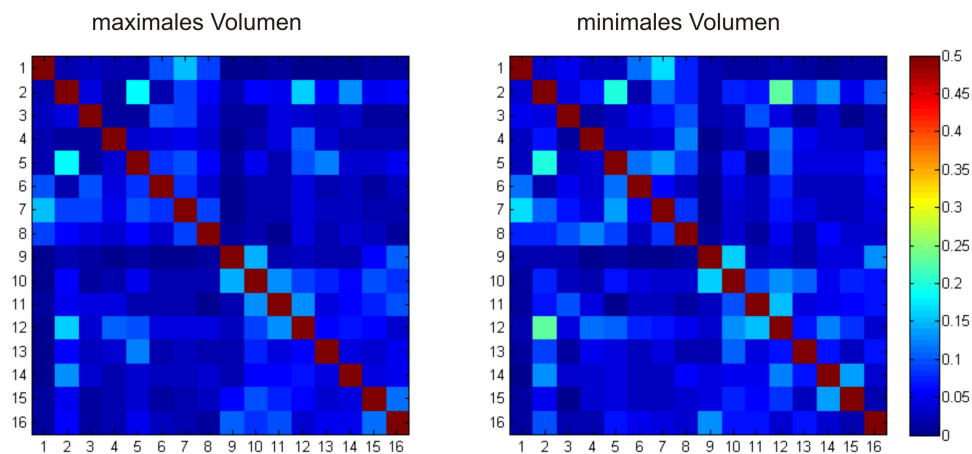


Abbildung 5.10: Rauschkorrelation der 16-Kanal-Brustspule bei maximal (links) und minimal (rechts) eingestelltem Spulenvolumen.

Aus jeweils einem Datensatz mit und ohne Sendeleistung wurden SNR-Karten berechnet, die zusätzlich mit identischen Messungen mit der Brust-Matrixspule verglichen wurden (Abbildung 5.11).

Durch die Verkleinerung des Spulenvolumens erhält man im Zentrum der koronaren Schichten einen SNR-Gewinn von 13 %. Dieser SNR-Gewinn wird größer je weiter man sich radial vom Zentrum entfernt. Die Brust-Matrixspule zeigt keine Oberflächenspulencharakteristik und liefert ein sehr homogenes SNR. Dieses ist vergleichbar mit dem SNR im Zentrum der 16-Kanal-Spule bei minimal eingestelltem Volumen. In allen anderen Bereichen zeigt der Spulenprototyp ein höheres SNR.

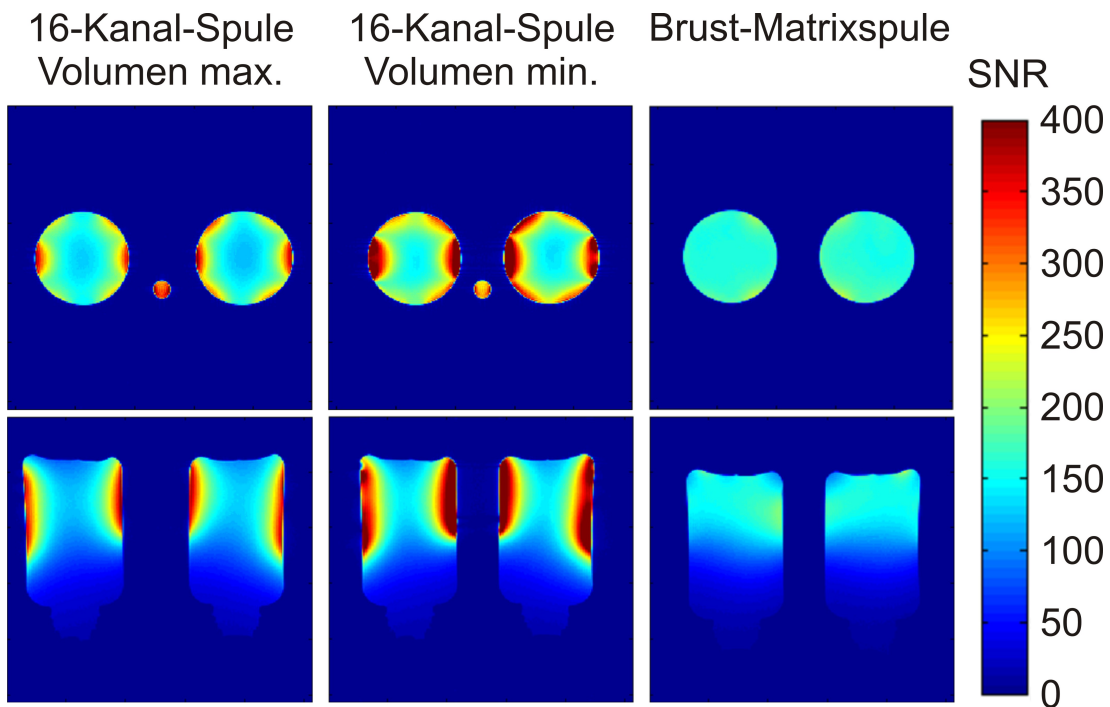


Abbildung 5.11: SNR-Vergleich der Brustspule in Abhängigkeit von der Schieberstellung mit der Brust-Matrixspule der Firma Siemens Healthcare. Gezeigt ist jeweils eine SNR-Karte in einer koronaren sowie einer transversalen Schicht im Isozentrum für die maximale (links) und die minimale (Mitte) Volumeneinstellung sowie für die Brust-Matrixspule (rechts). Sequenz: Spinecho, TE: 15 ms, TR: 300 ms, Matrix: 256 x 256, FoV: 400 mm x 400 mm, Schichtdicke: 2 mm).

Durch die Möglichkeit bei der 16-Kanal-Spule das Spulenvolumen und dadurch den Füllfaktor anzupassen, erhält man eine Spule, die in kleinster Konfiguration ein äquivalentes bzw. sogar ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis liefert als die relativ kleine Brust-Matrixspule, aber trotzdem auch bei größeren Brustgrößen verwendet werden kann.

Um die Tauglichkeit der Spule für parallele Bildgebung zu evaluieren, wurden aus einem unbeschleunigten Rohdatensatz am Phantom SENSE-g-Faktorkarten in einer koronaren Schicht für die Beschleunigung in x- bzw. z-Richtung berechnet. Für eine Beschleunigung in z-Richtung, wurden die Beschleunigungsfaktoren $R = 2$ bis $R = 4$ und, aufgrund des besser zu erwartenden Beschleunigungsvermögens, in x-Richtung die Faktoren $R = 6$ und $R = 7$ ausgewertet. (Abbildung 5.12).

Zur besseren Übersicht wurden jeweils der mittlere g-Faktor sowie das 95-Perzentil für jeden Beschleunigungsfaktor in Abbildung 5.13 übertragen.

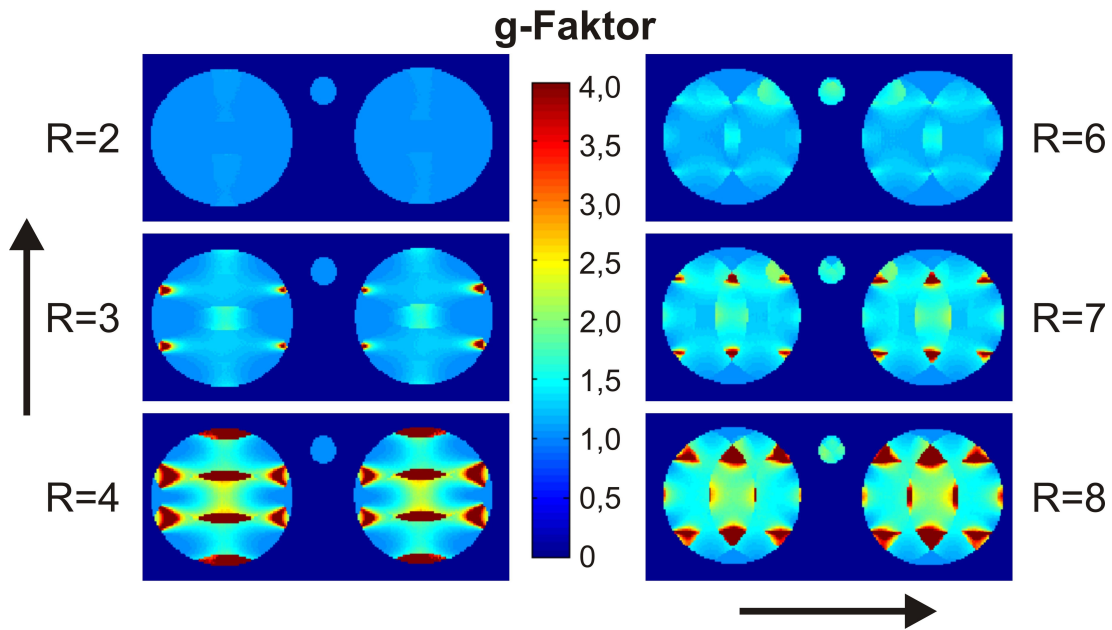


Abbildung 5.12: *g-Faktor-Karten für eindimensionale Beschleunigung entlang der z-Achse (links) und entlang der x-Achse (rechts) orientierter Phasenkodierrichtung für unterschiedliche Beschleunigungsfaktoren R . Die Pfeile zeigen jeweils die Phasenkodierrichtung. Die Karten wurden aus einem unbeschleunigten koronaren Rohdatensatz berechnet.*

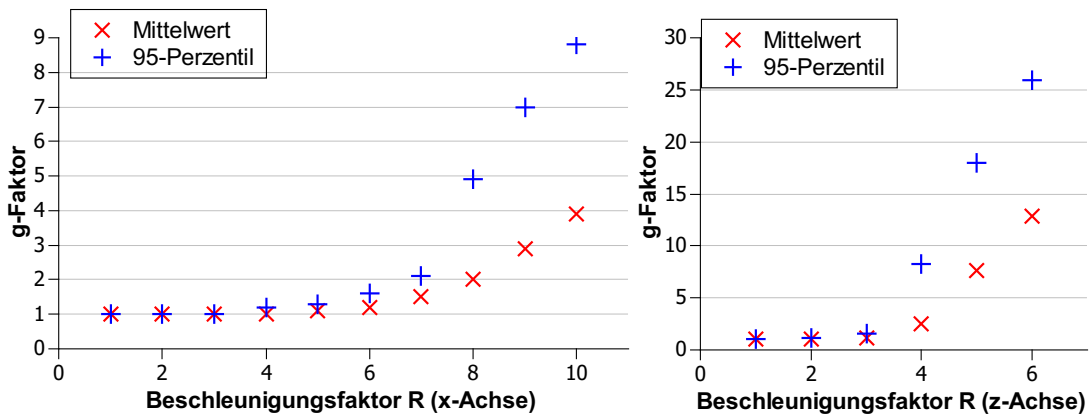


Abbildung 5.13: *Auswertung der aus Phantomdaten berechneten g -Faktor-Karten. Aufgetragen ist für jede Beschleunigungsrichtung der mittlere g -Faktor (rot) sowie das 95-Perzentil (blau) gegen den Beschleunigungsfaktor R .*

Bei einer Beschleunigung in z -Richtung erhält man bis zu einem Beschleunigungsfaktor $R = 3$ einen mittleren g -Faktor von maximal 1,2 sowie ein 95-Perzentil von 1,6. Bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 4$ ändert sich das Perzentil sprunghaft

um einen Faktor 5 während der Mittelwert nur um einen Faktor 2 steigt. Bei höheren Beschleunigungsfaktoren wird dann allerdings auch der Mittelwert deutlich größer. In x-Richtung beginnt dieses Verhalten erst bei deutlich größeren Beschleunigungsfaktoren. Bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 7$ beträgt der Mittelwert 1,5 und das 95-Perzentil 2,1. Ab dann steigt wieder zuerst das 95-Perzentil stark an, danach der Mittelwert. Es zeigt sich, dass man bei Beschleunigung in x-Richtung von den komplett getrennten Spulensensitivitäten der beiden Spulenhälften profitiert. Man erhält dadurch eine ideale PILS-Spule [griswold00], die es ermöglicht, einen Beschleunigungsfaktor $R = 2$ ohne zusätzlichen SNR-Verlust zu verwenden. Durch diese Tatsache lassen sich die niedrigen g-Faktoren in dieser Richtung erklären.

Um zu untersuchen, welche Elemente an den niedrigen g-Faktoren beteiligt sind, wurden die g-Faktor-Berechnungen in x-Richtung ohne die Volumenspulenelemente 1 und 9 sowie die Axilla-Elemente 8 und 16 wiederholt. Es zeigt sich, dass hauptsächlich die Array-Elemente zu den g-Faktoren beitragen. Bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 7$ steigt der mittlere g-Faktor ohne die weggelassenen Elemente nur um 3 %.

Um die Brustspule auch an Probanden evaluieren zu können, muss der Prototyp so modifiziert werden, dass dessen Sicherheit gewährleistet ist. Um das zu erreichen, muss vor allem sichergestellt werden, dass keine Leiterbahnen berührt werden können. Eine zusätzliche Schwierigkeit ist die mechanische Stabilität die benötigt wird um auf der Spule liegen zu können. Diese wird durch den Einsatz einer Brustauflage der Firma NORAS MRI products GmbH (Höchberg, Deutschland), die als Gerüst für den Brustspulenaufbau dient, gewährleistet. Das Gewicht des Oberkörpers wird vollständig von dieser Auflage getragen. Die Berührsicherheit wird durch eine Gehäuseabdeckung erreicht. Nach den obligatorischen Sicherheitstests am MR-Gerät kann der komplette Aufbau (Abbildung 5.14) für Messungen mit Probanden verwendet werden.

Auch bei den Probandenmessungen soll das SNR mit der Brust-Matrixspule verglichen werden. An der selben Probandin wurden direkt hintereinander äquivalente Messungen durchgeführt. Um einen möglichst optimalen Füllfaktor bei der 16-Kanal-Spule zu erreichen, wurden die variablen Spulenelemente so dicht wie möglich an die Mammæ positioniert. Das hat auch den zusätzlichen Vorteil einer Stabilisierung der Brüste, was Bewegungsartefakte reduziert. Bei diesen Messungen wurde die minimale Größeneinstellung verwendet. Abbildung 5.15 zeigt SNR-Karten eines transversalen Schnitts jeweils im Isozentrum der Spule. Es wurde versucht, anatomisch die identische Schicht zu messen, was allerdings aufgrund der unterschiedlichen Geometrien der beiden Spulen nicht vollständig möglich war.

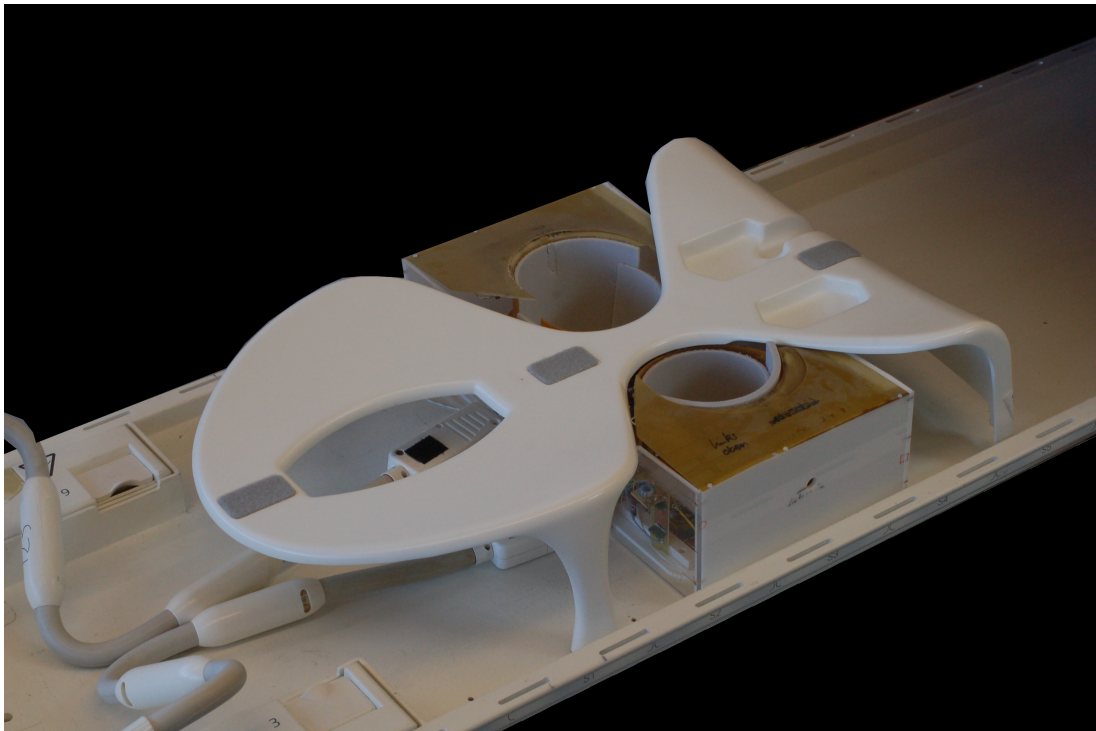


Abbildung 5.14: Spulenaufbau wie er für Probandenmessungen verwendet wurde. Als Gerüst dient eine Spulenauflage der Firma NORAS MRI products GmbH.

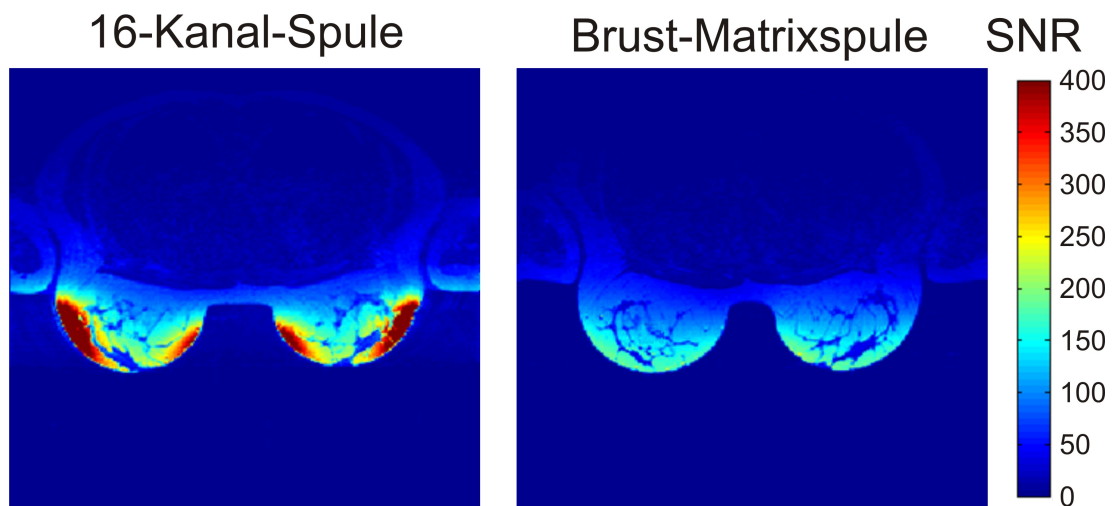


Abbildung 5.15: SNR-Vergleich der 16-Kanal-Spule in minimaler Größeneinstellung mit der Siemens Brust-Matrixspule an der gleichen Probandin. Verglichen wird jeweils eine transversale Schicht im Isozentrum. Sequenz: Spinecho, TE: 15 ms, TR: 300 ms, Matrix: 256 x 256, FoV: 400 mm x 400 mm, Schichtdicke: 2 mm.

Der SNR-Vergleich an einer Probandin bestätigt die am Phantom getätigten Aussagen. In der Mitte der Brust ist das SNR beider Spulen vergleichbar, je weiter außen man sich befindet, desto höher ist das SNR der 16-Kanal-Spule, was aufgrund der Oberflächenspulencharakteristik der kleineren Elemente auch zu erwarten ist.

Für unterschiedliche Beschleunigungsfaktoren R in x -Richtung wurden Messungen an einer zweiten Probandin durchgeführt. Abbildung 5.16 zeigt für verschiedene Beschleunigungsfaktoren jeweils entsprechende transversale Schichten aus einem T_1 -gewichteten FLASH-3D-Datensatz.

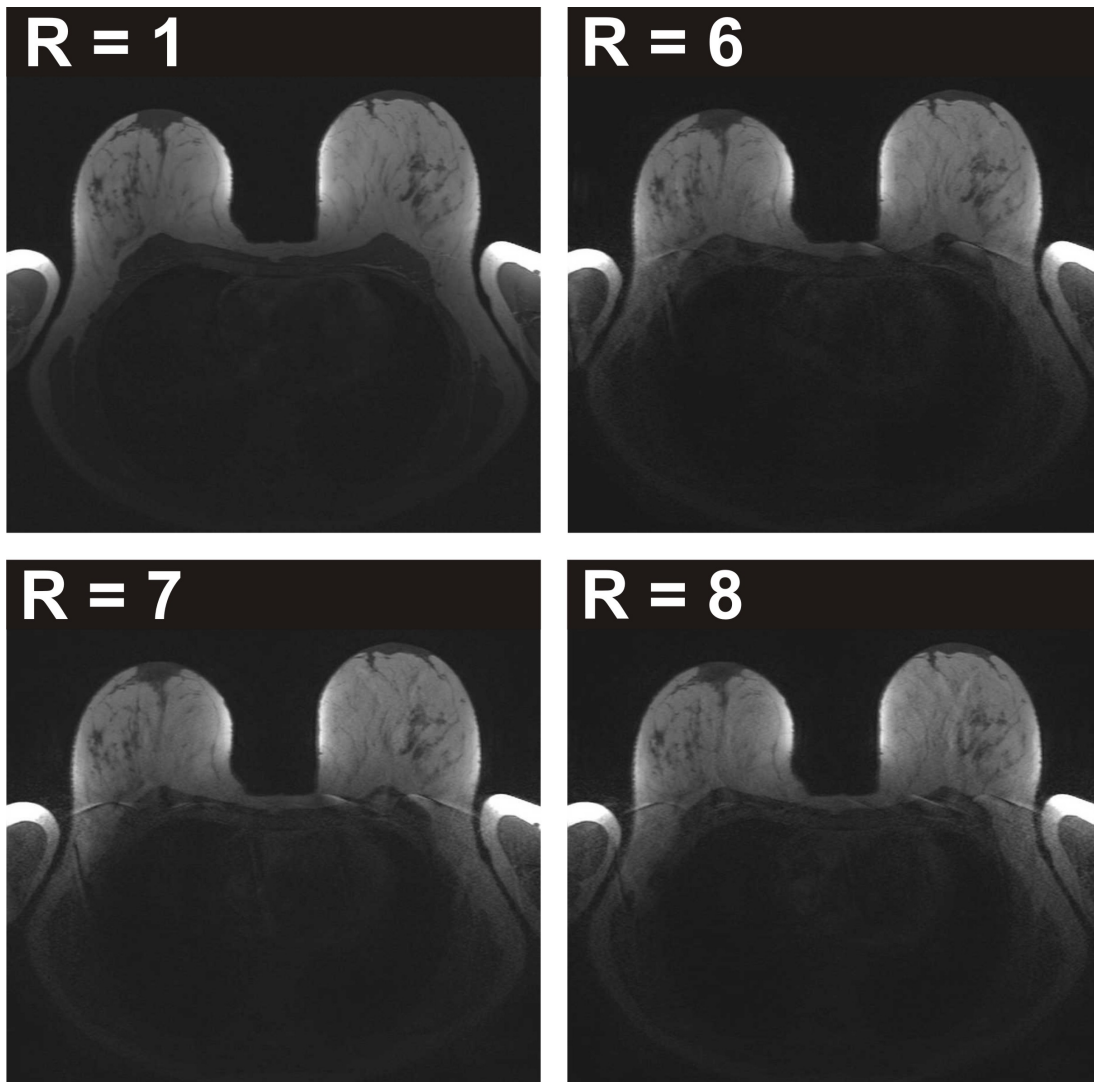


Abbildung 5.16: Transversale Schichten einer FLASH-3D-Sequenz für unterschiedliche Beschleunigungsfaktoren R in x -Richtung. Parameter: TE: 5 ms, TR: 9 ms, Matrix: 448 x 323, FoV: 359 mm x 359 mm, Schichtdicke=1 mm.

Wie aus den Phantomdaten ermittelt, zeigen sich auch *in-vivo*, abgesehen von

dem stärkeren Rauschen durch den intrinsischen SNR-Verlust und die erhöhten g-Faktoren, erst ab einem Beschleunigungsfaktor $R = 8$ deutliche Artefakte innerhalb des Brustgewebes. Ebenfalls gut zu erkennen, sind Einfaltungsartefakte aufgrund der durch die Axilla-Elemente verursachten hohen Spulensensitivität an den Armen, die schon ab niedrigen Beschleunigungsfaktoren in Phasenkodierichtung auftreten.

5.2.3 Zusammenfassung und Bewertung

Verglichen mit der kommerziellen 4-Kanal-Brust-Matrixspule der Firma Siemens Healthcare, die sich im klinischen Routineeinsatz befindet, zeigt die neu entwickelte 16-Kanal-Prototypspule ein insgesamt verbessertes SNR. Erreicht wird dies durch eine Kombination von zylinderförmig um die Brust angeordneten Oberflächenspulenelementen und senkrecht dazu positionierten Volumenspulenelementen. Durch diese zusätzlichen Elemente war es möglich, die Nachteile der in y-Richtung orientierten Spulenzylinder bezüglich des Signal-Rausch-Verhältnisses auszugleichen und gleichzeitig das Sensitivitätsprofil der Spule zu homogenisieren. Es wurde am Phantom gezeigt, dass mit dem Prototypen parallele Bildgebung in z-Richtung bis zu einem Faktor $R = 2$ und in x-Richtung bis zu einem Faktor $R = 7$ mit einem mittleren g-Faktor von unter 2 möglich sind. Je nach diagnostischer Fragestellung ist es natürlich fraglich, ob das SNR durch den intrinsischen SNR-Verlust bei hoher Beschleunigung noch ausreichend ist. Mit einer Beschleunigung in x-Richtung von einem Faktor $R = 7$ erhält man insgesamt einen mittleren SNR-Verlust von fast einem Faktor 4. Der Verlust von einem Faktor 2,6 fällt dabei alleine auf den intrinsischen SNR-Verlust durch die Unterabtastung zurück. Erste Testmessungen an Probanden haben die Ergebnisse der Phantommessungen bestätigt.

Eine Brustspule bei einer Feldstärke von 3 T ermöglicht es, diesen Nachteil teilweise zu kompensieren.

5.3 Brustspule zur Diagnostik bei 3 T

5.3.1 Unterschiede zu 1,5 T

Nach den vielversprechenden Ergebnissen des Prototypen bei 1,5 T soll die Geometrie der einzelnen Spurenelemente für eine Weiterentwicklung der Spule bei einer Feldstärke von 3 T so wenig wie möglich verändert werden. Um die Spule im klinischen Betrieb einsetzen zu können, soll sie alle Voraussetzungen eines Medizinproduktes erfüllen. Dazu ist es notwendig ein geschlossenes Gehäuse zu

entwickeln. Um die Variabilität des Spulenvolumens beizubehalten müssen die verschiebbaren Array-Elemente in einem geschlossenen Schiebergehäuse untergebracht sein. Die Spulenauflage der Firma Noras MRI products GmbH soll weiter verwendet werden. Die Details der Gehäusekonstruktion waren nicht Gegenstand dieser Arbeit und sollen deswegen nicht genauer erläutert werden. Abbildung 5.17 zeigt das fertige Spulengehäuse.

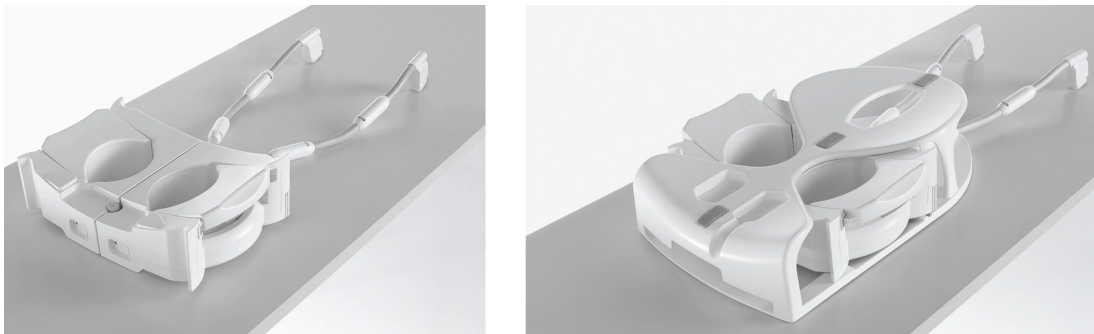


Abbildung 5.17: Gehäuse der Brustspule für 3 T (links). Bei Verwendung der Spule muss sie in die Spulenauflage der Firma NORAS MRI products GmbH eingebracht werden (rechts).

Das Gehäuse wurde im Lasersinterverfahren, einem sogenannten Rapid-Prototyping-Verfahren, aus glasfaserverstärktem Polyamid hergestellt. Durch das neue Gehäuse ergibt sich eine Veränderung der Leiterbahngeometrie. Die Schieber machen es durch die Gehäusestärke notwendig die Volumenspulenelemente im Durchmesser von 16 cm auf 20 cm zu erhöhen. Alle anderen Spulenelemente bleiben von ihrer Geometrie unverändert. Durch eine Zusammenarbeit mit der Firma Siemens Healthcare war es möglich, von ihnen neu entwickelte Vorverstärker einzusetzen [hergt07]. Diese Vorverstärker zeichnen sich durch eine kompakte Bauform, eine besonders geringe Rauschzahl von unter 0,5 dB sowie eine im Vorverstärker integrierte Mantelwellensperre aus. Weiterhin erhöht sich durch eine vom Betrag höhere, von 50Ω abweichende, nicht reale Eingangsimpedanz, die Güte des Ankoppelnetzwerkes, was zu einer besseren Vorverstärkerentkopplung führt. Durch diese Änderung war es nötig, das Ankoppelnetzwerk der einzelnen Spulenelemente anzupassen. Abbildung 5.18 zeigt exemplarisch das Ersatzschaltbild des modifizierten Ankopplungsnetzwerkes.

Abgesehen von zusätzlichen Mantelwellensperren in den Anschlusskabeln war es möglich, das Design der 1,5 T-Spule zu übernehmen.

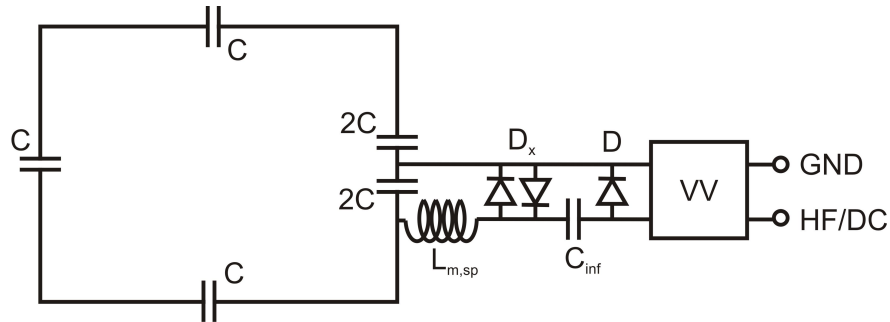


Abbildung 5.18: Ersatzschaltbild eines typischen Brustspulenelements bei 3 T. Das Spulenelement ist vierfach kapazitiv unterteilt, wobei ankopplungsseitig der Kondensator noch einmal aufgeteilt ist. Die Anpassung der Spulenimpedanz, der Vorverstärkerentkopplung und der aktiven Entkopplung erfolgt über die Induktivität $L_{m,sp}$. Die Dioden D_x und D sind gekreuzte, selbstbestromende bzw. aktiv schaltbare PIN-Dioden und sorgen für die notwendige Verstimmung während der Sendephase. Der Verblockungskondensator C_{inf} verhindert, dass der anliegende Gleichstrom für die aktive Entkopplung die gekreuzten Dioden durchschaltet.

5.3.2 Charakterisierung

In Tabelle 5.5 sind exemplarisch für jeweils ein Volumenspulenelement, ein Zylinderspulenelement und ein Axilla-Element ihre charakteristischen Werte angegeben.

Element	1 (Volumenspulenelement)	3 (Zylinderelement)	8 (Axilla-Element)
C_{gesamt}/pF	3	8	7
L_{gesamt}/nH	586	209	238
$L_{m,sp}/\text{nH}$	87	28	53
Q_0	240	220	230
Q_b	30	63	80

Tabelle 5.5: Werte für die Gesamtkapazität bzw. -induktivität sowie der Ankoppel- und Sperrkreisinduktivität $L_{m,sp}$ für die jeweils angegebenen Spulenelemente. Weiterhin sind die unbeladene (Q_0) bzw. die mit einer 2l-Flasche 75 mmol NaCl-Lösung beladene Güte (Q_b) angegeben.

Im Gegensatz zu 1,5 T war es bei 3 T nicht möglich, die SNR-Eigenschaften der Spule mit einer bestehenden Standardspule zu vergleichen, da nur wenige Hersteller eine solche Spule für 3 T anbieten und eine solche nicht zur Verfügung stand. Um trotzdem einen Anhaltspunkt zu besitzen, ob die Spule korrekt funktioniert, wurden Vergleichsmessungen mit dem 1,5 T-Prototypen durchgeführt (Abbildung 5.19). Um möglichst aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen, sind als Phantom jeweils zwei 2l-Phantomflaschen mit 86 mmol NaCl-Lösung zum Ein-

satz gekommen, bei denen durch die Zugabe unterschiedlicher Konzentrationen paramagnetischen Nickelsulfats (1,25 g/l bei 1,5 T, 3,75 g/l bei 3 T) die Relaxationszeiten der Flüssigkeiten angepasst wurden. Eine quantitative Aussage lässt sich mit diesem einfachen Versuchsaufbau nicht machen, für eine Einschätzung der Leistungsfähigkeit ist er aber ausreichend.

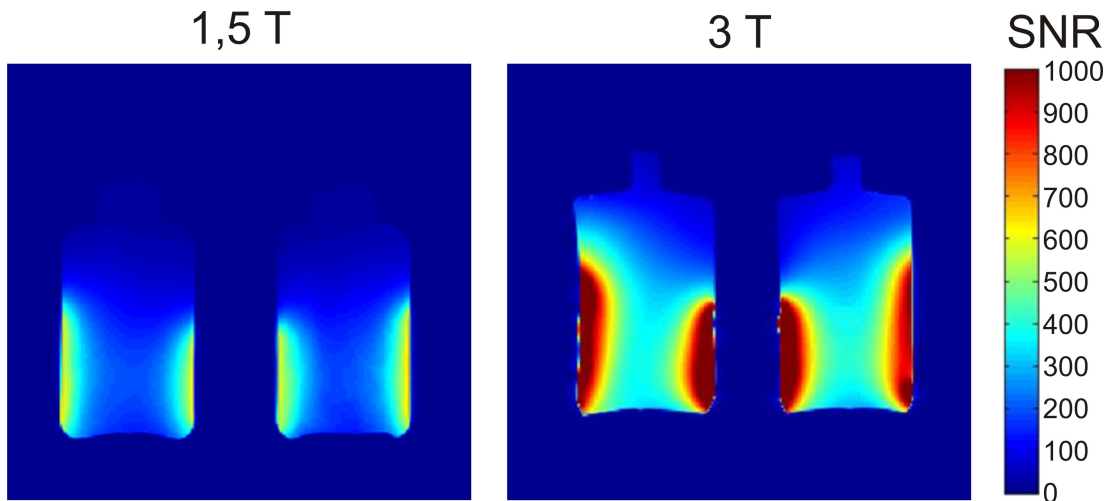


Abbildung 5.19: SNR-Vergleich zwischen der 16-Kanal-Brustspule bei 1,5 T und bei 3 T. Bei beiden Feldstärken ist eine Spinecho-Sequenz mit identischen Parametern zum Einsatz gekommen. Parameter: TR: 300 ms, TE: 15 ms, Matrixgröße: 256 x 256, FoV: 400 mm x 400 mm, Schichtdicke: 2 mm.

In der Phantomflaschenmitte beträgt das SNR der 1,5 T-Brustspule 170, das SNR der 3 T-Spule 370. Das entspricht im Rahmen der Messgenauigkeit dem maximal zu erwartenden Unterschied von einem Faktor 2 zwischen beiden Feldstärken. Die 3 T-Spule funktioniert also ähnlich gut wie die 1,5 T-Version. Auch die Evaluierung der Rauschkorrelation zeigt ein sehr ähnliches Verhalten zu der Korrelation der 1,5 T-Spule in Abbildung 5.10.

Analog zu 1,5 T wurden im nächsten Schritt die Eigenschaften der Spule bei paralleler Bildgebung untersucht. Abbildung 5.20 zeigt eine Auswertung der g-Faktoren bei Beschleunigung in x-Richtung für ein koronares Phantombild.

Sowohl die Kurve des mittleren g-Faktors als auch die des 95-Perzentils sehen denen der Prototypspule aus Abbildung 5.13 qualitativ sehr ähnlich. Bei einem quantitativen Vergleich stellt sich heraus, dass die g-Faktoren bei 3 T niedriger sind. Bis zu einem Beschleunigungsfaktor $R = 6$ ist der Unterschied der Mittelwerte allerdings minimal und beträgt maximal 1,6 %. Erst bei höheren Beschleunigungsfaktoren wird der Effekt deutlicher und beträgt von $R = 8$ bis $R = 10$ ca. 10 %.

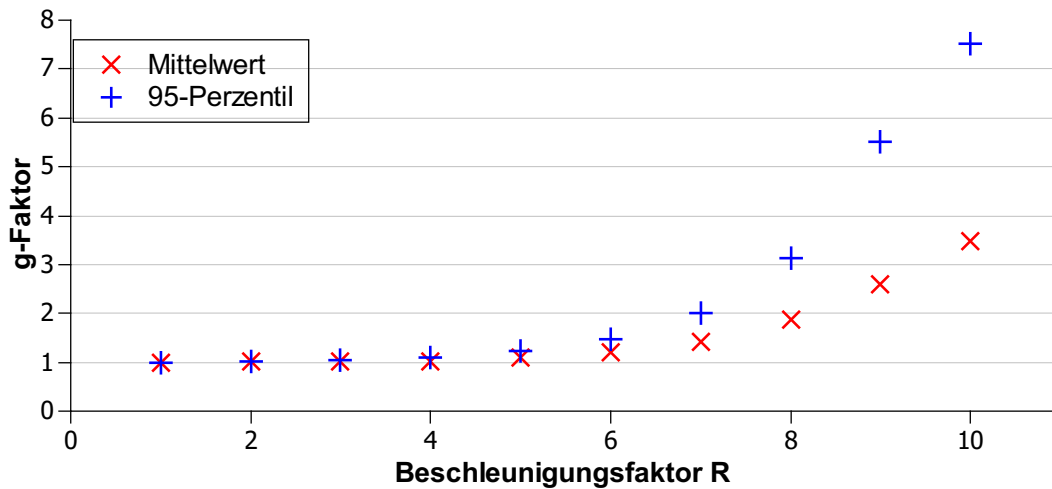


Abbildung 5.20: Auswertung der aus Phantomdaten berechneten g-Faktorkarten bei 3 T. Aufgetragen ist für verschiedene Beschleunigungsfaktoren R in x -Richtung der mittlere g-Faktor (rot) sowie das 95-Perzentil (blau).

Sowohl bei 1,5 T als auch bei 3 T sind die g-Faktoren immer in minimaler Spulenkonfiguration berechnet. Um zu untersuchen inwieweit die Schieberstellung und damit die Spulengröße einen Einfluss auf die Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung hat, wurden bei 3 T Vergleichsmessungen in maximaler Schieberstellung durchgeführt. Abbildung 5.21 zeigt das Verhältnis der gemittelten g-Faktoren für verschiedene Beschleunigungsfaktoren R von maximaler zu minimaler Schieberstellung.

Bis zu einem Beschleunigungsfaktor $R = 3$ zeigt sich kein Unterschied in den g-Faktoren. Bei höheren Beschleunigungen wird der mittlere g-Faktor für die maximale Schieberstellung zunehmend schlechter. Bei $R = 7$ beträgt er im Mittel 1,7 und ist damit 17 % höher als in minimaler Position. Dieser Effekt lässt sich dadurch erklären, dass bei maximaler Spulengröße die Spulensensitivitäten der einzelnen Elemente im Zentrum der Phantomflaschen einen geringeren Unterschied zeigen und daher Einfaltungsartefakte in diesen Bereichen schlechter rekonstruiert werden können. Trotz dieser schlechteren Eigenschaften sind die g-Faktoren für eine Beschleunigung in x -Richtung bis zu einem Faktor $R = 7$ maximal 1,7 beziehungsweise bei Beschleunigung in z -Richtung bis zu einem Faktor $R = 3$ maximal 1,5.

Um zu untersuchen, inwieweit das intrinsisch höhere SNR bei 3 T es ermöglicht, Messungen mit höheren Beschleunigungsfaktoren durchführen zu können, wurde eine Testmessung an einer Probandin durchgeführt. Abbildung 5.22 zeigt einen

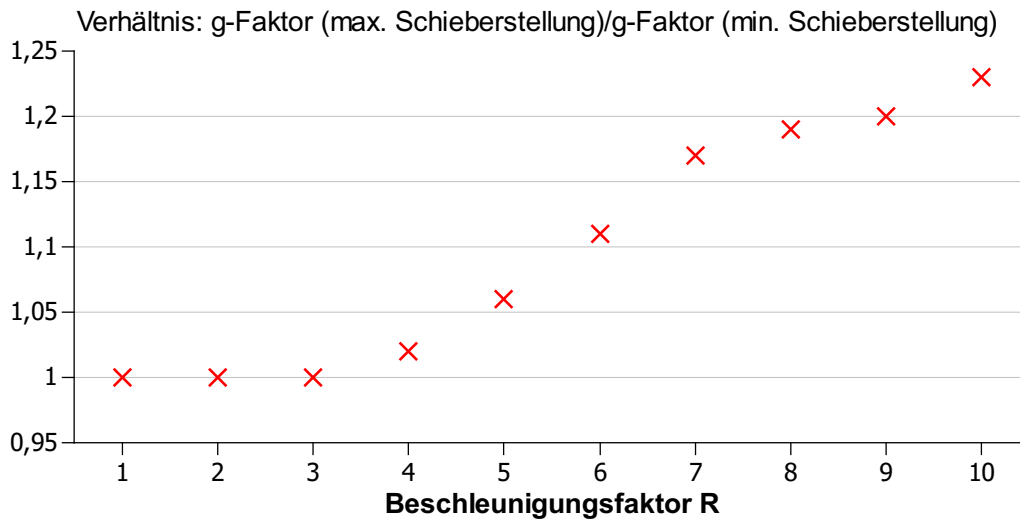


Abbildung 5.21: Vergleich der Eigenschaften bezüglich paralleler Bildgebung in Abhängigkeit von der eingestellten Spulengröße. Für verschiedene Beschleunigungsfaktoren R in x -Richtung ist das Verhältnis der mittleren g -Faktoren von maximaler zu minimaler Schieberstellung angegeben. Die Messungen erfolgten bei 3 T.

transversalen Schnitt mit einer T_1 -gewichteten FLASH-3D-Sequenz für die Beschleunigungsfaktoren $R = 5$ bis $R = 8$ in Phasenkodierichtung L-R.

Die Messungen an der Probandin bestätigen die Ergebnisse der g -Faktor-Auswertung am Phantom. Bis zu einem Beschleunigungsfaktor von $R = 7$ sind außer dem intrinsischen SNR-Verlust nur leichte parallele Bildgebungsartefakte zu erkennen. Erst bei einem Faktor $R = 8$ treten diese dominanter auf. Deutlich ist in den Phantombildern auch zu erkennen, dass die berechneten g -Faktoren nur für Bereiche innerhalb der Spulenvolumina, also dort wo sich die Mammæ befinden, gelten. Im Bereich des Brustkorbs sind die g -Faktoren deutlich schlechter, da weniger Elemente zu unterschiedlichen Spulensensitivitäten beitragen. Im Bild ist das deutlich an schon bei $R = 5$ auftretenden parallelen Bildgebungsartefakten der Arme zu erkennen. Artefakte in diesem Bildbereich schränken allerdings die diagnostische Qualität der Bilder nicht ein.

Weiterhin wurde der Einfluss der zusätzlichen Axilla-Elemente (8 und 16) zur besseren Beurteilung der Lymphknoten untersucht [geppert08]. Für unterschiedliche Regionen innerhalb der Axillæ erfolgten SNR-Bestimmungen mit zu- und weggeschalteten Elementen. Es hat sich gezeigt, dass durch die zusätzlichen Elemente das SNR im Mittel 37 % größer ist, als in einer identischen Messung ohne die Elemente.

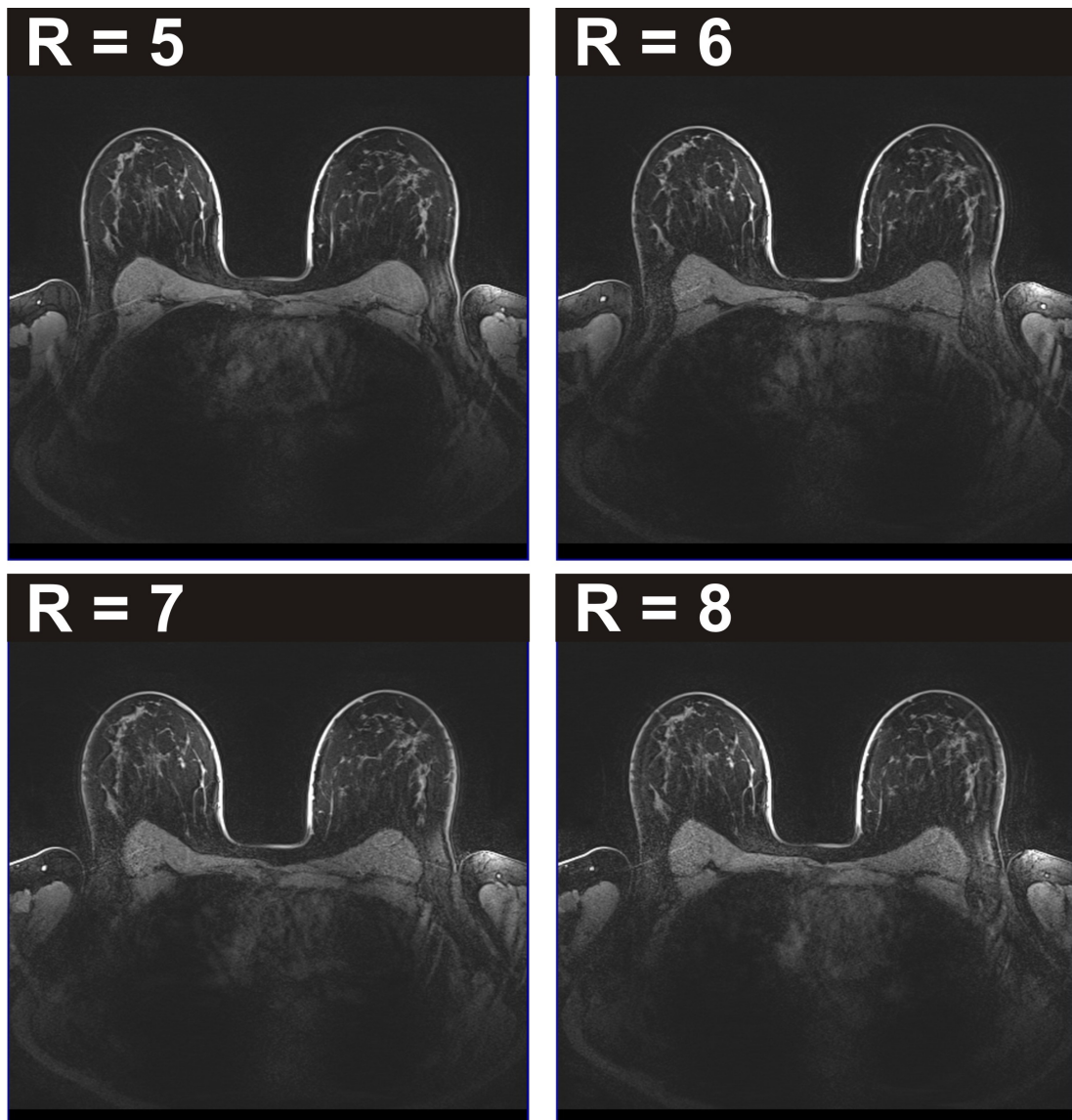


Abbildung 5.22: An einer Probandin gemessene transversale Schicht für die Beschleunigungsfaktoren $R = 5$ bis $R = 8$ (L-R). Sequenz: FLASH-3D, TE: 3,8 ms, TR: 7,8 ms, Matrixgröße: 403 x 448, FOV: 340 mm x 340 mm, Fettsättigung.

5.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Entwicklung einer Brustspule für 3T beschrieben, die alle Voraussetzungen für die Verwendung im klinischen Routinebetrieb erfüllt. Die durch die besondere Geometrie bei Brustspulen auftretenden Probleme wurden zum einen durch die Kombination von Volumenspulenelementen mit Oberflächenspulenelementen und zum anderen durch die Variabilität der Spulengröße

gelöst. Die Spule war die erste 16-Kanal-Brustspule mit variabler Spulengröße. Im Vergleich zu 1,5 T ermöglicht die Brustspule parallele Bildgebung bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 4$ mit vergleichbarem SNR. Eine Alternative ist es, diesen SNR-Vorteil für eine erhöhte Auflösung bei gleichbleibender Messzeit zu verwenden. Die an Phantomen gewonnenen Ergebnisse wurden an Probandinnen überprüft. Dort hat sich die gute Bildqualität vor allem bei hohen Beschleunigungsfaktoren bestätigt. Ein weiterer Schritt zur Verbesserung der Diagnostik war es, ein dediziertes Array-Element für die Ausleuchtung der Axilla-Region bereit zu stellen. Dadurch war es möglich, das SNR in diesen Bereichen deutlich zu verbessern.

Aufgrund dieser Ergebnisse wurde die Brustspule sowohl für 1,5 T als auch für 3 T von der Firma Rapid Biomedical GmbH als Medizinprodukt zertifiziert und wird mittlerweile von der Firma Siemens Healthcare als „Advanced Imaging“Spule vertrieben.

Abbildung 5.23 zeigt eine hochaufgelöste Aufnahme einer Patientin mit Brustkrebs. Bei der Messung wurde Kontrastmittel verwendet. Durch den Einsatz paralleler Bildgebungsmethoden war es möglich, mit einer Aufnahmezeit von einer Minute eine Schichtauflösung von unter einem Millimeter zu erreichen.



Abbildung 5.23: MIP einer Patientenmessung mittels Kontrastmittel. Sequenz: T_1 -gewichtete FLASH-3D, TE: 2,5 ms, TR: 5,7 ms, Matrixgröße: 412 x 448, FOV: 340 mm x 340 mm, Schichtdicke: 1,5 mm, Beschleunigungsfaktor: 3.

Kapitel 6

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurden für spezielle Anwendungen an klinischen MR-Geräten optimierte Phased-Array-Spulen entwickelt. Das Ziel war, durch die Verwendung neuer Spulen entweder neue Anwendungsgebiete für klinische MR-Geräte zu eröffnen oder bei bestehenden Applikationen die Diagnosemöglichkeiten durch eine Kombination von höherem SNR und kleineren g-Faktoren im Vergleich zu bestehenden Spulen zu verbessern.

In Kapitel 3 wurde untersucht, ob es durch den Einsatz neu entwickelter, dedizierter Kleintierspulen sinnvoll möglich ist, Untersuchungen an Kleintieren an klinischen MR-Geräten mit einer Feldstärke von 1,5 T durchzuführen. Der Einsatz dieser Spulen verspricht dem klinischen Anwender Studien an Kleintieren durchführen zu können, bei denen er den gleichen Kontrast wie bei einer humanen Anwendung erhält und gleichzeitig Kontrastmittel sowie Sequenzen, die klinisch erprobt sind, einzusetzen. Durch die gewählten geometrischen Abmessungen der Spulen ist es möglich, Zubehör von dedizierten Tier-MR-Geräten, wie z. B. Tierliegen oder EKG- bzw. Atemtriggereinheiten, zu verwenden. Durch Vorversuche an für Ratten dimensionierten Spulen wurden grundlegende Zusammenhänge zwischen verwendetem Entkopplungsmechanismus und SNR bzw. Beschleunigungsfähigkeit erarbeitet. Für Ratten wurde gezeigt, dass in akzeptablen Messzeiten von unter fünf Minuten MR-Messungen des Abdomens in sehr guter Bildqualität möglich sind. Ebenfalls gezeigt wurde die Möglichkeit durch den Einsatz von paralleler Bildgebung sowie Kontrastmitteln hochaufgelöste Angiographien durchzuführen. Es stellte sich heraus, dass bei 1,5 T dedizierte Mäusespulen bei Raumtemperatur von den SNR-Eigenschaften am Limit des sinnvoll Machbaren sind. Trotzdem war es möglich, auch für Mäuse ein 4-Kanal-Phased-Array zu entwickeln und den Einsatz bei Kontrastmittelunterstützten Applikationen zu demonstrieren. Insgesamt wurde gezeigt, dass durch den Einsatz von speziellen, angepassten Kleintierspulen auch Tieruntersuchungen an klinischen MR-Geräten

mit niedriger Feldstärke durchführbar sind.

Obwohl sich die Bestimmung der Herzfunktion an MR-Geräten im klinischen Alltag zum Goldstandard entwickelt hat, ist die MR-Messung durch lange Atemanhaltezyklen für einen Herzpatienten sehr mühsam. In Kapitel 4 wurde deswegen die Entwicklung einer 32-Kanal-Herzspule beschrieben, welche den Komfort für Patienten deutlich erhöhen kann. Schon mit einem ersten Prototypen für 3 T war es möglich, erstmals Echtzeitbildgebung mit leicht reduzierter zeitlicher Auflösung durchzuführen und damit auf das Atemanhalten komplett zu verzichten. Dies ermöglicht den Zugang neuer Patientengruppen, z. B. mit Arrhythmien, zu MR-Untersuchungen. Durch eine weitere Optimierung des Designs wurde das SNR sowie das Beschleunigungsvermögen signifikant gesteigert. Bei einem Beschleunigungsfaktor $R = 5$ in einer Richtung erhält man z. B. gemittelt über das gesamte Herz ein ca. 60 % gesteigertes SNR zu dem Prototypen. Die Kombination dieser Spule zusammen mit neuentwickelten Methoden wie z. B. Compressed-Sensing stellt es in Aussicht, die Herzfunktion zukünftig in der klinischen Routine in Echtzeit quantifizieren zu können.

In Kapitel 5 wurde die Entwicklung einer optimierten Brustspulen für 3 T beschrieben. Bei Vorversuchen bei 1,5 T wurden Vergleiche zwischen der Standardspule der Firma Siemens Healthcare und einem 16-Kanal-Prototypen durchgeführt. Trotz größerem Spulenvolumen zeigt die Neuentwicklung sowohl hinsichtlich SNR als auch paralleler Bildgebungseigenschaften eine signifikante Verbesserung gegenüber der Standardspule. Durch die Einhaltung aller Kriterien für Medizinprodukte kann diese Spule auch für den klinischen Einsatz verwendet werden. Mit den verbesserten Eigenschaften ist es beispielsweise möglich, bei gleicher Messdauer eine höhere Auflösung zu erreichen. Aufgrund des intrinsischen SNR-Vorteils der 3 T-Spule gegenüber der 1,5 T-Spule ist es dort sogar möglich, bei höheren Beschleunigungsfaktoren klinisch verwertbare Schnittbilder zu erzeugen.

Zusammenfassend wurden für alle drei Applikationen NMR-Empfangsspulen entwickelt, die im Vergleich zu den bisher verfügbaren Spulen, hinsichtlich SNR und Beschleunigungsvermögen optimiert sind und dem Anwender neue Möglichkeiten bieten. Um diese verbesserten Eigenschaften noch weiter ausnützen zu können, sollte ein nächster Schritt in der Weiterentwicklung der bestehenden Methoden erfolgen. Bei Tierspulen könnten das geeignete Sequenzen zur gleichzeitigen Akquisition mehrerer Tiere sein oder auch sinnvollere Schaltungen von Gradienten, um die Auflösung der klinischen Geräte bei kleinen FOVs zu erhöhen. Bei der Herzspule sowie der Brustspule bestünde ein nächster Schritt in der Anpassung der klinischen Routineprotokolle an die verbesserten parallelen Bildgebungseigenschaften, was die Messzeit und somit die Kosten einer Untersuchung reduzieren

und gleichzeitig die Patientenbelastung verringern würde.

Kapitel 7

Summary

Purpose of this work was to develop optimized phased array coils for clinical magnetic resonance imaging (MRI) systems for applications where dedicated coils were not readily available.

Chapter 3 evaluates the use of dedicated small animal coils on clinical MR-scanners with a field strength of 1.5 T instead of using special animal-systems with higher intrinsic signal-to-noise ratio. Advantage of the clinical system is the availability and the portability of the results of animal studies to human applications because sequences can easily be adopted. The available contrast is similar and clinically tested contrast agents can directly be used. Comparisons of different array decoupling methods with respect to SNR and parallel imaging performance have been conducted on coils with the standard size of rat-coils on animal scanners as part of this work. This geometry made it possible to directly use accessories of these systems like animal beds and monitoring systems. It showed that it is possible to acquire images of the abdomen of the rat in under five minutes in very good image quality with such setup. It was also used for high resolution angiography in very short scanning time due to the use of parallel imaging techniques. However it has shown that the use of dedicated mouse coils is at the very limit of SNR at 1.5 T. Nevertheless a four channel phased array coil was built and tested. The results are described within this work.

Another application which can benefit from novel dedicated coils is the assessment of cardiac function. Especially for heart patients it can be very exhausting to hold breath for a longer period of time, which is required by the current standard protocol for cardiac imaging. The combination of 3 T and many available receive channels is a very promising combination to shorten the scan time. Chapter 4 describes the development of a 32 channel cardiac phased array coil for 3 T to investigate this idea. Starting with an existing coil for 1.5 T a first prototype was

developed which was the first coil to demonstrate real-time cardiac imaging with only slightly reduced temporal resolution. A further optimization of this coil led to a completely new coil with higher SNR performance and better parallel imaging abilities and was a further step towards real-time imaging of the heart in clinical routine.

Chapter 5 describes the development of an optimized 16 channel breast coil for 3 T which can be used in clinical routine. Tests at 1.5 T were conducted to find the best coil element layout . It was also possible to compare the prototypes at this field strength to an existing breast coil of Siemens Healthcare. Better SNR and parallel imaging performance could be achieved due to the possibility of adjusting the coil size to different breast sizes and therefore optimizing the filling factor. These improved qualities will allow to have higher resolution in the same scan time compared to the current standard in clinical routine.

In conclusion it has been shown that these applications can benefit from dedicated array coils due to better SNR and parallel imaging performance. As a next step the adaption of these coils to optimized sequences and imaging protocols should be evaluated.

Literaturverzeichnis

- [ackerman80] J. Ackerman, T. Grove, G. Wong, D. Gadian, G. Radda: Mapping of metabolites in whole animals by ^{31}P NMR using surface coils, *Nature* 283: S. 167 (1980)
- [boetes95] C. Boetes, R. Mus, R. Holland, J. Barentsz, S. Strijk, T. Wobbes, J. Hendriks, S. Ruys: Breast tumors: comparative accuracy of MR imaging relative to mammography and US for demonstrating extent, *Radiology* 197: S. 743 (1995)
- [boskamp85] E. Boskamp: Improved Surface Coil Imaging in MR: Decoupling of the Excitation and Receiver Coils, *Radiology* 157: S. 449 (1985)
- [breuer05] F. Breuer, P. Kellman, M. Griswold, P. Jakob: Dynamic autocalibrated parallel imaging using temporal GRAPPA (TGRAPPA), *MRM* 53: S. 981 (2005)
- [breuer09] F. Breuer, S. Kannengiesser, M. Blaimer, N. Seiberlich, P. Jakob, M. Griswold: General formulation for quantitative G-factor calculation in GRAPPA reconstructions, *MRM* 62: S. 739 (2009)
- [carr58] H. Carr: Steady-State Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance, *Phys. Rev.* 112: S. 1693 (1958)
- [darrasse93] L. Darrasse, G. Kassab: Quick measurement of NMR-coil sensitivity with a dual-loop probe, *Rev. Sci. Instrum.* 64: S. 1841 (1993)
- [dietrich07] O. Dietrich, J. Raya, S. Reeder, M. Reiser, S. Schoenberg: Measurement of Signal-to-Noise Ratios in MR Images: Influence of Multichannel Coils, Parallel Imaging, and Reconstruction Filters, *JMRI* 26: S. 375 (2007)
- [edelstein86] W. Edelstein, G. Glover, C. Hardy, R. Redington: The intrinsic signal-to-noise ratio in NMR imaging, *MRM* 3: S. 604 (1986)
- [efron79] B. Efron: Bootstrap Methods: Another Look at the Jackknife, *Ann. Statist.* 7: S. 1 (1979)

- [fenchel06] M. Fenchel, V. Deshpande, K. Nael, P. Finn, S. Miller, S. Ruehm, G. Laub: Cardiac Imaging at 3 Tesla - Initial Experience With a 32-Element Body-Array Coil, *Invest Radiol.* 41: S. 601 (2006)
- [fischer99] U. Fischer, L. Kopka, E. Grabbe: Breast carcinoma: Effect of Pre-operative Contrast-enhanced MR Imaging on the Therapeutic Approach, *Radiology* 213: S. 881 (1999)
- [geppert08] C. Geppert, T. Wichmann, R. Kurth, T. Lanz, R. Janka, B. Kiefer: Improved lymph node evaluation using a novel breast coil with switchable axilla elements, *Proc. ESMRMB* 25: S. 557 (2008)
- [griswold00] M. Griswold, P. Jakob, M. Nittka, J. Goldfarb, A. Haase: Partially Parallel Imaging With Localized Sensitivities (PILS), *MRM* 44: S. 602 (2000)
- [griswold02] M. Griswold, P. Jakob, R. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer, A. Haase: Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA), *MRM* 47: S. 1202 (2002)
- [gueron89] M. Gueron, J. Leroy: NMR of Water Protons. the Detection of Their Nuclear-Spin Noise, and a Simple Determination of Absolute Probe Sensitivity Based on Radiation Damping, *JMR* 85: S.209 (1989)
- [haase86] A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, W. Hänicke, K.-D. Merboldt: FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Fliio-Angle Pulses, *JMR* 67: S. 258 (1986)
- [haase00] A. Haase, F. Odoj, M. von Kienlin, J. Warnking, F. Fidler, A. Weisser, M. Nittka, E. Rommel, T. Lanz, B. Kalusche, M.Griswold: NMR Probeheads for In Vivo Applications, *Concepts Magn. Res.* 12: S. 361 (2000)
- [hayes85] C. Hayes, W. Edelstein, J. Schenck, O. Mueller, M. Eash: An Efficient, Highly Homogeneous Radiofrequency Coil For Whole-Body NMR Imaging at 1.5 T, *JMR* 63: S. 622 (1985)
- [hayes90] C. Hayes, P. Roemer: Noise Correlations in Data Simultaneously Acquired from Multiple Surface Coil Arrays, *MRM* 16: S. 181 (1990)
- [hayes91] C. Hayes, N. Hattes, P. Roemer: Volume Imaging with MR Phased Arrays, *MRM* 18: S. 309 (1991)
- [henkelman87] M. Henkelman, J. van Heteren, M. Bronskill: Small Animal Imaging with a Clinical Magnetic Resonance Imager, *MRM* 4: S. 61 (1987)
- [hergt07] M. Hergt, R. Oppelt, M. Vester, A. Reykowski, K. Huber, K. Jahns, H. Fischer: Low Noise Preamplifier with integrated Cable Trap, *Proc. ISMRM* 15: S. 1037 (2007)

- [hill68] H. Hill, R. Richards: Limits of measurement in magnetic resonance, *J. Phys E: Sci Instrum* 1: S. 977 (1968)
- [hoult76] D. Hoult, R. Richards: The Signal-to-Noise Ratio of the Nuclear Magnetic Resonance Experiment, *JMR* 24: S. 71 (1976)
- [jakob98] P. Jakob, M. Griswold, R. Edelman, D. Sodickson: AUTO-SMASH: a self calibrating technique for SMASH imaging: SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics, *MAGMA* 7: S. 42 (1998)
- [johnson28] J. Johnson: Thermal Agitation of Electricity in Conductors, *Phys. Rev.* 32: S. 97 (1928)
- [kaiser93] W. Kaiser: MR-Mammographie, *Der Radiologe* 33: S. 292 (1993)
- [keil11] B. Keil, G. Wiggins, C. Triantafyllou, L. Wald, F. Meise, L. Schreiber, K. Klose, J. Heverhagen: A 20-Channel Receive-Only Mouse Array Coil for a 3 T Clinical MRI System *MRM* 66: S. 584 (2011)
- [kellman01] P. Kellman, F. Epstein, E. McVeigh: Adaptive Sensitivity Encoding Incorporating Temporal Filtering (TSENSE), *MRM* 45: S. 846 (2001)
- [kellman05] P. Kellman, E. McVeigh: Image Reconstruction in SNR Units: A general Method for SNR Measurement, *MRM* 54: S. 1439 (2005)
- [kelton89] J. Kelton, R. Magin, S. Wright: An Algorithm For Rapid Image Acquisition Using Multiple Receiver Coils, *Proc. SMRM* 8: S. 1172 (1989)
- [krebs32] H. Krebs, K. Henseleit: Untersuchungen über die Harnstoffbildung im Tierkörper, *Hoppe-Seylers Zeitschrift für Physiol. Chemie* 210: S. 33 (1932)
- [kumar75] A. Kumar, D. Welte, R. Ernst: NMR Fourier Zeugmatography, *JMR* 18: S. 69 (1975)
- [lanz06a] T. Lanz, P. Kellman, M. Nittka, A. Greiser, M. Griswold: A 32 Channel Cardiac Array Optimized for Parallel Imaging, *Proc. ISMRM* 14: S. 2578 (2006)
- [lanz06b] T. Lanz, M. Griswold: Concentrically Shielded Surface Coils - A New Method for Decoupling Phased Array Elements, *Proc. ISMRM* 14: S. 217 (2006)
- [lanz06c] T. Lanz, O. Dietrich, T. Wichmann, H. Reinl, F. Berger, S. Schoenberg: An 8-Channel whole-body array for investigation of mice on 3 T clinical scanners, *Proc. ESMRMB* 23: S. 21 (2006)
- [lauterbur73] P. Lauterbur: Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance, *Nature* 242: S. 190 (1973)

- [lian98] J. Lian, P. Roemer: MRI RF coil, US Patent 5,804,969 (1998)
- [lin92] J. Link: The Design of Resonator Probes with Homogeneous Radiofrequency Fields In Vivo Magnetic Resonance Spectroscopy I 26: S. 1 (1992)
- [lustig07] M. Lustig, D. Donoho, J. Pauly: Sparse MRI: The Application of Compressed Sensing for Rapid MR Imaging, MRM 58: S. 1182 (2007)
- [mansfield73] P. Mansfield, P. Grannell: NMR „diffraction“ in solids?, J. Phy. C 6: S. L422 (1973)
- [metropolis49] N. Metropolis, S. Ulam: The Monte Carlo Method, J. American Statistical Association 44: S. 335 (1949)
- [miller02] S. Miller, O. Simonetti, J. Carr, U. Kramer, J. Finn: MR Imaging of the Heart with Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession: Influence of Spatial and Temporal Resolutions on Left Ventricular Functional Parameters, Radiology 223: S. 263 (2002)
- [nyquist28] H. Nyquist: Certain topics in telegraph transmission theory, AIEE Trans. 47: S. 617 (1928)
- [ogan87] M. Ogan, U. Schmiedl, M. Moseley, W. Grodd, H. Paaajanen, R. Brasch: Albumin Labeled with Gd-DTPA: An Intravascular Contrast-Enhancing Agent for Magnetic Resonance Blood Pool Imaging: Preparation and Characterization, Invest. Radiology 22: S. 665 (1987)
- [oppelt86] A. Oppelt, R. Graurann, H. Barfuss, H. Fischer, W. Hartl, W. Shajor: FISP: a new fast imaging sequenz, Electromedica 54: S. 15 (1986)
- [parkin05] D. Parkin, F. Bray, J. Ferlay, P. Pisani: Global cancer statistics 2002, CA Cancer J. Clin. 55: S. 74 (2005)
- [pattynama93] P. Pattynama, H. Lamb, E. van der Velde, E. van der Wall, A. de Roos: Left Ventricular Measurements with Cine and Spin-Echo MR Imaging: A Study of Reproducibility with Variance Component Analysis, Radiology 187: S. 261 (1993)
- [poirier-quinot08] M. Poirier-Quinot, J. Ginefri, O. Girard, P. Robert, L. Darrasse: Performance of a Miniature High-Temperature Superconducting (HTS) Surface Coil for In Vivo Microimaging of the Mouse in a Standard 1.5 T Clinical Whole-Body Scanner, MRM 60: S. 917 (2008)
- [porter98] J. Porter, S. Wright, A. Reykowski: A 16-Element Phased-Array Head Coil, MRM 40: S. 272 (1998)

- [pruessmann98] K. Pruessmann, M. Weiger, M. Scheidegger, P. Boesiger: Coil Sensitivity Maps for Sensitivity Encoding and Intensity Correction, Proc. ISMRM 6: S. 579 (1998)
- [pruessmann99] K. Pruessmann, M. Weiger, M. Scheidegger, P. Boesiger: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI, MRM 42: S. 952 (1999)
- [reeder05] S. Reeder, B. Wintersperger, O. Dietrich, T. Lanz, A. Greiser, M. Reiser, G. Glazer, S. Schoenberg: Practical Approaches to the Evaluation of Signal-to-Noise Ratio Performance with Parallel Imaging: Application with Cardiac Imaging and a 32-Channel Cardiac Coil, MRM 54: S. 748 (2005)
- [reykowski95] A. Reykowski, S. Wright, J. Porter: Design of Matching Networks for Low Noise Preamplifiers, MRM 33: S. 848 (1995)
- [riffe07] M. Riffe, M. Blaimer, K. Barkauskas, J. Duerk, M. Griswold: SNR estimation in fast dynamic imaging using bootstrapped statistics, Proc. ISMRM 15: S. 1879 (2007)
- [rki05] Robert Koch Institut: Brustkrebs, Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft 25 (2005)
- [robson08] P. Robson, A. Grant, A. Madhuranthakam, R. Lattanzi, D. Sodickson, C. McKenzie: Comprehensive Quantification of Signal-to-Noise Ratio and g-Factor for Image-Based and k-Space-Based Parallel Imaging Reconstructions, MRM 60: S. 895 (2008)
- [roemer90] P. Roemer, W. Edelstein, C. Hayes, S. Souza, O. Mueller: The NMR Phased Array, MRM 16: S. 192 (1990)
- [roeschmann88] P. Röschmann: High-frequency coil system for a magnetic resonance imaging apparatus, U.S. Patent 4,746,866 (1988)
- [schmitt08] M. Schmitt, A. Potthast, D. Sosnovik, J. Polimeni, G. Wiggins, C. Triantafyllou, L. Wald: A 128-Channel Receive-Only Cardiac Coil for Highly Accelerated Cardiac MRI at 3 Tesla, MRM 59: S. 1431 (2008)
- [seiberlich11] N. Seiberlich, P. Ehses, J. Duerk, R. Gilkeson, M. Griswold: Improved Radial GRAPPA Calibration for Real-Time Free-Breathing Cardiac Imaging MRM 65: S. 491 (2011)
- [shannon49] C. Shannon: Communication in the presence of noise, Proc. Institute of Radio Engineers 37: S. 10 (1949)
- [sodickson99] D. Sodickson, M. Griswold, P. Jakob, R. Edelman, W. Manning: Signal-to-Noise Ratio and Signal-to-Noise Efficiency in SMASH Imaging, MRM 41: S. 1009 (1999)

- [vaughan94] T. Vaughan, H. Hetherington, J. Otu, J. Pan, G. Pohost: High Frequency Volume Coils for Clinical NMR Imaging and Spectroscopy, *MRM* 32: S. 206 (1994)
- [wang96] J. Wang: A Novel Method to Reduce the Signal Coupling of Surface Coils for MRI, *Proc. ISMRM* 4: S. 1434 (1996)
- [wech10] T. Wech, M. Gutberlet, A. Greiser, D. Stäß, C. Ritter, M. Beer, D. Hahn, H. Köstler: High-Resolution Functional Cardiac MR Imaging using Density-Weighted Real-Time Acquisition and a Combination of Compressed Sensing and Parallel Imaging for Image Reconstruction, *Fortschr. Röntgenstr* 182: S. 676 (2010)
- [wintersperger06] B. Wintersperger, S. Reeder, K. Nikolaou, O. Dietrich, A. Huber, A. Greiser, T. Lanz, M. Reiser, S. Schoenberg: Cardiac CINE MR Imaging With a 32-Channel Cardiac Coil and Parallel Imaging: Impact of Acceleration Factors on Image Quality and Volumetric Accuracy, *JMRI* 23: S. 222 (2006)
- [wright97] S. Wright, L. Wald: Theory and Application of Array Coils in MR Spectroscopy, *NMR in Biomedicine* 10: S. 394 (1997)
- [zhang01] X. Zhang, K. Ugurbil, W. Chen: Microstrip RF Surface Coil Design for extremely High-Field MRI and Spectroscopy, *MRM* 46: S. 443 (2001)

Eigene Veröffentlichungen

Wissenschaftliche Artikel

Mouse MRI using phased-array coils

D. Gareis, T. Wichmann, T. Lanz, G. Melkus, M. Horn, P. Jakob
NMR in Biomedicine 20: S. 326 (2007)

Half-Fourier-Acquisition Single-Shot Turbo Spin-Echo (HASTE) MRI of the Lung at 3 T using Parallel Imaging with 32-Receiver Channel Technology

T. Henzler, O. Dietrich, R. Krissak, T. Wichmann, T. Lanz, M. Reiser, S. Schoenberg, C. Fink
JMRI 30: S. 541 (2009)

Comparison of Intravascular and Extracellular Contrast Media for Absolute Quantification of Myocardial Rest-Perfusion Using High-Resolution MRI

C. Ritter, A. Wilke, T. Wichmann, M. Beer, D. Hahn, H. Köstler
JMRI 33: S. 1047 (2011)

Patentanmeldung

Brustspulenanordnung für Magnetresonanzenwendungen

T. Wichmann, A. Weisser, C. Schuster, F. Odoj, T. Lanz, R. Kurth, C. Geppert, S. Bosk
DE102008048291A1 (2010)

Vorträge

PPA With A Four Channel Transmit/Receive Microstrip Array For 17.6T

T. Wichmann, D. Gareis, M. Griswold, V. Behr, A. Webb, P. Jakob
Proc. 2nd International Workshop on Parallel MRI (2004)

An optimized four channel BIGMAC-Array for 7.05T

T. Wichmann, M. Griswold, R. Kharrazian, A. Webb, P. Jakob
Proc. ISMRM 13: S. 680 (2005)

Highly Accelerated Real-Time Imaging of Cardiac Function Using a 32 Channel Phased Array at 3 T

T. Wichmann, T. Lanz, M. Griswold, A. Greiser, M. Nittka, P. Jakob
Proc. ISMRM 14: S. 145 (2006)

Highly Accelerated Imaging of Cardiac Function using a 32 Channel Cardiac Phased Array at 3 T

T. Wichmann, T. Lanz, M. Griswold, P. Jakob
Proc. 5th International Meeting on Highfield MR in Clinical Applications (2006)

Multi-Channel RF-Coils for MRI of Small Animals in Clinical Environment

T. Wichmann, M. Sauer, M. Müller, P. Jakob, T. Lanz
Proc. WMIC 2008: S. 108 (2008)

Contrast Enhanced High Resolution Angiography on Rodents at 1.5 T

T. Wichmann, F. Fidler, T. Lanz, P. Jakob
Proc. ESMRMB 25: S. 99 (2008)

An 8-Channel whole-body array for investigation of mice on 3T clinical scanners

T. Lanz, O. Dietrich, T. Wichmann, H. Reinl, F. Berger, S. Schoenberg
Proc. ESMRMB 23: S. 21 (2006)

Vergleich von automatischer und manueller Segmentierung zur quantitativen Bestimmung der Perfusion des menschlichen Herzens in der MRT

A. Weng, A. Wilke, C. Ritter, T. Wichmann, J. Lotz, D. Hahn, M. Beer, H. Köstler
Proc. Deutscher Röntgenkongress 88 (2007)

Comparison of the contrast media Gd-DTPA and Gadofosveset for absolute quantification of myocardial perfusion using high-resolution MRI

C. Ritter, A. Wilke, T. Wichmann, M. Beer, D. Hahn, H. Köstler
Proc. ESCR 2007 (2007)

Quantification of whole lung perfusion in healthy volunteers using the prebolus approach and a 3D first-pass perfusion sequence

C. Ritter, M. Öchsner, M. Hagemeister, T. Wichmann, M. Beer, P. Jakob, D. Hahn, H. Köstler
Proc. ARRS 108 (2008)

Comparison of the contrast media Gd-DTPA and Gadofosveset for absolute quantification of myocardial perfusion using high-resolution MRI

C. Ritter, A. Wilke, T. Wichmann, M. Beer, D. Hahn, H. Köstler
Proc. ARRS 108 (2008)

Poster

A Four Channel Transmit Receive Microstrip Array For 17.6 T

T. Wichmann, D. Gareis, M. Griswold, T. Neuberger, S. Wright, C. Faber, A. Webb, P. Jakob
Proc. ISMRM 12: S. 1578 (2004)

A Four Channel Transmit receive Microstrip Array For 7.05 T

T. Wichmann, M. Griswold, R. Kharrazian, A. Webb, P. Jakob
Proc. ESMRMB 21: S. 385 (2004)

Comparison of Array Decoupling Mechanisms on Rat Arrays at 1.5 T

T. Wichmann, T. Lanz, P. Jakob
Proc. ISMRM 15: S. 1032 (2007)

Highly Accelerated Breast Imaging with a 16 Channel Breast Phased Array at 3 T

T. Wichmann, C. Geppert, R. Kurth, P. Jakob, T. Lanz
Proc. ESMRMB 25: S. 551 (2008)

A 16 Channel Phased Array Coil Optimized for Diagnostic Breast Imaging

T. Wichmann, R. Kurth, C. Geppert, A. Weisser, F. Odoj, P. Jakob, T. Lanz
Proc. ISMRM 17: S. 2969 (2009)

A Four Channel Transmit Receive Microstrip Array For 17.6 T

D. Gareis, T. Wichmann, M. Griswold, T. Neuberger, S. Wright, C. Faber, A. Webb, P. Jakob
Proc. ESMRMB 21: S. 388 (2004)

Morphologic and functional magnetic resonance imaging of mice on a clinical 3-Tesla scanner with a newly developed 8-channel small-animal coil array

O. Dietrich, F. berger, H. Reinl, T. Lanz, T. Wichmann, M. Peller, M. Reiser, S. Schönberg
Proc. SMI 5 (2006)

3D quantitative contrast-enhanced perfusion measurements of the human lung using the prebolus approach and signal corrections

M. Oechsner, C. Ritter, M. Hagemeister, P. Jakob, T. Wichmann, D. Hahn, M. Beer, H. Köstler

Proc. ISMRM 16: S. 3781 (2008)

Shielded quadrature coil elements for NMR phased-arrays

M. Müller, T. Lanz, T. Wichmann, F. Beuer, M. Griswold, P. Jakob

Proc. ISMRM 16: S. 1067 (2008)

Improved lymph node evaluation using a novel breast coil with switchable axilla elements

C. Geppert, T. Wichmann, R. Kurth, T. Lanz, R. Janka, B. Kiefer

Proc. ESMRMB 25: S. 557 (2008)

A new animal heating system for NMR using air flow

M. Sauer, E. Rommel, T. Wichmann, T. Lanz

Proc. ESMRMB 25: S. 800 (2008)

A Comparison of FDTD-Solvers for Simulation of a 31P Birdcage Coil at 1.5 T

A. Kühne, H. Waiczies, S. Raghuraman, T. Wichmann, T. Lanz, F. Seifert, B. Ittermann

ISMRM 19: S. 3865 (2011)

Total sodium brain concentrations in compartments of patient with Multiple Sclerosis. A preliminary in vivo ^{23}Na MRI study

W. Zaaraoui, S. Konstandin, A. Nagel, T. Wichmann, D. Berthel, S. Confort-Gouny, P. Cozzone, B. Audoin, J. Pelletier, L. Schad, J. Ranjeva

ISMRM 19: S. 1496 (2011)

Danksagung

Viele Menschen sind daran beteiligt gewesen, dass diese Arbeit zustande gekommen ist. Zuerst zu nennen sind Prof. Peter Jakob und Ulrike Haase die es ermöglicht haben diese Promotion als Kooperation zwischen der Universität Würzburg und der Firma Rapid Biomedical GmbH durchzuführen.

Titus Lanz hat die Funktion eines Betreuers dieser Arbeit übernommen und ist mir bei der wissenschaftlichen Arbeit immer mit Rat und Tat zur Seite gestanden. Zusätzlich ist er zusammen mit Frank Resmer für die Korrekturen verantwortlich gewesen.

Weiterhin Bedanken möchte ich mich bei Matthias Müller, Alexander Weisser und, solange er noch in Deutschland war, Mark Griswold. In vielen Gesprächen habe ich bei ihnen einiges über Spulenbau und MR im Allgemeinen gelernt.

Nicht unerwähnt bleiben sollen auch Nicola Endres, Hermann Kistner, Dr. med. Conrad Wild und Jeremy Sharkey die auch ihren Beitrag geleistet haben.

Nachdem ich die meiste Zeit meiner Promotion in den Firmenräumen von RAPID verbracht habe, möchte ich mich bei den sehr netten Kollegen der FUE, der KLW und natürlich dem ganzen Rest für das tolle Arbeitsklima bedanken.

Aber auch an der Uni gab es natürlich Personen die mir immer wieder bei Problemen geholfen haben. Ohne Sabine Voll wäre vermutlich keine einzige Tiermessung zustande gekommen, ohne Florian Fidler keine Angiographie und ohne Felix Breuer und Martin Blaimer hätte mich das Avanto bestimmt noch mehr geärgert.

Danke auch an den Rest von EP5 und dem MRB.

Auch viele nette Leute einiger externer Firmen und Institute haben ihren Teil zum Gelingen der Arbeit beigetragen:

bei Siemens: Rainer Kurth, Christian Geppert, Mathias Nittka und Andreas Greiser

am NIH: Peter Kelman

am Klinikum Großhadern: Olaf Dietrich und Bernd Wintersperger

am Uniklinik Würzburg: Marcel Gutberlet und Herbert Köstler

Eine solche Arbeit, die sich über einen langen Zeitraum zieht, funktioniert nicht ohne einen Rückhalt aus Familie und Freunde. Gerade meine Frau Katrin und die Kinder Stefanie und Johanna mussten ihren Mann bzw. ihren Vater (besonders in den letzten Zügen) schon sehr oft entbehren.

Lebenslauf

Versicherung an Eides statt

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

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich die Dissertation eigenständig, d. h. insbesondere selbstständig und ohne Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters angefertigt und keine anderen als die in der Dissertation angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

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

Zusätzlich erkläre ich, dass ich die Regeln der Universität Würzburg über gute wissenschaftliche Praxis eingehalten habe.

Ich habe die Dissertation weder in gleicher noch in anderer Form in keinem anderen Prüfungsfach vorgelegt.

Würzburg, den 18. Mai 2012

(Tobias Wichmann)