

Dreidimensionale Konfigurationen von NMR Phased-Array Spulen mit vielen Einzelementen

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

vorgelegt von

Matthias Müller

aus Würzburg

Würzburg 2010

Eingereicht am: 16. März 2010
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. Hays Hinrichsen
im Promotionskolloquium

Tag des Promotionskolloquiums: 11. Oktober 2010

Doktorurkunde ausgehändigt am: _____

meinen Eltern

Face the voodoo magic!

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	2
1. Magnetische Kernresonanz	7
1.1. Physikalischer Hintergrund	7
1.2. Anregung und Detektion	9
2. Empfindlichkeit eines NMR-Experiments	13
2.1. Das NMR-Signal	13
2.2. Das Rauschen	15
2.3. Spulenempfindlichkeit	18
2.4. Quadraturbetrieb	20
3. NMR-Spulenteknik	21
3.1. Anschluss der NMR-Spulen	21
3.2. Der Vorverstärker	25
3.3. Klassifizierung von NMR-Spulen	26
3.4. Maßnahmen zur Patientensicherheit	28
4. Phased-Array Spulen	33
4.1. Unabhängigkeit von NMR-Spulen	34
4.1.1. Geometrische Entkopplung	35
4.1.2. Kapazitive Entkopplung	40
4.1.3. Entkopplung durch Vorverstärker	42
4.1.4. Weitere Möglichkeiten der Entkopplung	45
4.2. Optimale Dimensionen eines Phased-Arrays	46
4.3. Rauschkorrelation	49
5. NMR-Bildgebung	57
5.1. Konventionelle Bildgebung	57
5.1.1. Magnetfeld-Gradienten	57
5.1.2. Grundlegendes Bildgebungsexperiment	58
5.1.3. Der k-Raum	59
5.1.4. Phasenkodierung	59
5.1.5. Dauer einer NMR-Bildgebungsuntersuchung	60
5.1.6. 3D Volumen NMR-Bildgebung	60
5.2. Parallele Bildgebung	61
5.2.1. Parallele Bildgebung am Beispiel von SENSE	62

5.2.2.	Forderungen an Spulenarrays	64
5.2.3.	2D parallele Bildgebung	65
6.	Material und Methoden	67
6.1.	NMR-Systeme	67
6.2.	Charakterisierung auf der Messbank	68
6.3.	Charakterisierung mittels der NMR-Systeme	68
7.	Doppel-Spiral Kopfspulenarray	71
7.1.	Motivation	71
7.2.	Simulationen	73
7.2.1.	Eignung für 2D parallele Bildgebung	73
7.2.2.	Intrinsisches SNR	81
7.2.3.	Intrinsische Isolation	87
7.2.4.	Volumenarrays mit 32 Kanälen	93
7.3.	Experimentelle Umsetzung	104
7.3.1.	Untersuchung einzelner Spulenelemente	104
7.3.2.	Aufbau eines einfachen Doppel-Spiral Array Prototyps	106
7.3.3.	Charakterisierung auf der Messbank	108
7.3.4.	Charakterisierung im NMR-System	111
7.4.	Fazit	119
8.	Quadratur-Element Wirbelsäulenarray	121
8.1.	Motivation	121
8.2.	Simulationen	123
8.2.1.	Intrinsisches SNR	123
8.2.2.	Eignung für parallele Bildgebung	127
8.3.	Experimentelle Umsetzung	134
8.3.1.	Aufbau und Charakterisierung	134
8.3.2.	Evaluierung im NMR-System	138
8.4.	Fazit	143
9.	Zusammenfassung	147
10.	Summary	151
A.	Anhang - Methodik zur Charakterisierung von Phased-Arrays	153
A.1.	Materialien	153
A.2.	Phantome	154
A.3.	Messmethoden	156
	Literaturverzeichnis	163
	Veröffentlichungen	177

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	181
Lebenslauf	183

Einleitung

Mit der Entdeckung der Kernspinresonanz (*Nuclear Magnetic Resonance, NMR*) legten Bloch und Purcell 1946 den Grundstein für eine der wichtigsten Untersuchungsmethoden in den Naturwissenschaften und der heutigen Medizin [1, 2]. Unter Ausnutzung dieser physikalischen Eigenschaft ist es mit Hilfe von spektroskopischen Experimenten unter anderem möglich, Stoffkonzentrationen zu bestimmen, den Aufbau von Molekülen und Proteinen zu ermitteln oder den Ablauf biochemischer Prozesse zu untersuchen. Demzufolge findet die Kernspinresonanzspektroskopie (*Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy, MRS*) hauptsächlich in der Chemie und der Biologie ihre Anwendungen.

Für die Medizin bedeutete hingegen die Entwicklung eines alternativen, auf dem Prinzip der Kernspinresonanz basierenden, schichtbildgebenden Verfahrens, der sogenannten Kernspinresonanztomographie (*Magnetic Resonance Tomography, Magnetic Resonance Imaging, MRT, MRI*), von Lauterbur und Mansfield 1973 einen großen Fortschritt [3–7]. Diese medizinische Bildgebungstechnik ermöglicht nicht nur die räumliche Darstellung von Weichteilgewebe unter verschiedenen, frei wählbaren Kontrastbedingungen, wodurch eine detailliertere Differenzierung unterschiedlicher Gewebetypen gelingt. Vielmehr liegt ihr entscheidender Vorteil im Fehlen einer negativen Beeinflussung des zu untersuchenden Gewebes, was sie im Gegensatz zu einer Röntgenuntersuchung oder einer Computertomographie zu einer nicht invasiven Bildgebungsmethode macht.

Bei der folgenden Weiterentwicklung der Kernspinresonanztomographie wurde der zeitlichen Verkürzung einer NMR-Untersuchung große Bedeutung beigemessen. Entsprechend stellten Hennig et al. 1984 mit RARE eine schnelle Spinechosequenz vor, während Haase et al. nahezu zeitgleich mit FLASH an einer schnellen Gradientenechosequenz arbeiteten [8, 9]. In engem Zusammenhang mit der technischen Fortentwicklung der NMR-Systeme wurde die so methodisch verbesserte NMR-Bildgebung für die klinische Routine interessant.

Ein weiterer großer Schritt in die Richtung deutlich reduzierter Untersuchungszeiten gelang durch die Entwicklung der sogenannten parallelen MR-Bildgebung (*pMRI, Partially Parallel Acquisition, PPA*), deren grundlegendes Prinzip zum ersten Mal 1997 von Sodickson et al. in Form von SMASH vorgestellt wurde [10]. Sie setzten bei der häufig zur Anwendung kommenden kartesischen Abtastung des Probensignals ein gleichmäßig reduziertes Abtastschema ein, wobei die hohen räumlichen Frequenzen zur Bewahrung der Ortsauflösung erhalten blieben. Die auf diese Weise eingesparten Phasenkodierschritte rekonstruierten sie mit Hilfe von Spuleninformatoren im Frequenzraum und konnten so die benötigte Aufnahmezeit für ein NMR-Bild nahezu halbieren. Pruessmann et al. hingegen benutzten 1999 bei SENSE einen einfacheren

Einleitung

Rekonstruktionsalgorithmus im Bildraum und öffneten so die Tür für einen Einsatz paralleler Bildgebungstechniken in der klinischen Routine [11]. Mit der Entwicklung von GRAPPA als eine autokalibrierende Frequenzraummethode durch Griswold et al. 2002 wurde die Ermittlung der benötigten Spulensensitivitäten in einem eigenen Vorexperiment nicht mehr nötig [12]. Sie können vielmehr während der Aufnahme der eigentlichen NMR-Daten gewonnen werden.

Die vorteilhafte Anwendung paralleler Bildgebungstechniken ist eng mit dem Einsatz sogenannter Spulenarrays verknüpft, die sich aus mehreren unabhängigen Oberflächenspulen zusammensetzen. Jede dieser Einzelspulen besitzt ein spezifisches, lokalisiertes Sensitivitätsprofil, so dass über ihre jeweilige Position im Raum das gemessene NMR-Signal eine Ortsabhängigkeit erhält. Die so über die entsprechende geometrische Konfiguration des Spulenarrays bereitgestellten Ortsinformationen werden bei der parallelen Bildgebung ausgenutzt, um trotz der Einsparung herkömmlicher Phasenkodierschritte zur Ortskodierung des NMR-Signals durch magnetische Feldgradienten eine vollständige Rekonstruktion des NMR-Bildes zu ermöglichen.

Mit einer Reduktion der Phasenkodierschritte geht allerdings auch ein Verlust an Signal-Rausch-Verhältnis (*signal-to-noise ratio*, *SNR*) einher, weshalb eine Beschleunigung einfacher zweidimensionaler NMR-Bildgebungsmethoden früh an die Grenze des minimal erforderlichen SNRs für Untersuchungen in der klinischen Routine stößt. Folglich ist der Einsatz paralleler Bildgebungstechniken insbesondere bei Methoden der Kernspinresonanztomographie von Vorteil, welche, wie beispielsweise die 3D Volumen NMR-Bildgebung, ein hohes Maß an inhärentem Signal-Rausch-Verhältnis zur Verfügung stellen. Zudem eröffnen jene die Möglichkeit, Phasenkodierschritte gleichermaßen entlang zweier unterschiedlicher Raumrichtungen einzusparen und so die Verteilung örtlicher Sensitivitäten innerhalb einer Spulenarraystruktur in zwei unabhängigen räumlichen Orientierungen auszunutzen. Auf diese Weise können die Bedingungen zur Rekonstruktion des reduzierten NMR-Bildgebungsdatensatzes verbessert und infolgedessen höhere Beschleunigungsfaktoren erreicht werden. Den Grundstein für eine derartige, sogenannte zweidimensionale parallele Bildgebung legten Weiger et al. im Jahr 2002 mit der Erweiterung der SENSE-Rekonstruktionstechnik auf die NMR-Volumenbildgebung [13].

Dennoch konnte eine weitere deutliche Verkürzung der Messzeit von NMR-Untersuchungen in der klinischen Routine erst durch die stete Weiterentwicklung der NMR-Systeme in den letzten Jahren bis hin zu Forschungstomographen mit gegenwärtig 128 unabhängigen Empfangskanälen realisiert werden. So wurde auch die Konstruktion von Phased-Array Spulen mit einer entsprechenden Vielzahl an Spulenelementen möglich. Hierbei ist allerdings die räumliche Positionierung der Einzelspulen innerhalb der Arraystruktur von entscheidender Bedeutung, da nur durch eine geeignete räumliche Verteilung der Spulensensitivitäten die notwendigen Voraussetzungen für eine zweidimensionale parallele NMR-Bildgebung mit hohen Beschleunigungen geschaffen werden können.

In Folge der großen Anzahl an Spulenelementen besitzen die Phased-Array Spulen meist jedoch eine beträchtliche räumliche Ausdehnung. So können besonders bei

NMR-Untersuchungen örtlich begrenzter Objekte, wie des menschlichen Herzens oder der Wirbelsäule, die Empfindlichkeiten nicht aller Einzelspulen aufgrund der jeweiligen räumlichen Position vollständig ausgenutzt werden. Durch eine Anpassung der Phased-Array Spule auf den Bereich des zu untersuchenden Probenvolumens mittels einer entsprechenden Skalierung der Arraygeometrie würde die Größe der Spulenelemente in den meisten Fällen allerdings derart stark verringert werden, dass eine Dominanz des Probenrauschens nicht mehr gewährleistet wäre. Somit könnte der Rauschbeitrag der Einzelspulen nicht mehr vernachlässigt werden und würde zu einer deutlichen Reduzierung des erzielbaren Signal-Rausch-Verhältnisses führen [13].

Überdies ist eine gleichmäßige Verteilung der Elementsensitivitäten entlang aller drei Raumrichtungen erstrebenswert, da auf diese Weise eine uneingeschränkte Wahl der Kodierrichtungen bei einer 2D parallel beschleunigten NMR-Bildgebung möglich wäre und somit keine Einschränkung durch die Arraystruktur hinsichtlich der Schichtauswahl bei klinischen NMR-Untersuchungen existieren.

Entsprechend werden im Rahmen der vorliegenden Arbeit alternative Phased-Array Spulendesigns vorgestellt, die zu einer optimierten Sensitivitätsverteilung bei 3D Volumen NMR-Bildgebungsuntersuchungen führen sowie eine höhere lokale Dichte probenrauschdominierter Einzelspulen ermöglichen.

1. Magnetische Kernresonanz

Das folgende Kapitel bietet eine kurze Einführung in die Grundlagen der Kernspinresonanz. Hierzu wird zunächst der allgemeine physikalische Hintergrund erläutert und anschließend die Entstehung und Detektion eines NMR-Signals beschrieben.

1.1. Physikalischer Hintergrund

Alle Atomkerne mit einer ungeraden Anzahl an Neutronen, Protonen oder beidem besitzen als besondere grundlegende quantenmechanische Eigenschaft einen sogenannten „Spin“. Für Wasserstoff, dem zentralen Kern bei NMR-Untersuchungen, kann dieser Kernspin stark vereinfacht als Rotation eines Protons um seine eigene Achse verstanden werden, das so den Eigendrehimpuls \vec{I} besitzt. Aufgrund der positiven Kernladung führt diese Rotation zur Ausbildung eines magnetischen Moments $\vec{\mu}$.

Als quantenmechanische Größe nimmt der Betrag des Drehimpulses $|\vec{I}|$ nur diskrete Werte an, die durch die Spinquantenzahl I bestimmt sind

$$|\vec{I}| = \frac{h}{2\pi} \sqrt{I(I+1)}. \quad (1.1)$$

Hierbei ist h das Plancksche Wirkungsquantum. Die Wertigkeit von I ist abhängig von der Nukleonenzusammensetzung des Atomkerns.

Das magnetische Moment ist linear mit dem Eigendrehimpuls des Atomkerns verknüpft

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I}, \quad (1.2)$$

wobei die Proportionalitätskonstante γ als gyromagnetisches Verhältnis bezeichnet wird und charakteristische Werte für unterschiedliche Kerne, wie Wasserstoff, Phosphor oder Natrium besitzt [14]. Demnach ist der Betrag von $\vec{\mu}$ gleichermaßen quantisiert

$$|\vec{\mu}| = \gamma |\vec{I}| = \frac{\gamma h}{2\pi} \sqrt{I(I+1)} \quad (1.3)$$

und es gilt für ein Proton ($I=1/2$)

$$|\vec{\mu}| = \frac{\gamma h \sqrt{3}}{4\pi}. \quad (1.4)$$

Die Gegenwart eines äußeren magnetischen Feldes \vec{B}_0 , das in der NMR historisch bedingt immer als in z -Richtung anliegend definiert wird ($\vec{B}_z = \vec{B}_0$), führt zu einer Richtungsquantelung des Spins und somit auch des magnetischen Kernmoments

$$\mu_z = \gamma p_z = \frac{\gamma h}{2\pi} m_I. \quad (1.5)$$

1. Magnetische Kernresonanz

Die magnetische Kernquantenzahl m_I kann hierbei Werte von $I, I-1, \dots, -I$ annehmen [15]. Folglich existieren im Fall des Protons nur zwei observable Zustände mit

$$\mu_z = \pm \gamma h / 4\pi. \quad (1.6)$$

Aus einem Vergleich mit dem Gesamtbetrag des magnetischen Moments in (1.4) ist ersichtlich, dass das magnetische Kernmoment nur teilweise parallel beziehungsweise antiparallel zum Magnetfeld ausgerichtet ist und vielmehr um die Feldrichtung von \vec{B}_0 präzediert (Abb. 1.1a) [16].

Die relativen Besetzungszahlen dieser beiden Protonenzustände können mit Hilfe der Wechselwirkungsenergie zwischen dem magnetischen Moment $\vec{\mu}$ und dem anliegenden Magnetfeld $\vec{B}_0 = (0; 0; B_z)$ bestimmt werden. Das magnetische Feld beeinflusst entsprechend nur die z -Komponente des magnetischen Kernmoments, so dass für die Energie gilt

$$E = -\mu_z B_z \quad (1.7)$$

und unter Verwendung von (1.6) folgt

$$E = \mp \frac{\gamma h B_z}{4\pi}. \quad (1.8)$$

Diese zwei möglichen Energien beschreiben die Protonen, die entweder im zu \vec{B}_0 parallelen und somit energetisch günstigeren Zustand oder im antiparallelen, energetisch ungünstigeren Zustand vorliegen (Abb. 1.1b). Der Energieunterschied zwischen beiden Niveaus beträgt demnach

$$\Delta E = \frac{\gamma h B_z}{2\pi}. \quad (1.9)$$

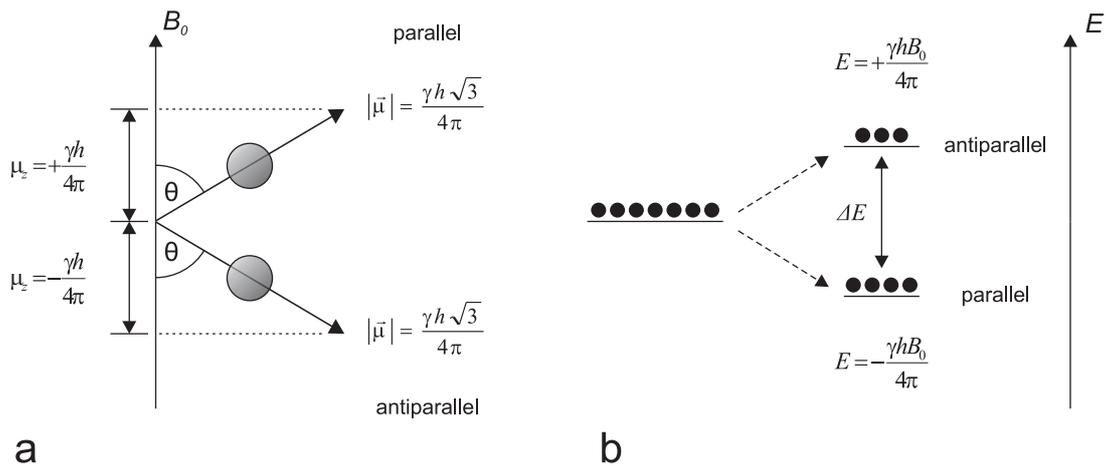


Abbildung 1.1. – **a:** Quantifizierung des Betrags des magnetischen Kernmoments $\vec{\mu}_z$ in einem äußeren Magnetfeld \vec{B}_0 . **b:** Zeeman-Aufspaltung des Energieniveaus der Protonen im Magnetfeld mit einer geringfügig höheren Besetzungszahl im energetisch günstigeren Niveau.

1.2. Anregung und Detektion

Mit Hilfe der Boltzman-Verteilung können so die relativen Besetzungszahlen beider Zustände berechnet werden

$$\frac{N_{\text{antiparallel}}}{N_{\text{parallel}}} = \exp\left(-\frac{\Delta E}{k_B T}\right) = \exp\left(-\frac{\gamma h B_z}{2\pi k_B T}\right), \quad (1.10)$$

wobei k_B die Boltzmann-Konstante ist und T für die Temperatur der Probe in Kelvin steht. In erster Näherung gilt entsprechend

$$\frac{N_{\text{antiparallel}}}{N_{\text{parallel}}} = 1 - \frac{\gamma h B_z}{2\pi k_B T}. \quad (1.11)$$

Die Amplitude des NMR-Signals ist indes proportional zum gesamt-magnetischem Moment und damit zum Unterschied der Populationen beider Energieniveaus

$$N_{\text{parallel}} - N_{\text{antiparallel}} = N_S \frac{\gamma h B_z}{4\pi k_B T}. \quad (1.12)$$

Hierbei gibt N_S die Anzahl aller Protonen in der untersuchten Probe an. Für eine klinisch weit verbreitete Magnetfeldstärke B_z von 1,5 T zeigt (1.12), dass der Unterschied zwischen parallelem und antiparallelem Zustand lediglich 5 Protonen pro einer Million Wasserstoffkerne beträgt [16].

1.2. Anregung und Detektion

Um ein NMR-Signal zu erhalten, müssen Übergänge zwischen beiden Protonenzuständen induziert werden. Die hierfür erforderliche Energie liefert ein oszillierendes, elektromagnetisches Feld, das aufgrund der charakteristischen Energielücke zwischen den beiden Energieniveaus aus (1.9) eine spezifische Frequenz besitzen muss. Diese sogenannte Resonanzfrequenz kann mit Hilfe von

$$\Delta E = h\nu = \frac{\gamma h B_0}{2\pi} \quad (1.13)$$

berechnet und in Hertz oder in Radianten pro Sekunde ausgedrückt werden

$$\nu_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi}, \quad \omega_0 = \gamma B_0. \quad (1.14)$$

Letztere Gleichung beschreibt in Analogie zur klassischen Atomphysik die Präzession der Kernspins um die Achse des magnetischen Feldes \vec{B}_0 , wobei die Präzessionsfrequenz ω_0 die sogenannte Larmorfrequenz ist [17].

Die Energie wird dem System in Form eines kurzen elektromagnetischen Feldpulses oder einer Folge von Pulsen zugeführt, die aufgrund ihrer Frequenz als Hochfrequenz-(HF) oder auch als Radiofrequenzpulse (RF) bezeichnet werden. Zur Ermittlung der Auswirkung einer bestimmten Pulssequenz wird als gebräuchlichste Methode meist

1. Magnetische Kernresonanz

das „Vektormodell“ verwendet. Dieses beschreibt, im Gegensatz zur bisherigen, individuellen Betrachtung eines jeden Kernspins, das Verhalten des Protonenensembles in einer Probe in seiner Gesamtheit. Entsprechend ist die Nettomagnetisierung M_0 eines Probenvolumens definiert als die Vektorsumme aller einzelnen magnetischen Kernmomente [18]

$$M_0 = \left| \sum_{N=1}^{N_S} \vec{\mu}_n \right| = \sum_{N=1}^{N_S} \mu_z = \frac{\gamma h}{4\pi} (N_{parallel} - N_{antiparallel}) = \frac{\gamma^2 h^2 B_0 N_S}{16\pi^2 k_B T}. \quad (1.15)$$

In Folge der auf einem „Präzessionskegel“ um \vec{B}_0 zufällig verteilten magnetischen Momente (Abb. 1.2a) ist die Vektorsumme der x - und y -Komponenten Null und die Magnetisierung besitzt nur Anteile in z -Richtung

$$M_x = 0, \quad M_y = 0, \quad M_z = M_0. \quad (1.16)$$

Wie im Folgenden dargelegt, erzeugen jedoch ausschließlich die M_x - und M_y -Komponenten ein detektierbares Signal. Aus diesem Grund ist es erforderlich, die Nettomagnetisierung aus der z -Richtung in die xy - oder auch transversale Ebene zu drehen. Dies wird durch ein zweites Magnetfeld erreicht, das senkrecht zur B_0 -Feldrichtung anliegt, ebenfalls mit der Larmorfrequenz oszilliert und von einer Hochfrequenzspule erzeugt wird. Liegt dieses sogenannte B_1 -Feld entlang der x -Achse an, so wird der Kegel der präzedierenden magnetischen Momente in Richtung der y -Achse gekippt (Abb. 1.2b). Der Drehwinkel α , meist Flip- oder Pulswinkel genannt, ist hierbei direkt proportional zur Stärke des B_1 -Feldes sowie zur Zeit τ_{B_1} , in der das Magnetfeld anliegt

$$\alpha = \gamma B_1 \tau_{B_1}. \quad (1.17)$$

In Folge einer Einwirkung auf das Kernspinsystem in einem Zeitraum von Mikros bis hin zu wenigen Millisekunden kann die Applikation des B_1 -Feldes gleichermaßen als Senden eines hochfrequenten Magnetfeldpulses verstanden werden. Ein solcher Anregungspuls, der beispielsweise die Nettomagnetisierung um einen Winkel von 90° auslenkt, wird oft auch kurz 90° -Puls genannt.

Durch die Einführung eines rotierenden Bezugssystems (x' ; y' ; z') im Vektormodell kann die Darstellung der zeitlichen Entwicklung der Nettomagnetisierung vereinfacht werden. In diesem System ist die z' -Achse identisch zur z -Achse des Laborsystems (x ; y ; z). Die $x'y'$ -Ebene rotiert jedoch mit der Larmorfrequenz ω_0 um z' . Dies hat zur Folge, dass die Präzession der Kernmomente um die z -Achse des Laborsystems im rotierenden Bezugssystem verschwindet (Abb. 1.2d).

Zur Detektion des NMR-Signals kommt wiederum eine Hochfrequenzspule in der Nähe des interessierenden Probenvolumens zur Anwendung. Diese kann mit der B_1 -Feld erzeugenden Spule, der sogenannten Sendespule, identisch sein, ist es jedoch in vielen Fällen nicht. Nach Faraday induziert die zeitliche Änderung eines magnetischen Kraftflusses Φ_m durch eine Spule in selbiger einen elektrischen Strom und entsprechend einen Spannungsabfall U_{ind} über ihren Enden [19], der seiner Ursache entgegengerichtet ist

$$U_{ind} = -\frac{d\Phi_m}{dt}. \quad (1.18)$$

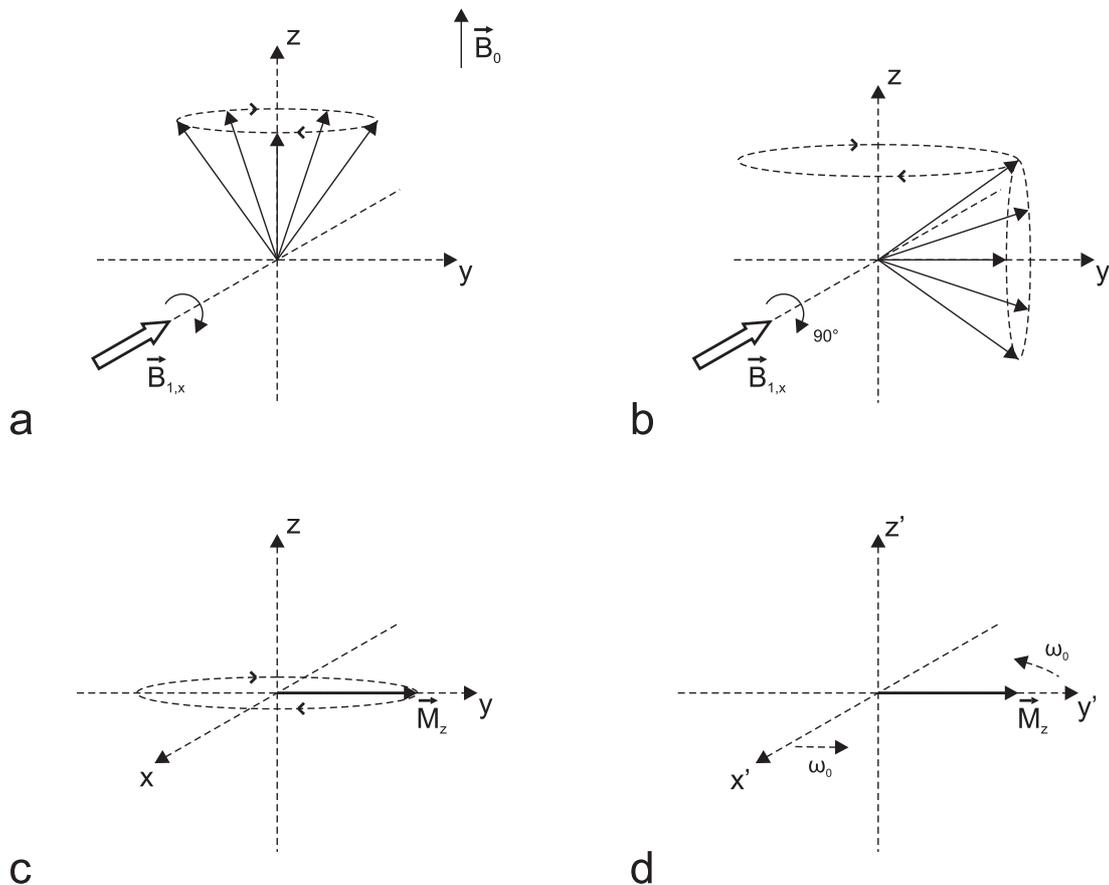


Abbildung 1.2. – **a:** Magnetische Kernmomente präzedieren zufällig verteilt um das in z -Richtung anliegende Magnetfeld \vec{B}_0 . Ein entlang der x -Achse anliegendes Magnetfeld \vec{B}_1 kippt die magnetischen Kernmomente in Richtung der y -Achse in die xy -Ebene. **b:** Nach einer Auslenkung von beispielsweise 90° präzedieren die Momente unverändert um die B_0 -Feldrichtung. **c:** Das Vektormodell fasst die einzelnen magnetischen Kernmomente zu einer Nettomagnetisierung \vec{M}_z der Probe zusammen. **d:** Im rotierenden Bezugssystem rotiert die $x'y'$ -Ebene mit der Larmorfrequenz ω_0 um die z' -Achse, so dass die Nettomagnetisierung ortsfest erscheint.

Die Präzession der magnetischen Kernmomente bedingt ein zeitlich variierendes Magnetfeld und führt somit zur Induktion einer Signalspannung in der Empfangsspule. Folglich führen nur transversale Magnetisierungsanteile zu einem detektierbaren NMR-Signal.

2. Empfindlichkeit eines NMR-Experiments

Der Parameter, dem das größte Interesse bei der Charakterisierung einer NMR-Spule gilt, ist das Verhältnis aus induzierter Signalspannung und empfangener Rauschspannung, das sogenannte Signal zu Rausch Verhältnis (*signal-to-noise ratio*, *SNR*). Um die Erzeugung eines NMR-Signals und die Ursprünge des Rauschens zu beschreiben, ist ein einfaches Modell einer NMR-Spule ausreichend (Abb. 2.1). Die Induktivität L der Empfangsspule befindet sich in Serie zu einem Widerstand R , in welchem alle vorherrschenden Verlustmechanismen zusammengefasst sind. U_S beschreibt hierbei die induzierte Signalspannung, die von der Rauschspannung U_N überlagert wird.

Im Folgenden werden die Ursprünge dieser Spannungen genauer erläutert und so die Empfindlichkeit einer NMR-Untersuchung ermittelt.

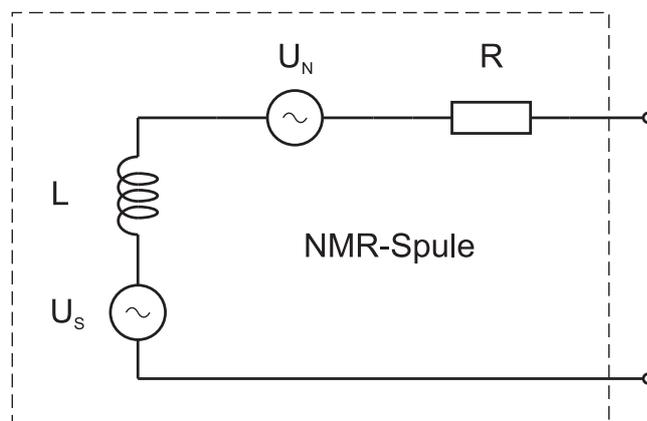


Abbildung 2.1. – Ersatzschaltbild einer NMR-Spule. Die Signalspannung U_S wird in der Spuleninduktivität L induziert, während am Widerstand R die Rauschspannung U_N abfällt.

2.1. Das NMR-Signal

Die direkte Bestimmung der Empfangseigenschaften einer NMR-Spule gestaltet sich schwierig, da die induzierte Signalspannung von vielen, kaum kontrollierbaren Parametern und deren Wechselwirkungen untereinander abhängig ist. Einen alternativen Weg bietet hierfür das von Hoult formulierte Reziprozitätsprinzip [20]:

2. Empfindlichkeit eines NMR-Experiments

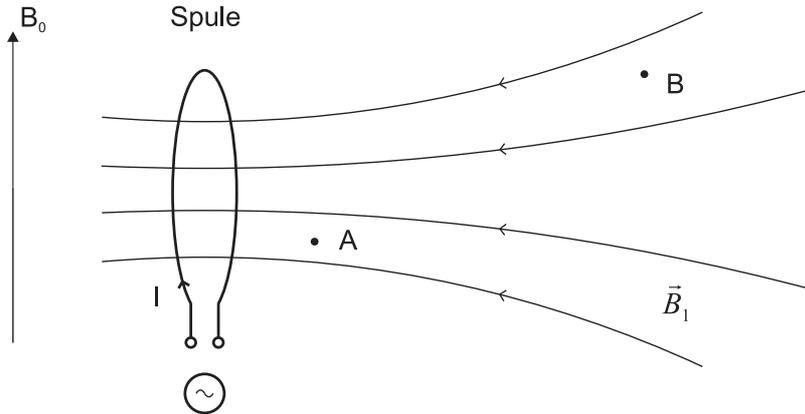


Abbildung 2.2. – Veranschaulichung des Reziprozitätsprinzips nach Hoult et al [20].

Eine vom Einheitsstrom I durchflossene Spule erzeugt das Magnetfeld \vec{B}_1 (Abb. 2.2). Auf Grund der Entfernung ist dieses B_1 -Feld am Ort A stärker als am Ort B . Ein an der Stelle A rotierender magnetischer Dipol \vec{m} erzeugt demnach in der Spule ein größeres Signal als der gleiche Dipol an der Stelle B . Die auf diese Weise induzierte Spannung ist durch

$$U_{ind} = -\frac{\partial}{\partial t}(\vec{B}_1 \cdot \vec{m}) \quad (2.1)$$

gegeben [21]. Hierbei bezeichnet \vec{B}_1 das vom Einheitsstrom I erzeugte Feld an der Position von \vec{m} . Das Signal eines Probenvolumens V kurz nach einem 90° -Puls kann entsprechend aus den B_1 -Werten an allen Punkten in der Probe und der transversalen Nettomagnetisierung \vec{M}_{xy} an diesen Punkten berechnet werden,

$$U_{ind} = -\int_{Probe} \frac{\partial}{\partial t}(\vec{B}_1(\vec{r}) \cdot \vec{M}_{xy}(\vec{r}))dV. \quad (2.2)$$

Im Fall eines homogenen Probenvolumens und für gleichermaßen über die Probe homogene Magnetfelder \vec{B}_0 und \vec{B}_1 vereinfacht sich die Bestimmung der Signalspannung weiter zu

$$U_{ind} = -i \cdot \omega_0 \vec{B}_1 \cdot \vec{M}_{xy}V, \quad (2.3)$$

wobei i die imaginäre Einheit und ω_0 die Frequenz des B_1 -Feldes ist.

Das Reziprozitätsprinzip stellt somit eine konkrete Beziehung zwischen Sende- und Empfangscharakteristik einer NMR-Spule her. Die B_1 -Feldstärke einer Spule ist in jedem Punkt des Raums bei konstanter Sendeleistung proportional zur Empfindlichkeit der Spule während der Signaldetektion. Dies ist besonders beim Bau und der Charakterisierung von NMR-Spulen von Vorteil, da die Sendeeigenschaften einer Spule auf einfachere Art und Weise zu bestimmen sind [20].

Für das Erreichen einer optimalen Spulenempfindlichkeit ist eine an das jeweils zu untersuchende Probenvolumen angepasste Spulengröße unabdingbar. Diese Eigenschaft der NMR-Spule wird durch den sogenannten Füllfaktor η beschrieben [22, 23].

Zudem muss der Einfluss auftretender Verlustmechanismen weitestmöglich reduziert werden. Ein Maß hierfür ist der Gütefaktor (*quality factor*, Q) [24], welcher später bei der Charakterisierung einer NMR-Spule genauer erläutert wird (Abs. 2.3).

2.2. Das Rauschen

Die Verluste in einem NMR-Experiment können aufgrund der schmalen Frequenzbandbreite von einigen hundert Kilohertz über das thermische Rauschen eines Ohmschen Widerstandes (Abb. 2.1) beschrieben werden [25]. Nach Nyquist ist die thermische Rauschspannung durch

$$U_N = \sqrt{4k_B T R \Delta\nu} \quad (2.4)$$

gegeben, wobei k_B die Boltzmann-Konstante, $\Delta\nu$ die Akquisitionsbandbreite der NMR-Untersuchung, R der Betrag und T die Temperatur des Rauschwiderstandes ist [26]. Diese Gesetzmäßigkeit besitzt für die Rauschspannung eine ähnliche Bedeutung wie das Reziprozitätsprinzip für die Signalspannung. Eine Rauschquelle U_N im Empfangsfall entspricht demnach einem Verlustmechanismus R im Sendefall, über den HF-Leistung verbraucht wird. In dem allgemeinen Widerstand R aus Gleichung (2.4) lassen sich alle Verlustmechanismen R_i eines NMR-Experiments zusammenfassen, die mit ihrer jeweiligen Temperatur T_i zum Rauschen beitragen,

$$T \cdot R = \sum T_i R_i. \quad (2.5)$$

Die vier häufigsten sollen im Folgenden näher in Augenschein genommen werden.

Ohmsche Verluste

Diese Verluste entstehen aufgrund des Ohmschen Widerstands der Leiterbahnen und sind somit vom spezifischen Widerstand ρ und der Geometrie des jeweiligen Leiters abhängig

$$R_{ohm} = \rho \cdot \frac{l}{A}, \quad (2.6)$$

wobei l die Länge und A die Querschnittsfläche der Leiterbahn ist. Neben diesen Gleichstromverlusten treten in Folge der hochfrequenten Wechselströme bei NMR-Untersuchungen noch zwei weitere Effekte auf, die zu einem erhöhten effektiven Ohmschen Widerstand der Leiter führen.

Der „skin effect“ beschreibt die Eigenschaft eines hochfrequenten Wechselstroms, der nur in einer dünnen Schicht an der Leiteroberfläche mit einer Eindringtiefe von

$$\delta = \sqrt{\frac{2\rho}{\omega\mu_0\mu_r}} \quad (2.7)$$

fließt [27]. Die Skintiefe δ gibt an, nach welcher Leitertiefe die Amplitude des Wechselstroms auf 37 % ($\approx 1/e$) des Wertes an der Leiteroberfläche fällt. Hierbei steht ρ für

2. Empfindlichkeit eines NMR-Experiments

den spezifischen Widerstand des Leiters, μ_0 für die Permeabilität im Vakuum, μ_r für die Permeabilität des Materials und ω für die Kreisfrequenz des Wechselstroms. Bei 63,6 MHz ergibt sich für Kupfer eine Eindringtiefe von ungefähr $8 \mu\text{m}$. Dies verdeutlicht die signifikante Erhöhung des Ohmschen Widerstands eines Leiters durch einen stark reduzierten, effektiven Leiterquerschnitt aufgrund des Hochfrequenzwiderstands.

Als zweiter Effekt beschreibt der „proximity effect“ die Wechselwirkung von Strömen benachbarter Leiterstrukturen über ihre magnetischen Felder. Dies kann zu einer weiteren Verkleinerung des effektiven Leiterquerschnitts und somit zu einer Vergrößerung des Ohmschen Widerstands des Leiters führen. Der „proximity effect“ lässt sich allerdings nicht mit einem einfachen analytischen Ausdruck beschreiben [28].

Ohmsche Verluste können durch eine Verwendung verlustarmer Bauteile und Leitermaterialien mit hoher Leitfähigkeit sowie durch eine Optimierung der Spulengeometrie und der Anordnung der elektrischen Bauteile minimiert werden [20, 29].

Diese Maßnahmen sind besonders bei niedrigen Frequenzen ($\nu_0 < 10$ MHz) und bei kleinen Spulen, wie sie in der NMR-Mikroskopie zum Einsatz kommen, erforderlich, da die Ohmschen Verluste nur in diesen Fällen den dominierenden Verlustmechanismus darstellen [29, 30].

Induktive Verluste

Im Sendefall induziert das magnetische Wechselfeld \vec{B}_1 im Nahfeldbereich der NMR-Spule in allen Materialien innerhalb des Feldes hochfrequente Wirbelströme. Die Sendeleistung, die zur Induktion dieser Ströme aufgewendet wird, ist für die Erzeugung des NMR-Signals verloren und stellt somit einen Verlust dar. Die Stärke der Wirbelströme und demzufolge die Größe der Verluste ist von der Leitfähigkeit des jeweiligen Materials abhängig. In biologischem Gewebe sorgen die freien, geladenen Ionen (Na^+ , K^+ und Cl^-) für eine gewisse elektrische Leitfähigkeit der Probe. Nach dem Nyquisttheorem (2.4) lassen sich diese Sendeverluste wieder in eine thermische Rauschspannung im Empfangsfall überführen.

Die Detektion des NMR-Signals beruht allerdings auf der magnetischen Wechselwirkung zwischen NMR-Spule und Probe, so dass diese induktiven Verluste nicht zu vermeiden sind. Gleichwohl können sie durch ein optimiertes Spulendesign minimiert werden.

Hierzu sollte der Bereich der starken transversalen B_1 -Feldkomponenten auf das Probenvolumen oder alternativ auf die interessierende Region innerhalb einer großen Probe (*region of interest, ROI*) beschränkt sein. Diese Forderung nach einer auf die Probengeometrie angepassten Spule wird von einem hohen Füllfaktor

$$\eta = \frac{\int_{\text{Probe}} B_{1,xy}^2 dV}{\int_{\text{Raum}} B_1^2 dV} \quad (2.8)$$

beschrieben [22, 23]. Ferner sollten die axialen Komponenten des B_1 -Feldes auf ein Mindestmaß reduziert werden, da sie nicht zum NMR-Signal beitragen, sondern ausschließlich zu Verlusten und entsprechend zu einer Erhöhung des Rauschens führen.

Die induktiven Verluste sind besonders bei hohen B_1 -Feldfrequenzen ($\nu_0 > 10$ MHz) und bei großen Proben mit hoher Leitfähigkeit von Bedeutung, wie sie typisch für NMR-Untersuchungen am menschlichen Körper sind [29, 31].

Dielektrische Verluste

Aufgrund von Potentialunterschieden entstehen im Nahfeld der NMR-Spule elektrische Wechselfelder. Diese Felder führen in leitfähigen Materialien zur Ausbildung hochfrequenter Ströme. In dielektrischen Materialien kommt es hingegen zur Ausbildung dielektrischer Verschiebungsströme. Auf diese Weise wird in verlustbehafteten Dielektrika Sendeleistung absorbiert, die wiederum für die Erzeugung des NMR-Signals verloren ist. Nach Nyquist entsprechen diese dielektrischen Materialverluste im Empfangsfall einer weiteren Rauschspannung, die durch die thermische Bewegung elektrischer Dipole im Dielektrikum hervorgerufen wird. Materialien werden hinsichtlich ihrer dielektrischen Verluste durch den Verlustwinkel δ_C oder den Verlustfaktor

$$d_C = \tan \delta_C = \left| \frac{\text{Im}(\epsilon_r)}{\text{Re}(\epsilon_r)} \right| = \frac{R_C}{|X_C|} = \frac{1}{Q} \quad (2.9)$$

charakterisiert. Letzterer ist als Verhältnis von Imaginär- zu Realteil der komplexen Permeabilität $\epsilon_r(\omega)$ definiert und reziprok zum Gütefaktor Q des Materials [32, 33].

In der NMR-Spule entstehen elektrische Felder hauptsächlich durch Kapazitäten, die zur Abstimmung der Spule auf die Resonanzfrequenz sowie zum Anschluss selbiger an den NMR-Tomographen benötigt werden. Eine weitere Ursache sind Potentialunterschiede zwischen verschiedenen Teilen der NMR-Spule oder zwischen Spulenteilen und elektrischen Potentialflächen außerhalb der Spule, wie beispielsweise der Probe oder dem NMR-System.

Durch eine bestmögliche Reduzierung der so hervorgerufenen elektrischen Felder können die dielektrischen Verluste in der Probe und in der NMR-Spule minimiert werden. Dies kann durch Optimierung der Kapazitätsverteilung, Symmetrisierung der Spulen zur Verringerung von Potentialdifferenzen, Vermeidung verlustreicher Materialien oder durch Verwendung von HF-Abschirmungen erfolgen.

Der Einsatz solcher Maßnahmen erweist sich, in Analogie zu den induktiven Verlusten, insbesondere bei hohen Magnetfeldstärken ($\nu_0 > 10$ MHz) und bei großen leitfähigen Proben als entscheidend.

Strahlungsverluste

Eine Hochfrequenzspule erzeugt neben dem elektrischen und magnetischen Nahfeld auch ein elektromagnetisches Fernfeld [34]. Über diese weitreichenden Feldanteile strahlt die Spule im Gegensatz zu den Feldern im Nahfeldbereich Energie in Form von elektromagnetischen Wellen ab [35]. Ein derartiger Energieabfluss stellt im Sendefall einen weiteren Verlustmechanismus dar, da Sendeleistung für die Erzeugung des NMR-Signals verloren geht. Nach dem Nyquisttheorem detektiert die NMR-Spule im Empfangsfall somit gleichermaßen thermisches Rauschen aus der fernen Umgebung.

2. Empfindlichkeit eines NMR-Experiments

Diese Strahlungsverluste können durch die Verwendung einer geeigneten HF-Abschirmung minimiert werden. Sie spielen allerdings erst bei großen Spulen und hohen Magnetfeldstärken eine wichtige Rolle [36]. Die wichtigere Funktion einer solchen Abschirmung ist hingegen, das NMR-Experiment gegen den Einfluss externer Störsignale abzuschirmen.

2.3. Spulenempfindlichkeit

Aus der induzierten Signalspannung (2.3) und der thermischen Rauschspannung (2.4) ergibt sich das sogenannte systematische Signal-Rausch-Verhältnis des NMR-Tomographen

$$\text{SNR} = \frac{U_S}{U_N} = \frac{-i \omega_0 \vec{B}_1 \vec{M}_{xy} V}{\sqrt{4k_B T R \Delta\nu}}, \quad (2.10)$$

welches spezifisch für die Kombination aus NMR-Spule und Probe ist.

Das bestmöglich erzielbare SNR wird hingegen als intrinsisches SNR des NMR-Experiments bezeichnet, da es ausschließlich das Signal sowie die induktiven und folglich unvermeidbaren Verluste aus demselben ROI umfasst. Alle anderen Rauschmechanismen bleiben in diesem idealen Fall unberücksichtigt [37]. Ein Vergleich des intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnisses mit dem systematischen SNR eines NMR-Experiments lässt somit Rückschlüsse auf die Qualität der verwendeten Spule zu.

Das Signal-Rausch-Verhältnis in einem NMR-Bild hängt neben dem systematischen SNR noch von den Relaxationszeiten, der Dichte des zu untersuchenden Gewebes, den Bildgebungsparametern, wie Voxelvolumen, Akquisitionszeit, Repetitionszeit und Anzahl der Mittelungen, sowie von der Art der NMR-Anwendung ab [37]. Doch dies sei hier nur aus Gründen der Vollständigkeit erwähnt und soll nicht weiter vertieft werden.

Für eine allgemeine Charakterisierung der NMR-Spule ist das Signal-Rausch-Verhältnis jedoch nur schwer verwendbar, da bestimmte Parameter spezifisch für das jeweilige NMR-Experiment sind. Die Definition einer Spulenempfindlichkeit in alleiniger Abhängigkeit von den spulenbezogenen Größen ist hierzu dienlicher

$$\text{SNR} \sim \frac{|\vec{B}_1|}{I} \frac{1}{\sqrt{RT}} = \frac{|\vec{B}_1|}{\sqrt{PT}}. \quad (2.11)$$

In diesem Fall bezeichnet I den Spulenstrom und P die Sendeleistung, die zur Erzeugung des B_1 -Feldes erforderlich sind. Dem Reziprozitätsprinzip folgend liefert eine NMR-Spule ein hohes SNR und besitzt somit eine hohe Empfindlichkeit, wenn sie bei vorgegebener Leistung eine hohe B_1 -Feldstärke am gewünschten Ort in der Probe erzeugt. Die zu dieser quantitativen Charakterisierung der NMR-Spule erforderlichen Parameterwerte lassen sich durch einfache NMR-Experimente bestimmen oder sind teilweise direkt aus den Ergebnissen der automatisierten Feinabstimmung des NMR-Tomographen auf das jeweilige Experiment ablesbar (vgl. Abs. 6.3).

Um allerdings schon auf der Messbank eine Aussage über die Empfindlichkeit der NMR-Spule treffen zu können, wird eine andere Definition der Spulenempfindlichkeit

2.3. Spulenempfindlichkeit

verwendet [38]. Diese beruht auf der Güte Q_b der mit der Probe beladenen NMR-Spule und dem Füllfaktor η des NMR-Experiments (vgl. (2.8)),

$$\text{absolute Spulenempfindlichkeit} = \sqrt{\eta Q_b}. \quad (2.12)$$

Letzterer beschreibt hierbei wieder den Anteil des B_1 -Feldes, der zur Erzeugung des NMR-Signals genutzt wird.

Der Gütefaktor einer Spule ist als das Verhältnis von gespeicherter zu pro Zeiteinheit in Wärme umgesetzter Energie definiert [24]. Dieses lässt sich durch die Reaktanz X_L und den Verlustwiderstand R der Spule ausdrücken,

$$Q = \frac{X_L}{R} = \frac{\omega_0 L}{R}. \quad (2.13)$$

Äquivalent kann der Gütefaktor auch über die Resonanzfrequenz ω_0 und die Halbwertsbreite $\Delta\omega$ der Resonanzkurve der Spule ermittelt werden [39],

$$Q = \frac{\omega_0}{\Delta\omega}. \quad (2.14)$$

Die hierfür notwendigen Größen ω_0 und $\Delta\omega$ sind auf der Messbank leicht zugänglich und somit ist eine einfache Bestimmung der Spulengüte möglich [40, 41].

Im Widerstand R aus (2.13) sind wiederum alle auftretenden Verlustmechanismen in Form ihrer entsprechenden, thermischen Rauschwiderstände zusammengefasst. Diese lassen sich in Verluste innerhalb der Probe R_{Probe} und in alle übrigen spuleneigenen Verluste R_{Spule} einteilen,

$$R = R_{Probe} + R_{Spule}. \quad (2.15)$$

Für den Fall einer unbeladenen Spule ergibt sich hieraus eine Spulengüte von

$$Q_u = \frac{\omega_0 L}{R_{Spule}}, \quad (2.16)$$

die durch das Einbringen einer Probe und der hiermit verbundenen Probenverluste in die Güte der beladenen Spule

$$Q_b = \frac{\omega_0 L}{R_{Spule} + R_{Probe}} \quad (2.17)$$

übergeht. Aus der Relation dieser beiden Gleichungen

$$\frac{Q_u}{Q_b} = \frac{R_{Spule} + R_{Probe}}{R_{Spule}} = 1 + \frac{R_{Probe}}{R_{Spule}} \quad (2.18)$$

folgt die erste Forderung an die Spulengüten. Für den Fall $Q_u \gg Q_b$ dominieren die Probenverluste die Spulenverluste. Eine Verbesserung der Spule hat somit nur noch einen geringen Einfluss und das systematische SNR kommt dem intrinsischen SNR

2. Empfindlichkeit eines NMR-Experiments

des NMR-Experiments nahe [37]. Ferner sollte der Gütefaktor der beladenen Spule Q_b möglichst groß sein, um gemäß (2.12) eine hohe Spulenempfindlichkeit zu erzielen.

Im Gegensatz zur beladenen Spulengüte Q_b ist eine Bestimmung des Füllfaktors η auf der Messbank nicht möglich. Auch im NMR-Tomographen ist dies nicht immer leicht, da hierzu der Effekt des „Radiation Dampings“ ausgenutzt wird [38, 42] und dieser erst bei relativ großen Proben und hohen Magnetfeldstärken genau messbar ist.

Prinzipiell sind die beiden Definitionen der Spulenempfindlichkeit aus (2.11) und (2.12) gleichwertig und lassen sich über

$$\frac{B_1^2}{P} = \frac{\mu_0}{4\omega_0 V} \cdot \eta Q_b \quad (2.19)$$

zueinander in Beziehung setzen [38, 41]. Der Unterschied liegt lediglich in der Berücksichtigung der Temperatur und des Probenvolumens.

Da über die Definition der absoluten Spulenempfindlichkeit aus (2.12) die Empfindlichkeit der NMR-Spule schon auf der Messbank rudimentär bestimmt werden kann, erübrigt sich eine aufwendige Charakterisierung der Spule nach jedem Konstruktionsschritt im NMR-Tomographen.

2.4. Quadraturbetrieb

Nach den grundlegenden Betrachtungen zur Kernspinresonanz in Kapitel 1 sollte das B_1 -Magnetfeld eine zirkulare Polarisierung mit der Larmorfrequenz ω_0 im gleichen Drehsinn wie die Kernspins besitzen. Eine NMR-Anregung der Probe ist indes auch mit einem linear polarisierten B_1 -Feld in einer Orientierung senkrecht zur B_0 -Feldrichtung möglich. Solch ein linear polarisiertes, magnetisches Wechselfeld lässt sich gedanklich in zwei zirkular polarisierte Wechselfelder zerlegen, die jeweils mit der Hälfte der Sendeleistung erzeugt werden und somit die gleiche Frequenz und Amplitude aber einen entgegengesetzten Umlaufsinn aufweisen. In diesem Fall kann allerdings nur der Magnetfeldanteil mit dem richtigen Drehsinn für NMR-Untersuchungen genutzt werden. Durch den quadratischen Zusammenhang von Sendeleistung und B_1 -Feldstärke, $P \sim B_1^2$ (vgl. (2.11)), steht infolgedessen für eine Anregung der Probe ein um den Faktor $\sqrt{2}$ verringertes B_1 -Feld zur Verfügung. Nach dem Reziprozitätsprinzip wird entsprechend auch ein um $\sqrt{2}$ reduziertes NMR-Signal empfangen. Zum Ausgleich dieses Nachteils besteht die Möglichkeit zwei lineare NMR-Spulen mit zueinander orthogonalen B_1 -Magnetfeldern einzusetzen, die mit einer Phasendifferenz von 90° betrieben werden müssen [43, 44]. Diese besondere Kombination linearer NMR-Spulen wird allgemein auch als Quadraturbetrieb selbiger bezeichnet. Auf diese Weise kann einerseits im Sendefall ein zirkular polarisiertes magnetisches Wechselfeld mit nur einer Rotationsrichtung erzeugt und somit die gesamte Sendeleistung zur Anregung der Probe aufgewendet werden. Andererseits ermöglicht eine derartige Spulenkonfiguration im Empfangsfall die Detektion des optimalen systematischen Signal-Rausch-Verhältnisses.

3. NMR-Spulentchnik

Ein weiterer wichtiger Punkt für die Effizienz des NMR-Experiments ist die möglichst verlustfreie Übertragung der Sendeleistung an die NMR-Spule und die verlustarme Verstärkung und Rückleitung des NMR-Signals an die Empfangskette des NMR-Tomographen. Möglichkeiten für eine technische Umsetzung dieser Anforderungen sollen im Folgenden erläutert werden. Ferner werden Klassifizierungen von NMR-Spulen hinsichtlich unterschiedlicher Kriterien vorgestellt und schlussendlich konstruktive Maßnahmen zur Gewährleistung der Patientensicherheit bei Humanuntersuchungen in Ganzkörpertomographen beschrieben.

3.1. Anschluss der NMR-Spulen

Übertragungsleitung

Zum Anschluss der HF-Spule an den NMR-Tomographen werden als Sende- und Empfangsleitungen in der Regel Koaxialkabel verwendet. Diese zeichnen sich besonders durch verschwindend geringe Abstrahlungsverluste aus [45, 46]. Charakteristisch für koaxiale Übertragungsleitungen ist der sogenannte Wellenwiderstand Z_0 , der sich als Quotient aus der Induktivität \hat{L} und der Kapazität \hat{C} des Kabels pro Längeneinheit ergibt,

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\hat{L}}{\hat{C}}} . \quad (3.1)$$

Wird an ein solches Koaxialkabel die Lastimpedanz Z_L angeschlossen, transformiert das Kabel diese in Abhängigkeit seiner Länge l und der Signalfrequenz ω auf die Impedanz Z [47]:

$$Z = Z_0 \cdot \frac{Z_L + i Z_0 \tan\left(\sqrt{\hat{L}\hat{C}} \cdot \omega l\right)}{Z_0 + i Z_L \tan\left(\sqrt{\hat{L}\hat{C}} \cdot \omega l\right)} . \quad (3.2)$$

Entspricht die Lastimpedanz Z_L allerdings dem Wellenwiderstand des Koaxialleiters Z_0 , so bleibt die Impedanz $Z = Z_0$ von der Kabellänge und der Frequenz unbeeinflusst und folglich unverändert. Aus diesem Grund werden Koaxialkabel hinsichtlich ihres Wellenwiderstandes spezifiziert, der oft auch als charakteristische Impedanz des Kabels bezeichnet wird. Bei NMR-Systemen gilt als üblicher Standard für die charakteristische Impedanz der koaxialen Anschlussleitungen $Z_0 = 50 \Omega$.

3. NMR-Spulentchnik

Ankoppelnetzwerke

Für eine optimale Übertragung von HF-Leistung muss die Lastimpedanz Z_L jedoch dem komplex Konjugierten der charakteristischen Impedanz der Übertragungsleitung entsprechen, $Z_L = Z_0^*$. Dieser Fall wird als Leistungsanpassung (*power match, match*) bezeichnet [48]. Da Koaxialkabel in der Praxis einen nahezu reellen Wellenwiderstand Z_0 besitzen [49], ergibt sich für eine leistungsoptimierte Anpassung an das NMR-System die Bedingung

$$Z_L = Z_0^* \approx Z_0. \quad (3.3)$$

Bei einer Fehlanpassung der Impedanzen, $Z_L \neq Z_0^*$, treten hingegen Reflexionen auf, die zu einer Verringerung der übertragenen Sendeleistung führen [50]. Der in Form einer elektromagnetischen Welle reflektierte Anteil P_r der HF-Leistung P lässt sich mit Hilfe des komplexen Spannungsreflexionskoeffizienten

$$\Gamma = \frac{Z_L - Z_0^*}{Z_L + Z_0} \approx \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0} = \sqrt{\frac{P_r}{P}} \quad (3.4)$$

ermitteln [49].

Die Impedanz einer NMR-Spule entspricht jedoch nicht der 50 Ω -Impedanz der Übertragungsleitungen. Aus diesem Grund ist zur Leistungsanpassung der Spule ein Transformationsnetzwerk erforderlich. Dieses sogenannte Ankoppelnetzwerk sorgt nicht nur für eine optimale Übertragung der Sendeleistung in die NMR-Spule, sondern gewährleistet auch im Empfangsfall eine weitestgehend rauschfreie Weiterleitung des schwachen NMR-Signals zur Verstärkung an den Vorverstärker (vgl. Abs. 3.2). Durch die leistungsoptimierte Ankopplung wird somit auch eine Verschlechterung des im NMR-Experiment erzielten Signal-Rausch-Verhältnisses verhindert.

Grundvoraussetzung hierfür ist allerdings ein nahezu verlustfreies Arbeiten des Transformationsnetzwerks. Dies wird durch die Verwendung verlustarmer Komponenten, wie Kondensatoren und Induktivitäten, und eine Vermeidung von verlustbehafteten ohmschen Widerständen erreicht. Weiterhin sollte das Ankoppelnetzwerk die Symmetrie der Strom- und Spannungsverteilung in der NMR-Spule nicht beeinträchtigen, um eine Verstärkung dielektrischer Verluste zu vermeiden und nicht die in vielen Fällen erforderliche B_1 -Homogenität der Spule zu verschlechtern. Dies ist besonders bei Birdcage- [51] und TEM-Resonatoren [52, 53] von großer Bedeutung.

Letztendlich ist der genaue Aufbau eines Ankoppelnetzwerks von der Geometrie, der Arbeitsfrequenz ω_0 und der Beladung der jeweiligen NMR-Spule durch die Probe abhängig. Die sich hieraus ergebenden unterschiedlichsten Anforderungen führen zu einer Vielzahl verschiedener Formen von Transformationsnetzwerken. Für die in dieser Arbeit diskutierten NMR-Spulen sind allerdings einfachste Ankoppelnetzwerke ausreichend, weshalb im Folgenden nur die grundsätzliche Funktionsweise dieser Netzwerke näher erläutert wird. Hinsichtlich aller weiterführenden Informationen sei auf die zahlreichen Artikel und Bücher verwiesen, die sich ausführlicher mit der Thematik von Transformationsnetzwerken beschäftigen, z. B. [36, 54, 55].

Funktionsweise einfacher Ankoppelnetzwerke

Die zu transformierende Impedanz der NMR-Spule setzt sich aus der Spuleninduktivität L und dem Verlustwiderstand R zusammen

$$Z_{Spule} = R + i\omega L, \quad (3.5)$$

der jedoch in den meisten Fällen deutlich kleiner als die geforderte Systemimpedanz von 50Ω ist. Um diesen Ohmschen Widerstand zu erhöhen, wird parallel zur Spule ein Kondensator geschaltet, der sogenannte Tune-Kondensator C_t (Abb. 3.1). Der auf

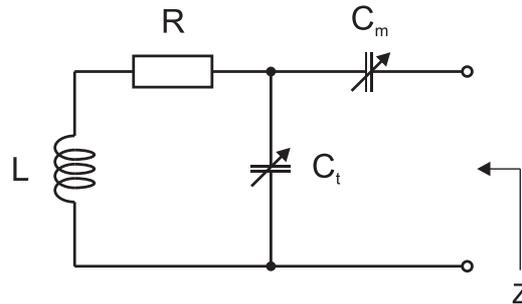


Abbildung 3.1. – Einfaches kapazitives Ankoppelnetzwerk. Die NMR-Spule besitzt die Induktivität L und den Verlustwiderstand R . Der Tune-Kondensator C_t erhöht den Realteil der Spulenimpedanz Z bei der Resonanzfrequenz ω_0 , während der Match-Kondensator C_m den Imaginärteil auf 0Ω drückt.

diese Weise erzeugte Parallelschwingkreis zeigt den in Abbildung 3.2 dargestellten typischen Impedanzverlauf. In der Umgebung der Resonanzfrequenz

$$\nu_{res} = \frac{\omega_{res}}{2\pi} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (3.6)$$

wird so der Realteil bis auf einige Kiloohm erhöht. Darüber hinaus ergeben sich zwei Frequenzen, ν_1 und ν_2 , bei denen der geforderte Wert von 50Ω für den Realteil der Impedanz erreicht wird. Mit Hilfe des Tune-Kondensators C_t kann einer dieser 50Ω -Punkte auf die Resonanzfrequenz ω_0 des NMR-Tomographen abgeglichen werden. Der Imaginärteil der Impedanz des Parallelresonanzkreises ist jedoch in beiden Fällen von Null verschieden. Um diese Diskrepanz auszugleichen, bieten sich zwei mögliche Arten der Ankopplung.

Bei der „kapazitiven“ Ankopplung wird eine Kapazität C_m in Serie zum Parallelschwingkreis geschaltet (Abb. 3.1). Durch diesen sogenannten Match-Kondensator wird der Imaginärteil der Impedanz um den additiven Term

$$Z_{kap} = -i\frac{1}{\omega C_m} \quad (3.7)$$

verkleinert. Somit kann bei der Frequenz ν_1 der positive Imaginärteil der Impedanz kompensiert und auf 50Ω angekoppelt werden (vgl. Abb. 3.2).

3. NMR-Spulentechnik

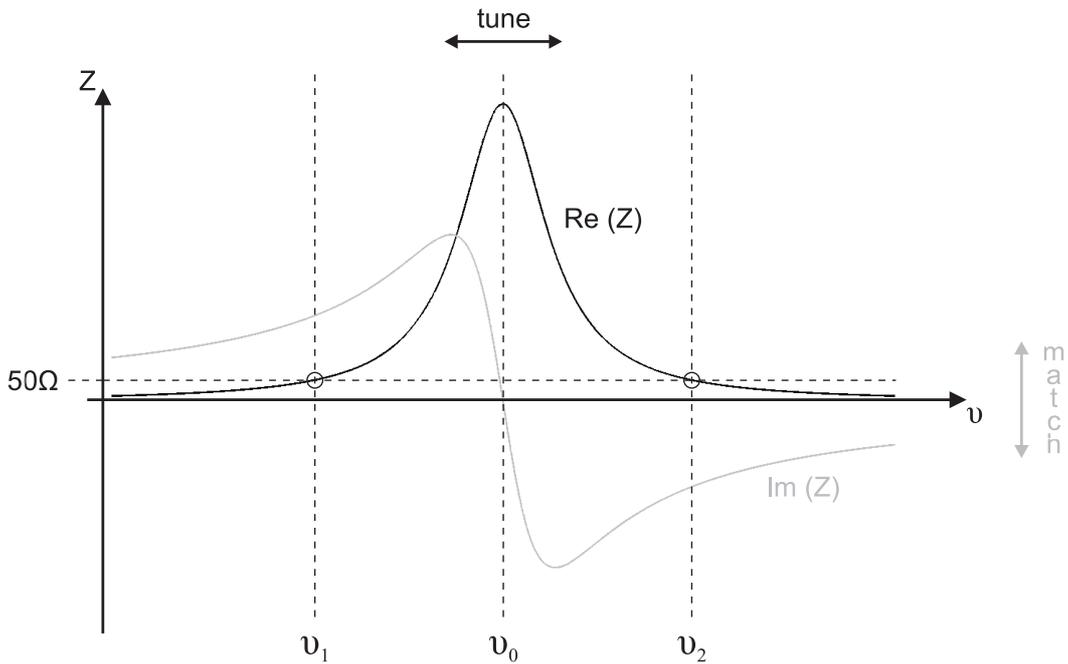


Abbildung 3.2. – Typischer Impedanzverlauf einer NMR-Spule. Eine Veränderung des „Tunes“ bewirkt eine Verschiebung des Realteils der Spulenimpedanz Z , während mit Hilfe des „Matches“ der Imaginärteil von Z ausgeglichen werden kann.

Im Falle einer „induktiven“ Ankopplung wird hingegen die induktive Wechselwirkung einer Ankoppelspule L_m mit der NMR-Spule L ausgenutzt (Abb. 3.3). Das Maß der induktiven Kopplung ist durch die Gegeninduktivität

$$M = k\sqrt{LL_m} \quad (3.8)$$

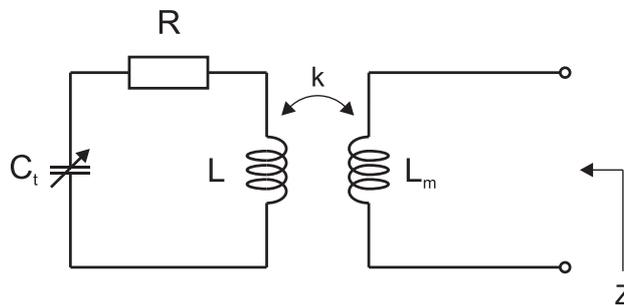


Abbildung 3.3. – Einfaches induktives Ankoppelnetzwerk. Die NMR-Spule besitzt die Induktivität L und den Verlustwiderstand R . Unter Verwendung einer Gegeninduktivität M (3.8) ist es mit diesem Ankoppelnetzwerk möglich, die Spulenimpedanz bei der höheren Frequenz ν_2 auf die Leitungsimpedanz von 50Ω anzupassen.

gegeben, die sich neben den beiden Induktivitäten L und L_m aus dem geometrischen Kopplungskoeffizienten k berechnet [56]. Dieser kann über eine Variation des Abstandes zwischen Ankoppelspule und HF-Spule eingestellt werden. Mit Hilfe eines solchen induktiven Ankoppelnetzwerks ist entsprechend bei der oberen Frequenz ν_2 eine Anpassung der Spule an die Leitungsimpedanz von 50Ω möglich.

Vom Prinzip sind beide Arten der Ankopplung gleichwertig. In der Realität unterscheiden sie sich jedoch aufgrund der Eigenschaften der verwendeten Bauteile. Kapazitäten sind im Allgemeinen mit geringeren Verlusten verbunden und lassen sich in Form von abstimmbaren Trimmkondensatoren realisieren. Demgegenüber ermöglichen Induktivitäten den Anschluss der NMR-Spule ohne einen galvanischen Kontakt. So bleibt die Symmetrie der Potenziale in der HF-Spule in jedem Fall vom Ankoppelnetzwerk unbeeinflusst [57].

3.2. Der Vorverstärker

Aufgrund der geringen Signalamplitude muss das NMR-Signal verstärkt werden, um es so gegenüber den Rauschbeiträgen der vielen weiteren Komponenten in der Empfangskette des NMR-Tomographen unempfindlicher zu machen [58]. Die erste Stufe der Verstärkung bildet hierbei der sogenannte Vorverstärker. Dieser verstärkt das Eingangssignal U_{ein} linear um den Verstärkungsfaktor G_1 auf das Ausgangssignal

$$U_{aus} = G_1 \cdot U_{ein}. \quad (3.9)$$

Neben der Signalverstärkung fügt der Vorverstärker dem Signal allerdings auch zusätzliches Rauschen hinzu. Dieses wird durch die Rauschzahl

$$F_1 = \frac{SNR_{aus}}{SNR_{ein}} \quad (3.10)$$

beschrieben, wobei SNR_{ein} das Signal-Rausch-Verhältnis am Eingang und SNR_{aus} das am Ausgang des Vorverstärkers bezeichnet. In der Regel werden Rauschzahlen in Dezibel (dB) angegeben [59],

$$F_1 = 20 \log \frac{SNR_{aus}}{SNR_{ein}}. \quad (3.11)$$

Typische Werte für einen Vorverstärker in einem NMR-System sind ein Verstärkungsfaktor von $G_1 = 27 \text{ dB}$ und eine Rauschzahl von $F_1 = 0,8 \text{ dB}$, was mit einem ungefähr 23-fach höheren Signallevel und einem zusätzlichen Rauschen von ungefähr 10 % einhergeht.

Bei der weiteren Verstärkung des NMR-Signals addiert eine zweite Verstärkerstufe wiederum Rauschen und bedingt somit eine erneute Verringerung des Signal-Rausch-Verhältnisses. Die Gesamtrauschzahl F_{ges} beliebig vieler hintereinander geschalteter Verstärkerstufen n kann mit Hilfe von

$$F_{ges} = F_1 + \frac{(F_2 - 1)}{G_1} + \frac{(F_3 - 1)}{G_1 \cdot G_2} + \dots + \frac{(F_n - 1)}{G_1 \cdot G_2 \cdot \dots \cdot G_n} \quad (3.12)$$

3. NMR-Spulentchnik

ermittelt werden [60]. In der Regel ist die Verstärkung G_1 gegenüber dem Rauschfaktor F_2 allerdings hinreichend groß, so dass der zweite Term in (3.12) vernachlässigt werden kann. Weitere Verstärkerstufen tragen entsprechend in einem noch geringeren Maß zur Gesamttauschzahl F_{ges} bei. Demzufolge wird die Rauschzahl der Empfangskette des NMR-Systems weitestgehend von ihrem ersten Verstärker, dem Vorverstärker, bestimmt.

Den Kern eines jeden Verstärkers bilden Transistoren, die auf unterschiedliche Arten angesteuert werden können. Im leistungsangepassten Betriebszustand werden Eingangs- und Ausgangsimpedanz des Transistors auf die Systemimpedanz angepasst, um eine Reflexion von Leistung nach Gleichung (3.4) zu vermeiden. Hierdurch erzielt der Verstärker die maximale Verstärkung G_1 [61]. Im rauschangepassten Betriebszustand wird die Eingangsimpedanz hingegen nicht der Quellimpedanz Z_0 , sondern vielmehr einer optimalen Impedanz Z_{opt} angepasst. Bei dieser ist die erreichte Verstärkung zwar geringer, aber der Transistor arbeitet bei seiner minimalen Rauschzahl F_1 .

Der rauschangepasste Betrieb eines Vorverstärkers kann darüber hinaus genutzt werden, um unerwünscht in der NMR-Spule induzierte Ströme durch Einkopplung einer großen Impedanz in den Spulenkreis zu unterdrücken [62]. Diese besondere Verwendung rauscharmer Vorverstärker wird in Kapitel 4.1.3 näher erläutert.

3.3. Klassifizierung von NMR-Spulen

NMR-Spulen können hinsichtlich verschiedener Kriterien in unterschiedliche Kategorien eingeteilt werden. Im Allgemeinen wird meist zwischen Sende- und Empfangsspulen sowie zwischen Volumen- und Oberflächenspulen unterschieden.

Sende- und Empfangsspulen

Grundsätzlich könnte jede NMR-Spule zum Senden der Anregungspulse und zum Empfang des NMR-Signals aus der Probe genutzt werden. Beide Fälle unterscheiden sich allerdings in den Anforderungen an die Leistungscharakteristik der Spule.

Im Sendefall ist eine homogene Anregung der Probe vordringlicher als eine effektive Auslenkung der Magnetisierung (vgl. Abs. 1.2), da eine Variation der Flipwinkel über das Probenvolumen aufgrund von Magnetfeldinhomogenitäten für viele NMR-Anwendungen nicht tolerabel ist. Im Empfangsfall steht hingegen das bestmöglich erzielbare SNR im Vordergrund. Respektiv sollte die NMR-Spule ihre höchste Empfindlichkeit im interessierenden Teil des Probenvolumens besitzen und so gut wie keinen Rauschbeitrag aus anderen Regionen der Probe empfangen. Entsprechend wird meist eine räumlich begrenzte, inhomogene Messempfindlichkeit der Spule in Kauf genommen, solange das lokale Signal-Rausch-Verhältnis gesteigert werden kann. Überdies besteht die Möglichkeit, die so hervorgerufene Inhomogenität im SNR mit Hilfe der genauen Kenntnis der räumlichen Spulensensitivität während der Nachprozessierung der Messdaten korrigieren zu können.

Viele Anwendungen stellen im Sende- und Empfangsfall allerdings ähnliche Anforderungen an die NMR-Spule, so dass in diesen Fällen meist dieselbe Spule für die Anregung der Probe und den Empfang des NMR-Signals verwendet wird. Eine Trennung von Sende- und Empfangsspule wird insbesondere bei in vivo Untersuchungen vollzogen, bei denen nur ein kleiner Teil einer stark beladenden Probe von Interesse ist [63].

Volumen- und Oberflächenspulen

Die Einteilung von NMR-Spulen in Volumen- und Oberflächenspulen steht im engen Zusammenhang mit der Unterscheidung von Sende- und Empfangsspulen.

Volumenspulen umgeben das zu untersuchende Objekt vollständig und sind so im Stande, ein homogenes B_1 -Feld über das Probenvolumen zu erzeugen. Bei räumlich spezifischen Anwendungen kann mit dieser Art von NMR-Spulen allerdings kein optimales Signal-Rausch-Verhältnis erzielt werden, da neben dem interessierenden Teil der Probe alles weitere Gewebe innerhalb der Spule zu einem erhöhten Rauschpegel beiträgt [20, 29].

Oberflächenspulen werden hingegen direkt auf dem Messobjekt über dem zu untersuchenden Bereich des Probenvolumens platziert, da in diesem Fall das Streufeld der NMR-Spule in einem gewissen Abstand zum Spulenzentrum für die NMR-Messungen verwendet wird. Aufgrund der geringen räumlichen Ausdehnung der Oberflächenspule weist dieses B_1 -Feld jedoch nur noch eine begrenzte Homogenität über der Probe auf. Allerdings zeichnet sich dieser Spulentyp durch eine im Vergleich zu Volumenspulen bessere lokale Messempfindlichkeit aus. So kann zum einen durch die Nähe der Spule zum interessierenden Bereich des Probenvolumens eine höhere Signalspannung empfangen werden. Zum anderen beschränkt die lokalisierte Spulenempfindlichkeit der Oberflächenspule den Rauschbeitrag der Probe auf den zu untersuchenden Teil [37]. Der auf diese Weise erzielte Gewinn an Signal-Rausch-Verhältnis fällt allerdings mit zunehmendem Abstand zur Spule geringer aus. Entsprechend ist die Verwendung dieser Art von NMR-Spulen besonders bei oberflächennahen Strukturen von Vorteil.

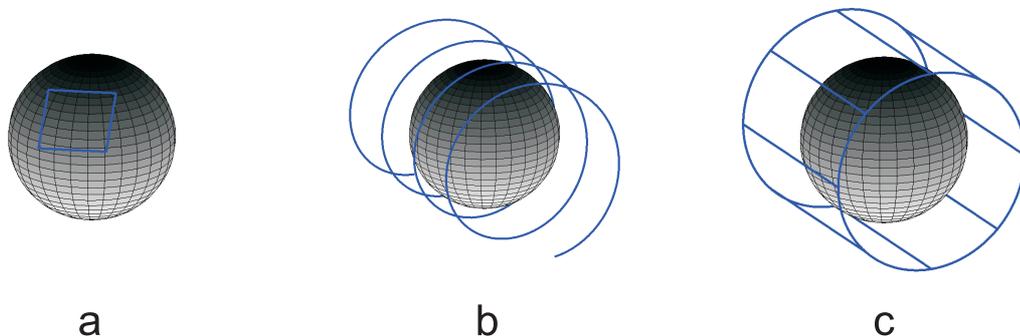


Abbildung 3.4. – **a:** Einfache Oberflächenspule. **b:** Solenoid-Volumenspule. **c:** Birdcage-Volumen-Resonator.

3. NMR-Spulentechnik

Der optimale Spulendurchmesser entspricht hierbei ungefähr der Tiefe des interessierenden Bereichs der Probe unter der Oberfläche des Messobjektes [64].

Aufgrund der inhomogenen B_1 -Feldverteilung können Oberflächenspulen bei vielen NMR-Anwendungen nicht wie Volumenspulen gleichzeitig als Sende- und Empfangsspulen genutzt werden. So werden sie meist ausschließlich zum Empfang des NMR-Signals eingesetzt, während eine zusätzliche Volumenspule für eine homogene Anregung der Probe sorgt [63].

Ein Beispiel für eine Oberflächenspule ist eine einfache Drahtschleife [65] (Abb. 3.4a). Klassische Volumenspulen sind hingegen Solenoidspulen (Abb. 3.4b) oder die schon erwähnten Birdcage-Resonatoren [51] (Abb. 3.4c).

3.4. Maßnahmen zur Patientensicherheit

Bei NMR-Spulen, die für Untersuchungen am menschlichen Körper eingesetzt werden, ist es besonders wichtig, durch bauliche Maßnahmen die Sicherheit des Probanden oder Patienten zu gewährleisten. Zum Einen wird dies durch aktive Sperrkreise erreicht, welche die Empfangsspule während des Sendens der hochfrequenten Anregungspulse inaktiv schalten. Zum Anderen unterdrücken sogenannte Mantelwellensperren gefährliche Wechselströme auf der Abschirmung der coaxialen Transmissionsleitungen.

Aktive und passive Sperrkreise

Zur homogenen Anregung der Probe werden unter anderem Hochfrequenzpulse mit einer Leistung von bis zu einigen Kilowatt durch die Sendespule appliziert. Die Empfangsspule muss in diesem starken Sendefeld zuverlässig passiv geschaltet werden, um die Induktion von HF-Strömen in der Spule zu unterbinden und so eine Störung des homogenen Anregungsfeldes zu verhindern. Ferner können hohe induzierte HF-Leistungen nicht nur zur Zerstörung elektrischer Bauteile führen, sondern auch überhöhte B_1 -Feldstärken in der Nähe der Empfangsspule hervorrufen. Durch diese bestünde die akute Gefahr, Verbrennungen am Probanden oder Patienten zu verursachen [66].

Aufgrund der schnellen Abfolge der Anregungspulse, insbesondere bei der NMR-Bildgebung, muss das Wegschalten der Empfangsspule über ein Steuersignal des NMR-Systems in Mikrosekunden möglich sein. Dies wird durch die Verwendung von Sperrkreisen im HF-Strompfad der Spule erreicht, die mit Hilfe von PIN-Dioden aktiv zu- oder weggeschaltet werden können. PIN-Dioden bieten aufgrund ihrer Halbleitereigenschaften den hierbei notwendigen Vorteil, hohe HF-Ströme von einigen Ampere durch kleine Gleichströme in kurzer Zeit schalten zu können. Die Sperrkreise an sich bestehen aus einem Parallelschwingkreis, der sich neben der PIN-Diode aus einer in der Spule integrierten Kapazität und einer zu dieser parallel geschalteten Induktivität zusammensetzt (Abb. 3.5a). Durch die richtige Abstimmung dieses Schwingkreises kann bei Aktivierung eine große Impedanz auf der Resonanzfrequenz in den

HF-Strompfad der Empfangsspule eingekoppelt und so der Fluss von HF-Strömen unterbunden werden. Während des Empfangs des NMR-Signals liegt hingegen über der Steuerleitung eine negative Spannung an, wodurch die PIN-Diode gesperrt und ihr Beitrag zum Rauschen minimiert wird. Obwohl im Sendefall Ströme von wenigen Milliampere ausreichen würden, um die Empfangsspule passiv zu schalten, werden in der Praxis 50-100 mA verwendet. Hierdurch kann die Leistungsfestigkeit der PIN-Diode erhöht und zugleich die Empfindlichkeit des Sperrkreises gegenüber hohen Spannungsabfällen aufgrund von Umladeprozessen verringert werden, welche die PIN-Diode unmittelbar zerstören können [67].

Bei NMR-Spulen für den Routineeinsatz an Patienten kommen aus Gründen der Redundanz meist noch weitere Sicherheitsmechanismen zur Anwendung. So werden beispielsweise häufig noch passive Sperrkreise in den HF-Strompfad der Spule eingebaut (Abb. 3.5b). Diese bestehen aus einem Parallelschwingkreis, der sich neben einer Induktivität und einer Kapazität aus zwei gekreuzten PIN-Dioden zusammensetzt. Überschreitet der im Spulenkreis auftretende Wechselstrom eine bestimmte Stärke, so schaltet, abhängig von der aktuellen Halbwelle, die eine oder andere PIN-Diode durch und der Sperrkreis ist aktiv. Entsprechend wird abermals eine große Impedanz auf der Resonanzfrequenz der NMR-Spule in den HF-Strompfad eingekoppelt, welche die auftretenden Ströme unterdrückt. Ein rechtzeitiges und hinreichend schnelles Schalten der passiven Sperrkreise wird hierbei durch die Verwendung speziell für diesen Zweck entwickelter PIN-Dioden erreicht.

Ähnliches gelingt auch durch den Einbau von Sicherungen in den Spulenkreis, die ab einer bestimmten Stromstärke durchbrennen und so den HF-Strompfad der NMR-Spule unterbrechen. In diesem Fall liegt der Vorteil in der geringen Größe der Bauteile und der nicht erforderlichen Abstimmung auf die Resonanzfrequenz der HF-Spule.

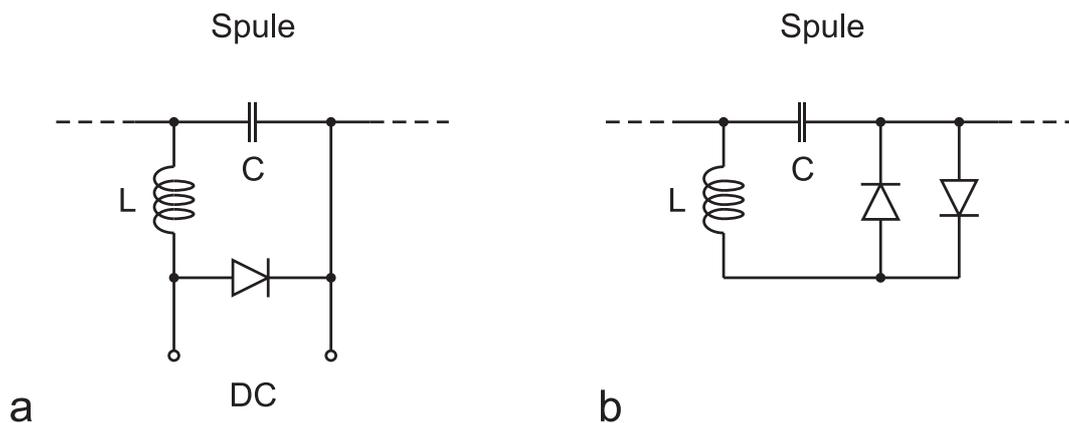


Abbildung 3.5. – Ersatzschaltbild zweier Sperrkreise zum Inaktivschalten einer NMR-Spule. **a:** Sperrkreis, der mit Hilfe einer PIN-Diode durch einen geringen Gleichstrom (DC) aktiv geschaltet werden kann. **b:** Passiver Sperrkreis, der über das Durchschalten einer der gekreuzten PIN-Dioden in Folge eines zu hohen, in der NMR-Spule auftretenden Wechselstroms aktiv wird.

3. NMR-Spulentchnik

Dies muss allerdings aufgrund einer schlechten Bauteilgüte der Sicherungen mit einem verringerten intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnis der NMR-Spule erkauft werden.

Mantelwellensperren

In den koaxialen Übertragungsleitungen fließen die hochfrequenten Wechselströme aufgrund des Skin-Effekts auf der Oberfläche des Innenleiters und der Innenseite der Abschirmung. Der Phasenunterschied von 180° zwischen beiden Strömen bewirkt hierbei, dass sich außerhalb des Koaxialkabels alle hochfrequenten Felder gegenseitig aufheben [45]. Allerdings können aufgrund von Potentialunterschieden im Spulenaufbau noch weitere, nicht dem NMR-Signal zugehörige HF-Ströme auf der Kabelabschirmung auftreten. Diese sogenannten Mantelwellen bilden häufig die Ursache für störende Kopplungen zwischen unterschiedlichen Baugruppen der NMR-Spulen sowie zu Abschirmungen oder dem NMR-System selbst. Sie führen entsprechend zu zusätzlichen Spulenverlusten in Form von dielektrischen Wechselwirkungen oder Abstrahlung von HF-Feldern. Des Weiteren können auch durch das Anregungsfeld der Sendespule starke Wechselströme auf der Abschirmung induziert werden. Diese Mantelwellen rufen in unmittelbarer Nähe des Koaxialkabels hohe Feldstärken hervor, die wiederum schwere Verbrennungen am Probanden oder Patienten verursachen können [68].

Um den Fluss von signalfremden HF-Strömen auf der Kabelabschirmung und somit das Auftreten von Mantelwellen zu verhindern, kommen spezielle Filterelemente, sogenannte Mantelwellensperren, zur Anwendung. Breitbandige Lösungen, wie sie zahlreich in Form von Ferritkernen beispielsweise an Monitorkabeln benutzt werden, können aufgrund der starken Magnetfelder in NMR-Systemen nicht eingesetzt werden. Infolgedessen werden für NMR-Spulen mit einer Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz, wie die in dieser Arbeit vorgestellten, häufig schmalbandige Toroid-Mantelwellensperren verwendet.

Bei dieser Art von Mantelwellensperren wird das Koaxialkabel auf einen unmagne-

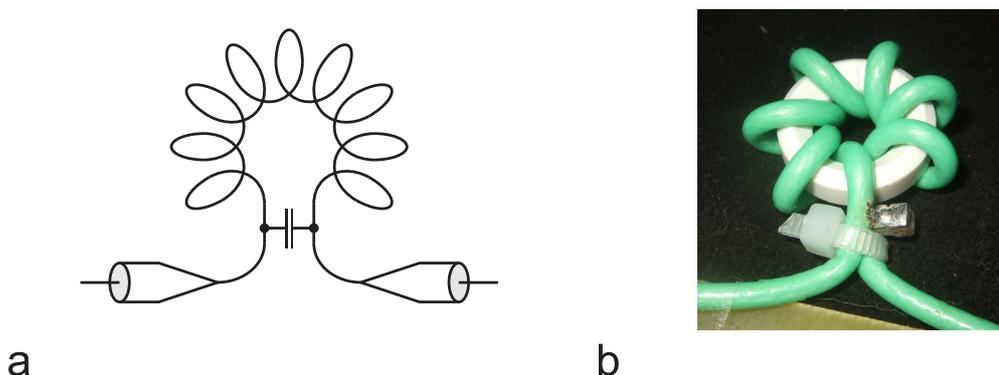


Abbildung 3.6. – **a:** Ersatzschaltbild einer Toroid-Mantelwellensperre, die signalfremde Wechselströme auf der Abschirmung einer Koaxialleitung unterdrückt. **b:** Photo einer bei Spulen in dieser Arbeit verwendeten Toroid-Mantelwellensperre.

3.4. Maßnahmen zur Patientensicherheit

tischen, nicht metallischen Ring mit mehreren Windungen gewickelt. Zu der hieraus entstandenen Induktivität zwischen den Punkten der Kabelabschirmung kurz vor und kurz nach dem Toroiden wird eine Kapazität parallel geschaltet (Abb. 3.6) [69]. Mit der richtigen Abstimmung dieses Parallelschwingkreises kann auf dem Schirm des Koaxialkabels eine hohe Impedanz in einem schmalen Frequenzbereich um die Arbeitsfrequenz der HF-Spule eingekoppelt werden. Der Signalstrom in der Übertragungsleitung bleibt von dieser allerdings unbeeinflusst, da er außerhalb des Koaxialkabels und somit auch über der Induktivität des Sperrkreises kein Feld erzeugt. Das Auftreten signalfremder Wechselströme führt hingegen zur Ausbildung eines äußeren Magnetfeldes um die Übertragungsleitung, welches die Induktivität des Parallelschwingkreises durchdringt. Als Folge werden die feldverursachenden HF-Ströme auf der Kabelabschirmung gedämpft und die Entstehung von Mantelwellen kann auf diese Weise vermieden werden [68, 70].

4. Phased-Array Spulen

Die grundlegende Idee bei sogenannten „Phased-Array“ Spulen in der Magnetresonanz ist die zeitgleiche Detektion des NMR-Signals aus einer Probe mit einer Vielzahl eng benachbarter Empfangsspulen. Aus einer geeigneten Kombination dieser Einzelspuleninformationen ergibt sich anschließend der Gesamtdatensatz des Spulenarrays. Auf diese Weise kann mit der hohen Empfindlichkeit einer kleinen Oberflächenspule ein Bereich des Messobjektes abgedeckt werden, für welchen sonst die Verwendung einer Volumenspule erforderlich wäre. Drei Beispiele für häufig verwendete Arraystrukturen sind in Form eines linearen, eines zweidimensionalen und eines Volumenarrays in Abbildung 4.1 dargestellt.

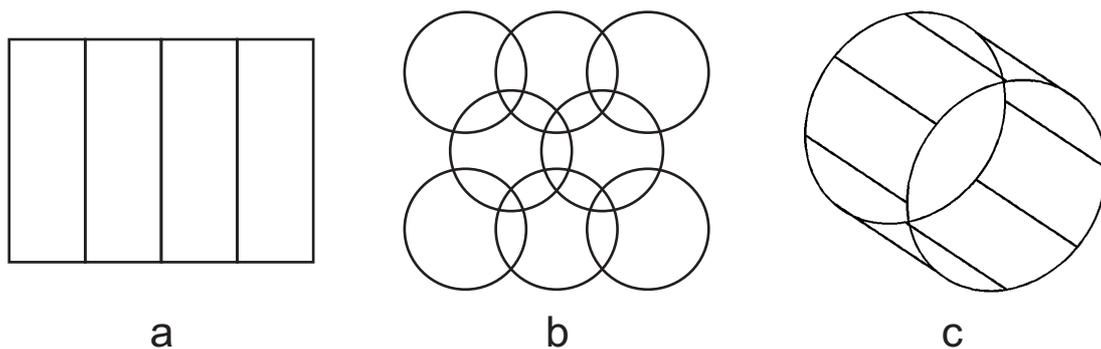


Abbildung 4.1. – *Drei unterschiedliche, häufig zur Anwendung kommende Arraygeometrien. Jede Leiterschleife stellt hierbei eine Einzelspule mit einem eigenen Ankoppelnetzwerk dar. a: Lineares Spulenarray. b: Zweidimensionales flaches Spulenarray. c: Volumenarray, bei dem die Einzelspulen das Probenvolumen vollständig umschließen.*

Die Tauglichkeit solch geometrischer Anordnungen von Einzelspulen ist allerdings an bestimmte Voraussetzungen geknüpft. Zum Einen müssen die einzelnen Oberflächenspulen voneinander unabhängig sein. Dies bedeutet, dass keine signifikante Wechselwirkung der Einzelspulen über ihre magnetischen oder elektrischen Felder vorhanden sein darf. Zum Anderen ist für jede einzelne Oberflächenspule eine eigene Empfangskette erforderlich. Hierdurch kann das von jeder Einzelspule gleichzeitig empfangene NMR-Signal separat als spuleneigener Datensatz aufgezeichnet werden. Eine Rekonstruktionssoftware setzt die einzelnen Spulendatensätze zu einem Gesamtdatensatz unter Wichtung eines jeden Datenpunktes in Betrag und Phase zusammen. Auf diese Weise kann ein optimales Signal-Rausch-Verhältnis in jedem Punkt des zusammengesetzten Datensatzes erzielt werden [62].

4. Phased-Array Spulen

Das hier zugrunde liegende Prinzip ist der bereits aus den Bereichen Radar und Ultraschall bekannten „Phased-Array“-Technik sehr ähnlich, wovon sich auch der Begriff „NMR Phased-Array“ ableitet. Dieses Spulen-Konzept kann in der NMR-Bildgebung wie auch in der NMR-Spektroskopie eingesetzt werden, unabhängig von den verwendeten Messsequenzen.

Eine Phased-Array Spule eröffnet allerdings noch eine andere Möglichkeit. Aufgrund ihrer unterschiedlichen Positionen und Winkel zur Probe variiert auch das von den einzelnen Oberflächenspulen empfangene NMR-Signal. Hierdurch kann einem aufgenommenen Spulenprofil eindeutig ein Bereich des Probenvolumens zugeordnet werden. Diese im Spulen-Array intrinsisch vorhandene Ortsinformation wird besonders bei der NMR-Bildgebung ausgenutzt, um Phasenkodierschritte zur Ortskodierung einzusparen und so die Messzeit zu verkürzen. Wie dies genau erreicht werden kann, wird in Kapitel 5.2 ausführlich erläutert.

4.1. Unabhängigkeit von NMR-Spulen

Werden zwei Oberflächenspulen, die getrennt voneinander auf die gleiche Resonanzfrequenz ν_0 abgestimmt wurden, in geringem Abstand zueinander positioniert, so wechselwirken sie über ihre Gegeninduktivität (*mutual inductance*). Diese Wechselwirkung führt zu einer Aufspaltung der Resonanzfrequenz der Einzelspulen wie es in Abbildung 4.2 dargestellt ist [71]. Hierdurch ist die Empfindlichkeit der Oberflächen-

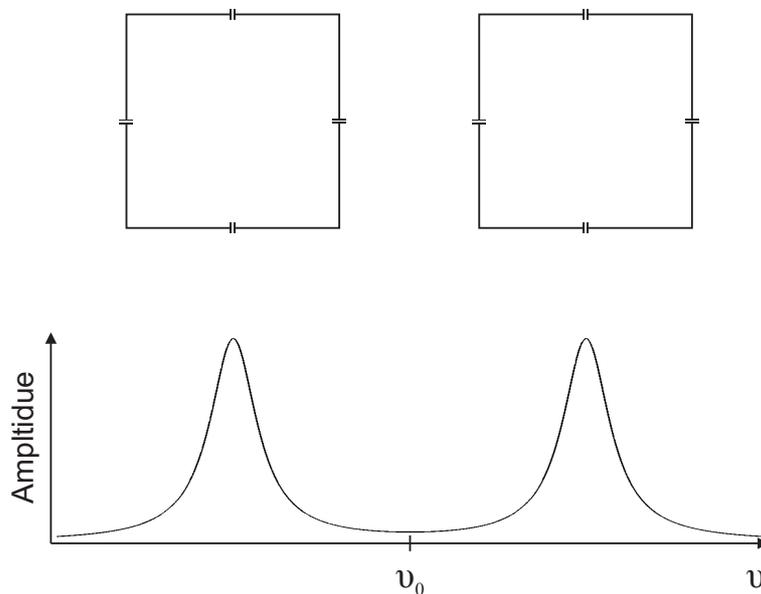


Abbildung 4.2. – Resonanzen zweier nah benachbarter Oberflächenspulen, die auf die gleiche Resonanzfrequenz ν_0 abgestimmt sind. Die ursprüngliche Resonanz spaltet in zwei Resonanzen auf. Die Empfindlichkeit ist so bei der eigentlichen Resonanzfrequenz ν_0 stark erniedrigt.

spulen bei der eigentlichen Resonanzfrequenz ν_0 stark reduziert. Gleichermaßen wird durch die Kopplung der Einzelspulen auch Signal und Rauschen von einer zur anderen Spule übertragen [62].

Im Folgenden sollen verschiedene Wege zur Entkopplung der Einzelspulen in einem NMR Phased-Array vorgestellt und die gängigsten erläutert werden.

4.1.1. Geometrische Entkopplung

Die Oberflächenspule 1 sei von einem Wechselstrom I_1 durchflossen, der ein magnetisches Wechselfeld \vec{B}_1 erzeugt. Dieses B_1 -Feld bewirkt einen magnetischen Fluss durch die Fläche, die von der nahen Leiterbahnstruktur der Spule 2 aufgespannt wird (Abb. 4.3a). Entsprechend dem Faradayschen Gesetz (1.18) wird so eine Spannung in der Oberflächenspule 2 induziert. Der magnetische Fluss

$$\Phi_m = M \cdot I_1 \quad (4.1)$$

selbst ergibt sich neben dem Strom I_1 aus dem Proportionalitätsfaktor M , der sogenannten gegenseitigen Induktivität oder auch Gegeninduktivität der Spulen [72]. Gleichermaßen erzeugt der Strom I_2 in Spule 2 einen magnetischen Fluss durch die Oberflächenspule 1. Werden indes die beiden Einzelspulen derartig positioniert, dass der gesamte magnetische Fluss durch die jeweils andere Spule Null ergibt, so wird keine Spannung induziert und für die Gegeninduktivität folgt nach (4.1) $M = 0$. Die Oberflächenspulen wären somit geometrisch entkoppelt (Abb. 4.3b). Das hierfür erforderliche Maß an Spulenüberlapp ist allerdings von der Geometrie der verwendeten Einzelspulen abhängig, kann aber recht einfach berechnet werden. Dies soll im Folgenden am Beispiel zweier koplanarer Oberflächenspulen gezeigt werden, wie sie auch Roemer et al. eingesetzt haben [62].

Die beiden Spulen mit der Kantenlänge d seien hierzu auf einer unendlich ausgedehnten Probe mit der Dicke $2d$ und der Leitfähigkeit σ platziert, wobei der Wert l den Abstand der Spulenmittelpunkte angibt (Abb. 4.4). Die magnetischen und elektrischen Felder, welche die Einzelspulen in ihrer Nähe in der Probenschicht erzeugen, können durch ein Vektorpotential \vec{A} bestimmt werden [73]

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A} \quad (4.2)$$

$$\vec{E} = -\frac{d\vec{A}}{dt}. \quad (4.3)$$

Die Arbeitsfrequenz der Spulen sei hierbei so niedrig, dass die magnetischen Felder vordringlich durch die Wechselströme in den Oberflächenspulen entstehen und nicht durch induzierte Wirbelströme in der leitfähigen Probe beeinflusst werden. Aufgrund dieser quasistatischen Näherung kann das Vektorpotential aus einem Volumenintegral über die zugrunde liegende Stromverteilung berechnet werden [74]. Seien weiterhin die Leiterbahnen als schmal angenommen, so kann das Volumenintegral in ein Linienintegral entlang der Leiterbahnstruktur

$$\vec{A} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \oint \frac{d\vec{s}}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \quad (4.4)$$

4. Phased-Array Spulen

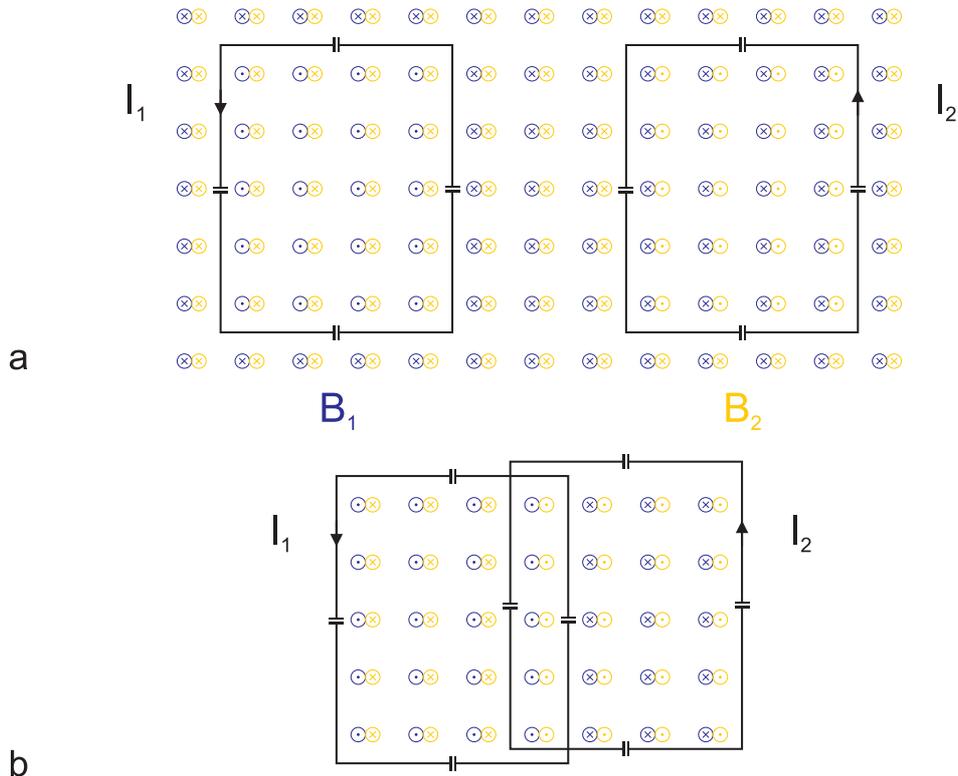


Abbildung 4.3. – Momentaufnahme der Magnetfelder \vec{B}_1 und \vec{B}_2 , die durch die Wechselströme I_1 und I_2 in den beiden Oberflächenspulen hervorgerufen werden. **a:** Die Spulen befinden sich in unmittelbarer Nähe zueinander und koppeln so über ihre Gegeninduktivität. **b:** Spulen in Überlapp. Bei geeignetem Überlapp ist der Magnetfluss durch die jeweils andere Spule in die Zeichenebene hinein \otimes gerade so groß wie der aus der Zeichenebene heraus \odot . Die Spulen sind somit entkoppelt. Auf die Darstellung der Feldverteilung außerhalb der Spulen wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet.

überführt werden [75, 76]. Hierbei bezeichnet I den in der Spule fließenden Strom, \vec{s} einen Tangentialvektor an die als Linie angenommene Leiterbahn, dessen Betrag die Integrationslänge angibt, und $|\vec{r} - \vec{r}'|$ beschreibt den Abstand des Leiterbahnsegments zu einem Punkt in der Probenschicht.

Wird dieses Vektorpotential in (4.2) eingesetzt, so ergibt sich das sogenannte Biot-Savart-Gesetz

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \oint \frac{d\vec{s} \times (\vec{r} - \vec{r}')^3}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3}, \quad (4.5)$$

das die Berechnung des magnetischen Feldes einer beliebigen Leiterbahnstruktur ermöglicht.

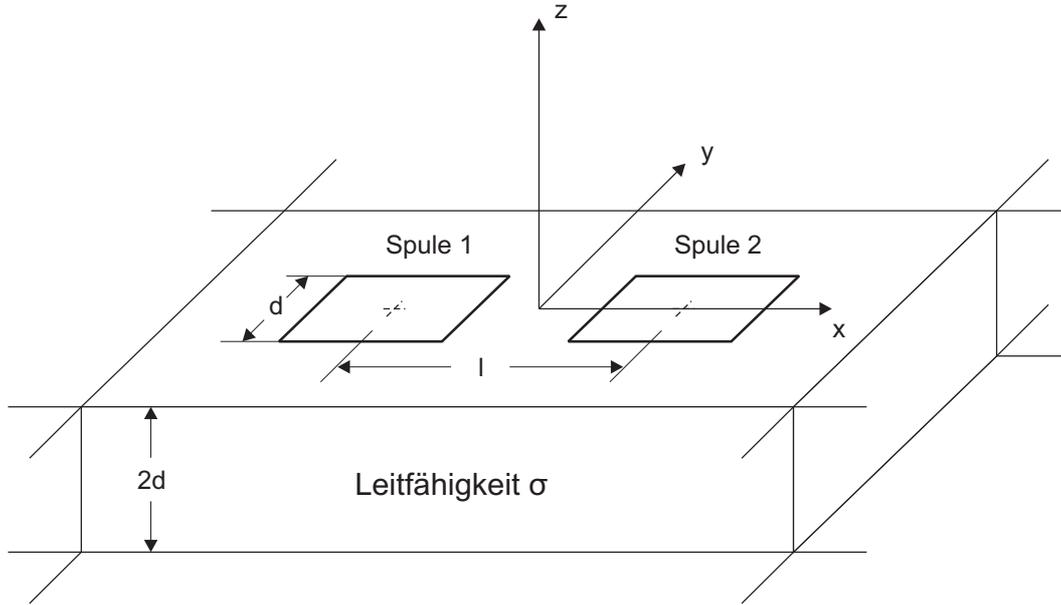


Abbildung 4.4. – Spulenanordnung zur Bestimmung des magnetischen und elektrischen Kopplungskoeffizienten. Die quadratischen Spulen mit der Kantenlänge d befinden sich auf einer unendlich ausgedehnten Probe der Dicke $2d$ und der Leitfähigkeit σ .

Gleichermaßen kann durch das Vektorpotential \vec{A} auch der magnetische Fluss

$$\Phi_m = \int_F \vec{B}_1 \cdot d\vec{f} = \int_{S_2} \vec{A}_1 \cdot d\vec{s}_2 \quad (4.6)$$

bestimmt werden, der vom Magnetfeld \vec{B}_1 erzeugt, die Fläche der Spule S_2 durchdringt [72]. Somit ergibt sich die gegenseitige Induktivität zweier Spulen mit linienförmigen Leiterbahnen zu

$$M_{12} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{s_1} \int_{s_2} \frac{d\vec{s}_1 \cdot d\vec{s}_2}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}, \quad (4.7)$$

wobei \vec{s}_1 und \vec{s}_2 wiederum Tangentenvektoren an die betreffenden Leiterbahnen sind und $|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|$ den vektoriellen Abstand zwischen den Linienelementen $d\vec{s}_1$ und $d\vec{s}_2$ beschreibt.

Ein Maß für die magnetische Kopplung zweier Spulen gibt der sogenannte magnetische Kopplungskoeffizient

$$k_{m12} = \frac{M_{12}}{\sqrt{L_1 L_2}} \quad \text{mit} \quad 0 \leq k_{m12} \leq 1 \quad (4.8)$$

an, der sich aus der Gegeninduktivität M und den Selbstinduktivitäten L_1 und L_2 der Einzelspulen berechnet [56].

4. Phased-Array Spulen

In Analogie definieren Roemer et al. einen weiteren Kopplungskoeffizienten

$$k_{e12} = \frac{R_{12}}{\sqrt{R_{11}R_{22}}} \quad \text{mit} \quad 0 \leq k_{e12} \leq 1, \quad (4.9)$$

der die Wechselwirkung der Spulen aufgrund ihrer elektrischen Felder beschreibt. Hierbei bezeichnen R_{11} und R_{22} die Rauschwiderstände der Einzelspulen in Isolation und R_{12} einen zusätzlichen Rauschmechanismus, der auftritt, wenn beide Oberflächenspulen zeitgleich benutzt werden. Dieser spiegelt entsprechend das korrelierte Rauschen zwischen den Einzelspulen wider. Der elektrische Kopplungskoeffizient k_{e12} kann somit auch als Rauschkorrelationskoeffizient verstanden werden. Die Rauschwiderstände selbst sind als Volumenintegral

$$R_{ik} = \sigma \int \vec{E}_i(x, y, z) \cdot \vec{E}_k(x, y, z) dV \quad (4.10)$$

über die von den Spulen im Probenvolumen V hervorgerufenen elektrischen Felder definiert [62]. Wird für den Wechselstrom I in den Spulen, wie in den meisten Fällen zu-

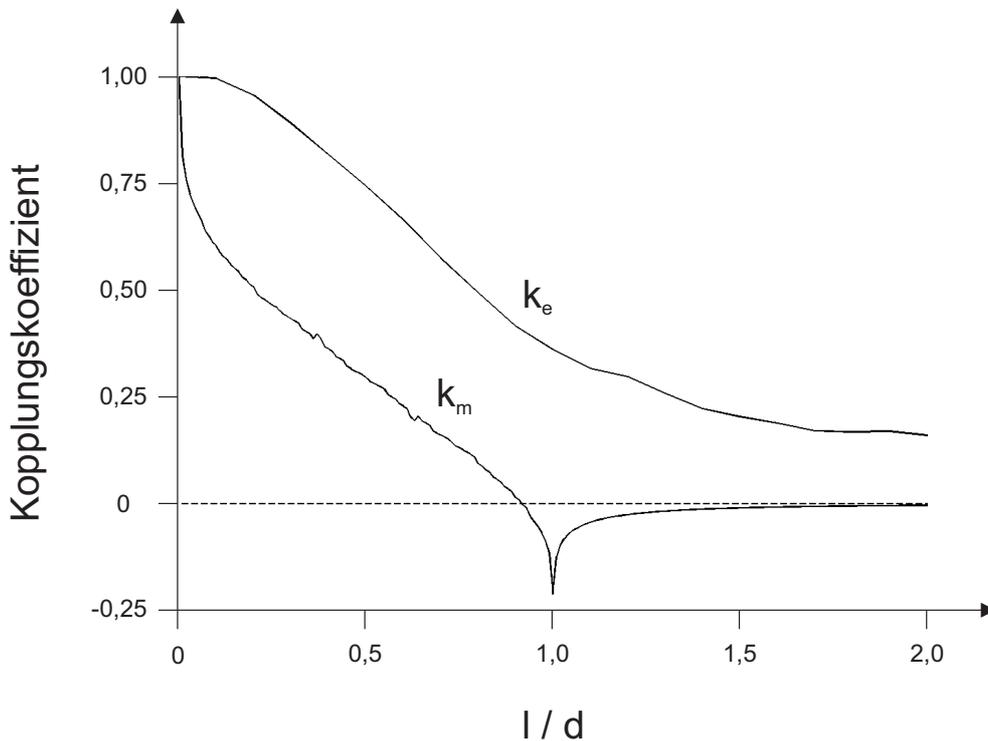


Abbildung 4.5. – Kopplungskoeffizienten der koplanaren Spulen aus Abbildung 4.4 in Abhängigkeit des Spulenabstandes l bezogen auf die Kantenlänge d der Spulen. Der elektrische Kopplungskoeffizient k_e wurde durch numerische Integration von (4.11) über einer Probenschicht der Dicke $2d$ innerhalb der Grenzen von $\pm 10d$ in x - und y -Richtung bestimmt. Der magnetische Kopplungskoeffizient k_m wurde entsprechend durch Integration von (4.7) ermittelt.

4.1. Unabhängigkeit von NMR-Spulen

treffend, eine konstante Frequenz angenommen, so können mit (4.3) auch die Rauschwiderstände R_{ik} mit Hilfe des Vektorpotentials \vec{A} aus (4.4) ermittelt werden

$$R_{ik} = \omega^2 \sigma \int \vec{A}_i \cdot \vec{A}_k dV. \quad (4.11)$$

Soll diese Berechnung für andere Geometrien durchgeführt werden, so muss gewährleistet sein, dass die Randwertbedingungen für das elektrische und magnetische Feld erfüllt sind [77, 78]. Dies kann meist durch eine geeignete Eichtransformation des Vektorpotentials erzielt werden [73].

In Abbildung 4.5 sind der elektrische und magnetische Kopplungskoeffizient für die koplanaren Spulen aus Abbildung 4.4 in Abhängigkeit ihres Abstandes l dargestellt. Sie wurden mittels einer numerischen Integration von (4.7) und (4.11) bestimmt und sind auf die Ergebnisse für den Anfangszustand $l = 0$ normiert. Um bei der Berechnung des Vektorpotentials eine mögliche Singularität in (4.4) und (4.7) zu vermeiden, wurde für den Nenner $|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|$ eine untere Grenze von einem Hundertstel der Kantenlänge d festgesetzt. Dies entspricht bei Spulen mit einer Länge von 10 cm, in guter Relation zur Wirklichkeit, einem Leiterbahndurchmesser von 1 mm.

Aus Abbildung 4.5 ist erkennbar, dass bei einem Abstand der Oberflächenspulen von ungefähr $0,9 \cdot d$ die Gegeninduktivität Null wird. Ist der magnetische Kopplungskoeffizient hingegen positiv, so überlagern sich die Magnetfelder der Einzelspulen konstruktiv, während sie bei negativem Koeffizienten destruktiv interferieren. Das korrelierte Rauschen k_e bleibt indes vom Spulenabstand weitestgehend unbeeinflusst. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die von den Spulen in der Probe induzierten Wirbelströme teilweise gemeinsame Strompfade besitzen. Auf diese Weise führt ein Teil der sich eigentlich zufällig thermisch bewegenden Ladungsträger im Probenvolumen zu einem korrelierten Rauschen in den Einzelspulen, obwohl der magnetische Nettofluss zwischen beiden Spulen Null ist [62]. Dieser speziell bei NMR Phased-Array

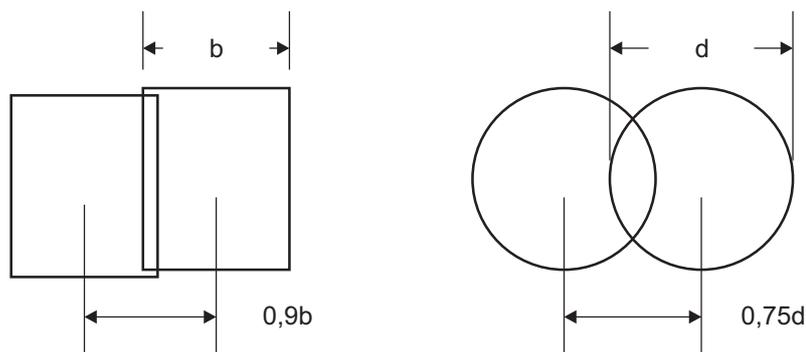


Abbildung 4.6. – Überlapp benachbarter Spulen, um die Gegeninduktivität der Spulen zu negieren. Der erforderliche Spulenüberlapp ist von der jeweiligen Spulengeometrie abhängig. Bei rechteckigen Spulen ist ein Überlapp von ungefähr 10 % der Spulenbreite ausreichend, während für runde Oberflächenspulen ein Überlapp von etwa 25 % des Spulendurchmessers notwendig ist.

4. Phased-Array Spulen

Spulen zusätzlich auftretende Rauschmechanismus, die sogenannte Rauschkorrelation, soll in Abschnitt 4.3 ausführlicher beleuchtet werden.

Der für eine induktive Entkopplung benachbarter Oberflächenspulen erforderliche Überlapp wird maßgeblich durch die Geometrie der Einzelspulen bestimmt. Ein Spulenüberlapp von ungefähr 10 % der Spulenbreite sorgt nur bei rechteckigen Spulen für ein Verschwinden der Gegeninduktivität. Bei runden Oberflächenspulen zum Beispiel ist hingegen ein Überlapp von etwa 25 % des Spulendurchmessers zum Entkoppeln der Spulen erforderlich (Abb. 4.6). Der exakte Spulenüberlapp ist folglich vom Design der Einzelspulen abhängig und muss so für jedes Phased-Array empirisch ermittelt werden. Dies gilt besonders für Arraygeometrien, die in Richtung des Überlapps aus anatomischen Gründen gebogen sind [79, 80].

4.1.2. Kapazitive Entkopplung

Die Verwendung von Phased-Array Spulen zur örtlichen Kodierung des NMR-Signals bringt eine neue Anforderung an das Spulendesign mit sich. So sollen die Empfindlichkeitsprofile der Einzelspulen weitestgehend voneinander verschieden sein, um eine möglichst ausgeprägte Ortskodierung bereitstellen zu können [81, 82]. Die Entkopplung benachbarter Oberflächenspulenelemente durch Überlapp ist in diesem Fall eher von Nachteil [83], was bei der Erläuterung der Rekonstruktionstechniken der parallelen NMR-Bildgebung in Kapitel 5.2 ersichtlich wird. Eine mögliche Alternative bietet indes die im Folgenden vorgestellte kapazitive Entkopplung.

Die Kopplung zweier Einzelspulen über ihre gegenseitige Induktivität M kann auch in Form eines Ersatzschaltbildes (Abb. 4.7) aus drei komplexen Impedanzen dargestellt werden [84]. Diese ergeben sich aus den Selbstinduktivitäten L , den Rauschwiderständen R und der Gegeninduktivität M der Spulen zu

$$Z_1 = R_1 + i\omega_0(L_1 - M) + (i\omega_0 C_1)^{-1} \quad (4.12)$$

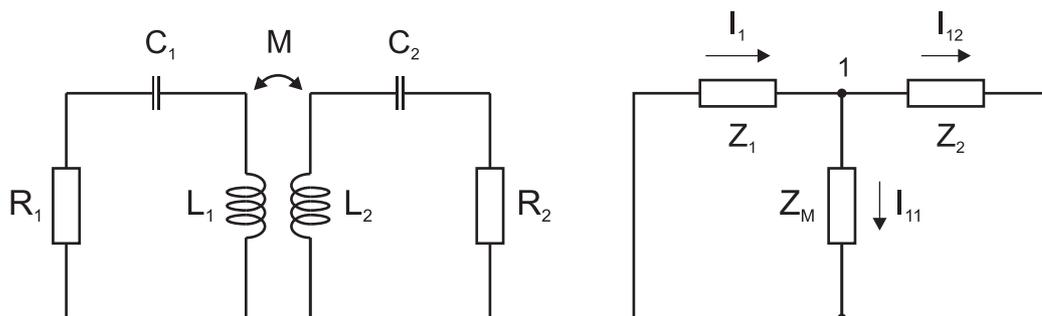


Abbildung 4.7. – Induktive Kopplung zweier benachbarter Spulen über die Gegeninduktivität M . Die Wechselwirkung kann auch über ein Ersatzschaltbild aus Impedanzen Z_1 , Z_2 und Z_M beschrieben werden. I_1 ist ein in Spule 1 induzierter Strom, der sich in einen spuleneigenen Strom I_{11} und einen Kopplungsstrom I_{12} aufteilt. Die Stromverteilung ist vom Impedanzverhältnis Z_2/Z_M abhängig.

4.1. Unabhängigkeit von NMR-Spulen

$$Z_2 = R_2 + i\omega_0(L_2 - M) + (i\omega_0 C_2)^{-1}, \quad (4.13)$$

und

$$Z_M = R_{12} + i\omega_0 M. \quad (4.14)$$

Die gemeinsame Impedanz Z_M beschreibt demzufolge die eigentliche Wechselwirkung der Oberflächenspulen über ihre Rauschkorrelation R_{12} und die gegenseitige Induktivität M .

Wird in Spule 1 eine Spannung U_1 induziert, die zu einem Stromfluss I_1 durch die Impedanz Z_1 führt, so teilt sich dieser nach Kirchhoff am Knoten 1 in einen Strom I_{11} durch die Impedanz Z_M und in einen Stromfluss I_{12} durch die Impedanz Z_2 auf (Abb. 4.7),

$$I_1 = I_{11} + I_{12}. \quad (4.15)$$

Der Strom I_{12} sorgt hierbei für einen Spannungsabfall U_{12} über der Impedanz Z_2 und folglich für einen Signalübertrag von Spule 1 in Spule 2. Aufgrund der Parallelschaltung von Z_M und Z_2 richtet sich die Verteilung der Ströme auf beide Zweige einzig nach der Relation der Impedanzen

$$\frac{I_{11}}{I_{12}} = \frac{U_{12}/Z_M}{U_{12}/Z_2} = \frac{Z_2}{Z_M}. \quad (4.16)$$

Entsprechend ist die Stromverteilung nur über die Gegeninduktivität M beeinflussbar, da alle anderen Parameter vom Aufbau der Einzelspulen abhängig und somit nicht zu verändern sind.

Für $M = 0$ würde der größte Teil des Stroms I_1 durch die Induktivität Z_M fließen und die Kopplung der Spulen wäre minimal. In Analogie würden auch die Gleichungen (4.12) bis (4.14) unter Vernachlässigung des über die Probe korrelierten Rauschens R_{12} in Z_M den Fall isolierter Oberflächenspulen beschreiben.

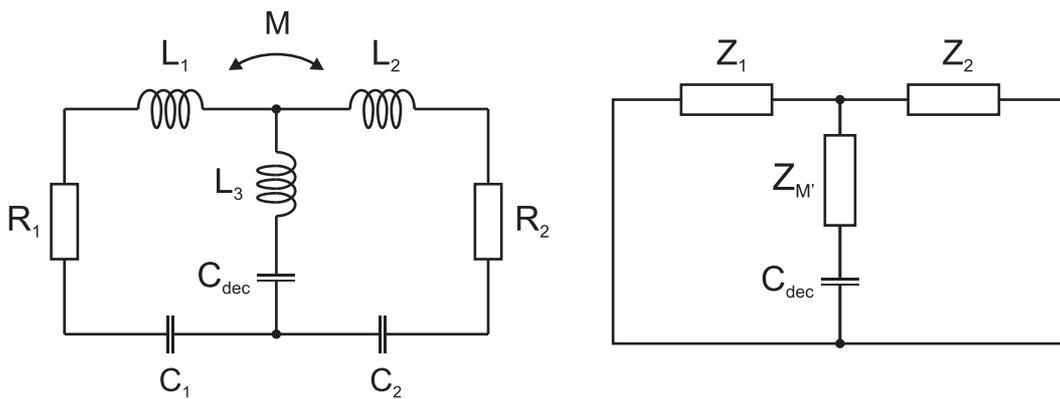


Abbildung 4.8. – Kapazitive Entkopplung zweier benachbarter Spulen über gemeinsame Leiterbahn. Die Kapazität C_{dec} ist gerade so gewählt, dass die gemeinsame Leiterbahn bei Arbeitsfrequenz serienresonant ist, $\omega_0 = (\sqrt{LC})^{-1}$, und somit der Imaginärteil von Z'_M verschwindet.

4. Phased-Array Spulen

Sei C_{dec} indes eine zur Impedanz Z_M in Serie eingebaute Kapazität (Abb. 4.8), so folgt für die Gesamtimpedanz des betreffenden Zweiges mit der Selbstinduktivität L_3

$$Z_{M'} = R_{12} + i\omega_0 L_3 + \frac{1}{i\omega_0 C_{dec}} + i\omega_0 M. \quad (4.17)$$

Unter Verwendung eines Kapazitätswertes von

$$C_{dec} = \frac{1}{\omega_0^2 (L_3 + M)} \quad (4.18)$$

wird der Imaginärteil der Impedanz $Z_{M'}$ Null und es ergibt sich der gleiche Zustand wie für $M = 0$. Die Wechselwirkung der Oberflächenspulen über die gegenseitige Induktivität M ist somit gleichfalls negiert und die Einzelspulen gelten entsprechend als kapazitiv entkoppelt [85].

Dieses Prinzip wird beim Bau von Phased-Array Spulen meist zur Entkopplung der Einzelelemente über eine gemeinsame Leiterbahn angewandt (Abb. 4.8). Durch eine einfache Umformung von (4.18)

$$\nu_0 = \frac{1}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(L_3 + M) \cdot C_{dec}}} = \frac{1}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{L \cdot C}} \quad (4.19)$$

ergibt sich für diesen Fall die Bedingung, dass zwei benachbarte Spulenelemente entkoppelt sind, wenn die gemeinsame Leiterbahn bei der Arbeitsfrequenz ν_0 des Spulenarrays serienresonant ist [86].

4.1.3. Entkopplung durch Vorverstärker

Nachdem in den vorigen Abschnitten zwei der gängigsten Methoden zur Entkopplung benachbarter Oberflächenspulen erläutert wurden, bleibt noch die schwächere, aber nicht vernachlässigbare Wechselwirkung übernächster und unter Umständen weiter entfernter Spulenelemente in einem Phased-Array zu eliminieren.

Zur Lösung dieses Problems stellten Roemer et al. die Entkopplung von Einzelspulen durch die Verwendung rauschangepasster Vorverstärker vor [62]. Den Kern dieser Art von Vorverstärker bilden fast immer Gallium-Arsenid-Metalloxid-Halbleiter Feldeffekt-Transistoren (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*, *MOS-FET*), die geringste Rauschzahlen ($< 0,5$ dB) bei Eingangsimpedanzen zwischen $1 \text{ k}\Omega$ und $2 \text{ k}\Omega$, je nach verwendetem Transistortyp, zeigen [87]. Entsprechend ist der Einsatz eines Eingangsnetzwerkes erforderlich, das, bestehend aus einer seriellen Kapazität C_{ein} und einer parallelen Induktivität L_{ein} , die Leitungsimpedanz von 50Ω am Vorverstärkereingang auf die erforderliche Impedanz am Transistoreingang transformiert (Abb. 4.9).

Roemer et al. führen dieses Netzwerk als serienresonant bei der Arbeitsfrequenz ν_0 der Spule aus, so dass die Impedanz beim Blick in den Vorverstärkereingang nahezu einem Kurzschluss Z_{kurz} entspricht (Abb. 4.10). Dem darüber hinaus verwendeten Ankoppelnetzwerk kommen in diesem Fall zwei unterschiedliche Aufgaben zu. Zum

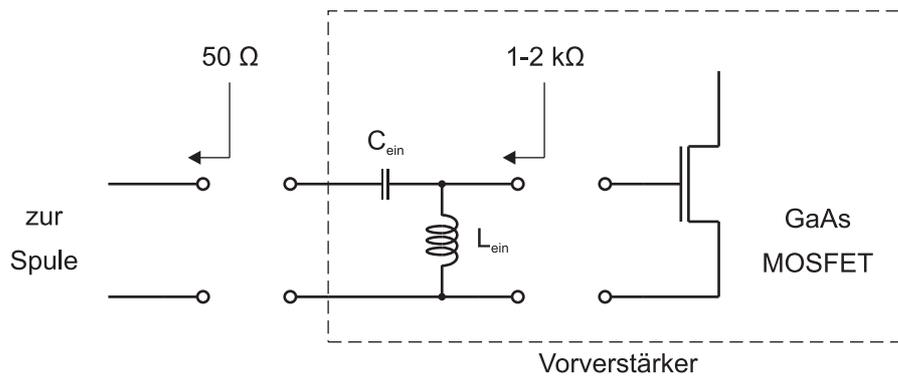


Abbildung 4.9. – Blockschaltbild des Eingangsnetzwerkes eines rauscharmen Vorverstärkers (- -). Das Netzwerk aus Kapazität C_{ein} und Induktivität L_{ein} transformiert die $50\ \Omega$ -Leitungsimpedanz auf eine für den GaAs-MOSFET optimale Eingangsimpedanz, um ein minimales Rauschen des Transistors zu erzielen.

Einen transformiert es die Impedanz Z_L der beladenen und auf die Arbeitsfrequenz ν_0 abgestimmten Spule auf die charakteristische Leitungsimpedanz von $50\ \Omega$ und zum Anderen wirkt es als $\lambda/4$ -Netzwerk [88]. Infolgedessen übersetzt das Ankoppelnetzwerk die Eingangsimpedanz Z_{kurz} des Vorverstärkers in eine große Impedanz Z_{offen} in den Spulenkreis, die im idealen Fall einem offenen Ende gleich kommt. Auf diese Weise wird der in der Oberflächenspule fließende Strom stark verringert, obgleich die Spule nach wie vor das gleiche NMR-Signal empfängt und an den Vorverstärker überträgt [62]. Sind die während des Empfangs auftretenden Spulenströme sehr gering, so wird weder Signal und noch Rauschen direkt zwischen den Spulen übertragen und sie arbeiten unabhängig voneinander.

Reykowski et al. verallgemeinern die Betrachtung der Vorverstärkerentkopplung auf

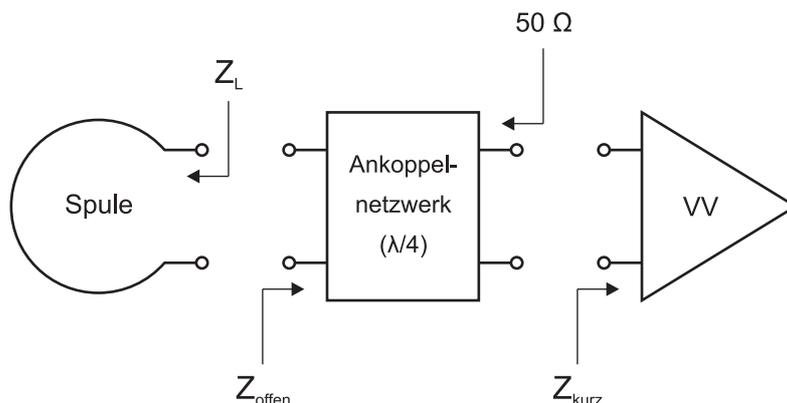


Abbildung 4.10. – Blockschaltbild des Aufbaus der Vorverstärkerentkopplung und Impedanzanpassung der NMR-Spule an den Vorverstärker (VV) nach Roemer et al.

4. Phased-Array Spulen

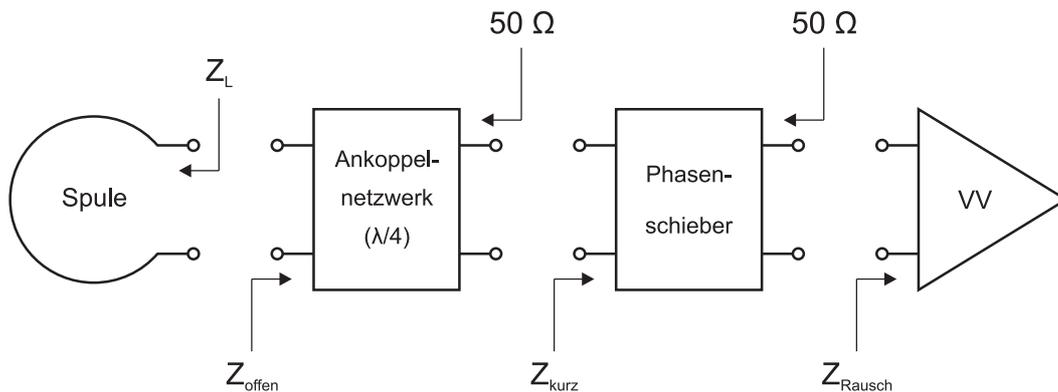


Abbildung 4.11. – Blockschaltbild des Aufbaus der Vorverstärkerentkopplung und Impedanzanpassung der NMR-Spule an den Vorverstärker (VV) nach Reykowski et al.

realisierbare Transformationsnetzwerke sowie auf Vorverstärker mit einer zufälligen Eingangsimpedanz an Stelle eines Kurzschlusses und einem Eingangsreflexionskoeffizienten von nahezu 1 (Abb. 4.11) [89]. Letzteres trifft für die meisten rauschoptimierten Vorverstärker zu, da aufgrund der Rauschanpassung die Impedanz beim Blick in den Vorverstärkereingang nicht $50\ \Omega$ entspricht und der so auftretende Impedanzunterschied zu diesen hohen Reflexionskoeffizienten führt. Das Ankoppelnetzwerk ist wiederum als ein $\lambda/4$ -Transformator gewählt, welcher die Spulenimpedanz auf die Leitungsimpedanz von $50\ \Omega$ anpasst. Der hierauf folgende Phasenschieber verändert diese $50\ \Omega$ -Bedingung nicht, sondern ändert nur die Phase des NMR-Signals. In umgekehrter Richtung transformiert er allerdings die Eingangsimpedanz des Vorverstärkers auf einen Impedanzwert nahe eines Kurzschlusses Z_{kurz} , welchen das $\lambda/4$ -

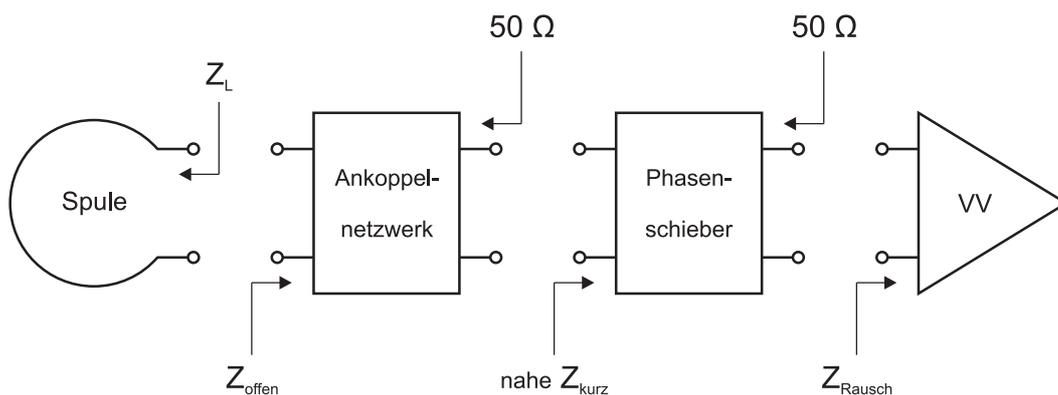


Abbildung 4.12. – Blockschaltbild des leicht abgeänderten Aufbaus der Vorverstärkerentkopplung und Impedanzanpassung der NMR-Spule an den Vorverstärker (VV) nach Reykowski et al. zur Vereinfachung des Aufbaus der einzelnen Spulenelemente in der Praxis.

Ankoppelnetzwerk erneut in ein nahezu offenes Ende Z_{offen} im Spulenkreis überträgt [89].

In der Praxis wird diese Art der Realisierung einer Vorverstärkerentkopplung leicht verändert, um den Aufbau der einzelnen Spulenelemente in einem Phased-Array zu vereinfachen (Abb. 4.12). Das Ankoppelnetzwerk muss hierbei nicht mehr die Bedingung eines $\lambda/4$ -Transformators erfüllen und ist nur noch für die Anpassung der Spulenimpedanz an die $50\ \Omega$ -Impedanz der Anschlussleitung verantwortlich. Die erforderliche, phasenrichtige Transformation der Eingangsimpedanz des Vorverstärkers auf ein quasi offenes Ende in der Spule wird alleine durch den Phasenschieber bewerkstelligt. Dieser ist hierfür nach wie vor als $50\ \Omega$ -Bauteil aufgebaut und beeinflusst so die Spulenimpedanz nicht, die am Vorverstärkereingang gesehen wird.

Mit Hilfe der vorgestellten Netzwerke ist es demnach möglich, die Impedanz der Einzelspulen für einen optimalen Signalübertrag an den Eingang der Vorverstärker anzupassen und gleichzeitig die Eingangsimpedanz der Vorverstärker auf eine Impedanz eines nahezu offenen Endes in den Spulenkreis zu transformieren. Auf diese Weise können die in den Spulen induzierten Ströme erheblich (bis zu 30 dB) verringert werden, welche die induktive Kopplung der Einzelspulen bedingen [89]. Entsprechend wird so der Übertrag von NMR-Signal in andere Oberflächenspulen verhindert und nicht nur benachbarte, sondern auch weiter entfernte Spulen entkoppelt.

Durch die Verwendung besonders rauscharmer Vorverstärker ist es ferner möglich, ganz auf zusätzliche Entkopplungsmechanismen für benachbarte Spulenelemente zu verzichten [90–92]. Dies ist besonders bei flexiblen Spulenarrays von Vorteil, da in diesem Fall die von einer fixen Geometrie abhängigen, induktiven und kapazitiven Entkopplungen ihre Effizienz einbüßen.

Weiterhin bewirken die hohen Reflexionskoeffizienten am Eingang rauschangepasseter Vorverstärker, dass Veränderungen in der Beladung der Oberflächenspulen über einen weiten Bereich das Signal-Rausch-Verhältnis der Spulen nicht negativ beeinflussen [87].

4.1.4. Weitere Möglichkeiten der Entkopplung

Insbesondere bei größeren Magnetfeldstärken ($\geq 3\ \text{T}$) wächst das Interesse, NMR Phased-Arrays nicht nur als reine Empfangsspulen, sondern auch gleichzeitig zum Senden der Anregungsfelder einzusetzen [93]. Der Grund hierfür ist die Möglichkeit, die Amplitude und Phase eines jeden Anregungskanals unabhängig einstellen und so Methoden zur Homogenisierung des Sendefeldes (*RF shimming*) [94–96] oder gar zur parallelen Sendebildgebung nutzen zu können [97]. In diesem Fall ist allerdings die Vorverstärkerentkopplung nicht mehr einsetzbar. Demzufolge sind alternative Strategien erforderlich, um die induktive Kopplung weiter entfernter Einzelspulen zu negieren.

Eine Möglichkeit bietet sich in der Erweiterung der kapazitiven Entkopplung auf alle Spulenelemente in einem Phased-Array. Diese werden hierzu über ein sogenanntes kapazitives Leiternetzwerk miteinander verbunden, das so viele Freiheitsgrade zur Verfügung stellt, dass die Gegeninduktivität aller Einzelspulen kompensiert werden

4. Phased-Array Spulen

kann [98–100]. Je größer allerdings die Anzahl der Spulenelemente ist, desto komplexer wird das Netzwerk und desto schwieriger ist seine Abstimmung.

Eine andere Option ist die Benutzung sogenannter *transmission line* Spulenelemente, die oft auch als *microstrip* Spulen bezeichnet werden. Diese setzen sich aus einer streifenförmigen Leiterbahn und einer ähnlich geformten, leicht größeren Maschenfläche zusammen, welche durch ein verlustarmes Dielektrikum getrennt sind [101]. Aufgrund dieses besonderen, vom TEM-Resonator [53] abgeleiteten Designs besitzen die Spulenelemente einfach zu handhabende Entkopplungseigenschaften, die den Aufbau von Sende-Empfang Phased-Arrays besonders bei Feldstärken von 7 T und größer sehr vereinfachen [93, 102]. Dementsprechend wurden in den letzten Jahren *microstrip* Spulenarrays mit bis zu 32 Elementen [103] in klassischer Leiterschleifenform [104, 105] oder in Linienform [93, 106] für Magnetfeldstärken von 7 T bis hin zu 17,6 T vorgestellt [107, 108].

Basierend auf dem Ansatz der *microstrip* Spule wurde eine weitere Form der Entkopplung von Oberflächenspulen speziell für zweidimensionale Arraygeometrien bei klinischen Magnetfeldstärken von 1,5 T und 3,0 T entwickelt. In diesem Fall werden die Leiterschleifen der einzelnen Spulen durch einen konzentrischen Massering umgeben, der als HF-Abschirmung wirkt [109]. Mit Hilfe dieser Technik konnten Phased-Array Spulen für die Herzbildgebung mit 32 Kanälen für 1,5 T und 3,0 T realisiert werden [110, 111].

4.2. Optimale Dimensionen eines Phased-Arrays

Die stete Weiterentwicklung der NMR-Systeme in den letzten Jahren, bis hin zu NMR-Tomographen mit 32 unabhängigen Empfangskanälen für die klinische Routine und 128 Kanälen bei Forschungssystemen, machte die Benutzung von Phased-Array Spulen mit sehr vielen Spulenelementen erst möglich [112–114]. Diese Tatsache und das Bedürfnis der parallelen Bildgebung nach möglichst spezifischen Ortsinformationen werfen die Frage nach einer optimalen Konfiguration für eine NMR Phased-Array Spule auf.

Eine kreisrunde Oberflächenspule auf einer unendlich ausgedehnten, leitfähigen Probe bietet die höchste Empfindlichkeit bei Dominanz der Probenverluste in einer vorgegebenen Tiefe z_1 , wenn ihr Radius r gerade

$$r_{opt} = \frac{z_1}{\sqrt{5}} \approx \frac{z_1}{2,2} \quad \implies \quad d \approx l \approx z_1 \quad (4.20)$$

beträgt [64, 115]. Hieraus folgt die häufig anzutreffende Regel, dass eine kreisförmige oder quadratische Einzelspule das bestmögliche SNR in einem Abstand z_1 liefert, der ungefähr ihrem Durchmesser d , respektive ihrer Kantenlänge l entspricht [62, 116]. Allerdings ist dieser Bereich maximaler Empfindlichkeit in etwa auf die Größe der Ausdehnung der Oberflächenspule beschränkt. Erst durch die Verwendung vieler unabhängiger, koplanarer Einzelspulen in einem Phased-Array kann das in der Tiefe z_1 maximal erzielbare SNR aus einem größeren Bereich parallel zur Spulenebene erhalten werden.

4.2. Optimale Dimensionen eines Phased-Arrays

Eine Oberflächenspule mit einem kleineren Radius als r_{opt} besitzt hingegen im Abstand z_1 nicht nur eine niedrigere Sensitivität, sondern ermöglicht auch nicht einen vergleichbar tiefen „Blick“ in das Probenvolumen. In einem Phased-Array stellt diese geringere Eindringtiefe kleinerer Spulenelemente allerdings kein Problem dar. Vielmehr ist es nach dem Superpositionsprinzip elektromagnetischer Felder möglich, mit einem Array aus kleinen Einzelspulen die Empfindlichkeit und das entsprechende Rauschen einer größeren Oberflächenspule zu generieren [82, 117].

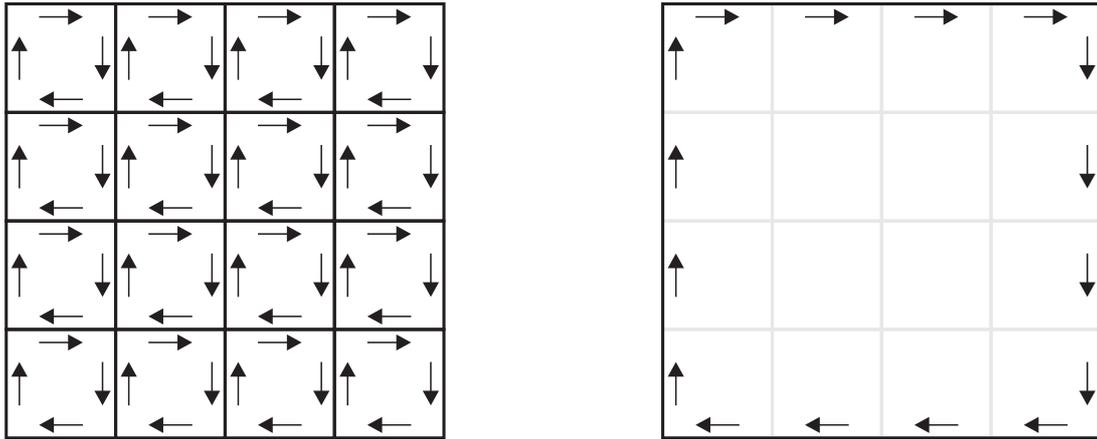


Abbildung 4.13. – Als ideal angenommene Phased-Array Spule aus 16 quadratischen Spulenelementen. Sie sind von einem Einheitsstrom gleicher Phase durchflossen. So tritt lediglich ein Nettostromfluss in der das Spulenarray umgebenden Leiterbahn auf und das Phased-Array zeigt die Charakteristik einer Oberflächenspule in der Größe ihres Umfangs.

Seien beispielsweise die 16 quadratischen Elemente in einer idealisierten, gitterförmigen Phased-Array Spule von einem Einheitsstrom gleicher Phase durchflossen, so heben sich die Gitterströme gegenseitig auf (Abb. 4.13). Es fließt somit einzig ein Nettostrom auf den äußersten Leiterbahnen des Spulenarrays. Entsprechend zeigt die Phased-Array Spule bei dieser Form der Stromverteilung die gleiche Charakteristik wie eine quadratische Oberflächenspule in der Größe des Umfangs des Spulenarrays [118]. Auf ähnliche Weise können durch eine geeignete Wahl von Gewichtungsfaktoren auch optimale, virtuelle Oberflächenspulen für geringere Eindringtiefen aus den Signaldaten der Einzelspulen in einem Phased-Array synthetisiert werden [62]. Folglich ist mit einem planaren Spulenarray eine höchstmögliche Empfindlichkeit von einer Tiefe z_1 in der Größenordnung eines Spulenelements d bis zu einem Abstand z_2 erreichbar, die der optimalen Eindringtiefe einer Oberflächenspule in der Größe des Umfangs des verwendeten Phased-Arrays gleichkommt [119]. Für ein Volumenarray erstreckt sich dieser Bereich bestmöglicher Empfindlichkeit von der Tiefe $z_1 \approx d$ unter der Oberfläche bis hin zur Mitte des Spulenarrays [62, 79, 120] (vgl. Abb. 4.14).

Eine stark erhöhte Anzahl kleiner Spulenelemente führt zudem, besonders in der Nähe des Phased-Arrays, zu einer gesteigerten intrinsischen Ortsinformation [121].

4. Phased-Array Spulen

Für eine Rekonstruktion von NMR-Daten aus tieferen Regionen der Probe kann zwar aus den kleinen Spulenelementen die Charakteristik größerer Einzelspulen mit einer erhöhten Eindringtiefe generiert werden, es würden aber Ortsinformationen angesichts der geringeren effektiven Elementanzahl verloren gehen. Dies führt, unabhängig vom Abstand zum Spulenarray, unweigerlich zu einer Reduzierung des erreichbaren Signal-Rausch-Verhältnisses bei der Rekonstruktion parallel aufgenommenen NMR-Daten, wie es in Abschnitt 5.2.2 genauer erläutert wird. So ist bei einer vorgegebenen Beschleunigung der NMR-Untersuchung das relative SNR von idealen Phased-Array Spulen gleicher Fläche mit einer höheren Anzahl an Spulenelementen immer mindestens genauso groß wie das für Spulenarrays mit weniger Elementen, meist jedoch höher [122].

Bei der praktischen Realisierung von Phased-Array Spulen mit vielen kleinen Spulenelementen treten aber bauliche Herausforderungen auf, die im Rahmen der Überlegungen zum prinzipiellen Aufbau des Spulenarrays berücksichtigt werden müssen. Obwohl die Signale kleiner Einzelspulen zum Erreichen der Empfindlichkeit größerer Oberflächenspulen kombiniert werden können, bestehen sie doch aus einem Mehr an Kupferleiterbahnen. Diese zusätzlichen Kupferflächen können zu einer Abschirmung der Probe vor dem Anregungsfeld der Sendespule sowie zum Auftreten zusätzlichen Rauschens führen [82]. Sind die Spulenelemente ferner so klein gewählt, dass das Rauschen der Probe nicht mehr der dominierende Rauschfaktor ist, so kann dies eine Verminderung des mit dem Phased-Array maximal erzielbaren Signal-Rausch-Verhältnisses zur Folge haben [123]. Ebenso ist es möglich, dass bei vielen über Vorverstärker entkoppelten Einzelspulen auch die Kopplung des Rauschens des Vorverstärkerein-

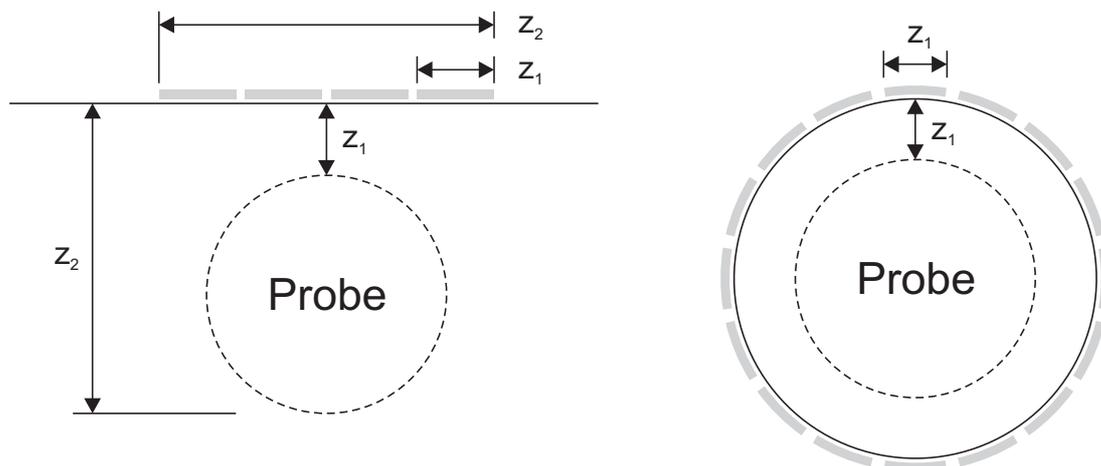


Abbildung 4.14. – *Skizzierung eines empfindlichkeitsoptimierten Spulenarrayaufbaus. Die Größenordnung der Einzelspulen entspricht der minimal erforderlichen Eindringtiefe z_1 . Die Ausdehnung eines planaren Phased-Arrays über der Probe genügt der maximalen Eindringtiefe z_2 , während die Spulenelemente eines Volumenarrays die Probe komplett umgeben.*

gangs in andere Spulenelemente einen weiteren negativen Einfluss auf das SNR darstellt [122, 124].

Entsprechend wäre eine optimale planare Phased-Array Spule aus Einzelspulen aufgebaut, deren Größenordnung der minimal erforderlichen Eindringtiefe z_1 entspricht. Mit diesen wäre in einem Spulenarray gerade eine so große Fläche abzudecken, dass im Abstand z_2 noch eine höchstmögliche Empfindlichkeit erzielt werden kann (Abb. 4.14, links). Nur wenn das bestmögliche Signal-Rausch-Verhältnis über einen größeren Bereich parallel zur Spulenebene zur Verfügung stehen oder höhere Beschleunigungsfaktoren (vgl. Abs. 5.2) erreichbar seien sollen, macht es Sinn, die Anzahl der zu verwendenden Einzelspulen zu erhöhen.

Ähnliches gilt für die optimale Dimensionierung von Volumenarrays, wobei in diesem Fall die optimale Größe der Spulenelemente dem Abstand z_1 zwischen Zylinderoberfläche des Phased-Arrays und der Probe entsprechen und die Einzelspulen die Probe ganz umschließen sollten (Abb. 4.14, rechts).

4.3. Rauschkorrelation

Neben der Entkopplung der Einzelspulen und der optimalen Dimensionierung der Array-Geometrie beeinflusst das Maß an korreliertem Rauschen zwischen den einzelnen Spulenelementen das mit einem Phased-Array höchstmöglich erzielbare Signal-Rausch-Verhältnis. Dieser zusätzliche Rauschmechanismus tritt zumeist auf, wenn das NMR-Signal aus einer Probe gleichzeitig mit mehreren Einzelspulen empfangen wird. So soll im Folgenden der Ursprung dieser Verluste sowie ihr Einfluss auf das SNR eines Spulenarrays anhand einfacher Beispiele verdeutlicht werden.

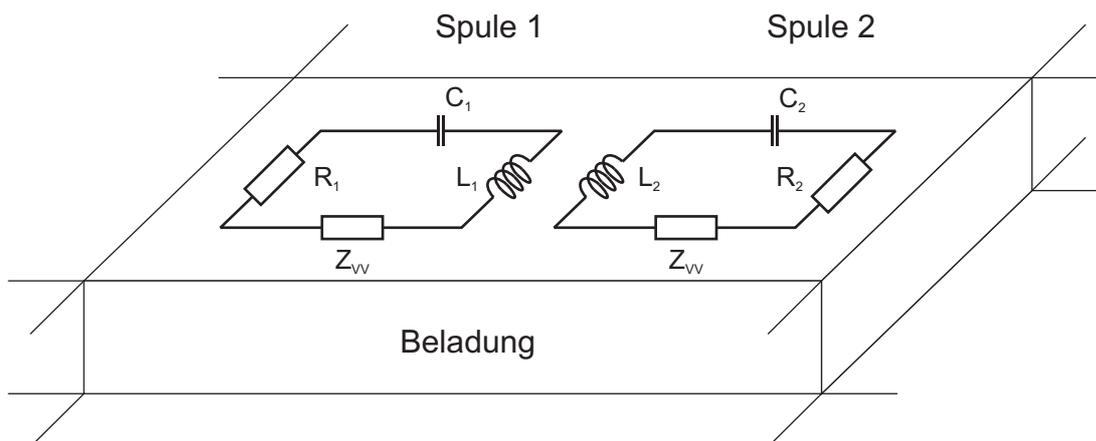


Abbildung 4.15. – Zwei durch Vorverstärker entkoppelte Einzelspulen auf einer unendlich ausgedehnten, leitfähigen Probe. Z_{VV} ist die in die Spulen transformierte, effektive Impedanz der Vorverstärker. Die Einzelspulen können direkt über ihre Gegeninduktivität oder indirekt über die Probe koppeln.

4. Phased-Array Spulen

Hierzu seien zwei Oberflächenspulen auf einer unendlich ausgedehnten, leitfähigen Probe angeordnet, die durch den Einsatz rauscharmer Vorverstärker ideal voneinander entkoppelt sind (Abb. 4.15). Entsprechend gehen die in die Spulenkreise transformierten, effektiven Impedanzen der Vorverstärker Z_{VV} gegen unendlich.

Neben dem spuleneigenen Rauschen, das die Widerstände R_1 und R_2 beschreiben, wird in den Einzelspulen durch die zufällige, thermische Bewegung geladener Ionen in der Probe eine weitere Rauschspannung induziert. Diese fortwährende Veränderung der Ladungsverteilung im Probenvolumen führt zur Ausbildung momentaner elektrischer und magnetischer Dipolmomente. Erstere können über Streukapazitäten zwischen Spulen und Probe mit den Oberflächenspulen wechselwirken und so eine Quelle dielektrischer Verluste darstellen. In einer gut gebauten Phased-Array Spule sind die dielektrischen Verluste allerdings gegenüber den induktiven vernachlässigbar [125]. Ein von einem fluktuierenden magnetischen Dipol erzeugter magnetischer Fluss kann indes mehrere Spulenelemente gleichzeitig durchdringen und auf diese Weise in jeder der Einzelspulen eine Rauschspannung induzieren. Aufgrund der thermischen Zufälligkeit der zugrundeliegenden Prozesse weisen diese Spannungen einen Mittelwert von exakt Null auf und besitzen ein weißes Frequenzspektrum über der Frequenzbandbreite des NMR-Experiments. Ferner zeigen sie sich als von den Gradientenfeldern unabhängig, die zur räumlichen Kodierung des NMR-Signals aus der Probe dienen (vgl. Kapitel 5.1). Demzufolge sind drei Parameter ausreichend, um die statistischen Eigenschaften der Rauschspannungen für die zwei Oberflächenspulen zu beschreiben. Hierzu werden meist die Varianzen der Rauschspannungen

$$\sigma_1^2 = \langle N_1^2 \rangle, \quad \sigma_2^2 = \langle N_2^2 \rangle \quad (4.21)$$

und ihr Korrelationskoeffizient

$$\rho_{12} = \frac{\langle N_1 N_2 \cos(\Phi_1 - \Phi_2) \rangle}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle \langle N_2^2 \rangle}} \quad (4.22)$$

benutzt, wobei N_1 und N_2 die Amplituden und Φ_1 und Φ_2 die Phasen der jeweiligen Rauschspannungen bezeichnen. Die spitzen Klammern stehen für das zeitliche Mittel über die entsprechenden Variablen [124].

Sind die beiden Einzelspulen mit $Z_{VV} \rightarrow \infty$ ideal entkoppelt, so tritt keine direkte induktive Kopplung auf, über die Energie zwischen den Oberflächenspulen übertragen wird. Die Signal- und Rauschspannungen in den Spulen ergeben sich folglich aus dem Signal und dem Rauschen aus dem Probenvolumen sowie aus dem Rauschen der Leiterbahnen und der Bauteile in den Spulenkreisen. Bei Humananwendungen stellt die Probe allerdings in der Regel den dominierenden Faktor dar. Die Korrelation des Spulenrauschens, das im Fall vollständig isolierter Einzelspulen ausschließlich durch die Probe hervorgerufen wird, wird meist auch als intrinsische Rauschkorrelation bezeichnet. Sind im Gegensatz hierzu die Oberflächenspulen beispielsweise durch eine endliche effektive Impedanz Z_{VV} nicht vollständig voneinander entkoppelt, so kommt es zu einem Energietransfer direkt zwischen den Spulenkreisen. Die auf diesem Weg entstehende Korrelation von Rauschen in den Spulen wird auch als extrinsische

Rauschkorrelation beschrieben. Eine Unterscheidung zwischen den verschiedenen Arten der Rauschkorrelation ist insofern wichtig, da die extrinsische Korrelation durch eine geeignete Kombination der Spulensignale kompensiert oder eliminiert werden kann [124].

Zur Beschreibung dieser in einem Phased-Array zusätzlich auftretenden Rauschprozesse führten Roemer et al. einen weiteren Rauschwiderstand R_{ik} ein, der die gesamte Rauschkorrelation zwischen je zwei Spulenelementen widerspiegelt (vgl. (4.10)). Aus diesen Widerständen ergibt sich für ein Spulenarray die sogenannte Rauschwiderstandsmatrix

$$\mathbf{R} = \begin{pmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & \dots & R_{1M} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & \dots & R_{2M} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & & \vdots \\ \vdots & & & \ddots & \vdots \\ R_{M1} & \dots & \dots & \dots & R_{MM} \end{pmatrix}, \quad (4.23)$$

die alle Informationen über korreliertes und unkorreliertes Rauschen zwischen den Einzelspulen enthält. Hierbei stehen die Diagonalelemente R_{ii} für die Rauschwiderstände der „isolierten“ Spulen, während die Nicht-Diagonalelemente R_{ik} den von den Spulenelementen i und k über die Probe „geteilten“ Widerständen entsprechen. Die Matrix \mathbf{R} ist symmetrisch ($R_{ik} = R_{ki}$) und bei idealer Entkopplung der Einzelspulen rein real [62]. Meist wird der elektrische Kopplungskoeffizient

$$k_{e_{ik}} = \frac{R_{ik}}{\sqrt{R_{ii}R_{kk}}} \quad (4.24)$$

verwendet, um die Rauschwiderstandsmatrix in eine Rauschkorrelationsmatrix umzurechnen. Auf diese Weise ist der Anteil an korreliertem Rauschen zwischen den Spulenelementen direkt ersichtlich und so eine weitere Beurteilung der Qualität eines Phased-Array Aufbaus möglich.

Auswirkungen auf das Signal-Rausch-Verhältnis

Zum besseren Verständnis der Rauschkorrelation soll im Folgenden ihre Auswirkung auf das Signal-Rausch-Verhältnis im rekonstruierten NMR-Bild betrachtet werden, das durch eine geeignete Kombination der Datensätze der Einzelspulen erzeugt wird. Dies sei mit Hilfe der Überlegungen und Berechnungen von C. Hayes und P. Roemer anhand einfacher Beispiele verdeutlicht [125].

In einem Spulenarray aus M Elementen empfangen die i -te Einzelspule vom Ort \vec{r} im Probenvolumen die Signalspannung

$$s_i(\vec{r}) = S_i(\vec{r}) \cdot e^{i\Theta_i(\vec{r})}, \quad (4.25)$$

wobei $S_i(\vec{r})$ die Amplitude und $\Theta_i(\vec{r})$ die Phase des Signals beschreiben. Für die jeweilige Aufnahme eines NMR-Bildes ist das Rauschen

$$e_i(\vec{r}) = N_i(\vec{r}) \cdot e^{i\Phi_i(\vec{r})} \quad (4.26)$$

4. Phased-Array Spulen

zwar von der Position \vec{r} in der Probe abhängig, obgleich es sich korrekterweise aus einer Transformation der gesamten in der i -ten Spule induzierten thermischen Rauschspannung ergibt. Aus diesem Grund zeigt im Allgemeinen auch weder die Amplitude N_i noch die Phase Φ_i der Rauschspannung eine örtliche Abhängigkeit [125].

Das NMR-Gesamtbild einer Phased-Array Spule setzt sich aus Pixelwerten zusammen, die durch eine geeignet gewichtete Kombination der Absolutwerte der entsprechenden Pixel in den Datensätzen der Einzelspulen bestimmt werden können. Somit ergibt sich mit den ortsabhängigen Gewichtungsfaktoren $n_i(\vec{r})$ ein Pixelwert im „zusammengesetzten“ NMR-Bild aus

$$(\text{zusammengesetztes Pixel}) = \sum_{i=1}^M n_i(\vec{r}) \cdot |s_i(\vec{r}) + e_i(\vec{r})|. \quad (4.27)$$

Der Einfluss des Rauschens auf das rekonstruierte Gesamtbild wird indes über die Varianz des entsprechenden Pixels

$$\text{Varianz} = \langle (\text{zusammenges. Pixel})^2 \rangle - \langle (\text{zusammenges. Pixel}) \rangle^2 \quad (4.28)$$

ermittelt. Somit ist eine Bestimmung des Signal-Rausch-Verhältnisses in jedem zusammengesetzten Pixel, genau wie bei gewöhnlichen NMR-Experimenten, durch

$$SNR = \frac{(\text{zusammengesetztes Pixel})}{\sqrt{\text{Varianz}}} \quad (4.29)$$

möglich.

Da die Signalspannung bei Humanuntersuchungen allgemein viel größer als das jeweilige Rauschen in den Spulenelementen ist und die Wellenlängen lang gegenüber den Leiterbahnen der Einzelspulen sind, können die zeitlichen Mittelwerte aus (4.28) berechnet werden. Zudem zeigen die in den Spulen i und k induzierten, korrelierten Rauschspannungen entweder einen Phasenunterschied von 0° oder von 180° [62, 120]. Die Ursache hierfür liegt in der fehlenden Phasenkohärenz des thermischen Rauschens sowie im geringen Abstand zwischen Spulenarray und Probe, was eine merkliche Phasenverschiebung aufgrund längerer Ausbreitungszeiten verhindert [124].

Die Maximierung des erzielbaren Signal-Rausch-Verhältnisses ist somit über eine geeignete Wahl der Gewichtungsfaktoren $n_i(\vec{r})$ zu erreichen, die allerdings die Intensität im Gesamtbild der Phased-Array Spule gleichermaßen beeinflusst. Folglich existieren mehrere Möglichkeiten für eine geeignete Skalierung des SNR-optimierten NMR-Bildes [62, 120]. Häufig wird hierbei jedoch eine Konstanz des Rauschens über das gesamte Bild gefordert und ein entsprechender Signalabfall mit größer werdendem Abstand zum Spulenarray in der Probe akzeptiert.

Für diesen Fall ergibt sich das optimale SNR beispielsweise zu

$$SNR = \sqrt{\vec{S} \cdot \chi^{-1} \cdot \vec{S}}, \quad (4.30)$$

wobei der Signalvektor \vec{S} für $S_i \gg N_i$ ausschließlich die Amplituden der NMR-Signale S_i beinhaltet und χ^{-1} eine invertierte Rauschmatrix mit den Rauscheinträgen

$$\chi_{ik} = \frac{1}{2} [\cos(\Theta_i - \Theta_k) \cdot \langle N_i N_k (\Phi_i - \Phi_k) \rangle] \quad (4.31)$$

beschreibt. Der Rauschkorrelationsfaktor in $\langle \rangle$ -Klammern ist von der Größe, Form, Leitfähigkeit und Positionierung der gesamten Probe abhängig, während der Kosinus-Faktor beschreibt, inwieweit der Ort eines Pixels relativ zu den Einzelspulen i und k die Auswirkung des korrelierten Rauschens auf das SNR des selben Pixels beeinflusst. Für ein einzelnes Spulenelement ergibt sich folglich mit $\chi_{11} = \langle N_1^2 \rangle / 2$ ein Signal-Rausch-Verhältnis von

$$SNR_{\text{einzel}} = \frac{S_1}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle / 2}} = \sqrt{2} \frac{S_1}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle}}. \quad (4.32)$$

Hierbei zeigt der Faktor $\sqrt{2}$, dass nur das Rauschen in Phase mit dem Signal in NMR-Experimenten mit einem hohen SNR detektiert wird [120].

Erfolgt der Empfang des NMR-Signals allerdings mit den zwei vollständig entkoppelten Einzelspulen 1 und 2, die sich für dieses Beispiel am gleichen Ort befinden sollen, so würde das Signal-Rausch-Verhältnis unter Ignorierung des korrelierten Rauschens und mit $S_1 = S_2$, $N_1 = N_2$ sowie $\Theta_1 = \Theta_2$

$$SNR_{\text{keine Korrelation}} = \frac{2S_1}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle / 2 + \langle N_1^2 \rangle / 2}} = 2 \frac{S_1}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle}} \quad (4.33)$$

betragen. Bei der Berücksichtigung der Rauschkorrelation

$$SNR_{\text{Korrelation}} = \frac{2S_1}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle / 2 + \langle N_1^2 \rangle / 2 + \langle N_1^2 \rangle}} = \sqrt{2} \frac{S_1}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle}} \quad (4.34)$$

wird hingegen ersichtlich, dass trotz der Verwendung zweier ideal isolierter Spulenelemente das Signal-Rausch-Verhältnis gegenüber einer einzelnen Spule im ungünstigsten Fall nicht verbessert werden kann.

Seien andererseits die Empfindlichkeitsprofile der zwei Einzelspulen als homogen und gleich angenommen und ihre Signale mit einem Phasenunterschied von $\Theta_1 - \Theta_2 = 90^\circ$ aufaddiert, so ergibt sich

$$\chi_{12} = \frac{1}{2} [\cos(\Theta_i - \Theta_k) \cdot \langle N_i N_k (\Phi_i - \Phi_k) \rangle] = 0 \quad (4.35)$$

und für das Signal-Rausch-Verhältnis folgt hieraus

$$SNR_{\text{Quadratur}} = \frac{2S_1}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle / 2 + \langle N_1^2 \rangle / 2}} = 2 \frac{S_1}{\sqrt{\langle N_1^2 \rangle}}. \quad (4.36)$$

Demzufolge „verschwindet“ die Korrelation im Rauschen zweier Spulenelemente sobald ihre magnetischen Feldvektoren im ganzen Probenvolumen aufeinander senkrecht stehen. Dieser Spezialfall der Feldverteilung zweier unabhängiger NMR-Spulen wird auch als Quadraturempfang bezeichnet.

Für das konkrete Beispiel der beiden Oberflächenspulen aus Abbildung 4.15 soll im Folgenden der Einfluss der Rauschkorrelation auf das Signal-Rausch-Verhältnis

4. Phased-Array Spulen

im rekonstruierten Gesamtbild gezeigt werden. Hierzu seien die Rauschprozesse im Probenvolumen in drei Kategorien eingeteilt. Diese fassen die magnetischen Dipolmomente zusammen, die nur zum Rauschen in einer der beiden Einzelspulen beitragen oder in beiden Spulen eine entweder gleichphasige oder eine gegenphasige Rauschspannung induzieren. In Abbildung 4.16 sind diese Dipolmomente durch entsprechende Kreisströme dargestellt, die als grobe Näherung einer Integration über infinitesimale Volumenelemente (*volumetric pixel, voxel*) mit einer zufälligen Stromdichte dienen [120]. Die zufälligen Kreisströme I_a und I_b rufen folglich in den von ihrem Magnetfluss durchströmten Einzelspulen die Rauschspannungen n_1 und n_2 hervor, während die kreisförmigen Ströme I_c und I_d aufgrund ihrer Magnetfelder in beiden Spulenelementen entweder eine gleichphasige n_{++} oder eine gegenphasige Spannung n_{+-} induzieren.

Bedingt durch ihre Feldverteilung leisten Kreisströme in der Orientierung von I_d nur einen signifikanten Beitrag zum Rauschen in den Einzelspulen, wenn sie nicht weiter als einen halben Spulendurchmesser von den Spulen entfernt auftreten. Gleichphasige Rauschspannungen können indes durch Stromschleifen wie I_c hervorgerufen werden, die entweder in der Nähe oder weiter entfernt von der Spulenebene entstehen [120]. Nach Gleichung (4.31) trägt eine gleichphasig induzierte Spannung positiv zum Rauschmittelwert bei, während eine gegenphasige Rauschspannung diesen nega-

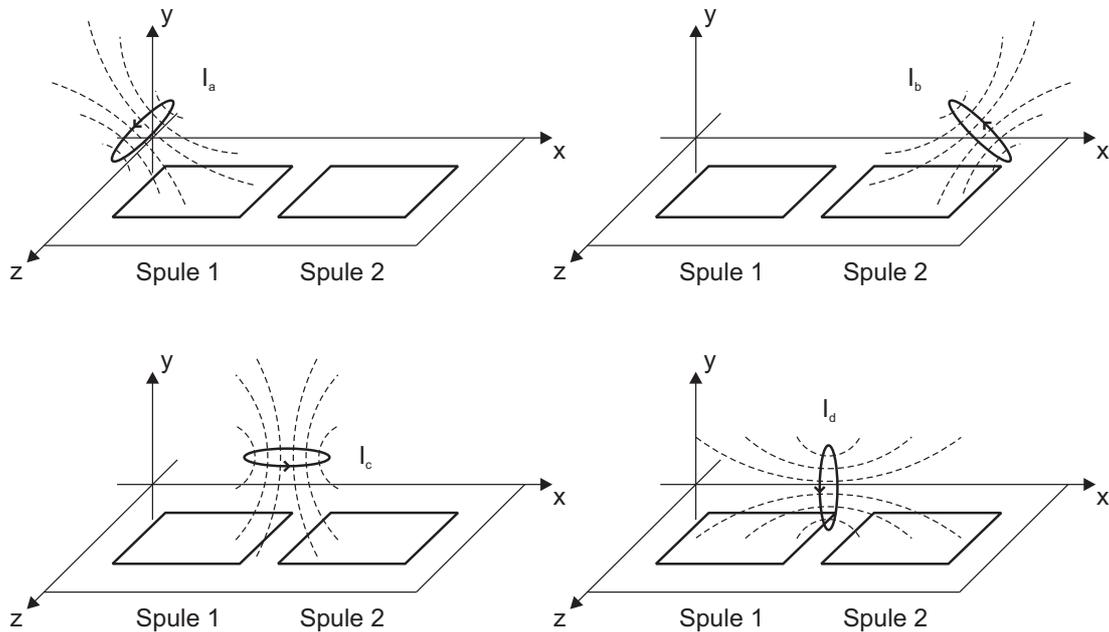


Abbildung 4.16. – Zwei Oberflächenspulen unter einem unendlich ausgedehnten, leitfähigen Probenvolumen ($y > 0$). Die thermischen Kreisströme I_a und I_b induzieren nur in einem Spulenelement eine Rauschspannung. Der Strom I_c bewirkt die Induktion einer gleichphasigen Rauschspannung in beiden Spulen, während der Strom I_d eine gegenphasige Spannung in den Einzelspulen induziert.

tiv beeinflusst. Unter der Voraussetzung, dass die vier Kreisströme I_a , I_b , I_c und I_d die einzigen Rauschprozesse in der Probe beschreiben, ergeben sich die in den Spulen 1 und 2 induzierten Spannungen zu

$$\nu_1 = s_1 + n_1 + n_{++} + n_{+-} \quad (4.37)$$

und

$$\nu_2 = s_2 + n_2 + n_{++} - n_{+-}. \quad (4.38)$$

Für ein von der Spulenebene weit entferntes Voxel f in Abbildung 4.17 sind die B_1 -Felder der beiden Oberflächenspulen nahezu parallel und von der Amplitude gleich, so dass gilt $s_1 \approx s_2$. Die Spannungen in den Einzelspulen können entsprechend durch eine einfache Addition

$$(\text{voxel}_f) = \nu_1 + \nu_2 \approx 2s_1 + n_1 + n_2 + 2n_{++} \quad (4.39)$$

geeignet kombiniert werden, wobei lediglich das Signal aber nicht das Rauschen verdoppelt wird. Somit ist auf diese Weise ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis als mit einem einzelnen Spulenelement zu erzielen.

Am Ort des Voxels n sind die Amplituden der Magnetfelder wiederum gleich, besitzen jedoch eine entgegengesetzte Phase. Folglich ist $s_1 \approx -s_2$ und die Spulensignale können über eine Subtraktion

$$(\text{voxel}_n) = \nu_1 - \nu_2 \approx 2s_1 + n_1 - n_2 + 2n_{+-} \quad (4.40)$$

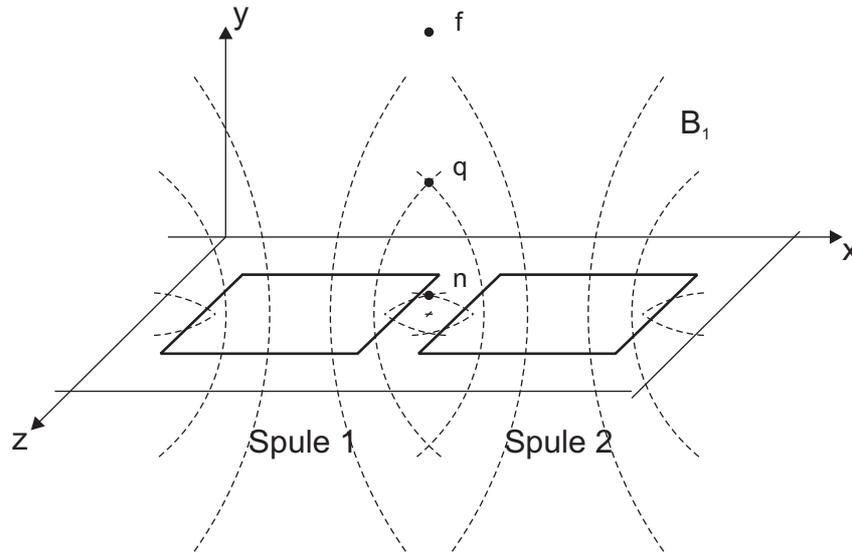


Abbildung 4.17. – Zwei Oberflächenspulen unter einer unendlich ausgedehnten, leitfähigen Probe ($y > 0$) mit den Feldlinien ihrer entsprechenden B_1 -Magnetfelder. Der Einfluss des korrelierten Rauschens auf das NMR-Signal wird in Voxeln unterschiedlicher Position (Punkte f , n und q) innerhalb des Probenvolumens untersucht.

4. Phased-Array Spulen

verknüpft werden. Insofern kann erneut das Signal-Rausch-Verhältnis im Gegensatz zu einer Einzelspule verbessert werden. Der SNR-Gewinn ist in diesem Fall größer, da bei der zu Grunde liegenden Array-Geometrie die gleichphasige Rauschspannung im Mittel größer als die gegenphasige ist [120].

An der Stelle q stehen die Magnetfeldlinien der Spulenelemente hingegen senkrecht aufeinander. Nach Gleichung (4.35) tritt in diesem Fall durch Beschränkung der Rauschprozesse in der Probe auf die Kreisströme I_a bis I_d keine Rauschkorrelation zwischen den Spulen auf und das Signal-Rausch-Verhältnis ist im Voxel q um den Faktor $\sqrt{2}$ höher als bei einer Einzelspule. Dies verdeutlicht den Vorteil des Quadraturbetriebs von NMR-Spulen (Kap. 2.4).

Entsprechend folgt der SNR-Gewinn im rekonstruierten Gesamtbild der Phased-Array Spule den gleichen Zusammenhängen zwischen Signal-Rausch-Verhältnis, Spulenabmessung und Voxelposition einer einzelnen Oberflächenspule. Für ein weit entferntes Voxel f werden die Signale der Spulen 1 und 2 derart kombiniert, dass das SNR einer größeren, virtuellen Spule erzielt wird [120]. Das Signal-Rausch-Verhältnis im Voxel q ist indes höher, da zum Einen der effektive Spulendurchmesser kleiner ist und zum Anderen in Quadratur empfangen wird. In Folge der extremen Inhomogenität der B_1 -Felder der Spulenelemente können sich die Magnetfeldlinien in der Nähe der Spulenebene im Voxel n unter einem größeren Winkel als 90° schneiden und so zu einem besseren SNR als im Voxel q führen [120]. Dieses Verhalten kann wiederum durch einen virtuellen Spulendurchmesser beschrieben werden, der dem kleinsten Abstand zwischen den Leiterbahnen der beiden Spulen entspricht.

5. NMR-Bildgebung

Durch die Verwendung von Phased-Array Spulen sind aufgrund der unterschiedlichen Position der einzelnen Spulenelemente auch Rückschlüsse auf den räumlichen Ursprung des NMR-Signals möglich. Diese intrinsisch vorhandenen Ortsinformationen können genutzt werden, um die Dauer einer NMR-Messung bisweilen deutlich zu verkürzen. Von einer auf diese Weise erzielbaren Messzeiterparnis kann insbesondere die NMR-Bildgebung profitieren, wie die folgenden Abschnitte zeigen.

Hierzu seien zunächst die Grundlagen der konventionellen Bildgebung erläutert, bevor die sogenannte parallele Bildgebung im Detail vorgestellt und ihre Anforderungen an eine Phased-Array Spule aufgezeigt werden.

5.1. Konventionelle Bildgebung

Die Entwicklung der heutigen NMR-Bildgebung (*magnetic resonance imaging, MRI*) begann 1973 mit der Idee von Paul Lauterbur, ein zusätzliches, sich räumlich über der Probe änderndes Magnetfeld zu benutzen, um die Präzessionsfrequenz der Kernspins in Abhängigkeit ihrer Positionen im Probenvolumen leicht zu verändern und so ortsabhängige Informationen über das zu untersuchende Objekt zu gewinnen [3].

5.1.1. Magnetfeld-Gradienten

Ein solcher, für die NMR-Bildgebung essentieller Magnetfeld-Gradient wird im Allgemeinen durch eine zusätzliche Hochfrequenzspule, eine sogenannte Gradientenspule, appliziert. Entsprechend der drei Raumrichtungen sind drei unabhängige Gradientenspulen erforderlich, um die Probe vollständig räumlich zu kodieren [126]. Diese werden einheitlich als Gradientensystem des NMR-Tomographen bezeichnet.

Um eine Wechselwirkung mit den magnetischen Kernmomenten im Probenvolumen zu erreichen, müssen die Magnetfelder der Gradientenspulen allerdings parallel zum B_0 -Feld anliegen (vgl. Abs. 1.1). Die erforderlichen Magnetfeld-Gradienten werden hingegen durch eine Variation der Magnetfeldstärke in der jeweilig zu kodierenden Raumrichtung (x , y oder z) erzeugt. Typischerweise kommen in der NMR-Bildgebung lineare Gradienten mit einer Gradientenstärke G_i zum Einsatz,

$$\frac{\partial B_z}{\partial x} = G_x, \quad \frac{\partial B_z}{\partial y} = G_y, \quad \frac{\partial B_z}{\partial z} = G_z. \quad (5.1)$$

Aus einer Überlagerung des statischen Magnetfeldes B_0 beispielsweise mit einem Gra-

5. NMR-Bildgebung

dienten G_x ergibt sich für die Präzessionsfrequenz der magnetischen Kernmomente

$$\omega_x = \gamma B_x = \gamma(B_0 + G_x x). \quad (5.2)$$

Die Resonanzfrequenz ω_x ist entsprechend direkt proportional zur Gradientenstärke G_x und somit abhängig von der Position x der Kernspins in der Probe [127].

5.1.2. Grundlegendes Bildgebungsexperiment

Gegenwärtig werden in der NMR-Bildgebung meist Pulssequenzen eingesetzt, die dem Prinzip einer zwei- oder dreidimensionalen NMR-Fourier-Bildgebungstechnik folgen [128, 129]. Diese häufig auch als *spin warp* NMR-Bildgebung bezeichneten Messsequenzen lassen sich grundsätzlich in drei unterschiedliche Abschnitte einteilen: der Schichtauswahl, der Frequenzkodierung und der Phasenkodierung [130]. In jeder dieser Phasen wird das NMR-Signal in einer anderen Raumrichtung lokalisiert, so dass als Ergebnis ein dreidimensional aufgelöstes NMR-Bild entsteht.

Am Anfang einer NMR-Bildgebungssequenz steht üblicherweise die sogenannte Schichtauswahl (*slice selection*). Hierbei ist das Ziel, nur eine bestimmte Schicht im Probenvolumen anzuregen, während die Kernspins in der restlichen Probe unbeeinflusst bleiben. Erreicht wird dies über die Verwendung eines frequenzselektiven Anregungspulses, der zeitgleich mit einem Magnetfeld-Gradienten $G_{schicht}$ appliziert wird. Auf diese Weise werden nur diejenigen magnetischen Kernmomente beeinflusst, deren Resonanzfrequenz innerhalb des Frequenzbandes des HF-Pulses liegen. Entsprechend ist die Dicke der ausgewählten Schicht

$$d = \frac{\Delta\omega_s}{\gamma G_{schicht}} \quad (5.3)$$

abhängig von der Frequenzbandbreite $\Delta\omega_s$ des Pulses und der Stärke des Schichtgradienten $G_{schicht}$ (*slice gradient*, $G_{s(slice)}$) [131].

Mit Hilfe des Prinzips der Frequenzkodierung (*frequency encoding*) ist die Ortsauflösung des Probenvolumens in einer weiteren Raumrichtung möglich. In diesem Fall liegt während des für die Aufnahme der NMR-Messdaten festgelegten Zeitraums T ein weiterer Magnetfeld-Gradient G_{freq} , der sogenannte Lesegradient (*read gradient*, G_{read}) an. Unter der Annahme, dass die Ortskodierung der Probe in x -Richtung erfolgen soll, ergibt sich das erhaltene NMR-Signal aus [132]

$$S(t) = \int \rho(x) e^{i \cdot 2\pi \int_0^T \omega_x dt} dx = \int \rho(x) e^{i \cdot 2\pi \gamma \int_0^T G_x x dt} dx. \quad (5.4)$$

Dies entspricht jedoch gerade der Fourier-Transformierten der Spindichte $\rho(x)$ im Probenvolumen. Folglich liefert eine inverse Fourier-Transformation des erhaltenen NMR-Signals $S(t)$ entlang der Zeitdimension t als Ergebnis eine eindimensionale Projektion der Probe längs der entsprechenden Raumrichtung x [129, 133].

5.1.3. Der k -Raum

Wie aus Gleichung (5.4) ersichtlich ist, bewirken die für die NMR-Bildgebung verwendeten Magnetfeld-Gradienten im Grunde eine physikalische Fourier-Transformation des zu untersuchenden Objektes. Das empfangene Signal spiegelt somit das „räumliche“ Frequenzspektrum der Probe wider, welches üblicherweise als k -Raum-Datensatz bezeichnet wird (*spacial frequency space, k -space*) [134, 135]. Die Variable k steht in diesem Fall für eine Wellenzahl, die eine entsprechende räumliche Frequenz beschreibt. Somit repräsentiert ein Wert im k -Raum das Integral über die Spindichte im Probenvolumen, das durch eine komplexe sinusförmige Funktion mit der räumlichen Frequenz

$$k = 2\pi\gamma \int_0^T G(t) dt \quad (5.5)$$

moduliert wird. Hierbei gibt T die Zeit an, während der der Magnetfeld-Gradient anliegt. Mittels dieser Definition lässt sich auch die Gleichung für das akquirierte NMR-Signal (5.4) umformulieren,

$$S(k_x) = \int \rho(x) e^{ik_x x} dx. \quad (5.6)$$

Je länger demzufolge ein konstanter Kodiergradient appliziert wird, desto höher ist auch die im empfangenen Signal aufgelöste räumliche Frequenz. Einer NMR-Bildgebungssequenz kommt entsprechend die Aufgabe zu, die k -Raum-Daten hinsichtlich der gewünschten räumlichen Frequenzinformationen vollständig aufzuzeichnen [133].

5.1.4. Phasenkodierung

Der vorgestellte k -Raum-Formalismus macht zudem deutlich, auf welche Weise die Probe in der verbliebenen Raumrichtung unter Verwendung des Konzepts der Phasenkodierung örtlich aufgelöst werden kann (*phase encoding*). Im Gegensatz zur Frequenzkodierung liegt bei dieser Form der Ortskodierung ein Magnetfeld-Gradient G_{phase} für eine bestimmte Zeit t_{phase} vor der eigentlichen Datenaufnahme senkrecht zum Lesegradienten an. Dieser sogenannte Phasengradient (*phase gradient*) überlagert die Spindichte im Probenvolumen, beispielsweise in y -Richtung, mit einer räumlich harmonischen Schwingung (*spacial harmonic*) der Frequenz

$$k_y = 2\pi\gamma \int_0^{t_{phase}} G_y(t) dt. \quad (5.7)$$

Die so hervorgerufene Signalmodulation bleibt für die volle Dauer des Aufnahmezeitraums bestehen, womit das empfangene NMR-Signal

$$S(k_x, k_y) = \int \rho(x, y) \cdot e^{ik_x x + ik_y y} dx dy \quad (5.8)$$

5. NMR-Bildgebung

einer zweidimensionalen Fourier-Transformation des zu untersuchenden Objektes entspricht. Durch mehrere Wiederholungen der gleichen Messsequenz mit einer jeweils anderen Wellenzahl k_y kann der ganze k -Raum einer Probe zeilenweise für ein zweidimensionales NMR-Bild aufgenommen werden [132]. Der Sprung von einer k -Raumzeile k_x zur nächsten ist gemäß Gleichung (5.7) entweder über eine Variation der Gradientenstärke G_{phase} oder des Phasenkodierzeitraums t_{phase} möglich.

5.1.5. Dauer einer NMR-Bildgebungsuntersuchung

Im Allgemeinen wird die Gesamtdauer einer NMR-Bildgebungsmessung (*total acquisition time*) von drei grundlegenden Faktoren bestimmt [136],

$$T_{akq} = N_y \cdot T_R \cdot NA. \quad (5.9)$$

Die gewünschte Auflösung der Probe entlang der Phasenkodierrichtung gibt hierbei vor, wie viele Phasenkodierschritte N_y letztlich zur Erzeugung des NMR-Bildes benötigt werden. Die Repetitionszeit T_R (*repetition time*) beschreibt hingegen den Zeitraum, der für die Aufnahme einer Zeile k_x im k -Raum erforderlich ist, bevor die Messsequenz zur Aufnahme der nächsten k -Raumzeile wiederholt werden kann. Dieser wird im Wesentlichen durch den angestrebten Bildkontrast und der zu erzielenden Ortsauflösung in Frequenzkodierrichtung beeinflusst [137]. Ist in manchen Fällen das Signal-Rausch-Verhältnis eines einzelnen NMR-Bildgebungsexperiments nicht ausreichend, so wird häufig die komplette NMR-Bildgebungssequenz mehrmals wiederholt und die erhaltenen Ergebnisse gemittelt. Die Anzahl der für ein NMR-Bild mit hinreichend gutem SNR erforderlichen Mittelungen wird durch den Wert NA (*number of averages, NoA*) angegeben.

In der Regel stellt die Phasenkodierung den zeitaufwendigsten Prozess bei den meisten NMR-Bildgebungsexperimenten dar, wodurch die Repetitionszeit T_R zum limitierenden Faktor für die Dauer einer derartigen NMR-Untersuchung wird. Neben der Verwendung auf kurze T_R -Zeiten optimierter *spin warp* NMR-Bildgebungstechniken, wie beispielsweise FLASH [9], kann die Zeit für eine NMR-Bildgebungsmessung durch leistungsfähigere Gradienten verkürzt werden. Doch hier ist aufgrund von physikalischen Beschränkungen bei der Konstruktion des Gradientensystems und drohenden physiologischen Stimulationen des Patienten gegenwärtig die Grenze des Realisierbaren erreicht.

5.1.6. 3D Volumen NMR-Bildgebung

Die bisher vorgestellte zweidimensionale NMR-Bildgebung lässt sich auf unterschiedliche Weise für die angestrebte Untersuchung eines dreidimensionalen Probenvolumens erweitern.

Zum Einen kann das interessierende Volumen (*volume of interest, VOI*) durch die Aufnahme einer Vielzahl von Bildgebungsschichten aufgezeichnet werden. Bei dieser

sogenannten Mehrschicht NMR-Bildgebung (*Multislice imaging*) werden Anregungspulse mit einer variierenden Mittenfrequenz eingesetzt, um so über die Summe aus verschiedenen positionierten 2D Schichten das vollständige 3D Volumen aufzulösen.

Alternativ ist es auch möglich, mit einem HF-Puls eine „dickere“ Schicht anzuregen, die anschließend in Richtung des Schichtauswahlgradienten phasenkodiert wird. Eine derartige Aufnahme des 3D Probenvolumens mittels zweier jeweils auf den Auslesegradienten senkrecht stehender Phasenkodierrichtungen wird allgemein als 3D NMR-Bildgebung bezeichnet (*3D imaging*). Unter Verwendung dieser zweiten, häufig auch als Partitionskodierung (*partition encoding*) bezeichneten, Phasenkodierung kommt das empfangene NMR-Signal

$$S(k_x, k_y, k_z) = \int \rho(x, y, z) \cdot e^{ik_x x + ik_y y + ik_z z} dx dy dz \quad (5.10)$$

als Erweiterung von (5.8) entsprechend einer dreidimensionalen Fourier-Transformation des zu untersuchenden Objektes gleich [138].

5.2. Parallele Bildgebung

Eine Alternative, um NMR-Experimente trotz der Beschränkungen durch die Ortskodierung der Probe mittels Magnetfeld-Gradienten weiter beschleunigen zu können, bietet eine Klasse von Untersuchungsmethoden, die als parallele MR-Bildgebung (*parallel magnetic resonance imaging, pMRI*) oder auch als *partially parallel acquisitions (PPA)* bekannt ist. Obwohl bislang viele verschiedene Messtechniken für die parallele Bildgebung vorgestellt wurden, so folgen alle doch dem gleichen Grundprinzip (Abb. 5.1).

Bei der räumlichen Kodierung des Probenvolumens wird ein bestimmter Anteil an Phasenkodierschritten ausgelassen, was einen lückenhaft aufgezeichneten k -Raum zur Folge hat (Abb. 5.1a). Hierdurch ist allerdings das Abtasttheorem von Nyquist nicht mehr erfüllt [139] und es treten als Konsequenz Einfaltungen des Objektes im Bildraum auf (Abb. 5.1b). Die Zielsetzung einer parallelen Bildgebungsmethode ist es deshalb entweder den vollständigen k -Raum für die Fourier-Transformation (FT) bereitzustellen (Abb. 5.1c) oder alternativ die Objektinformationen im Bildraum zu entfalten (Abb. 5.1d). Dies wird durch die in einem Spulen-Array intrinsisch vorhandenen Ortsinformationen möglich, die im Rahmen von speziellen Rekonstruktionsstrategien ausgenutzt werden.

Eine auf diese Weise bei NMR-Untersuchungen erzielte Messzeitersparnis wird durch den sogenannten Beschleunigungs- oder Reduktionsfaktor R beschrieben (*acceleration factor, reduction factor*). Dieser ist als Verhältnis aus der Anzahl an Phasenkodierschritten, die für eine vollständige Abtastung des k -Raums erforderlich sind, und derjenigen Anzahl definiert, die für eine weniger dichte Aufzeichnung des k -Raums gewählt wurde,

$$R = \frac{N_y^{voll}}{N_y^{red}}. \quad (5.11)$$

5. NMR-Bildgebung

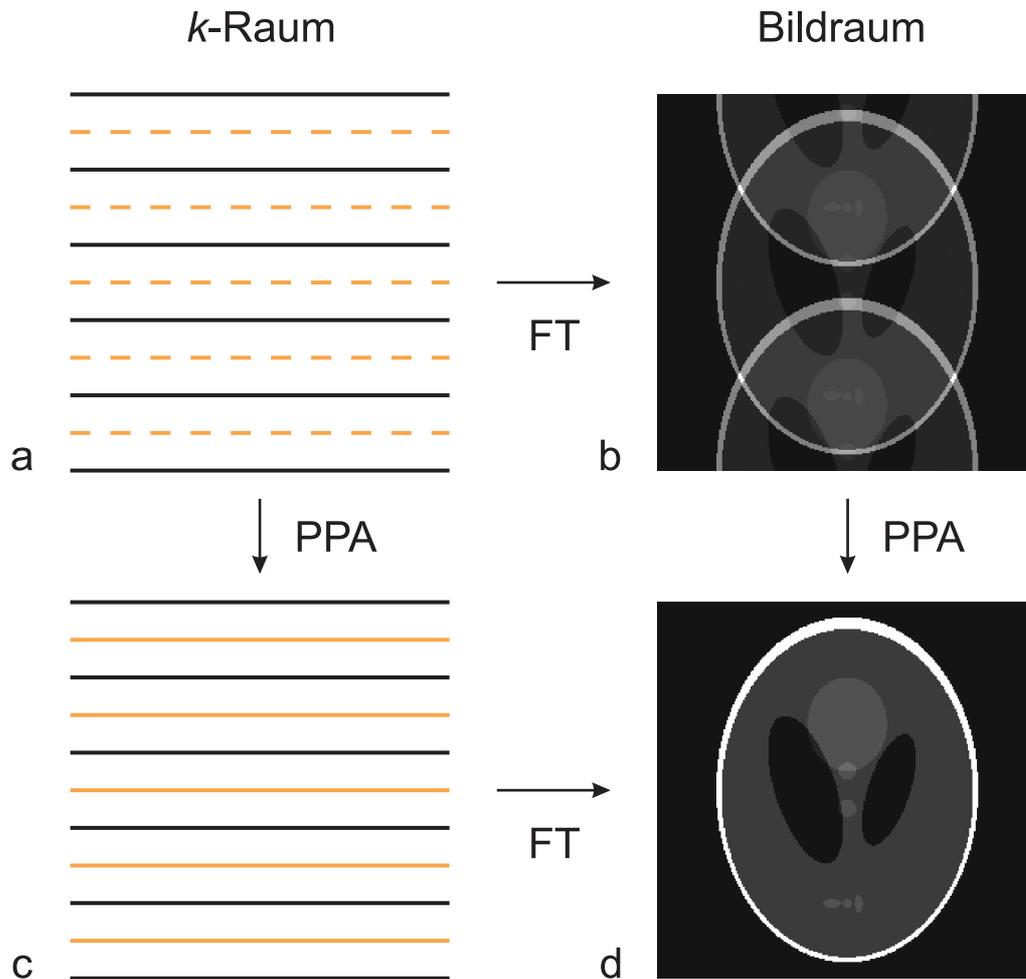


Abbildung 5.1. – Grundprinzip der PPA. **a+b:** Nur ein Bruchteil des vollständigen k -Raums wird aufgezeichnet. Die gestrichelten k -Raumzeilen werden beispielsweise ausgelassen. Dies führt nach einer Fourier-Transformation (FT) zu einem NMR-Bild mit Einfaltungen. **c+d:** Einer PPA-Rekonstruktion obliegt die Aufgabe, entweder den vollen k -Raum zu konstruieren oder das NMR-Signal im Bildraum zu entfalten.

Gegenwärtig kommen in der klinischen Routine je nach Anwendungsgebiet meist die parallele Bildgebungstechniken SENSE (*SENsitivity ENcoding*) und GRAPPA (*GeneRalized Auto-calibrating Partially Parallel Acquisitions*) zum Einsatz [11, 12]. Aufgrund ihrer intuitiven Verständlichkeit soll anhand ersterer im Folgenden das grundlegende Prinzip eines parallelen NMR-Experimentes erläutert werden.

5.2.1. Parallele Bildgebung am Beispiel von SENSE

SENSE ist eine Methode zur parallelen Bildgebung, die im Bildraum arbeitet und somit für eine Entfaltung der Objektinformation sorgt (Abb. 5.2). Wird beispielsweise

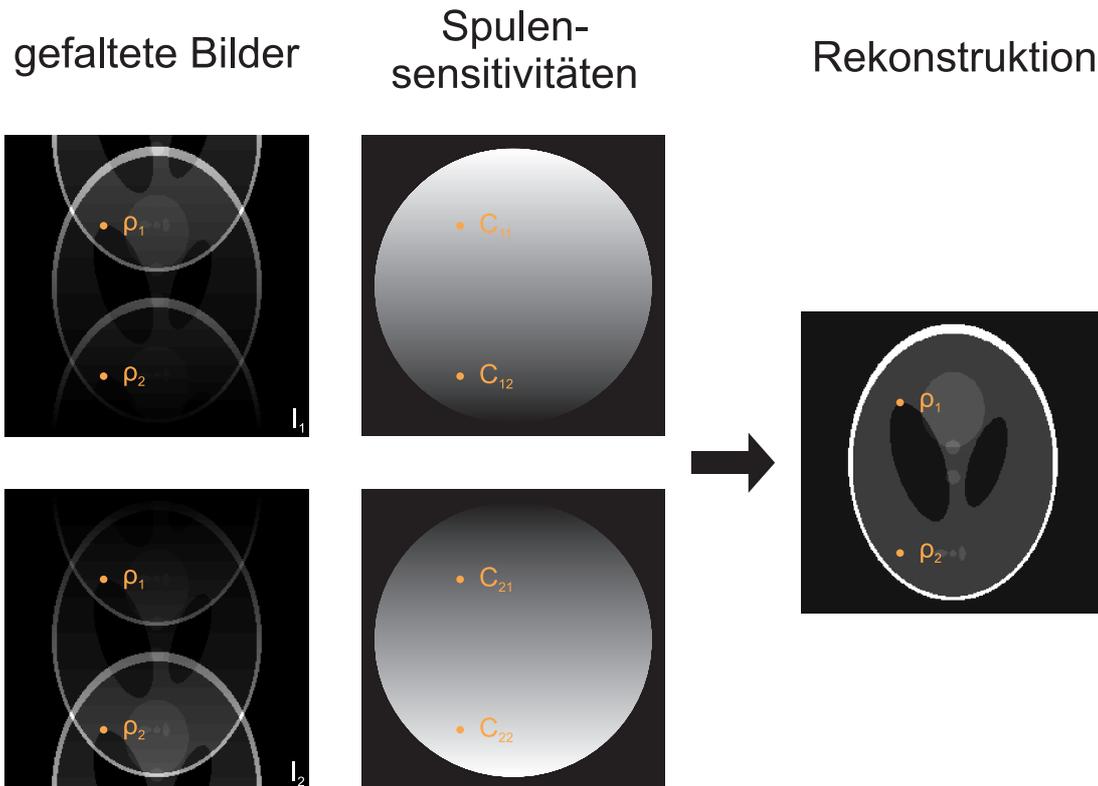


Abbildung 5.2. – Ausgangspunkt einer SENSE Rekonstruktion sind die von jedem Element einer Phased-Array Spule aufgenommenen, gefalteten NMR-Bilder (*links*). Unter Kenntnis der Sensitivitätsprofile der Spulenelemente (*mitte*) kann mittels (5.15) das vollständige, ungefaltete NMR-Bild (*rechts*) erzeugt werden.

bei der Aufnahme des NMR-Signals jede zweite k -Raumzeile ausgelassen, resultiert hieraus ein einfach gefaltetes NMR-Bild. Jedes Element einer Phased-Array Spule zeichnet dieses Signal jedoch aus einer jeweils anderen räumlichen Position auf, so dass sich die Signalintensitäten in den Einzelspulenbildern

$$\begin{aligned} I_1 &= C_{11}\rho_1 + C_{12}\rho_2 \\ I_2 &= C_{21}\rho_1 + C_{22}\rho_2 \end{aligned} \quad (5.12)$$

entsprechend unterscheiden. Somit ergibt sich die Intensität I_1 eines Pixels im NMR-Bild von Spule 1 aus der Summe zweier aufeinander gefalteter Spindichten ρ_j , die zudem durch die Sensitivität C_{1j} des Spulenelements an den jeweiligen Orten j gewichtet sind. Die Einzelspule 2 besitzt hingegen eine unterschiedliche Empfindlichkeitsverteilung, welche folglich zu einer andersartigen Gewichtung der selben Spindichten führt.

Das sich auf diese Weise ergebende Gleichungssystem (5.12) lässt sich auch in eine

5. NMR-Bildgebung

kompakte Matrixform überführen

$$I = C \cdot \rho. \quad (5.13)$$

Die gesuchten, entfalteten Spindichten ρ können insofern über eine Inversion der Matrix C und einer anschließenden Multiplikation der Matrixgleichung mit C^{-1} von links her

$$C^{-1} \cdot I = \rho \quad (5.14)$$

ermittelt werden [140].

In der Regel beinhaltet eine Phased-Array Spule allerdings mehr Einzelspulen-elemente als Pixel an irgendeiner Position in den Einzelspulenbildern aufeinander fal-ten. Folglich ist die Matrix C im Allgemeinen nicht quadratisch und die Bestimmung der Spindichten muss stattdessen mittels der Pseudoinversen von C erfolgen [141]. Überdies besteht auch die Möglichkeit, das korrelierte Rauschen im Spulenarray di-rekt bei der Rekonstruktion mit zu berücksichtigen und so das erzielte Signal-Rausch-Verhältnis zu optimieren. Mit diesen Erweiterungen ergibt sich aus (5.14) die eigent-liche SENSE-Gleichung zu

$$((C^H \Psi^{-1} C)^{-1} C^H \Psi^{-1}) \cdot I = \rho, \quad (5.15)$$

wobei Ψ die Rauschmatrix aus (4.23) und C^H die Adjungierte der Matrix C beschreibt [11, 142]. Eine solche Matrixinversion muss entsprechend für jedes gefaltete Pixel durchgeführt werden, um auf diese Weise das vollständig entfaltete NMR-Bild zu ermitteln.

5.2.2. Forderungen an Spulenarrays

Der kritische Faktor bei der parallelen Bildgebung mit SENSE ist allerdings die In- version der Sensitivitätsmatrix C . Besitzen beispielsweise zwei Spulenelemente für ein Pixel die gleichen Empfindlichkeitswerte

$$C = \begin{bmatrix} 1,00 & 2,00 \\ 1,00 & 2,00 \end{bmatrix} \Rightarrow C^{-1} = \text{'nicht existent'}, \quad (5.16)$$

so existiert zur Matrix C keine inverse Matrix C^{-1} und die Spindichten in diesem Pixel können nicht entfaltet werden. Um eine SENSE-Rekonstruktion möglich zu machen, müssen sich die Spulensensitivitäten für jede Pixelposition somit entweder in ihren Amplituden

$$C = \begin{bmatrix} 0,50 & 2,00 \\ 1,50 & 2,00 \end{bmatrix} \Rightarrow C^{-1} = \begin{bmatrix} -1,00 & 1,00 \\ 0,75 & -0,25 \end{bmatrix} \quad (5.17)$$

oder in ihren jeweiligen Phasen

$$C = \begin{bmatrix} 1,00 & 1,50 \\ 1,00 & 2,50 \end{bmatrix} \Rightarrow C^{-1} = \begin{bmatrix} 2,50 & -1,50 \\ -1,00 & 1,00 \end{bmatrix} \quad (5.18)$$

unterscheiden. Wie vollständig die Entfaltung der Spindichten letztendlich erfolgen kann, gibt der sogenannte Geometriefaktor (*geometry factor, g-factor*)

$$g = \sqrt{(C^H \Psi^{-1} C)^{-1} (C^H \Psi^{-1} C)} \geq 1 \quad (5.19)$$

für die entsprechende Pixelposition an. Dieser wird entscheidend von der Anzahl aufeinander faltender Spindichten und folglich vom Reduktionsfaktor R beeinflusst. Im günstigsten Fall beträgt er kaum mehr als eins. Größere g -Faktorwerte und höhere Beschleunigungen R führen zu einer deutlichen Verringerung des bestmöglich erzielbaren Signal-Rausch-Verhältnisses

$$SNR^{red} = \frac{SNR^{voll}}{g \cdot \sqrt{R}} \quad (5.20)$$

und begrenzen so die maximal erreichbare Messzeitersparnis bei der parallelen Bildgebung mit einer SENSE-Methode [11].

Obwohl der Geometriefaktor genau genommen nur für SENSE-Techniken gültig ist, stellt er doch ein geeignetes Kriterium dar, um die Leistungsfähigkeit von Phased-Array Spulen für die parallele Bildgebung allgemein zu bewerten [143].

5.2.3. 2D parallele Bildgebung

Aufgrund der Einbuße an Signal-Rausch-Verhältnis bei der parallelen Bildgebung nach (5.20) wird erwartet, dass zweidimensionale NMR-Untersuchungen in der klinischen Routine um nicht mehr als einen Faktor 4 beschleunigt werden können [144]. Einen größeren Vorteil bietet indes die Verwendung paralleler Bildgebungsmethoden in Kombination mit einer 3D Volumen NMR-Bildgebungstechnik, für welchen mehrere unterschiedliche Faktoren verantwortlich sind.

Zum Einen führt die kontinuierlich wiederholte Anregung des vollständigen Probenvolumens bei 3D Bildgebungssequenzen zu einem wesentlich höheren inhärenten Signal-Rausch-Verhältnis als bei 2D Methoden. Zum Anderen ist die Dauer von 3D NMR-Untersuchungen bisweilen für einen erkrankten Patienten unzumutbar lang, was eine Verkürzung der erforderlichen Messzeit besonders erstrebenswert macht. Schließlich bietet eine 3D Volumenbildgebung noch die Möglichkeit, Phasenkodierschritte in zwei unterschiedlichen Raumrichtungen einzusparen. Die jeweiligen Reduktionsfaktoren können hierbei unabhängig voneinander festgelegt werden, während das Produkt aus beiden Faktoren die tatsächliche Beschleunigung der NMR-Bildgebung wiedergibt. Somit ist durch die Verwendung relativ geringer Reduktionsfaktoren in den einzelnen Raumrichtungen ein hoher effektiver Beschleunigungsfaktor für die NMR-Untersuchung als solche erzielbar. Entsprechend sind auch die Voraussetzungen für eine Bildrekonstruktion bei vorgegebenem Reduktionsfaktor im Vergleich zur beschleunigten 2D NMR-Bildgebung günstiger, da die effektiv verwendeten Geometriefaktoren niedriger sind und so das Signal-Rausch-Verhältnis weniger negativ beeinflussen wird [13, 145].

5. NMR-Bildgebung

Um das Potential der beschleunigten 3D Volumen NMR-Bildgebung vollends ausschöpfen zu können, wird sich das restliche Manuskript mit der Entwicklung von Phased-Array Spulen für die Nutzung moderner 2D PPA Bildgebungstechniken wie beispielsweise CAIPIRINHA [146, 147] oder GROG [148–151] befassen.

6. Material und Methoden

6.1. NMR-Systeme

Die in den folgenden Kapiteln vorgestellten Phased-Array Spulen wurden für den Einsatz an zwei unterschiedlichen NMR-Ganzkörpertomographen entwickelt (Abb. 6.1).



Abbildung 6.1. – *Klinische NMR Ganzkörpertomographie-Systeme. links: Siemens Magnetom Vision 1,5 T mit 4 Empfangskanälen. rechts: Siemens Magnetom Avanto 1,5 T mit 18 gleichzeitig nutzbaren Empfangskanälen in dieser Ausbaustufe.*

So fanden NMR-Experimente an einem Siemens Magnetom Vision Ganzkörper NMR-System mit einer Magnetfeldstärke von 1,5 T und einem inneren Bohrungsdurchmesser von 60 cm statt. Der Tomograph ist mit einem aktiv abgeschirmten Gradientensystem ausgerüstet, welches Gradientenstärken von maximal 25 mT/m in einer minimalen Anstiegszeit von 250 μ s in allen drei Raumrichtungen erzeugen kann. Zudem besitzt das Siemens Magnetom Vision NMR-System einen HF-Sender zur Anregung der Probe mit einer maximalen Sendeleistung von 14 kW, während das NMR-Signal aus dem Probenvolumen über 4 unabhängige Empfangskanäle aufgezeichnet werden kann.

Des Weiteren wurden NMR-Untersuchungen am moderneren Siemens Magnetom Avanto Ganzkörper NMR-System durchgeführt, das ebenfalls eine Magnetfeldstärke von 1,5 T und eine Patientenöffnung von 60 cm besitzt. Allerdings ist das aktiv abgeschirmte Gradientensystem in diesem Fall mit einer maximalen Gradientenstärke

6. Material und Methoden

von 33 mT/m und einer minimalen Anstiegszeit von 264 μs leistungsstärker. Die Sendeleistung von maximal 15 kW ist zwar nahezu äquivalent, doch ermöglicht das Siemens Magnetom Avanto NMR-System die gleichzeitige Nutzung 18 unabhängiger Empfangskanäle.

6.2. Charakterisierung auf der Messbank

Zur Überprüfung der charakteristischen Eigenschaften während des Aufbaus der Phased-Array Spulen wurde ein Netzwerkanalysator HP 8712B der Firma Agilent (Palo Alto, California, USA) eingesetzt. Dieser besitzt zwei phasenempfindliche Kanäle, mit denen der Reflexionsfaktor und die Transmission durch ein Netzwerk bestimmt werden kann. Das Frequenzspektrum reicht hierbei von 0,3 MHz bis 1,3 GHz. Überdies sind mit dem Netzwerkanalysator auch einfache Auswertungen der Messkurve möglich, wie beispielsweise die Bestimmung der Güte einer Resonanzkurve.

So wurde auf der Messbank die Anpassung der einzelnen Elemente eines Spulenarrays an die 50 Ω -Leitungsimpedanz überprüft und die Funktionsweise der aktiven Entkopplungskreise sowie der Vorverstärkerentkopplung verifiziert. Auf gleiche Weise konnte auch die Entkopplung der Einzelspulen untereinander charakterisiert und hinsichtlich ihrer Tauglichkeit kontrolliert werden.

Obwohl die verwendeten Messtechniken prinzipiell auf gängigen Prüfverfahren der Hochfrequenztechnik beruhen, sind für manche Fragestellungen häufig spezielle Anpassungen des Messaufbaus erforderlich. Um die Ermittlung allgemeiner Größen wie Güte oder Isolation besser nachvollziehen zu können, sind die zur Charakterisierung der Spulenarrays verwendeten Messverfahren im Anhang A.3 genauer erläutert.

6.3. Charakterisierung mittels der NMR-Systeme

Zunächst wurden an den Ganzkörpertomographen NMR-Experimente unter Verwendung von Beladungsphantomen (Anh. A.2) durchgeführt, um die notwendige Sicherheit der Phased-Array Spulen für ihren Einsatz an Probanden oder Patienten zu testen. Mittels einer einfachen FLASH-Sequenz [9] wurden zu diesem Zweck NMR-Schichtbilder einer jeden Einzelspulen aufgenommen und auf potentielle Artefakte untersucht, die aufgrund von Kopplung zwischen den Spulenelementen entstehen könnten. Über eine schrittweise Erhöhung der Sendeleistung für die Anregungspulse wurde zudem in einem zweiten Experiment die Leistungsfestigkeit der Phased-Array Spule validiert.

Zur weiteren Charakterisierung der Spulenarrays wurde das FLASH-Experiment 20 Mal wiederholt und zusätzlich einmal ohne Applikation einer Sendeleistung durchgeführt. Die unprozessierten Messdaten, die sogenannten Rohdaten, dieser NMR-Untersuchungen wurden aufgezeichnet und für eine spezifischere Auswertung in die Programmierungsumgebung MATLAB der Firma 'The Mathworks' (Natick, Massachusetts, USA) eingelesen. Obwohl das intrinsische Signal-Rausch-Verhältnis einer

6.3. Charakterisierung mittels der NMR-Systeme

Phased-Array Spule nicht mehr mit den gängigen Methoden der klassischen NMR-Bildgebung („Kringel-Methode“) korrekt ermittelt werden kann [11, 152, 153], ist dennoch mit Hilfe von MATLAB das SNR aus dem Mittelwert und der Standardabweichung eines jeden Pixels über die 20 Messungen bestimmbar. Zudem lässt sich aus den so erhaltenen Rauschdaten der einzelnen Spulenelemente auch die Rauschkorrelationsmatrix (vgl. (4.24)) unter Verwendung einer in MATLAB integrierten Routine berechnen.

Die Aufnahme von in vivo NMR-Bildgebungsdaten erfolgte an Probanden in der Regel mit schnellen 3D FLASH- oder MP-RAGE-Bildgebungssequenzen [154, 155]. Die Rohdaten dieser NMR-Untersuchungen wurden ebenfalls in MATLAB exportiert, um die Applikation paralleler Bildgebungsmethoden verschiedener Beschleunigungen in unterschiedlichen Raumrichtungen simulieren und bewerten zu können.

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

7.1. Motivation

Eine stete Weiterentwicklung der NMR-Systeme bis hin zu Forschungstomographen mit gegenwärtig 128 unabhängigen Empfangskanälen schuf die nötigen Voraussetzungen für die Entwicklung von Phased-Array Spulen mit einer großen Anzahl an Einzelementen [114]. So konnten planare Spulenarrays konstruiert werden, die eine NMR-Bildgebung des gesamten menschlichen Torsos mit hohen Beschleunigungsfaktoren und einem verbesserten Signal-Rausch-Verhältnis möglich machen [156, 157].

Auch wurden Volumenarrays mit bis zu 96 Spulenelementen für NMR-Untersuchungen des menschlichen Kopfs vorgestellt [121, 158]. Diese in Form eines Helms aufgebauten Phased-Array Spulen erzielen besonders in Gehirnregionen nahe der Spulenarray-Oberfläche ein hohes SNR. Zudem kann mit derartigen Phased-Arrays durch die Verwendung 2D paralleler Bildgebungstechniken gleichfalls eine deutliche Messzeitersparnis erreicht werden.

Allerdings sind die meisten klinischen NMR-Tomographen bislang nur mit 16 unabhängigen Empfangskanälen ausgerüstet, wobei sie immer mehr von NMR-Systemen mit 32 gleichzeitig nutzbaren Kanälen abgelöst werden. Für diese klinische Umgebung existieren bereits planare Phased-Array Spulen mit bis zu 32 Kanälen, die besonders bei Herzuntersuchungen beeindruckende Ergebnisse hinsichtlich Beschleunigung und Signal-Rausch-Verhältnis liefern [110, 159–162].

Gleichermaßen würden auch Untersuchungen des menschlichen Kopfes von einem zylindrischen Volumenarray profitieren, das mit bis zu 32 einzelnen Spulenelementen Sensitivitätsunterschiede in allen drei Raumrichtungen zur Verfügung stellt. So wären bei der Verwendung 2D paralleler Bildgebungssequenzen die Beschleunigungsrichtungen frei wählbar und eine hohe Messzeitersparnis könnte selbst bei doppelt obliquen Schichten erzielt werden.

In der klinischen Routine gängige Kopfspulen sind meist jedoch nur in Form eines Rings aus 16 Einzelspulen (Abb. 7.1a) oder im günstigeren Fall aus zwei Ringen mit jeweils 8 Spulenelementen aufgebaut (Abb. 7.1b). Diese aufgrund ihrer geometrischen Struktur häufig auch als Birdcage-ähnliche Spulenarrays (*birdcage coil arrays*, *BCA*) bezeichneten Phased-Array Spulen zeichnen sich durch gute Voraussetzungen für die parallele Bildgebung transversaler Schichten aus. Eine Beschleunigung der NMR-Bildgebung in longitudinaler Richtung ist allerdings problematisch, da aufgrund der Ringstruktur des Spulenarrays keine oder nur geringe Sensitivitätsunterschiede in axialer Richtung zur Verfügung stehen.

Eine mögliche Alternative zu diesen klassischen Kopfspulenarraydesigns sei in den

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

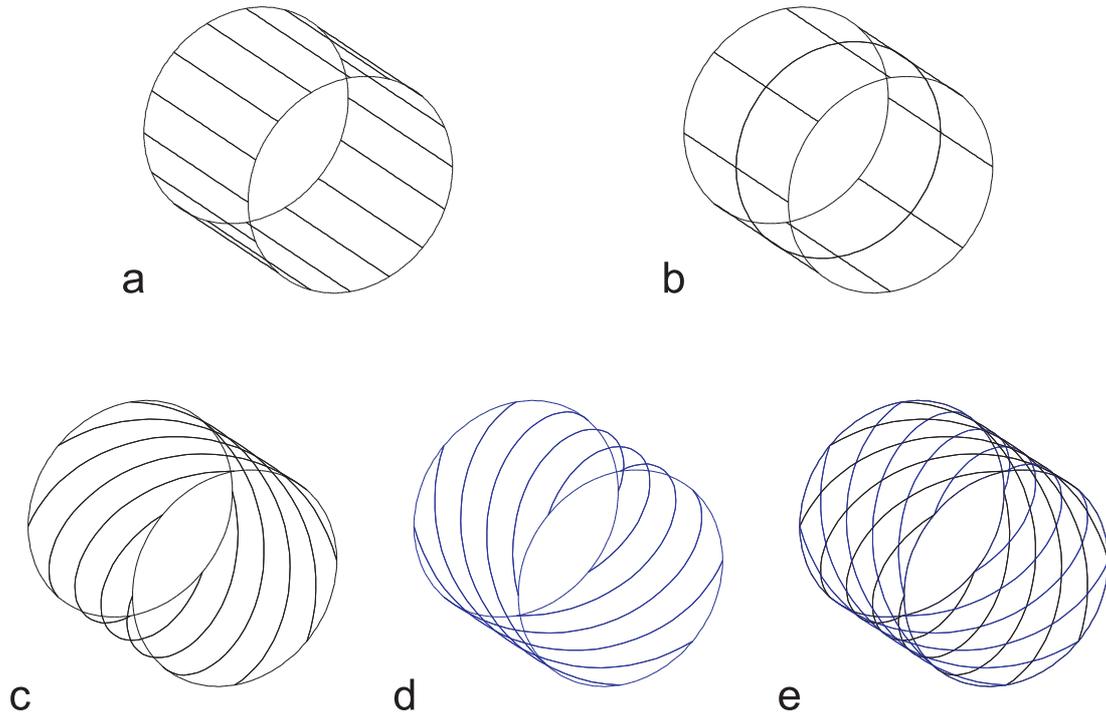


Abbildung 7.1. – *Unterschiedliche Formen eines 16-Kanal Volumen Phased-Arrays für Untersuchungen am menschlichen Kopf. a: Birdcage-ähnliche Arraystruktur aus einem Ring mit 16 Spulenelementen. b: Birdcage-ähnliche Arraystruktur aus zwei Ringen mit jeweils 8 unabhängigen Einzelementen. c: Spiralförmige Arraystruktur aus 8 Spulenelementen um $+\pi$ verdreht. d: Einfach-Spiral Array mit 8 Elementen um $-\pi$ verdreht. e: Doppel-Spiral Array bestehend aus zwei um 2π gegeneinander verdrehten Einfach-Spiral Arrays mit insgesamt 16 unabhängigen Einzelspulen.*

folgenden Abschnitten vorgestellt. Grundlage hierfür bildet eine helikale Leiterbahnstruktur (Abb. 7.1c), die erstmals von Alsop et al. in einer Birdcage-Spule für ein 4 T Ganzkörper NMR-System verwendet wurde [163]. Mit Hilfe dieses spiralförmigen Designs konnte eine Phasenverschiebung entlang der Spulennachse erzeugt und so B_1 -Feld Inhomogenitäten aufgrund von dielektrischen Resonanzeffekten reduziert werden [164].

Ein weiterer Vorteil einer solch spiralförmigen Spulengeometrie wurde von Duenning et al. demonstriert [165]. Sie zeigten, dass die elektrischen und magnetischen Felder zweier Spulen senkrecht aufeinander stehen, wenn die jeweiligen Leiterbahnstrukturen um 2π relativ zueinander verdreht sind. So konnte aus einem um $-\pi$ verdrehten Sattelspulenpaar und einem um $+\pi$ verdrehten Quadratur-Birdcage annähernd gleicher Geometrie ein Spulenarray aufgebaut werden, das vier Einzelkanäle mit hinreichend guten Isolationswerten besitzt.

Dieses Prinzip der intrinsischen Entkopplung zweier um 2π verdrehter Leiterbahnstrukturen soll im folgenden Kapitel ausgenutzt werden, um aus zwei, um $+\pi$ (Abb.

7.1c) und um $-\pi$ (Abb. 7.1d) verdrehten Spulenarrays ein doppelspirales Volumenarray zu erhalten (Abb. 7.1e). Dieses Design verspricht nicht nur ein um bis zu 30 % höheres Signal-Rausch-Verhältnis als ein Birdcage vergleichbarer Geometrie [166], sondern auch eine gute dreidimensionale Sensitivitätsverteilung für 2D parallele Bildgebungssequenzen.

Im ersten Abschnitt dieses Kapitels werden mit Hilfe von Simulationen zunächst die Eigenschaften einer Doppel-Spiral Phased-Array Spule untersucht. Hierbei zeigt der Vergleich eines 16-Kanal Doppel-Spiral Arrays mit einem Volumenarray bestehend aus 2 Ringen à 8 Einzelelementen die Unterschiede in den Kodiereigenschaften und dem intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnis beider Arraygeometrien auf. Die Auswirkung verschiedenartiger Variationen in der Geometrie des Doppel-Spiral Arrays auf den intrinsischen Isolationsmechanismus der Spulenelemente sei im Anschluss untersucht, bevor geeignete Arraystrukturen für Volumenarrays mit 32 Einzelspulen verglichen werden.

Im zweiten Teil folgt eine experimentelle Charakterisierung einer solchen Doppel-Spiral Phased-Array Spule sowie eine Validierung der 3D Kodiereigenschaften anhand von 2D parallelen Bildgebungsexperimenten in vivo.

7.2. Simulationen

Um die Leistungsfähigkeit und die Eigenschaften eines Doppel-Spiral Arraydesigns untersuchen und charakterisieren zu können, seien Simulationen in der Programmier- und Entwicklungsumgebung MATLAB der Firma 'The Mathworks' (Natick, Massachusetts, USA) durchgeführt.

Hierzu werden die Leiterbahnstrukturen der zu untersuchenden Phased-Array Spulen in eine vektorielle Form überführt, so dass eine Berechnung der Feldverteilung für die entsprechenden Geometrien nach den Gleichungen aus Abschnitt 4.1.1 möglich wird. Zur Gewährleistung eines fairen Vergleichs von Ergebnissen unterschiedlicher Simulationen ist der Durchmesser und die Länge aller Spulengeometrien auf jeweils 30 cm festgelegt. Ferner sind alle einzelnen Spulenelemente aufgrund ihrer Größe und einer Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz als Probenrauschen dominiert angenommen, weshalb das Rauschen der Einzelspulenelemente in den Simulationen unberücksichtigt bleibt (vgl. Abs. 2.3).

7.2.1. Eignung für 2D parallele Bildgebung

Zunächst sei die räumliche Verteilung der Spulensensitivitäten in einer Doppel-Spiral Arraygeometrie und somit ihre Eignung für 2D parallel beschleunigte Bildgebungsexperimente untersucht.

Zu diesem Zweck werden die Geometriefaktorwerte eines 2x8 Doppel-Spiral Arrays (Abb. 7.1e) für eine vorgegebene Bildgebungsschicht ermittelt und mit denjenigen einer gängigen 2x8 Birdcage-ähnlichen Arraystruktur (Abb. 7.1b) verglichen.

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

Die g-Faktorkarten können aus der Sensitivitätsverteilung des jeweiligen Spulenarrays berechnet werden, die ihrerseits, dem Reziprozitätsprinzip folgend (vgl. Abs 2.1)), mittels der B_1 -Feldverteilung der Phased-Array Spulen in dem vorgegebenen Probenvolumen bestimmt werden können. Nach Auswahl einer Beschleunigungsrichtung wird der so erhaltene, vollständige Datensatz entlang dieser Richtung um den gewählten Beschleunigungsfaktor „künstlich“ reduziert, um anschließend mit Hilfe der intrinsischen Ortsinformation im Spulenarray und einem klassischen SENSE Algorithmus [11] wieder auf die Originalgröße rekonstruiert zu werden.

Da bei den meisten NMR-Untersuchungen in der klinischen Routine die Region des menschlichen Gehirns von größtem Interesse ist, kommt in den Simulationen ein zylindrisches Probenvolumen mit einem Durchmesser von 28 cm und einer Höhe von 15 cm zur Anwendung. Anhand dieses werden g-Faktorkarten für transversale Bildgebungsschichten (senkrecht zur Zylinderachse) mit Beschleunigungen von $R = 2$ und $R = 3$, sowie für longitudinale Schichten (entlang der Zylinderachse) mit einer Beschleunigung von $R = 2$ simuliert. In den Darstellungen der g-Faktorkarten (Abb. 7.2 bis 7.7) ist die Orientierung der jeweils untersuchten Bildgebungsschicht im Rahmen eines kleinen Übersichtsbildes rot gekennzeichnet.

Die Bestimmung der Geometriefaktoren erfolgt nicht nur für eine in den Spulenarrays zentrierte Probe (Verschiebung in z-Richtung: $z = 0$), sondern auch für ein um 7,5 cm in z-Richtung verschobenes Probenvolumen ($z = 7,5$) gleicher Ausdehnung, welches eher der Position des menschlichen Gehirns innerhalb der Volumenarrays entspricht. Um eine genauere Bewertung und somit einen besseren Vergleich der g-Faktorkarten zu ermöglichen, wird auch der maximal auftretende Geometriefaktor g_{max} sowie ein mittlerer g-Faktorwert g_{mittel} mit entsprechender Standardabweichung angegeben. Zudem ist die Verteilung der g-Faktoren in der jeweiligen Karte durch ein Histogramm mit der Auftrittshäufigkeit eines bestimmten g-Faktorwertes angegeben.

In Abbildung 7.2 ist die Verteilung der Geometriefaktoren in einer transversalen Schicht durch ein Probenvolumen im Zentrum der beiden Spulenarrays dargestellt, welche als Resultat einer in y-Richtung um den Faktor $R = 2$ beschleunigten NMR-Bildgebung entsteht. Ein Vergleich der auf gleiche Weise skalierten g-Faktorkarten zeigt, dass bei Einsatz des Doppel-Spiral Arrays höhere lokale Geometriefaktorwerte auftreten als bei Verwendung des Birdcage-ähnlichen Arrays. Dies geht auch deutlich aus der histogrammischen Darstellung der ermittelten g-Faktorwerte hervor. Somit bietet die gängige Birdcage-ähnliche Arraystruktur infolge der geringeren lokalen g-Faktoren für diese NMR-Anwendung eine günstigere Verteilung der Spulensensitivitäten und somit eine bessere Kodierfähigkeit für die parallele NMR-Bildgebung. Der Unterschied in maximalem und mittleren g-Faktor fällt allerdings äußerst gering aus und würde nach Gleichung (5.20) lediglich zu einem mittleren reduzierten Signal-Rausch-Verhältnis von etwa 67 % bei der Doppel-Spiral Spulenarray an Stelle eines auf 69 % verringerten SNRs bei Einsatz des Birdcage-ähnlichen Phased-Arrays im Gegensatz zu einer unbeschleunigten NMR-Untersuchung führen.

Die Verschiebung des Probenvolumens um 7,5 cm in axialer Richtung hat in diesem Fall keinerlei Auswirkung auf die Fähigkeit zur Ortskodierung der untersuchten

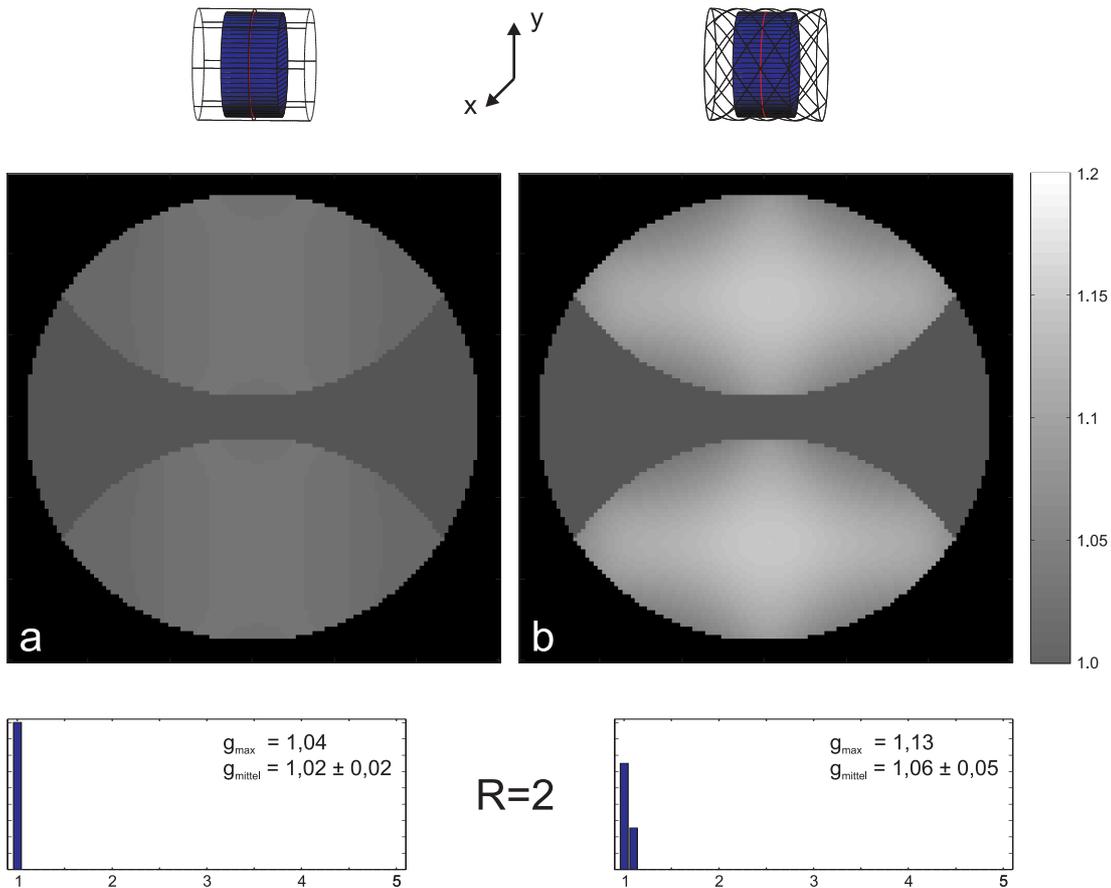


Abbildung 7.2. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 2$ in y -Richtung beschleunigte NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine transversale Schicht (rot) durch ein zentrales, zylindrisches Probenvolumen mit einem Durchmesser von 28 cm und einer Höhe von 15 cm. **a:** g -Faktorkarte für eine gängige 2×8 Birdcage-ähnliche Arraystruktur (BCA, Abb. 7.1b). **b:** g -Faktorkarte für ein 2×8 Doppel-Spiral Array (DSA, Abb. 7.1e). Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert angegeben sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren als Histogramm dargestellt.

Phased-Array Spulen, wie Abbildung 7.3 zeigt. Dies ist verständlich, da die Sensitivitätsverteilung der Spulenarrays für beide Positionen der Probe in Folge der vergleichbaren Anordnung der Spulenelemente nahezu identisch ist.

Bei einem Beschleunigungsfaktor von $R = 3$ werden allerdings die Vorteile des 2-Ring Spulenarrays für die Wahl der Beschleunigungsrichtung senkrecht zur Spulenachse deutlich (Abb. 7.4). Besonders in der mittleren Region des Doppel-Spiral Arrays treten vergleichsweise hohe g -Faktoren auf, was auch eine deutlich breitere Verteilung der g -Faktorwerte im entsprechenden Histogramm zur Folge hat. Letztendlich ergibt sich aus den ermittelten maximalen und mittleren g -Faktoren, dass bei einer transversalen Beschleunigung von $R = 3$ für ein zentral positioniertes Proben-

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

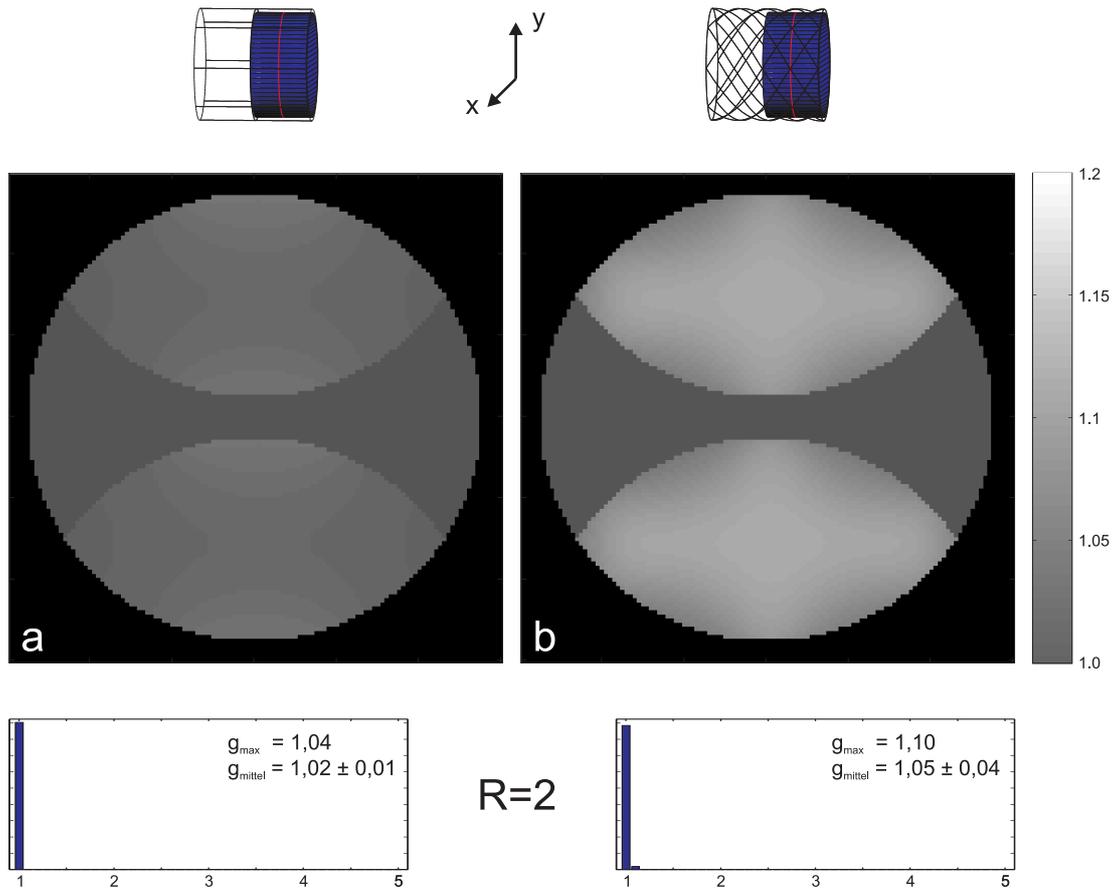


Abbildung 7.3. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 2$ in y -Richtung beschleunigten NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine transversale Schicht (rot) durch das zylindrische Probenvolumen, das um 7,5 cm in axialer Richtung verschoben ist. **a:** g -Faktorkarte für das BCA. **b:** g -Faktorkarte für das DSA. Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren angegeben.

volumen das 2-Ring Birdcage-Array ein im Mittel auf 47 % reduziertes SNR liefert. Im Vergleich hierzu verringert sich das Signal-Rausch-Verhältnis bei Verwendung der Doppel-Spiral Arraystruktur auf, um 7 % niedrigere, 40 % gegenüber einer unbeschleunigten NMR-Untersuchung.

In Analogie zu den Resultaten für einen Beschleunigungsfaktor von $R = 2$ entlang der y -Richtung hat auch bei einer Beschleunigung von $R = 3$ eine um 7,5 cm in axialer Richtung verlagerte Probenposition keine Auswirkung auf die Kodierfähigkeiten der beiden untersuchten Spulenarrays. Dies machen die zu Abbildung 7.4 nahezu identischen Ergebnisse aus Abbildung 7.5 deutlich, wobei im Fall der in z -Richtung verschobenen Probe marginale Verbesserungen in den maximalen und mittleren Geometriefaktoren zu beobachten sind.

Für eine parallele NMR-Bildgebung entlang der Arrayachsen zeigt sich hingegen ein

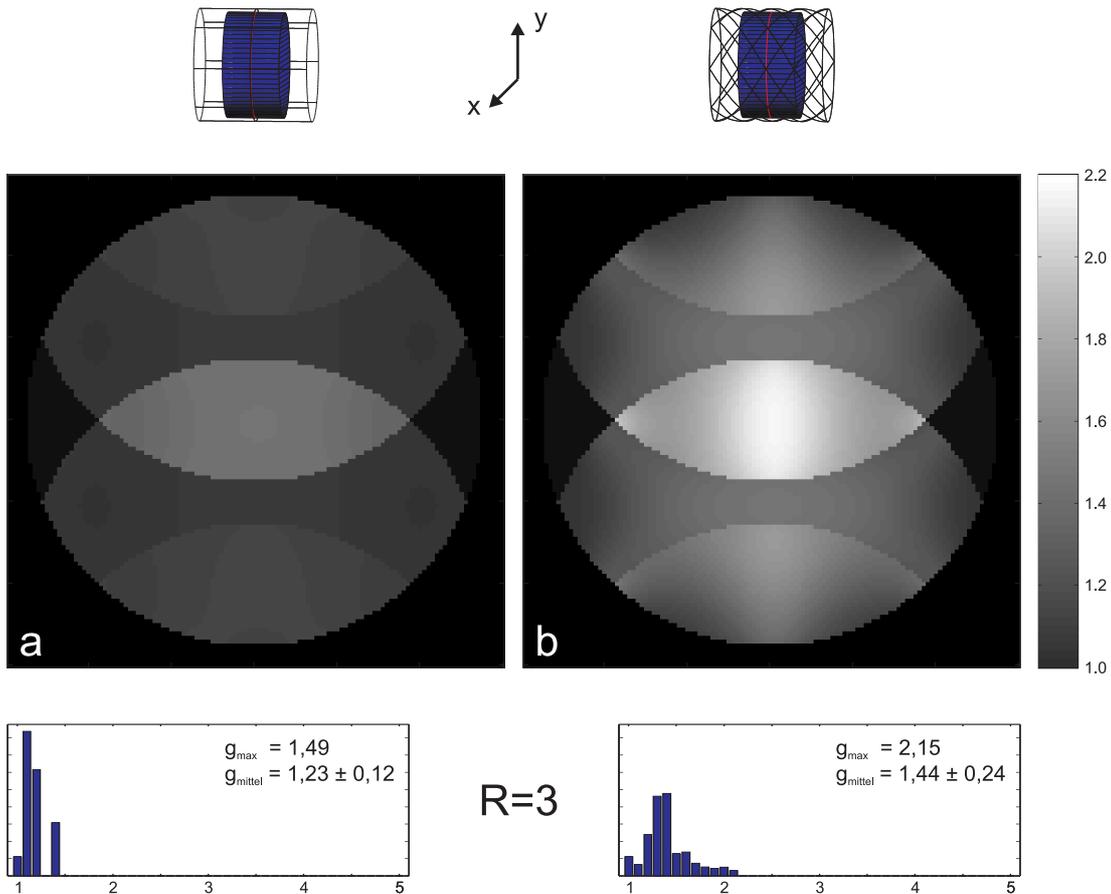


Abbildung 7.4. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 3$ in y -Richtung beschleunigten NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine transversale Schicht (rot) durch das zentrale, zylindrische Probenvolumen. **a:** g -Faktorkarte für das BCA. **b:** g -Faktorkarte für das DSA. Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren angegeben.

anderes Bild. Die in Abbildung 7.6 dargestellten Resultate einer entsprechend um den Faktor $R = 2$ in z -Richtung beschleunigten, sagittalen Bildgebungsschicht weisen im Vergleich zu den Ergebnissen transversaler Beschleunigungen (Abb. 7.2+7.3) deutlich höhere lokale g -Faktoren auf. In Folge der veränderten Beschleunigungsrichtung wird das mittlere Signal-Rausch-Verhältnis in diesem Fall auf 57 % reduziert und fällt deutlich geringer aus als das im Mittel auf 69 % verringerte SNR für eine Beschleunigung senkrecht zur Spulenchse. Überdies sind NMR-Untersuchungen mit einem Beschleunigungsfaktor von $R = 3$ in axialer Richtung unter Einsatz der untersuchten Arraystrukturen nicht mehr realisierbar, da die Verteilung der Spulensensitivitäten und somit auch die intrinsischen Ortsinformationen nicht spezifisch genug für eine Rekonstruktion der dreifach gefalteten NMR-Datensätze sind.

Hinsichtlich der auftretenden g -Faktorwerte unterscheiden sich die zwei Volumen-

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

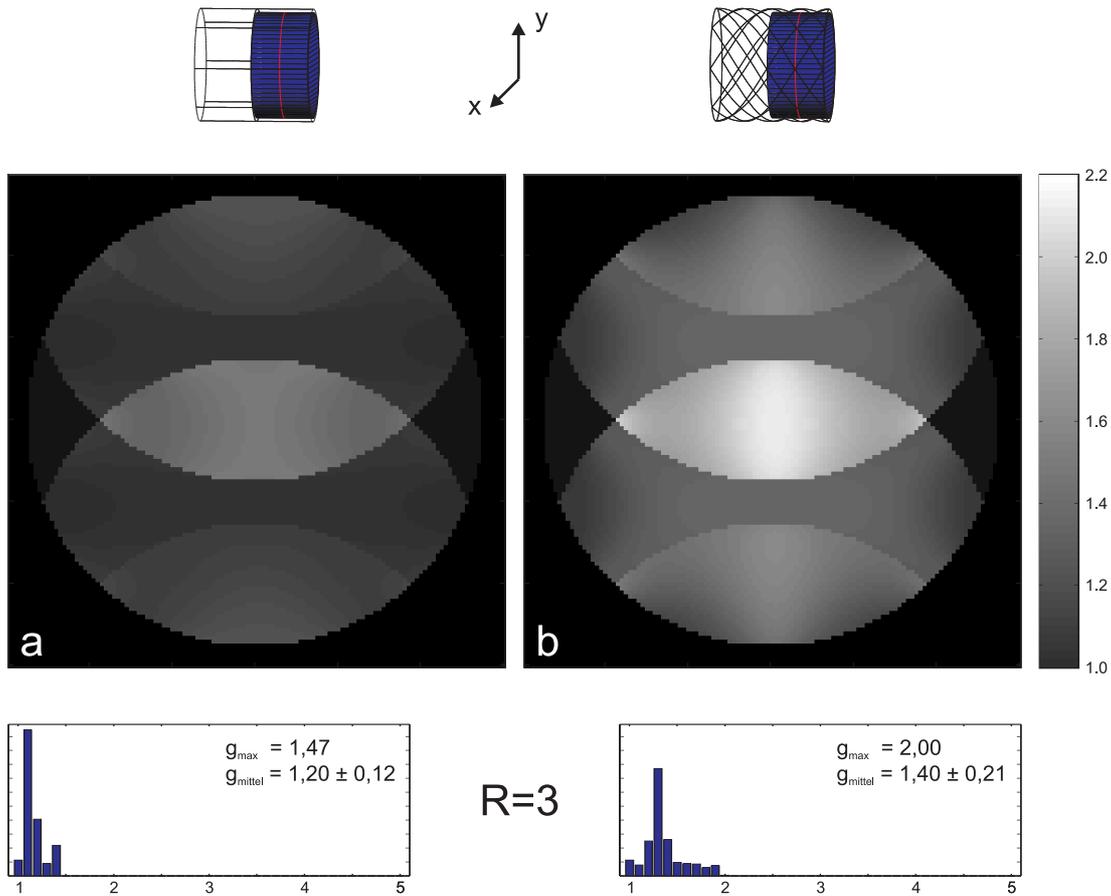


Abbildung 7.5. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 3$ in y -Richtung beschleunigten NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine transversale Schicht (rot) durch das zylindrische Probenvolumen, das um 7,5 cm in axialer Richtung verschoben ist. **a:** g -Faktorkarte für das BCA. **b:** g -Faktorkarte für das DSA. Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren angegeben.

arraykonfigurationen für eine in z -Richtung beschleunigte, sagittale Bildgebungsschicht durch ein zentrales Probenvolumen ($z = 0$) nur unwesentlich voneinander (Abb. 7.6). Entsprechend wird das Signal-Rausch-Verhältnis beim Einsatz beider Phased-Array Spulen im Mittel gleichermaßen auf 57 % im Gegensatz zu einer unbeschleunigten NMR-Untersuchung verringert. Die Unterschiede in der örtlichen Verteilung der auftretenden Geometriefaktorwerte geben indes Aufschluss über den Einfluss der gewählten Arraystruktur auf die jeweiligen Kodiereigenschaften der Spulenarrays. So sind bei Verwendung der aus zwei Elementringen aufgebauten Phased-Array Spule in der axialen Mitte sowie an den Rändern der Bildgebungsschicht über ihre gesamte Breite erhöhte g -Faktorwerte zu beobachten (Abb. 7.6a). In diesen Bereichen fallen gerade Bildpunkte aufeinander, von denen einer in z -Richtung einen großen Abstand

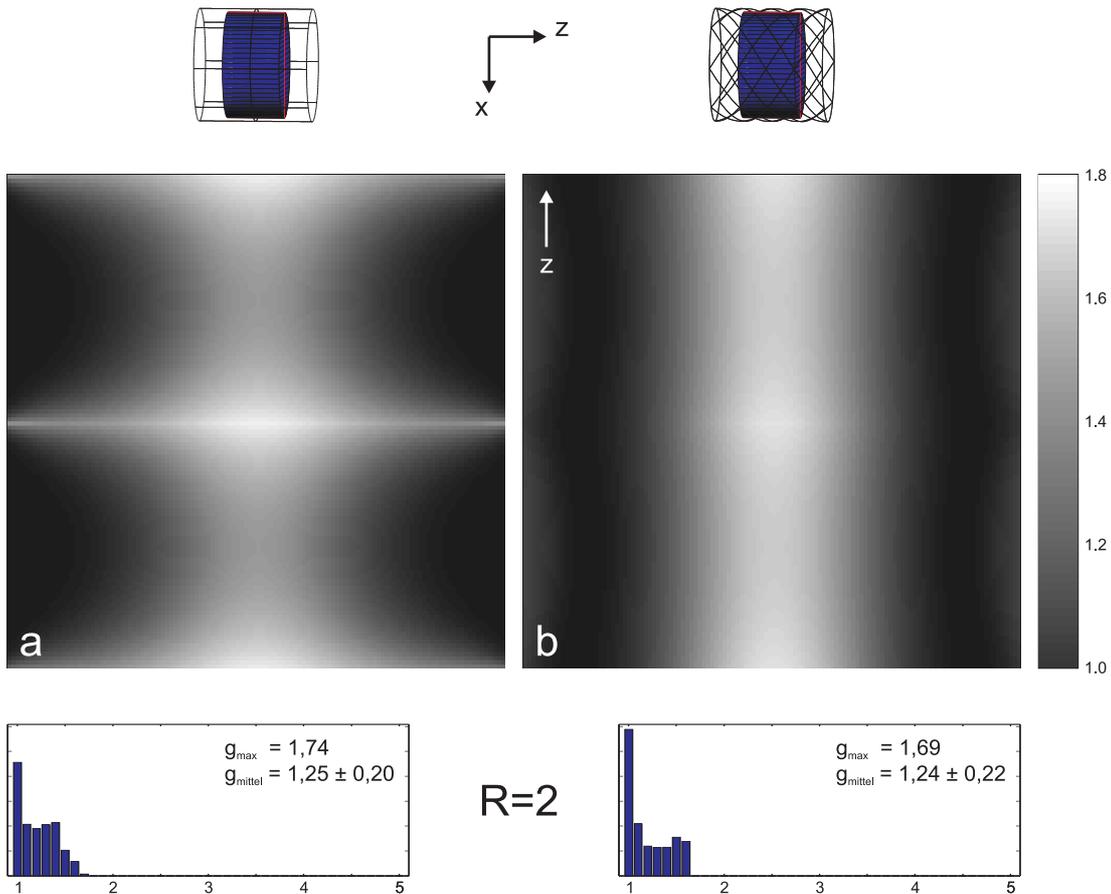


Abbildung 7.6. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 2$ in z -Richtung beschleunigten NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine sagittale Schicht (rot) durch das zentrale, zylindrische Probenvolumen. **a:** g -Faktorkarte für das BCA. **b:** g -Faktorkarte für das DSA. Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren angegeben.

zum Zentrum der Phased-Array Spule besitzt. Für solche Pixelpositionen können über die Sensitivitätsprofile der Spulenelemente aus dem weiter entfernten Elementring nur noch zu einem geringen Maß spezifische Ortsinformationen gewonnen werden, was die Entfaltung zwei derartiger Punkte deutlich erschwert und entsprechend zu erhöhten g -Faktoren führt (vgl. Abs. 5.2).

Im Gegensatz hierzu ergibt sich bei Einsatz des Doppel-Spiral Spulenarrays eine in axialer Richtung homogene g -Faktorverteilung, in der keine ausgezeichneten Bereiche besonders hoher Geometriefaktorwerte zu beobachten sind (Abb. 7.6b). Der Unterschied resultiert hierbei aus den spiralförmigen Spulenelementen, die aufgrund ihrer Verdrehung um $\pm\pi$ über die gesamte Arraylänge spezifische lokale Sensitivitäten zur Verfügung stellen. Allerdings weisen die Einzelspulen aufgrund der gewundenen Elementgeometrie im Vergleich zu den rechtwinkligen Spulenelementen der Birdcage-

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

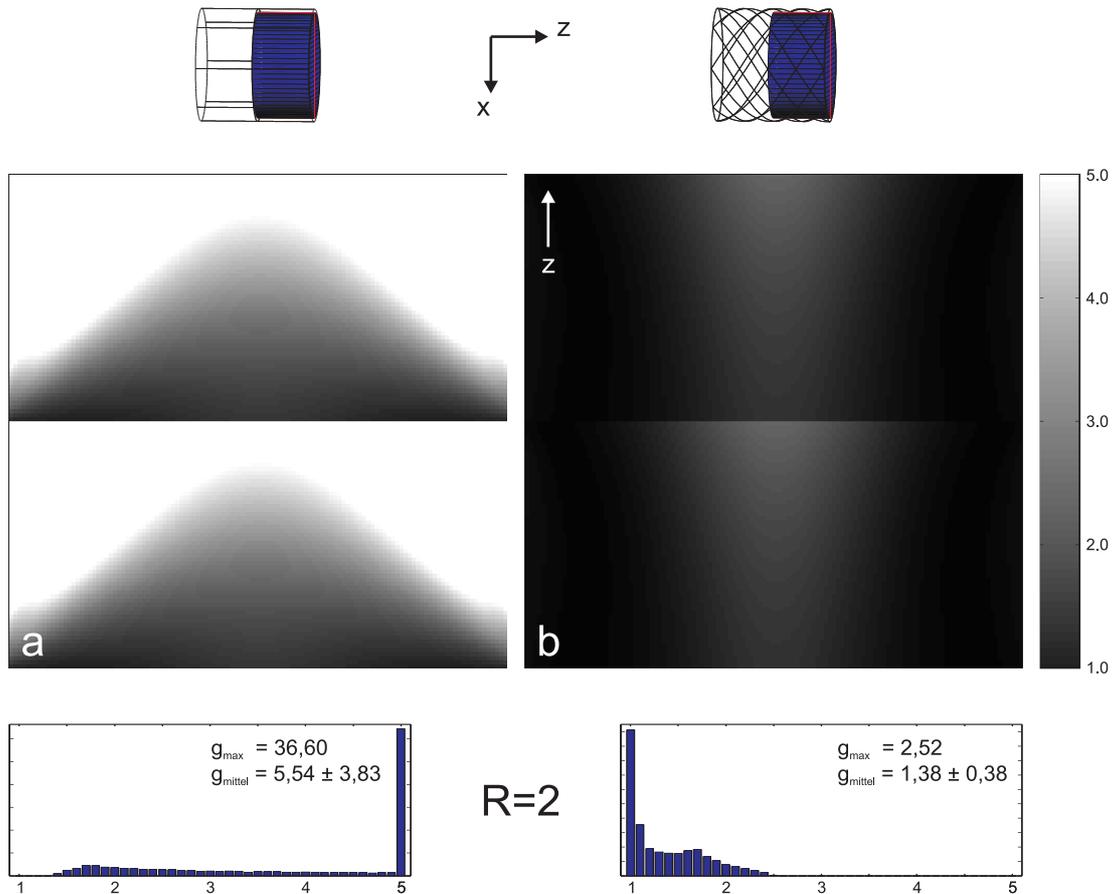


Abbildung 7.7. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 3$ in y -Richtung beschleunigten NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine sagittale Schicht (rot) durch das zylindrische Probenvolumen, das um 7,5 cm in axialer Richtung verschoben ist. **a:** g -Faktorkarte für das BCA. **b:** g -Faktorkarte für das DSA. Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren angegeben.

ähnlichen Phased-Array Spule eine geringere Empfindlichkeit im Zentrum des Volumenarrays auf, was eine leichte Erhöhung der Geometriefaktoren längs der Mitte der untersuchten Schicht bedingt.

Die erneute Verschiebung des Probenvolumens um 7,5 cm in z -Richtung führt hingegen zu einer grundlegend anderen Situation. In der entlang der Spulenachse um den Faktor $R = 2$ beschleunigten Bildgebungsschicht treten bei Einsatz des 2-Ring Volumenarrays in weiten Bereichen extrem hohe Geometriefaktoren auf (Abb. 7.7a). Diese entstehen, da in Folge der Verlagerung der Probe die Sensitivitäten der Spulenelemente im weiter entfernten Elementring nur noch geringfügig zur Rekonstruktion der reduzierten NMR-Datensätze beitragen können. So besitzt das 2-Ring Spulenarray in der Nähe der Arrayenden nahezu keine Sensitivitätsvariation in axialer Richtung

mehr. Entsprechend ist eine parallele NMR-Bildgebung mit einer entlang der z-Achse gewählten Beschleunigungsrichtung unter Einsatz dieser Birdcage-ähnlichen Arraygeometrie nicht zu bewerkstelligen.

In den Kodiereigenschaften des Doppel-Spiral Phased-Arrays ist im Vergleich hierzu nur eine minimale Verschlechterung aufgrund der veränderten Probenposition zu beobachten (Abb. 7.7b). Die Verteilung der Geometriefaktoren weist an sich genauso wie im Fall des zentralen Probenvolumens eine gute Homogenität in z-Richtung auf. Lediglich entlang der axialen Mitte der Bildgebungsschicht treten im Zentrum und am oberen Rand leicht erhöhte g-Faktorwerte auf. Diese ergeben sich wiederum aus einer erschwerten Entfaltung von Bildpunkten, für die aufgrund einer Position zum Ende des Volumenarrays hin weniger spezifische intrinsische Ortsinformationen zur Verfügung stehen. Trotz der leicht verschlechterten Kodiereigenschaften sind unter Einsatz der Doppel-Spiral Phased-Array Spule im Gegensatz zum Birdcage-ähnlichen Volumenarray longitudinal beschleunigte NMR-Untersuchungen mit einem im Mittel auf 51 % reduzierten Signal-Rausch-Verhältnis nach wie vor möglich.

Zusammengefasst stellt die in der klinischen Routine gängige Arraystruktur aus zwei Ringen mit je acht unabhängigen Spulenelementen für eine senkrecht zur Achse des Volumenarrays beschleunigte NMR-Untersuchung insbesondere bei Beschleunigungsfaktoren von $R = 3$ bessere Kodiereigenschaften als ein Doppel-Spiral Volumenarray zur Verfügung. Eine Beschleunigung der NMR-Bildgebung in axialer Richtung ist hingegen für zentrale Probenvolumina nur bedingt und für Probenpositionen deutlich außerhalb der Mitte des Spulenarrays nahezu unmöglich. Diese Beschränkungen in der Sensitivitätsverteilung längs der Arrayachse sorgen beim Einsatz von Methoden der 1D oder 2D parallelen NMR-Bildgebung für erhebliche Probleme, falls die Beschleunigungsrichtungen nicht in einer transversalen Schicht (xy-Ebene) liegen.

Der Einsatz des alternativen Doppel-Spiral Arraydesigns eröffnet im Gegensatz hierzu die Möglichkeit, eine NMR-Untersuchung gänzlich unabhängig von der Position des Probenvolumens auch in longitudinaler Richtung um den Faktor $R = 2$ zu beschleunigen. Dies wird durch die spezielle räumliche Verteilung der Einzelspulensensitivitäten innerhalb der Arraystruktur erreicht, die gleichermaßen in allen drei Raumrichtungen spezifische Ortsinformationen für die Rekonstruktion gefalteter NMR-Datensätze zur Verfügung stellen. Somit sind beim Einsatz 2D paralleler NMR-Bildgebungstechniken die Beschleunigungsrichtungen in der Tat vollkommen frei wählbar.

Das lediglich bei transversalen Beschleunigungsfaktoren von $R=3$ im Vergleich zum 2-Ring Volumenarray um 7 % niedrigeres mittleres Signal-Rausch-Verhältnis ist hierbei für die meisten NMR-Untersuchungen nicht von entscheidendem Nachteil.

7.2.2. Intrinsisches SNR

Ein zweites wichtiges Kriterium zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit von Phased-Array Spulen stellt das für eine NMR-Untersuchung zur Verfügung stehende intrinsische Signal-Rausch-Verhältnis dar. Dieses kann nach den Betrachtungen zur Spu-

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

lenempfindlichkeit aus Abschnitt 2.3 über den Zusammenhang

$$\text{SNR}^2 \sim \eta Q_b = \frac{4\omega_0 V}{\mu_0} \cdot \frac{B_1^2}{I^2 R T} \sim \frac{B_1^2 \cdot V}{I^2 R} \quad (7.1)$$

bestimmt werden, wobei μ_0 die magnetische Permeabilitätskonstante ist und ω_0 für die Resonanzfrequenz der Arraystruktur steht. Unter der für Untersuchungen des menschlichen Körpers allgemein gültigen Annahme, dass die Probenverluste die in den Einzelementen des Spulenarrays auftretenden Verluste dominieren, umfasst R einzig das aus dem Probenvolumen V mit der Temperatur T resultierende Rauschen. Seien ferner die einzelnen Elemente eines Spulenarrays vom Einheitsstrom I durchflossen, so ist ein Vergleich der Empfindlichkeiten unterschiedlicher Phased-Array Spulen identischer Arbeitsfrequenz durch eine Bewertung der in einem bestimmten Bereich V des gleichen Probenvolumens erzeugten Magnetfelder \vec{B}_1 möglich.

Für eine Gegenüberstellung der zwei 16-Kanal Volumenarraykonfigurationen aus Abbildung 7.1b+e werden jeweils B_1 -Feldverteilungen in drei zylindrischen Probenvolumina verschiedener Ausdehnung ermittelt. Zu diesem Zweck kommt erneut eine in MATLAB implementierte, analytische Biot-Savart Integration zum Einsatz (vgl. (4.5)).

Die Berechnung der mittleren $B_{1,xy}$ -Feldstärke in einem zentralen Probenvolumen mit einem Durchmesser und einer Länge von je 2 cm gibt hierbei Aufschluss über die Höhe des NMR-Signals, welches mit der untersuchten Leiterbahnstruktur im Zentrum der Phased-Array Spulen erzielt werden kann (Abb. 7.8a). Da die B_1 -Feldverteilung der Einzelemente in den Spulenarrays derjenigen einer einfachen Oberflächenspule entspricht und somit die Spulenempfindlichkeit nach dem Reziprozitätsprinzip gleichfalls mit zunehmendem Abstand zur Leiterschleife abnimmt, fällt das mit den Phased-Array Spulen erzielbare Signal-Rausch-Verhältnis im zentralen Bereich der Probe am geringsten aus (vgl. Abs. 4.2). Entsprechend stellt die Stärke des in dieser Region erzeugten, transversalen B_1 -Feldes ein wichtiges Kriterium zur Bewertung der Leistungsfähigkeit der 16-Kanal Volumenarrays dar.

Des Weiteren ist bei der Beurteilung der intrinsischen Sensitivität einer Arraygeometrie der Anteil des B_1 -Feldes von wesentlicher Bedeutung, der entlang der z -Richtung erzeugt wird und somit für die NMR-Bildgebung nicht verwendet werden kann (vgl. Abs. 1.2). Je größer dieser $B_{1,z}$ -Feldanteil im Vergleich zu dem im gesamten Probenvolumen erzeugten B_1 -Feld ausfällt, desto geringer ist die Effizienz und nach dem Reziprozitätsprinzip entsprechend die inhärente Empfindlichkeit der gewählten Arraystruktur bei NMR-Untersuchungen (vgl. Abs 2.1). Das Verhältnis von $|\vec{B}_{1,z}|$ zu $|\vec{B}_{1,gesamt}|$ wird für zwei unterschiedliche, zylindrische Volumina berechnet, von denen eines mit einem Durchmesser und einer Höhe von je 28 cm ein typisches Probenvolumen in der klinischen Anwendung simuliert (Abb. 7.8b). Ein anderes, mit 56 cm doppelt so langes Probenvolumen ragt deutlich über die Arraystruktur hinaus, so dass auch die Verteilung des B_1 -Feldes an den Enden des Volumenarrays vollständig erfasst und somit eine Bewertung der gesamten Magnetfeldverteilung der jeweiligen Arraygeometrie möglich wird (Abb. 7.8c).

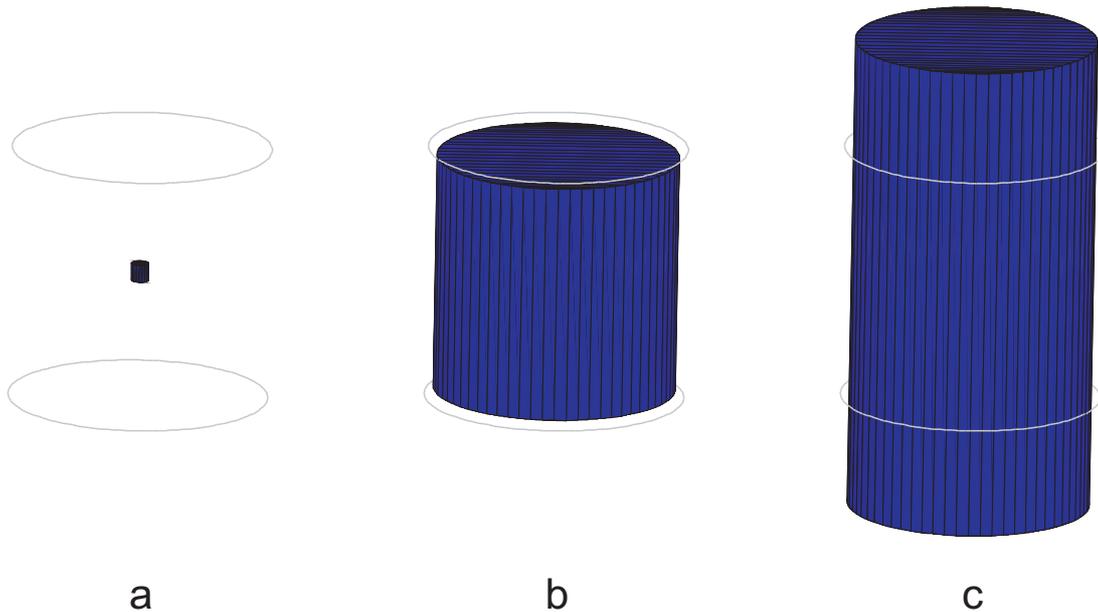


Abbildung 7.8. – *Unterschiedliche Probenvolumina zur Untersuchung der B_1 -Feldverteilungen verschiedener Spulenelementkonfigurationen. a:* Kleines, zentrales Probenvolumen mit einem Durchmesser und einer Länge von je 2 cm zur Bestimmung der $B_{1,xy}$ -Feldstärke in der Mitte der potentiellen Arraystruktur. **b:** Zylindrisches Volumen mit einem Durchmesser und einer Höhe von je 28 cm zur Ermittlung der $B_{1,z}$ -Feldanteile in einem typischen Probenvolumen klinischer Anwendung. **c:** Zylindrisches Volumen mit einem Durchmesser von 28 cm einer Höhe von 56 cm zur Untersuchung der $B_{1,z}$ -Feldverteilung an den Enden der unterschiedlichen Leiterbahnstrukturen.

Um zunächst den Einfluss der Verdrehung einer Leiterbahnstruktur um $+\pi$ auf die B_1 -Feldverteilung zu untersuchen, soll das B_1 -Magnetfeld eines Spulenelements der 8-Kanal Einfach-Spiral Arraystruktur aus Abbildung 7.1c mit dem einer rechtwinkligen Einzelspule gleicher Grundfläche verglichen werden (Abb. 7.9).

In einem zweiten Schritt seien ferner die Einzelspulen der unterschiedlichen 16-Kanal Volumenarraydesigns aus Abbildung 7.1b+e hinsichtlich ihrer individuellen Leistungsfähigkeit beleuchtet. Um in diesem Fall eine faire Gegenüberstellung der B_1 -Feldcharakteristiken der Spulenelemente zu gewährleisten, wird ein Element des Birdcage-ähnlichen Volumenarrays unter Erhalt seiner Fläche auf die Höhe der gesamten Arraystruktur gestreckt (Abb. 7.10).

Zur abschließenden Evaluierung der B_1 -Feldeffizienz der vollständigen 16-Kanal Volumenarraykonfigurationen wird wiederum die transversalen $B_{1,xy}$ -Feldstärke im Zentrum der Spulenarrays sowie der für NMR-Untersuchungen verlorene $B_{1,z}$ -Feldanteil ($|\vec{B}_{1,z}|/|\vec{B}_{1,gesamt}|$) ermittelt.

Aus dem Vergleich der B_1 -Feldverteilungen der in Abbildung 7.9 dargestellten Einzelspulen geht hervor, dass das spiralförmige Spulenelement in einem kleinen zentralen Volumen (Abb. 7.8a) lediglich 81 % der mittleren transversalen $B_{1,xy}$ -Feldstärke

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

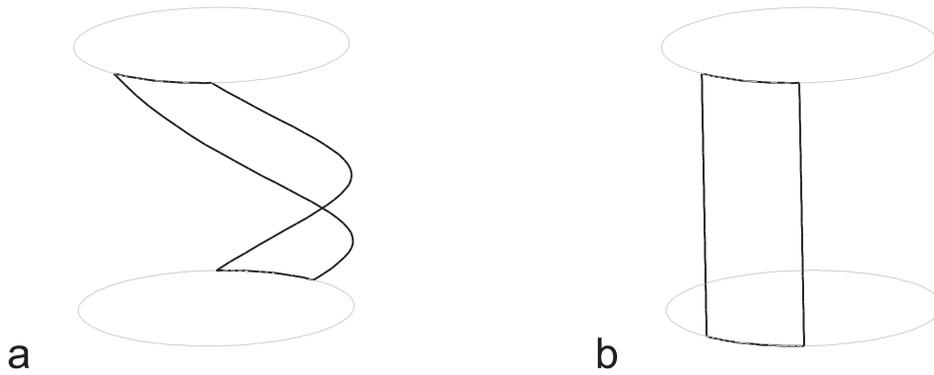


Abbildung 7.9. – Gegenüberstellung zweier Spulenelement gleicher Grundfläche zur Evaluierung der Auswirkung einer Verdrehung der Elementstruktur um $+\pi$ auf die B_1 -Feldverteilung. **a:** Einzelspule des 8-Kanal Einfach-Spiral Spulenarrays aus Abbildung 7.1c. **b:** Einzelspule identischer Elementfläche aber rechteckiger Geometrie.

erzeugt, die ein rechtwinkliges Element gleicher Fläche hervorruft. Folglich stellt die nicht um $+\pi$ verdrehte Einzelspule eine etwa 1,2-fach höhere Empfindlichkeit für eine NMR-Untersuchung zur Verfügung. Die Spulenelemente besitzen zwar eine identische Grundfläche, unterscheiden sich allerdings in ihrer effektiven Form. So sorgt eine Verdrehung der Einzelspule um $+\pi$ für eine Streckung der Leiterschleife in Längsrichtung und entsprechend zu einer verringerten Elementbreite (Abb. 7.11a+b). Obwohl eine solch veränderte Einzelspule ein B_1 -Feld gleicher Energie $E_B \sim \int B_1^2 dV$ wie das rechteckige Spulenelement erzeugt (Abb. 7.11a) und somit auch die gleiche Eindringtiefe

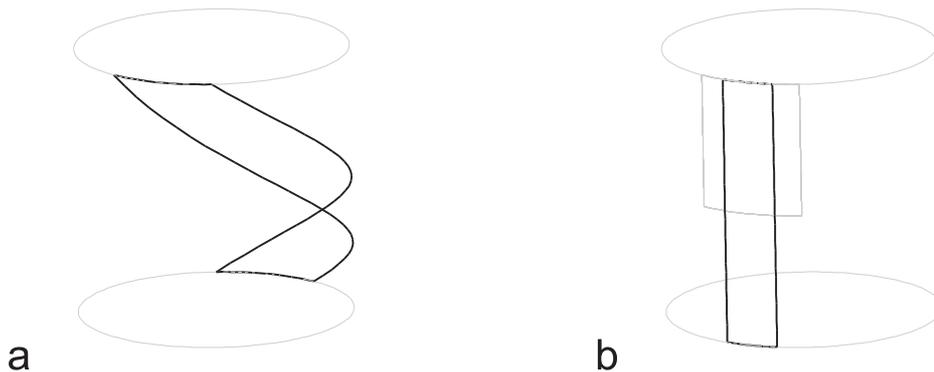


Abbildung 7.10. – Vergleich zweier Spulenelemente der in Abbildung 7.1b+e dargestellten alternativen Volumenarraydesigns hinsichtlich der jeweiligen B_1 -Feldverteilung. **a:** Einzelspule der um $+\pi$ verdrehten Einfach-Spiral Arraystruktur des 16-Kanal Doppel-Spiral Phased-Arrays. **b:** Einzelspule der 2-Ring Birdcage-ähnlichen Arraygeometrie (grau), die für einen fairen Vergleich der B_1 -Feldcharakteristiken unter Erhalt der Grundfläche auf die Höhe der gesamten Arraystruktur gestreckt wurde (schwarz).

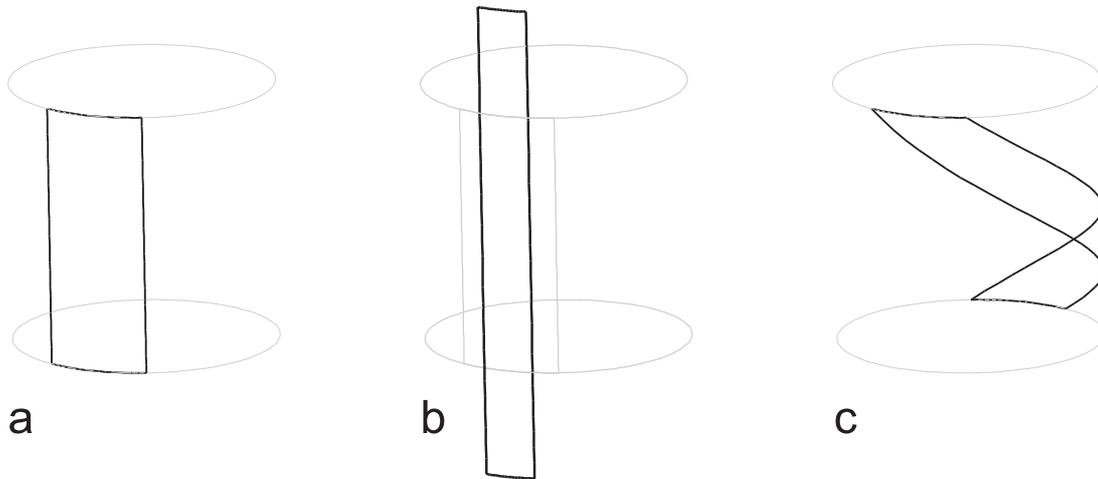


Abbildung 7.11. – Schrittweise Überführung eines rechteckigen Spulenelements in die Form eines um $+\pi$ verdrehten Elements gleicher Fläche. **a:** Einzelspule einer 1-Ring 8-Kanal Birdcage-ähnlichen Arraygeometrie in Analogie zu Abbildung 7.9a. **b:** Rechteckige Einzelspule identischer Elementfläche, die aber in ihrer Ausdehnung der geometrischen Form einer um $+\pi$ verdrehten Einzelspule des 8-Kanal Einfach-Spiral Spulenarrays aus Abbildung 7.1c entspricht (**c**).

aufweist [64,167], ist die Einzelspule aufgrund ihrer räumlichen Ausdehnung auf einen unterschiedlichen Bereich des Probenvolumens sensitiv. Entsprechend fällt in Folge der reduzierten Elementbreite das aus einem kleinen zentralen Volumen (Abb. 7.8a) empfangene NMR-Signal um 19 % geringer aus, während es in den Außenbereichen der Probe verglichen mit dem des rechteckigen Spulenelements erhöht ist.

Des Weiteren sind in einem der klinischen Anwendung entsprechendem Probenvolumen (Abb. 7.8b) nur 6 % des gesamten B_1 -Feldes der rechteckigen Leiterschleife in z-Richtung orientiert und somit für die NMR-Bildgebung verloren. Dieser longitudinale $B_{1,z}$ -Feldanteil steigt für das doppelt so groß gewählte Volumen (Abb. 7.8c) jedoch auf 14 % an, was entsprechend die Leiterbahnen der partiellen „Endringe“ als primäre Quelle des $B_{1,z}$ -Feldes der rechteckigen Einzelspule identifiziert.

Der Anteil des von der spiralförmigen Einzelspule entlang der Arrayachse erzeugten $B_{1,z}$ -Feldes fällt im Gegensatz hierzu schon für das Probenvolumen der klinischen Routine (Abb. 7.8b) mit 31 % erheblich größer aus. Allerdings ist in diesem Fall kaum ein Unterschied zu dem $B_{1,z}$ -Feldanteil im Volumen doppelter Länge zu beobachten, der sich mit 35 % als annähernd gleich groß erweist. Demzufolge stellen die in beiden Untersuchungen präsenten, langen Beine des spiralförmigen Spulenelements in einer solchen Leiterschleifengeometrie den vorwiegenden Ursprung der $B_{1,z}$ -Felder dar, während der Beitrag der „Endringe“ hingegen zu vernachlässigen ist.

Aus einer direkten Gegenüberstellung der Einzelspulen der beiden unterschiedlichen 16-Kanal Volumenarraykonfigurationen (Abb. 7.1b+e) geht indes hervor, dass die Fläche der Spulenelemente in der 2-Ring Arraygeometrie lediglich halb so groß

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

wie die der Elemente des Doppel-Spiral Spulenarrays sind. Dies spiegelt sich in der Eindringtiefe und somit in der Stärke des im Zentrum der Arraystruktur erzielten $B_{1,xy}$ -Feldes wider. So erzeugt die rechtwinklige Einzelspule in diesem Fall nur 63 % der mittleren $B_{1,xy}$ -Feldstärke des um $+\pi$ verdrehten Arrayelements. Folglich ist mit einer Einzelspule des Doppel-Spiral Phased-Arrays eine 1,6-fach höhere Empfindlichkeit bei NMR-Untersuchungen zu erreichen.

Dem entgegen steht allerdings die Effizienz der zum Einsatz kommenden Leiterschleifen. Da die vornehmlichen Quellen der $B_{1,z}$ -Felder in den Spulenelementen der 16-Kanal Volumenarrays gegenüber denen der Einzelspulen aus Abbildung 7.9 unverändert sind, treten auch hier vergleichbar große, longitudinale $B_{1,z}$ -Feldanteile auf. Folglich liegen in einem klinischen Anwendungen entsprechenden Probenvolumen (Abb. 7.8b) 6 % des B_1 -Feldes des rechteckigen Spulenelements sowie 32 % des Feldes des spiralförmigen Elements entlang der z-Richtung an und können deshalb nicht für die NMR-Bildgebung genutzt werden. Die Einzelspule des Doppel-Spiral Volumenarrays empfängt nach dem Reziprozitätsprinzip somit ein fünffach höheres Rauschen aus dem Probenvolumen, wodurch ihr intrinsisches Signal-Rausch-Verhältnis trotz des 1,6-fach stärkeren transversalen $B_{1,xy}$ -Feldes lediglich 70 % desjenigen eines Spulenelements der 2-Ring Arraystruktur (Abb. 7.1b) beträgt.

Eine Untersuchung der mittleren $B_{1,xy}$ -Feldstärke der gesamten 16-Kanal Volumenarrays in einem kleinen, zentralen Probenvolumen (Abb. 7.8a) zeigt in Analogie zu den Ergebnissen für die Einzelspulen ein gleichermaßen um 63 % höheres transversales $B_{1,xy}$ -Feld für die Doppel-Spiral Arraykonfiguration auf. Dieser deutliche Sensitivitätsvorteil des Doppel-Spiral Phased-Arrays gegenüber einem Volumenarray gleicher Kanalanzahl und geometrischer Ausdehnung ist auf die besondere Form und die räumliche Anordnung der um $+\pi$ und $-\pi$ verdrehten Einzelspulen zurückzuführen. Der spiralförmige Aufbau der Spulenelemente führt hierbei zu einer Phasenverschiebung der Stromverteilung in den Leiterschleifen von $+180^\circ$ beziehungsweise -180° über die Länge der Arraystruktur. Bei einer Kombination einer um $+\pi$ und einer um $-\pi$ verdrehten Einzelspule überlagern sich die von den jeweiligen Strömen erzeugten $B_{1,xy}$ -Felder über dem zentralen Bereich der Spulenelemente konstruktiv, während sie sich in den äußeren Regionen destruktiv addieren (Abb. 7.12). Die hieraus resultierende effektive $B_{1,xy}$ -Feldverteilung entspricht folglich der eines 16-Kanal Volumenarrays mit einer deutlich verkürzten Länge, was die um den Faktor 1,6 größere Empfindlichkeit verglichen mit dem 16-Kanal 2-Ring Spulenarray in der Mitte der Arraystruktur erklärt.

Diesem Sensitivitätsvorteil steht allerdings erneut ein $B_{1,z}$ -Feldanteil von 32 % innerhalb eines Probenvolumens aus der klinischen Routine (Abb. 7.8b) gegenüber, der primär von den spiralförmigen Beinen der um $+\pi$ und $-\pi$ verdrehten Spulenelemente hervorgerufen wird. Eine zusätzliche, potentiell starke Rauschkorrelation zwischen dem um $+\pi$ und dem um $-\pi$ verdrehten Einfach-Spiral Arrays wird wiederum durch den Phasenunterschied von 2π zwischen den jeweiligen Stromverteilungen in den Einzelspulen der beiden Einfach-Spiral Spulenarrays verhindert.

Bei der Evaluierung der B_1 -Feldverteilung des Birdcage-ähnlichen Spulenarrays aus

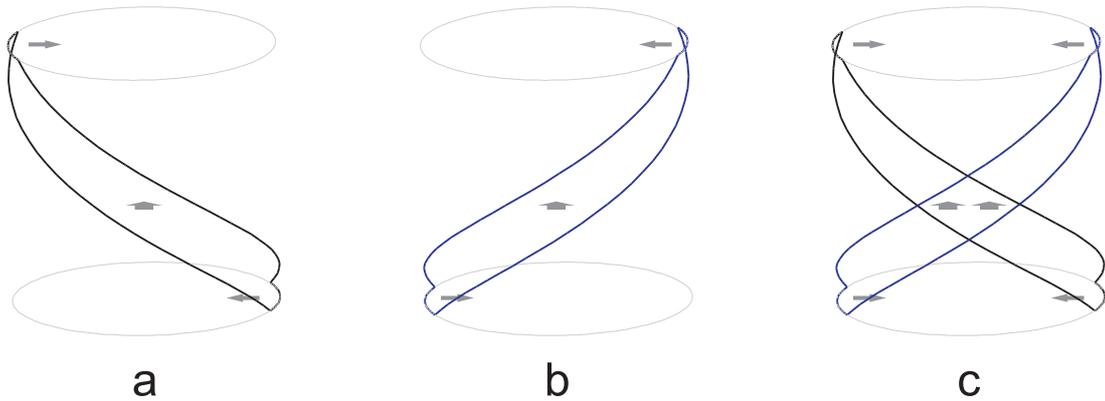


Abbildung 7.12. – Schematische Darstellung der Auswirkung der Phasenbeziehung zwischen der Stromverteilung einer um $+\pi$ und einer um $-\pi$ verdrehten Einzelspule eines 16-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays aus Abbildung 7.1e auf die $B_{1,xy}$ -Feldverteilung. Die Pfeile geben die Richtung des $B_{1,xy}$ -Feldes wieder, das von den Einzelspulen in unterschiedlichen Bereichen längs der Arrayachse hervorgerufen wird. **a:** Spulenelement des $+\pi$ Einzel-Spiral Arrays aus 7.1c. **b:** Einzelspule des $-\pi$ Einzel-Spiral Arrays aus 7.1d. **c:** Kombination der beiden Spulenelemente. Die Phasen der B_1 -Felder in den äußeren Regionen sind entgegengesetzt gerichtet und überlagern sich destruktiv, während die B_1 -Felder im mittleren Bereich sich konstruktiv überlagern.

Abbildung 7.1b ist hingegen ein Anstieg des longitudinalen $B_{1,z}$ -Feldanteils von 6 % auf 17 % zu beobachten. In Folge des Aufbaus der Arraygeometrie aus zwei Ringen mit jeweils acht unabhängigen Einzelspulen entsteht eine zusätzliche, ringförmige Leiterbahnstruktur in der Mitte des Volumenarrays, die neben den als primäre Quellen des $B_{1,z}$ -Feldes bekannten Endringen weitere $B_{1,z}$ -Feldkomponenten erzeugt. Dies führt schlussendlich dazu, dass die 16-Kanal Doppel-Spiral Arraystruktur trotz der Detektion eines 1,8-fach höheren Rauschanteils aus dem Probenvolumen mit einem um etwa 20 % größeren intrinsischen SNR gegenüber der 16-Kanal 2-Ring Arraykonfiguration auch einen Vorteil hinsichtlich der Empfindlichkeit für NMR-Untersuchungen bietet.

7.2.3. Intrinsische Isolation

Das Konzept eines Doppel-Spiral Volumenarrays fußt auf der intrinsischen Entkopplung zwischen der um $+\pi$ und der um $-\pi$ verdrehten Einzel-Spiral Phased-Array Spule. Im folgenden Abschnitt soll untersucht werden, inwieweit Variationen im geometrischen Aufbau des Doppel-Spiral Arrays die Isolation der spiralförmigen Einzelarrays beeinflussen.

Zu diesem Zweck werden mittels einer vektoriellen Darstellung der Spulenelemente die B_1 -Feldverteilungen der Einzelspulen berechnet. Unter Verwendung dieser Magnetfeldverteilungen kann nach den Gleichungen aus Abschnitt 4.1.1 der magnetische Kopplungskoeffizient (vgl. (4.8)) zweier einzelner Spulenelemente in der Doppel-Spiral

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

Arraystruktur ermittelt und somit die Isolation beider in Dezibel angegeben werden. Die Evaluierung der intrinsischen Entkopplung zwischen den zwei Einfach-Spiral Arrays erfolgt entsprechend durch die Bestimmung der Kopplungskoeffizienten aller Einzelspulen des als „äußere“ Arraystruktur festgelegten $-\pi$ Spiralarrays zu einem Beispiелеlement des „inneren“, um $+\pi$ verdrehten Spulenarrays (Abb. 7.13).

Auf diese Weise wird zunächst der Einfluss einer relativen Verdrehung und eines erhöhten Abstands zwischen innerem und äußerem Spiralarray auf die intrinsische Entkopplung untersucht. Eine Variation der Gesamthöhe und des Gesamtdurchmessers des Doppel-Spiral Arrays zeigt hingegen, welche Auswirkung eine Veränderung des Winkels zwischen sich kreuzenden Leiterbahnen auf die Isolation der Spiralarrays hat. Als letzter Schritt wird die Höhe der äußeren Phased-Array Spule bei konstant gehaltener, innerer Arraystruktur variiert, um den Einfluss des Flächenüberlapps zweier gegeneinander verdrehter Spulenelemente zu untersuchen.

In Abbildung 7.14 ist die jeweilige Isolation der acht Einzelspulen des äußeren Spiralarrays bezüglich eines Elements der inneren Spiralstruktur dargestellt. Die Nummerierung der Spulenelemente entspricht der räumlichen in Abbildung 7.13 dargestellten Elementanordnungen. Dieses Simulationsergebnis zeigt, dass die Entkopplung der spiralförmigen Einzelelemente stark von der Position des Flächenüberlapps abhängig ist und von -5 dB bis zu -23 dB schwankt. Als gut entkoppelt werden Elemente im Allgemeinen ab einem Isolationswert von ≤ -15 dB bezeichnet, da durch den Einsatz rauscharmer Vorverstärker dieser Wert in der Regel unter die üblicherweise ge-

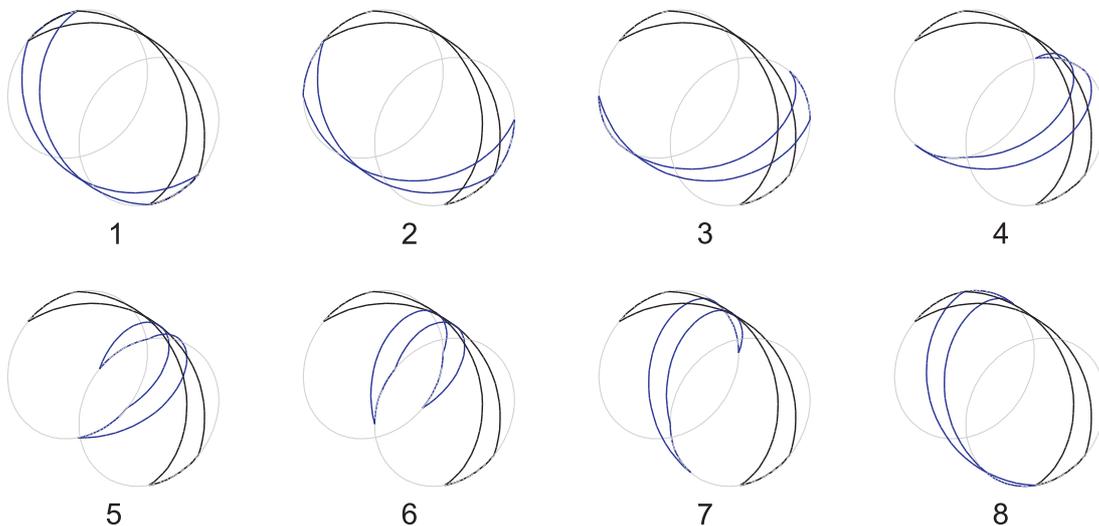


Abbildung 7.13. – Darstellung der geometrischen Anordnungen zur Bestimmung der intrinsischen Isolation zwischen den Einfach-Spiral Arrays aus Abbildung 7.1c+d. Berechnet wird jeweils die Isolation zwischen jeder Einzelspule 1-8 des $-\pi$ Spiralarrays (blau) und einem Beispiелеlement des $+\pi$ Spiralarrays (schwarz). **1-8:** Räumliche Position des jeweiligen 1-8ten Elements des $-\pi$ Spiralarrays in Relation zur Einzelspule des $+\pi$ Spiralarrays.

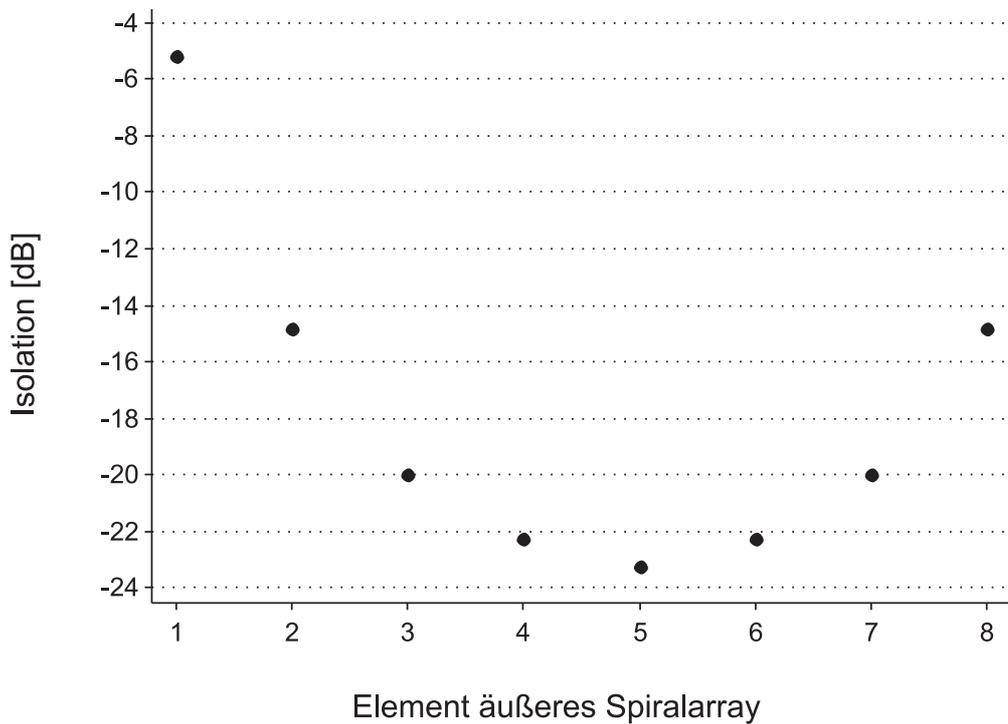


Abbildung 7.14. – Isolation der 8 Spulenelemente des äußeren um $-\pi$ verdrehten Spiralarrays bezüglich eines Elements des inneren $+\pi$ Spiralarrays. Die Nummerierung der Elemente entspricht der in Abbildung 7.13 dargestellten, räumlichen Anordnung der 8 Einzelspulen des $-\pi$ Spiralarrays in Relation zum Beispiелеlement des $+\pi$ Spiralarrays.

forderten -20 dB gesenkt werden kann. Ob auch Entkopplungswerte von ≤ -10 dB noch für ein unabhängiges Verhalten der Spulenelemente ausreichend sind, hängt vordringlich von den in der Praxis verwendeten Vorverstärkern und der Einstellung der Vorverstärkerentkopplung ab.

Als erster Ansatzpunkt zur Verbesserung der in Abbildung 7.14 ermittelten intrinsischen Entkopplung innerhalb des Doppel-Spiral Arrays ist in Abbildung 7.15 die Auswirkung einer relativen Verdrehung der beiden Einfach-Spiral Arrays gezeigt. Die Verdrehung wird in zehn Teilschritten über die Breite b eines Spiralelements durchgeführt, da sich bei einer größeren Rotation die geometrische Anordnung aufgrund der Arraysymmetrie wiederholt. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind in Abbildung 7.15 nur die Isolationswerte für die beiden am schlechtesten von dem inneren Element isolierten Einzelspulen dargestellt. Eine für beide Spulenelemente optimale Entkopplung kann erreicht werden, wenn die Anfänge der spiralförmigen Leiterbahnen nicht exakt übereinander liegen, sondern einen maximalen Abstand von halber Elementbreite b voneinander entfernt sind. Auf diese Weise lässt sich die minimale intrinsische Isolation von -5 dB auf $-7,6$ dB verbessern.

Unter Beibehaltung dieser relativen Rotation wurde der Radius des äußeren Spiralarrays in $0,25$ cm Schritten immer weiter vergrößert, um die Auswirkung einer

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

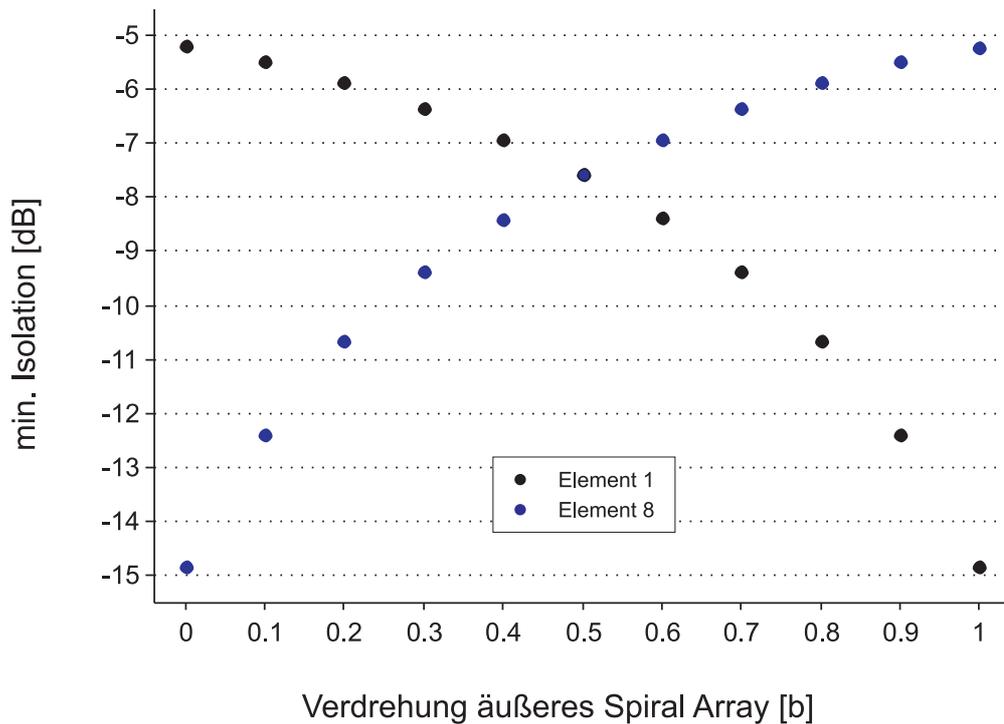


Abbildung 7.15. – Isolation der zwei vom Beispiелеlement des inneren Spiralarrays am schlechtesten entkoppelten Einzelelemente der äußeren Phased-Array Spule. Die minimale Isolation ist in Abhängigkeit einer relativen Verdrehung der beiden Einfach-Spiral Arrays um maximal eine Elementbreite b dargestellt.

Vergrößerung des Abstandes zwischen innerem und äußerem Einzel-Spiral Spulenarray auf die Isolation zu untersuchen. Die Resultate der entsprechenden Simulationen sind in Abbildung 7.16 wiederum für die äußere Einzelspule mit der schlechtesten Entkopplung zum inneren Spiralelement dargestellt. Es ist nach der Definition der Entkopplung aus Abschnitt 4.1 verständlich, dass mit einem zunehmenden radialen Unterschied Δr auch eine Verbesserung des minimalen Isolationswertes einhergeht. Allerdings bringt ein größerer Radius auch einen vergrößerten Abstand zwischen Einfach-Spiral Array und Probe mit sich, was entsprechend zu einem reduzierten Füllfaktor und somit zu einem Verlust an intrinsischem Signal-Rausch-Verhältnis führt (vgl. (2.12)). Gleichwohl kann mit einer geringfügigen Vergrößerung des äußeren Radius um 0,5 cm die minimale intrinsische Entkopplung um deutliche 54 % auf -11,7 dB verbessert werden. Dieser Abstand ist in der Praxis ohnehin erforderlich, um ausreichend Raum für Bauteile zur Verfügung zu haben.

Abbildung 7.17 zeigt die minimale Isolation zwischen den Einfach-Spiral Arrays, die zwar gegeneinander um eine halbe Elementbreite verdreht sind, aber keinen radialen Abstand aufweisen. Untersucht wird in diesem Fall der Einfluss einer Änderung des gesamten Radius der Doppel-Spiral Arraystruktur bei konstanter Gesamthöhe (Abb. 7.17a) oder vice versa (Abb. 7.17b). Der auf diese Weise variierte Winkel,

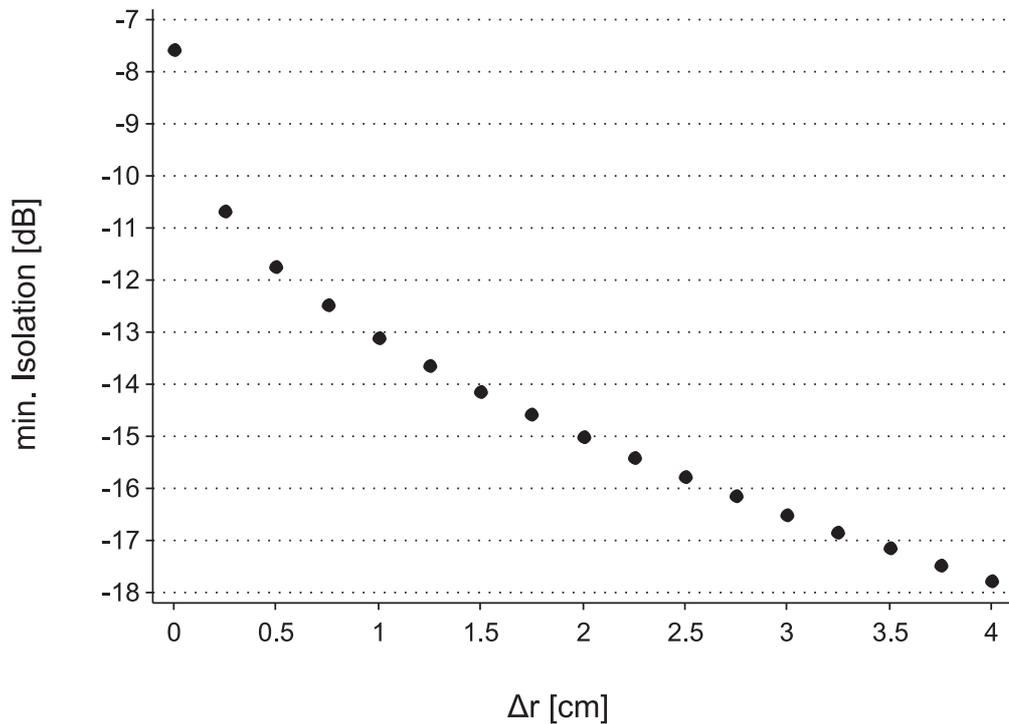


Abbildung 7.16. – Isolation der am schlechtesten vom inneren Spiralelement entkoppelten Einzelspule in Abhängigkeit des radialen Unterschiedes Δr zwischen innerem und äußerem Einfach-Spiral Array.

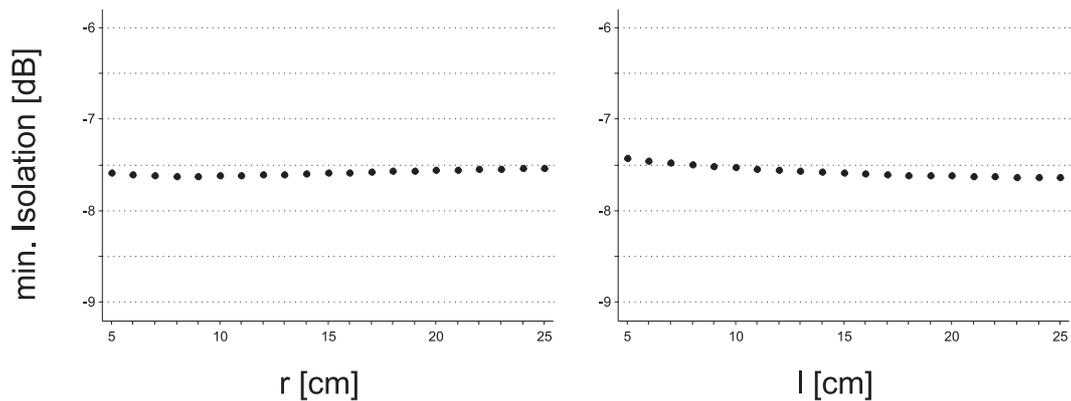


Abbildung 7.17. – Isolation des vom Beispiелеlement des inneren Spiralarrays am schlechtesten entkoppelten Einzelelements der äußeren Phased-Array Spule. **links:** Isolation für eine Änderung des Radius der gesamten Doppel-Spiral Arraystruktur bei konstanter Gesamthöhe. **rechts:** Isolation für eine Änderung der Höhe der gesamten Doppel-Spiral Arraystruktur bei konstantem Gesamtradius.

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

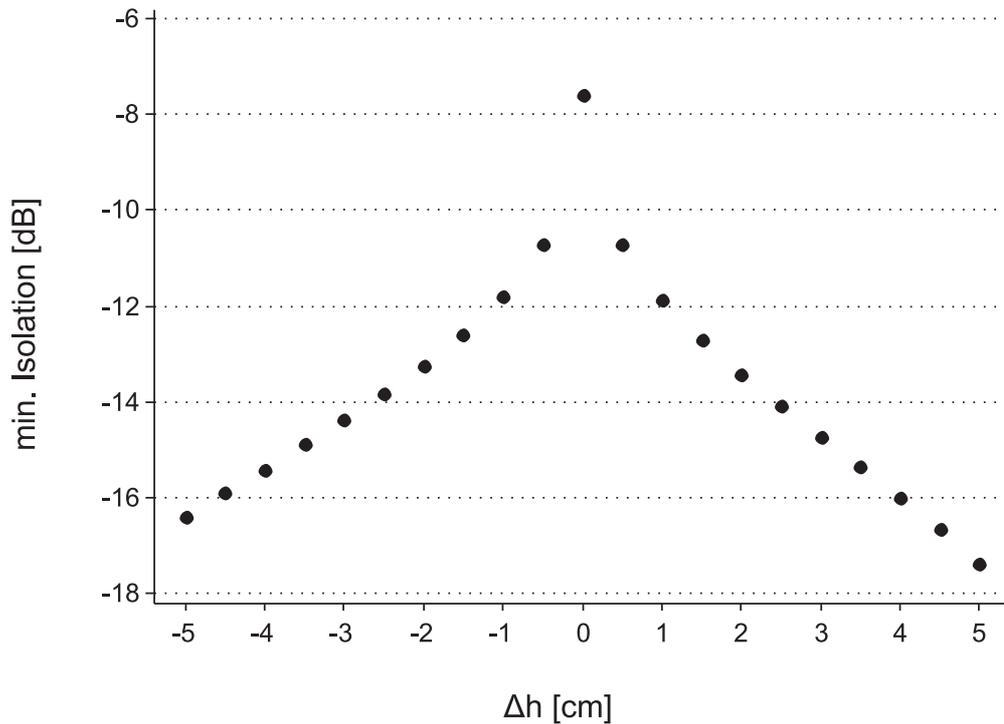


Abbildung 7.18. – Isolation der vom Beispiелеlement des inneren Spiralarrays am schlechtesten entkoppelten Einzelspule der äußeren Phased-Array Spule. Ermittelt wurden die Isolationswerte für eine Variation der Höhe Δh des äußeren Einfach-Spiral Arrays relativ zur Höhe der inneren Einfach-Spirale.

unter dem sich die langen, spiralförmigen Leiterbahnen kreuzen, führt allerdings zu keiner nennenswerten Veränderung der intrinsischen Entkopplung der Doppel-Spiral Phased-Array Geometrie.

Wird hingegen nur die Höhe des äußeren Spiralarrays verändert, so tritt schon für relativ kleine Unterschiede Δh eine erhebliche Reduzierung der minimalen Isolation zwischen den Spiralelementen auf (Abb. 7.18). Mit einer geringen Höhenänderung von 2 cm kann die intrinsische Entkopplung um 74 % auf -13,2 dB verbessert werden.

Zusammenfassend geht aus den unterschiedlichen Simulationen hervor, dass kleine Änderungen in der Geometrie des 16-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays eine beachtliche Verbesserung der ursprünglich geringen intrinsischen Entkopplung möglich machen. Wird das äußere $-\pi$ Spiralarray mit einem um 0,5 cm größerem Radius, einem Höhenunterschied von insgesamt 3 cm und einer relativen Verdrehung von einer halben Elementbreite zum Inneren aufgebaut, so kann eine minimale Isolation von -14,8 dB erreicht werden. Unter diesen Umständen sind die einzelnen Spulenelemente des inneren und des äußeren Spiralarrays unter Einbeziehung der Verwendung rauscharmer Vorverstärker, die einen Isolationsgewinn von mindestens 5 dB bewirken, gemeinhin gut entkoppelt.

7.2.4. Volumenarrays mit 32 Kanälen

Nach der Charakterisierung von Volumen Phased-Array Spulen mit 16 Kanälen sollen im folgenden Abschnitt die gleichen Fragestellungen auf Volumenarraygeometrien übertragen werden, die 32 einzelne Empfangsspulenelemente für die NMR-Bildgebung zur Verfügung stellen. Hierzu sei eine 32-Kanal Doppel-Spiral Phased-Array Spule mit einem Volumenarraydesign verglichen, das aus mehreren Ringen einzelner, unabhängiger Spulenelemente besteht.

Zur Bestimmung einer geeigneten Birdcage-ähnlichen Arraystruktur mit 32 Elementen wird zunächst untersucht, wie viele Spulenelemente pro Ring für eine hinreichend gute transversale Sensitivitätsverteilung erforderlich und wieviel Elementringe somit im Arraydesign zu realisieren sind. Hierzu werden für Beschleunigungsfaktoren von $R = 2$ bis $R = 5$ die maximalen und die mittleren g -Faktoren eines 1-Ring Birdcage-Arrays in Abhängigkeit einer steigenden Anzahl an Einzelspulen ermittelt.

Ein Vergleich der Kodiereigenschaften eines 32-Kanal Doppel-Spiral Spulenarrays mit der sich aus den Simulationen ergebenden Birdcage-ähnlichen Arraystruktur mit 32 Spulenelementen erfolgt wiederum über die Verwendung von g -Faktorkarten. Zur Beschreibung der Untersuchungsbedingungen in der klinischen Routine kommt erneut ein Probenvolumen mit einem Durchmesser von 28 cm und einer Höhe von 15 cm zur Anwendung. Anhand dieses werden die g -Faktorwerte für transversale Schichten mit in der klinischen Routine angestrebten Beschleunigungen von $R = 2$ bis $R = 5$ sowie für longitudinale Schichten mit Beschleunigungsfaktoren von $R = 2$ und $R = 3$ berechnet, wobei der Einfluss eines um 7,5 cm in z -Richtung verschobenen Probenvolumens nur für longitudinale Schicht näher betrachtet wird. Eine veränderte Probenposition hat in Folge der Arraysymmetrie keinen Einfluss auf die Verteilung der Spulensensitivitäten für transversale Bildgebungsschicht (vgl. 7.2.1). Um hingegen die Sensitivitätsverteilung der 32-Kanal Volumenarrays entlang der Arrayachse noch genauer evaluieren zu können, wird zusätzlich die g -Faktorverteilung in einem kleineren Probenvolumen von 28 cm Durchmesser und einer Höhe von 9 cm analysiert, das um 3,75 cm in longitudinaler Richtung verschoben ist. Diese Untersuchung spiegelt den für ein Birdcage-ähnliches Volumenarray ungünstigen Fall wider, dass der zu untersuchende Bereich der Probe eine longitudinale Ausdehnung in der Größenordnung eines Spulenelements besitzt und sich in axialer Richtung zentral zu einem Elementring befindet.

Des Weiteren erfolgt eine Evaluierung der B_1 -Feldstärke in Analogie zu den Simulationen für die 16-Kanal Volumenarrays aus Abschnitt 7.2.2 in einem zentralen, zylindrischen Probenvolumen mit einem Durchmesser und einer Höhe von jeweils 2 cm sowie eine Bestimmung des Anteils an $B_{1,z}$ -Feld, welchen beide 32-Kanal Phased-Array Spulen in einem klinischen Anwendungen entsprechenden Probenvolumen von 28 cm Durchmesser und Höhe entlang der z -Richtung erzeugen.

Schlussendlich soll überprüft werden, ob die Erweiterung der Doppel-Spiral Arraystruktur auf 32 Einzelspulen widererwartend den Einfluss geometrischer Variationen im Arrayaufbau auf die intrinsische Entkopplung zwischen innerem und äußerem Einfach-Spiral Spulenarray verändert. Hierzu wird erneut die Isolation zwischen den

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

zwei am schlechtesten entkoppelten Spulenelemente der um $+\pi$ und $-\pi$ verdrehten, nunmehr 16-Kanal Einfach-Spiral Phased-Arrays entsprechend den in Abschnitt 7.2.3 durchgeführten Simulationen ermittelt.

Birdcage-Array mit 32 Elementen

In Abbildung 7.19 sind die maximal auftretenden g -Faktoren für ein 1-Ring Birdcage-Array in Abhängigkeit von der eingesetzten Elementanzahl für unterschiedliche Beschleunigungsfaktoren R dargestellt, während Abbildung 7.20 die Entwicklung der mittleren g -Faktoren bei einer steigenden Anzahl an Einzelspulen beschreibt. Der hyperbolische Verlauf der Ergebnisse macht deutlich, dass selbst durch die Verwendung beliebig vieler Arrayelemente die g -Faktoren nicht zwangsläufig bis zu einem Optimum von 1 verbessert werden können. Vielmehr existiert abhängig von der gewählten Beschleunigung eine untere Grenze. Grund hierfür sind die Sensitivitätsprofile der Spulenelemente, die bei kleiner werdenden Elementgrößen immer ähnlicher in Betrag und besonders in Phase werden und so kaum noch zu einer Verbesserung der Entfaltung der Bildinformationen beitragen können [81, 144].

Um der Problematik bei einer longitudinalen Beschleunigung unter Verwendung

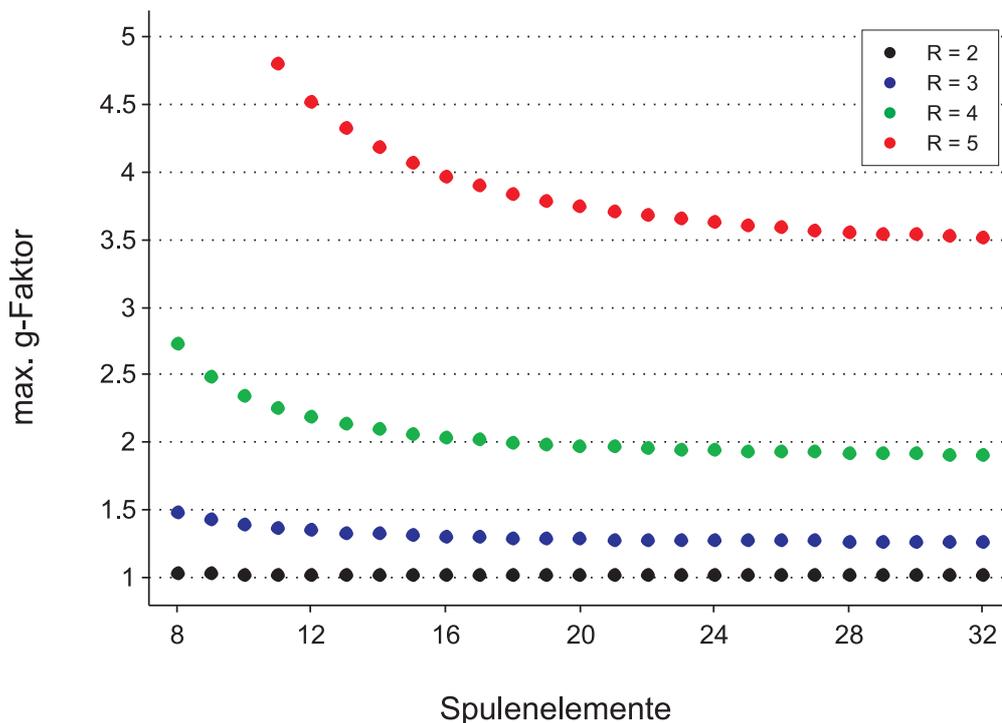


Abbildung 7.19. – Berechnung des maximal auftretenden g -Faktors in den g -Faktorkarten eines 1-Ring Birdcage-ähnlichen Volumenarrays. Untersucht wurden transversale Beschleunigungen von $R = 2$ bis $R = 5$ für Birdcage-Arrays bestehend aus 8 bis zu 32 einzelnen Spulenelementen.

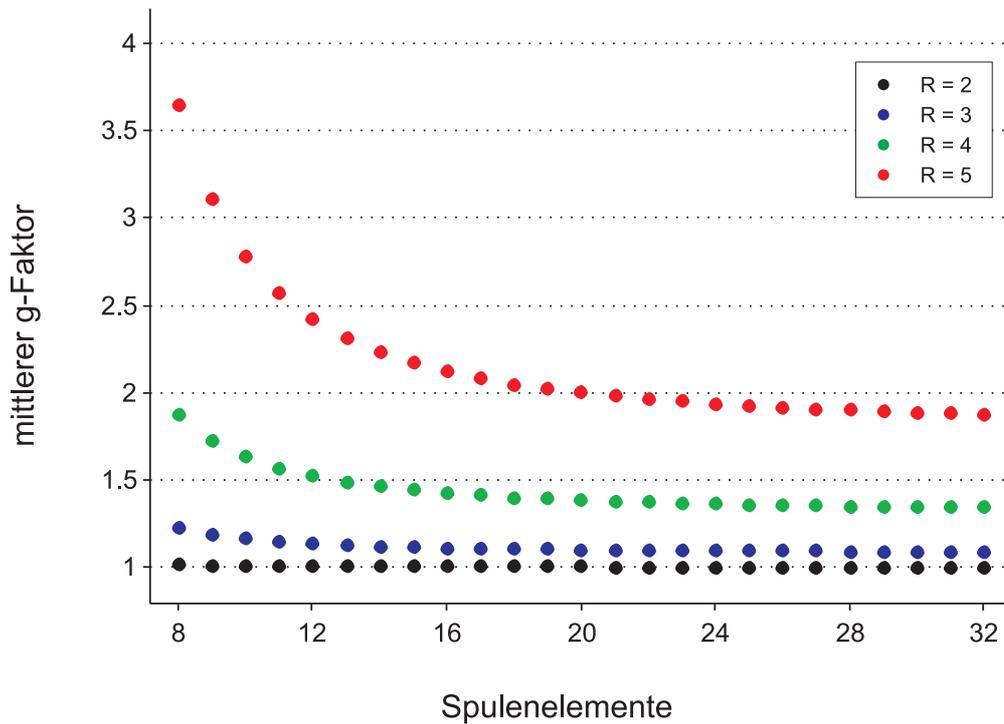


Abbildung 7.20. – Berechnung des mittleren g -Faktors in den g -Faktorkarten eines 1-Ring Birdcage-ähnlichen Volumenarrays. Untersucht wurden transversale Beschleunigungen von $R = 2$ bis $R = 5$ für Birdcage-Arrays bestehend aus 8 bis zu 32 einzelnen Spulenelementen.

eines 16-Kanal 2-Ring Volumenarrays zu begegnen, soll die 32-Kanal Version einer solchen Phased-Array Spule wenigstens aus 3 Elementringen aufgebaut sein. Mit dieser Vorgabe wäre eine Arraygeometrie aus 3 Ringen à 10 Elementen oder aus 4 Ringen à 8 Einzelspulen denkbar. Obwohl mit derartigen Arraydesigns transversale Beschleunigungsfaktoren von $R = 4$ erreicht werden könnten, wiegt der in beiden Fällen auftretende Verlust an Signal-Rausch-Verhältnis für klinische Anwendungen zu schwer. Für Beschleunigungen um einen Faktor $R = 3$ sind die Geometriefaktoren eines 1-Ring Birdcage-Arrays mit 8 Elementen im Mittel nur um 5 % schlechter als die eines 1-Ring Arrays aus 10 Einzelspulen. Da entsprechend der Unterschied an SNR auch nur 5 % beträgt, die longitudinalen Kodiereigenschaften des Spulenarrays durch einen vierten Elementring jedoch deutlich verbessert werden können, wird das 32-Kanal Doppel-Spiral Volumenarray im Folgenden mit einem 4-Ring Birdcage-Array mit jeweils 8 Spulenelementen pro Ring verglichen (Abb. 7.21).

Eignung für 2D parallele Bildgebung

In Tabelle 7.1 sind die Resultate der Evaluierung der transversalen Kodiereigenschaften der zwei 32-Kanal Volumenarrays zusammengefasst. Den Auswertungen in Ab-

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

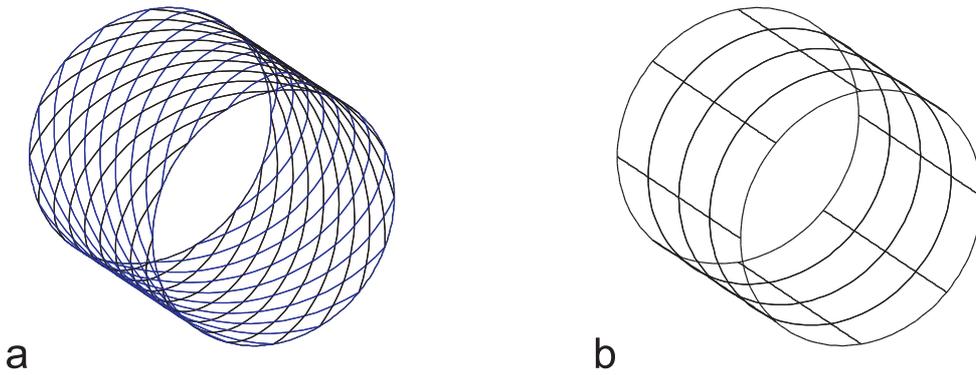


Abbildung 7.21. – *Unterschiedliche Konfigurationen von Volumen Phased-Array Spulen mit 32 unabhängigen Einzelspulen für NMR-Untersuchung am menschlichen Kopf. a: 32-Kanal Doppel-Spiral Volumenarray. b: 32-Kanal Birdcage-ähnliches Volumenarray bestehend aus 4 Elementtringen mit jeweils 8 Einzelspulen.*

bildung 7.19 und 7.20 folgend sind NMR-Untersuchungen mit einer linearen, ein-dimensionalen Beschleunigung von $R = 5$ nicht durchführbar. Ein Beschleunigungsfaktor von $R = 4$ wäre mit beiden Volumenarrays zwar zu realisieren, jedoch wiegt hierbei der auftretende Verlust an nahezu der Hälfte des erzielbaren Signal-Rausch-Verhältnisses für die meisten klinischen Anwendungen zu schwer. Allerdings stellen die zwei 32-Kanal Phased-Array Spulen eine hinreichend gute Sensitivitätsverteilung für NMR-Bildgebungsexperimente bereit, die um Faktor $R = 2$ oder $R = 3$ in transversaler Richtung beschleunigt werden sollen, wobei für Beschleunigungen von $R = 3$ leichte Vorteile für das 4-Ring Birdcage-Arrays zu erkennen sind (Abb. 7.22).

		Birdcage-Array	Doppel-Spiral Array
R=2	g_{\max}	1,03	1,11
	g_{mittel}	$1,02 \pm 0,01$	$1,04 \pm 0,03$
R=3	g_{\max}	1,47	1,71
	g_{mittel}	$1,20 \pm 0,11$	$1,28 \pm 0,16$
R=4	g_{\max}	2,90	3,86
	g_{mittel}	$1,77 \pm 0,41$	$2,02 \pm 0,72$
R=5	g_{\max}	> 5	> 5
	g_{mittel}	$3,35 \pm 1,42$	$3,69 \pm 2,30$

Tabelle 7.1. – *Zusammengefasste Ergebnisse simulierter g -Faktorkarten eines 32-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays und einer 32-Kanal 4-Ring Volumen Phased-Array Spule. Dargestellt sind maximale und mittlere g -Faktoren für eine zentrale, transversale Bildgebungsschicht mit Beschleunigungen von $R = 2$ bis zu $R = 5$.*

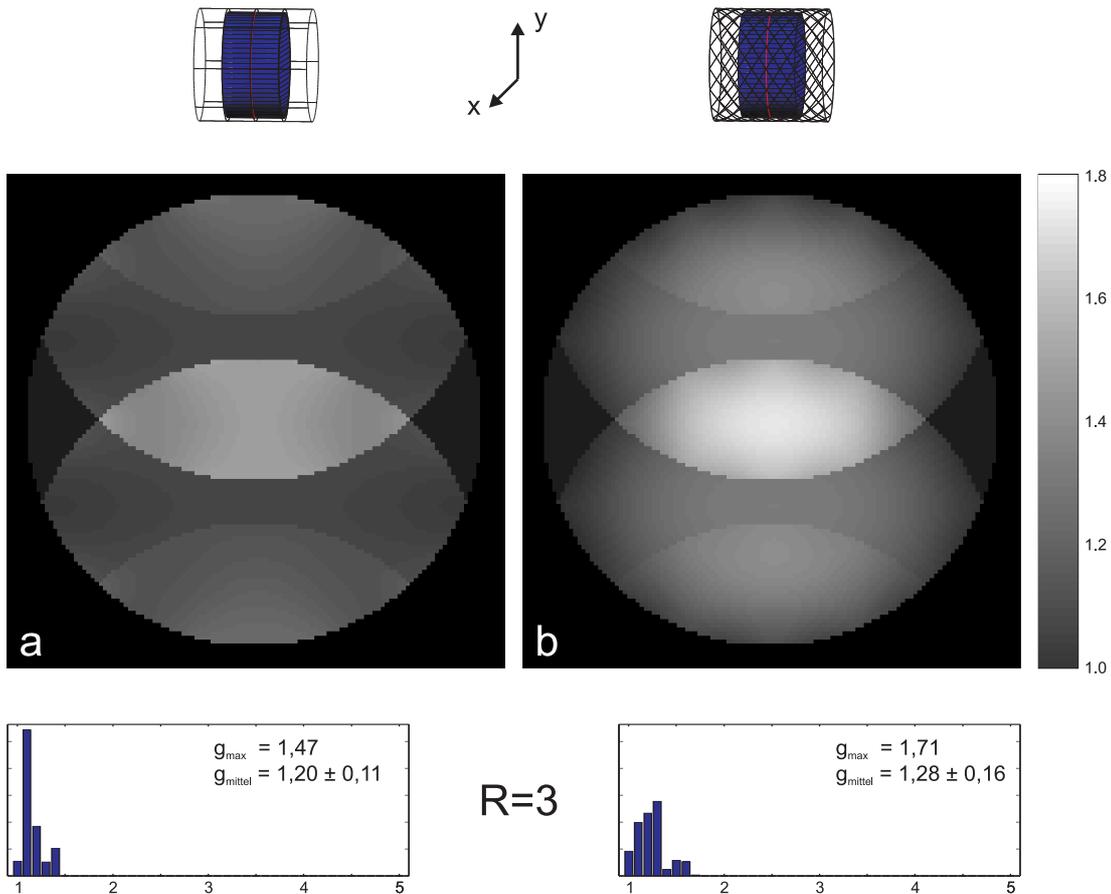


Abbildung 7.22. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 3$ in y -Richtung beschleunigte NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine transversale Schicht (rot) durch ein zentrales, zylindrisches Probenvolumen mit einem Durchmesser von 28 cm und einer Höhe von 15 cm. **a:** g -Faktorkarte für eine 4×8 Birdcage-ähnliche Arraystruktur (BCA, Abb. 7.21b). **b:** g -Faktorkarte für ein 2×16 Doppel-Spiral Array (DSA, Abb. 7.21a). Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert angegeben sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren als Histogramm dargestellt.

Diese machen deutlich, dass lediglich die 4-Ring Arraygeometrie eine Beschleunigung von $R = 3$ entlang der Arrayachse in einem zentralen, 15 cm langen Probenvolumen ermöglicht. Gleichwohl ist in diesem Fall das erreichbare Signal-Rausch-Verhältnis um nahezu die Hälfte reduziert und lokale, maximale Geometriefaktoren von über 5 führen in der Bildgebungsschicht zu Region mit extrem schwachen SNR. Demzufolge sind Beschleunigungsfaktoren von $R = 3$ unter Einsatz der 32-Kanal Volumenarraykonfigurationen aus Abbildung 7.21 für die meisten Anwendungen in der klinischen Routine nicht sinnvoll zu erreichen.

Bei einer longitudinalen Beschleunigung von $R = 2$ ist für eine zentrale Schicht ($z = 0$) kein Vorteil der 32-Kanal Spulenarrays im Gegensatz zu den Volumenar-

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

$\Delta z/\text{cm}$			Birdcage-Array	Doppel-Spiral Array
0	R=2	g_{max}	1,55	1,69
		g_{mittel}	$1,23 \pm 0,18$	$1,22 \pm 0,23$
	R=3	g_{max}	> 5	> 5
		g_{mittel}	$3,09 \pm 1,24$	> 5
+ 7,5	R=2	g_{max}	2,04	2,52
		g_{mittel}	$1,30 \pm 0,25$	$1,36 \pm 0,39$
	R=3	g_{max}	> 5	> 5
		g_{mittel}	> 5	> 5

Tabelle 7.2. – Zusammengefasste Ergebnisse simulierter g -Faktorkarten eines 32-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays und einer 32-Kanal 4-Ring Volumen Phased-Array Spule. Dargestellt sind maximale und mittlere g -Faktoren für longitudinale Beschleunigungen von $R = 2$ und $R = 3$ zweier Schichten, wobei eine um 7,5 cm in z -Richtung verschoben ist.

rays mit nur 16 Spulenelementen zu beobachten, weshalb von einer graphischen Gegenüberstellung der simulierten Ergebnisse abgesehen wird. Der Gewinn an zusätzlichen lokalisierten Spulensensitivitäten in den Phased-Array Spulen mit 32 Elementen macht sich erst bei einer um 7,5 cm in z -Richtung verschobenen Bildgebungsschicht bemerkbar (vgl. Abb. 7.7). Aus den in Abbildung 7.23 im Detail dargestellten g -Faktorverteilungen einer solchen longitudinal verschobenen Schicht geht hervor, dass primär die Kodiereigenschaften des Birdcage-ähnlichen Spulenarrays von der auf 32 erhöhten Elementanzahl profitieren. Die g -Faktoren des Doppel-Spiral Volumenarrays bleiben nahezu unverändert. Ein derartiges Ergebnis war zu erwarten, da in der 4-Ring Phased-Array Spule nunmehr 2 Ringe aus 8 Spulenelementen sich unmittelbar über dem verschobenen Probenvolumen befinden und so räumlich variierende Elementsensitivitäten in Beschleunigungsrichtung für eine PPA-Rekonstruktion zur Verfügung stellen. Diese erforderlichen Sensitivitätsvariationen werden in einer Doppel-Spiral Geometrie durch die axialen Phasenunterschiede erzielt, die aufgrund der in z -Richtung verdrehten Einzelspulenelemente entstehen. Auch wenn die longitudinale Kodiereigenschaft der Birdcage-Arraystruktur durch eine Ergänzung von zwei Ringen à 8 Spulenelementen verbessert werden kann, existieren noch immer Sprünge in der Sensitivitätsverteilung. So sind in der g -Faktorkarte für die 4x8 Birdcage-ähnliche Arraystruktur aus Abbildung 7.23a nahe der äußeren Ränder keine über die gesamte Höhe der Bildgebungsschicht niedrigen g -Faktorwerte zu beobachten. Vielmehr treten erhöhte g -Faktoren in Bereichen auf, die in der Nähe der ringförmigen Leiterbahnen liegen und zeigen so Regionen einer ungünstigeren Sensitivitätsverteilung für die Entfaltung in z -Richtung beschleunigter NMR-Datensätze auf. Diese Schwäche wird insbesondere bei Probenvolumina in der Größenordnung der Höhe

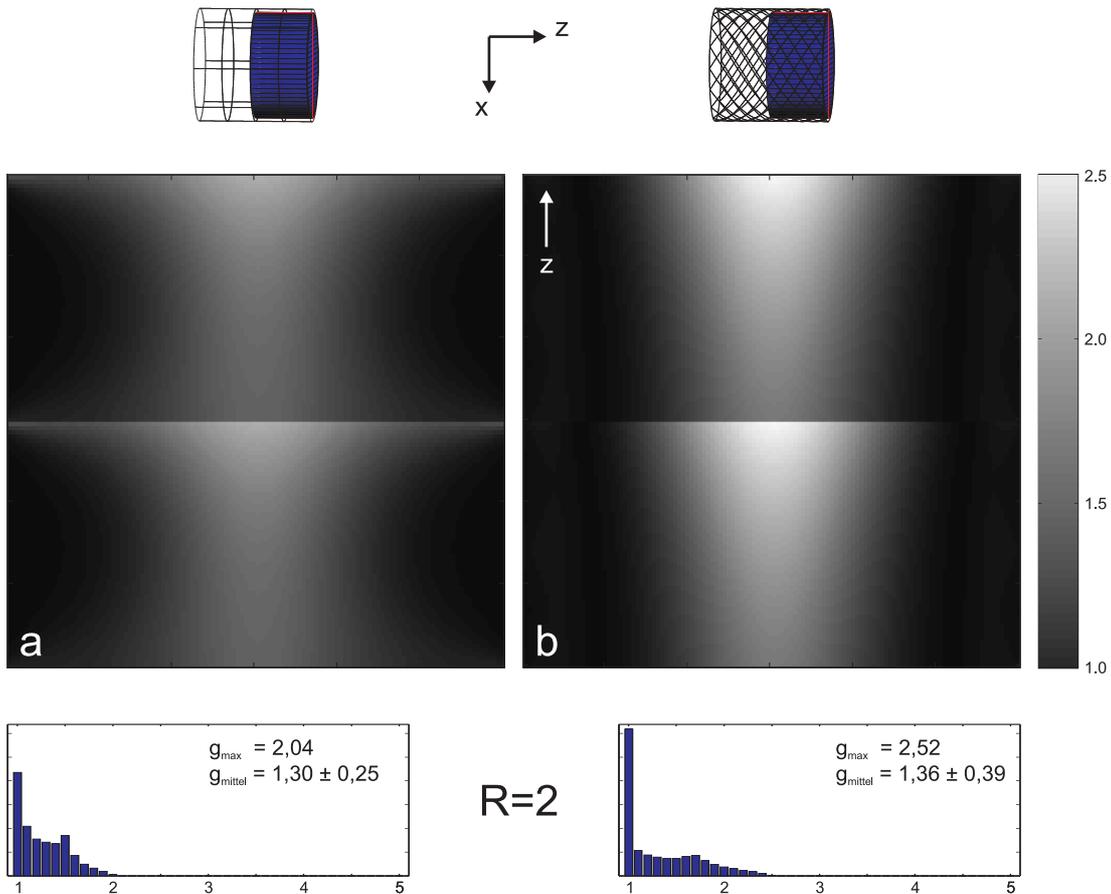


Abbildung 7.23. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 3$ in y -Richtung beschleunigten NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine sagittale Schicht (rot) durch das zylindrische Probenvolumen, das um 7,5 cm in axialer Richtung verschoben ist. **a:** g -Faktorkarte für das BCA. **b:** g -Faktorkarte für das DSA. Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren angegeben.

der Spulenelemente offensichtlich und führt im Gegensatz zur Doppel-Spiral Array-geometrie hier zu erhöhten Geometriefaktoren (Abb. 7.24). Die hellen Bereiche in der g -Faktorkarte des 32-Kanal Birdcage-Arrays sind in diesem Fall aufeinander faltenden Pixeln zuzuordnen, deren Position sich nahe der axialen Mitte der Ringelemente und somit in der Region geringster Sensitivitätsvariation der 4-Ring Arraystruktur befindet. Derartige Bereiche reduzierter Ortsinformationen sind bei einer Doppel-Spiral Arraygeometrie nicht zu beobachten, da die gewundene Struktur der Einzelspulen für eine gleichmäßige räumliche Variation ihr Sensitivitätsprofile über die gesamte Länge der Arraystruktur sorgt.

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

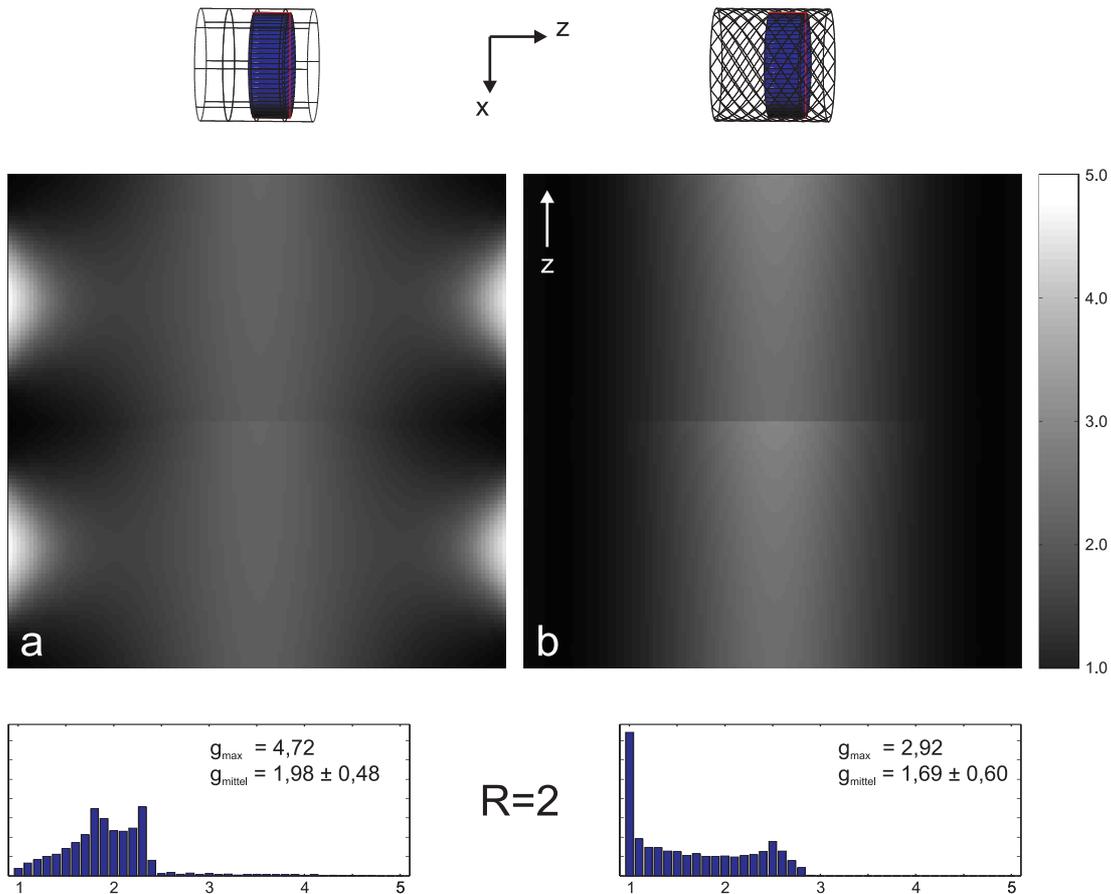


Abbildung 7.24. – Geometriefaktorkarten einer um den Faktor $R = 3$ in y -Richtung beschleunigten NMR-Bildgebung. Die Berechnungen erfolgten für eine sagittale Schicht (rot) durch das zylindrische Probenvolumen mit einem Durchmesser von 28 cm und einer Höhe von 9 cm, das um 3,75 cm in axialer Richtung verschoben ist. **a:** g -Faktorkarte für das BCA. **b:** g -Faktorkarte für das DSA. Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren angegeben.

Intrinsisches SNR

Auch für die 32-Kanal Volumen Phased-Array Spulen soll das intrinsische Signal-Rausch-Verhältnis verglichen werden. Hierzu wird zunächst wiederum die zum NMR-Signal beitragende Stärke des transversalen $B_{1,xy}$ -Feldes in einem kleinen zylindrischen Probenvolumen mit einem Durchmesser und einer Höhe von jeweils 2 cm im Zentrum der Spulenarrays ermittelt. Als zweites Kriterium dient erneut der Anteil der B_1 -Feldverteilung, der von den Volumenarrays in einem für klinische Anwendungen typischen Probenvolumen mit einem Durchmesser und einer Höhe von je 28 cm in z -Richtung erzeugt wird und somit für die NMR-Bildgebung verloren ist.

Aus den Simulationen der in einer kleinen Probe von den 32-Kanal Volumenarrays

potentiell erzeugten $B_{1,xy}$ -Feldstärken geht hervor, dass in enger Übereinstimmung mit den Ergebnissen der 16-Kanal Spulenarrays das Doppel-Spiralarray mit 32 Spulenelementen ein um 65 % höheres transversales B_1 -Feld als das 4-Ring Birdcage-Array im Probenvolumen erzeugt. Für diesen Vorteil zeigt sich auch hier der Aufbau des Doppel-Spiral Arrays aus zwei um 2π gegeneinander verdrehten Einfach-Spiral Arrays verantwortlich, die in Folge ihrer geometrischen Anordnung effektiv das transversale B_1 -Feld einer deutlich kürzeren 32-Kanal Volumenarraystruktur erzeugen.

Im Gegensatz zu den 16-Kanal Phased-Array Spulen fällt der Unterschied in der B_1 -Feldeffizienz der 32-Kanal Spulenarrays mit 32 % in z-Richtung orientiertem B_1 -Feldanteil für das Doppel-Spiral Array und 28 % für das 4-Ring Birdcage-Array nicht mehr so gravierend aus. Die nahezu Verdopplung des longitudinalen $B_{1,z}$ -Feldes in der Birdcage-ähnlichen Arraystruktur ist auf die zwei zusätzlichen ringförmigen Leiterbahnen zurückzuführen, die hauptsächlich für die in z-Richtung hervorgerufenen B_1 -Felder verantwortlich sind. Der indes etwa gleichbleibende Anteil an longitudinal erzeugtem B_1 -Feld im Doppel-Spiral Array bestätigt die spiralförmigen Leiterbahnen gegenüber den Endringen als primären Ursprung der $B_{1,z}$ -Felder in dieser Arraygeometrie. Entsprechend wird durch das Hinzufügen weiterer Spulenelemente das Verhältnis aus $B_{1,z}$ - zu $B_{1,xy}$ -Feld in der Doppel-Spiral Arraystruktur nicht beeinflusst. Somit führt nach dem Reziprozitätsprinzip der Unterschied von nunmehr 4 % in der Stärke des transversalen $B_{1,xy}$ -Feldes nur noch zu einer um 6 % höheren Sensitivität und somit zu einem gleichermaßen um 6 % größeren intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnis. Unter Berücksichtigung der vorher bestimmten absoluten $B_{1,xy}$ -Feldstärken im Zentrum der Spulenarrays fällt das mit einer 32-Kanal Doppel-Spiral Arraystruktur erzielbare intrinsische SNR um 61 % größer aus als bei einer 4-Ring Arraygeometrie.

Intrinsische Entkopplung

In Analogie zu den Simulationen aus Abschnitt 7.2.3 wurde auch für ein 32-Kanal Doppel-Spiral Volumenarray der Einfluss geometrischer Veränderungen im Aufbau des Spulenarrays auf die intrinsische Entkopplung zwischen der um $+\pi$ und der um $-\pi$ verdrehten Einfach-Spiral Phased-Array Spule evaluiert.

Den Erwartungen entsprechend beeinflussen die beim 16-Kanal Doppel-Spiral Array untersuchten, geometrischen Variationen die intrinsische Isolation des inneren und äußeren 16-Kanal Einfach-Spiral Arrays in diesem Fall gleichermaßen.

So führt eine relative Rotation dieser beiden einzelnen Spulenarrays um eine halbe Elementbreite hier ebenfalls zu einer Verbesserung der minimalen Isolation von -5,2 dB auf -7,5 dB zwischen den am schlechtesten entkoppelten, simulierten Spulenelementen. Veränderungen im Winkel sich kreuzender Leiterbahnen haben hingegen keine Auswirkung auf diesen Isolationswert, was aus Berechnungen mit unterschiedlichem Durchmesser aber konstant gehaltener Höhe des gesamten Volumenarrays oder dem umgekehrten Fall hervorgeht.

Wird allerdings der radiale Abstand Δr zwischen innerer und äußerer Einfach-Spiral Phased-Array Spule schrittweise vergrößert, so zeigen die Resultate in Abbil-

7. Doppel-Spiral Kopfspulenanarray

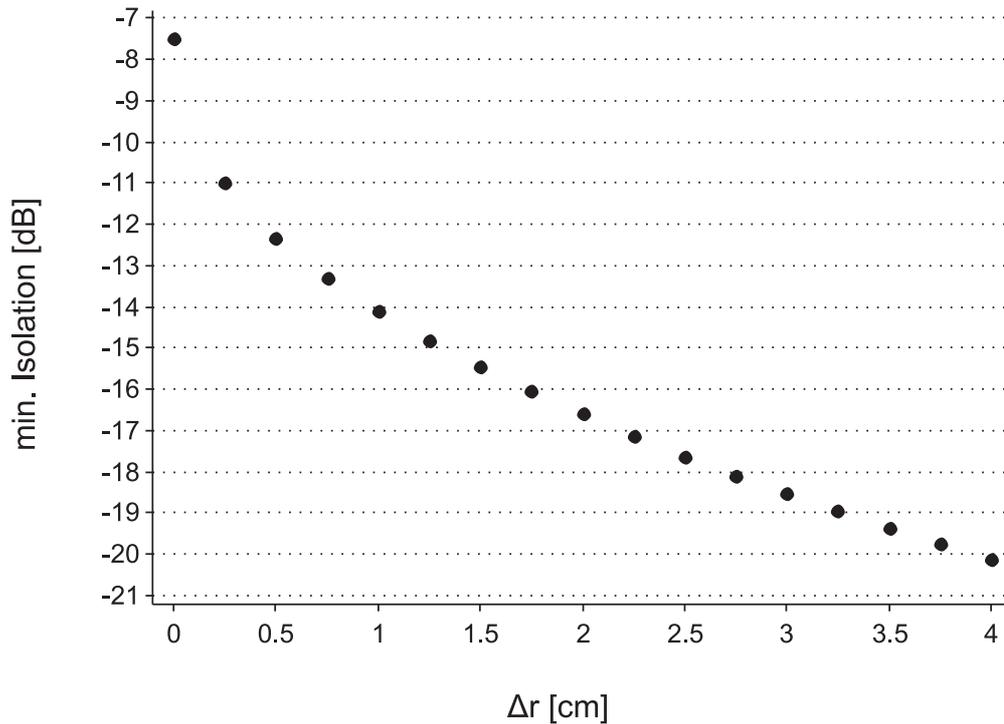


Abbildung 7.25. – Isolation der am schlechtesten vom inneren Spiralelement entkoppelten, äußeren Einzelspule in Abhängigkeit des radialen Unterschiedes Δr zwischen innerem und äußerem 16-Kanal Einfach-Spiral Array.

dung 7.25, dass auch bei der 32-Kanal Doppel-Spiral Arraygeometrie eine geringfügige Vergrößerung des äußeren Arrayradius zu einem deutlichen Gewinn an minimaler Isolation führt.

Ein ähnliches Bild ergibt sich für eine Veränderung der relativen Höhe Δh zwischen innerer und äußerer Einfach-Spiral Phased-Array Spule. Auch in diesem Fall tritt schon für verhältnismäßig kleine Unterschiede in der Höhe Δh eine erhebliche Reduzierung der minimalen Isolation zwischen den Spiralelementen auf (Abb. 7.26). Allerdings ist eine größere Höhe des äußeren Spiralarrays bei einer 32-Kanal Doppel-Spiral Arraygeometrie eher von Vorteil. So kann hier mit einer geringen Höhenänderung von 2 cm die intrinsische Entkopplung um das Doppelte auf einem Wert von -15,1 dB verbessert werden.

Zusammenfassung

Nach der Bestimmung einer geeigneten Birdcage-ähnlichen Arraystruktur mit 32 Elementen zeigt eine Untersuchung der Kodiereigenschaften, dass weder mit einem 32-Kanal Doppel-Spiral Array noch mit einer 32-Kanal 4-Ring Phased-Array Spule 1D transversale Beschleunigungen von $R > 3$ oder longitudinale von $R > 2$ für klinische Anwendungen erzielt werden können. Für transversal beschleunigte NMR-

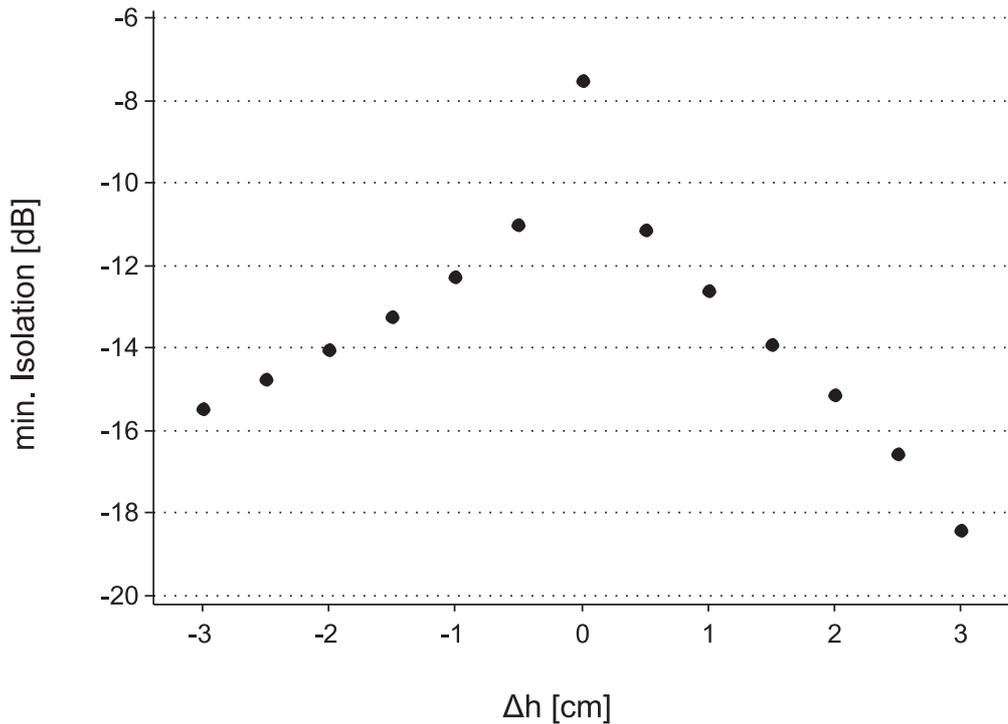


Abbildung 7.26. – Isolation der am schlechtesten vom inneren Spiralelement entkoppelten, äußeren Einzelspule in Abhängigkeit einer Variation der Höhe Δh des äußeren 16-Kanal Einfach-Spiral Arrays relativ zum inneren 16-Kanal Spiralarray.

Untersuchungen mit $R = 3$ bieten beide Volumenarrays gleichermaßen gute Voraussetzungen, obgleich die 4-Ring Arraygeometrie leicht bessere g-Faktorwerte besitzt.

Am meisten profitiert allerdings die longitudinale Kodiereigenschaft der Birdcage-ähnlichen Phased-Array Spule von einer Erhöhung der Anzahl an Einzelelementen auf 32. Die hieraus resultierende 4-Ring Arraystruktur besitzt eine stärkere Variation der Spulensensitivitäten entlang der Arrayachse, was zu einer deutlichen Verbesserung der g-Faktoren bei beschleunigten NMR-Untersuchungen in z-Richtung verschobener Probenvolumina führt. Dennoch können die Sprünge in der Sensitivitätsverteilung einer solchen Arraygeometrie nicht vollends vermieden werden und kommen bei Proben in der Größenordnung der Einzelelemente immer wieder zum Tragen. In diesen Fällen bleibt die 32-Kanal Doppel-Spiral Arraystruktur nach wie vor die bessere Wahl.

Wird zudem noch das um 61% höhere intrinsische Signal-Rausch-Verhältnis berücksichtigt, so ist das Doppel-Spiral Arraydesign auch für ein Volumenarray mit 32 Spulenelementen einer Birdcage-ähnlichen Arraystruktur vorzuziehen.

Die entscheidende intrinsische Entkopplung zwischen innerer, um $+\pi$ verdrehter 16-Kanal Phase-Array Spule und dem äußeren, um $-\pi$ verdrehtem Spulenarray kann nach wie vor durch geringe Modifikationen im Arrayaufbau nachhaltig verbessert werden. So sorgen eine relative Rotation um eine halbe Elementbreite, ein kleiner Abstand zwischen den Einfach-Spiral Arrays und eine leicht vergrößerte Höhe der

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

äußeren 16-Kanal Phased-Array Spule für eine Verbesserung der intrinsischen Isolation von über 100 % auf einen guten Wert minimaler Entkopplung von unter -15 dB.

7.3. Experimentelle Umsetzung

Nachdem in den Simulationen die gute Eignung eines Doppel-Spiral Volumenarrays für die 2D parallele Bildgebung mit freier Wahl der Beschleunigungsrichtungen aufgezeigt wurde, sollen im dritten Teil dieses Kapitels die charakteristischen Eigenschaften einer solchen Arraygeometrie experimentell evaluiert werden.

Zu diesem Zweck seien die Leiterbahnstrukturen einzelner Spulenelemente einer Doppel-Spiral Phased-Array Spule und eines Birdcage-ähnlichen Arrays aufgebaut, um ihre Leistungsfähigkeit zu untersuchen und zu vergleichen. Die hieraus gewonnenen Erkenntnisse werden anschließend im Bau einer einfachen Doppel-Spiral Phased-Array Volumenspule umgesetzt, so dass im Folgenden die 3D Kodiereigenschaften einer solchen Arraygeometrie im NMR-System bewertet werden können.

7.3.1. Untersuchung einzelner Spulenelemente

Zur Bestimmung der Besonderheiten im Aufbau eines einzelnen Spulenelements einer Doppel-Spiral Volumen Phased-Array Spule und dem daraus resultierenden Einfluss auf die Leistungsfähigkeit soll zunächst die Verteilung der elektrischen und magnetischen Felder einer spiralförmigen Einzelspule untersucht werden.

Hierzu wird ein um $+\pi$ verdrehtes Einzelspulenelement auf einem Zylinder aus glasfaserverstärktem Kunststoff (GFK) mit einem Durchmesser von 26 cm und einer Höhe von 20 cm aus 10 mm breitem Kupferklebeband aufgebaut. Zur Abstimmung

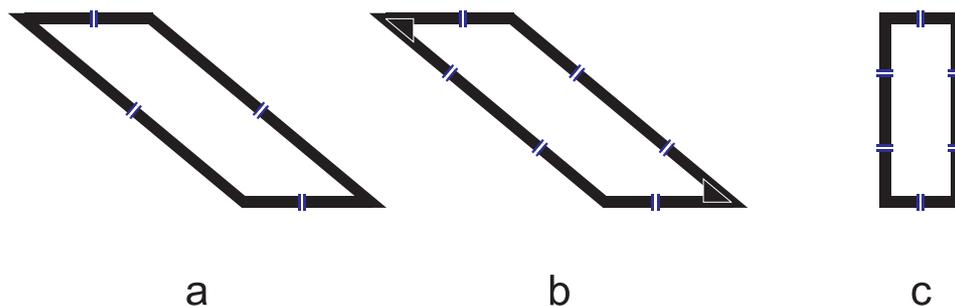


Abbildung 7.27. – Skizzierter Aufbau unterschiedlicher Einzelspulenelemente. **a:** Einfacher Aufbau eines um $+\pi$ verdrehten Spulenelements eines 16-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays. **b:** Hinsichtlich hoher, in den spitzen Ecken auftretender E-Felder sowie zur Vermeidung einer zwischen den Kapazitäten nicht mehr linearen Stromverteilung optimiertes Spulenelement eines um $+\pi$ verdrehten 16-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays. **c:** Aufbau des in Abbildung 7.10b dargestellten, auf gesamte Arrayhöhe gestreckten Einzelelements eines 16-Kanal 2-Ring Birdcage-Arrays.

des Elements auf die Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz werden anfänglich zwei Kapazitäten in den langen Beinen und zwei Kapazitäten in den kurzen Endringabschnitten der spiralförmigen Einzelspule verwendet (Abb. 7.27a). In den spitzen Ecken eines solchen Aufbaus können jedoch potentiell hohe elektrische Felder auftreten und die Stromverteilung kann in den Leiterbahnen aufgrund eines zu großen Abstandes der Kondensatoren ihren linearen Charakter verlieren [35]. Um diesen Problemen zu begegnen, werden in einem zweiten Aufbau die Ecken durch kleine, zusätzliche Leiterbahnstücke „abgerundet“ und durch zusätzliche Kapazitäten in den Beinen die zwischenliegenden Leiterbahnabschnitte wieder auf die geforderte Länge von unter einem Zehntel der Wellenlänge „verkürzt“. Eine Beurteilung dieser Maßnahmen erfolgt über die Bestimmung der einzelnen Gütefaktoren und des so ermittelten Güteabfalls für die beiden Spiralelemente (vgl. Abb. A.2).

Ferner soll in Anlehnung an die Simulationen zur Evaluierung des intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnisses aus Abschnitt 7.2.2 die B_1 -Feldstärke eines rechtwinkligen Spulenelements eines 2-Ring 16-Kanal Volumenarrays (Abb. 7.27c) und der spiralförmigen Einzelspule aus Abbildung 7.27b im Zentrum des GFK-Zylinders bestimmt werden. Zu diesem Zweck werden die beiden Elemente mit einem Ankopplnetzwerk versehen, das im Gegensatz zur Gütemessung über ein Koaxialkabel direkt an den Reflexionseingang eines Netzwerkanalysators angeschlossen wird (vgl. Abb. A.2). Die mit dem Transmissionseingang verbundene Messsonde wird exakt im Mittelpunkt des GFK-Zylinders parallel zur Fläche der zu untersuchenden Leiter schleife positioniert. Auf diese Weise kann über eine Transmissionsmessung die Stärke des jeweiligen $B_{1,xy}$ -Feldes ermittelt werden, das die unterschiedlichen Elementkonfigurationen im Zentrum der Zylindergeometrie hervorrufen.

Aus einem Vergleich der Gütefaktoren für die Spulenelemente in Tabelle 7.3 ist zu erkennen, dass die Änderungen im Aufbau der spiralförmigen Einzelspule zu einem deutlich höheren Q-Faktor für den unbeladenen Fall führen. Somit können die Verluste im Spiralelement reduziert und folglich das intrinsische Signal-Rausch-Verhältnis verbessert werden. Im gleichen Maße profitiert auch das Güteverhältnis von der Zunahme der unbeladenen Güte, wodurch statt 29 % nunmehr 60 % des Rauschens der Probe zuzuschreiben sind und die spiralförmige Einzelspule als probenrauschen-dominiert bezeichnet werden kann (vgl. Abs. 2.3).

Element eines	Q_u	Q_b	Q_u / Q_b	$ \vec{B}_{1,xy} $
8-Element $+\pi$ Spiralarrays	260	187	1,39	-
8-Element $+\pi$ Spiralarrays (optimiert)	375	150	2,50	-29 dB
1-Ring 16-Element BC-Arrays	268	120	2,23	-32 dB

Tabelle 7.3. – Charakterisierung der einzelnen Spulenelemente aus Abbildung 7.27. Bestimmt wurde die Güte der Elemente im unbeladenen (Q_u) und im beladenen Fall (Q_b). Zudem ist die $B_{1,xy}$ -Feldstärke im Zentrum eines GFK-Zylinders bestimmt.

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

Des Weiteren sind in Tabelle 7.3 die Ergebnisse der Bestimmung der B_1 -Feldstärken des optimierten spiralförmigen Spulenelements und der rechtwinkligen Einzelspule dargestellt. In Übereinstimmung mit den Simulationen zeigt auch im experimentellen Fall das Spiralelement ein um 41 % stärkeres B_1 -Feld im Zentrum des GFK-Zylinders. Dieser Vorteil des spiralförmigen Elements ist gleichermaßen aus den unterschiedlichen Güteabfällen ersichtlich und auf die im Vergleich doppelt so große Elementfläche zurückzuführen. Entsprechend kann der in den Simulationen aufgezeigte Vorzug einer Doppel-Spiral Arraygeometrie hinsichtlich der B_1 -Feldstärke im Gegensatz zu einer 2-Ring Birdcage-Arraystruktur für eine 16-Kanal Volumen Phased-Array Spule auch experimentell an einem Einzelspulenelement bestätigt werden.

7.3.2. Aufbau eines einfachen Doppel-Spiral Array Prototyps

Um neben dem intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnis später auch die Eignung einer Doppel-Spiral Arraygeometrie für 2D parallele Bildgebungsexperimente im NMR-System evaluieren zu können, sei im Folgenden der Aufbau eines einfachen Doppel-Spiral Array Prototyps beschrieben und seine elektrischen Eigenschaften charakterisiert.

Als inneres Einfach-Spiral Array wird eine um $+\pi$ verdrehte 4-Kanal Phased-Array Spule verwendet (Abb. 7.28a). Diese wurde auf einem GFK-Zylinder mit einem Durchmesser von 26 cm und einer Höhe von 20 cm aus 10 mm breitem Kupferklebeband aufgebaut (Abb. 7.29). Aufgrund der starken Kopplung benachbarter Spulenelemente ist eine Entkopplung weder über induktiv noch durch ein kapazitives Netzwerk möglich, so dass eine Entkopplung über eine gemeinsame Leiterbahn zur Anwendung kommt. Entsprechend der Ergebnisse bei den Untersuchungen der einzelnen Spulenelemente werden auch beim inneren 4-Kanal Spiralarray die langen Beine durch Kondensatoren kapazitiv verkürzt und die spitzen Ecken durch eine zusätzliche Leiterbahnfläche ausgeglichen. Überdies gewährleisten aktive Sperrkreise in den oberen Endringabschnitten ein Inaktiv-Schalten der spiralförmigen Einzelelemente im Sendefall, während rauscharme Vorverstärker der Firma Siemens (Rauschzahl $< 0,6$) direkt hinter den Ankopplungsnetzwerken für eine Verstärkung des NMR-Signals sowie gleichermaßen für eine verbesserte Entkopplung der Elemente in der Doppel-Spiral Arraygeometrie sorgen. Zudem sind in die Anschlusskabel des Spulenarrays Toroid-Mantelwellensperren eingearbeitet, die das Auftreten von Mantelwellen verhindern und so die Sicherheit des Probanden gewährleisten (vgl. Abs. 3.4). Letztlich wurde die Eigenresonanz des unteren, nicht wegschaltbaren Endrings noch so eingestellt, dass Verluste aufgrund einer Kopplung zwischen diesem und resonanten Kreisen des Doppel-Spiral Arrays, des Gradientensystems oder der Ganzkörperspule vermieden werden.

Das äußere Einfach-Spiral Array ist in Form eines um $-\pi$ verdrehten 4-Bein Quadratur Tiefpass-Birdcages ausgeführt, wobei die beiden Birdcage-Kanäle nicht in Quadratur, sondern vielmehr unter Ausnutzung der intrinsischen Isolation als zwei unabhängige „Arrayelemente“ betrieben werden (Abb. 7.28b). Das auf diese Weise erzeugte Volumenarray ist auf einem zweiten, größeren GFK-Zylinder mit einem

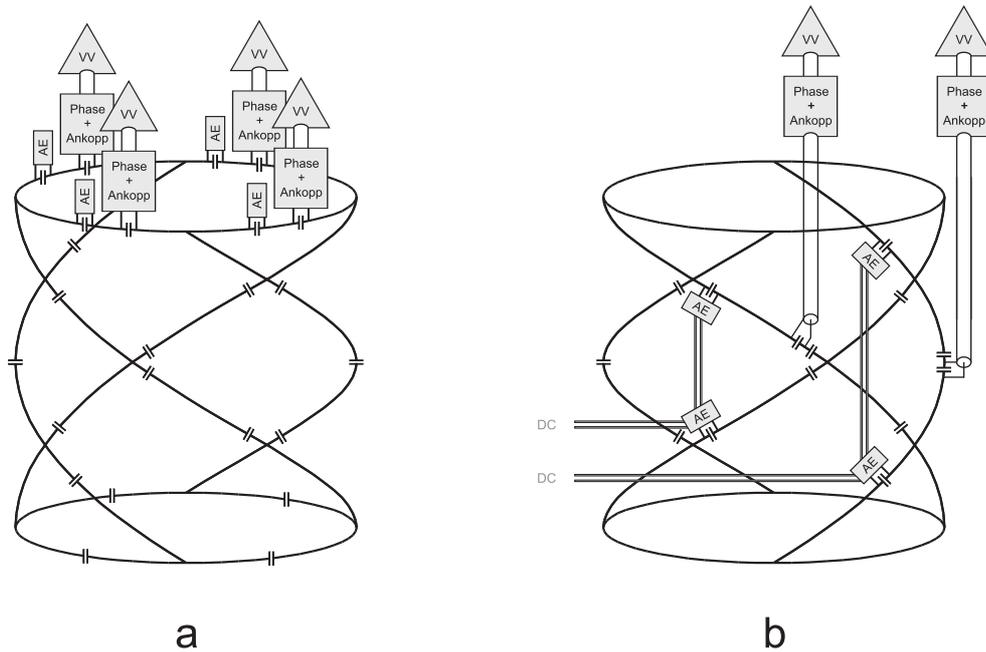


Abbildung 7.28. – Aufbau eines 6-Kanal Doppel-Spiral Volumenarray Prototyps. **a:** Eine um $+\pi$ verdrehte 4-Kanal Phased-Array Spule als inneres Einfach-Spiral Array. In den oberen Ringabschnitten sind die aktiven Entkopplungskreise (AE) und die Ankopplungsnetzwerke (Match) inklusive eines Phasenschiebers für die phasenrichtige Anpassung der Vorverstärker (VV) an die Spulenelemente integriert. Die langen, spiralförmigen Beine sind kapazitiv verkürzt. **b:** Ein um $-\pi$ verdrehter Quadratur Tiefpass-Birdcage, dessen Kanäle als unabhängige Arrayelemente benutzt werden. In den langen Beinen sind die aktiven Sperrkreise und die Ankopplungsnetzwerke nebst Phasenschieber und Vorverstärker integriert. Die Entkopplungskreise sind aufgrund baulicher Vorteile elektrisch miteinander verbunden, so dass das äußere Spulenarray nur als Ganzes zu- oder weggeschaltet werden kann.

Durchmesser von 30 cm und einer Höhe von 20 cm aus 10 mm breitem Kupferklebeband aufgebaut (Abb. 7.29). Entsprechend dem inneren Spiralarray müssen in dieser Arraystruktur ebenfalls die langen, spiralförmigen Leiterbahnen der Birdcage-Beine durch Kapazitäten unterbrochen werden. Allerdings sind in diesem Fall auch die Ankopplungsnetzwerke und die aktiv schaltbaren Sperrkreise in die Spiralbeine integriert, da ein Tiefpass-Birdcage über keine Kapazitäten in den Endringen verfügt. Folglich liegen die Endringresonanzen deutlich unterhalb der Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz, so dass Kopplungsverluste über diese ausgeschlossen werden können. Das empfangene NMR-Signal hingegen wird wiederum durch spulennahe, rauscharme Vorverstärker verstärkt und durch Toroid-Mantelwellensperren an das NMR-System weitergeleitet. Eine phasenrichtige Anpassung der Vorverstärker an die einzelnen Arrayelemente sorgt auch in diesem Fall für eine verbesserte Isolation zwischen den Einzelelementen.

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

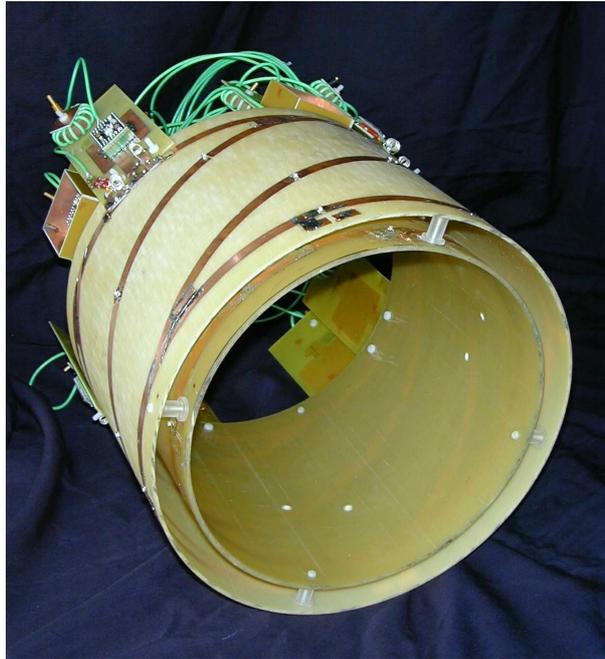


Abbildung 7.29. – *Experimenteller 6-Kanal Doppel-Spiral Volumenarray Prototyp zur Untersuchung des menschlichen Kopfes. Dieser ist aus einer inneren, um $+\pi$ verdrehten 4-Kanal Einfach-Spiral Phased-Array Spule und einem äußeren, um $-\pi$ verdrehtem 2-Kanal Einfach-Spiral „Tiefpass-Birdcage“ Array aufgebaut.*

Nach einem getrennten Aufbau der beiden Einfach-Spiral Arrays wird das um $+\pi$ verdrehte Spiralarray unter einer relativen Rotation um eine halbe Elementbreite in die um $-\pi$ verdrehte Volumen Phased-Array Spule eingesetzt. Mit Hilfe einer Transmissionsmessung (vgl. Abb. A.7) zwischen einem Spulenelement des inneren und eines des äußeren Spulenarrays erfolgt die Optimierung der intrinsischen Isolation durch kleine Korrekturen in der relativen Verdrehung der Spiralarrays und über eine leichte Verschiebung der Phased-Array Spulen gegeneinander entlang der Arrayachsen.

7.3.3. Charakterisierung auf der Messbank

Im Anschluss sollen die elektrischen Eigenschaften der auf diese Weise aufgebauten 6-Kanal Volumenarray Prototypenspule charakterisiert werden (vgl. Anh. A.3). Hierzu wird zunächst die Anpassung der einzelnen Spulenelemente auf die $50\ \Omega$ -Impedanz der Anschlussleitungen durch das Ankoppelnetzwerk mittels einer Reflexionsmessung überprüft (Abb. A.6). In diesem Fall sind die Elemente mit dem Phantom aus Abbildung (Abb. A.1b) beladen, das in guter Näherung der Beladung des Spulenarrays durch einen menschlichen Kopf entspricht. Eine Messung der Transmissionskurve mit einer Doppelspulen-Anordnung (Abb. A.3b) für eine Einzelspule im zugeschalteten und im weggeschalteten Zustand zeigt überdies die Effektivität der aktiven Sperrkreis in Form

Element	Reflexion bei 63,6 MHz	Wirkung akt. Entk. bei 63,6 MHz
SpA 1	-34 dB	-48 dB
SpA 2	-32 dB	-49 dB
SpA 3	-35 dB	-50 dB
SpA 4	-36 dB	-53 dB
BCA 1	-37 dB	-31 dB
BCA 2	-32 dB	-31 dB

Tabelle 7.4. – Zusammenfassung der für die Spulenelemente des Doppel-Spiral Volumenarrays bei der Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz ermittelten Reflexionswerte sowie der erzielten Dämpfung der potentiell im Sendefall in den Elementen induzierten HF-Ströme durch die aktiven Entkopplungskreise. Als Beladung wurde das Kopfphantom aus Abbildung A.1b eingesetzt. Dargestellt sind die Werte für die vier Einzelelemente des inneren $+\pi$ Spiralarrays (SpA 1-4) sowie für die zwei Elemente des äußeren $-\pi$ spiralförmigen Tiefpass-Birdcage Arrays (BCA 1+2).

des Signalabfalls auf der Resonanzfrequenz (Abb. A.4). Zur Überprüfung der hinreichend guten Entkopplung aller einzelnen Spulenelemente des Doppel-Spiral Phased-Arrays wird die Isolation zwischen allen Elementen über Transmissionsmessungen sowohl direkt (Abb. A.7) als auch unter Einsatz der rauscharmen Vorverstärker ermittelt (Abb. A.8). Schlussendlich erfolgt noch eine Evaluierung der Phasenbeziehungen zwischen den Vorverstärkern und den Einzelspulen und somit der eingestellten Vorverstärkerentkopplung anhand der in Anhang A.3 vorgestellten Messmethoden (Abb. A.8).

Die in Tabelle 7.4 zusammengefassten Ergebnisse zeigen, dass alle entsprechend beladenen Spulenelemente im Doppel-Spiral Array mit einer Reflexion von unter -20 dB bei der Arbeitsfrequenz an die Anschlussleitungen angekoppelt sind. Auf diese Weise ist für einen hinreichend guten Impedanzübergang zwischen Ankoppelnetzwerk und Vorverstärkereingang gesorgt, so dass die am Eingang des Vorverstärker anliegende Impedanz durch das Eingangsnetzwerk folgerichtig auf die hohe, für ein rauscharmes Arbeiten des verwendeten Transistors erforderliche Impedanz transformiert wird (vgl. Abs. 4.1.3). Bei der Verwendung spulennaher, rauscharmer Vorverstärker werden allgemein Reflexionswerte niedriger als -15 dB als ausreichend angesehen, weshalb die Einzelelemente als gut angepasst an die Beladung durch einen menschlichen Kopf bezeichnet werden können.

Im Gegensatz hierzu sorgt eine Aktivierung der Sperrkreise für eine Abschwächung der in den Spulenelementen auftretenden Hochfrequenzströme um mindestens -31 dB, wodurch im Sendefall nur 2 % der induzierten Ströme effektiv in der Leiterschleife des Einzelelements und 98 % im hierfür ausgelegten Entkopplungskreis auftreten.

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

	Elemente	Isolation ohne VV [dB]	Isolation mit VV [dB]
Inneres Array	1 - 2	-18	-29
	2 - 3	-17	-28
	3 - 4	-20	-31
	4 - 1	-18	-27
	1 - 3	-5	-20
	2 - 4	-7	-21
Äußeres Array	5 - 6	-29	-
Zwischen den Arrays	1 - 5	-26	-31
	1 - 6	-21	-31

Tabelle 7.5. – Zusammenfassung der Isolationswerte für die Spulenelementpaare innerhalb der Einfach-Spiral Arrays sowie für die intrinsischen Entkopplung der um $+\pi$ und der um $-\pi$ verdrehten Phased-Array Volumenspulen. Die Werte sind zum Einen ohne die Verwendung von Vorverstärken und zum Anderen unter Berücksichtigung der zusätzlichen Entkopplung durch spulennahe, rauscharme Vorverstärker gezeigt.

Da im Allgemeinen Isolationswerte von -20 dB für eine aktiv entkoppelte Einzelspule als ausreichend gelten, sollten die Spulenelemente der Doppel-Spiral Phased-Array Spule bezüglich der im Sendefall auftretenden hohen Leistungen hinreichend gut weggeschaltet sein. Letztendlich kann dies jedoch alleine durch eine NMR-Untersuchung an einem geeigneten Beladungsphantom mit der entsprechend zur Anwendung kommenden Bildgebungssequenz bestätigt werden.

Aus den Resultaten der Isolationsmessungen zwischen den Einzelspulen der Doppel-Spiral Arraystruktur in Tabelle 7.5 ist ersichtlich, dass sowohl die Elemente in den Einfach-Spiral Spulenarrays als auch die Spiralarrays untereinander hinsichtlich des Grenzwertes von -15 dB ohne Verwendung rauscharmer Vorverstärker ausreichend gut entkoppelt sind. Letzteres ist durch die exemplarischen Isolationswerte für die Elemente 1, 5 und 6 dargestellt ist, da aufgrund der Symmetrie des äußeren Spulenarrays die Kopplung zu allen Einzelementen des inneren Einfach-Spiral Arrays gleich ist. Für die gegenüberliegenden Spulenelemente der inneren $+\pi$ Phased-Array Spule kann hingegen keine annehmbare Entkopplung verzeichnet werden.

An diesen im eigentlichen Sinne nicht hinreichend gut isolierten Arrayelementen wird der Vorteil einer zusätzlichen Entkopplung der Einzelspulen in einer Phased-Array Spule durch den Einsatz rauscharmer Vorverstärker deutlich. Auf diese Weise kann die Isolation auch vermeintlich schlecht entkoppelter Elemente, wie beispielsweise 1 und 3, auf Werte von unter -20 dB verbessert werden.

Die unterschiedlichen Verbesserungen in der Entkopplung der Einzelspulen ist hierbei auf die verwendete Messmethode (Abb. A.8) zurückzuführen. So erreicht bei der Bestimmung der Transmission zwischen zwei Spulenelementen das Minimum der Transmission mitunter das Niveau des systematischen Rauschens. Entsprechend kann beispielsweise die ohnehin gute Isolation zwischen den Elementen 1 und 5 durch den Einsatz rauscharmer Vorverstärker „lediglich“ um -6 dB verbessert werden. Der Entkopplungswert für die Einzelspulen des äußeren Einfach-Spiral Spulenarrays mit Vorverstärker lässt sich auf diese Weise so gar nicht ermitteln.

Gleichwohl machen die Ergebnisse in Tabelle 7.5 deutlich, dass eine gute Isolation der Spulenelemente sowie eine gute intrinsische Entkopplung zwischen den beiden Einfach-Spiral Phased-Array Spulen erreicht wurde.

7.3.4. Charakterisierung im NMR-System

Im letzten Abschnitt seien die Leistungsfähigkeit und die Kodiereigenschaften des Doppel-Spiral Array Prototyps anhand von Untersuchungen im NMR-System charakterisiert.

Hierzu werden zunächst NMR-Messungen am zylindrischen Flüssigkeitsphantom aus Abbildung A.1b durchgeführt, was der Beladung des Volumenarrays durch einen durchschnittlichen, menschlichen Kopf entspricht. Die Aufnahme einer zentralen, transversalen Bildgebungsschicht durch das Kopfphantom mittels einer 2D FLASH NMR-Bildgebungssequenz [9] ermöglicht eine Charakterisierung der Sensitivitätsprofile der einzelnen Spulenelemente der Doppel-Spiral Arraystruktur. Auf diese Weise können zudem auftretende Kopplung des NMR-Signals und entsprechend unerwünschte Wechselwirkungen zwischen den Arrayelementen aufgezeigt werden.

Die Bestimmung des von den Einzelspulen empfangenen Rauschens erfolgt über eine erneute Durchführung der gleichen FLASH-Bildgebungssequenz, wobei in diesem Fall kein Anregungspuls gesendet und die Magnetisierung in der Probe folglich nicht ausgelenkt wird. Die erhaltenen Rauschinformationen der Spulenelemente werden mit Hilfe der Programmier- und Entwicklungsumgebung MATLAB hinsichtlich des Grads an Korrelation überprüft und die erhaltenen Ergebnisse in Form einer Rauschkorrelationsmatrix angegeben (vgl. (4.23), (4.24)).

Nach diesen NMR-Untersuchungen und einer Überprüfung der Wirksamkeit aller für die Sicherheit eines Patienten relevanten Baugruppen bei maximal erlaubter Sendeleistung, können NMR-Bildgebungsexperimente an gesunden Probanden durchgeführt werden.

Unter Einsatz einer 3D MP-RAGE-Bildgebungssequenz werden so zur Evaluierung der Kodierfähigkeiten der Doppel-Spiral Phased-Array Spule dreidimensionale NMR-Datensätze vom Kopf eines Probanden aufgenommen. Eine Importierung in MATLAB macht eine gleichzeitige Reduzierung dieser 3D Datensätze in Phasen- als auch in Partitionskodierichtung um einen Faktor von $R = 2$ möglich. Aus den auf diese Weise gleichermaßen in zwei Raumrichtungen beschleunigten NMR-Bildgebungsdaten wird anschließend unter Anwendung eines GRAPPA-Algorithmus [12] der vollständige 3D NMR-Datensatz zum Vergleich mit den unbeschleunigten Ergebnissen rekonstruiert.

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

Um die Kodiereigenschaften der Doppel-Spiral Arraygeometrie in allen drei Raumrichtungen beurteilen zu können, kommen zwei 3D MP-RAGE-Bildgebungssequenzen zur Anwendung. Die Wahl einer sagittalen Partitionsrichtung und einer Phasenkodierichtung von oben nach unten (*anterior-posterior, A-P*) ermöglicht hierbei eine Evaluierung der Eignung für zweidimensionale transversale Beschleunigungen, während die longitudinalen Kodiereigenschaften mit einer transversalen Partitionsausrichtung und einer Phasenkodierung von links nach rechts (*left-right, L-R*) ermittelt werden.

In Abbildung 7.30 sind die Sensitivitätsprofile der Einzelspulen des 6-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays dargestellt, die in einer transversalen Schicht mittels einer einfachen FLASH-Bildgebung aufgenommen wurden. Die linke Gruppe aus vier Bildern zeigt die Sensitivitätsverteilung der einzelnen Spulenelemente des inneren, um $+\pi$ verdrehten Einfach-Spiralarrays. An den hohen Signalintensitäten in Richtung der Ecken der Abbildungen ist die Position der Einzelspulen für diese Schichtauswahl auszumachen. Allerdings ist auch gegenüber dem eigentlichen Ort jedes Spulenelements eine erhöhte Signalstärke zu beobachten, die eine Kopplung der gegenüberliegenden Elemente innerhalb der inneren Einfach-Spiral Phased-Array Spule zeigt. Zudem tre-

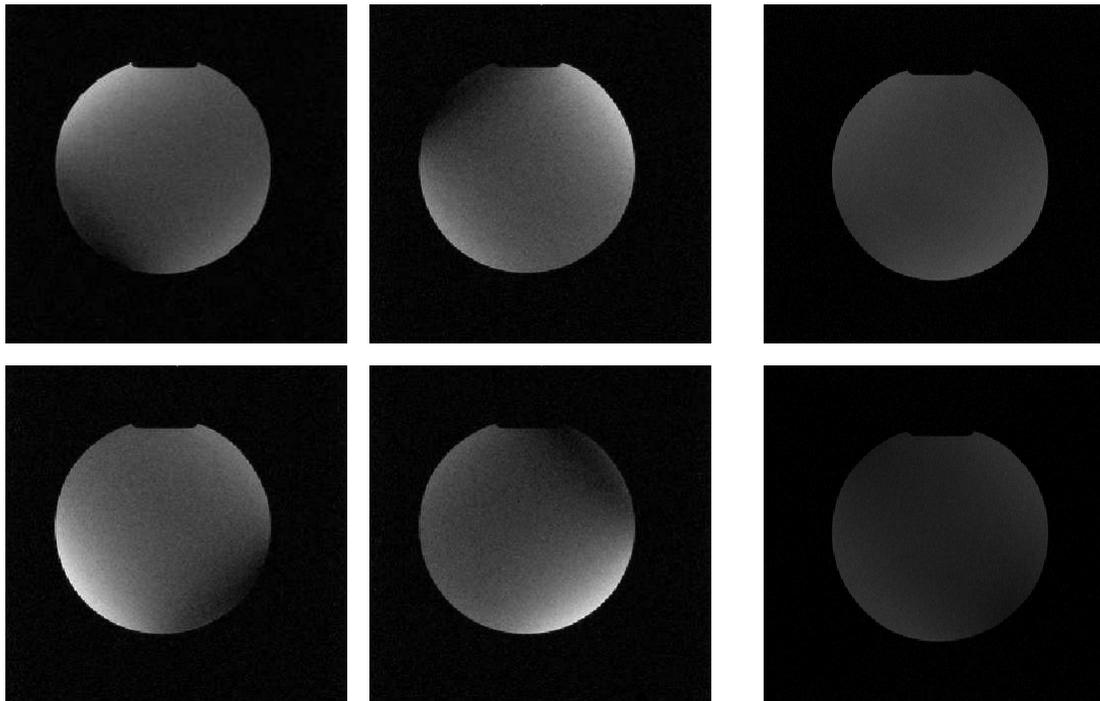


Abbildung 7.30. – NMR-Bildgebung am Siemens Vision Kopf-Beladungsphantom aus Abbildung A.1b mittels des 6-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays. Benutzt wird eine 2D FLASH-Bildgebungssequenz zur Aufnahme einer transversalen Schicht in der Mitte des Probenvolumens ($TE=4,0$ ms; $TR=10$ ms; $\alpha=30^\circ$; $SL=10$ mm; $FoV=300\times300$ mm²; $Matrix=256\times256$ px²). **links:** Einzelbilder der vier Spulenelemente des inneren $+\pi$ Einfach-Spiral Arrays. **rechts:** Einzelbilder der Kanäle des äußeren $-\pi$ Spiralarrays.

ten in den Einzelspulenbildern Bereiche vollständiger Signalauslöschung auf, die, mit dem Reziprozitätsprinzip beschrieben, aufgrund einer destruktiven Überlagerung der B_1 -Felder der Spulenelemente mit zusätzlich durch Wechselwirkungen zwischen den Einzelspulen auftretenden Magnetfeldern entstehen und folglich auf eine Kopplung zwischen den Einzelspulen hindeuten.

Die NMR-Bilder der Einzelkanäle des äußeren, um $-\pi$ verdrehten Spiralarrrays zeigen hingegen die erwarteten Sensitivitätsprofile. Diese auf der rechten Seite in Abbildung 7.30 dargestellten Sensitivitätsverteilungen sind über das ganze Probenvolumen nahezu homogen, wie es auch bei einem Tiefpass-Birdcage der Fall ist. Dennoch können bei genauerer Betrachtung geringfügig höhere Signalstärken in der linken oberen und der rechten unteren Ecke im oberen Einzelspulenbild und in der linken unteren sowie der rechten oberen Ecke des unteren NMR-Bildes erkannt werden. Eine solche Kopplung gegenüberliegender Spulenelemente stellt jedoch keinen zusätzlichen Verlustmechanismus wie beim inneren Spulenarray dar, sondern ergibt sich vielmehr aus der für einen Tiefpass-Birdcage typischen Stromverteilung in der äußeren Einfach-Spiral Arraystruktur. Diese Sensitivitätsprofile sind gleichwohl nur zu beobachten, weil eine Birdcage-Struktur mit vier Beinen noch kein im ganzen Probenvolumen ausgeprägt homogenes B_1 -Feld erzeugt und somit das Magnetfeld am Rand teilweise die Charakteristik einer Oberflächenspule aufweist. Im Fall des äußeren Einfach-Spiral Spulenarrays ist diese typische Feldverteilung allerdings schwächer ausgeprägt, da im Gegensatz zum Birdcage die Leiterbahnen weiter vom Probenvolumen entfernt und zudem um $-\pi$ verdreht sind.

Auch bei der Untersuchung des von den Einzelementen detektierten Rauschens werden die Wechselwirkungen zwischen den Spulenelementen des Doppel-Spiral Volumenarrays offensichtlich. So zeigt die in Abbildung 7.31 dargestellte Rauschkorrelationsmatrix wechselwirkende Rauschanteile von bis zu 25% zwischen zwei Elementen im Doppel-Spiral Spulenarray. Der Wert für die Rauschkorrelation der beiden Einzelkanäle der äußeren spiralförmigen Phase-Array Spule liegt mit 14% eher im Durchschnitt, während die Korrelationswerte der Einzelemente innerhalb des inneren Spiralarrrays zwischen 6% und 25% schwanken. Eine lokale Besonderheit ist bei den auftretenden Korrelationsprozessen indes nicht festzustellen, wobei eine deutlich geringere Rauschkorrelation von den Spulenelementen der inneren Einfach-Spiral Phased-Array Spule zum Kanal 5 als zum Kanal 6 des äußeren Spulenarrays zu beobachten ist. Da die beiden Kanäle das innere Spiralarrray allerdings vollständig umgeben, beeinflussen die Kopplungsmechanismen zwischen den Einzelspulen die Rauschkorrelation zwischen diesen zugleich positiv wie auch negativ.

Zur Ermittlung der Ursache für die Korrelation zwischen den Einzelspulen wurde der untere Endring des inneren Spiralarrrays an zwei Stellen aufgetrennt, die Sensitivitätsverteilung der zwei noch geschlossenen Spulenelemente bestimmt und mit den Resultaten der vorherigen Sensitivitätsmessungen verglichen. Zudem erfolgt ein Vergleich des erzielten Signal-Rausch-Verhältnisses im Zentrum des Probenvolumens anhand der NMR-Gesamtbilder der Spulenarrays, die durch eine „sum-of-squares“-Rekonstruktion [62] erzeugt werden. Das SNR ergibt sich hierbei aus dem Verhältnis

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

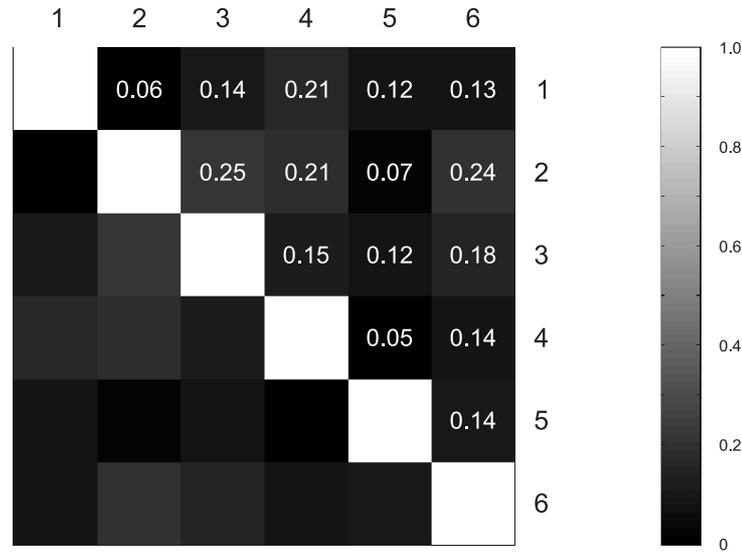


Abbildung 7.31. – Rauschkorrelationsmatrix des 6-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays aufgenommen am Kopf-Beladungsphantom des Siemens Vision NMR-Systems (Abb. A.1b). Zur Aufnahme der Rauschdaten wird eine 2D FLASH-Bildgebungssequenz jedoch ohne Applikation eines Anregungspulses benutzt ($TE=4,0$ ms; $TR=10$ ms; $\alpha=30^\circ$; $SL=10$ mm; $FoV=300 \times 300$ mm²; $Matrix=256 \times 256$ px²). Die Korrelation in den Rauschdaten der Einzelspulenelemente wird mit Hilfe von MATLAB bestimmt.

des Signalmittelwerts im interessierenden Bereich der Probe und der Standardabweichung des Rauschens in einem Bereich ohne Signalintensität.

In Abbildung 7.32 sind auf der linken Seite die ermittelten Sensitivitätsverteilungen der Einzelspulen 1 und 2 des inneren Einfach-Spiral Arrays dargestellt, während rechts die „sum-of-squares“ NMR-Bilder der jeweiligen Arraykonfiguration gezeigt sind. Die Sensitivitäten in der ersten Zeile ergeben sich für zwei Elemente einer inneren spiralförmigen Phased-Array Spule mit vollständig geschlossenem unteren Endring. Die Sensitivitätsprofile in der zweiten Reihe sind hingegen das Ergebnis eines inneren Spiralarrays, bei dem der Leiterbahnring am unteren Ende zweifach unterbrochen ist und auf diese Weise ausschließlich die beiden Spulenelemente 1 und 2 aktiv sind.

Ein Vergleich der ermittelten Sensitivitäten macht deutlich, dass durch eine Unterbrechung des unteren Endrings der inneren Phased-Array Spule die dunklen Bereiche einer Signalauslöschung verschwinden, keine hohen Signalstärken gegenüber der eigentlichen Einzelspule auftreten und somit die Kopplung gegenüberliegender Spulenelemente nicht mehr vorhanden ist (Abb. 7.32). Zudem kann mit einem geschlossenen Endring lediglich ein Signal-Rausch-Verhältnis von 21 erzielt werden, während im Fall des geöffneten Endrings das SNR einen Wert von 47 erreicht. Um dieses Ergebnis in Relation zum Signal-Rausch-Verhältnis der standardmäßig zur Anwendung kommenden Kopfspule des Siemens Vision NMR-Tomographen zu setzen, muss das

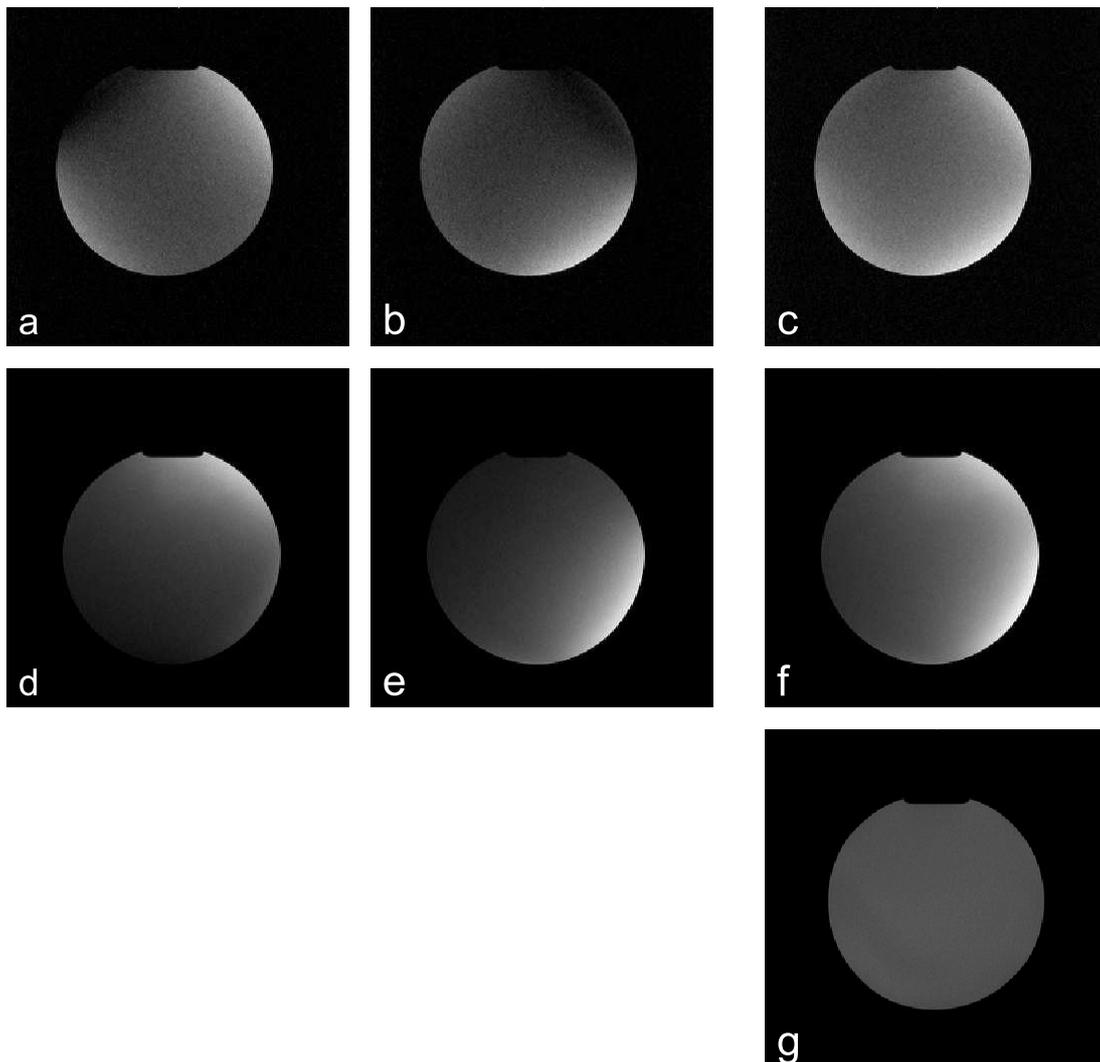


Abbildung 7.32. – NMR-Bildgebung des Siemens Kopf-Beladungsphantoms aus Abbildung A.1b unter Benutzung einer 2D FLASH-Bildgebungssequenz zur Aufnahme einer transversalen Schicht in der Mitte des Probenvolumens ($TE=4,0$ ms; $TR=10$ ms; $\alpha=30^\circ$; $SL=10$ mm; $FoV=300 \times 300$ mm²; $Matrix=256 \times 256$ px²). **a-c:** Aufnahme der NMR-Bilder mittels des inneren 4-Kanal Einfach-Spiral Spulenarrays. **d-f:** Aufnahme der NMR-Bilder mittels des inneren 4-Kanal Einfach-Spiral Spulenarrays mit aufgetrenntem unteren Endring, so dass Elemente 3 und 4 inaktiv sind. Im linken Teil sind die Spulensensitivitäten der Arrayelemente 1 (**a+d**) und 2 (**b+e**) dargestellt, während auf der rechten Seiten die „sum-of-squares“ NMR-Bilder (**c+f**) gezeigt sind. **g:** Aufnahme der NMR-Bilder mittels der Kopfspule des Siemens Vision NMR-Systems.

SNR der Spulenarrays aufgrund der verwendeten „sum-of-squares“-Rekonstruktion durch eine Division mit der Wurzel aus der Elementanzahl der Phased-Array Spule korrigiert werden [62, 153]. Somit ist das Signal-Rausch-Verhältnis eines 2-Kanal

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

Einfach-Spiral Arrays mit 66 nur geringfügig schlechter als das der Siemens Kopfspule mit 79. Von einer 4-Kanal spiralförmigen Phased-Array Spule wird dieses allerdings deutlich übertroffen, wenn die Kopplung der einzelnen Spulenelemente über die geschlossene Leiterbahnstruktur des unteren Endrings unterbunden werden kann.

Dies ist zum Einen durch eine iterative Einstellung der kapazitiven Entkopplung benachbarter Einzelspulen zu realisieren, wobei gleichermaßen auf die Isolation der Einfach-Spiral Spulenarrays von der Resonanzstruktur der inneren Endringe geachtet werden muss. Da bei einer kapazitiven Entkopplung die gemeinsamen spiralförmigen Leiterbahnen näherungsweise serienresonant sind, besitzen auch die geschlossenen Endringe eine Eigenresonanz in der Nähe der Arbeitsfrequenz. Aufgrund derartiger Randbedingungen stellt sich die vollständige kapazitive Entkopplung der Doppel-Spiral Arraystruktur als ein aufwendiger Prozess dar.

Eine andere Möglichkeit bietet der Umbau des gesamten Doppel-Spiral Volumenarrays auf eine Entkopplung der benachbarten Spulenelemente durch Überlapp oder durch eine Vergrößerung des Abstandes zwischen nebeneinander liegenden Elementen. Dies hat allerdings zum Nachteil, dass zusätzliche Leiterbahnen nötig sind und so das Anregungsfeld weiter abgeschirmt wird.

Da alle diese Maßnahmen einen nicht unerheblichen Umbau beziehungsweise einen Neuaufbau der Doppel-Spiral Phasen-Array Volumenspule bedeuten und primär die potentiellen 3D Kodiereigenschaften einer Doppel-Spiral Arraygeometrie von Interesse sind, wird die Optimierung des intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnisses vorerst hinten angestellt.

In Abbildung 7.33 sind die Ergebnisse der NMR-Bildgebung eines menschlichen Kopfes mittels einer 3D MP-RAGE-Bildgebungssequenz zusammengefasst, wobei die Partitionsrichtung sagittal und die Phasenkodierung als anterior-posterior gewählt wurde. Aus einem Vergleich des in zwei Raumrichtung jeweils um den Faktor $R=2$ und somit insgesamt um den Faktor $R=4$ beschleunigten 3D NMR-Datensatz mit den unveränderten Resultaten der 3D MP-RAGE NMR-Bildgebung sind keinerlei Artefakte in den NMR-Bildern aufgrund der GRAPPA-Rekonstruktion zu erkennen. Allerdings ist das Signal-Rausch-Verhältnis so stark reduziert, dass die Bildqualität leidet. Dieses Problem könnte jedoch durch eine Steigerung des intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnisses des Doppel-Spiral Volumenarrays gemindert oder ganz gelöst werden, welche sich aus, wie oben gezeigt, aus einer Verbesserung der Elemententkopplung im inneren Einfach-Spiral Array ergeben würde.

In Analogie zu Abbildung 7.33 sind in Abbildung 7.34 die Ergebnisse der zweiten dreidimensionalen NMR-Untersuchung eines menschlichen Kopfes mit Hilfe einer 3D MP-RAGE-Bildgebungssequenz veranschaulicht. In diesem Fall ist die Orientierung der Partition entlang der Achse des Spulenarrays und die Phasenkodierrichtung als links-rechts gewählt. Selbst bei diesem auch in entlang der Arrayachse beschleunigten 2D parallelen Bildgebungsexperiment sind keine Artefakte in den rekonstruierten Schichtbildern des 3D NMR-Datensatzes zu erkennen (Abb. 7.34). Lediglich eine leicht schlechtere Bildqualität aufgrund eines etwas niedrigen Signal-Rausch-Verhältnisses ist hierbei zu verzeichnen.

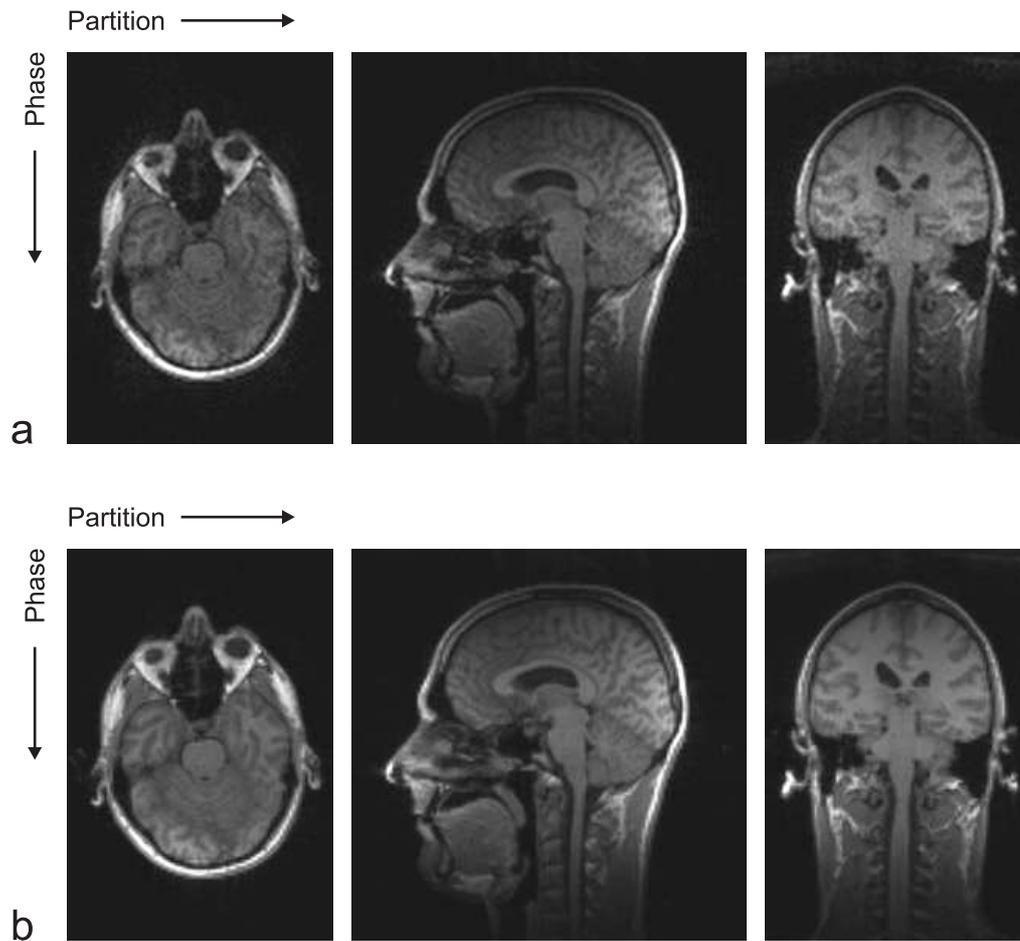


Abbildung 7.33. – NMR-Bildgebung des menschlichen Kopfes eines gesunden Probanden mittels des 6-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays (Abb. 7.29) unter Benutzung einer 3D sagittalen MP-RAGE-Bildgebungssequenz (Phasenkodierung A-P; TE=4,0 ms; TR=9,7 ms; $\alpha=12^\circ$; FoV=300x300 mm²; Matrix=128x128 px²; Volumendicke in Partitionsrichtung=200 mm; Anzahl der Partitionen=86; Auflösung=2,34 mm³ isotropisch). Die linken NMR-Bilder veranschaulichen hierbei die Orientierung der Phasen sowie der Partitionsrichtung. **a:** In Phasen- und in Partitionsrichtung jeweils um den Faktor $R = 2$ „künstlich“ reduzierter, somit insgesamt um Faktor $R=4$ beschleunigter, 3D NMR-Datensatz, der mit Hilfe eines 2D GRAPPA-Algorithmus rekonstruiert wurde. Die beiden rechten NMR-Bilder zeigen jeweils das Ergebnis der Trennung zweier in sagittaler oder in coronaler Richtung aufeinander faltender Bildgebungsschichten. **b:** Vollständiger, unbeschleunigter 3D NMR-Datensatz mit einem „sum-of-squares“-Algorithmus rekonstruiert.

Auf diese Weise konnte gezeigt werden, dass eine 6-Kanal Doppel-Spiral Phased-Array Volumenspule eine Beschleunigung von einem Faktor $R = 2$ in alle Raumrichtungen zulässt. Somit ist die Auswahl einer 2D beschleunigten NMR-Bildgebungsschicht nicht mehr auf transversale Ebenen beschränkt, sondern kann völlig frei im

7. Doppel-Spiral Kopfspulenarray

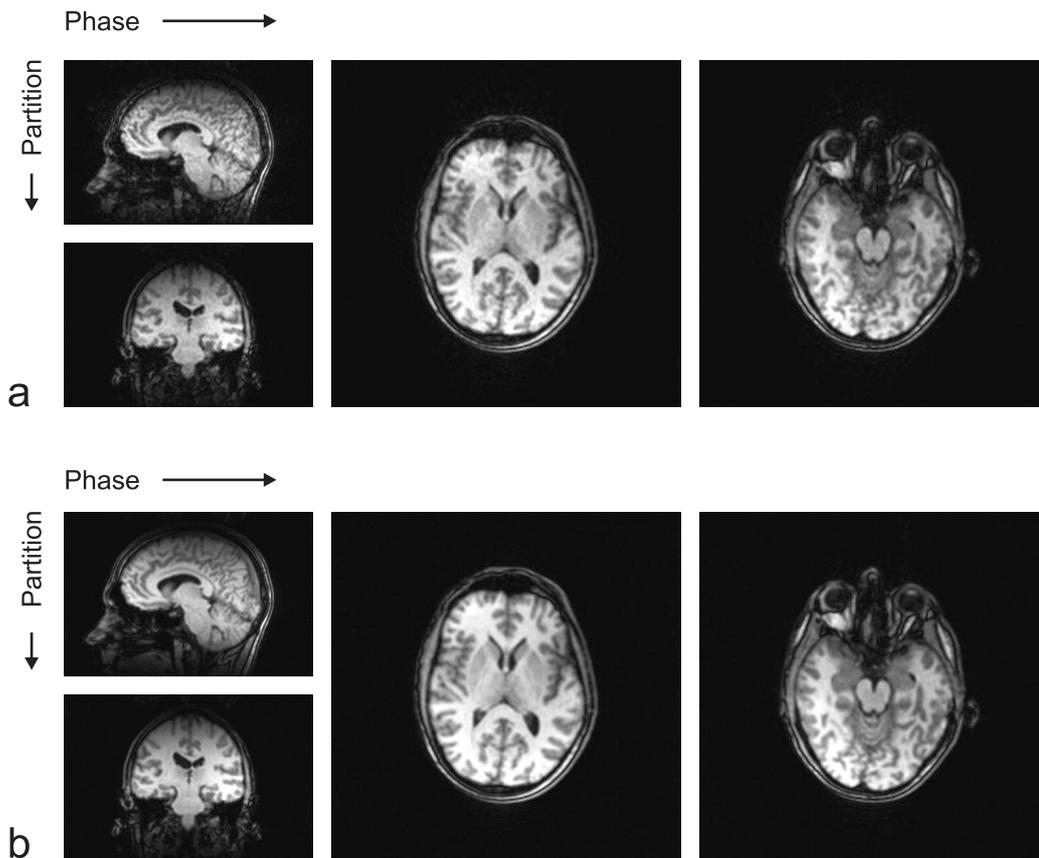


Abbildung 7.34. – NMR-Bildgebung des menschlichen Kopfes eines gesunden Probanden mittels des 6-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays unter Einsatz einer 3D sagittalen MP-RAGE-Bildgebungssequenz (Phasenkodierung L-R; $TE=7,0$ ms; $TR=15$ ms; $\alpha=8^\circ$; $FoV=300 \times 300$ mm²; $Matrix=128 \times 128$ px²; Volumendicke in Partitionsrichtung=200 mm; Anzahl der Partitionen=86; Auflösung=2,34 mm³ isotropisch). Die linken, oberen NMR-Bilder veranschaulichen hierbei die Richtung der Phasen- sowie der Partitionsrichtung. **a:** In Phasen- und in Partitionsrichtung jeweils um Faktor $R=2$ „künstlich“ reduzierter 3D NMR-Datensatz, der mit Hilfe eines 2D GRAPPA-Algorithmus rekonstruiert wurde. Das linke, obere NMR-Bild zeigt die Qualität der Rekonstruktion in sagittaler Richtung beschleunigter Bildgebungsschichten, während die beiden rechten Bilder das Ergebnis der Trennung zweier in axialer Richtung entfalteter transversaler NMR-Schichtbilder darstellen. **b:** Vollständiger, unbeschleunigter 3D NMR-Datensatz mit einem „sum-of-squares“-Algorithmus rekonstruiert.

Probenvolumen platziert werden, ohne an Signal-Rausch-Verhältnis aufgrund schlechter lokaler Geometriefaktoren einbüßen zu müssen.

7.4. Fazit

In Kapitel 7 wurde das Konzept einer Doppel-Spiral Phased-Array Spule vorgestellt, welches als neuartiges Volumenarraydesign eine gleichmäßige Variation lokaler Spulensensitivitäten entlang aller drei Raumrichtungen zur Verfügung stellt. Auf diese Weise ist eine uneingeschränkte Wahl der Kodierrichtungen bei parallel beschleunigten NMR-Bildgebungsuntersuchungen möglich, so dass selbst eine 2D parallele Bildgebung doppelt obliquen Probenvolumina in guter Qualität verwirklicht werden kann. Überdies ermöglicht der Aufbau aus zwei um 2π verdrehten und somit intrinsisch voneinander isolierten Einfach-Spiral Volumenarrays, dass ein Probenvolumen mit der doppelten Anzahl gleich großer, auf zwei konzentrischen Zylindermänteln angeordneter Einzelspulen untersucht werden kann. Hierbei muss weder ein reduziertes intrinsisches SNR durch die Wechselwirkung zwischen Spulenelementen noch eine aufgrund zu kleiner Elementflächen nicht mehr gegebene Probenrauschdominanz in Kauf genommen werden.

Die Vorzüge dieser neuartigen Arraygeometrie konnten durch die Konstruktion einer 6-Kanal Doppel-Spiral Phased-Array Prototypenspule aufgezeigt werden, die sich aus einem 4-Kanal Spulenarray sowie einem als Phased-Array betriebenen Quadratur Tiefpass-Birdcage zusammensetzt und deren sechs Einzelelemente besser als -20 dB voneinander entkoppelt sind. So ist trotz der relativ geringen Elementanzahl des Doppel-Spiral Volumenarray Prototyps die Durchführung um den Faktor $R = 4$ beschleunigter MP-RAGE-Bildgebungssequenzen in jeglicher räumlicher Orientierung möglich, ohne einen signifikanten Qualitätsverlust in den NMR-Bildern als Folge der parallelen Bildrekonstruktion hinnehmen zu müssen. Die guten Bildgebungseigenschaften der Doppel-Spiral Arraystruktur entstehen hierbei durch die spiralförmigen Einzelelemente, die räumliche Sensitivitätsvariationen nicht nur in transversaler, sondern zugleich auch in longitudinaler Richtung bereitstellen.

Entsprechend bestünde der nächste Schritt im Aufbau eines 16-Kanal Doppel-Spiral Volumenarrays, das sich aus zwei 8-Kanal Einzel-Spiral Phased-Array zusammensetzt und die verbesserte Empfindlichkeit sowie die freie Wahl der Kodierrichtungen für NMR-Untersuchungen an Probanden und Patienten mit noch höheren Beschleunigungsfaktoren zur Verfügung stellt. Besonderes Augenmerk muss hierbei auf die Wechselwirkung der einzelnen Spulenelemente über die geschlossene Ringstruktur gerichtet werden, um so einen unnötigen Verlust an intrinsischem Signal-Rausch-Verhältnis zu vermeiden und folglich optimale Voraussetzungen für 2D parallele Bildgebungsexperimente zu erreichen.

Im Fall von NMR-Systemen mit 32 unabhängigen Empfangskanälen entscheidet die geplante NMR-Applikation inwieweit sich der Einsatz einer Doppel-Spiral Arraygeometrie als nützlich erweist. Obwohl 32-Kanal Birdcage-ähnliche Volumenarrays die notwendigen Sensitivitätsvariationen in allen Raumrichtungen zur Verfügung stellen könnten, bleibt die Problematik der Sprünge in der Sensitivitätsverteilung entlang der Arrayachse bestehen. Entsprechend kann eine ungünstige Positionierung des Bildgebungsvolumens zu einem reduzierten SNR und einem deutlichen Verlust an Bildqualität aufgrund einer schlecht konditionierten parallelen Bildrekonstruktion führen.

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

8.1. Motivation

Im Zuge der Entwicklung von NMR-Forschungstomographen mit 128 unabhängigen Empfangskanälen [114] wurden auch Phased-Array Spulen mit einer ebenso großen Anzahl an unabhängigen Einzelementen vorgestellt [156, 157]. Bestehend aus zwei Hälften mit jeweils 64 Spulenelementen wurde so eine Untersuchung des gesamten menschlichen Torsos in einem einzigen NMR-Bildgebungsexperiment möglich.

Sollen allerdings örtlich begrenzte Objekte wie das menschliche Herz oder die Wirbelsäule untersucht werden, können die Empfindlichkeiten nicht aller Elemente eines Torso-Arrays aufgrund ihrer räumlichen Position vollständig ausgenutzt werden. Um das NMR-Signal aus dem interessierenden Bereich der Probe mit allen Arrayelementen hingegen effizient detektieren zu können, muss die Größe der Einzelspulen reduziert und hierdurch die Ausdehnung des Spulenarrays auf das Volumen des zu untersuchenden Objektes angepasst werden.

Eine Verkleinerung der einzelnen Spulenelemente beeinflusst jedoch gleichermaßen das Verhältnis zwischen dem Rauschbeitrag aus der Probe und dem des jeweiligen Elements (vgl. Abs. 2.3). So nimmt bei kleiner werdenden Einzelspulen auch der Rauschanteil aus der Probe immer weiter ab. Für die meisten lokalen Untersuchungen wäre eine so starke Reduzierung der Elementgröße erforderlich, dass die Verluste in der Probe nicht mehr die dominierende Rauschquelle darstellten. Folglich könnte das Rauschen der Einzelspulen nicht mehr vernachlässigt werden und das mit dem Spulenarray erzielbare Signal-Rausch-Verhältnis wäre durch den zusätzlich relevant gewordenen Rauschbeitrag reduziert. Somit lässt sich die Größe der Arrayelemente nicht ohne Nachteile beliebig verkleinern. Demgemäß wären alternative Arraydesigns von Vorteil, die eine höhere lokale Dichte probenrausch-dominierten Einzelspulen ermöglichen.

Eine entsprechende Möglichkeit zur Erhöhung der Elementdichte ohne einen Verlust an Signal-Rausch-Verhältnis bietet das Konzept sogenannter Quadratur-Arrayelemente. Diese können sich beispielsweise neben der gängigen flachen Einzelspule (Abb. 8.1a) aus einer zusätzlich aufrecht positionierten Oberflächenspule zusammensetzen (Abb. 8.1b). In Folge einer derartigen geometrischen Anordnung stehen auch die magnetischen und elektrischen Felder beider Einzelspulen nahezu senkrecht aufeinander, was zu einer intrinsischen Entkopplung der kombinierten Oberflächenspulen führt. Somit kann im Empfindlichkeitsbereich des flachen Spulenelements durch

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

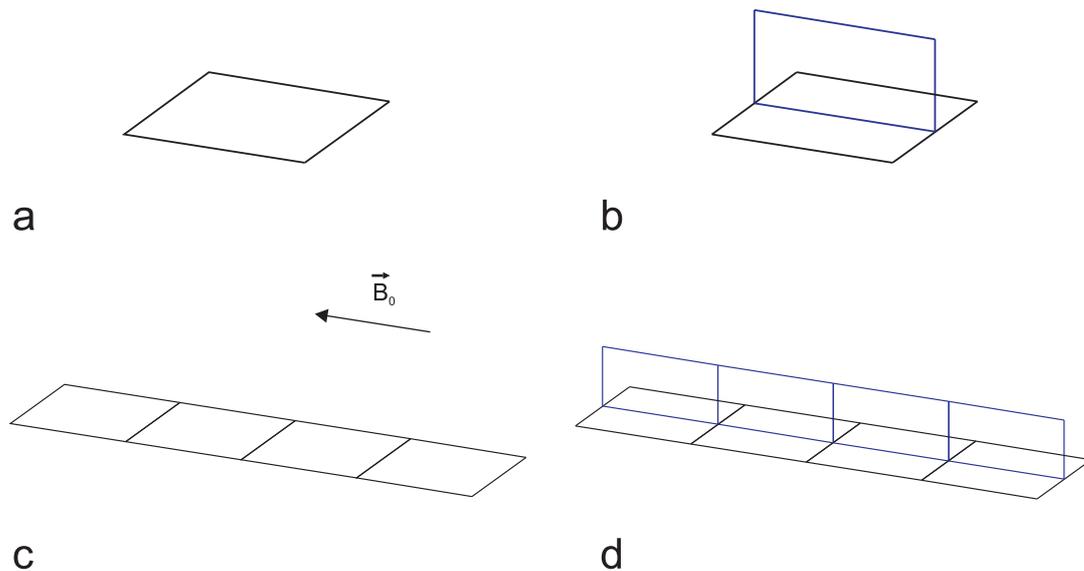


Abbildung 8.1. – Konzept sogenannter Quadratur-Arrayelemente. **a:** Gewöhnliches, flaches Spulenelement eines gängigen Spulenarrays. **b:** Erzeugung eines Quadratur-Arrayelements durch Hinzufügen einer zusätzlichen, auf dem flachen Element senkrecht stehenden Oberflächenspule. **c:** Layout einer gängigen Phased-Array Spule mit in einer Reihe angeordneten Elementen, beispielsweise zur Untersuchung der menschlichen Wirbelsäule. **d:** Analoges Spulenarray, das aus vier Quadratur-Elementen aufgebaut ist.

die zusätzliche Sensitivität des aufrechten Elements das intrinsische Signal-Rausch-Verhältnis des Spulenarrays erhöht und die Kodiereigenschaften verbessert werden. Eine Kombination mehrerer solcher Quadratur-Arrayelemente zu einer Phased-Array Spule ermöglicht demzufolge, mit der doppelten Anzahl unabhängiger Spulenelemente das selbe lokalisierte Probenvolumen aufzunehmen wie es ein klassisches Spulenarray nur mit der halben Anzahl an Einzelspulen könnte (Abb. 8.1c+d). Auf diese Weise wird eine Verdopplung der Elementdichte unter Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses möglich.

Im zweiten Abschnitt dieses Kapitels sei entsprechend unter Verwendung von Simulationen die Eigenschaften einer 8-Kanal Phased-Array Spule aus vier Quadratur-Elementen untersucht (Abb. 8.1d). Hierbei gibt der Vergleich mit einem gängigen 4-Kanal Spulenarray zur Untersuchung der menschlichen Wirbelsäule (Abb. 8.1c) Aufschluss über die Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses und der Kodiereigenschaften in Folge der zusätzlichen aufrecht stehenden Spulenelemente. Überdies wird die Leistungsfähigkeit eines Arrayaufbaus aus Quadratur-Elementen auch für einen nicht probenrausch-limitierten Fall im Vergleich zu einer klassisch flachen Arraygeometrie evaluiert.

Die Beschreibung des Aufbaus sowie die experimentelle Charakterisierung einer solchen, aus vier einzelnen Quadratur-Elementen bestehenden 8-Kanal Phased-Array Spule erfolgt im dritten Teil des gegenwärtigen Kapitels. Zur Validierung der in

Aussicht gestellten Verbesserungen werden Untersuchungen der menschlichen Wirbelsäule eines gesunden Probanden im NMR-Tomographen durchgeführt.

8.2. Simulationen

Um die Leistungsfähigkeit und die Kodiereigenschaften eines aus mehreren Quadratur-Elementen aufgebauten Phased-Array Spulendesigns evaluieren zu können, werden Simulationen in der Programmier- und Entwicklungsumgebung MATLAB der Firma 'The Mathworks' (Natick, Massachusetts, USA) durchgeführt. Zu diesem Zweck erfolgt eine Überführung der Leiterbahnstrukturen der einzelnen Spulenelemente in eine vektorielle Form, so dass die korrespondierenden Feldverteilungen mit Hilfe der Gleichungen aus Abschnitt 4.1.1 ermittelt werden können. Als grundlegende Geometrie seien hierzu flache, quadratische Elemente mit einer Kantenlänge von 10 cm benutzt. Zudem bleibt im Zuge der vorausgesetzten Dominanz des Probenrauschens das Rauschen der einzelnen Spulenelemente unberücksichtigt.

8.2.1. Intrinsisches SNR

Im Folgenden sei die räumliche Verteilung der B_1 -Felder eines einzelnen flachen Spulenelements (Abb. 8.1a) mit der eines Quadratur-Arrayelements aus Abbildung 8.1b verglichen. Die Simulation der B_1 -Feldverteilungen erfolgt in einer 10 cm auf 10 cm großen Bildgebungsschicht innerhalb des Probenvolumens, die senkrecht zur flachen Einzelspule ausgerichtet und in der selben Ebene wie das aufrecht stehende Element positioniert ist (vgl. Abb. 8.3). Aus dem Vergleich der auf diese Weise erhaltenen B_1 -Felder wird der lokale Zugewinn an Spulenempfindlichkeit durch die zusätzlich senkrecht angeordnete Oberflächenspule im Quadratur-Arrayelement bestimmt und entsprechend der Gewinn an intrinsischem SNR ermittelt. Eine Durchführung dieser Simulationen für eine zunehmende Höhe der aufrecht stehenden Einzelspule von 1 cm bis zu 20 cm zeigt den generellen Einfluss der Eindringtiefe des zusätzlichen B_1 -Feldes auf den mittleren Empfindlichkeitsgewinn in der Bildgebungsschicht.

Für eine genauere Evaluierung der Auswirkung verschiedenartiger Elementhöhen werden die B_1 -Feldverteilungen der kombinierten Einzelspulen sowie die ortsabhängige Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses für Höhen von 1 cm, 5 cm, 10 cm und 20 cm explizit untersucht. Die einzelnen B_1 -Feldkarten der beiden Spulenelemente sind hierbei auf den jeweiligen Maximalwert normiert, um auf diese Weise einen besseren Vergleich ihrer Lokalisierung zu ermöglichen. Der ortsabhängige SNR-Gewinn in der Bildgebungsschicht wird indes aus dem Verhältnis der unveränderten B_1 -Feldverteilungen bestimmt. Zur Korrektur der Auswirkung nahe der Leiterbahn der Spulenelemente auftretender hoher B_1 -Feldspitzen ist das Maximum des SNR-Gewinns hierbei auf den theoretisch erzielbaren Maximalwert einer Quadraturspule mit homogener B_1 -Feldcharakteristik von 1,41 beschränkt [43, 44].

Abbildung 8.2 zeigt zunächst die Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses im Mittel über der gesamten Bildgebungsschicht bei Verwendung eines Quadratur-Array-

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

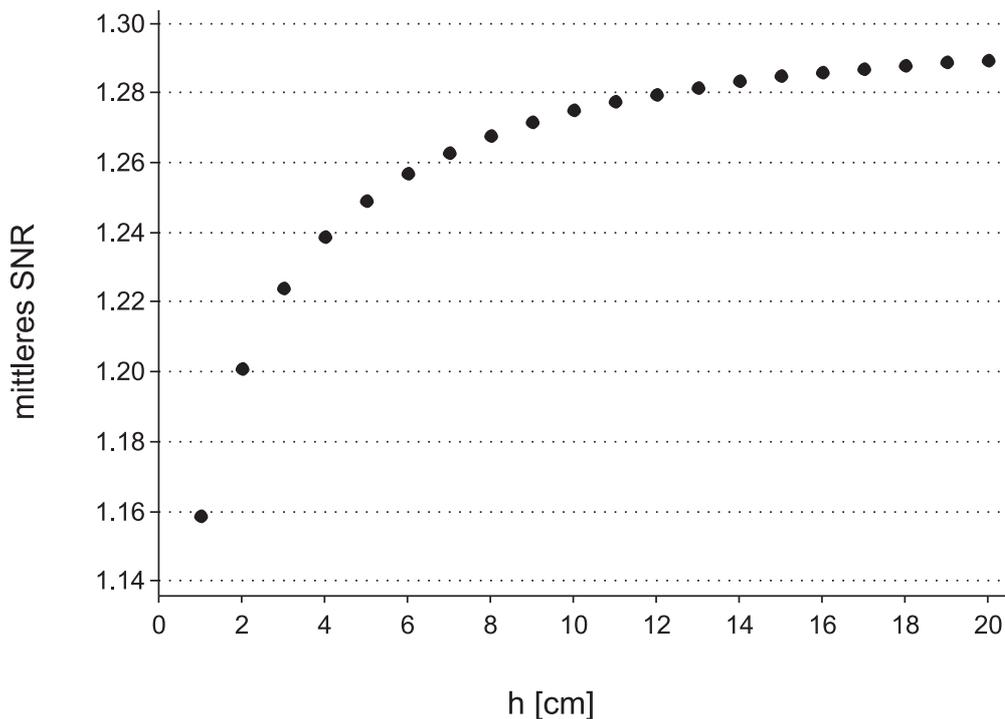


Abbildung 8.2. – Verbesserung des mittleren SNRs in einer 10 cm auf 10 cm abmessenden sagittalen Bildgebungsschicht (vgl. Abb. 8.3), welches durch die Verwendung eines Quadratur-Arrayelements (Abb. 8.1d) im Verhältnis zu dem SNR eines einzelnen, flachen Spulenelements (Abb. 8.1c) erzielt wird. Der SNR-Gewinn ist in Abhängigkeit der Höhe h des hinzugefügten, senkrecht stehenden Spulenelements dargestellt.

elements. Somit ist durch das Einbringen eines zusätzlichen senkrechten Spulenelements ein deutlicher SNR-Gewinn von bis zu 29 % zu erzielen. Dieser fällt auch bei geringen Elementhöhen von bis zu 5 cm mit einem Wert von 25 % überaus deutlich aus, während eine Steigerung der Höhe von 5 cm auf 20 cm nur noch einen Mehrerwerb von 4 % mit sich bringt. Ein SNR-Gewinn von 41 % kann hingegen nicht erreicht werden, wie er für Einzelspulen theoretisch zu erwarten ist, deren B_1 -Felder über das Probenvolumen homogen sind und senkrecht aufeinander stehen [168].

Die Gründe für den im Vergleich hierzu geringer ausfallenden SNR-Gewinns bei der Verwendung von Quadratur-Arrayelementen zeigen die in den Abbildungen 8.3 bis 8.6 dargestellten B_1 -Feldverteilungen und die örtliche Verbesserung des intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnisses in der Bildgebungsschicht. Anhand der normierten B_1 -Feldverteilungen für die waagrechten und senkrechten Einzelspulen ist erkennbar, dass bei den aufrecht stehenden Elementen anstatt des Hauptanteils des B_1 -Feldes das Streufeld für eine NMR-Bildgebung benutzt wird. Dieses besitzt verglichen mit dem Hauptfeld der flachen Elemente eine geringere Eindringtiefe, wodurch ein SNR-Gewinn hauptsächlich in Nähe der Leiterbahnstruktur erzielt wird. Diese Eindringtiefe kann allerdings durch eine Vergrößerung der Höhe des senkrechten Elements

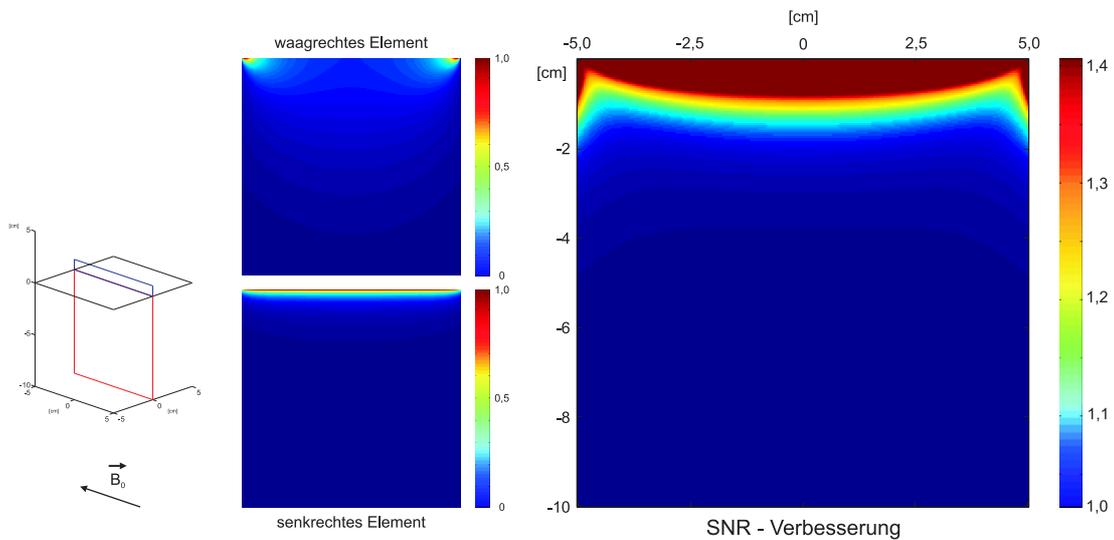


Abbildung 8.3. – *Mitte:* Normierte B_1 -Feldverteilungen des **links** dargestellten Quadratur-Arrayelements. Hierbei ist das senkrechte Element in blau und die Bildgebungsschicht in rot dargestellt. **rechts:** Ortsabhängige Verbesserung des SNRs bei Verwendung des **links** dargestellten Quadratur-Arrayelements im Vergleich zu den Ergebnissen für das gewöhnlich einzeln verwendete, waagrecht Spulenelement. Die Höhe des senkrechten Elements beträgt in diesem Fall $h = 1$ cm.

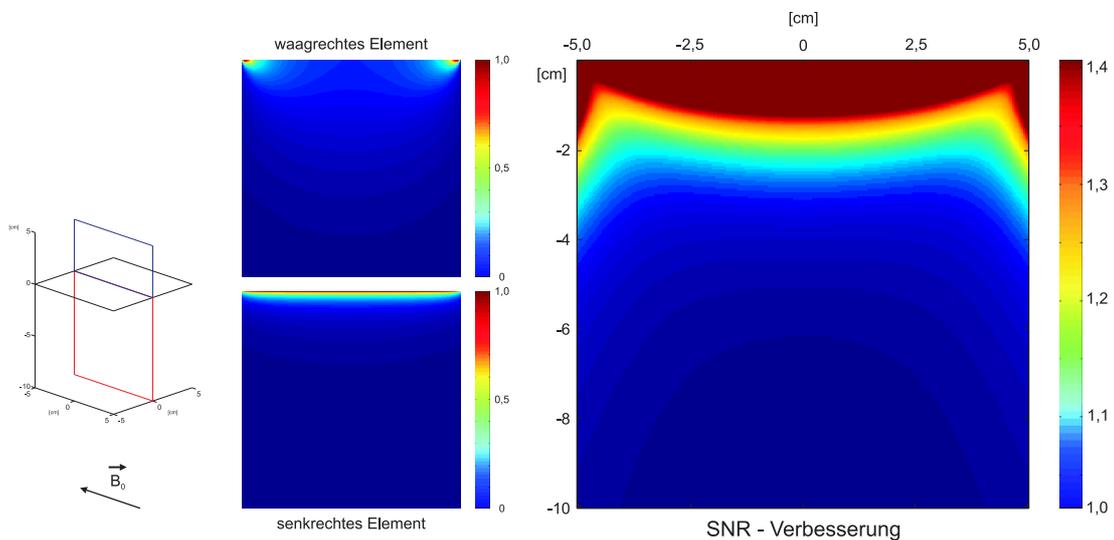


Abbildung 8.4. – Normierte B_1 -Feldverteilungen und ortsabhängige Verbesserung des SNRs für das **links** dargestellte Quadratur-Arrayelement mit einem aufrecht stehenden Spulenelement der Höhe $h = 5$ cm.

gesteigert werden. So sorgt eine Zunahme der Elementhöhe von 1 cm auf 5 cm auch in

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

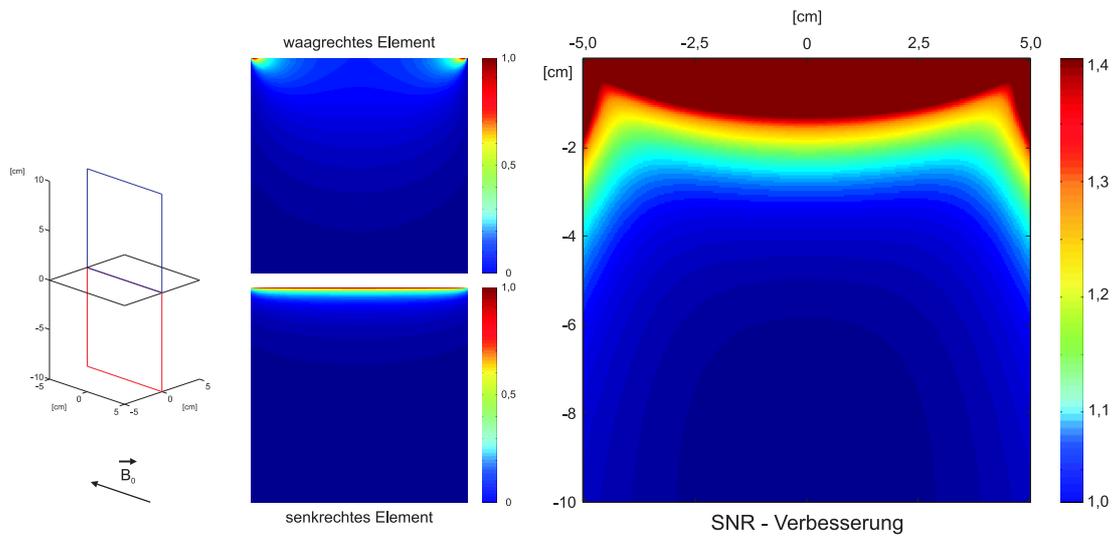


Abbildung 8.5. – Normierte B_1 -Feldverteilungen und ortsabhängige Verbesserung des SNRs für das *links* dargestellte Quadratur-Arrayelement mit einem aufrecht stehenden Spulenelement der Höhe $h = 10$ cm.

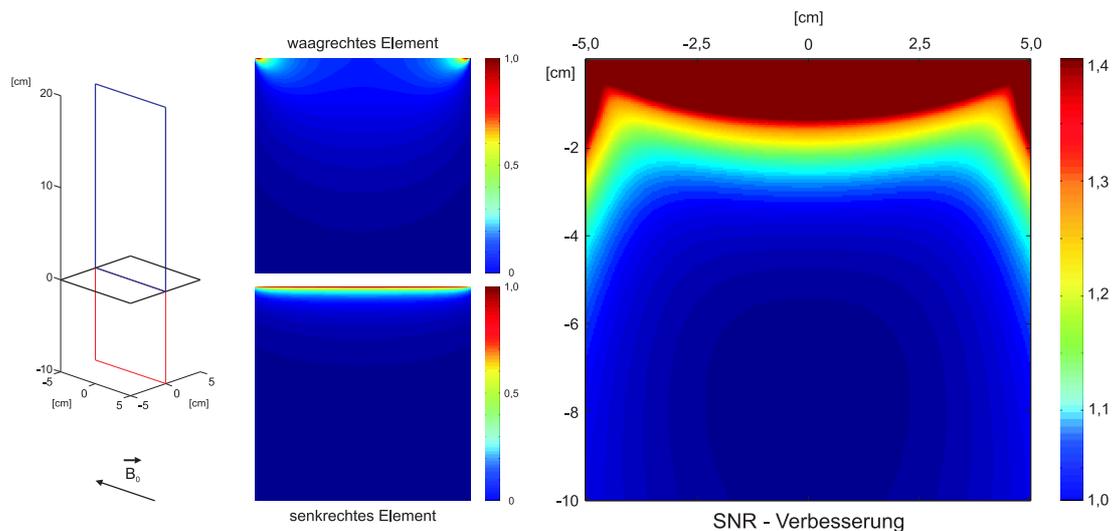


Abbildung 8.6. – Normierte B_1 -Feldverteilungen und ortsabhängige Verbesserung des SNRs für das *links* dargestellte Quadratur-Arrayelement mit einem aufrecht stehenden Spulenelement der Höhe $h = 20$ cm.

Regionen der Bildgebungsschicht zu einem verbesserten Signal-Rausch-Verhältnis, die weiter als 4 cm von der Arraystruktur entfernt sind (Abb. 8.3+8.4). Dennoch kann die Reichweite des B_1 -Feldes der aufrechten Einzelspule nicht beliebig gesteigert werden, was die Ergebnisse für Elementhöhen von 10 cm und 20 cm zeigen (Abb. 8.5+8.6).

Die Vergrößerung der Höhe führt in diesen Fällen nur noch zu einer kaum merklichen Verbesserung der Eindringtiefe des Streufeldes. Dementsprechend ist für eine Verbesserung des intrinsischen SNRs um mehr als 25 % ein zusätzliches, senkrecht angeordnetes Spulenelement mit einer Höhe ausreichend, die der halben Kantenlänge der gewöhnlichen, flachen Einzelspule in einer Arraystruktur entspricht.

8.2.2. Eignung für parallele Bildgebung

Neben der Verbesserung des intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnisses beeinflusst die Verwendung zusätzlicher, aufrecht stehender Einzelspulen auch die Sensitivitätsverteilung eines Spulenarrays und somit dessen Eignung für die parallele NMR-Bildgebung.

Diese Eigenschaft soll im Folgenden durch den Vergleich simulierter Geometriefaktor-Karten einer gewöhnlichen 4-Kanal Phased-Array Spule (Abb. 8.1c) und eines 8-Kanal Spulenarrays evaluiert werden, das aus vier aneinander gereihten Quadratur-Elementen aufgebaut ist (Abb. 8.1d). Beide Phased-Array Spulen sollen in diesem Fall zur Untersuchung der menschlichen Wirbelsäule (*spine array*) eingesetzt werden. Die Bestimmung der lokalisierten g-Faktorwerte erfolgt wiederum über die Ermittlung der B_1 -Feldverteilung für die entsprechenden Spulenarrays in einer vorgegebenen Bildgebungsschicht durch das Probenvolumen. Der so erhaltene Datensatz wird entlang einer gewählten Raumrichtung um den jeweiligen Beschleunigungsfaktor künstlich reduziert, um im Anschluss mittels der intrinsischen Ortsinformation im Spulenarray und einem klassischen SENSE-Algorithmus [11] wieder auf die Originalgröße rekonstruiert zu werden.

In Anlehnung an gängige klinische Untersuchungsbedingungen wird für die Simulationen eine Bildgebungsschicht mit einer Länge von 40 cm und einer Höhe von 10 cm verwendet. Diese ist senkrecht zu den waagrechten Spulenelementen direkt unterhalb der Arraystruktur positioniert (vgl. Abb. 8.8) und entspricht somit einer zentralen, sagittalen Bildgebungsschicht während einer NMR-Untersuchung. In dieser Konfiguration werden g-Faktorkarten für beide Arraygeometrien (Abb. 8.1c+d) mit Beschleunigungen von $R = 2$ bis $R = 4$ in Richtung der z-Achse simuliert. Aus dem inversen Verhältnis der so ermittelten g-Faktorverteilungen kann die Veränderung der Kodiereigenschaften aufgrund der zusätzlich eingebrachten, senkrechten Spulenelemente bewertet werden. Auf diese Weise wird der generelle Einfluss unterschiedlicher Elementhöhen auf eine potentielle Verbesserung des mittleren Geometriefaktors in der Bildgebungsschicht in Abhängigkeit des jeweiligen Beschleunigungsfaktors untersucht.

Eine genauere Evaluierung der durch den Einsatz von Quadratur-Arrayelementen hervorgerufenen Veränderungen in der Sensitivitätsverteilung erfolgt mittels einer expliziten Gegenüberstellung der g-Faktorkarten beider Phased-Array Spulen (Abb. 8.1c+d) für alle Beschleunigungen bei einer festen Höhe von $h = 5$ cm. Überdies sei der Einfluss unterschiedlich hoher, senkrechter Spulenelemente auf die Kodiereigenschaften in der Bildgebungsschicht betrachtet. Hierzu wird die lokale Verbesserung der Geometriefaktoren aus dem inversen Verhältnis der g-Faktorkarten der beiden Ar-

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

raygeometrien ermittelt, die für eine Beschleunigung von $R = 4$ und Elementhöhen von 1 cm, 5 cm, 10 cm und 20 cm berechnet werden.

Das intrinsische Signal-Rausch-Verhältnis eines gewöhnlichen, flachen Spulenelements mit einer Größe von 10 cm auf 10 cm wird in der Regel durch das Rauschen der Probe dominiert. Erst bei Einzelspulen mit wesentlich kleinerer Fläche ist dies nicht mehr gegeben und das Rauschen der Elementstruktur kann nicht mehr vernachlässigt werden. Aus diesem Grund soll die Verbesserung der lokalen Geometriefaktoren durch die Verwendung von Quadratur-Arrayelementen auch für kleinere Arraygeometrien untersucht werden. Hierfür werden die Phased-Array Spulen aus Abbildung 8.1c+d schrittweise derart verkleinert, dass die waagrecht Elemente jeweils Größen von $8 \times 8 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ sowie $2 \times 2 \text{ cm}^2$ bei konstant gehaltener Elementanzahl besitzen. Entsprechendes gilt auch für die untersuchten Bildgebungsschichten, für deren Abmessungen von $36 \times 8 \text{ cm}^2$, $24 \times 6 \text{ cm}^2$, $16 \times 4 \text{ cm}^2$ und $6 \times 2 \text{ cm}^2$ jeweils die örtlichen Verbesserung der Geometriefaktoren bestimmt werden.

Existiert allerdings keine Beschränkung zur Verkleinerung der gewöhnlichen, flachen Spulenelemente durch eine geforderte Probenrauschdominanz, stellt sich die Frage, ob für diesen Fall ein 8-Kanal Arraydesign aus vier Quadratur-Elementen oder eines aus acht in Reihe angeordneten Einzelspulen die geeignetere Arraygeometrie darstellt (vgl. Abb. 8.11). Dies soll durch einen Vergleich simulierter g-Faktorkarten in einer abermals 40 cm auf 10 cm messenden, sagittalen Bildgebungsschicht für Beschleunigungsfaktoren von $R = 4$ und $R = 5$ und einer Elementhöhe von $h = 5 \text{ cm}$ evaluiert werden.

In Abbildung 8.7 ist zunächst die Verbesserung des mittleren Geometriefaktors in Abhängigkeit der Elementhöhe h bei unterschiedlichen Beschleunigungen R dargestellt. Für den Fall einer um den Faktor $R = 2$ oder $R = 3$ beschleunigten parallelen NMR-Bildgebung wird ein nahezu optimaler g-Faktorwert von 1 erreicht. Entsprechend ist hier eine positive Beeinflussung der Kodiereigenschaften des Spulenarrays durch zusätzliche, senkrecht angeordnete Einzelspulen nicht möglich. Sind allerdings für die klinische Routine NMR-Untersuchungen mit einem Beschleunigungsfaktor von $R = 4$ angestrebt, so kann bei diesen Applikationen der mittlere Geometriefaktor in der untersuchten Bildgebungsschicht durch die Verwendung von Quadratur-Arrayelementen um über 20 % verbessert werden. In Analogie zur Evaluierung des intrinsische Signal-Rausch-Gewinns stellt sich mit 24 % schon bei einer relativ kleinen Elementhöhe von $h = 5 \text{ cm}$ die nahezu maximale Verbesserung des g-Faktors ein. Entsprechend beeinflusst eine weitere Vergrößerung der aufrechten Elemente auf eine Höhe von bis zu $h = 20 \text{ cm}$ die Kodierfähigkeiten der Phased-Array Spule nur noch marginal.

Eine explizite Betrachtung der g-Faktorverteilung für beide Arraygeometrien in Abbildung 8.8 unterstreicht gleichermaßen, dass die räumliche Sensitivitätsverteilung der waagrecht Spulenelemente alleine eine nahezu verlustfreie Rekonstruktion um den Faktor $R = 2$ oder $R = 3$ beschleunigter NMR-Bildgebungsdaten zulässt. Die zusätzlichen senkrechten Einzelspulen führen zwar zu einer relativen Verringerung der auftretenden g-Faktorwerte, was bei einem mittleren Geometriefaktor von

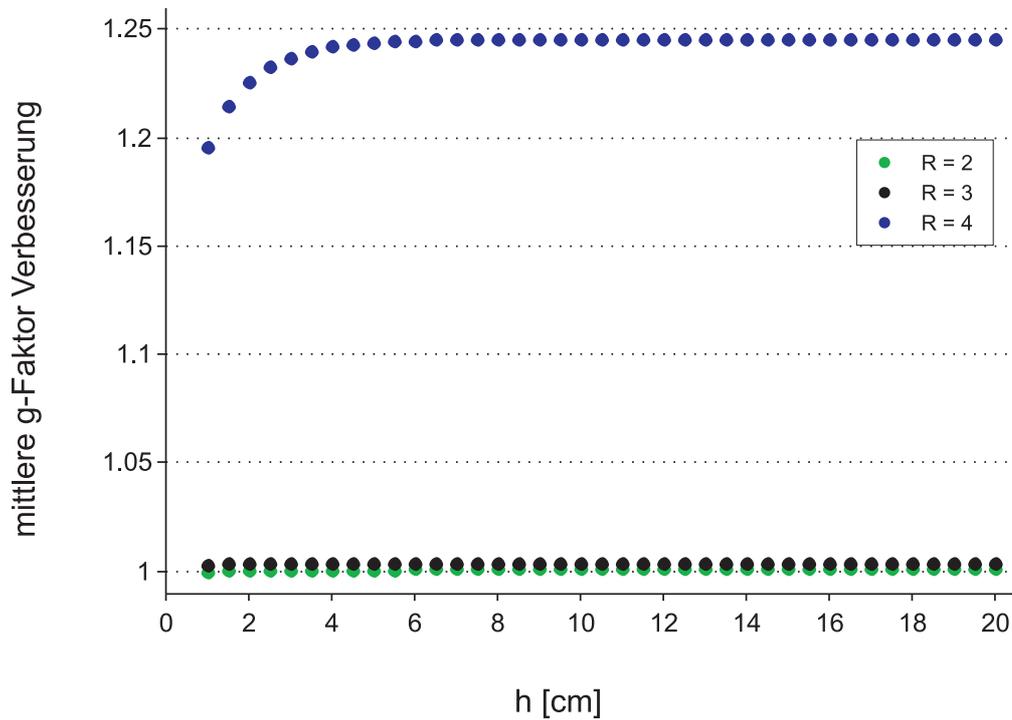


Abbildung 8.7. – Verbesserung des mittleren g -Faktors in der ausgewählten Bildgebungsschicht, ermittelt aus dem inversen Verhältnis der g -Faktorkarten der Spulenarrays aus Abbildung 8.1c+d. Die Verbesserung wurde in Abhängigkeit der Elementhöhe h der senkrechten Einzelspulen für unterschiedliche Beschleunigungsfaktoren R bestimmt.

nahezu eins allerdings nicht von Bedeutung ist. Im Fall einer parallelen Bildgebung mit einem Beschleunigungsfaktor von $R = 4$ sind allerdings in der g -Faktorkarte der flachen Phased-Array Spule (Abb. 8.1c) extrem hohe Werte nahe der Arraystruktur und besonders unter den gemeinsamen Leiterbahnen benachbarter Spulenelemente zu beobachten. Dies würde bei der Rekonstruktion des NMR-Bildgebungsdatensatzes zu einem lokal stark reduzierten Signal-Rausch-Verhältnis führen. Durch die Verwendung zusätzlicher aufrecht stehender Einzelspulen können jedoch weitere Sensitivitäten in die Phased-Array Spule eingebracht werden, die insbesondere in der Nähe der Arraystruktur eine deutliche Verbesserung der Geometriefaktoren nach sich ziehen. Auf diese Weise kann das Auftreten hoher g -Faktorwerte vermieden und somit NMR-Anwendungen mit einer Beschleunigung von $R = 4$ möglich gemacht werden.

Die in Abbildung 8.9 dargestellten Ergebnisse veranschaulichen zudem den Einfluss der für die senkrechten Elemente gewählten Höhe auf die lokale Verbesserung der g -Faktoren. Hierbei ist die positive Beeinflussung der Kodierfähigkeit des Spulenarrays in Bereichen kurz unterhalb der gemeinsamen Leiterbahnen der waagrechten Spulenelemente durch die zusätzlichen Sensitivitäten der senkrechten Einzelspulen deutlich zu erkennen. Diese zeigen sich allerdings als weitestgehend unabhängig von der jeweiligen Elementhöhe. Bei einer gewählten Höhe von 1 cm tritt eine Verbesse-

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

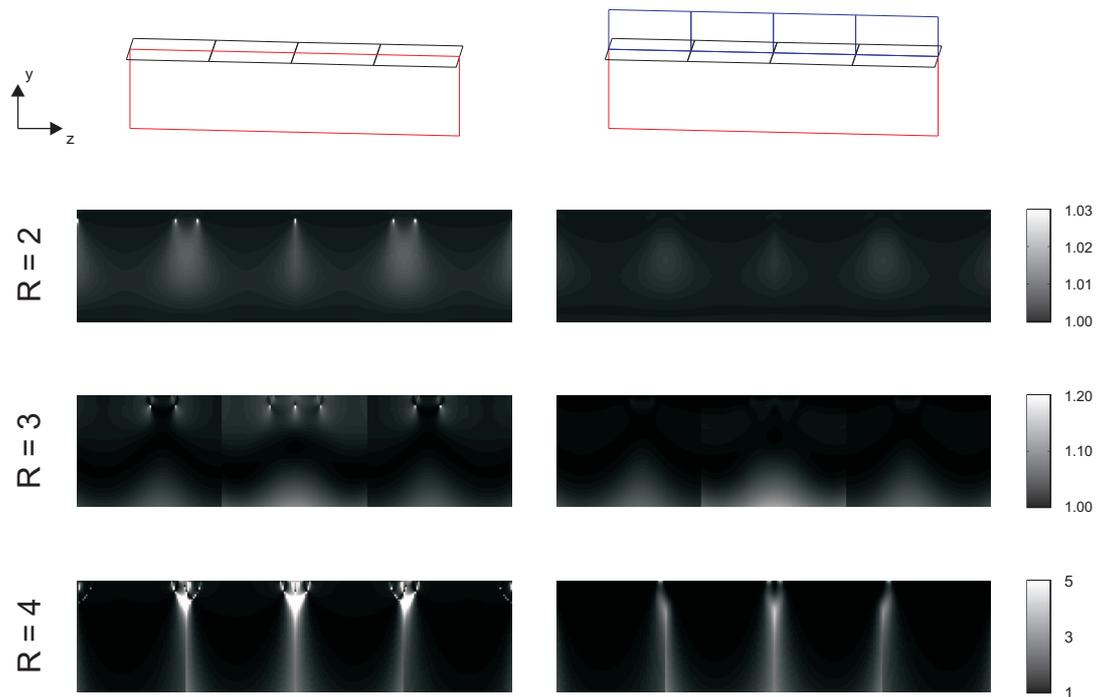


Abbildung 8.8. – Verteilung der Geometriefaktorwerte für die Arraygeometrien aus Abbildung 8.1c+d in einer sagittalen Bildgebungsschicht (rot) für unterschiedliche Beschleunigung R in z -Richtung.

zung der Sensitivitätsverteilung bis zu einer Entfernung von ungefähr 3 cm von der Arraystruktur ein, während mit einer Elementhöhe von 5 cm diese auf eine Tiefe von rund 5 cm gesteigert werden kann. Eine Verwendung größerer, aufrechter Einzelspulen führt hingegen nur noch zu einer kaum ersichtlichen, positiven Veränderung der lokalen Geometriefaktoren. Demzufolge stellt sich eine Höhe von 5 cm oder entsprechend die halbe Kantenlänge der waagrechten Spulenelemente als ausreichende Elementhöhe heraus, um eine nahezu optimale Steigerung der Sensitivitätsverteilung und somit der Kodierfähigkeiten einer flachen Phased-Array Spulengeometrie (Abb. 8.1c) zur Untersuchung des menschlichen Rückenmarks zu erzielen.

Der Gewinn an intrinsischen Ortsinformationen durch die Verwendung von Quadratur-Elementen in Phased-Array Spulen ist für den Fall kleinerer Arraygeometrien in Abbildung 8.10 dargestellt. Die Ergebnisse zeigen den Vorteil zusätzlicher senkrechter Spulenelemente unabhängig von einer Verkleinerung der untersuchten Arraystruktur. Die Verbesserung der Kodiereigenschaften des Spulenarrays wird durch zusätzliche lokale Spulensensitivitäten erzielt, deren räumliche Profile gleichermaßen mit der Geometrie der Phased-Array Spulen skalieren. Folglich kann die Größe der Quadratur-Elemente ohne Nachteile für die parallele NMR-Bildgebung an die jeweilige Applikation angepasst werden. Für eine optimale Arraystruktur sollten die waagrechten Spulenelemente so groß gewählt sein, dass sie die Bedingung der Probenrauschdomi-

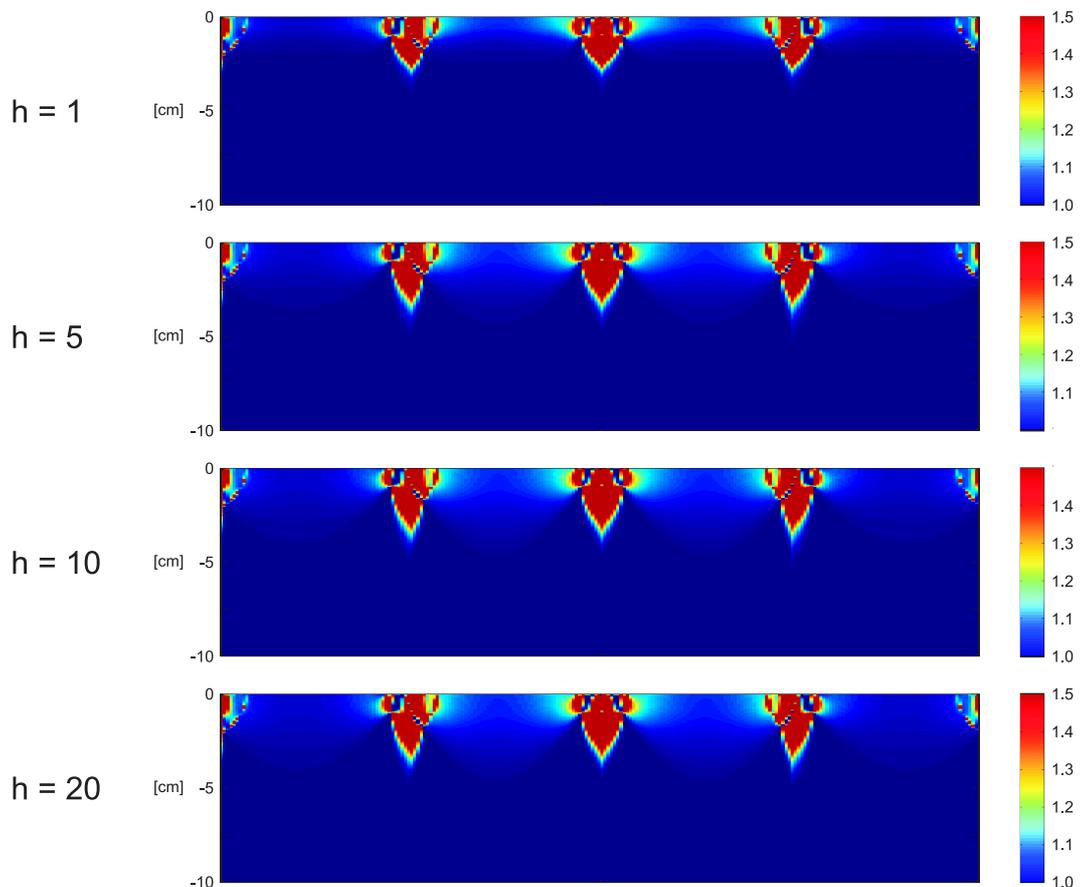


Abbildung 8.9. – Lokale Verbesserung der Geometriefaktoren durch die Verwendung von Quadratur-Arrayelementen für eine Beschleunigung von $R = 4$ entlang der z -Richtung ermittelt aus dem inversen Verhältnis der g -Faktorkarten der grundlegenden Arraystrukturen aus Abbildung 8.1c+d. Untersucht wurde die in Abbildung 8.8 beschriebene Arraygeometrie für unterschiedliche Elementhöhen h .

nanz gerade noch erfüllen. Aus der so ermittelten minimal erforderlichen Größe der flachen Einzelspulen ergibt sich die maximal Anzahl an Quadratur-Arrayelementen, die unmittelbar über dem interessierenden Probenvolumen angeordnet ein optimales SNR sowie deutlich verbesserte Kodiereigenschaften aufgrund der senkrechten Spulenelemente zur Verfügung stellen.

In Abbildung 8.11 ist indes die aus vier Quadratur-Elementen bestehende Phased-Array Spule mit einer sich aus acht flachen Spulenelementen zusammensetzenden Arraygeometrie unter der Voraussetzung verglichen, dass eine Verkleinerung der waagrecht angeordneten Einzelspulen trotz geforderter Probenrauschdominanz möglich ist. Letztere bietet entsprechend den Vorteil sich längs der z -Richtung stärker unterscheidender Spulensensitivitäten, was zu geringeren Geometriefaktoren und somit zu besseren Kodiereigenschaften für eine vierfach beschleunigte NMR-Bildgebung führt. Zudem

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

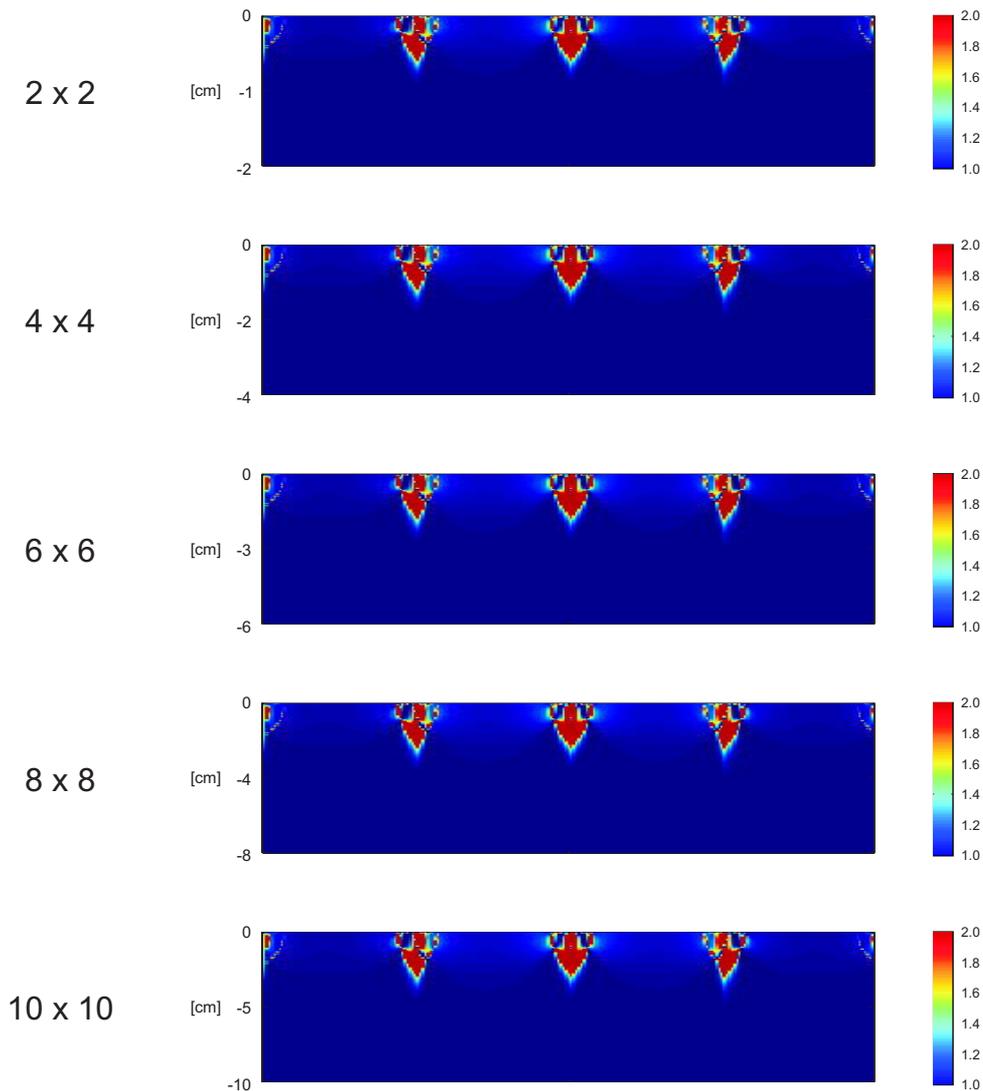


Abbildung 8.10. – Lokale Verbesserung der Geometriefaktoren durch die Verwendung von Quadratur-Arrayelementen für eine Beschleunigung von $R = 4$ entlang der z -Richtung ermittelt aus dem inversen Verhältnis der g -Faktorkarten der Arraystrukturen aus Abbildung 8.1c+d. Untersucht wurde die in Abbildung 8.8 beschriebene und bei konstanter Elementanzahl auf kleinere Grundflächen für die waagrechten Elemente von $8\text{ cm} \times 8\text{ cm}$, $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$, $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ sowie $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ skalierte Arraygeometrie.

sind sogar parallele Bildgebungsexperimente mit Beschleunigungsfaktoren $R = 5$ realisierbar, welche, wie die g -Faktorkarten zeigen, mit einem Spulenarray bestehend aus vier Quadratur-Elementen nicht umzusetzen sind.

Demzufolge müssen beim Design von Phased-Array Spulen für lokalisierte Probenvolumina mit vielen einzelnen Spulenelementen zwei konkurrierende Verlustmechanismen berücksichtigt und gegeneinander abgewogen werden. Dies ist zum Einen der

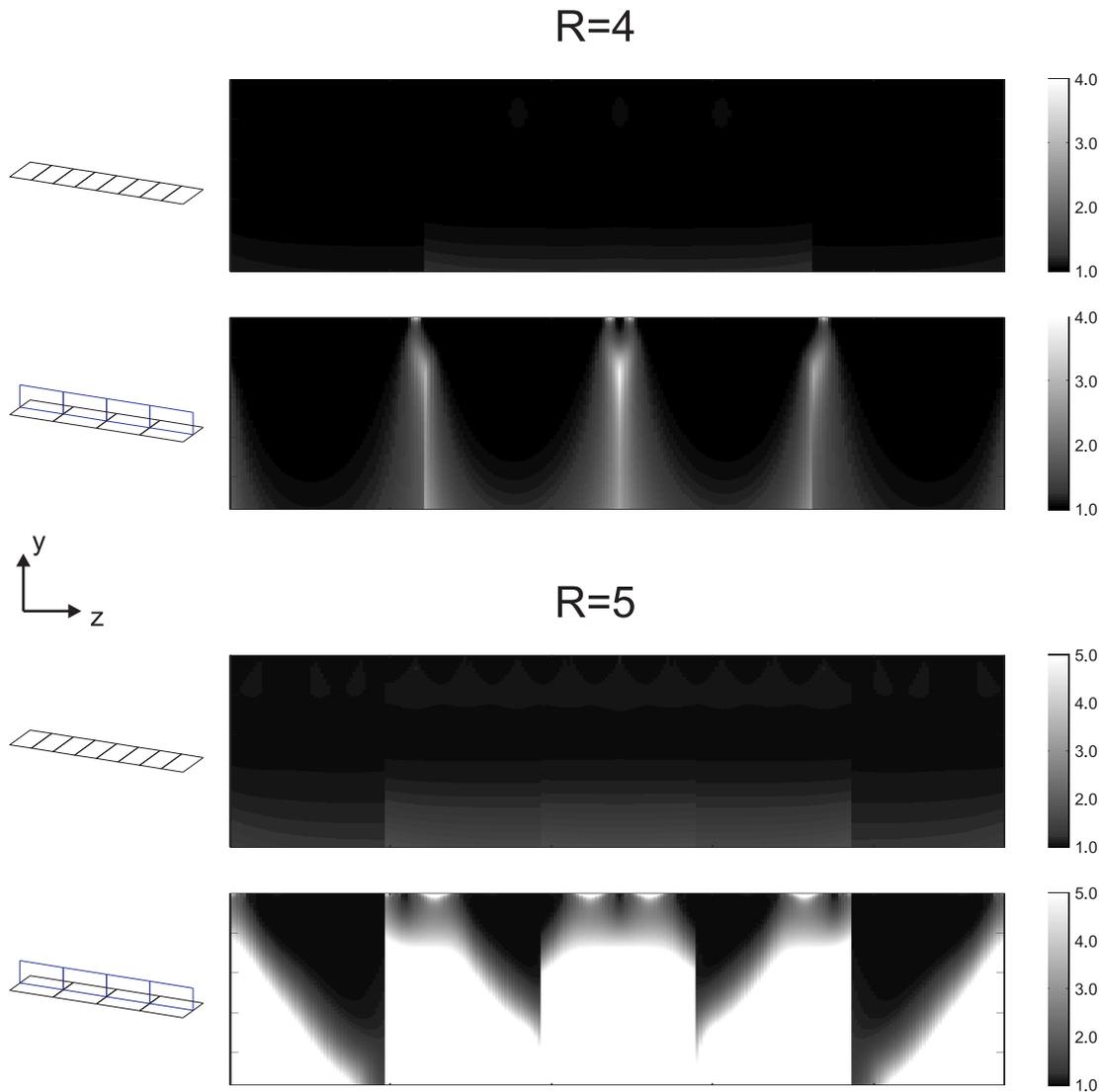


Abbildung 8.11. – Gegenüberstellung der g -Faktorkarten der *links* dargestellten Arraykonfigurationen mit Elementhöhen von $h = 5$ cm für Beschleunigungsfaktoren von $R = 4$ und $R = 5$ in einer sagittalen Bildgebungsschicht von 40 cm \times 10 cm.

durch hohe Geometriefaktoren bei der Rekonstruktion paralleler NMR-Bildgebungsdatensätze hervorgerufene zusätzliche Rauschbeitrag (vgl. (5.20)), sowie zum Anderen eine Reduktion des intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnisses der Einzelspulen durch einen erhöhten, nicht mehr zu vernachlässigenden Anteil des Spulenrauschens.

Im konkreten Fall wird das mittlere, intrinsische SNR der Phased-Array Spule aus Abbildung 8.1d in der ausgewählten Bildgebungsschicht bei einem Beschleunigungsfaktor von $R = 4$ entlang der z -Richtung aufgrund erhöhter g -Faktorwerte auf 42 % reduziert. Nach experimentellen Erfahrungen beträgt der Gütenabfall der hierbei verwendeten Einzelspulen der Quadratur-Arrayelemente im Mittel ungefähr 3 (vgl. Abs.

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

2.3). Fällt dieser jedoch durch einen höheren Rauschbeitrag der Einzelspule in Folge ihrer kleineren Elementflächen in einer Arraygeometrie aus acht flachen, in Reihe angeordneten Spulenelementen auf einen Wert von 2,5 ab, so wäre der Verlust an intrinsischem SNR zu dem durch die erhöhten Geometriefaktoren hervorgerufenem äquivalent. Die ineffizienteren Spulenelemente würden indes auch bei einer nicht beschleunigten NMR-Bildgebung zu einer Reduktion des Signal-Rausch-Verhältnisses führen, weshalb der Arrayaufbau aus vier Quadratur-Elementen für Applikationen im Allgemeinen die bessere Wahl darstellt.

8.3. Experimentelle Umsetzung

Nachdem durch Simulationen die Vorteile einer Verwendung von Quadratur-Arrayelementen in Phased-Array Spulen mit potentiell vielen Einzelspulen zur Untersuchung lokalisierter Probenvolumina aufgezeigt wurden, sollen im Weiteren die charakteristischen Eigenschaften einer derartigen Arraystruktur experimentell evaluiert werden.

8.3.1. Aufbau und Charakterisierung

Zu diesem Zweck wird zunächst der Aufbau einer 8-Kanal Phased-Array Spule beschrieben, deren Layout vom Prinzip her der Arraykonfiguration aus Abbildung 8.1d entspricht, und ihre elektrischen Eigenschaften auf der Messbank charakterisiert.

In diesem Fall kommen für die waagrechten Spulenelemente jedoch kreisförmige, abgeschirmte Einzelspulen zur Anwendung [109], da diese aufgrund ihres Designs eine hohe Isolation zu benachbarten Spulen aufweisen und so ohne zusätzliche Entkopplungsmechanismen eine enge Positionierung der Spulenelemente in der Arraystruktur ermöglichen. Die Elemente bestehen im Einzelnen aus einer ringförmigen Leiterbahn mit einer Breite von 7 mm und einem Innendurchmesser von 10 cm, welche in einem Abstand von 7 mm von einem weiteren konzentrischen Leiterbahnring der Breite 1 mm als Abschirmung umgeben wird (Abb. 8.12). Für die aufrecht stehenden Spulenelemente werden hingegen gewöhnliche, rechteckige Oberflächenspulen verwendet, die ebenso eine Leiterbahnbreite von 7 mm und eine äußere Länge von 10 cm besitzen. Die Elementhöhe wird indes auf 5 cm beschränkt, um den beanspruchten Bauraum gering zu halten und auf diese Weise ein möglichst kompaktes Arraygehäuse realisieren zu können. Zudem sind durch die Verwendung größerer Elementhöhen nach den Simulationensergebnissen keine signifikanten Verbesserungen des intrinsischen SNRs oder der Kodiereigenschaften der Phased-Array Spule zu erreichen.

Alle Spulenelemente der Arraystruktur wurden aus kupferbeschichteten FR4-Leiterplatten geätzt. Die waagrechten Einzelspulen sind innerhalb des Spulenarrays mit einem Abstand von 4 mm zwischen den Abschirmungsrings in einer Reihe angeordnet. Die senkrechten Elemente sind gleichermaßen hintereinander jeweils mittig zu den waagrechten Einzelspulen in Richtung der langen Arrayachse positioniert (Abb. 8.12). Hierbei erlaubt die mechanische Fixierung ein leichtes Kippen der aufrecht ste-

henden Elemente zur Feineinstellung der Isolation zwischen den beiden Einzelspulen eines jeden Quadratur-Arrayelements.

Überdies sind alle Spulenelemente mit aktiven Sperrkreisen ausgestattet, um die reinen Empfangselemente während einer Applikation der Sendeleistung vollständig wegschalten zu können und eine Fokussierung des Sendefeldes zu vermeiden (Abb. 8.13). Hierdurch wird sowohl eine Beschädigung der Phased-Array Spule als auch eine mögliche Verletzung des Patienten verhindert. Der Einsatz rauscharmer Vorverstärker in unmittelbarer Nähe der einzelnen Elementstrukturen sorgt für eine Optimierung des erzielbaren Signal-Rausch-Verhältnisses und für eine Verbesserung der Isolation zwischen den Einzelspulen innerhalb des Spulenarrays.

Eine anschließende Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften der auf diese Weise aus vier einzelnen Quadratur-Elementen aufgebauten Phased-Array Spule erfolgt mit den in Anhang A.3 beschriebenen Messmethoden. Unter Beladung des Spulenarrays durch die Phantome aus Abbildung A.1c werden zunächst Gütefaktoren (vgl. Abs. 2.3) sowie die über das Ankoppelnetzwerk erreichte Anpassung der Einzelspulen an die $50\ \Omega$ Impedanz der Anschlussleitungen mit Hilfe einer Reflexionsmessung vor den Vorverstärkern evaluiert. Ferner gibt ein Vergleich der Transmissionskurve eines Spulenelements hinsichtlich des Signalabfalls auf der Resonanzfrequenz im zu- und im weggeschalteten Zustand Auskunft, wie effizient die entsprechenden aktiven Entkopplungsnetzwerke arbeiten. Zur Validierung einer hinreichend guten Entkopplung aller Einzelspulen innerhalb der Arraystruktur wird die Isolation zwischen den jeweils benachbarten Spulenelementen über die Durchführung von Transmissionsmessungen bestimmt. Als letztes erfolgt eine Überprüfung der Phasenbeziehung zwischen der Einzelspule und ihrem rauscharmen Vorverstärker und somit der Richtigkeit der eingestellten Vorverstärkerentkopplung anhand der in Anhang A.3

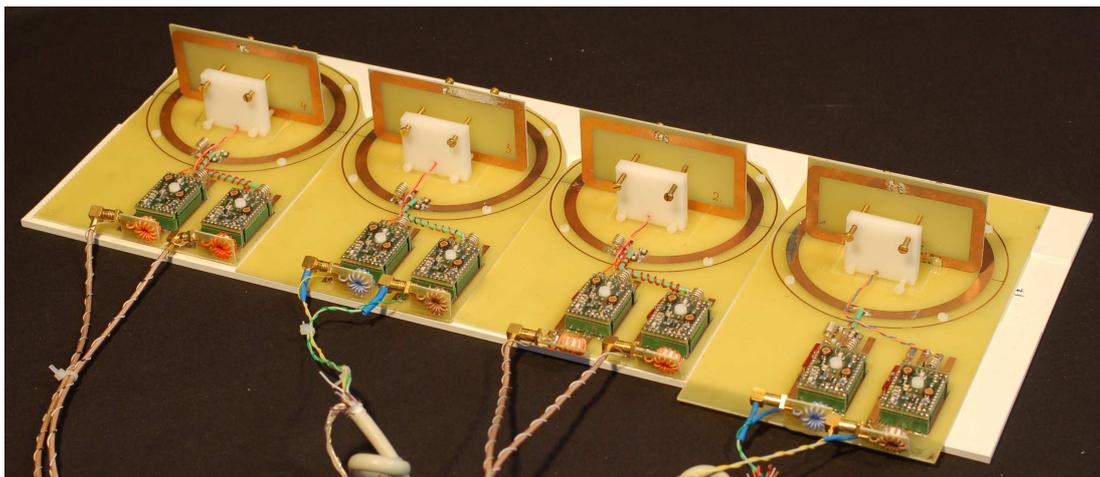


Abbildung 8.12. – Experimentelle 8-Kanal Phased-Array Spule zur Untersuchung der menschlichen Wirbelsäule. Das Spulenarray ist aus vier einzelnen Quadratur-Arrayelementen aufgebaut.

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

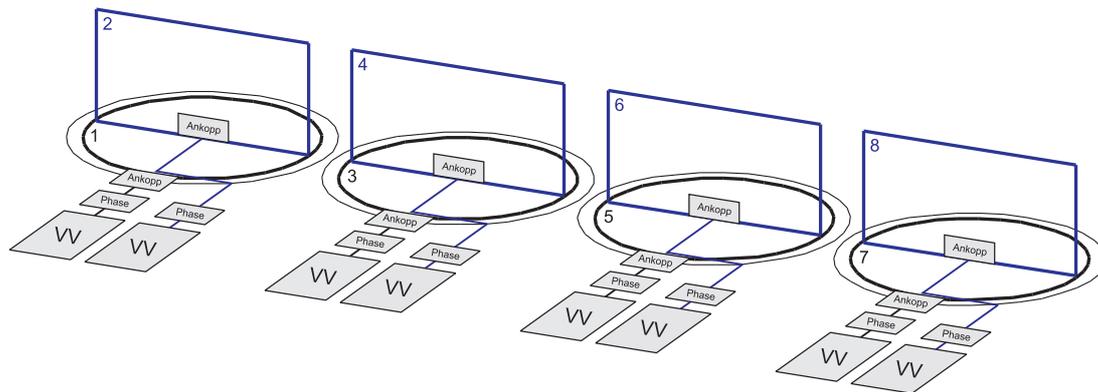


Abbildung 8.13. – Aufbau einer 8-Kanal Phased-Array Spule bestehend aus vier Quadratur-Arrayelementen zur Untersuchung der menschlichen Wirbelsäule. Jedes Spulenelement ist über ein Ankopplungsnetzwerk (Ankopp) an die $50\ \Omega$ Leitungsimpedanz angepasst. Dieses beinhaltet auch die aktiv schaltbaren Sperrkreise. Ein Phasenschieber sorgt für die phasenrichtige Anpassung der Vorverstärker (VV) an die Spulenelemente.

Element	Reflexion bei 63,6 MHz	Wirkung akt. Entk. bei 63,6 MHz
1	-31 dB	-39 dB
2	-28 dB	-40 dB
3	-37 dB	-43 dB
4	-24 dB	-51 dB
5	-36 dB	-45 dB
6	-33 dB	-44 dB
7	-34 dB	-43 dB
8	-28 dB	-42 dB

Tabelle 8.1. – Zusammenfassung der für die Spulenelemente des 8-Kanal Phased-Arrays ermittelten Reflexionswerte bei der Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz sowie der erzielten Isolation durch die aktive Entkopplungskreise im Sendefall. Für die Messungen wurde das Beladungsphantom aus Abbildung A.1c benutzt. Die Nummerierung der Elemente entspricht derjenigen aus Abbildung 8.13.

dargestellten Messmethode.

Die in Tabelle 8.1 zusammengefassten Resultate zeigen, dass alle Spulenelemente der 8-Kanal Phased-Array Spule bei einer dem menschlichen Körper äquivalenten Beladung (Abb. A.1c) mit Reflexionswerten von weniger als -24 dB bei der Arbeitsfrequenz an die Leitungsimpedanz von $50\ \Omega$ angepasst sind. Auf diese Weise

	Elemente	Isolation ohne VV [dB]	Isolation mit VV [dB]
Quadratur-Elemente	1 - 2	-26	-
	3 - 4	-29	-
	5 - 6	-32	-
	7 - 8	-28	-
waagrechte Elemente	1 - 3	-9	-24
	3 - 5	-10	-27
	5 - 7	-9	-20
senkrechte Elemente	2 - 4	-6	-22
	4 - 6	-6	-20
	6 - 8	-6	-25

Tabelle 8.2. – Zusammenfassung der Isolationswerte für die Spulenelemente der 8-Kanal Phased-Array Spule. Die Isolationswerte sind zum Einen ohne den Einsatz von Vorverstärkern und zum Anderen unter Berücksichtigung der zusätzlichen Entkopplung durch spulennahe, rauscharme Vorverstärker gezeigt. Die Nummerierung der Elemente entspricht derjenigen aus Abbildung 8.13.

ist ein hinreichend guter Impedanzübergang zwischen Ankoppelnetzwerk und Vorverstärkereingang erreicht, so dass die Impedanz am Eingang des Vorverstärkers auf den für ein rauscharmes Arbeiten des verwendeten Transistors erforderlichen Impedanzwert transformiert wird (vgl. Abs. 4.1.3). Mit einem mittleren Gütenabfall von 180 zu 65 für die waagrechten Spulenelemente und 175 zu 100 für die senkrechten Elemente ist auch die in den Simulationen vorausgesetzte Dominanz des Probenrauschens erfüllt.

Während der Applikation der Anregungspulse sorgen indes die aktivierten Sperrkreise für eine Reduktion sämtlicher in den Spulenkreisen induzierter Spannungen um mehr als -39 dB. Folglich tritt nur ein kleiner Teil der induzierten HF-Ströme von weniger als 1 % tatsächlich in den Leiterschleifen auf. Der Großteil wird vielmehr in den Entkopplungskreisen in Wärme umgewandelt. Zudem fällt die aktive Entkopplung mit Werten von unter -39 dB deutlich besser aus als der bei NMR-Anwendungen allgemein für die Signalabschwächung geforderte Grenzwert von mindestens -20 dB.

Aus den in Tabelle 8.2 angeführten Ergebnissen für die Isolation benachbarter Spulenelemente in der 8-Kanal Phased-Array Struktur ist zu erkennen, dass die zwei Einzelspulen innerhalb eines jeden Quadratur-Elements aufgrund ihrer rechtwinkligen Positionierung mit Werten von unter -26 dB in hohem Maße geometrisch voneinan-

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

der entkoppelt sind. So wurde hier auf eine explizite Evaluierung der zusätzlichen Elementisolation durch die rauscharmen Vorverstärker verzichtet, da sich die Ergebnisse zudem im Rauschen verlieren (vgl. Anh. A.3). Benachbarte waagrechte sowie senkrechte Einzelspulen weisen hingegen mit Isolationswerten von -6 dB bis -10 dB untereinander keine ausreichend gute geometrische Entkopplung auf. In diesen Fällen verbessert abermals der Einsatz rauscharmer Vorverstärker (Rauschzahl $< 0,6$) die Isolation zwischen nebeneinander positionierten Einzelspulen auf Werte von unter -20 dB. Somit ist eine hinreichend gute Entkopplung aller Spulenelemente der 8-Kanal Phased-Array Spule erzielt.

8.3.2. Evaluierung im NMR-System

Es seien entsprechend die Verbesserung der Empfindlichkeit und der Kodiereigenschaften des Spulenarrays aus Abbildung 8.12 als Folge der zusätzlichen senkrechten Einzelspulen im NMR-System evaluiert.

Zu diesem Zweck werden zunächst NMR-Untersuchungen am Siemens Extremitätenphantom aus Abbildung A.1d durchgeführt. Die Aufnahme einer zentralen sagittalen Schicht durch das Beladungsphantom mittels einer 2D FLASH NMR-Bildgebungssequenz [9] gestattet hierbei eine Charakterisierung der Sensitivitätsprofile der einzelnen Spulenelemente der 8-Kanal Phased-Array Struktur. In den so gewonnenen NMR-Bildern ist auch eine potentielle Kopplung des NMR-Signals und somit eine unerwünschte Wechselwirkung zwischen den Einzelspulen erkennbar.

Die Aufnahme des jeweils von den Spulenelementen empfangenen Rauschens erfolgt über eine erneute Durchführung der gleichen FLASH-Bildgebungssequenz allerdings ohne ein Senden des Anregungspulses. Die auf diese Weise ermittelten Rauschdaten werden in die Programmier- und Entwicklungsumgebung MATLAB eingelesen, um hier das Maß ihrer Korrelation zu bestimmen und die Ergebnisse in Form einer Rauschkorrelationsmatrix zusammenzufassen (vgl. (4.23), (4.24)).

Überdies kann aus den Rauschinformationen unter Einbeziehung der aufgenommenen Sensitivitätsprofile das lokale Signal-Rausch-Verhältnis für unterschiedliche Kombinationen der Spulenelemente innerhalb der Arraygeometrie mittels einer sogenannten *bootstrap* Statistik [169] bestimmt werden. Entsprechend wird auch die Verbesserung des örtlichen SNRs aufgrund der Verwendung von Quadratur-Arrayelementen aus dem Verhältnis der berechneten Signal-Rausch-Karten für die gesamte 8-Kanal Phased-Array Spule und einer Arraykonfiguration ermittelt, bei der nur die waagrecht Elemente für die Detektion des NMR-Signals eingesetzt werden.

Eine Bewertung der Kodiereigenschaften der 8-Kanal Phased-Array Spule zur Untersuchung der menschlichen Wirbelsäule ist gleichermaßen über die räumlichen Sensitivitäten der einzelnen Spulenelemente möglich. Hierzu werden in Analogie zu den Simulationen aus Abschnitt 8.2.2 die aufgenommenen Datensätze der 2D FLASH NMR-Bildgebung in MATLAB nachträglich um einen Faktor $R = 4$ entlang der z-Richtung beschleunigt und im Anschluss durch eine einfache SENSE-Routine [11] wieder rekonstruiert. Auf diese Weise erfolgt zudem die Berechnung von g-Faktorkarten für die aus vier Quadratur-Arrayelementen aufgebaute 8-Kanal Phased-Array Spule sowie für ei-

ne Arraystruktur, die alleine aus den vier waagrechten Spulenelementen besteht. Für einen Vergleich der Kodiereigenschaften der unterschiedlichen Arraygeometrien wird der maximale und mittlere Geometriefaktor sowie die Verteilung der auftretenden g -Faktorwerte in der untersuchten Bildgebungsschicht bestimmt.

Nach dieser Charakterisierung der 8-Kanal Phased-Array Spule mit Hilfe von Phantomexperimenten im NMR-System und einer vollständigen Überprüfung der Funktionstüchtigkeit aller elektrischen Baugruppen innerhalb des Spulenarrays auf der Messbank werden NMR-Bildgebungsexperimente an der Wirbelsäule eines gesunden Probanden durchgeführt. Zur Evaluierung der Leistungsfähigkeit der 8-Kanal Phased-Array Spule bei Anwendungen der klinischen Routine werden mittels sogenannter 3D Spin-Echo Bildgebungssequenzen (*spin echo*, *SE*) [7, 8] dreidimensionale NMR-Datensätze unterschiedlicher Kontraste mit parallelen Beschleunigungen von $R = 3$ und $R = 4$ aufgenommen.

Die in Abbildung 8.14 dargestellten Sensitivitätsprofile der einzelnen Spulenelemente der 8-Kanal Phased-Array Spule weisen keinerlei Artefakte aufgrund von Wechselwirkungen zwischen den Einzelspulen auf. Dies bestätigt die auf der Messbank als hinreichend gut charakterisierte Entkopplung der Spulenelemente der Arraystruktur.

Des Weiteren wird die gute Isolation von dem geringen Anteil an korreliertem Rauschen zwischen den Einzelspulen unterstrichen (Abb. 8.15). Das Erreichen derart niedriger Rauschkorrelationswerte wird gleichwohl durch die räumlich teilweise relativ großen Entfernungen zwischen den Spulenelementen und den Feldorientierungen aufgrund der senkrechten Positionierung der Einzelspulen in den Quadratur-Elementen begünstigt.

Neben den Sensitivitätsverteilungen der waagrechten und senkrechten Einzelspulen des 8-Kanal Spulenarrays zeigt Abbildung 8.16 die lokal erzielte Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses durch das Einbringen aufrecht stehender Spulenelemente. Die auf diese Weise gesteigerte Empfindlichkeit der Phased-Array Spule ist über die gesamte Tiefe des Phantoms von 10 cm zu beobachten. Besonders deutlich fällt der Gewinn an SNR jedoch in den Bereichen unter den Übergängen zwischen den waagrechten Einzelspulen aus. Die aus der Sensitivitätskarte gut zu erkennende stark reduzierte Empfindlichkeit der waagrechten Elemente in diesen Regionen kann folglich durch die senkrechten Einzelspulen ausgeglichen werden.

Für einen Vergleich der Kodiereigenschaften sind in Abbildung 8.17 die Geometriefaktor-Karten für eine aus vier Quadratur-Elementen aufgebaute Phased-Array Spule und einem aus vier flachen Einzelspulen bestehenden Spulenarray gegenüber gestellt. Auch in diesem Fall ist augenscheinlich die Verwendung zusätzlicher, senkrechter Spulenelemente von Vorteil. In Folge der so erzielten geringeren g -Faktoren wird das mittlere Signal-Rausch-Verhältnis in der Bildgebungsschicht bei einer um Faktor $R = 4$ beschleunigten NMR-Bildgebung nur auf 40 % statt auf 32 % im Gegensatz zu einer unbeschleunigten NMR-Untersuchung reduziert (vgl. (5.20)). Entscheidender für ein zufrieden stellendes Ergebnis bei paralleler NMR-Bildgebung mit einem Beschleunigungsfaktor von $R = 4$ ist hingegen, dass das Auftreten von extrem hohen Geometriefaktoren in bestimmten Bereichen und somit Regionen fast

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

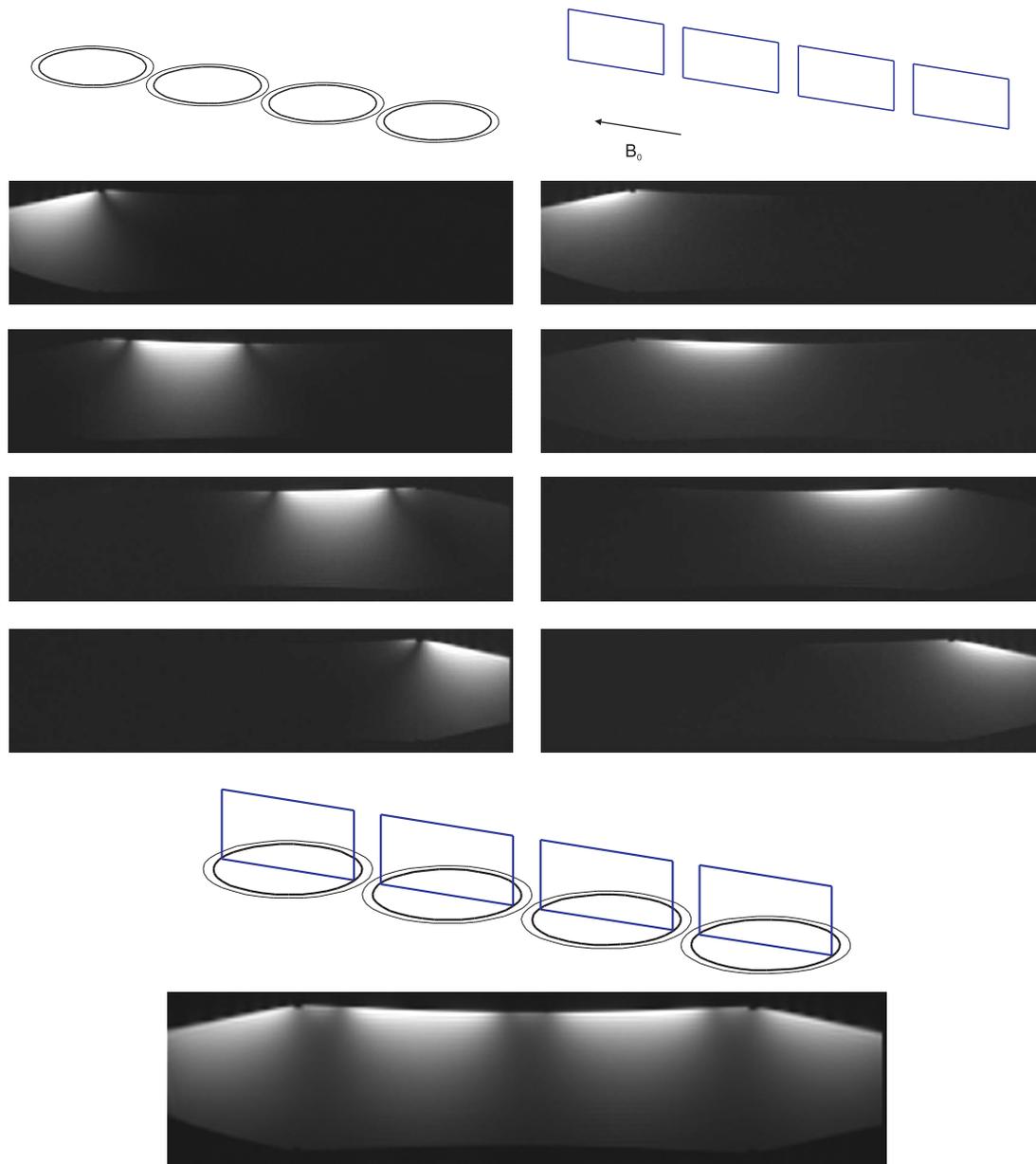


Abbildung 8.14. – NMR-Bildgebung des Siemens Extremitätenphantoms (Abb. A.1d) mittels der 8-Kanal Phased-Array Spule aus Abbildung 8.12. Benutzt wurde eine einfache 2D FLASH NMR-Bildgebungssequenz [9] zur Aufnahme einer sagittalen Schicht in der Mitte des Probenvolumens ($TE=3,77$ ms; $TR=7,9$ ms; $SL=10$ mm; $FoV=117 \times 470$ mm²; $Matrix=64 \times 256$ px²). **links:** Einzelbilder der vier waagrechten Spulenelemente. **rechts:** Einzelbilder der vier senkrechten Einzelspulen. **unten:** NMR-Bild des gesamten Spulenarrays als Ergebnis einer „sum-of-squares“-Rekonstruktion [62] aus den acht Einzelspulenbildern.

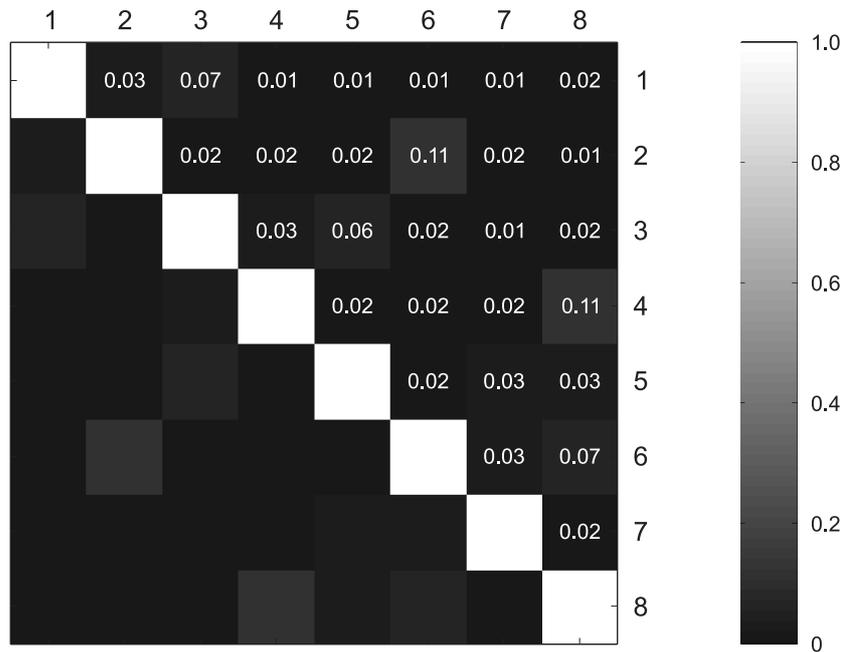


Abbildung 8.15. – Rauschkorrelationsmatrix der 8-Kanal Phased-Array Spule bestimmt am Siemens Extremitätenphantom (Abb. A.1d). Zur Aufnahme der Rauschdaten wird eine 2D FLASH-Bildgebungssequenz ohne die Applikation eines Anregungspulses benutzt ($TE=3,77$ ms; $TR=7,9$ ms; $SL=10$ mm; $FoV=117 \times 470$ mm²; $Matrix=64 \times 256$ px²). Die Korrelation in den Rauschdaten der Einzelspulenelemente wird mit Hilfe der Entwicklungsumgebung MATLAB bestimmt, wobei die Nummerierung der Elemente derjenigen aus Abbildung 8.13 entspricht.

vollständiger Signalauslöschung in den rekonstruierten NMR-Bildern vermieden werden können. Dies wird auch an der in Form eines Histogramms dargestellten Verteilung der g-Faktorwerte in der Bildgebungsschicht deutlich.

Bei der NMR-Untersuchung der Wirbelsäule eines gesunden Probanden mit der aus vier Quadratur-Elementen aufgebauten 8-Kanal Phased-Array Spule (Abb. 8.18) sind bei Beschleunigung von $R = 3$ und $R = 4$ keine Artefakte zu erkennen, die bei der Rekonstruktion der reduzierten NMR-Datensätze als Folge einer schlechten Sensitivitätscharakteristik des Spulenarrays entstehen. Augenscheinlich ist hingegen die Zunahme des Rauschens in den NMR-Bildern aufgrund einer Erhöhung des Beschleunigungsfaktors nach Gleichung (5.20). So tritt besonders in den vom Spulenarray entfernten Bereichen eine Verschlechterung der Bildqualität auf. Die Ergebnisse der in vivo NMR-Untersuchungen weisen zudem eine starke Prägung durch die Sensitivitätsverteilung der Phased-Array Spule auf, was zu Regionen hohen NMR-Signals direkt unterhalb der waagrechten Spulenelemente führt sowie Gebiete geringen Signals zwischen diesen Elementen aufgrund ihres Abstandes und der verwendeten Abschirmungsringe zur Folge hat. Da diese sogenannte Oberflächenspulencharakteristik zwar typisch für planare Spulenarrays, aber in der klinischen Routine eher von Nachteil

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

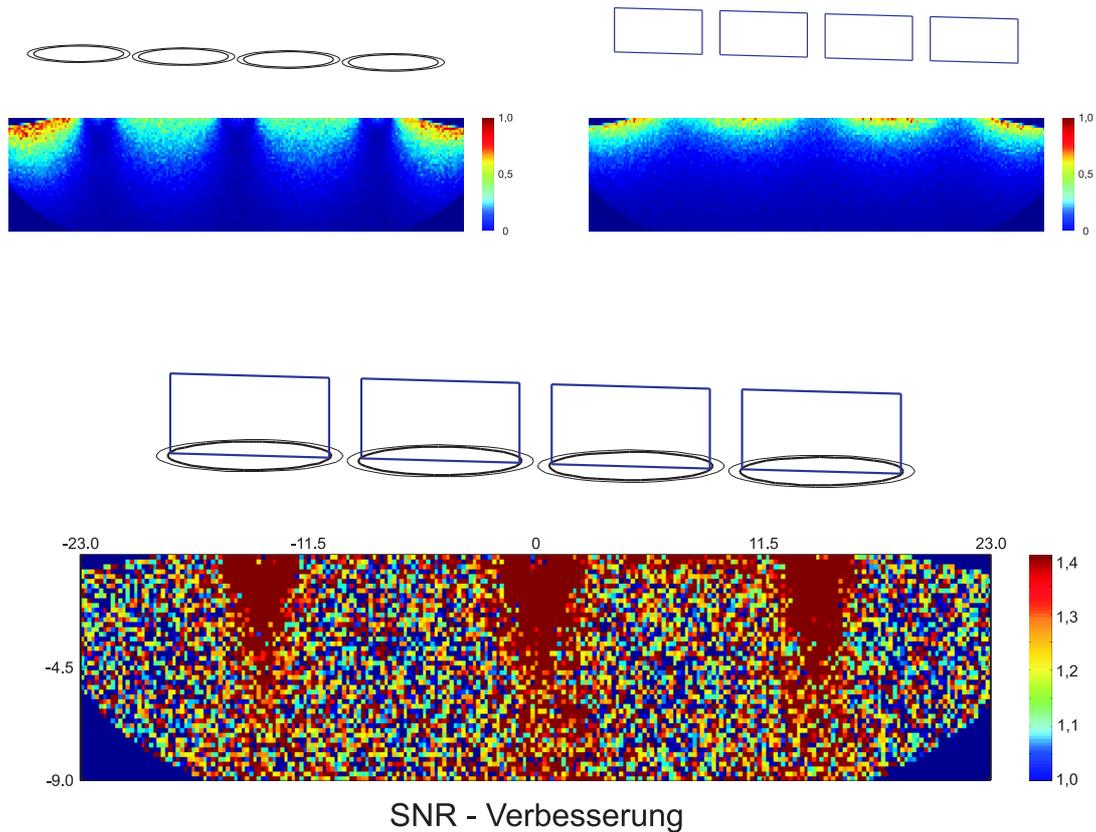


Abbildung 8.16. – *oben:* Am Siemens Extremitätenphantom (Abb. A.1d) durch eine einfache 2D FLASH-Bildgebung ($TE=3,77$ ms; $TR=7,9$ ms; $SL=10$ mm; $FoV=117 \times 470$ mm²; $Matrix=64 \times 256$ px²) ermittelte normierte Sensitivitätsverteilung der waagrecht sowie der senkrecht Einzelspulen des 8-Kanal Spulenarrays. *unten:* SNR-Verbesserung im Probenvolumen aufgrund der Verwendung zusätzlicher, senkrechter Spulenelemente im Gegensatz zu einem herkömmlich flachen Arraydesign, berechnet aus dem Verhältnis der lokalen Sensitivität einer nur aus den waagrecht Elementen bestehenden Arraykonfiguration und des gesamten 8-Kanal Spulenarrays in der Entwicklungsumgebung MATLAB.

für die Erstellung einer Diagnose ist, bietet beispielsweise die Bedienoberfläche des Siemens Avanto NMR-Systems eine Möglichkeit zur softwareseitigen Normalisierung der Messdaten (*prescan normalize*). Das auf diese Weise korrigierte NMR-Bild einer sagittalen Untersuchung der menschlichen Wirbelsäule ist in Abbildung 8.19a dargestellt. Für eine genauere Spezifizierung von Verletzungen des Rückenmarks kann bisweilen eine coronale Orientierung der Bildgebungsschicht von Vorteil sein, was gleichermaßen unter Verwendung der 8-Kanal Phased-Array Spule mit einer hinlänglich guten Bildqualität im interessierenden Bereich des Probenvolumens gelingt (Abb. 8.19b).

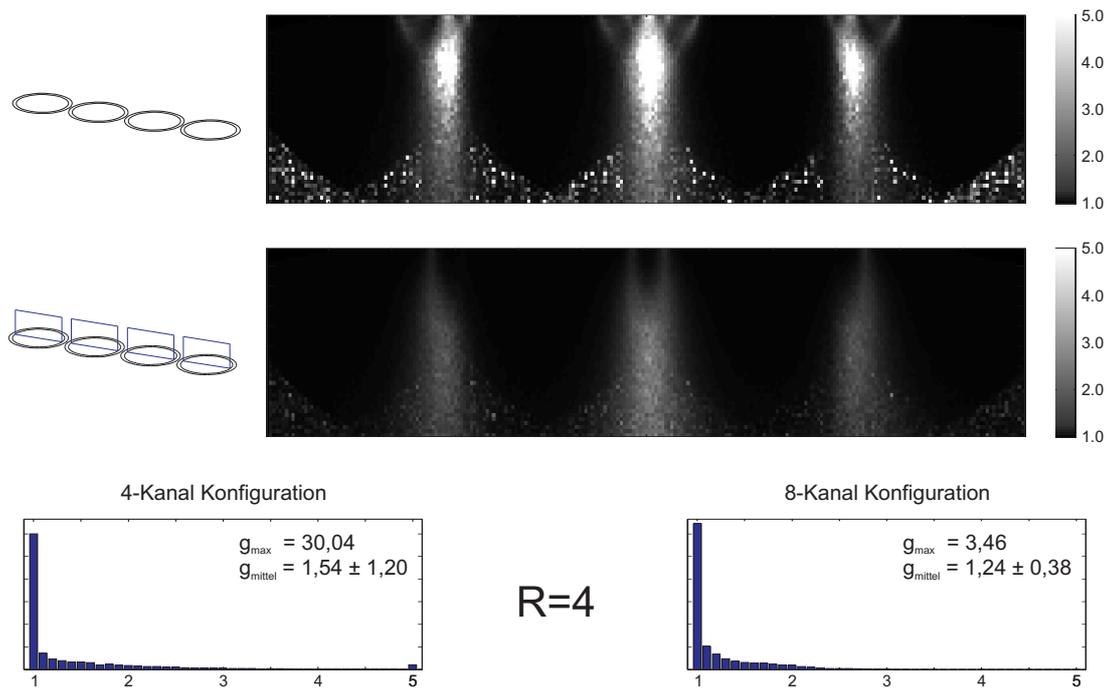


Abbildung 8.17. – g -Faktorkarten, die in der Entwicklungsumgebung MATLAB aus den mit einer 2D FLASH-Sequenz ($TE=3,77$ ms; $TR=7,9$ ms; $SL=10$ mm; $FoV=117 \times 470$ mm²; $Matrix=64 \times 256$ px²) akquirierten NMR-Datensätzen des Extremitätenphantoms (Abb. A.1d) für eine Beschleunigung von $R = 4$ berechnet wurden. **oben:** g -Faktorverteilung für eine Arraykonfiguration, die lediglich aus den waagrechten Elementen besteht. **unten:** Lokale g -Faktorwerte für das gesamte Spulenarray inklusive der senkrechten Elemente. Für beide Karten ist der maximale und der mittlere g -Faktorwert angegeben sowie eine Verteilung aller auftretenden g -Faktoren als Histogramm dargestellt.

8.4. Fazit

Durch das Konzept sogenannter Quadratur-Arrayelemente ist eine Verdopplung der Elementdichte in einer Arraykonfiguration zur Untersuchung eines in einem Probenvolumen stark lokalisierten Objekts möglich, ohne die für ein gutes Signal-Rausch-Verhältnis wichtige Dominanz der Probenverluste in den Einzelementen des Spulenarrays aufgeben zu müssen.

Die Vorteile einer derartigen Arrayelementkonfiguration konnten mit Hilfe einer 8-Kanal Phased-Array Spule gezeigt werden, die aus einem konventionellen Spulenarray mit vier waagrechten, in einer Reihe angeordneten Einzelspulen durch das Hinzufügen zusätzlicher senkrechter Spulenelemente aufgebaut wurde. Auf diese Weise konnten acht Einzelspulen mit einer guten Isolation von unter -20 dB und mit einer durch einen mittleren Gütenabfall von über 2 belegten Probenrauschdominanz auf der gleichen Grundfläche wie das 4-Kanal Phased-Array positioniert werden.

8. Quadratur-Element Wirbelsäulenarray

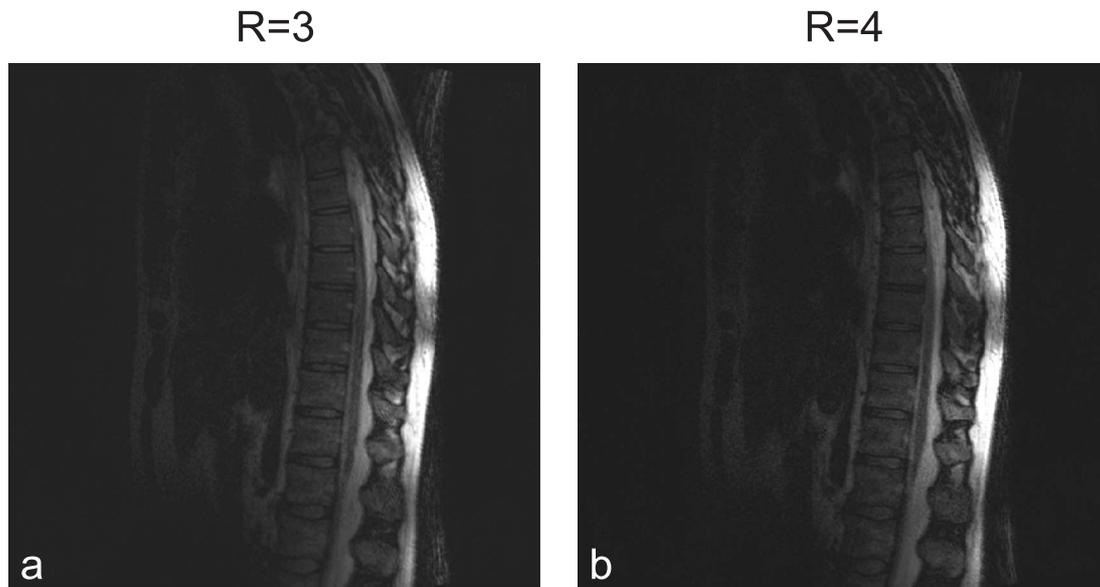


Abbildung 8.18. – NMR-Bildgebung der Wirbelsäule eines gesunden Probanden in einer sagittalen Schicht mit einer T_2 -gewichteten Mehrschicht Spin-Echo Bildgebungssequenz ($TE=148$ ms; $TR=1500$ ms; $SL=1$ mm; $FoV=379^2$ mm²; $Matrix=372 \times 384$ px²). **a:** Parallele Beschleunigung der NMR-Bildgebungssequenz mit PAT-Faktor 3 (entspricht $R = 3$) in H-F Richtung. **b:** Parallele Beschleunigung der NMR-Bildgebungssequenz mit PAT-Faktor 4 (entspricht $R = 4$) in H-F Richtung.

Diese zusätzlichen Einzelspulen führen zu einer entscheidenden Steigerung des intrinsischen Signal-Rausch-Verhältnisses von nahezu 30 %. Zudem verbessern die bei gleicher Ausdehnung des Spulenarrays zusätzlich gewonnenen Einzelspulensensitivitäten die Kodiereigenschaften deutlich, wovon insbesondere parallele NMR-Bildgebungsmethoden mit hohen Beschleunigungen entlang der Arraystruktur profitieren. Dies spiegelt sich auch in den Resultaten coronal und sagittal orientierter NMR-Bildgebungsuntersuchungen der Wirbelsäule eines gesunden Probanden wider, die selbst bei Beschleunigungen von Faktor 4 keine Artefakte aufgrund der parallelen Bildrekonstruktion zeigen.

Allerdings sind noch weitere Optimierungen der 8-Kanal Phased-Array Spule denkbar. So könnte mit der Wahl einer anderen Entkopplungstechnik der Abstand der waagrecht Spulenelemente zusätzlich verkleinert, das Spulenarray kompakter gestaltet und auf diese Weise die Empfindlichkeitseinbußen in manchen Bereichen verringert werden. Auch eine Verschiebung der senkrechten Einzelspulen um eine halbe Elementlänge wäre vorstellbar, um hierdurch eine noch bessere räumliche Verteilung der Spulensensitivitäten innerhalb der Arraystruktur zu erzielen.

Inwieweit sich derartige Änderungen allerdings positiv auf die Leistungsfähigkeit des Spulenarrays auswirken, zeigt sich auch immer von der zugrunde liegenden Applikation abhängig. So muss von Fall zu Fall entschieden werden, welches die geeignetste

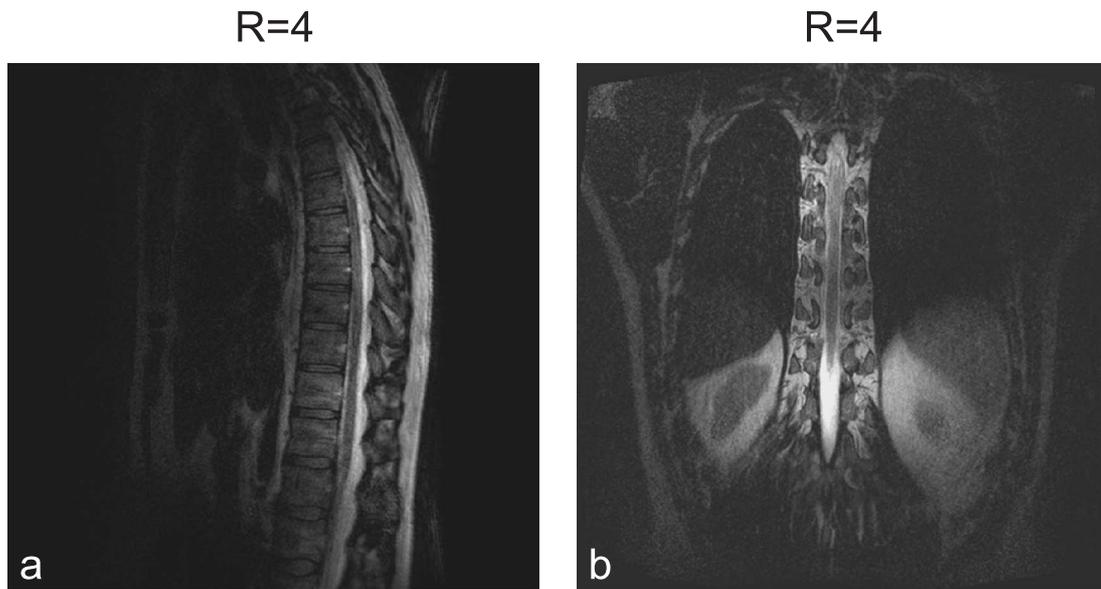


Abbildung 8.19. – NMR-Bildgebung der Wirbelsäule eines gesunden Probanden mit einer T_2 -gewichteten Mehrschicht Spin-Echo Bildgebungssequenz. **a:** Sagittale Schicht ($TE=148$ ms; $TR=1500$ ms; $SL=1$ mm; $FoV=379^2$ mm²; $Matrix=372 \times 384$ px²) und PAT-Faktor 4 in H-F Richtung. **b:** Coronale Schicht ($TE=148$ ms; $TR=1500$ ms; $SL=1$ mm; $FoV=379^2$ mm²; $Matrix=372 \times 384$ px²) und PAT-Faktor 4 in H-F Richtung. NMR-Bilder sind softwareseitig zur Korrektur des Sensitivitätsprofils des Spulenarrays normalisiert („prescan normalize“).

Arraygeometrie für die Nutzung von Quadratur-Elementen ist.

9. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden alternative Phased-Array Konfigurationen untersucht, die eine gleichmäßige räumliche Verteilung der Spulensensitivitäten für eine 2D parallel beschleunigte NMR-Bildgebung zur Verfügung stellen sowie eine höhere lokale Dichte probenrauschdominierter Einzelspulen als konventionelle Arraygeometrien ermöglichen.

Hierzu wurde zunächst eine neuartige 16-Kanal Doppel-Spiral Arraygeometrie einem Birdcage-ähnlichen Spulenarray mit zwei Ringen aus je acht Spulenelementen gegenübergestellt, welches gewöhnlich in der klinischen Routine für NMR-Untersuchungen am menschlichen Kopf eingesetzt wird. Unter Verwendung analytischer Biot-Savart Berechnungen in der Entwicklungsumgebung MATLAB konnten die jeweiligen Kodiereigenschaften sowie das mit den unterschiedlichen Arraykonfigurationen erzielbare intrinsische Signal-Rausch-Verhältnis ermittelt und verglichen werden. Zudem wurde auf gleiche Weise der Einfluss geometrischer Variationen im Aufbau des Doppel-Spiral Volumenarrays auf die intrinsische Isolation zwischen dem inneren, um $+\pi$ verdrehten und dem äußeren, um $-\pi$ verdrehten Einfach-Spiral Spulenarray untersucht und Phased-Array Designs mit 32 unabhängigen Empfangselementen evaluiert.

Bei den Simulationen zur Empfindlichkeitsbestimmung der Volumenarrays zeigte sich die 16-Kanal Doppel-Spiral Phased-Array Spule mit einem um 20 % größeren intrinsischen SNR der klassischen 2-Ring Kopfspule mit einer gleichen Anzahl an unabhängigen Empfangskanälen überlegen. Überdies machten die Simulationen lokaler Geometriefaktoren deutlich, dass durch den Einsatz einer Doppel-Spiral Arraygeometrie das Auftreten hoher g-Faktorwerte bei Beschleunigungen in axialer Richtung vermieden und stattdessen eine dreidimensionale homogene Sensitivitätsverteilung erreicht werden kann. Auf diese Weise wird eine freie Wahl der Kodierrichtungen auch für eine in zwei Raumrichtungen gleichzeitig beschleunigte NMR-Untersuchungen möglich und die Auswahl eines 3D Bildgebungsbereichs kann in der klinischen Routine ohne Einschränkungen durch die Struktur des eingesetzten Spulenarrays erfolgen.

Im Rahmen einer experimentellen Evaluierung des Doppel-Spiral Arraykonzepts wurden zuerst einzelne Spulenelemente der unterschiedlichen 16-Kanal Volumenarrays verglichen, bevor eine Doppel-Spiral Phased-Array Prototypenspule aufgebaut wurde. Mit dieser konnten sowohl die vorausgesetzte intrinsische Entkopplung der zwei Einzel-Spiral Spulenarrays als auch die in alle drei Raumrichtungen homogene Verteilung der einzelnen Spulensensitivitäten anhand von Experimenten im NMR-System nachgewiesen werden. So war trotz der relativ geringen Anzahl von sechs unabhängigen Einzelkanälen eine um den Faktor 4 beschleunigte NMR-Untersuchung

9. Zusammenfassung

des menschlichen Kopfes mittels einer 3D MP-RAGE-Bildgebungssequenz möglich. Diese hohe Beschleunigung konnte für jede beliebige Orientierung der Kodierrichtungen in gleichermaßen guter Bildqualität erzielt werden und erwies sich somit als unabhängig von der gewünschten Positionierung des dreidimensionalen Untersuchungsvolumens. Das auf diese Weise bestätigte Konzept einer Doppel-Spiral Arraygeometrie stellt allerdings nicht nur eine gleichmäßige Sensitivitätsvariation entlang aller Raumrichtungen zur Verfügung, sondern ermöglicht auch eine höhere Dichte probenrauschdominierter Einzelspulen.

Folglich wäre in einem nächsten Schritt der Aufbau einer 16-Kanal Doppel-Spiral Phased-Array Kopfspule erstrebenswert, die als Medizinprodukt die verbesserte Empfindlichkeit sowie die Möglichkeit zur uneingeschränkten Wahl der Beschleunigungsrichtungen für die klinische Diagnostik zur Verfügung stellen würde und somit auch die Realisierung beispielsweise doppelt oblique orientierter, 2D beschleunigter NMR-Untersuchungen zuliebe.

In einem zweiten Ansatz wurde das Konzept räumlich kompakter Quadratur-Arrayelemente untersucht, die aus einer geeigneten geometrischen Kombination zweier Einzelspulen entstehen. Die Evaluierung der Leistungsfähigkeit einer derartigen Arrayelementkonfiguration erfolgte in diesem Fall durch den Vergleich einer aus vier Quadratur-Arrayelementen aufgebauten 8-Kanal Phased-Array Spule mit einem konventionellen 4-Kanal Spulenarray, welches sich aus vier waagrecht, in Reihen angeordneten Einzelspulen zusammensetzt.

Die Kodiereigenschaften der jeweiligen Phased-Array Spulen sowie das zur Verfügung stehende intrinsische SNR wurden erneut mit Hilfe von Biot-Savart Simulationen in MATLAB ermittelt. Diese zeigten, dass durch eine solche neuartige Elementkonfiguration eine Steigerung des erzielbaren Signal-Rausch-Verhältnisses von nahezu 30 % erreicht werden kann. Zudem konnte eine deutliche Verbesserung der Kodiereigenschaften in Folge einer, bei gleicher Ausdehnung der Arraystruktur, verdoppelten Anzahl an Einzelspulen beobachtet werden.

Eine experimentelle Untersuchung erfolgte anhand einer einfachen aus vier Quadratur-Arrayelementen aufgebauten 8-Kanal Phased-Array Spule. Mit dieser wurden im Kernspintomographen NMR-Untersuchungen an Phantomen durchgeführt, die den SNR-Gewinn sowie die signifikante Verbesserung der Kodiereigenschaften durch die Verwendung von Quadratur-Elementen in guter Übereinstimmung mit den Simulationsergebnissen bestätigen konnten. Eine derartige Steigerung der Leistungsfähigkeit eines gewöhnlichen, flachen Spulenarrays durch das Hinzufügen senkrechter, intrinsisch entkoppelter Spulenelemente zeigt sich auch in den Resultaten coronal und sagittal orientierter NMR-Bildgebungsuntersuchungen der Wirbelsäule eines gesunden Probanden. Hierbei sind selbst bei Beschleunigungen von einem Faktor 4 keine Artefakte aufgrund einer schlecht konditionierten parallelen Bildrekonstruktion zu beobachten.

Der Einsatz solcher, aus Quadratur-Arrayelementen aufgebauter Spulenarrays wäre insbesondere bei diagnostischen Untersuchungen des menschlichen Herzens von deutlichem Vorteil, da gerade bei derartigen Anwendungen eine möglichst hohe Dichte

an Spulensensitivitäten über ein räumlich stark begrenztes, interessierendes Proben-
volumen wünschenswert ist. Dieser erzielte Empfindlichkeitsgewinn könnte in das
Erreichen einer höheren lokalen Auflösung oder in eine Verkürzung der benötigten
Messzeiten bis hin zu NMR-Echtzeitbildgebung umgesetzt werden. Im Rahmen der
zukünftigen Entwicklung einer Phased-Array Spule aus Quadratur-Arrayelementen
für die NMR-Bildgebung des menschlichen Herzens muss die minimal erforderliche
Elementgröße ermittelt sowie die optimale Entkopplungsstrategie für eine ausreichen-
de Isolation aller Spulenelemente ausgewählt werden.

10. Summary

In the presented work, alternative phased-array configurations were investigated. They provide smooth spatial distributions of surface coil sensitivities for 2D accelerated parallel NMR imaging as well as offer a higher spatial density of sample-noise dominated coil elements than conventional array geometries.

To this end, a novel 16-channel double-spiral array design was compared to a birdcage-like array of two rings with 8 elements each, which is commonly used for NMR studies on the human head in clinical routine. The encoding capabilities and the achievable intrinsic signal-to-noise ratio of the different array structures were determined and compared utilizing Biot-Savart calculations in the development environment MATLAB. In addition, geometrical variations in the double-spiral array design were investigated regarding their influence on the intrinsic isolation between the inner $+\pi$ twisted and the outer $-\pi$ twisted single-spiral array coil. Furthermore, phased-array setups with 32 independent receive elements were evaluated.

Simulations of the volume array coil sensitivities showed a 20 % increased intrinsic SNR for the 16-channel double-spiral array coil than for the classic 2-ring head coil with the same number of independent receive elements. The calculations of local geometry factors pointed out that high g-factor values for axial accelerations can be avoided by using a double-spiral array geometry, while smooth sensitivity variations are provided in all three spatial dimensions. Thus encoding directions can be chosen freely even for NMR experiments, which are simultaneously accelerated along two different spatial directions. Correspondingly, a 3D NMR imaging partition in clinical routine can be unhindered positioned without any constraints according to the underlying coil array structure.

Within the scope of an experimental evaluation of the double-spiral array coil concept single coil elements of different 16-channel volume array setups were compared, before a double-spiral phased-array prototype coil was constructed. With this prototype the essential intrinsic isolation between both single-spiral coil arrays could be verified as well as the coil sensitivity variations could be demonstrated to be smoothly distributed in all three spatial directions by experiments within the NMR system. Thus a factor 4 accelerated NMR imaging of the human head using a 3D MP-RAGE imaging sequence became possible despite the rather small amount of six independent receive channels. This high acceleration could be achieved for any arbitrary orientation of encoding directions with likewise good image quality and hence proved independent of the desired positioning of the three-dimensional imaging volume. The by this means confirmed concept of a double-spiral array geometry provides not only a smooth sensitivity distribution along all spatial directions but also allows a higher local density of sample-noise dominated single coil elements.

10. Summary

Consequently, the construction of a 16-channel double-spiral phased-array head coil would provide the increased sensitivity as well as the chance of an unconfined choice of encoding directions for clinical diagnostics. This enables the execution of double-oblique orientated, 2D accelerated NMR imaging experiments, for instance.

In a second approach, the concept of spatial more compacted quadrature array elements was introduced, which are formed by an appropriate geometrical combination of two single surface coil elements. The performance of such an array element configuration was evaluated by a comparison of an 8-channel phased-array coil built out of four quadrature array elements with a conventional 4-channel coil array, which consists of four horizontal coil elements in a row.

The encoding capabilities of the individual phased-arrays as well as the available intrinsic SNR were again determined by Biot-Savart simulations in MATLAB. They showed that with such a novel element configuration an increased SNR of 30 % can be attained. Moreover, a significant improvement of encoding performance became also apparent in consequence of the doubled number of single coil elements while keeping the basic size of the phased-array structure the same.

For experimental evaluation a straightforward 8-channel phased-array coil constructed out of four quadrature array elements was used. So NMR experiments were performed in the NMR system, with which the gain in SNR and the considerable improvement of encoding abilities due to the quadrature elements could be confirmed in close correlation to the simulations.

The performance of a common planar coil array, which is similarly enhanced through adding perpendicular, intrinsically decoupled coil elements, is also shown by coronal and sagittal NMR imaging results of the spine of a healthy volunteer. In this case, no image artifacts are recognizable due to ill-conditioned parallel imaging reconstructions even for acceleration of a factor of four.

The utilization of phased-array coils built of quadrature array elements would be clearly advantageous for diagnostic studies of the human heart, since a preferably high density of local coil sensitivities over a spatial strongly confined volume of interest is desirable for such applications. The gain in sensitivity could be translated into a higher local resolution or into a reduction of measurement time up to the point of real-time NMR imaging. Within the scope of developing such a phased-array coil for human heart imaging, the minimal suitable element size has to be determined as well as the optimal decoupling strategy remains to be found out for a sufficient isolation of all surface coil elements.

A. Anhang - Methodik zur Charakterisierung von Phased-Arrays

Zur Charakterisierung und Evaluierung der korrekten Funktionsweise entwickelter Phased-Array Spulen kommen Messtechniken zur Anwendung, die prinzipiell auf gängigen Prüfverfahren der Hochfrequenztechnik beruhen. Eine Untersuchung bestimmter Fragestellungen macht jedoch häufige eine spezielle Anpassung des Messaufbaus erforderlich. Somit kann die Bestimmung der charakteristischen Werte eines Spulenarrays wie Güte oder Isolation nur nachvollzogen und die Resultate bewertet werden, wenn die verwendete Messmethodik genau beschrieben ist.

So seien in diesem Anhang neben den in den Phased-Array Spulen benutzten Hochfrequenzkomponenten auch die eingesetzten Beladungsphantome und Messtechniken aufgeführt.

A.1. Materialien

In der anschließenden Liste sind die verwendeten Geräte und Materialien für den Bau, die Charakterisierung und Evaluierung der entwickelten Phased-Array Spulen zusammengefasst.

- Netzwerkanalysator HP8712B der Firma Agilent Technologies Deutschland GmbH (Böblingen, Deutschland); zwei phasenempfindliche Kanäle: Der eine zur Bestimmung von Reflexionskoeffizienten (S_{11} measurements) und der andere zur Durchführung von Transmissionsmessungen (S_{21} measurements); Frequenzbereich 300 kHz - 1,3 GHz.
- Netzwerkanalysator E5061A der Firma Agilent Technologies Deutschland GmbH (Böblingen, Deutschland); zwei phasenempfindliche Kanäle: Ersterer zur Bestimmung von Reflexionskoeffizienten (S_{11} measurements) und Zweiterer zur Durchführung von Transmissionsmessungen (S_{21} measurements); Frequenzbereich 300 kHz - 1,5 GHz.
- Chip-Kondensatoren aus Keramik, unmagnetisch, Baureihe 100B und 700B; Firma ATC Europe-Germany, American Technical Ceramics (Holzkirchen, Deutschland).

A. Anhang - Methodik zur Charakterisierung von Phased-Arrays

- Chip-Induktivitäten, unmagnetisch, Baureihen 1008CS; Firma Coilcraft Inc. (Cary, Illinois, U.S.A.); Vertrieb durch OMECON Electronic GmbH (Holzkirchen, Deutschland).
- Stabkerndrosseln, unmagnetisch, Baureihe 71.30; Richard Jahre GmbH (Wilhelmshaven, Deutschland).
- Chip-PIN-Dioden, unmagnetisch, Baureihe DH80055-40; Chelton Telecom & Microwave Communication (Grigny, Frankreich).
- Vorverstärker, rauscharm, Verstärkung > 30 dB; Rauschzahl < 0.6 , Siemens Components (Erlangen, Deutschland).
- Kupferklebeband, Breite 10mm; Scotch, 3M Deutschland GmbH (Neuss, Deutschland).
- HF Koaxialkabel, Typ RG316; HUBER+SUHNER GmbH (Taufkirchen, Deutschland).
- HF SEMI RIGID Kabel, Typ EZ86; HUBER+SUHNER GmbH (Taufkirchen, Deutschland).
- HF Koaxial Steck- und Buchsenverbinder; Typen BNC und SMB; HUBER+SUHNER GmbH (Taufkirchen, Deutschland).

A.2. Phantome

Die Abstimmung sowie die spätere Charakterisierung entwickelter NMR-Spulen erfolgt in der Regel unter Zuhilfenahme sogenannter Beladungsphantome. Diese meist mit Wasser befüllten Behältnisse ahmen durch eine spezifisch gewählte Salzkonzentration die Beladung der Spule durch das jeweilige Objekt nach, welches letztendlich mit einem NMR-Experiment untersucht werden soll. So sind im folgenden Abschnitt die Phantome beschrieben, die bei der Entwicklung der Phased-Array Spulen im Rahmen dieser Arbeit zur Anwendungen kamen.

In Abbildung A.1a ist hierzu zunächst das Beladungsphantom gezeigt, dass zur Abstimmung und zur Charakterisierung des 6-Kanal Doppel-Spiral Phased-Array Prototyps (Abb. 7.29) verwendet wurde. Dieses 38 cm lange und 16 cm durchmessende Zylinderphantom aus Kunststoff ist gegenwärtig im Lieferumfang eines jeden NMR-Tomographen der Firma Siemens enthalten. Mit einer luftblasenfreien Füllmenge von 7300 ml und einer Salzkonzentration von $1,24 \text{ g NiSO}_4 \times 6 \text{ H}_2\text{O} / 2,62 \text{ g NaCl}$ pro 1 l H_2O entspricht es in guter Übereinstimmung der Beladung einer NMR-Spule bei der Untersuchung eines durchschnittlichen menschlichen Kopfes.

Für die Evaluierung des Doppel-Spiral Spulenarrays im NMR-Tomographen kam hingegen das zylindrische Beladungsphantom zum Einsatz, das standardmäßig zusammen mit einem Siemens Vision NMR-System ausgeliefert wurde (A.1b). Dieses füllt mit einer Länge von knapp 20 cm und einem Durchmesser von 20 cm nicht nur

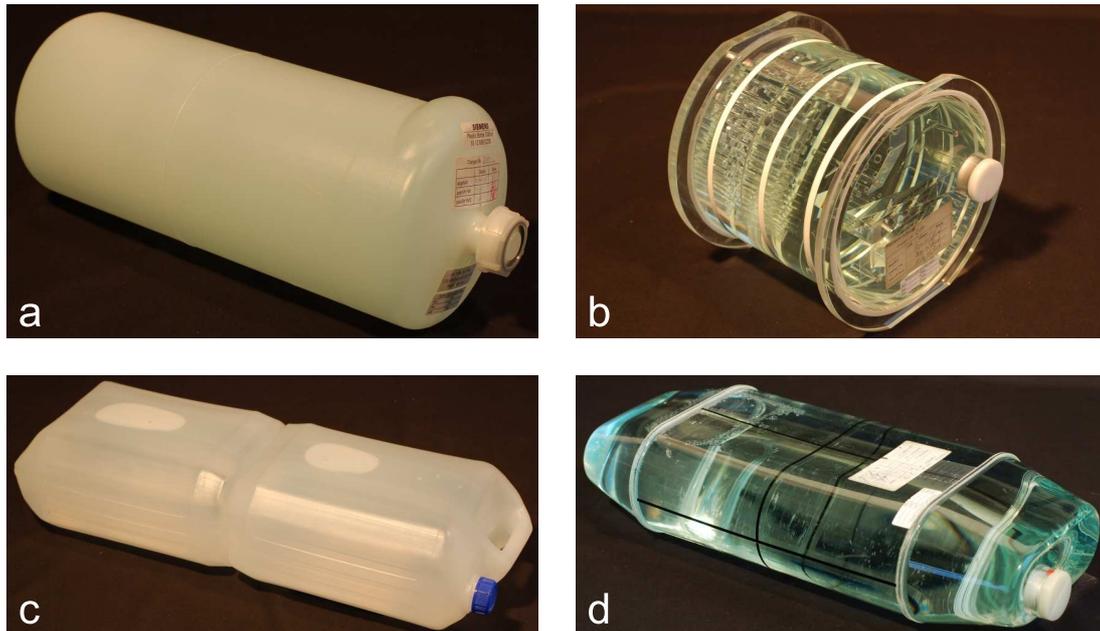


Abbildung A.1. – Zusammenfassung der im Rahmen der vorliegenden Arbeit verwendeten Beladungsphantome: **a:** 38 cm langes und 16 cm durchmessendes Siemens Zylinderphantom mit einer Füllmenge von 7300 ml und einer Salzkonzentration von 1,24 g $\text{NiSO}_4 \times 6 \text{H}_2\text{O}$ / 2,62 g NaCl pro 1 l H_2O . **b:** 20 cm langes sowie 20 cm durchmessendes Struktur-Kopfphantom der Firma Siemens mit einer Konzentration von 1,25 g $\text{NiSO}_4 \times 6 \text{H}_2\text{O}$ auf 1000 ml destilliertem Wasser. **c:** Zwei äquivalente quaderförmige Beladungsphantome mit einer Größe von $25 \times 19 \times 14 \text{ cm}^3$. Die Füllmenge beträgt hier jeweils 5000 ml mit einer Konzentration von 5 g NaCl pro 1 l H_2O . **d:** 49 cm langes, 20 cm breites und 10 cm hohes Siemens Extremitätenphantom mit einer Salzkonzentration von 1,25 g $\text{NiSO}_4 \times 6 \text{H}_2\text{O}$ / 5 g NaCl pro 1 l H_2O .

den Doppel-Spiral Phased-Array Prototypen besser aus, sondern ermöglicht aufgrund seiner inneren Struktur auch ein leichteres Erkennen möglicher Probleme in der Sensitivitätsverteilung des Spulenarrays. In diesem Fall ist das Phantom mit destilliertem Wasser und einer Konzentration von 1,25 g $\text{NiSO}_4 \times 6 \text{H}_2\text{O}$ pro 1 l H_2O befüllt, um die Beladung einer NMR-Spule durch einen menschlichen Kopf nachzuahmen.

Die Abstimmung und Charakterisierung des 8-Kanal Spulenarrays bestehend aus vier Quadratur-Elementen zur Untersuchung des menschlichen Rückgrats (Abb. 8.12) erfolgt auf der Messbank aufgrund der Länge der Phased-Array Spule mit Hilfe von zwei äquivalenten quaderförmigen Beladungsphantomen (A.1c). Jedes besitzt ungefähr eine Länge von 25 cm, eine Tiefe von 19 cm sowie eine Höhe von 14 cm und fasst 5000 ml destilliertes Wasser. Mit einer Salzkonzentration von 5 g NaCl pro 1 l H_2O geben die beiden Flüssigkeitsphantome so in guter Äquivalenz die Beladung des Spulenarrays durch den Körper eines durchschnittlich großen, erwachsenen Menschen wider.

A. Anhang - Methodik zur Charakterisierung von Phased-Arrays

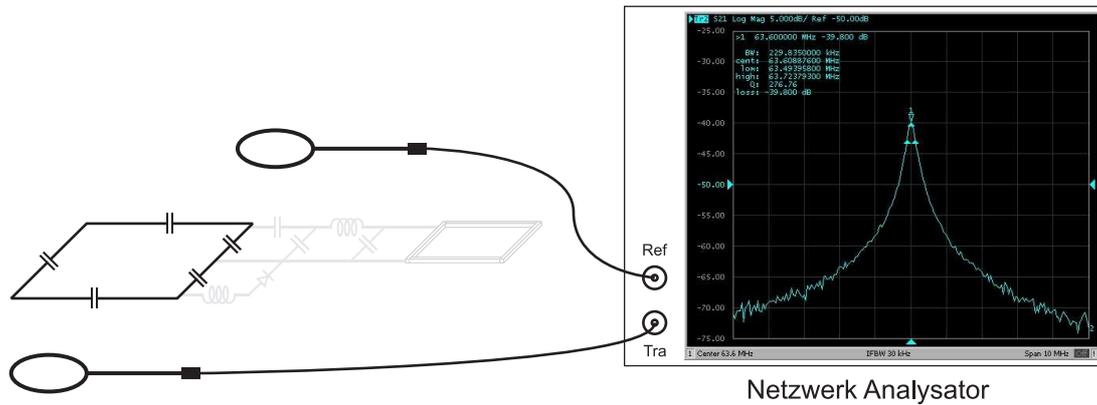


Abbildung A.2. – Messaufbau zur Bestimmung der Güte Q eines einzelnen Spulenelements mittels einer Transmissionsmessung unter Verwendung eines Netzwerkanalysators. Die Messung erfolgt mit zwei weit voneinander entfernten Magnetfeldsonden, die nicht stärker als mit -40dB induktiv in die Einzelspule einkoppeln. Zur alleinigen Beurteilung der gewählten Elementgeometrie wird die Güte der Leiterschleife vor Einbau der aktiven Sperrkreise und des Ankoppelnetzwerks ermittelt.

Ein Einsatz der zwei einzelnen Beladungsphantome zur Evaluierung der 8-Kanal Phased-Array Spule im NMR-System ist hingegen nicht möglich, da ein Fehlen von NMR-Signal aufgrund der nicht durchgängigen Flüssigkeitsverteilung unter dem Spulenarray besonders bei der parallelen NMR-Bildgebung zu starken Artefakten führt. Aus diesem Grund wurde anstelle der zwei quaderförmigen Phantome das Extremitätenphantom aus dem Lieferumfang des Siemens Vision NMR-Tomographen zur Untersuchung der Arrayeigenschaften im NMR-System benutzt (A.1d). Dieses gewährleistet mit einer Länge von 49 cm, einer Höhe von 10 cm und einer Breite von 20 cm eine aussagekräftige Evaluierung der 8-Kanal Phased-Array Spule durch den Einsatz von NMR-Experimenten. Um eine adequate Beladung der NMR-Spulen zu erreichen, wurde hier eine Salzkonzentration von $1,25\text{ g NiSO}_4 \times 6\text{H}_2\text{O} / 5\text{ g NaCl}$ pro $1\text{ l H}_2\text{O}$ gewählt.

A.3. Messmethoden

Spulengüte

Um alleine die Effizienz der für die Einzelspulen gewählten Geometrie beurteilen zu können, werden die Gütewerte der jeweiligen Leiterschleifen vor Einbau der Ankoppelnetzwerke und der aktiven Sperrkreise durch eine sogenannte Transmissionsmessung bestimmt. Hierzu wird das Anregungssignal des Netzwerkanalysators über eine Magnetfeldsonde (*pick-up loop*) induktiv in die Einzelspule eingekoppelt und die Signalantwort der resonanten Leiterschleife durch eine zweite Sonde aufgezeichnet (Abb. A.2). Aus dem so erhaltenen Signalverlauf kann nach (2.14) die Güte des

Spulenelements ermittelt werden.

Hierbei ist jedoch besonders darauf zu achten, dass kein Signal von der sendenden Sonde direkt in die Empfangssonde gekoppelt und somit die Messung verfälscht wird. Dies gewährleistet ein als ausreichend groß gewählter Abstand zwischen den Magnetfeldsonden. Alternativ können die Sonden für eine kompaktere Messanordnung auch durch Überlapp induktiv voneinander entkoppelt werden [170].

Die zur Durchführung dieser Messverfahren eingesetzten Magnetfeldsonden sind in Abbildung A.3a+b dargestellt. Sie wurden aus Semirigid-Kabel mit einem Durchmesser von etwa 20 mm hergestellt und zum Anschluss gängiger Messkabel mit BNC-Buchsen versehen. Die Position der überlappenden Sonden kann hierbei durch einen einfachen Klemmmechanismus aus PVC fixiert werden.

Vor jeder Messung mit der Doppelsonden-Anordnung ist allerdings die Isolation der beiden Magnetfeldsonden zu überprüfen und gegebenenfalls durch ein leichtes Verbiegen der Sonden zu korrigieren. Zur Erzielung möglichst unverfälschter Messergebnisse wird bei dieser Art der Messanordnung eine Entkopplung der beiden Prüfsonden von besser als -70 dB gefordert.

Zudem kann ein zu starkes Einkoppeln des Anregungssignals zu einer Beeinflussung des Resonanzverhaltens der Einzelspule führen und somit eine weitere Verfälschung der per Transmissionsmessung ermittelten Gütenwerte führen. Aus diesem Grund sollte das Maximum der Transmissionskurve einen Wert von -40 dB auf dem Netzwerkanalysator nicht übersteigen.

Aktive Sperrkreise

Eine Verwendung der in Abbildung A.3b gezeigten Doppelsonden-Anordnung ermöglicht zudem eine Überprüfung der Effektivität der aktiven Entkopplungskreise durch eine weitere Transmissionsmessung. Hierzu wird die gegebenenfalls schon vorhandene Anschlussleitung des jeweiligen Spulenelements mit einem 50 Ω -Widerstand abgeschlossen und die Werte der Signaltransmission bei der Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz



Abbildung A.3. – *Verschiedene Hilfsmittel zur Durchführung von Transmissions- und Reflexionsmessungen mit einem Netzwerkanalysator. a:* Zwei einzelne Magnetfeldsonden zur Messung der Transmission durch hochfrequente elektrische Schwingkreise. **b:** Kombination der Einzelsonden zu einer Doppelsonden-Anordnung für einen räumlich kompakteren Messaufbau. **c:** Hilfsadapter, der an Stelle eines Vorverstärkers auf den entsprechenden Sockel aufgesetzt wird. So können die Messkabel direkt an die Spulenelemente angeschlossen und Reflexions- sowie Isolationswerte unmittelbar ermittelt werden.

A. Anhang - Methodik zur Charakterisierung von Phased-Arrays

im zugeschalteten sowie im weggeschalteten Zustand aufgenommen (Abb. A.4). Aus der Differenz der so ermittelten Antwortsignale kann die Dämpfung der elektrischen Ströme bestimmt werden, die während der Applikation des Anregungspulses durch Induktion potentiell im Spulenkreis auftreten.

Vorverstärkerentkopplung

In diesem Fall erfolgt die Transmissionsmessung bei zugeschaltetem Spulenelement, wobei der rauscharme Vorverstärker gesteckt und mit der benötigten Betriebsspannung von $10\text{V} \pm 1\text{V}$ versorgt ist (Abb. A.5). Unter Voraussetzung einer phasenrichtigen Anpassung des Vorverstärkers an das Ankoppelnetzwerk liefert eine Messung der Transmission mit einer Doppelsonden-Anordnung (Abb. A.3b) so die typische, in Abbildung A.5 dargestellte Signalantwort. Ihr aufgrund der Dämpfung durch den Vorverstärker entstandener „M“-förmiger Verlauf sollte bei der Resonanzfrequenz ein lokales Minimum besitzen und eine Symmetrie bezüglich dieser Frequenz aufweisen.

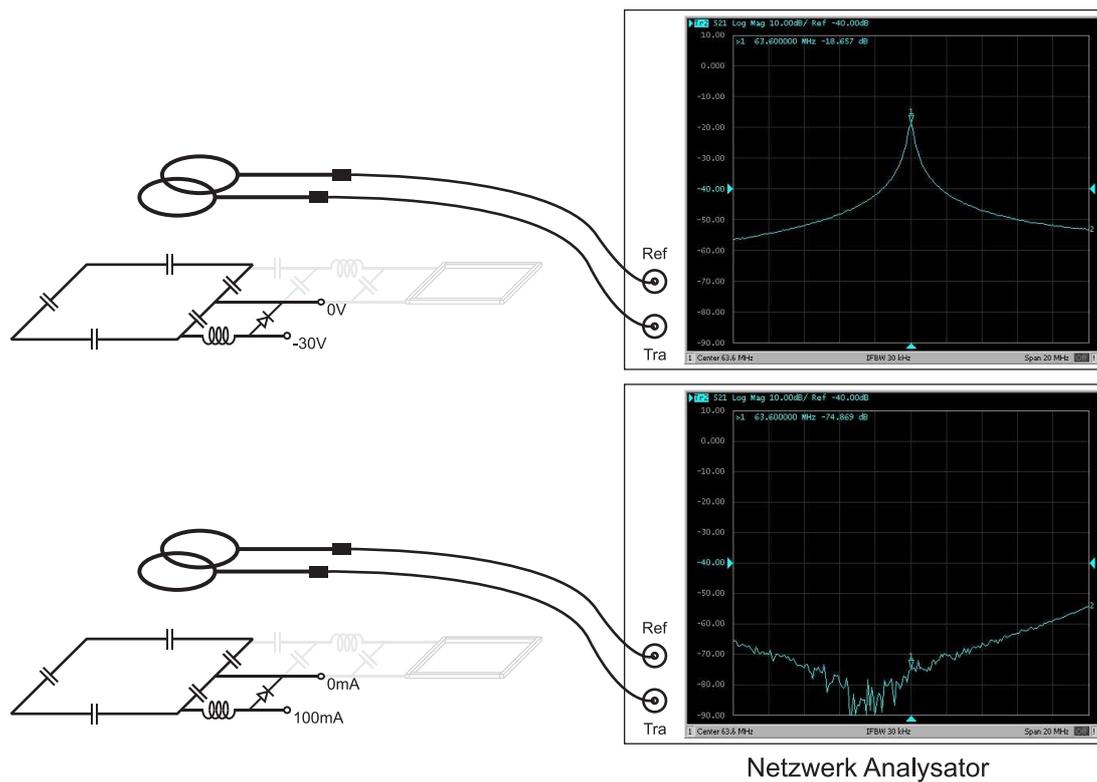


Abbildung A.4. – Evaluierung der Effizienz des in jeder Einzelspule integrierten aktiven Entkopplungskreises. Aus dem Vergleich zweier Transmissionsmessungen, einmal bei zu- und einmal bei weggeschaltetem Spulenelement, wird der Unterschied in der Signaltransmission bei der Arbeitsfrequenz von $63,6\text{ MHz}$ bestimmt. Diese gibt die erzielte Dämpfung der elektrischen Ströme bei aktiven Sperrkreisen wider.

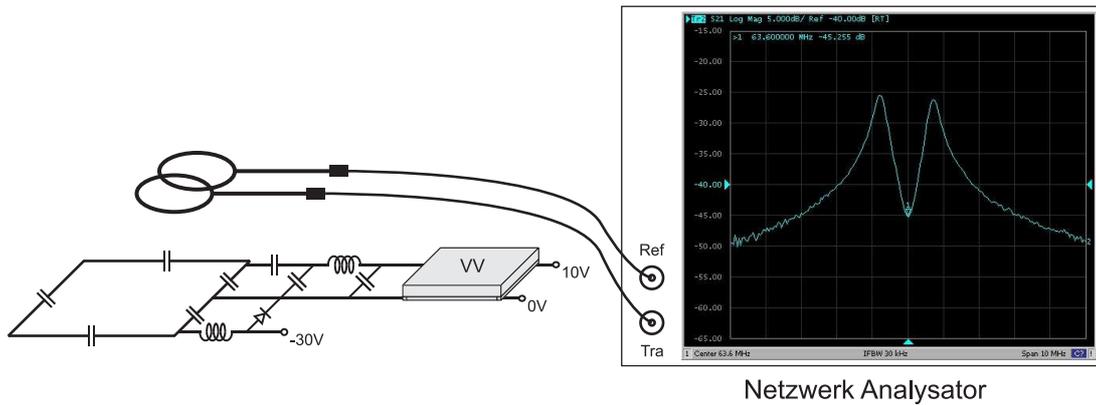


Abbildung A.5. – Überprüfung der Vorverstärkerentkopplung in dem einzelnen Spulenelement durch eine Transmissionsmessung mit einer Doppelsonden-Anordnung (Abb. A.3b). Bei einer phasenrichtigen Anpassung des Vorverstärkers an das Ankoppelnetzwerk und unter einer Spannungsversorgung von $10V \pm 1V$ besitzt der Transmissionsverlauf ein Minimum bei der Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz und eine Symmetrie bezüglich dieses Frequenzwertes.

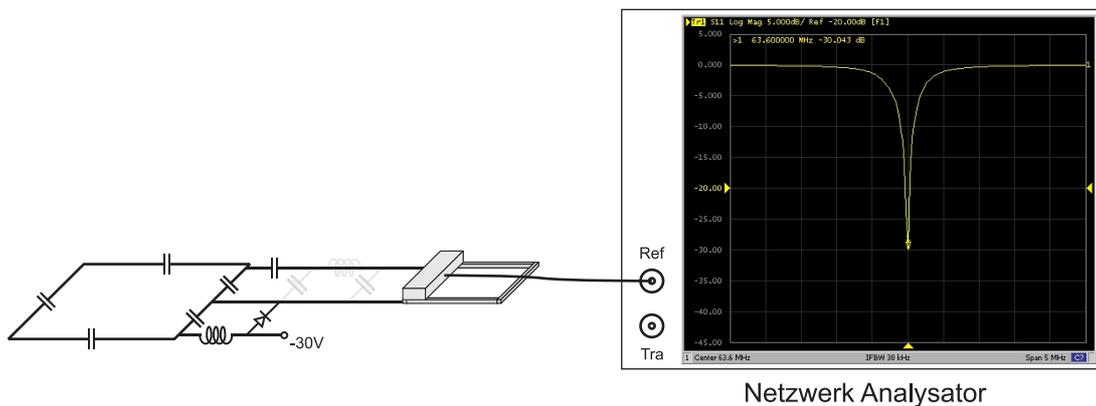


Abbildung A.6. – Validierung der Anpassung der Einzelspulen an die Leitungsimpedanz von 50Ω durch eine Reflexionsmessung. Das Anregungssignal wird über einen geeigneten Adapter (Abb. A.3c) direkt in die Spulenelemente übertragen und die Signalantwort auf gleichem Weg vom Netzwerkanalysator empfangen. Die so ermittelte Resonanzkurve muss für eine hinreichend gute Anpassung bei Arbeitsfrequenz einen Reflexionswert unterhalb von -20 dB besitzen.

Anpassung an Leitungsimpedanz

Die Anpassung der einzelnen Spulenelemente an die charakteristische Leitungsimpedanz von 50Ω erfolgt hingegen mit Hilfe einer sogenannten Reflexionsmessung. Hierzu werden die Einzelspulen über ihre Ankoppelnetzwerke direkt an den Reflexionsausgang des Netzwerkanalysators angeschlossen (Abb. A.6). In diesem Fall wird somit

A. Anhang - Methodik zur Charakterisierung von Phased-Arrays

das Anregungssignal direkt in das jeweilige Spulenelement übertragen und die Signalantwort kann auf gleichem Wege durch den Netzwerkanalysator aufgezeichnet werden. Um eine möglichst unverfälschte Übertragung des Antwortsignals der Einzelspule zu erreichen, wurden Anschlussadapter angefertigt, die an Stelle der rauscharmen Vorverstärker in die für diese vorgesehenen Sockel eingesetzt werden können (Abb. A.3c). Der typische Verlauf der so erhaltenen Reflexionsantwort eines Spulenelements ist in Abbildung A.6 dargestellt. Das Minimum der Resonanzkurve sollte sich hierbei unmittelbar bei der Arbeitsfrequenz von 63,6 MHz befinden und unterhalb eines Wertes von -20 dB liegen.

Isolation zweier Spulenelemente

Auch zur Bestimmung der intrinsischen Isolation zwischen zwei Einzelspulen werden diese über die Adapter aus Abbildung A.3c direkt an einen Netzwerkanalysator angeschlossen. Entsprechend ist mittels einer Transmissionsmessung so der Signalübertrag zwischen den zwei gewählten Spulenelementen bestimmbar. Im Fall einer optimal eingestellten Entkopplung der beiden Einzelspulen sollte die Transformationskurve an der Stelle der Resonanzfrequenz ein Minimum mit einem Wert von weniger als -20 dB aufweisen (Abb. A.7). Gleichmaßen wird auch das Reflexionssignal des am entsprechenden Ausgang des Netzwerkanalysators angeschlossenen Spulenelements überprüft. Hierbei darf keine zweite Resonanz in der Reflexionskurve zu beobachten sein und der Kurvenverlauf muss mit dem des einzeln aktiven Elements übereinstimmen (Abb. A.7). Auf diese Weise wird gewährleistet, dass die Spulenelemente nach wie vor ausreichend gut an die Leitungsimpedanz von $50\ \Omega$ angepasst sind und der beobachtete Transmissionsverlauf die wahre Isolation und nicht eine möglicherweise

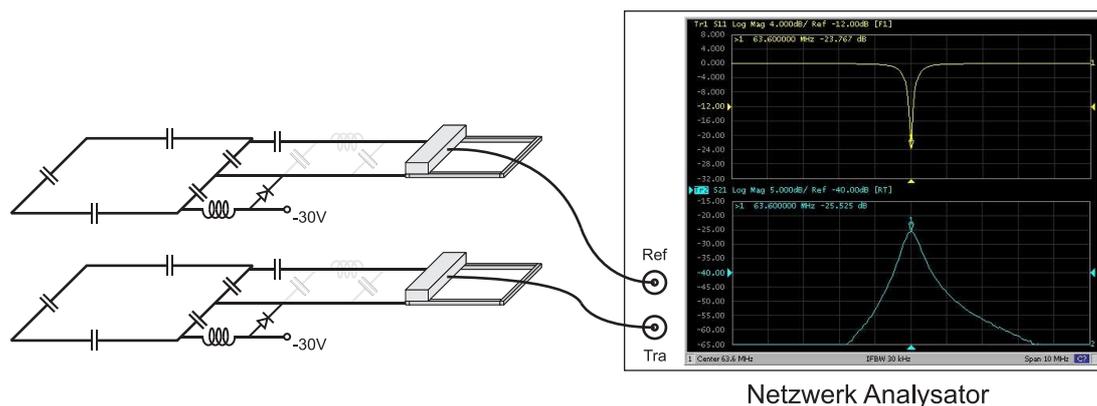


Abbildung A.7. – Bestimmung der Isolation zwischen zwei Einzelementen eines Spulenarrays mittels Transmissionsmessung. Über zwei Adapter aus Abbildung A.3c sind die beiden Einzelspulen direkt mit dem Netzwerkanalysator verbunden. Die Spulenelemente sind hinreichend gut entkoppelt, wenn der Signalübertrag zwischen ihnen einen Wert von -20dB nicht übersteigt.

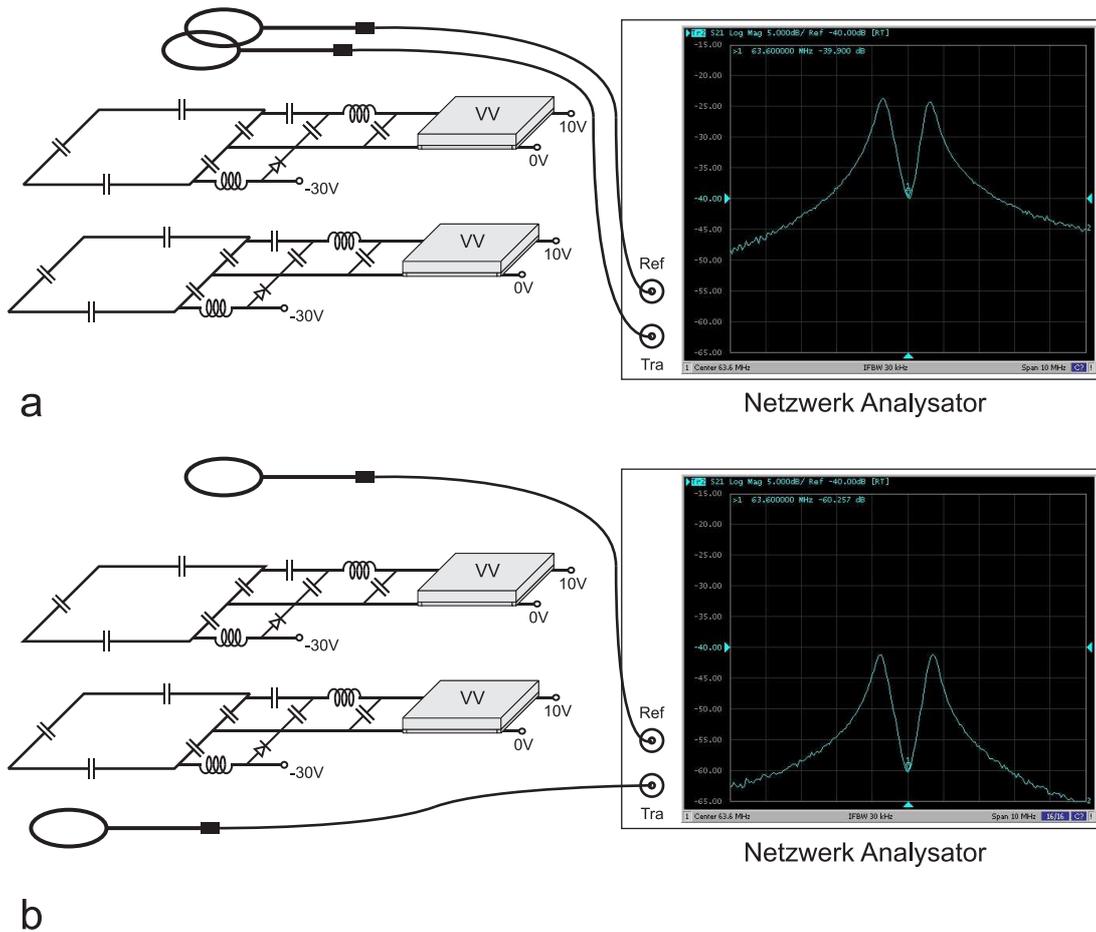


Abbildung A.8. – *Evaluierung der Isolation zwischen zwei Einzelspulen unter Einbeziehung der zusätzlichen Elemententkopplung durch den Einsatz rauscharmer Vorverstärker aus dem Vergleich zweier Transmissionsmessungen. a: Bestimmung der Transmissionskurve eines Spulenelements unter Verwendung zwei einzelner Magnetfeldsonden (Abb. A.3a). b: Ermittlung des Signalübertrags zwischen beiden Einzelspulen, durch Positionierung einer der Sonden über dem zweiten Spulenelement, während erstere unbewegt über dem ersten Element verweilt. Aus dem Vergleich der Transmissionswerte bei der Arbeitsfrequenz von 63.6MHz für beide Messkonfigurationen wird die Isolation der zwei Einzelspulen bestimmt.*

auftretende Kopplung zwischen den Elementen beschreibt.

Eine Untersuchung der Isolation zwischen zwei Einzelspulen unter Berücksichtigung der zusätzlichen Elemententkopplung durch den Einsatz rauscharmer Vorverstärker macht hingegen die Verwendung einer anderen Messtechnik erforderlich. Bei einer derartigen Messanordnung müssen die Vorverstärker in die Spulenelemente eingesetzt und mit der nötigen Betriebsspannung von $10\text{V} \pm 1\text{V}$ versorgt werden, was jedoch eine direkte Messung der Isolation zwischen den Einzelspulen gleichermaßen verhindert (Abb. A.8).

A. Anhang - Methodik zur Charakterisierung von Phased-Arrays

Alternativ ist eine Bestimmung der Entkopplung zweier Spulenelement ähnlich dem Verfahren zur Evaluierung der aktiven Sperrkreise auch über den Unterschied zweier Transmissionsmessungen möglich. So wird zunächst mit den einzelnen Magnetfeldsonden aus Abbildung A.3a die Transmissionskurve nur einer der beiden Einzelspulen aufgenommen (Abb. A.8a). Die Positionierung einer der Sonden über der Leiterschleife der anderen Einzelspule ermöglicht in einem zweiten Schritt die Messung des Signalübertrags zwischen beiden Spulenelementen (Abb. A.8b). Aus der Differenz der jeweiligen Transmissionswerte bei der Resonanzfrequenz von 63,6 MHz kann so die Isolation der untersuchten Einzelspulen im Spulenarray bestimmt werden.

Da dieses Messverfahren gleichwohl eine hohe Empfindlichkeit bezüglich der Position der Magnetfeldsonden aufgrund der elektrischen und magnetischen Feldverteilung besitzt, muss für aussagekräftige Ergebnisse zum Einen auf eine unveränderte Position der unbewegten Sonde bei beiden Transmissionsmessungen geachtet werden. Zum Anderen sollte die Platzierung der bewegten Magnetfeldsonde über dem zweiten Spulenelement der Positionierung über der ersten Einzelspule äquivalent sein.

Literaturverzeichnis

- [1] F. Bloch, W. W. Hansen und M. Packard, „The Nuclear Induction Experiment“, Phys. Rev. **70**: 474-485 (1946).
- [2] E. M. Purcell, H. C. Torrey und R. V. Pound, „Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid“, Phys. Rev. **69**: 37-38 (1946).
- [3] P. C. Lauterbur, „Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance“, Nature **242**: 190-191 (1973).
- [4] P. C. Lauterbur, „Magnetic Resonance Zeugmatography“, Pure and Applied Chemistry **40**: 149-157 (1974).
- [5] P. Mansfield und A. A. Maudsley, „Planar Spin Imaging by NMR“, J. Phys. C **9**: L409-L412 (1976).
- [6] P. Mansfield und A. A. Maudsley, „Line Scan Proton Spin Imaging in Biological Structures by NMR“, Phys. Med. Biol. **21**: 847-852 (1976).
- [7] P. Mansfield und A. A. Maudsley, „Medical Imaging by NMR“, Brit. J. Radiol. **50**: 188-194 (1977).
- [8] J. Hennig, A. Nauerth und H. Friedburg, „RARE Imaging: A Fast Imaging Method for Clinical MR“, Magn. Reson. Med. **3**: 823-833 (1986).
- [9] A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, W. Hänicke und K.-D. Merboldt, „FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip-Angle Pulses“, J. Magn. Reson. **67**: 258-266 (1986).
- [10] D. K. Sodickson und W. J. Manning, „Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH): Fast Imaging with Radiofrequency Coil Arrays“, Magn. Reson. Med. **38**: 591-603 (1997).
- [11] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger und P. Boesiger, „SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI“, Magn. Reson. Med. **42**: 952-962 (1999).
- [12] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer und A. Haase, „Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)“, Magn. Reson. Med. **47**: 1202-1210 (2002).
- [13] M. Weiger, K. P. Pruessmann und P. Boesiger, „2D SENSE for faster 3D MRI“, MAGMA **14**: 10-19 (2002).

- [14] H. Haken und H. C. Wolf, „Spins und magnetisches Moment von Atomkernen“ in *Atom- und Quantenphysik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **20.2**: 358-360 (1996).
- [15] H. Haken und H. C. Wolf, „Präzession und Orientierung im Magnetfeld“ in *Atom- und Quantenphysik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **12.4**: 190-192 (1996).
- [16] A. Webb, „Quantum Mechanical Description“ in *Introduction to Biomedical Imaging*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **4.2.1**: 158-162 (2003).
- [17] H. Haken und H. C. Wolf, „Die Elektronenspin-Resonanz“ in *Atom- und Quantenphysik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **13.2**: 209-212 (1996).
- [18] A. Webb, „Radiofrequency Pulses and the Rotating Reference Frame“ in *Introduction to Biomedical Imaging*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **4.2.3**: 163-167 (2003).
- [19] W. Demtröder, „Faradaysches Induktionsgesetz“ in *Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik*, Springer-Verlag, Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik **4.1**: 117-120 (1995).
- [20] D. I. Hoult und R. E. Richards, „The Signal-to-Noise Ratio of the Nuclear Magnetic Resonance Experiment“, *J. Magn. Reson.* **24**: 71-85 (1976).
- [21] C-N. Chen und D. I. Hoult, „The principle of reciprocity“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **4.7.1**: 154-157 (1989).
- [22] H. D. W. Hill und R. E. Richards, „Limits of measurement in magnetic resonance“, *J. Phys. E: Sci. Instrum.* **1**: 977-983 (1968).
- [23] F. D. Doty, G. Entzminger Jr., C. D. Hauck und J. P. Staab, „Practical Aspects of Birdcage Coils“, *J. Magn. Reson.* **138**: 144-154 (1999).
- [24] The American Radio Relay League Inc., „Quality Factor, or Q of Components“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **6**: 6.21 (2002).
- [25] J. B. Johnson, „Thermal Agitation of Electricity in Conductors“, *Phys. Rev.* **32**: 97-109 (1928).
- [26] H. Nyquist, „Thermal Agitation of Electric Charge in Conductors“, *Phys. Rev.* **32**: 110-113 (1928).
- [27] C-N. Chen und D. I. Hoult, „Skin effects“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **4.7.3**: 163-168 (1989).

- [28] F. E. Terman, „Skin Effect in Coils and Conductors at Radio Frequencies“ in *Electronic and Radio Engineering, 4th Edition*, McGraw-Hill Book Company, Hamburg **2-4**: 21-24 (1988).
- [29] D. J. Hoult und P. C. Lauterbur, „The Sensitivity of the Zeugmatographic Experiment Involving Human Samples“, *J. Magn. Reson.* **34**: 425-433 (1979).
- [30] C-N. Chen und D. I. Hoult, „THE PRINCIPLE OF RECIPROCIDITY“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **4.2**: 124-127 (1989).
- [31] C-N. Chen und D. I. Hoult, „BODY NOISE AND POWER DEPOSITION“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **4.3**: 127-132 (1989).
- [32] F. A. Duck, „Terminology and definitions“ in *Physical Properties of Tissue*, Academic Press, London **6.1.1**: 167-169 (1990).
- [33] H. Röder, H. Ruckriegel, A. Schief, W. Schler, D. Schnell, D. Schmid, W. Zieß und H. O. Häberle, „Wechselstromwiderstand der Spule“ in *Elektronik - Industrie, Rundfunk- und Fernsehelektronik*, Verlag Europa-Lehrmittel, Wuppertal-Barmen **1.7.6**: 100-102 (1969).
- [34] J. D. Jackson, „Fields and Radiation of a Localized Oscillating Source“ in *Classical Electrodynamics*, John Wiley and Sons, New York Chichester Brisbane Toronto Singapore **9.1**: 391-394 (1975).
- [35] C-N. Chen und D. I. Hoult, „From antenna to probe“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **4.5.1**: 142 (1989).
- [36] A. Haase, F. Odoj, M. von Kienlin, J. Warnking, F. Fidler, A. Weisser, M. Nittka, E. Rommel, T. Lanz, B. Kalusche und M. Griswold, „NMR Probeheads for In Vivo Applications“, *Concepts Magn. Reson.* **12**: 361-388 (2000).
- [37] W. A. Edelstein, G. H. Glover, C. J. Hardy und R. W. Redington, „The Intrinsic Signal-to-Noise Ration in NMR Imaging“, *Magn. Reson. Med.* **3**: 604-618 (1986).
- [38] M. Gueron und J. L. Leroy, „NMR of Water Protons. The Detection of Their Nuclear-Spin Noise, and a Simple Determination of Absolue Probe Sensitivity Based on Radiation Damping“, *J. Magn. Reson.* **85**: 209-215 (1989).
- [39] The American Radio Relay League Inc., „Resonant Circuits“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **6**: 6.35-6.37 (2002).
- [40] C-N. Chen und D. I. Hoult, „PRACTICAL POINTS“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **4.6**: 151-154 (1989).

- [41] F. D. Doty, T. J. Connick, X. Z. Ni und M. N. Clingan, „Noise in High-Power, High-Frequency Double-Tuned Probes“, *J. Magn. Reson.* **77**: 536-549 (1988).
- [42] A. Abragam, „Detection Methods“ in *Principles of Nuclear Magnetism*, Clarendon Press, Oxford **IV.A**: 71-75 (1989).
- [43] C-N. Chen, D. I. Hoult und V. J. Sank, „Quadrature Detection Coils - A Further $\sqrt{2}$ Improvement in Sensitivity“, *J. Magn. Reson.* **54**: 324-327 (1983).
- [44] D. I. Hoult, C-N. Chen und V. J. Sank, „Quadrature Detection in the Laboratory Frame“, *Magn. Reson. Med.* **1**: 339-353 (1984).
- [45] The American Radio Relay League Inc., „Transmission Lines“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **19**: 19.1-19.4 (2002).
- [46] W. Demtröder, „Drahtwellen; Lecherleitung; Koaxialkabel“ in *Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **7.9.3**: 201-203 (1995).
- [47] H. H. Meinke, „Die fehlangepasste Leitung als transformierendes Element“ in *Einführung in die Elektrotechnik höherer Frequenzen*, Springer-Verlag, Berlin Göttingen Heidelberg: 161-165 (1961).
- [48] R. Kories und H. Schmidt-Walter, „Ein- und Ausgangsimpedanz“ in *Taschenbuch der Elektrotechnik*, Verlag Harri Deutsch, Frankfurt am Main **7.1.3**: 275-276 (2003).
- [49] The American Radio Relay League Inc., „Reflection Coefficient and SWR“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **19**: 19.5 (2002).
- [50] The American Radio Relay League Inc., „Mismatched Lines“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **19**: 19.4 (2002).
- [51] C. E. Hayes, W. A. Edelstein, J. F. Schenck, O. M. Mueller und M. Eash, „An Efficient, Highly Homogeneous Radiofrequency Coil for Whole-Body NMR Imaging at 1.5T“, *J. Magn. Reson.* **24**: 71-85 (1985).
- [52] P. K. H. Röschmann, „High-frequency coil system for a magnetic resonance imaging apparatus“, US-Patent 4,746,866 (1988).
- [53] J. T. Vaughan, H. P. Hetherington, J. O. Otu, J. W. Pan und G. M. Pohost, „High Frequency Volume Coils for Clinical NMR Imaging and Spectroscopy“, *Magn. Reson. Med.* **32**: 206-218 (1994).

- [54] The American Radio Relay League Inc., „Matching the Antenna to the Line“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **19**: 19.9-19.18 (2002).
- [55] C-N. Chen und D. I. Hoult, „MATCHING AND INTERFERENCE“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **4.4**: 136-140 (1989).
- [56] W. Demtröder, „Transformatoren“ in *Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **5.6**: 148-152 (1995).
- [57] M. Decorps, P. Blondet, H. Reutenauer und J. P. Albrand, „An Inductively Coupled, Series-Tuned NMR Probe“, *J. Magn. Reson.* **65**: 100-109 (1985).
- [58] C-N. Chen und D. I. Hoult, „The pre-amplifier“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **5.2.1**: 194-196 (1989).
- [59] The American Radio Relay League Inc., „Analog Signal Processing“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **8**: 8.2-8.6 (2002).
- [60] The American Radio Relay League Inc., „Noise Factor of a Cascade“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **17**: 17.8-17.9 (2002).
- [61] The American Radio Relay League Inc., „Available Power - Maximum Available Power Gain“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **17**: 17.2. (2002).
- [62] P. B. Roemer, W. A. Edelstein, C. E. Hayes, S. P. Souza und O. M. Mueller, „The NMR Phased Array“, *Magn. Reson. Med.* **16**: 192-225 (1990).
- [63] E. Boskamp, „Improved Surface Coil Imaging in MR: Decoupling of the Excitation and Receiver Coils“, *Radiology* **157**: 449-452 (1985).
- [64] W. A. Edelstein, T. H. Foster und J. F. Schenck, „The Relative Sensitivity of Surface Coils to Deep Lying Tissues“, In Proc. 4th Annual Meeting of the SMRM, London, UK: 964 (1985).
- [65] J. J. H. Ackermann, T. H. Grove, G. G. Wong, D. G. Gadian und G. K. Radda, „Mapping of metabolites in whole animals by ^{31}P NMR using surface coils“, *Nature* **283**: 167-170 (1980).
- [66] B. L. Beck und G. R. Duensing, „Design of Decoupling Circuits for Patient Safety“, In Proc. 5th Annual Meeting of the ISMRM, Vancouver, BC, Canada: 1526 (1997).

- [67] S. M. Varosi und G. R. Duensing, „An Investigation of PIN Diode Failure Related to High Peak Power“, In Proc. 6th Annual Meeting of the ISMRM, Sydney, Australia: 2053 (1998).
- [68] D. M. Peterson, B. L. Beck, G. R. Duensing und J. R. Fitzsimmons, „Common Mode Signal Rejection Methods for MRI: Reduction of Cable Shielded Currents for High Static Magnetic Field Systems“, Concepts Magn. Reson. Eng. **19B**: 1-8 (2003).
- [69] H. Barfuss, H. Fischer, D. Hentschel, R. Ladebeck, A. Oppelt, R. Wittig, W. Durr und R. Oppelt, „In Vivo Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy of Humans with a 4T Whole-body Magnet“, NMR Biomed. **3**: 31-45 (1990).
- [70] B. L. Beck, D. M. Peterson, G. R. Duensing und J. R. Fitzsimmons, „Implications of Cable Shield Currents at 3.0 and 4.7 Tesla“, In Proc. 8th Annual Meeting of the ISMRM, Denver, CO, USA: 641 (2000).
- [71] W. Demtröder, „Gekoppelte Schwingkreise“ in *Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **6.2**: 164-166 (1995).
- [72] W. Demtröder, „Gegenseitige Induktion“ in *Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **4.3.2**: 124-126 (1995).
- [73] W. Nolting, „Elektromagnetische Potentiale“ in *Grundkurs Theoretische Physik 3 - Elektrodynamik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **4.1.3**: 191-195 (2003).
- [74] W. Demtröder, „Das magnetische Feld einer beliebigen Stromverteilung; Biot-Savart-Gesetz“ in *Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **3.2.5**: 83-84 (1995).
- [75] W. Nolting, „Stromfaden“ in *Grundkurs Theoretische Physik 3 - Elektrodynamik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **3.1 6**: 154 (2003).
- [76] W. Nolting, „Vektorpotential“ in *Grundkurs Theoretische Physik 3 - Elektrodynamik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **3.2.3**: 161-163 (2003).
- [77] W. Nolting, „Klassifizierung der Randbedingungen“ in *Grundkurs Theoretische Physik 3 - Elektrodynamik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **2.3.2**: 93-96 (2003).
- [78] W. Nolting, „Feldverhalten an Grenzflächen“ in *Grundkurs Theoretische Physik 3 - Elektrodynamik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **3.4.3**: 177-178 (2003).
- [79] J. R. Porter, S. M. Wright und A. Reykowski, „A 16-Element Phased-Array Head Coil“, Magn. Reson. Med. **40**: 272-279 (1998).
- [80] T. Schäffter, P. Börnert, C. Leussler, I. C. Carlsen und D. Leibfritz, „Fast 1H Spectroscopic Imaging Using a Multi-Element Head-Coil Array“, Magn. Reson. Med. **40**: 185-193 (1998).

- [81] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann und A. Haase, „Coil design for partially parallel acquisitions“, Syllabus, ISMRM workshop on MRI hardware, Cleveland: 13 (2001).
- [82] M. A. Ohliger und D. K. Sodickson, „An introduction to coil array design for parallel MRI“, *NMR Biomed.* **19**: 300-315 (2006).
- [83] M. Weiger, K. P. Pruessmann, C. Leussler, P. Röschmann und P. Boesiger, „Specific Coil Design for SENSE: A Six-Element Cardiac Array“, *Magn. Reson. Med.* **45**: 495-504 (2001).
- [84] R. Kories und H. Schmidt-Walter, „Gegeninduktion“ in *Taschenbuch der Elektrotechnik*, Verlag Harri Deutsch, Frankfurt am Main **2.3.14**: 93-95 (2003).
- [85] J. Wang, „A Novel Method to Reduce the Signal Coupling of Surface Coils for MRI“, In Proc. 4th Annual Meeting of the ISMRM, New York, NY, USA: 1434 (1996).
- [86] C. Leussler, J. Stimma und P. Röschmann, „The Bandpass Birdcage Resonator Modified as a Coil Array for Simultaneous MR Acquisition“, In Proc. 5th Annual Meeting of the ISMRM, Vancouver, BC, Canada: 176 (1997).
- [87] O. M. Mueller und W. A. Edelstein, „Gallium-Arsenide MOSFETS’s for Noise Reduction in MR Systems“, In Proc. 6th Annual Meeting of the SMRM, New York, NY, USA: 411 (1987).
- [88] The American Radio Relay League Inc., „Tank Circuits“ in *The ARRL Handbook For Radio Amateurs*, ARRL - the national association for Amateur Radio, Newington, CT, USA **13**: 13.4-13.10 (2002).
- [89] A. Reykowski, S. M. Wright und J. R. Porter, „Design of Matching Networks for Low Noise Preamplifiers“, *Magn. Reson. Med.* **33**: 848-852 (1995).
- [90] P. J. Ledden und S. Inati, „Four Channel Preamplifier Decoupled Phased Array for Brain Imaging at 1.5T“, In Proc. 9th Annual Meeting of the ISMRM, Glasgow, Scotland: 1117 (2001).
- [91] J. A. de Zwart, P. J. Ledden, P. Kellman, P. van Gelderen und J. H. Duyn, „Design of a SENSE-Optimized High-Sensitivity MRI Receive Coil for Brain Imaging“, *Magn. Reson. Med.* **47**: 1218-1227 (2002).
- [92] J. A. de Zwart, P. J. Ledden, P. van Gelderen, J. Bodurka, R. Chu und J. H. Duyn, „Signal-to-Noise Ration and Parallel Imaging Performance of a 16-Channel Receive-Only Brain Coil Array at 3.0 Tesla“, *Magn. Reson. Med.* **51**: 22-26 (2004).

- [93] G. Adriany, P-F. van de Moortele, F. Wiesinger, S. Moeller, J. P. Strupp, P. Andersen, C. Snyder, X. Zhang, W. Chen, K. P. Pruessmann, P. Boesiger, T. Vaughan und K. Ugurbil, „Transmit and Receive Transmission Line Arrays for 7 Tesla Parallel Imaging“, *Magn. Reson. Med.* **53**: 434-445 (2005).
- [94] E. B. Boskamp und R. F. Lee, „Whole Body LPSA transeive array with optimized transmit homogeneity“, In Proc. 10th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, HI, USA: 903 (2002).
- [95] T. Vaughan, C. Snyder, G. Adriany, L. Bolinger, H. Liu, A. Stolpen und K. Ugurbil, „The Technology and Techniques of 4T Body Imaging“, In Proc. 11th Annual Meeting of the ISMRM, Toronto, ON, Kanada: 425 (2003).
- [96] J. T. Vaughan, G. Adriany, J. C. Snyder, J. Tian, T. Thiel, L. Bolinger, H. Liu, L. DelaBarre und K. Ugurbil, „Efficient High-Frequency Body Coil for High-Field MRI“, *Magn. Reson. Med.* **52**: 851-859 (2004).
- [97] U. Katscher, P. Börnert, C. Leussler und J. S. van den Brink, „Transmit SENSE“, *Magn. Reson. Med.* **49**: 144-150 (2003).
- [98] J. Jevtic, „Ladder Networks for Capacitive Decoupling in Phased-Array Coils“, In Proc. 9th Annual Meeting of the ISMRM, Glasgow, Scotland: 17 (2001).
- [99] R. F. Lee, R. O. Giaquinto und C. J. Hardy, „Coupling and Decoupling Theory and Its Application to the MRI Phased Array“, *Magn. Reson. Med.* **48**: 203-213 (2002).
- [100] J. Jevtic, V. Pikelja, A. Menon, D. Seeber, N. Tatum und W. Johnson, „Design Guidelines for the Capacitive Decoupling Networks“, In Proc. 11th Annual Meeting of the ISMRM, Toronto, ON, Kanada: 428 (2003).
- [101] X. Zhang, K. Ugurbil und W. Chen, „Microstrip RF Surface Coil Design for Extremely High-Field MRI and Spectroscopy“, *Magn. Reson. Med.* **46**: 443-450 (2001).
- [102] R. F. Lee, C. R. Westgate, R. G. Weiss, D. C. Newman und P. A. Bottomley, „Planar Strip Array (PSA) for MRI“, *Magn. Reson. Med.* **45**: 673-683 (2001).
- [103] G. Adriany, A. Gozubuyuk, J. Ritter, C. Snyder, P-F. van de Moortele, S. Moeller, J. T. Vaughan und K. Ugurbil, „A 32 Channel Lattice Transmission Line Array for Parallel MRI“, In Proc. 14th Annual Meeting of the ISMRM, Seattle, WA, USA: 126 (2006).
- [104] G. Adriany, P-F. van de Moortele, F. Wiesinger, P. Andersen, J. Strupp, X. Zhang, C. J. Snyder, W. Chen, K. P. Pruessmann, P. Boesiger, J. T. Vaughan und K. Ugurbil, „Transeive Stripline Arrays for Ultra High Field Parallel Imaging Applications“, In Proc. 11th Annual Meeting of the ISMRM, Toronto, ON, Kanada: 474 (2003).

- [105] T. Wichmann, M. Griswold, R. Kharrazian, A. Webb und P. Jakob, „An optimized four channel BIGMAC-Array for 7.05T“, In Proc. 13th Annual Meeting of the ISMRM, Miami, FL, USA: 680 (2005).
- [106] C. Snyder, L. DelaBarre, C. Akgun, S. Moeller, G. Adriany, K. Ugurbil und J. T. Vaughan, „High-Field Transmission Line Arrays for Transmit and Receive“, In Proc. 14th Annual Meeting of the ISMRM, Seattle, WA, USA: 421 (2006).
- [107] T. Wichmann, D. Gareis, M. Griswold, T. Neuberger, S. Wright, C. Faber, A. Webb und P. Jakob, „A Four Channel Transmit Receive Microstrip Array for 17.6T“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 1578 (2004).
- [108] D. Gareis, T. Neuberger, V. C. Behr, P. M. Jakob, C. Faber und M. A. Griswold, „Transmit-Receive Coil-Arrays at 17.6T, Configurations for 1H, 23Na and 31P MRI“, *Concepts Magn. Reson. Eng.* **29B**: 20-27 (2006).
- [109] T. Lanz und M. Griswold, „Concentrically Shielded Surface Coils - A New Method for Decoupling Phased Array Elements“, In Proc. 14th Annual Meeting of the ISMRM, Seattle, WA, USA: 217 (2006).
- [110] T. Lanz, P. Kellman, M. Nittka, A. Greiser und M. Griswold, „A 32 Channel Cardiac Array Optimized for Parallel Imaging“, In Proc. 14th Annual Meeting of the ISMRM, Seattle, WA, USA: 2578 (2006).
- [111] T. Wichmann, T. Lanz, M. Griswold, A. Greiser, M. Nittka und P. Jakob, „Highly Accelerated Real-Time Imaging of Cardiac Function Using a 32 Channel Phased Array at 3 T“, In Proc. 14th Annual Meeting of the ISMRM, Seattle, WA, USA: 145 (2006).
- [112] D. G. Brown, M. P. McDougall und S. M. Wright, „Receiver Design for Parallel Imaging with Large Arrays“, In Proc. 10th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, HI, USA: 863 (2002).
- [113] L. L. Wald, „Parallel Imaging Update: How Many Elements Do We Need?“, In Proc. 14th Annual Meeting of the ISMRM, Seattle, WA, USA: 202 (2006).
- [114] A. Potthast, B. Kalnischkies, G. Kwapil, L. L. Wald, T. Heumann, S. Helmecke, S. Schor, G. Pirkl, M. Buettner, M. Schmitt, G. Mattauch, M. Hamm, P. Stransky, R. Baumgartl, F. X. Hebrank und M. Peyerl, „A MRI system with 128 seamlessly integrated receive channels“, In Proc. 15th Annual Meeting of the ISMRM, Berlin, Germany: 246 (2007).
- [115] P. B. Roemer und W. A. Edelstein, „Ultimate Sensitivity Limits of Surface Coils“, In Proc. 6th Annual Meeting of the SMRM, New York, NY, USA: 410 (1987).

- [116] J. Wang, A. Reykowski und J. Dickas, „Calculation of the Signal-to-Noise Ratio for Simple Surface Coils and Arrays of Coils“, IEEE Trans. Biomed. Engng. **42**: 908-917 (1995).
- [117] W. Demtröder, „Multipole“ in *Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **1.4**: 13-14 (1995).
- [118] G. R. Duensing, D. M. Peterson, B. Beck und J. R. Fitzsimmons, „Transmission Field Profiles for Transceive Phased Array Coils“, In Proc. 8th Annual Meeting of the ISMRM, Denver, CO, USA: 143 (2000).
- [119] S. M. Wright und L. L. Wald, „Theory and Application of Array Coils in MR Spectroscopy“, NMR Biomed. **10**: 394-410 (1997).
- [120] C. E. Hayes, N. Hattes und P B. Roemer, „Volume Imaging with MR Phased Arrays“, Magn. Reson. Med. **18**: 309-319 (1991).
- [121] G. C. Wiggins, A. Potthast, C. Triantafyllou, F. Lin, T. Benner, C. J. Wiggins und L. Wald, „A 96-channel MRI System with 23- and 90-channel Phase Array Head Coils at 1.5 Tesla“, In Proc. 13th Annual Meeting of the ISMRM, Miami, FL, USA: 671 (2005).
- [122] D. K. Sodickson, R. F. Lee, R. O. Giaquinto, C. M. Collins, C. A. McKenzie, M. A. Ohliger, A. K. Grant, J. D. Willig-Onwuachi, E. N. Yeh und H. Y. Kressel, „Depth Penetration of RF Coil Arrays for Sequential Parallel MR Imaging“, In Proc. 11th Annual Meeting of the ISMRM, Toronto, ON, Kanada: 469 (2003).
- [123] G. R. Duensing, J. Akao, C. Saylor und D. Molyneaux, „Conductor Losses in Many Channel RF Coil Arrays“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 1583 (2004).
- [124] G. R. Duensing, H. R. Brooker und J. R. Fitzsimmons, „Maximizing Signal-to-Noise Ratio in the Presence of Coil Coupling“, J. Magn. Reson. B. **111**: 230-235 (1996).
- [125] C. E. Hayes und P B. Roemer, „Noise Correlation in Data Simultaneously Acquired from Multiple Surface Coil Arrays“, Magn. Reson. Med. **16**: 181-191 (1990).
- [126] C-N. Chen und D. I. Hoult, „Electrical shim and gradient coils“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **3.5.2**: 104-107 (1989).
- [127] A. Webb, „Magnetic Resonance Imaging“ in *Introduction to Biomedical Imaging*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **4.3**: 174-176 (2003).
- [128] P. Mansfield und P. K. Grannell, „NMR diffraction in solids?“, J. Phys. C **6**: L422-L426 (1973).

- [129] A. Kumar, D. Welti und R. R. Ernst, „NMR Fourier Zeugmatography“, *J. Magn. Reson.* **18**: 69-83 (1975).
- [130] W. A. Edelstein, J. M. S. Hutchison, G. Johnson und T. Redpath, „Spin warp NMR imaging and applications to human whole-body imaging“, *Phys. Med. Biol.* **25**: 751-756 (1980).
- [131] A. Webb, „Slice Selection“ in *Introduction to Biomedical Imaging*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **4.3.1**: 176-178 (2003).
- [132] A. Webb, „Frequency-Encoding“ in *Introduction to Biomedical Imaging*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **4.3.3**: 178-179 (2003).
- [133] A. Webb, „The k-space Formalism“ in *Introduction to Biomedical Imaging*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **4.3.4**: 179-182 (2003).
- [134] D. B. Twieg, „The k-trajectory formulation of NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods“, *Med. Phys.* **10**: 610-621 (1983).
- [135] S. Ljunggren, „A Simple Graphical Representation of Fourier-Based Imaging Methods“, *J. Magn. Reson.* **54**: 338-343 (1983).
- [136] E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson und R. Venkatesan, „Time Constraints and Collecting Data over Multiple Cycles“ in *Magnetic Resonance Imaging - Physical Principles and Sequence Design*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **10.1.3**: 171-172 (1999).
- [137] A. Webb, „Contrast-to-Noise Ratio“ in *Introduction to Biomedical Imaging*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **4.6.3**: 199 (2003).
- [138] E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson und R. Venkatesan, „3D Volume Imaging“ in *Magnetic Resonance Imaging - Physical Principles and Sequence Design*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **10.4**: 194-196 (1999).
- [139] E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson und R. Venkatesan, „Nyquist Sampling Criterion“ in *Magnetic Resonance Imaging - Physical Principles and Sequence Design*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA **12.1.2**: 234-239 (1999).
- [140] J. R. Kelton, R. L. Magin und S. M. Wright, „An Algorithm For Rapid Image Acquisition Using Multiple Receiver Coils“, In Proc. 8th Annual Meeting of the SMRM, Amsterdam, The Netherlands: 1172 (1989).
- [141] J. Stoer, „Die Pseudoinverse einer Matrix“ in *Numerische Mathematik 1*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **4.8.5**: 238-241 (1994).

- [142] G. B. Arfken und H. J. Weber, „Hermitian Matrices, Unitary Matrices“ in *Mathematical Methods for Physicists*, Elsevier Academic Press, Heidelberg **3.4**: 208-209 (2005).
- [143] M. Blaimer, F. Breuer, M. Mueller, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: How to Choose the Optimal Method“, *Top. Magn. Reson. Imaging* **15**: 223-236 (2004).
- [144] M. A. Ohliger, A. K. Grant und D. K. Sodickson, „Ultimate Intrinsic Signal-to-Noise Ratio for Parallel MRI: Electromagnetic Field Considerations“, *Magn. Reson. Med.* **50**: 1018-1030 (2003).
- [145] D. J. Larkman, J. V. Hajnal, A. H. Herlihy, G. A. Coutts, I. R. Young und G. Ehnholm, „Use of Multicoil Arrays for Separation of Signal from Multiple Slices Simultaneously Excited“, *J. Magn. Reson. Imaging* **13**: 313-317 (2001).
- [146] F. A. Breuer, M. Blaimer, R. M. Heidemann, M. F. Mueller, M. A. Griswold und P. Jakob, „Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration (CAIPIRINHA) for Multi-Slice Imaging“, *Magn. Reson. Med.* **53**: 684-691 (2005).
- [147] F. A. Breuer, M. Blaimer, M. F. Mueller, N. Seiberlich, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „Controlled Aliasing in Volumetric Parallel Imaging (2D CAIPIRINHA)“, *Magn. Reson. Med.* **55**: 549-556 (2006).
- [148] N. Seiberlich, F. A. Breuer, M. Blaimer, K. Barkauskas, P. M. Jakob und M. A. Griswold, „Non-Cartesian data reconstruction using GRAPPA operator gridding (GROG)“, *Magn. Reson. Med.* **58**: 1257-1265 (2007).
- [149] N. Seiberlich, F. Breuer, M. Blaimer, P. Jakob und M. Griswold, „Self-calibrating GRAPPA operator gridding for radial and spiral trajectories“, *Magn. Reson. Med.* **59**: 930-935 (2008).
- [150] N. Seiberlich, F. Breuer, R. Heidemann, M. Blaimer, M. Griswold und P. Jakob, „Reconstruction of undersampled non-Cartesian data sets using pseudo-Cartesian GRAPPA in conjunction with GROG“, *Magn. Reson. Med.* **59**: 1127-1137 (2008).
- [151] N. Seiberlich, F. A. Breuer, P. Ehses, H. Moriguchi, M. Blaimer, P. M. Jakob und M. A. Griswold, „Using the GRAPPA operator and the generalized sampling theorem to reconstruct undersampled non-Cartesian data“, *Magn. Reson. Med.* **61**: 705-715 (2009).
- [152] L. Kaufmann, D. M. Kramer, L. E. Crooks und D. A. Ortendahl, „Measuring Signal-to-Noise Ratios in MR Imaging“, *Radiology* **173**: 265-267 (1989).

- [153] O. Dietrich, J. G. Raya, S. B. Reeder, M. F. Reiser und S. O. Schoenberg, „Measurement of Signal-to-Noise Ratios in MR Images: Influence of Multi-Channel Coils, Parallel Imaging, and Reconstruction Filters“, *J. Magn. Reson. Imaging* **26**: 375-385 (2007).
- [154] J. Frahm, A. Haase und D. Matthaei, „Rapid Three-Dimensional MR Imaging Using the FLASH Technique“, *J. Comput. Assist. Tomogr.* **10**: 363-368 (1986).
- [155] J. P. Mugler III. und J. R. Brookeman, „Three-Dimensional Magnetization-Prepared Rapid Gradient-Echo Imaging (3D MP RAGE)“, *Magn. Reson. Med.* **15**: 152-157 (1990).
- [156] C. J. Hardy, R. O. Giaquinto, J. E. Piel, K. W. Rohling, L. Marinelli, E. W. Fiveland, C. J. Rossi, K. J. Park, R. D. Darrow, R. D. Watkins und T. K. Foo, „128-Channel Body MRI with a Flexible High-Density Receiver-Coil Array“, In Proc. 15th Annual Meeting of the ISMRM, Berlin, Germany: 244 (2007).
- [157] M. Schmitt, A. Potthast, D. E. Sosnovik, G. C. Wiggins, C. Triantafyllou und L. L. Wald, „A 128 Channel Receive-Only Cardiac Coil for 3T“, In Proc. 15th Annual Meeting of the ISMRM, Berlin, Germany: 245 (2007).
- [158] G. C. Wiggins, V. Alagappan, A. Potthast, M. Schmitt, C. J. Wiggins, H. Fischer, K. Jahns, T. Benner, J. Polimeni und L. L. Wald, „Design Optimization and SNR Performance of 3T 96 Channel Phased Array Head Coils“, In Proc. 15th Annual Meeting of the ISMRM, Berlin, Germany: 243 (2007).
- [159] D. K. Sodickson, C. J. Hardy, Y. Zhu, R. A. Giaquinto, G. Kenwood, T. Niendorf, H. Lejay, M. J. Harsh, C. A. McKenzie, N. Farrar, M. A. Ohliger, A. K. Grant und N. M. Rofsky, „Twelve- to Sixteen-Fold Accelerations of Contrast-Enhanced MRA Using Highly Parallel MRI with a 32-Element Array“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 327 (2004).
- [160] D. Spencer, J. Akao, R. Duensing, D. Rimkunas, C. Saylor, T. Niendorf, D. K. Sodickson und N. Rofsky, „Design of a 32 Channel Cardiac Array for Parallel Imaging“, In Proc. 13th Annual Meeting of the ISMRM, Miami, FL, USA: 911 (2005).
- [161] T. Niendorf, D. K. Sodickson, C. J. Hardy, R. D. Darrow, R. O. Giaquinto, M. Saranathan, Y. Zhu, G. Kenwood, M. Harsh, T. K. Foo und N. Rofsky, „Towards Whole Heart Coverage in a Single Breath-Hold: Coronary Artery Imaging Using a True 32-Channel Phased Array MRI System“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 703 (2004).
- [162] T. Niendorf, D. K. Sodickson, C. A. McKenzie, N. Farrar, C. J. Hardy, Y. Zhu, G. Kenwood, M. J. Harsh und N. M. Rofsky, „Massively Accelerated Comprehensive Volumetric Body Imaging Examinations with a 32-Channel MR-

- System“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 2249 (2004).
- [163] D. C. Alsop, T. J. Connick und G. Mizsei, „A Spiral Volume Coil for Improved RF Field Homogeneity at High Static Magnetic Field Strength“, *Magn. Reson. Med.* **40**: 49-54 (1998).
- [164] W. Liu, C. M. Collins und M. B. Smith, „Simulation of a Spiral Volume Coil at High Static Magnetic Field Strength“, In Proc. 9th Annual Meeting of the ISMRM, Glasgow, Scotland: 1130 (2001).
- [165] G. R. Duensing, U. Gotshal, S. King und F. Huang, „N-Dimensional Orthogonality of Volume Coil Arrays“, In Proc. 10th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, HI, USA: 771 (2002).
- [166] T. Taves, L. Kasian und S. B. King, „The SNR of Spiral Birdcage Coils“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 40 (2004).
- [167] W. Demtröder, „Energie des magnetischen Feldes“ in *Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **4.4**: 126 (1995).
- [168] C-N. Chen und D. I. Hoult, „Two degrees of freedom“ in *Biomedical Magnetic Resonance Technology*, Adam Hilger, Bristol and New York **4.5.2**: 146-151 (1989).
- [169] M. J. Riffe, M. Blaimer, K. J. Barkauskas, J. L. Duerk und M. Griswold, „SNR Estimation in Fast Dynamic Imaging Using Bootstrapped Statistics“, In Proc. 15th Annual Meeting of the ISMRM, Berlin, Germany: 1879 (2007).
- [170] L. Darrasse und G. Kassab, „Quick measurement of NMR-coil sensitivity with a dual-loop probe“, *Rev. Sci. Instrum.* **64**: 1841-1844 (1993).

Eigene Veröffentlichungen

Wissenschaftliche Artikel

- (01) M. F. Mueller, M. Blaimer, F. Breuer, T. Lanz, A. Webb, M. Griswold und P. Jakob, „Double spiral array coil design for enhanced 3D parallel MRI at 1.5 Tesla“, *Concepts Magn. Reson. Eng.* **35B**: 59-66 (2009).
- (02) M. F. Mueller, T. Lanz, F. Breuer, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „Quadrature Array Coil Elements for improved Parallel MRI performance at 1.5 Tesla“, im Druck bei *Concepts Magn. Reson.* (2011).
- (03) R. M. Heidemann, O. Ozsarlak, P. M. Parizel, J. Michiels, B. Kiefer, V. Jellus, M. Müller, F. Breuer, M. Blaimer, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „A brief review of parallel magnetic resonance imaging“, *Eur. Radiol.* **13**: 2323-2337 (2003).
- (04) R. M. Heidemann, M. A. Griswold, M. Müller, F. Breuer, M. Blaimer, B. Kiefer, M. Schmitt und P. M. Jakob, „Feasibilities and limitations of high field parallel MRI“, *Radiologie* **44**: 49-55 (2004).
- (05) M. Blaimer, F. Breuer, M. Mueller, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method“, *Top. Magn. Reson. Imaging* **15**: 223-236 (2004).
- (06) F. A. Breuer, M. Blaimer, R. M. Heidemann, M. F. Mueller, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging“, *Magn. Reson. Med.* **53**: 684-691 (2005).
- (07) M. A. Griswold, M. Blaimer, F. Breuer, R. M. Heidemann, M. Mueller und P. M. Jakob, „Parallel magnetic resonance imaging using the GRAPPA operator formalism“, *Magn. Reson. Med.* **54**: 1553-1556 (2005).
- (08) F. A. Breuer, M. Blaimer, M. F. Mueller, N. Seiberlich, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „Controlled aliasing in volumetric parallel imaging (2D CAIPIRINHA)“, *Magn. Reson. Med.* **55**: 549-556 (2006).
- (09) M. A. Griswold, F. Breuer, M. Blaimer, S. Kannegiesser, R. M. Heidemann, M. Mueller, M. Nittka, V. Jellus, B. Kiefer und P. M. Jakob, „Autocalibrated coil sensitivity estimation for parallel imaging“, *NMR Biomed.* **19**: 316-324 (2006).

Eigene Veröffentlichungen

- (10) M. Blaimer, F. A. Breuer, N. Seiberlich, M. F. Mueller, R. M. Heidemann, V. Jellus, G. Wiggins, L. L. Wald, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „Accelerated volumetric MRI with a SENSE/GRAPPA combination“, *J. Magn. Reson. Imaging* **24**: 440-450 (2006).
- (11) M. Blaimer, F. A. Breuer, M. Mueller, N. Seiberlich, D. Ebel, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „2D-GRAPPA-operator for faster 3D parallel MRI“, *Magn. Reson. Med.* **56**: 1359-1364 (2006).
- (12) B. Sandner, D. R. Pillai, R. M. Heidemann, G. Schuierer, M. F. Mueller, U. Bogdahn, F. Schlachetzki und Norbert Weidner, „In vivo high-resolution imaging of the injured rat spinal cord using a 3.0T clinical MR scanner“, *J. Magn. Reson. Imaging* **29**: 725-730 (2009).
- (13) T. Lanz, M. Müller, H. Barnes, S. Neubauer und J. E. Schneider, „A High Throughput 8 Channel Probehead for Murine MRI at 9.4 T“, *Magn. Reson. Med.* **64**: 80-87 (2010).

Vorträge

- (01) M. F. Müller, M. Blaimer, F. Breuer, R. Heidemann, M. Griswold und P. Jakob, „Methoden- und Hardwareentwicklung für die parallele MRT“, In *Medizinische Physik 2003 - Tagungsband der 34. Wissenschaftlichen Tagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik*, Heidelberg, Deutschland: Seite 78 (2003).
- (02) M. Müller, M. Blaimer, F. Breuer, R. Heidemann, A. Webb, M. Griswold und P. Jakob, „8 Channel Double Spiral Head Array Coil for Enhanced 3D Parallel MRI at 1.5 T“, In *Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM*, Kyoto, Japan: 2391 (2004).
- (03) M. Mueller, F. Breuer, M. Blaimer, R. Heidemann, A. Webb, M. Griswold und P. Jakob, „Considerations for a Double Spiral 16 Channel Routine Head Array Coil with a Common End Ring for Enhanced 3D Parallel Imaging at 1.5T“, In *Proc. 21st Annual Meeting of the ESMRMB*, Kopenhagen, Denmark: 275 (2004).
- (04) M. Mueller, F. Breuer, M. Blaimer, R. Heidemann, A. Webb, M. Griswold und P. Jakob, „Promising Double Spiral Design for Volume Array Head Coils“, In *Proc. 2nd International Workshop on Parallel Imaging of the ISMRM and ESMRMB*, Zürich, Schweiz (2004).
- (05) F. Breuer, M. Blaimer, M. Müller, R. Heidemann, M. Griswold und Peter Jakob, „Controlled Aliasing in 3D Parallel Imaging (2D CAIPIRINHA)“, In *Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM*, Kyoto, Japan: 326 (2004).

- (06) M. A. Griswold, M. Blaimer, R. M. Heidemann, P. Speier, S. Kannengeisser, M. Nittka, F. Breuer, M. Mueller und P. M. Jakob, „Rapid Evaluation of Cardiac Function Using Undersampled Radial TrueFISP with GRAPPA“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 637 (2004).
- (07) M. Blaimer, F. Breuer, R. M. Heidemann, M. Müller, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „Is Parallel MRI Without a Priori Information Possible?“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 2417 (2004).

Posterpreise

- (01) M. Müller, A. Griswold, A. Webb, A. Haase und P. M. Jakob, „Überlegungen zum Design von Volumenarrayspulen mit vielen Elementen für leistungsstärkere parallele MRI“, Im Tagungsband der 6. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM, Heidelberg, Deutschland: Seite 43 (2003).

Posterdiskussionen

- (01) M. F. Mueller, M. A. Griswold, A. Webb, A. Haase und P. M. Jakob, „Considerations for Appropriate Volumetric Array Designs with Many Channels for High-performance PPA“, In Proc. 20th Annual Meeting of the ESMRMB, Rotterdam, Netherlands: 156 (2003).

Poster

- (01) M. F. Mueller, M. A. Griswold, A. Haase und P. M. Jakob, „Design Considerations for Volumetric Arrays with Many Elements for Massively Parallel MRI“, In Proc. 11th Annual Meeting of the ISMRM, Toronto, Canada: 2340 (2003).
- (02) M. Mueller, T. Lanz, F. Breuer, M. Blaimer, R. Heidemann, A. Webb, M. Griswold und P. Jakob, „Considerations for Enhanced SNR Performance of a Spiral Array Coil with Many Elements using a Common End Ring Design“, In Proc. 12th Annual Meeting of the ISMRM, Kyoto, Japan: 1592 (2004).
- (03) M. A. Griswold, S. Kannengiesser, M. Müller und P. M. Jakob, „Autocalibrated Accelerated Parallel Excitation (Transmit GRAPPA)“, In Proc. 13th Annual Meeting of the ISMRM, Miami Beach, Florida, USA: 2435 (2005).
- (04) F. A. Breuer, M. Blaimer, M. F. Mueller, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „Finding the Optimal Sampling Pattern in 2D Parallel Imaging

Eigene Veröffentlichungen

- for a Given Receiver Coil Configuration“, In Proc. 13th Annual Meeting of the ISMRM, Miami Beach, Florida, USA: 2665 (2005).
- (05) F. A. Breuer, M. Blaimer, M. F. Mueller, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „The Use of Principal Component Analysis (PCA) for Estimation of the Maximum Reduction Factor in 2D Parallel Imaging“, In Proc. 13th Annual Meeting of the ISMRM, Miami Beach, Florida, USA: 2668 (2005).
- (06) M. Blaimer, F. Breuer, M. Mueller, R. M. Heidemann, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „The 2D-GRAPPA-Operator for 3D MRI“, In Proc. 13th Annual Meeting of the ISMRM, Miami Beach, Florida, USA: 2673 (2005).
- (07) M. F. Mueller, T. Lanz, T. Wichmann, F. A. Breuer, M. A. Griswold und P. M. Jakob, „Shielded Quadrature Coil Elements for NMR Phased-Arrays“, In Proc. 16th Annual Meeting of the ISMRM, Toronto, Ontario, Canada: 1067 (2008).
- (08) J. E. Schneider, H. Barnes, M. Müller, S. Neubauer und T. Lanz, „Phased Array Imaging in Mouse Hearts Using an 8-Channel Phased Array Coil at 9.4 Tesla“, In Proc. 17th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, Hawaii, USA: 1799 (2009).
- (09) T. Lanz, M. Müller, H. Barnes und J. E. Schneider, „A High Throughput 8 Channel Mouse Probehead for 9.4 T“, In Proc. 17th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, Hawaii, USA: 4734 (2009).

Danksagung

Zum Gelingen einer solchen Arbeiten tragen viele Menschen auf unterschiedlichste Art und Weise bei. An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit ergreifen, um mich für die großartige Unterstützung im Großen als auch im Kleinen zu bedanken.

Herzlichen Dank

Prof. Mark Griswold für das Wecken der Begeisterung an der NMR-Hardware, das Beibringen des NMR-Spulenbaus von der Pike auf, für die geduldigen Erklärungen, die motivierenden und inspirierenden Gespräche und für die gute Freundschaft, die aus alle dem entstanden ist,

Prof. Peter Jakob und Prof. Axel Haase für die Möglichkeit an diesem so facettenreichen Lehrstuhl für Biophysik als Teil der PPA Gruppe promovieren zu dürfen,

Titus Lanz für die bedingungslose Unterstützung, das fortwährend kritische Hinterfragen, die großartigen Diskussionen und für das stete Lehren weiterer Details und Feinheiten im NMR-Spulenbau,

Felix Breuer und Martin Blaimer für die tolle Zusammenarbeit innerhalb der PPA Gruppe, die Unterstützung bei 3D PPA Rekonstruktionen und der kritischen Bewertung der verschiedenen Phased-Array Konfigurationen sowie für die immerwährende Begeisterungen an den Fortschritten auf dem Hardware-Sektor,

Daniel Haddad und Volker Behr für die vielen inspirierenden Diskussionen, das jederzeit offene Ohr und die schönen Erlebnisse auch abseits des Lehrstuhl,

Lothar Weinhardt, Nicole und Markus Keßelring für unsere tiefe Freundschaft, die niemals abreißen Hilfsangebote, die kritischen Korrekturen von Sprache und Inhalt der Arbeit, sowie für die schönen Abende der Zuflucht während der nicht immer leichten Zeit,

Sabine Voll für die stets motivierende Herzlichkeit, die Fachsimpelei in der deutschen Sprachlandschaft sowie für die schnellen und präzisen Korrekturen,

allen EP5lern für die gute Atomsphäre und die vielen anregenden Gespräche an unserem Lehrstuhl,

Frau Haase und der Firma Rapid Biomedical für das Entgegenkommen und die

Danksagung

Flexibilität sowie Tobias Wichmann und Frank Resmer für die Bereitschaft sich mit meinen Fragestellungen auseinanderzusetzen und das Bestreben das Verständnis der NMR gemeinsam weiter zu vertiefen,

sowie Matthias „Molly“ Sauer und seinem Team vom CU Würzburg für die fruchtbare Atmosphäre, die freundliche Umsorgung und das Mitfiebern aufs Ende hin.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Matthias Müller
Geburtstag: 30. September 1976
Geburtsort: Würzburg
Wohnort: Würzburg
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig

Schulbildung

Sept 1983 - Juli 1987 Grundschule Wernfeld
Sept 1987 - Juni 1996 Friedrich-List-Gymnasium Gemünden
Abschluß: Allgemeine Hochschulreife

Wehrdienst

Juli 1996 - April 1997 Wehrdienst bei der Deutschen Luftwaffe

Hochschulausbildung

Mai 1997 - Okt 2001 Studium der Physik an der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg
Juli 2000 - Aug 2001 Diplomarbeit zum Thema:
„Charakterisierung des Nuklear Overhauser Effekts in der in vivo ^{31}P NMR-Spektroskopie“
Okt 2001 Diplom
April 2002 - heute Promotion am Lehrstuhl für Experimentelle Physik 5 am Physikalischen Institut der Universität Würzburg bei Prof. Dr. M. Jakob

Berufstätigkeit

Sep 2005 - heute Mitarbeiter der Firma RAPID Biomedical GmbH in der Abteilung für Forschung und Entwicklung von Hardware für die Kernspinresonanztomographie