

INAUGURAL - DISSERTATION
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Naturwissenschaftlich - Mathematischen
Gesamtfakultät
der Ruprecht - Karls - Universität
Heidelberg

vorgelegt von
Tanja Platt, M.Sc.
aus Eberbach

Tag der mündlichen Prüfung 10.01.2018

In-vivo-²³Na-Magnetresonanztomographie
des Körperstamms bei 7 Tesla

Gutachter

Prof. Dr. Peter Bachert
Prof. Dr. Lothar Schad

***In-vivo*-²³Na-Magnetresonanztomographie des Körperstamms bei 7 Tesla**

Das Ziel dieser Arbeit war es, die *In-vivo*-²³Na-Magnetresonanz(MR)-Bildgebung des Körperstamms bei $B_0 = 7$ Tesla zu ermöglichen. Zur Anregung der ²³Na-Kernspins sowie zur Detektion der ²³Na-Magnetisierung wurde eine ²³Na-HF-Körperspule entwickelt, aufgebaut und optimiert. Drei Spulenkonfigurationen der ovalen, eng anliegenden Birdcage-Spule wurden untersucht: Zur Erhöhung der Homogenität des Sende- und Empfangsfeldes wurde im ersten Optimierungsschritt die herkömmliche Zweikanal-Einspeisung zu einer Vierkanal-Einspeisung erweitert. Im zweiten Optimierungsschritt wurde durch eine Anpassung der Sendephasen der relative Flipwinkelfehler in einem Bereich der Größe $(23 \times 13 \times 10) \text{ cm}^3$ von 8,6% auf 4,9% reduziert. Die ²³Na-HF-Körperspule mit vier Empfangskanälen stellt ein relativ homogenes Sendefeld ($(11,97 \pm 0,59) \mu\text{T}$, HF-Sendeleistung 2,4 kW) sowie Empfangsfeld zur Verfügung, welche einen großen Bereich des Körperstamms abdecken. Daher ermöglicht die HF-Körperspule erstmalig die Aufnahme von *In-vivo*-²³Na-MR-Bildern der gesamten Breite des Körperstamms eines Erwachsenen mit einer großen Abdeckung in Längsrichtung bei $B_0 = 7$ Tesla (Sichtfeld $FOV = (40 \text{ cm})^3$). In den rekonstruierten ²³Na-MR-Bildern treten Verschmierungen aufgrund der Atembewegung auf. Daher wurde das intrinsische Atemsignal retrospektiv aus den ²³Na-MR-Daten bestimmt. Basierend auf diesem Atemsignal wurden die aufgenommenen MR-Daten in zwei Atemzustände (eingatmet, ausgeatmet) aufgeteilt, was zu einer Reduktion der Verschmierungen führt. Die Zuordnung basierend auf dem intrinsischen und dem extrinsischen Atemsignal (Atemgurt) zeigte für drei Probanden eine gute Übereinstimmung von $(90,6 \pm 2,8)\%$ bei der ²³Na-Lungen-MR-Bildgebung und von $(82,3 \pm 3,8)\%$ bei der ²³Na-MR-Bildgebung des Abdomens.

***In vivo* ²³Na Magnetic Resonance Imaging of the Human Torso at 7 Tesla**

The aim of this work was to enable *in vivo* ²³Na magnetic resonance (MR) imaging of the human torso at $B_0 = 7$ Tesla. A ²³Na RF body coil was developed, constructed and optimized to facilitate an excitation of ²³Na nuclear spins and a detection of ²³Na magnetization. Three coil configurations of the oval close-fitting birdcage coil were investigated: In the first optimization step the conventional two-port drive is extended to a four-port drive increasing the transmit and receive field homogeneity. By then adapting the transmit phases the relative flip angle error in a specified region (size $(23 \times 13 \times 10) \text{ cm}^3$) was reduced from 8.6% to 4.9%. The ²³Na body coil with four receive channels provides a relatively homogeneous transmit field ($(11.97 \pm 0.59) \mu\text{T}$, transmit power 2.4 kW) and receive field covering a large region of the torso. The RF coil enables for the first time the acquisition of full body width *in vivo* ²³Na MR images of adults with long z -axis coverage at 7 Tesla (field of view $(40 \text{ cm})^3$). In reconstructed ²³Na images blurring occurs due to respiration. The intrinsic respiratory signal was retrospectively determined from ²³Na MR data. Separating the obtained MR data into two states (inhaled, exhaled) based on this intrinsic signal results in reduced blurring. Assignment based on the intrinsic or extrinsic respiratory signal (respiratory belt) shows a good correlation of $(90.6 \pm 2.8)\%$ and $(82.3 \pm 3.8)\%$ for ²³Na lung and abdominal imaging for three volunteers.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen	5
2.1	Kernspinresonanz	5
2.1.1	Kernspin und Zeeman-Effekt	5
2.1.2	Makroskopische Magnetisierung	7
2.1.3	Bewegungsgleichung der Magnetisierung	8
2.1.4	Hochfrequenzanregung	8
2.1.5	Bloch-Gleichungen	9
2.1.6	Elektrische Quadrupolwechselwirkung	10
2.1.7	Sensitivität	11
2.2	Magnetresonanztomographie	12
2.2.1	Ortskodierung	12
2.2.2	Nyquist-Kriterium	13
2.3	Hochfrequenztechnik	15
2.3.1	Hochfrequenzspulen	15
2.3.1.1	Lokale Spulen und Volumenspulen	15
2.3.1.2	Quadraturanregung und Quadraturdetektion	16
2.3.1.3	Birdcage-Spule	16
2.3.1.4	Spulenverluste	18
2.3.1.5	Magnetischer Füllfaktor	19
2.3.1.6	Spezifische Absorptionsrate	20
2.3.2	Streuparameter	22
2.3.3	Anpassung	24
2.3.3.1	Anpassnetzwerk	26
2.3.4	Leitungstransformation	28
2.3.4.1	Spezialfall: $\lambda/4$ -Leitung	29
2.3.5	HF-Komponenten	30
2.3.5.1	Quadraturhybrid	30
2.3.5.2	Pi-Glied	32
2.3.5.3	Sende-Empfangs-Weiche	34
2.4	Simulationen elektromagnetischer Felder	36
2.4.1	Finite-Integration-Methode	36
2.5	Physiologische Grundlagen	38

3	Material und Methoden	41
3.1	Hardware	41
3.1.1	Magnetresonanztomograph	41
3.1.1.1	Atemgurt	43
3.1.2	Hochfrequenz-Hardware	43
3.1.2.1	Konzept und Komponenten der ^{23}Na -HF-Körperspule	43
3.1.2.2	Ovale ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule	44
3.1.2.3	Zweikanal-Einspeisung an ovaler Birdcage-Spule	48
3.1.2.4	HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Einspeisung	48
3.1.2.5	Vierkanal-Einspeisung an ovaler Birdcage-Spule	53
3.1.2.6	HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung	53
3.1.2.7	Optimierte HF-Sende- und Empfangskette	54
3.1.2.8	Hochfrequenzleistungssensoren	61
3.1.2.9	Körperphantome	62
3.2	Simulation elektromagnetischer Felder der HF-Spule	64
3.2.1	Simulationsmodelle der entwickelten ovalen Birdcage-Spule	65
3.2.2	Beladungen der HF-Spule in der EM-Simulation	66
3.2.3	Bestimmung der maximal zulässigen mittleren Hochfrequenzleistung	67
3.3	Pulssequenzen und Bildrekonstruktion	68
3.3.1	Pulssequenzen	68
3.3.1.1	Kalibrierung der Referenzspannung	68
3.3.1.2	Dichteangepasste Radialsequenz	68
3.3.1.3	Sendefeldkartierung mit der <i>Double-Angle</i> -Methode	70
3.3.1.4	<i>Golden-Angle</i> -MR-Aufnahme	71
3.3.2	Bildrekonstruktion	72
3.3.2.1	Mehrkanal-Signalkombination	72
3.3.2.2	Nicht-uniforme schnelle Fouriertransformation	72
3.3.2.3	<i>Compressed-Sensing</i> -basierte Rekonstruktion	72
3.4	Nachverarbeitung der rekonstruierten MR-Bilder	73
3.5	Intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion	74
3.5.1	Bestimmung des intrinsischen Atemsignals	74
3.5.2	Bestimmung des extrinsischen Atemsignals	76
3.5.3	Vergleich des intrinsischen und des extrinsischen Atemsignals	78
3.5.4	Untersuchung der Atembewegung	79
4	Messungen und Ergebnisse	81
4.1	Hochfrequenz-Hardware	81
4.1.1	Optimierung der ^{23}Na -HF-Körperspule	81
4.1.2	Sende- und Empfangsfelder der drei Spulenkfigurationen	81
4.1.3	Sende- und Empfangseigenschaften der optimierten Vierkanal-Spulenkonfiguration	86
4.1.3.1	Validierung des Simulationsmodells der ^{23}Na -Körperspule	86
4.1.3.2	Sicherheitsbetrachtung der ^{23}Na -Körperspule	89
4.2	<i>In-vivo</i> - ^{23}Na -MR-Bildgebung	91
4.2.1	^{23}Na -MR-Körperbildgebung	91
4.2.2	Vergleich der beiden Vierkanal-Einspeise-Konfigurationen <i>in vivo</i>	91
4.2.3	Vergleich von herkömmlicher und iterativer Rekonstruktion <i>in vivo</i>	92

4.2.4	²³ Na-MR-Bildgebung der Nierenphysiologie	95
4.2.5	²³ Na-MR-Bildgebung des Körperstamms mit intrinsischer respiratorisch separierter Rekonstruktion	99
4.2.5.1	Intrinsisches und extrinsisches Atemsignal	100
4.2.5.2	Intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion	102
5	Diskussion	109
5.1	²³ Na-HF-Körperspule	109
5.1.1	Ovale ²³ Na-HF-Birdcage-Spule	110
5.1.2	Optimierung der HF-Sende- und Empfangskette	111
5.1.3	EM-Simulationsmodell der ²³ Na-Körperspule	113
5.1.4	Sicherheitsbetrachtung der ²³ Na-Körperspule	113
5.1.5	Erweiterungsmöglichkeiten der HF-Spule	114
5.1.6	Vergleich mit anderen X-Kern-Körperspulen	115
5.1.7	Ausblick: ²³ Na-HF-Körperspule	117
5.2	<i>In-vivo</i> - ²³ Na-MR-Bildgebung des Körperstamms	118
5.2.1	Iterative Rekonstruktion von ²³ Na-MR-Daten des Körperstamms	118
5.2.2	²³ Na-MR-Bildgebung der Nierenphysiologie	119
5.2.3	Intrinsische respiratorische Separation der ²³ Na-MR-Daten	120
5.2.4	Ausblick: Quantifizierung der ²³ Na-Konzentration	123
6	Zusammenfassung	125
7	Anhang	129
	Literaturverzeichnis	131
	Abbildungsverzeichnis	143
	Tabellenverzeichnis	147
	Abkürzungsverzeichnis	149

Einleitung

Die Kernspinresonanz (englisch *nuclear magnetic resonance*, NMR) wurde von Felix Bloch und Edward Purcell 1946 unabhängig voneinander entdeckt [Bloch, 1946; Purcell et al., 1946], wofür Bloch und Purcell im Jahre 1952 den Nobelpreis für Physik erhielten. Heutzutage wird die Kernspinresonanz häufig auch als Magnetresonanz (abgekürzt MR) bezeichnet. Im Jahre 1973 veröffentlichte Lauterbur [1973] die Methode der Magnetresonanztomographie (MR-Tomographie) in der Fachzeitschrift *Nature*. Durch ortsabhängige Magnetfeldstärken konnte Lauterbur [1973] die räumliche Verteilung von Kernspins untersuchen. Seit ihrer Entdeckung hat sich die MR-Tomographie zu einer der wichtigsten Schnittbildtechniken der medizinischen Diagnostik entwickelt. Im Gegensatz zu röntgenbasierten oder nuklearmedizinischen Bildgebungsverfahren kommt die MR-Bildgebung ohne den Einsatz ionisierender Strahlung oder von Radionukliden aus.

In der klinischen Routine wird im Allgemeinen die Protonen-Bildgebung (^1H -Bildgebung) zur Darstellung von menschlichem Gewebe genutzt, da das ^1H -Atom eine große Häufigkeit im menschlichen Körper sowie die höchste NMR-Sensitivität der stabilen Isotope hat. Zum einen ermöglicht die MR-Tomographie die anatomische Bildgebung mit einem im Vergleich zu anderen Bildgebungsmodalitäten ausgeprägten Weichteilkontrast und zum anderen ermöglichen beispielsweise die diffusionsgewichtete MR-Tomographie oder die MR-Spektroskopie die Untersuchung der Gewebephysiologie.

Neben der ^1H -MR-Tomographie bieten die MR-Spektroskopie und die MR-Bildgebung anderer Kerne (z. B. ^{13}C , ^{17}O , ^{23}Na , ^{31}P , ^{39}K) zusätzliche Informationen über die Physiologie des Gewebes. Nach ^1H weist ^{23}Na von den mittels NMR detektierbaren Kernen das zweithöchste MR-Signal im menschlichen Körper auf. Besonders mit der steigenden Verfügbarkeit von Hochfeld-MR-Tomographen mit einer magnetischen Induktionsflussdichte von $B_0 \geq 3$ Tesla steigt das Potential der ^{23}Na -MR-Bildgebung, da das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (englisch *signal-to-noise ratio*, SNR) mit der magnetischen Induktionsflussdichte B_0 ansteigt.

Natriumionen spielen in vielen biologischen Prozessen eine wichtige Rolle. Bei gesunden erregbaren Zellen beträgt die Konzentration der Na^+ -Ionen im Intrazellulärraum 5 bis 15 mmol l^{-1} und im Extrazellulärraum 140 bis 150 mmol l^{-1} [Speckmann et al., 2013]. Dieser Konzentrationsgradient wird u. a. durch die Natrium-Kalium-Pumpe (Na^+ - K^+ -ATPase) aufrechterhalten. Eine Beeinträchtigung des Energiestoffwechsels oder eine Störung der Integrität der Zellmembran wirkt sich daher auf den Konzentrationsgradienten aus und eine Bestimmung der Natriumkonzentrationen mittels ^{23}Na -MR-Bildgebung kann Aufschluss über den Zustand der Zelle geben [Madelin und Regatte, 2013].

Die *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung ist seit ca. 30 Jahren Gegenstand der Forschung. Eine Vielzahl an Studien beschäftigte sich mit der ^{23}Na -MR-Bildgebung des Kopfes [Hussain et al., 2009; Nagel et al., 2011b; Petracca et al., 2016; Shah et al., 2016] oder der Extremitäten

[Constantinides et al., 2000; Nagel et al., 2011a]. Wenige Studien untersuchten bisher Organe oder Gewebe des Körperstamms mittels der *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung. Im Körperstamm sind hierbei die folgenden Körperregionen von Interesse: das Herz [Bottomley, 2016], die Nieren [Zöllner et al., 2016], die Brust [Ouwerkerk et al., 2007], die Lunge [Henzler et al., 2012; Kauczor und Kreitner, 1999], die Prostata [Hausmann et al., 2012] und die Bandscheiben [Insko et al., 2002].

Neben einem im Vergleich zum ^1H -MR-Signal geringeren ^{23}Na -MR-Signal ergeben sich weitere Herausforderungen. Zum einen hat ^{23}Na im Gegensatz zu ^1H einen Kernspin von $3/2$, was einen schnellen Signalzerfall im Gewebe zur Folge hat. Dies erfordert schnelle Pulssequenzen mit sehr kurzen Echozeiten TE ($TE \leq 1$ ms). Zum anderen ist die Larmorfrequenz der ^{23}Na -Kernspins um etwa einen Faktor vier geringer als die Larmorfrequenz der ^1H -Kernspins. Daher muss ein MR-Tomograph, der für die ^{23}Na -MR-Bildgebung verwendet werden soll, neben einem herkömmlichen ^1H -Hochfrequenz(HF)-Verstärker mit einer Breitbandoption ausgestattet sein. Des Weiteren werden speziell entwickelte HF-Spulen für die ^{23}Na -MR-Bildgebung bei 7 Tesla benötigt. Sie müssen sowohl die leistungsintensive Anregung der ^{23}Na -Kernspins als auch die Detektion der geringen ^{23}Na -Magnetisierung ermöglichen, die schnell zerfällt.

Aufgrund der speziellen Ansprüche an ^{23}Na -HF-Spulen zur Bildgebung des Körperstamms bzw. eines Teils des Körperstamms (z. B. SNR-Effizienz, schnelles Schalten zwischen Senden und Empfangen, Sichtfeld der Spule) [Bangerter et al., 2016] und der bisher geringen Anzahl an Ganzkörper-MR-Tomographen, die mit einer Breitbandoption ausgestattet sind, gibt es nur wenige kommerzielle ^{23}Na -HF-Spulen für diese Anwendung. ^{23}Na -HF-Spulen stellen daher im Allgemeinen Sonderanfertigungen dar.

Einige der in Studien benutzten HF-Spulen wurden für spezielle Anwendungen entwickelt und haben ein kleines bzw. mittelgroßes Sichtfeld, welches den sensitiven Bereich der Spule beschreibt. Beispiele hierfür sind HF-Spulen zur Brustbildgebung [Kaggie et al., 2014; Ouwerkerk et al., 2007], Nierenbildgebung [Haneder et al., 2014, 2011; Maril et al., 2006; Moon et al., 2014] und Prostatabildgebung [Hausmann et al., 2012]. HF-Spulen mit einem großen Sichtfeld ermöglichten hingegen eine Untersuchung des Herzens [Graessl et al., 2015], des Körperstamms im Allgemeinen [Ra et al., 1988; Steidle et al., 2004] oder sogar des gesamten Körpers, indem Teilbilder zusammengesetzt wurden [Wetterling et al., 2012].

Die konventionelle MR-Bildgebung des Körperstamms wird beeinträchtigt durch physiologische Bewegungen, z. B. aufgrund der Atmung oder der pulsatilen Kontraktion des Herzens. Die Bewegungen führen im Allgemeinen zu Verwischungen oder Verschiebungen im rekonstruierten MR-Bild. Zur Vermeidung von Artefakten aufgrund der Atembewegung werden ^1H -MR-Aufnahmen des Körperstamms in der klinischen Routine häufig unter Atemanhalt aufgenommen [Paling und Brookeman, 1986]. Aufgrund der im Vergleich zur ^1H -MR-Bildgebung langen Messzeit der ^{23}Na -MR-Bildgebung (ca. 15 min bis 45 min) ist eine Aufnahme unter Atemanhalt nicht geeignet.

Physiologische Signale, wie z. B. das Atemsignal oder die Herzaktivität, können zur Steuerung der MR-Aufnahme während der MR-Untersuchung verwendet werden oder rückwirkend nach einer MR-Untersuchung zur Sortierung der aufgenommenen MR-Daten dienen, z. B. in verschiedene Atemphasen oder in verschiedene Phasen des Herzzyklus. Dadurch können Beeinträchtigungen durch die physiologische Bewegung im Allgemeinen reduziert werden. Zum einen können externe Sensoren [Frauenrath et al., 2010; Runge et al., 1984] diese physio-

logischen Signale liefern, zum anderen können die physiologischen Signale auch direkt aus den kontinuierlich aufgenommenen MR-Daten gewonnen werden [Larson et al., 2004; Wang et al., 1996]. Die ermittelten Signale werden dann als extrinsische bzw. intrinsische Signale bezeichnet.

Wie in der Arbeit von Larson et al. [2004] beschrieben wurde, ist das MR-Signal im k -Raum-Zentrum direkt proportional zur Summe der Transversalmagnetisierung, gewichtet mit dem Sende- und dem Empfangsprofil der HF-Spule. Ändert sich die Menge des Gewebes im sensitiven Bereich der HF-Spule aufgrund der Atembewegung, so kann das intrinsische Atemsignal aus dem MR-Signal im k -Raum-Zentrum abgeleitet werden. Larson et al. [2004], Hiba et al. [2006] sowie Feng et al. [2016] wandten diese Methode beispielsweise auf radiale ^1H -MR-Daten an.

Das Hauptziel dieser Arbeit ist es, die *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung des Körperstamms, insbesondere der gesamten Lunge bzw. des Abdomens, bei 7 Tesla zu ermöglichen.

Im ersten Schritt wird daher eine ^{23}Na -HF-Körperspule zum Senden und Empfangen entwickelt und aufgebaut. Für die *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung des Körperstamms muss die HF-Spule insbesondere zwei Bedingungen erfüllen: zum einen muss der sensitive Bereich der ^{23}Na -HF-Spule einen großen Bereich des menschlichen Körpers abdecken und zum anderen muss die HF-Spule in diesem Bereich ein möglichst homogenes Sendefeld (B_1^+) sowie Empfangsfeld (B_1^-) zur Verfügung stellen. Es werden daher die HF-Eigenschaften von drei verschiedenen Spulenkfigurationen untersucht, indem u. a. Messungen im MR-Tomographen sowie Simulationen elektromagnetischer Hochfrequenzfelder (abgekürzt EM-Simulationen) durchgeführt werden. Für die Sicherheitsbetrachtung der HF-Spule wird die spezifische Absorptionsrate in EM-Simulationen untersucht.

Anschließend wird die ^{23}Na -HF-Körperspule an der Lunge sowie am Abdomen, insbesondere an den Nieren, angewendet. Da die MR-Bildgebung des Körperstamms, wie oben beschrieben, im Allgemeinen durch die respiratorische Bewegung beeinträchtigt ist, wird das intrinsische Atemsignal aus den ^{23}Na -MR-Daten bestimmt und mit dem Atemsignal eines externen Sensors verglichen. Anschließend wird basierend auf dem intrinsischen Atemsignal eine Separation der aufgenommenen MR-Daten in zwei verschiedene Atemzustände durchgeführt. Die resultierenden Teilmengen werden dann separat rekonstruiert. Diese Methode wird als intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion bezeichnet.

Teile der hier vorgestellten Arbeit wurden bereits in Konferenzbeiträgen veröffentlicht bzw. bei einer Fachzeitschrift zur Veröffentlichung eingereicht (siehe Anhang).

Grundlagen

2.1 Kernspinresonanz

In diesem Abschnitt werden die Grundlagen der Kernspinresonanz (englisch *nuclear magnetic resonance*, NMR) skizziert. Die Ausführungen orientieren sich dabei an Darstellungen in [Slichter, 1990] und [Abragam, 1961]. Für eine umfassende, theoretische Beschreibung der Kernspinresonanz sei auf diese Standardwerke verwiesen.

2.1.1 Kernspin und Zeeman-Effekt

Atomkerne mit einer ungeraden Protonen- und/oder Neutronenzahl besitzen einen Spin ungleich Null.

Dieser Kernspin wird durch zwei Quantenzahlen charakterisiert, zum einen durch die Spinquantenzahl I und zum anderen durch die Magnetquantenzahl m_I . Die Magnetquantenzahl kann Werte zwischen $-I$ und I mit einem Abstand von 1 annehmen ($-I, -I + 1, \dots, I$).

In der Drehimpulsbasis $|I, m_I\rangle$ gelten die folgenden Eigenwertgleichungen (Quantisierungsachse sei die z -Achse):

$$\hat{\mathbf{I}}^2 |I, m_I\rangle = I(I + 1)\hbar^2 |I, m_I\rangle \quad (2.1)$$

$$\hat{I}_z |I, m_I\rangle = m_I\hbar |I, m_I\rangle \quad (2.2)$$

Mit dem Kernspin ist ein magnetisches Dipolmoment $\hat{\boldsymbol{\mu}}$ verbunden:

$$\hat{\boldsymbol{\mu}} = \gamma \hat{\mathbf{I}} \quad (2.3)$$

Der Proportionalitätsfaktor γ ist das kernspezifische, gyromagnetische Verhältnis. Es hängt wie folgt mit dem Landé-Faktor g_I , dem Kernmagneton μ_K und dem Planckschen Wirkungsquantum \hbar zusammen:

$$\gamma = \frac{g_I \mu_K}{\hbar} \quad \text{mit: } \mu_K = \frac{e\hbar}{2m_p} \quad (2.4)$$

In die Berechnung des Kernmagnetons geht die Ruhemasse des Protons m_p ein.

Die gyromagnetischen Verhältnisse für ^1H - und ^{23}Na -Atomkerne betragen [Harris et al., 2002]:

$$\frac{\gamma(^1\text{H})}{2\pi} = 42,58 \text{ MHz T}^{-1} \quad \text{und} \quad \frac{\gamma(^{23}\text{Na})}{2\pi} = 11,27 \text{ MHz T}^{-1} \quad (2.5)$$

2.1. Kernspinresonanz

Die Wechselwirkung eines magnetischen Moments $\hat{\boldsymbol{\mu}}$ mit einem äußeren statischen Magnetfeld mit einer magnetischen Induktionsflussdichte $\mathbf{B}_0 = (0, 0, B_0)$ wird über den folgenden Hamilton-Operator \hat{H}_{Zeeman} beschrieben:

$$\hat{H}_{\text{Zeeman}} = -\hat{\boldsymbol{\mu}} \cdot \mathbf{B}_0 = -\gamma \hat{\mathbf{I}} \cdot \mathbf{B}_0 = -\gamma \cdot \hat{I}_z \cdot B_0 \quad (2.6)$$

Die Drehimpulszustände $|I, m_I\rangle$ sind auch Eigenzustände des Hamilton-Operators \hat{H}_{Zeeman} mit den Energieeigenwerten E_m :

$$\hat{H}_{\text{Zeeman}} |I, m_I\rangle = E_m |I, m_I\rangle \quad (2.7)$$

$$\hat{H}_{\text{Zeeman}} |I, m_I\rangle = -\gamma \hbar m_I B_0 |I, m_I\rangle \quad (2.8)$$

Folglich kommt es zu der sogenannten Zeeman-Aufspaltung in $2I + 1$ Zustände mit äquidistanten Abständen zwischen den Energieniveaus:

$$\Delta E = E_m - E_{m+1} \quad (2.9)$$

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 \quad (2.10)$$

$$\Delta E = \hbar \omega_0 \quad (2.11)$$

Die Größe $\omega_0 = \gamma B_0$ wird als Larmorfrequenz bezeichnet und stellt eine wichtige Größe in der Kernspinresonanz dar (Abschnitte 2.1.3 und 2.1.4).

Bei Kernen mit $I = \frac{1}{2}$, wie beispielsweise ^1H , ergibt sich eine Aufspaltung in zwei Energieniveaus und bei Kernen mit $I = \frac{3}{2}$, wie z. B. ^{23}Na , ergibt sich eine Aufspaltung in vier Energieniveaus (Abbildung 2.1). Ohne ein äußeres Magnetfeld ($B_0 = 0$) sind die Zustände $(2I + 1)$ -fach entartet.

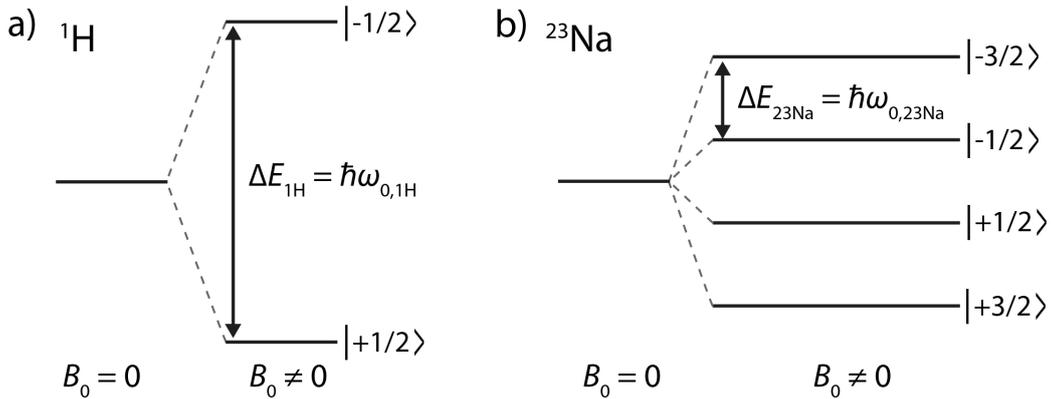


Abbildung 2.1: Aufspaltung der Energieniveaus in einem statischen Magnetfeld mit einer magnetischen Induktionsflussdichte B_0 . Die Zeeman-Wechselwirkung führt zu einer Aufspaltung in $2I + 1$ Zustände. Diese Energieaufspaltung ΔE ist proportional zu $\omega_0 = \gamma B_0$. a) Aufspaltung für den Spin-1/2-Kern ^1H und b) Aufspaltung für den Spin-3/2-Kern ^{23}Na .

Für Kernspins $I > \frac{1}{2}$ tritt zusätzlich die Quadrupolwechselwirkung auf, welche zu einer Verschiebung der Energieniveaus führen kann (Abschnitt 2.1.6). Diese zusätzliche Verschiebung wird in Abbildung 2.1 nicht gezeigt.

2.1.2 Makroskopische Magnetisierung

In NMR-Experimenten werden makroskopische Probenvolumen betrachtet. In diesem Zusammenhang werden nicht einzelne Spins untersucht, sondern das Verhalten der makroskopischen Magnetisierung eines Spinensembles.

Im thermischen Gleichgewicht ergibt sich eine Besetzung der Energieniveaus nach der Boltzmann-Statistik mit den folgenden Besetzungswahrscheinlichkeiten p_m (Boltzmann-Konstante k_B , absolute Temperatur T):

$$p_m = \frac{1}{Z} e^{-\frac{E_m}{k_B T}} = \frac{1}{Z} e^{\frac{\gamma \hbar m B_0}{k_B T}} \quad Z = \sum_{m=-I}^I e^{\frac{\gamma \hbar m B_0}{k_B T}} = 2I + 1 \quad (2.12)$$

Die quantenmechanische Beschreibung eines Spinensembles erfolgt über die Dichtematrix $\hat{\rho}$ (Zustandsvektor des i -ten Spins $|\Psi_i\rangle$, Gesamtzahl an Spins N):

$$\hat{\rho} = \sum_{i=1}^N p_i |\Psi_i\rangle \langle \Psi_i| \quad (2.13)$$

Die makroskopische Magnetisierung \mathbf{M}_0 eines Untersuchungsobjekts mit einer Gesamtzahl von N Spins entspricht dem Erwartungswert der magnetischen Momente pro Volumen V :

$$\mathbf{M}_0 = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N \langle \hat{\boldsymbol{\mu}}_i \rangle = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N \gamma \cdot \langle \hat{\mathbf{I}}_i \rangle \quad (2.14)$$

Hierbei gilt für die Erwartungswerte der Spinkomponenten $\langle \hat{\mathbf{I}}_i \rangle$:

$$\langle \hat{\mathbf{I}}_i \rangle = \text{Spur} \{ \hat{\rho} \hat{\mathbf{I}}_i \} \quad (2.15)$$

Im thermischen Gleichgewicht verschwinden die x - und y -Komponenten des Drehimpulses und die Magnetisierung ist parallel zum äußeren statischen Magnetfeld ausgerichtet.

Durch eine Taylor-Entwicklung von p_m bis zur 1. Ordnung und durch die Hochtemperaturnäherung $k_B T \gg E_m$, die bei Körpertemperatur und bei Raumtemperatur gilt, ergibt sich für die makroskopische Magnetisierung $\mathbf{M}_0 = (0, 0, M_0)^T$:

$$M_0 \approx \frac{N}{V} \gamma^2 B_0 \frac{\hbar^2 I(I+1)}{3k_B T} \quad (2.16)$$

$$\text{für } I = \frac{3}{2}: \quad M_0 \approx \frac{5}{4} \frac{N}{V} \gamma^2 B_0 \frac{\hbar^2}{k_B T} \quad (2.17)$$

Die Größe der makroskopischen Magnetisierung M_0 hängt quadratisch von dem gyromagnetischen Verhältnis γ des Kerns ab und steigt linear mit der Anzahl an Spins im Volumen ($\frac{N}{V}$) sowie mit der magnetischen Induktionsflussdichte B_0 .

2.1.3 Bewegungsgleichung der Magnetisierung

Mit der Heisenbergschen Bewegungsgleichung wird die zeitliche Entwicklung des Erwartungswertes $\langle \hat{\mathbf{I}} \rangle$ beschrieben:

$$\frac{d}{dt} \langle \hat{\mathbf{I}} \rangle = \frac{i}{\hbar} \langle [\hat{\mathbf{H}}, \hat{\mathbf{I}}] \rangle + \left\langle \frac{\partial \hat{\mathbf{I}}}{\partial t} \right\rangle \quad (2.18)$$

Mit der Annahme, dass $\hat{\mathbf{I}}$ zeitunabhängig ist, fällt der letzte Term weg.

Aus der resultierenden Gleichung lässt sich die Bewegungsgleichung für die makroskopische Magnetisierung herleiten:

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt}(t) = \mathbf{M}(t) \times \gamma \mathbf{B}(t) \quad (2.19)$$

Wenn die Magnetisierung \mathbf{M} senkrechte Komponenten zu \mathbf{B} aufweist, vollziehen diese senkrechten Komponenten eine Präzessionsbewegung um die Achse von \mathbf{B} . Wenn \mathbf{B} in z -Richtung ausgerichtet ist mit $\mathbf{B} = (0, 0, B_0)$, dann präzediert \mathbf{M} um \mathbf{B} mit der Larmorfrequenz $\omega_0 = \gamma B_0$. Im thermischen Gleichgewicht sind \mathbf{M} und \mathbf{B} parallel zueinander und es findet keine Präzession der makroskopischen Magnetisierung \mathbf{M} statt.

2.1.4 Hochfrequenzanregung

Es wird angenommen, dass sich das System zunächst im thermischen Gleichgewicht befindet, mit einer makroskopischen Magnetisierung $\mathbf{M} = (0, 0, M_0)$ parallel zu $\mathbf{B}_0 = (0, 0, B_0)$. Wird dann zusätzlich zum statischen Magnetfeld mit \mathbf{B}_0 ein hochfrequentes Anregungsfeld mit $\mathbf{B}_1(t)$ angelegt, kann die makroskopische Magnetisierung \mathbf{M} aus ihrer Gleichgewichtslage ausgelenkt werden.

Für eine effiziente Anregung muss das \mathbf{B}_1 -Feld zirkular polarisiert sein und seine Winkelgeschwindigkeit und Rotationsrichtung müssen mit der Präzessionsbewegung der Kernspins übereinstimmen [Chen et al., 1983; Hoult, 2000; Mispelter et al., 2006]. Sei $\mathbf{B}_1(t)$ daher wie folgt angenommen:

$$\mathbf{B}_1(t) = (B_1 \cos(\omega_{\text{HF}}t), B_1 \sin(\omega_{\text{HF}}t), 0)^T \quad (2.20)$$

Für $\omega_{\text{HF}} = -\omega_0$ rotiert dieses Feld analog zur Präzessionsbewegung der Kernspins. Dieses Feld wird auch als \mathbf{B}_1^+ -Feld bezeichnet.

Wie aus Gleichung 2.19 folgt, führt die makroskopische Magnetisierung \mathbf{M} in diesem Fall eine Rotation um die Richtung der Überlagerung von $\mathbf{B}(t) = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1(t)$ aus.

Für eine einfachere Beschreibung des Systems kann die Anregung in einem mit ω_{HF} rotierenden Koordinatensystem (x', y', z') betrachtet werden. Es wird eine effektive magnetische Induktionsflussdichte \mathbf{B}_{eff} definiert:

$$\frac{d\mathbf{M}'}{dt}(t) = \mathbf{M}'(t) \times \gamma \begin{pmatrix} B_1 \\ 0 \\ B_0 + \frac{\omega_{\text{HF}}}{\gamma} \end{pmatrix} = \mathbf{M}'(t) \times \gamma \mathbf{B}_{\text{eff}} \quad (2.21)$$

Im rotierenden Koordinatensystem ruht \mathbf{B}_1 auf der x' -Achse. Während einer resonanten Anregung mit $\omega_{\text{HF}} = -\gamma B_0$ gilt $\mathbf{B}_{\text{eff}} = (B_1, 0, 0)$ und die makroskopische Magnetisierung wird in der $y'z$ -Ebene um den Winkel α ausgelenkt:

$$\alpha = \int_0^{t_{\text{Puls}}} \gamma B_1(t) dt \quad \text{für Rechteckpulse: } \alpha = \gamma B_1 t_{\text{Puls}} \quad (2.22)$$

$B_1(t)$ stellt hierbei die variierende Amplitude während der Pulsdauer t_{Puls} dar. Bei einem rechteckförmigen Anregungspuls ist $B_1(t) = B_1$ während der Pulsdauer konstant. In NMR-Experimenten wird α im Allgemeinen als Flipwinkel und der Anregungspuls als HF-Puls bezeichnet. Relaxationsprozesse (Abschnitt 2.1.5) während des HF-Pulses wurden vernachlässigt, da die verwendeten HF-Pulse im Allgemeinen deutlich kürzer sind als die Zerfallszeiten der Magnetisierung in Gewebe.

Nach dem Anregungspuls präzediert die generierte transversale Komponente der Magnetisierung $M_{xy} = M_0 \sin(\alpha)$ im Laborsystem mit der Larmorfrequenz $\omega_0 = \gamma B_0$ um die z -Achse, die Achse des statischen Magnetfeldes. Aufgrund des Faradayschen Induktionsgesetzes kann die präzedierende transversale Magnetisierung mit einer Empfangsspule detektiert werden.

2.1.5 Bloch-Gleichungen

Bei den vorangegangenen Betrachtungen wurde vernachlässigt, dass sich Spins untereinander beeinflussen und dass sie mit ihrer Umgebung wechselwirken. Eine generierte transversale Komponente M_{xy} strebt zurück in die Gleichgewichtslage parallel zum statischen Magnetfeld mit $\mathbf{B}_0 = (0, 0, B_0)$.

Die empirisch abgeleiteten Bloch-Gleichungen wurden 1946 von Felix Bloch [1946] veröffentlicht. Sie beinhalten die zeitliche Entwicklung der Magnetisierung unter Berücksichtigung der Relaxationsprozesse mit den Relaxationsparametern T_1 und T_2 :

$$\frac{d}{dt} M_x(t) = (\mathbf{M}(t) \times \gamma \mathbf{B})_x - \frac{M_x(t)}{T_2} \quad (2.23)$$

$$\frac{d}{dt} M_y(t) = (\mathbf{M}(t) \times \gamma \mathbf{B})_y - \frac{M_y(t)}{T_2} \quad (2.24)$$

$$\frac{d}{dt} M_z(t) = (\mathbf{M}(t) \times \gamma \mathbf{B})_z - \frac{M_z(t) - M_0}{T_1} \quad (2.25)$$

Die Wechselwirkung der Kernspins mit ihrer Umgebung wird als Spin-Gitter-Relaxation bezeichnet. Hierbei geht die Magnetisierungskomponente M_z in ihren thermischen Gleichgewichtszustand $\mathbf{M}_0 = (0, 0, M_0)$ über. Dieser Zerfallsprozess wird mit der longitudinalen Relaxationszeit T_1 beschrieben.

Durch Störungen, die aus der Wechselwirkung mit lokalen Feldern benachbarter Kerne resultieren, kommt es zu einem Zerfall der Phasenkohärenz und somit zu einem Zerfall der transversalen Magnetisierungskomponenten M_x und M_y mit der transversalen Relaxationszeit T_2 . Dieser Prozess wird daher auch als Spin-Spin-Relaxation bezeichnet. Magnetfeldinhomogenitäten fördern die Dephasierung der transversalen Magnetisierung. Dies führt zu einer kürzeren effektiven Relaxationszeit $T_2^* < T_2$. Durch eine Homogenisierung des statischen Magnetfeldes B_0 (englisch *Shimming*) kann die Dephasierung reduziert werden.

2.1.6 Elektrische Quadrupolwechselwirkung

^{23}Na -Kerne haben eine Spinquantenzahl $I = 3/2$ und deren Kernladungsverteilung ist nicht kugelsymmetrisch wie bei Spin-1/2-Kernen.

Der Atomkern ist von Ladungen umgeben, die ein elektrisches Potential $V(\mathbf{r})$ erzeugen. Klassisch wird die potentielle Energie einer Ladungsverteilung $\rho(\mathbf{r})$ in einem Potential $V(\mathbf{r})$ wie folgt beschrieben:

$$E = \int \rho(\mathbf{r}) V(\mathbf{r}) d\mathbf{r} \quad (2.26)$$

Im nächsten Schritt wird eine Taylor-Entwicklung zweiter Ordnung um den Ursprung $\mathbf{r} = 0$ (Ursprung sei Massezentrum des Atomkerns) durchgeführt ($i, j \in \{1, 2, 3\}$):

$$E = V(0) \int \rho(\mathbf{r}) d\mathbf{r} + \sum_i \left. \frac{\partial V}{\partial x_i} \right|_{\mathbf{r}=0} \int x_i \rho(\mathbf{r}) d\mathbf{r} + \frac{1}{2} \sum_{i,j} \left. \frac{\partial^2 V}{\partial x_i \partial x_j} \right|_{\mathbf{r}=0} \int x_i x_j \rho(\mathbf{r}) d\mathbf{r} \quad (2.27)$$

Der erste Term entspricht der potentiellen Energie des Atomkerns als Punktladung im Potential V . Atomkerne besitzen eine definierte Parität unter Raumspiegelung. Daher ist deren Ladungsdichteverteilung invariant für $\mathbf{r} \rightarrow -\mathbf{r}$ und der zweite Term, der eine Dipolwechselwirkung beschreibt, verschwindet. Der dritte Term entspricht dem elektrischen Quadrupolterm.

Der Tensor des elektrischen Feldgradienten V_{ij} und der Quadrupoltensor Q_{ij} lauten:

$$V_{ij} = \left. \frac{\partial^2 V}{\partial x_i \partial x_j} \right|_{\mathbf{r}=0} \quad Q_{ij} = \int \rho(\mathbf{r})(3x_i x_j - \delta_{ij} r^2) d\mathbf{r} \quad (2.28)$$

Durch Einsetzen dieser beiden Ausdrücke in den dritten Term der Gleichung 2.27 folgt:

$$\frac{1}{6} \sum_{i,j} \left(V_{ij} Q_{ij} + V_{ij} \delta_{ij} \int r^2 \rho(\mathbf{r}) d\mathbf{r} \right) \quad (2.29)$$

Für Q_{ij} gilt die Symmetriebedingung $Q_{ij} = Q_{ji}$ und die Spurfreiheit $\sum_i Q_{ii} = 0$. Infolgedessen vereinfacht sich der Ausdruck weiter zu:

$$\frac{1}{6} \sum_{i,j} V_{ij} Q_{ij} \quad (2.30)$$

Für eine quantenmechanische Betrachtung wird der Quadrupoltensor Q_{ij} durch einen Quadrupoloperator \hat{Q}_{ij} ersetzt. Weiterhin wird über alle Protonen p des Kerns an den Orten r_p summiert:

$$\hat{Q}_{ij} = e \cdot \sum_p (3x_i x_j - \delta_{ij} r_p^2) \quad (2.31)$$

Der Hamilton-Operator der Quadrupolwechselwirkung lautet dann:

$$\hat{H}_Q = \frac{1}{6} \sum_{i,j} V_{ij} \hat{Q}_{ij} \quad (2.32)$$

Für starke Magnetfelder ($\hat{H}_Z \gg \hat{H}_Q$), wie sie bei der MR-Tomographie gegeben sind, kann die Quadrupolwechselwirkung als eine schwache Störung der Zeeman-Wechselwirkung behandelt werden.

Bei Spin-1/2-Kernen führt hauptsächlich die Dipol-Dipol-Wechselwirkung der Kernspins untereinander zu einer Abnahme der Phasenkohärenz der Spins. Bei Kernen mit $I > 1/2$ ist hingegen die elektrische Quadrupolwechselwirkung mit dem fluktuierenden elektrischen Feldgradienten der dominante Relaxationspfad. Dies führt im Allgemeinen zu deutlich kürzeren Relaxationszeiten für ^{23}Na im Vergleich zu ^1H .

2.1.7 Sensitivität

Nach dem Faradayschen Induktionsgesetz entspricht das empfangene Signal der Spannung U_{ind} , die aufgrund der Präzessionsbewegung der Transversalkomponente der Magnetisierung in der HF-Empfangsspule induziert wird. In die induzierte Spannung U_{ind} geht der veränderliche magnetische Fluss Φ_B wie folgt ein (A : Fläche der Spule):

$$U_{\text{ind}} = -\frac{d}{dt}\Phi_B \quad \Phi_B = \int \mathbf{B}d\mathbf{A} \quad (2.33)$$

Mit Hilfe des Integralsatzes von Stokes und des Vektorpotentials kann der magnetische Fluss als Kurvenintegral dargestellt werden. Wie bei Haacke et al. [1999] beschrieben, geht somit das Magnetfeld pro Einheitsstrom $\mathbf{B}_{\text{Empfang}}$ in die Gleichung ein:

$$U_{\text{ind}} = -\frac{d}{dt} \int \mathbf{M}(\mathbf{x}, t) \mathbf{B}_{\text{Empfang}}(\mathbf{x}) d\mathbf{x} \quad (2.34)$$

Das Magnetfeld $\mathbf{B}_{\text{Empfang}}$ wird auch mit \mathbf{B}_1^- bezeichnet. Für eine nähere Erläuterung des Empfangsfeldes sei auf [Hoult und Richards, 1976] und [Hoult, 2000] verwiesen.

Vorausgesetzt seien eine transversale Magnetisierungskomponente M_{xy} sowie homogene Magnetfelder B_0 und B_1 über das Probenvolumen. Mit Gleichung 2.16 ergibt sich für die induzierte Spannung U_{ind} :

$$U_{\text{ind}} \propto \frac{N}{V} \gamma^3 I(I+1) B_0^2 B_{\text{Empfang}, xy} \sin(\omega_0 t + \phi_0) \quad (2.35)$$

Aus der obenstehenden Gleichung folgt, dass die NMR-Sensitivität quadratisch vom statischen Magnetfeld abhängt ($\propto B_0^2$). Bei hohen Magnetfeldstärken steigt jedoch das Rauschen in etwa linear mit der Magnetfeldstärke [Haacke et al., 1999]. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis steigt folglich proportional zur Induktionsflussdichte des statischen Magnetfeldes B_0 .

In die NMR-Sensitivität S eines Kerns gehen kernspezifische Größen wie das gyromagnetische Verhältnis γ , die Spinquantenzahl I und die natürliche Häufigkeit eines Kerns a (englisch *natural abundance*) ein:

$$S \propto \gamma^3 \cdot I(I+1) \cdot a \quad (2.36)$$

Aus einem Vergleich der Sensitivitäten von ^{23}Na ($a = 1$) und ^1H ($a \approx 1$) folgt (Werte für γ siehe Gleichung 2.5):

$$S(^{23}\text{Na}) \approx 0,0927 \cdot S(^1\text{H}) \quad (2.37)$$

Wird jedoch weiterhin berücksichtigt, dass die ^{23}Na -Konzentration in menschlichem Gewebe im Mittel ca. 1000 Mal geringer ist als die ^1H -Konzentration, dann folgt daraus, dass die ^{23}Na -Signalstärke *in vivo* im Vergleich zu ^1H um etwa einen Faktor 10000 geringer ist.

2.2 Magnetresonanztomographie

In diesem Abschnitt wird erläutert, wie eine orts aufgelöste Darstellung der NMR-Signale realisiert werden kann. Eine umfassende Darstellung der Magnetresonanztomographie befindet sich in Standardwerken wie [Haacke et al., 1999] und [Bernstein et al., 2004].

2.2.1 Ortskodierung

Die Ortskodierung der NMR-Signale von Spinpaketen mit Magnetisierungen m_{ijk} findet durch das Schalten eines orts- und zeitabhängigen Magnetfeldes $\mathbf{B}_{x,y,z}(t)$ zusätzlich zum statischen Magnetfeld \mathbf{B}_0 statt:

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_{x,y,z}(t) = (0, 0, B_0)^T + (0, 0, B_{x,y,z}^z(t))^T \quad (2.38)$$

Die Magnetfeldkomponente $B_{x,y,z}^z(t)$ setzt sich wie folgt aus dem Gradientenfeld $\mathbf{G}_{x,y,z}(t)$ und dem Ort \mathbf{r} zusammen:

$$B_{x,y,z}^z(t) = \mathbf{G}_{x,y,z}(t) \cdot \mathbf{r} \quad (2.39)$$

$$= G_x(t) \cdot x + G_y(t) \cdot y + G_z(t) \cdot z \quad (2.40)$$

$$= \frac{\partial B_z(t)}{\partial x} \cdot x + \frac{\partial B_z(t)}{\partial y} \cdot y + \frac{\partial B_z(t)}{\partial z} \cdot z \quad (2.41)$$

Die Larmorfrequenz ist folglich von der Position des jeweiligen Spinpakets abhängig.

Schichtselektion

Die ortsabhängige Larmorfrequenz kann zur Anregung der Spinpakete in einer Schicht dienen, was auch als Schichtselektion bezeichnet wird. Durch das Schalten eines Gradienten während des Anregungspulses ergibt sich aufgrund der ortsabhängigen Larmorfrequenz eine ortsabhängige Anregungsfrequenz ω_{HF} . Wenn es sich hierbei um eine Schicht in der xy -Ebene handelt, dann ändert sich das Magnetfeld in diesem Fall linear mit z .

$$\omega(z) = (B_0 + G_{\text{Schicht}} \cdot z) \gamma \quad \Delta\omega(z) = (G_{\text{Schicht}} \cdot \Delta z) \gamma \quad (2.42)$$

Bei einer Anregung mit einem HF-Puls, der eine Anregungsbandbreite von $\Delta\omega_{\text{HF}}$ besitzt, werden Spinpakete angeregt, deren Larmorfrequenz innerhalb dieser Bandbreite liegen:

$$\Delta z = \frac{\Delta\omega_{\text{HF}}}{G_{\text{Schicht}} \gamma} \quad (2.43)$$

Frequenz- und Phasenkodierung

Durch die Frequenz- und die Phasenkodierung können dem Messsignal unterschiedliche Frequenzen und Phasen aufgeprägt werden.

Bei der Frequenzkodierung wird ein Gradient \mathbf{G} während der Auslese des Messsignals geschaltet. Die Frequenz gibt dann Aufschluss über den Ort des Spinpaketes \mathbf{r} :

$$\omega(\mathbf{r}, t) = (B_0 + \mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{r}) \gamma \quad (2.44)$$

Bei der Phasenkodierung wird ein Gradient \mathbf{G} vor der Auslese des Messsignals während einer Zeit t_{Phase} geschaltet. Für die Phasenakkumulation $\Phi(\mathbf{r}, t_{\text{Phase}})$ gilt:

$$\Phi(\mathbf{r}, t_{\text{Phase}}) = \int_0^{t_{\text{Phase}}} \omega(\mathbf{r}, t') dt' = \gamma \mathbf{r} \int_0^{t_{\text{Phase}}} \mathbf{G}(t') dt' = 2\pi \mathbf{r} \mathbf{k}(t_{\text{Phase}}) \quad (2.45)$$

Hierbei ist $\mathbf{k}(t)$ der Wellenzahlvektor mit:

$$\mathbf{k}(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \mathbf{G}(t') dt' \quad (2.46)$$

Das Messsignal $S(\mathbf{k}(t), t)$ hängt wie folgt mit der transversalen Komponente der Magnetisierung $M_{xy}(\mathbf{r})$ zusammen (Probenvolumen V):

$$S(\mathbf{k}(t), t) \propto \int_V M_{xy}(\mathbf{r}) e^{-2\pi i \mathbf{k}(t) \cdot \mathbf{r}} d\mathbf{r} \quad (2.47)$$

Über die inverse Fouriertransformation kann aus dem Messsignal $S(\mathbf{k}(t))$ die orts aufgelöste transversale Komponente der Magnetisierung $M_{xy}(\mathbf{r})$ berechnet werden:

$$M_{xy}(\mathbf{r}) \propto \int S(\mathbf{k}(t), t) e^{+2\pi i \mathbf{k}(t) \cdot \mathbf{r}} d\mathbf{k} \quad (2.48)$$

Durch geeignetes Schalten der Gradienten wird der dreidimensionale k -Raum (k_x, k_y, k_z) in diskreten Schritten abgetastet. Die geschalteten Gradienten $\mathbf{G}(t)$ bestimmen hierbei die Trajektorien, auf denen der k -Raum durchlaufen wird. Das orts aufgelöste Signal der transversalen Magnetisierung kann anschließend durch die inverse Fouriertransformation des Messsignals im k -Raum bestimmt werden.

2.2.2 Nyquist-Kriterium

Abhängig von der gewünschten nominellen Auflösung im Ortsraum des MR-Bildes Δx wird der Betrag des maximalen k -Werts k_{max} festgelegt. Hierbei hängt die nominelle Auflösung Δx wie folgt von k_{max} ab:

$$\Delta x = \frac{1}{2k_{\text{max}}} \quad (2.49)$$

Für eine nähere Erläuterung sei auf [Haacke et al., 1999] verwiesen.

Der Bereich im Ortsraum (englisch *field of view*, FOV), der artefaktfrei abgebildet werden kann, ergibt sich aus dem maximalen Abstand zweier Punkte im k -Raum $(\Delta k)_{\text{max}}$ [Nyquist, 1928]:

$$FOV = \frac{1}{(\Delta k)_{\text{max}}} \quad (2.50)$$

Nyquist-Kriterium bei der radialen Datenaufnahme

Bei Datenaufnahme entlang radialer Trajektorien im k -Raum liegen die Abtastpunkte mit einem maximalen Abstand $(\Delta k)_{\max}$ auf der Kugeloberfläche des k -Raumes. Aus dem resultierenden Nyquist-Kriterium für die radiale Auslese lässt sich die Anzahl an Projektionen berechnen, die nötig ist, um Artefakte durch Unterabtastung zu vermeiden:

$$N_{\text{Nyquist}} \geq 4\pi \left(\frac{FOV}{2\Delta x} \right)^2 \quad (2.51)$$

Bei einer Unterabtastung wird das Nyquist-Kriterium verletzt. Der Unterabtastungsfaktor (englisch *undersampling factor*, USF), der den Grad der Unterabtastung beschreibt, ist wie folgt definiert:

$$USF = N_{\text{Nyquist}} / N_{\text{Sequenz}} \quad (2.52)$$

2.3 Hochfrequenztechnik

2.3.1 Hochfrequenzspulen

Die Hochfrequenzspulen (HF-Spulen) dienen zur Anregung des Spinsystems und zur Auslese der Spinsignale. Sie stellen somit die Verbindungselemente zwischen dem Magnetresonanztomographen und dem Messobjekt dar. Infolgedessen ist die Qualität der verwendeten Spule ein entscheidender Faktor für die Qualität der MR-Bildgebung.

Die HF-Spulen werden unterschieden in Sendespulen, die nur zur Anregung dienen, und in Empfangsspulen, die nur zur Detektion dienen. Weiterhin gibt es Sende- und Empfangsspulen, die zum Senden (englisch *transmission* Tx) sowie zum Empfangen (englisch *reception* Rx) verwendet werden können. Sie werden auch als *Transceiver*-Spulen bezeichnet. Bei einer solchen HF-Spule sind die HF-Sendekette und die HF-Empfangskette über die Spule verbunden. Eine Sende-Empfangs-Weiche dient hierbei der Unterscheidung zwischen Sende- und Empfangszustand der HF-Hardware (Abschnitt 2.3.5.3).

2.3.1.1 Lokale Spulen und Volumenspulen

Des Weiteren wird zwischen lokalen Spulen und Volumenspulen unterschieden. Mit lokalen Spulen werden im Allgemeinen Oberflächenspulen beschrieben. Sie bestehen meist aus einer Leiterschleife mit einem Anpassnetzwerk (Abschnitt 2.3.3.1). Diese Spulen ermöglichen ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) in der Nähe der Spule [Ackerman et al., 1980]. Das Sendefeld B_1^+ , das Empfangsfeld B_1^- und die Verteilung der spezifischen Absorptionsrate (SAR, Abschnitt 2.3.1.6) von lokalen Spulen sind allerdings im Allgemeinen inhomogen. Bei niedrigen Frequenzen, z. B. bei der ^1H -Larmorfrequenz von ca. 64 MHz bei 1,5 Tesla, sind die B_1^+ - sowie B_1^- -Verteilung einer Oberflächenspule relativ gleichmäßig und eine Asymmetrie in den beiden Verteilungen ist vernachlässigbar. Bei höheren Frequenzen, z. B. bei der ^1H -Larmorfrequenz von ca. 297 MHz bei 7 Tesla, verhalten sich die beiden Verteilungen spiegelsymmetrisch zueinander [Collins et al., 2002].

Allgemein nimmt das SNR mit zunehmendem Abstand zur Spule ab und es ergibt sich eine relativ geringe Eindringtiefe. Da sich der Flipwinkel α über das Anregungsvolumen ändert, wird die MR-Bildgebung erschwert. Mehrere Oberflächenspulen können kombiniert werden, um eine bessere Abdeckung des Untersuchungsvolumens zu erhalten. Eine Anordnung mehrerer Spulenelemente wird als *Array* bezeichnet [Roemer et al., 1990].

Volumenspulen ermöglichen ein relativ homogenes Sende- sowie Empfangsfeld in einem großen Volumen. Daher ändert sich der Flipwinkel α nur geringfügig über das Anregungsvolumen und der Einfluss des Sende- und Empfangsfeldes in den aufgenommenen MR-Bildern ist deutlich geringer als bei Oberflächenspulen. Dies vereinfacht die MR-Bildgebung besonders bei großen Untersuchungsvolumina, wie z. B. beim menschlichen Körperstamm. Jedoch sind Volumenspulen im Allgemeinen weniger sensitiv als Oberflächenspulen. In der klinischen Routine werden Birdcage-Spulen zur homogenen Anregung kleiner und großer Volumina verwendet. Bei den Ganzkörperspulen für die ^1H -Bildgebung, die sich in klinischen MR-Tomographen ($B_0 < 7\text{ T}$) im Allgemeinen in der Bohrung befinden, handelt es sich ebenfalls um Birdcage-Spulen. Der Aufbau und die Funktionsweise einer Birdcage-Spule werden in Abschnitt 2.3.1.3 erläutert.

Die Vorteile von Volumenspulen und Oberflächenspulen können kombiniert werden, indem beispielsweise eine Volumenspule zur Anregung des Spinsystems verwendet wird und ein Spulen-*Array* zum Empfangen der Spinsignale. Beide Spulen müssen in diesem Fall entkoppelt werden: Im Sendefall soll das Sendesignal nicht in die Empfangsspule koppeln, im Empfangsfall das Empfangssignal nicht in die Sendespule.

2.3.1.2 Quadraturanregung und Quadraturdetektion

Für eine effiziente Anregung sollte die HF-Spule ein zirkular polarisiertes transversales B_1 -Feld zur Verfügung stellen (Abschnitt 2.1.4). Dazu muss die Rotationsrichtung des B_1 -Feldes der Präzessionsrichtung der Kernspins entsprechen (B_1^+) [Mispelter et al., 2006]. Die Anregung, die zu einem zirkular polarisierten Feld führt, wird im Allgemeinen als Quadraturanregung bezeichnet. Aufgrund des Prinzips der Reziprozität ist in diesem Fall auch die Detektion am effizientesten, auch Quadraturdetektion genannt [Hoult und Richards, 1976]. Im Gegensatz zur Anregung mit einem linear polarisierten Feld reduziert sich die benötigte HF-Leistung bei der Quadraturanregung idealerweise auf die Hälfte und die Empfangssensitivität erhöht sich um einen Faktor $\sqrt{2}$ [Chen et al., 1983].

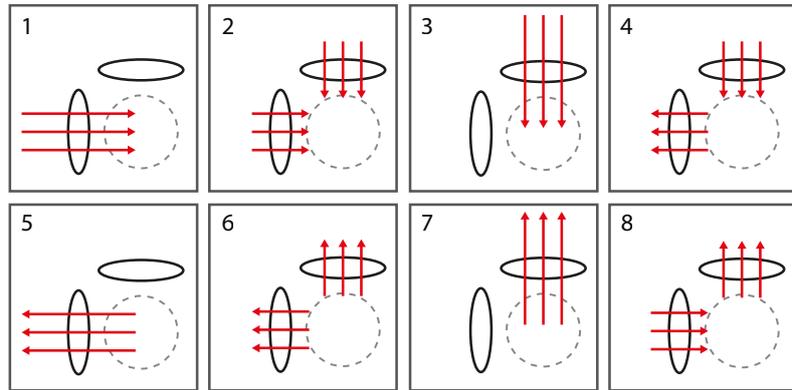
Quadraturanregung und Quadraturdetektion können z. B. durch zwei Oberflächenspulen realisiert werden, deren B_1 -Felder sich senkrecht zueinander verhalten (Abbildung 2.2a). Die HF-Signale, die hierfür an den beiden Oberflächenspulen angelegt werden, sind gleich groß und um 90° zueinander phasenverschoben. Die Frequenz des HF-Signals entspricht der Larmorfrequenz der Kernspins (Abschnitt 2.1.3). Wie im nächsten Abschnitt erläutert, können Quadraturanregung und Quadraturdetektion auch durch eine Birdcage-Spule realisiert werden.

2.3.1.3 Birdcage-Spule

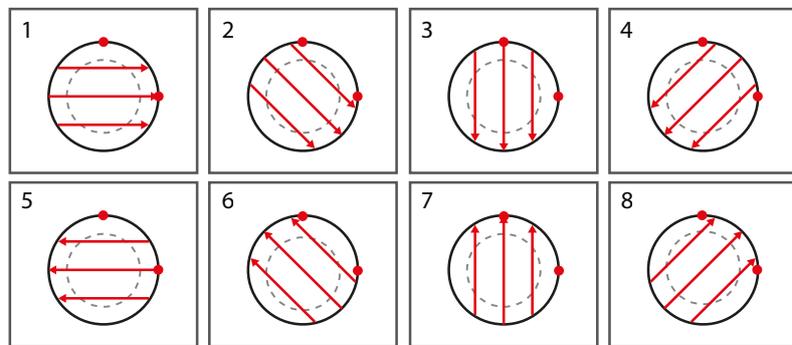
In der klinischen Routine werden Birdcage-Spulen zur homogenen Anregung kleiner und großer Volumina verwendet. Eine herkömmliche Birdcage-Spule ist im Allgemeinen rotations-symmetrisch und besteht aus zwei runden Leiterschleifen sowie aus vier oder mehr äquidistanten Verstrebungen (Abbildung 2.3). Die beiden Leiterschleifen werden als Endringe (englisch *end rings*) bezeichnet, die Verstrebungen in der englischsprachigen Literatur als *legs* oder *rods*. Der Aufbau der Spule erinnert an den Aufbau eines Vogelkäfigs (englisch *birdcage*).

Im Rahmen dieser Arbeit wird eine Birdcage-Spule verwendet, die in der Tiefpass-Konfiguration betrieben wird [Hayes et al., 1985; Tropp, 1989]. In Abbildung 2.3a ist eine beispielhafte Birdcage-Spule in dieser Konfiguration dargestellt. Hierbei liegen die Kondensatoren zum Abstimmen auf den Verstrebungen. Weiterhin gibt es Hochpass- und Bandpass-Konfigurationen. Für eine nähere Erläuterung dieser beiden Konfigurationen sei auf das Patent von Edelstein et al. [1987] verwiesen.

Bei einer Birdcage-Spule ergeben sich für bestimmte Frequenzen stehende Wellen entlang der Verstrebungen sowie entlang der Endringe. Es wird in diesem Fall von den verschiedenen Resonanz-Moden gesprochen.



(a) Quadraturanregung durch zwei Oberflächenspulen, deren gleich große B_1 -Felder senkrecht aufeinander stehen. Die B_1 -Felder überlagern sich idealerweise im Objekt zu einem zirkular polarisiertem Feld.



(b) Quadraturanregung durch eine Birdcage-Spule mit zwei Einspeisestellen (rote Punkte) auf zwei Verstrebungen, die 90° zueinander positioniert sind.

Abbildung 2.2: Quadraturanregung in einem Untersuchungsvolumen (gestrichelt umrandet), realisiert (a) durch zwei Oberflächenspulen bzw. (b) durch eine Birdcage-Spule. B_1 -Felder sind als rote Pfeile dargestellt. Die acht Zeitschritte zeigen eine Rotation des B_1 -Feldes. Die beiden eingespeisten HF-Signale sind bei beiden Realisierungen um 90° zueinander phasenverschoben.

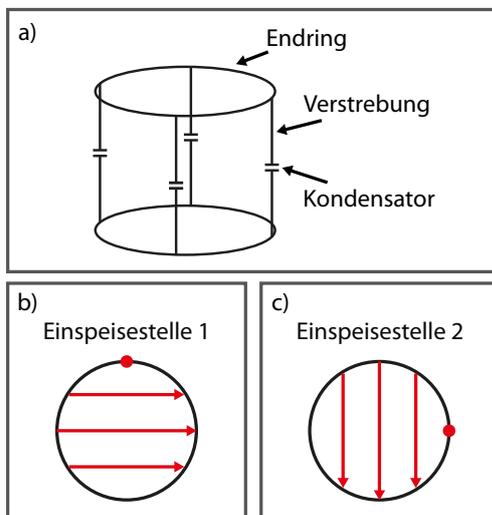


Abbildung 2.3: HF-Birdcage-Spule mit zwei Endringen und vier äquidistanten Verstrebungen. (a) Die Birdcage-Spule wird in der Tiefpass-Konfiguration betrieben, bei der sich die Kondensatoren zum Abstimmen der Birdcage-Spule auf den Verstrebungen befinden. (b, c) Die Einspeisestellen (rote Punkte) befinden sich auf zwei Verstrebungen, die 90° zueinander positioniert sind. So können B_1 -Felder realisiert werden, die senkrecht aufeinander stehen.

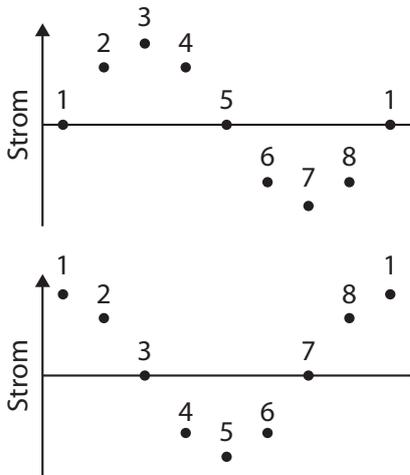


Abbildung 2.4: Zwei beispielhafte Stromverteilungen auf den acht Verstrebungen einer Birdcage-Spule für zwei verschiedene Einspeisestellen (Verstrebung 3, Verstrebung 1).

Für eine bestimmte Mode entspricht die Stromverteilung entlang der Verstrebungen sowie entlang der Endringe einer Kosinus-förmigen Verteilung. In Abbildung 2.4 sind zwei resultierende Stromverteilungen auf den Verstrebungen einer Birdcage-Spule mit acht Verstrebungen gezeigt. Beispielhaft ist die jeweilige Stromverteilung für zwei verschiedene Einspeisestellen dargestellt (Verstrebung 3, Verstrebung 1). Für jede dieser Stromverteilungen ist das B_1 -Feld linear polarisiert und gleichmäßig verteilt (Abbildung 2.3b und c). Das Ziel ist, diese homogene Verteilung für die gewünschte Larmorfrequenz zu realisieren. Für diese Abstimmung der Birdcage-Spule müssen die Kapazitätswerte in den Verstrebungen entsprechend gewählt werden.

Bei einer Einspeisung an zwei Verstrebungen, die 90° azimuthal zueinander positioniert sind können zwei verschiedene B_1 -Felder erzeugt werden, die senkrecht aufeinander stehen (Abbildung 2.3b und c). Durch gleichzeitiges Einspeisen von zwei gleich großen HF-Signalen an diesen beiden Einspeisestellen mit einer Phasenverschiebung von 90° kann eine Quadraturanregung realisiert werden (Abbildung 2.2b).

Verstrebungen, die 90° azimuthal zueinander positioniert sind, ergeben sich für eine Anzahl an Verstrebungen, die durch vier teilbar ist: $N_{\text{Verstrebungen}} = 4 \cdot n$ (n : natürliche Zahl).

Ein besonderer Vorteil der Birdcage-Spule ist, dass das B_1 -Feld senkrecht zur Rotationsachse der Spule steht. Diese Spulenkonfiguration eignet sich daher sehr gut zur Verwendung in einem herkömmlichen MR-Tomographen mit einem statischen B_0 -Feld entlang der Bohrung des Tomographen. Infolgedessen bietet sich eine Birdcage-Spule beispielsweise auch als Ganzkörperspule an. Für hohe Larmorfrequenzen ($\nu_0 > 100$ MHz) mit Wellenlängen im Bereich der Größe der HF-Spule sind Birdcage-Spulen allerdings weniger geeignet [Vaughan et al., 1994].

2.3.1.4 Spulenverluste

Die Verluste von HF-Spulen werden im Allgemeinen zu einem äquivalenten Widerstand zusammengefasst ($R_{\text{äquivalent}}$). Für eine detaillierte Beschreibung sei auf die Arbeit von Gadian und Robinson [1979] oder auf das Buch von Mispelter et al. [2006] verwiesen.

Der äquivalente Widerstand beinhaltet die ohmschen Verluste der Spule R_Ω sowie die bei Wechselwirkung der Spule mit einem Untersuchungsobjekt auftretenden magnetischen Verluste R_{magn} und elektrischen Verluste R_{elek} . Weiterhin können Strahlungsverluste durch eine elektromagnetische Abstrahlung ins Fernfeld R_{rad} auftreten:

$$R_{\text{äquivalent}} = R_\Omega + R_{\text{magn}} + R_{\text{dielek}} + R_{\text{rad}} \quad (2.53)$$

- R_{Ω} Ohmsche Verluste beinhalten die Verluste in der HF-Spule
- R_{magn} Magnetische Verluste aufgrund von induzierten Strömen in leitenden Untersuchungsobjekten
- R_{elek} Elektrische Verluste aufgrund von hohen Potentialunterschieden über das Untersuchungsobjekt und folglich hohen E-Feldern. Dies führt zu dielektrischen Verlusten in dielektrischen Objekten.
- R_{rad} Strahlungsverluste aufgrund von Antenneneigenschaften [Harpen, 1993] [Liu et al., 2002]

Wie in der Arbeit von Hayes und Axel [1985] gezeigt wurde, dominieren bei 64 MHz die Verluste, die aufgrund der Beladung der HF-Spule durch den Menschen auftreten (^1H -Bildgebung bei 1,5 Tesla). Die ohmschen Verluste der HF-Spule tragen daher kaum zu den gesamten Verlusten bei. Da die Larmorfrequenz der ^{23}Na -Kernspins bei 7 Tesla (ca. 79 MHz) in der gleichen Größenordnung liegt, kann der beschriebene Sachverhalt auch für die ^{23}Na -Bildgebung bei 7 Tesla angenommen werden.

2.3.1.5 Magnetischer Füllfaktor

Der magnetische Füllfaktor ist eine Größe, die den geometrischen Zusammenhang zwischen der HF-Spule und dem Messobjekt beschreibt.

Die Definition des magnetischen Füllfaktors η lautet [Poole, 1983]:

$$\eta = \frac{\int_{\text{Objekt}} (B_1)^2 dV}{\int_{\text{Spule}} (B_1)^2 dV} \quad (2.54)$$

Die Sendeeffizienz $B_1/\sqrt{P_{\text{HF}}}$ (P_{HF} : Sendeleistung) hängt wie folgt mit dem magnetischen Füllfaktor η zusammen [Poole, 1983]:

$$\frac{B_1}{\sqrt{P_{\text{HF}}}} \propto \sqrt{\frac{Q \cdot \eta}{\omega_0 \cdot V_{\text{Objekt}}}} \quad (2.55)$$

Hierbei gilt $\omega_0 = 2\pi\nu_0$ (ν_0 : Larmorfrequenz) und Q ist der Gütefaktor der HF-Spule. Wie in der Arbeit von Hoult [1978] beschrieben wurde, kann der Gütefaktor mit Hilfe von zwei kleinen Spulen bestimmt werden. Eine Spule dient dabei zur Anregung der HF-Spule und die andere Spule zur Detektion des B_1 -Feldes der HF-Spule. Die beiden kleinen Spulen sollten jeweils nur geringfügig miteinander koppeln. Aus dem frequenzabhängigen Transmissionsfaktor (Abschnitt 2.3.2) zwischen den beiden kleinen Spulen wird die Resonanzfrequenz ω_0 sowie die Breite der Resonanzkurve (für -3 dB) $\Delta\omega_0$ bestimmt. Für die Güte Q gilt $Q = \omega_0/\Delta\omega_0$.

Aus der Gleichung 2.55 folgt, dass ein höherer magnetischer Füllfaktor eine Verbesserung der Effizienz der Anregung und der Detektion zur Folge haben kann. Ein höherer magnetischer Füllfaktor kann beispielsweise realisiert werden, indem die Spule eng am Messobjekt anliegt.

2.3.1.6 Spezifische Absorptionsrate

Die Frequenzen der elektromagnetischen Felder zur Anregung der ^{23}Na -Kernspins bei 7 Tesla liegen bei etwa 79 MHz und somit im Bereich der Radiowellen. Im Gegensatz zu röntgenbasierten oder nuklearmedizinischen Bildgebungsverfahren kommt die MR-Bildgebung ohne den Einsatz ionisierender Strahlung oder von Radionukliden aus.

Die applizierten elektromagnetischen Felder können jedoch eine Erwärmung des Gewebes zur Folge haben. Eine geringe Erwärmung des Gewebes um wenige Grad kann jedoch bereits Schäden hervorrufen. Der Grad der Erwärmung hängt hierbei von vielen Faktoren ab, wie z. B. dem individuellen Thermoregulationssystem, welches u. a. von dem Gesundheitszustand abhängt. Von der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (englisch *International Electrotechnical Commission*, IEC) wurden Grenzwerte für die maximale Körperkerntemperatur, die maximale lokale Gewebetemperatur und den maximalen Anstieg der Körperkerntemperatur festgelegt [IEC, 2015]. Die Temperatur im Gewebe lässt sich jedoch nur invasiv oder indirekt messen. Daher kann im MR-Tomographen die Temperatur im Gewebe nicht direkt überwacht werden.

Stattdessen wird die Spezifische Absorptionsrate (englisch *specific absorption rate*, SAR) begrenzt. Sie ist ein Maß für die Rate, mit der z. B. menschliches Körpergewebe die Energie elektromagnetischer Felder absorbiert. Die absorbierte Energie wird anschließend in Wärme umgewandelt. Die Spezifische Absorptionsrate ist wie folgt definiert [Collins und Wang, 2011]:

$$SAR = \frac{1}{V} \int_V \frac{\sigma(\mathbf{r})(|E_x(\mathbf{r})|^2 + |E_y(\mathbf{r})|^2 + |E_z(\mathbf{r})|^2)}{2 \cdot \rho(\mathbf{r})} d\mathbf{r} \quad (2.56)$$

$|E_x(\mathbf{r})|, |E_y(\mathbf{r})|, |E_z(\mathbf{r})|$: Komponenten des elektrischen Feldes
 V : exponentiertes Volumenelement
 $\sigma(\mathbf{r})$: elektrische Leitfähigkeit des Gewebes
 $\rho(\mathbf{r})$: Dichte des Gewebes

Die Verlustleistungsdichte (englisch *power loss density*, *PLD*) beschreibt die Rate, mit der elektromagnetische Energie ∂W_{abs} in einem Volumenelement ∂V (Masse ∂m , Dichte ρ) absorbiert wird. Für die Verlustleistungsdichte und die Spezifische Absorptionsrate gelten die folgenden Zusammenhänge [Fiedler et al., 2017b]:

$$PLD = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial W_{\text{abs}}}{\partial V} \right) \quad (2.57)$$

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial W_{\text{abs}}}{\partial m} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial W_{\text{abs}}}{\rho \partial V} \right) = \frac{1}{\rho} \cdot PLD \quad (2.58)$$

Indem die Spezifische Absorptionsrate während MR-Untersuchungen limitiert wird, wird indirekt auch die Hochfrequenz-induzierte Erwärmung des Gewebes begrenzt. In Tabelle 2.1 sind die SAR-Grenzwerte dargestellt, die ebenfalls im IEC-Standard festgelegt sind. Die SAR-Grenzwerte gelten hierbei für eine zeitliche Mittelung über 6 min.

Diese Grenzwerte werden aufgeteilt in Grenzwerte für Volumenspulen und für lokale Spulen (Abschnitt 2.3.1.1). Die Verteilung der Spezifischen Absorptionsrate für herkömmliche Volumenspulen (Frequenzen < 100 MHz), die auf Wirbelströme im Gewebe zurückzuführen ist,

wurde in vielen Arbeiten untersucht [Collins und Wang, 2011; Fiedler et al., 2017b; Hoult, 2000]. Da die Verteilung infolgedessen als gut bekannt gilt und basierend auf der bisherigen sicheren Anwendung von Volumenspulen in der MR-Bildgebung, wird für Volumenspulen nur die Energie begrenzt, die im gesamten Körper bzw. in einem Teilkörper absorbiert wird. Es muss nicht die lokal absorbierte Energie beachtet werden, obwohl von Murbach et al. [2011] gezeigt wurde, dass die lokalen SAR-Grenzwerte für ^1H -Volumenspulen bei 1,5 Tesla überschritten werden können.

Im Falle der Betrachtung des Ganzkörper-SAR entspricht das exponierte Volumenelement V in Gleichung 2.56 dem Volumen des gesamten menschlichen Körpers. Weiterhin wird für Volumenspulen das Teilkörper-SAR limitiert. Hierbei wird das untersuchte Volumen in etwa auf die Dimensionen der HF-Spule begrenzt, wobei die im berücksichtigten Volumen umgesetzte Leistung gleich bzw. kleiner sein muss als 95 % der absorbierten Leistung. Für eine nähere Erläuterung sei auf den IEC-Standard 60601-2-33 [IEC, 2015] verwiesen. Das exponierte Volumenelement V in Gleichung 2.56 entspricht in diesem Fall dem Volumen des Teilkörpers. Die zugehörige Körpermasse wird als exponierte Masse oder Masse des Teilkörpers m_{Tk} bezeichnet. Das Ergebnis von Gleichung 2.56 gibt in diesem Fall das Teilkörper-SAR wieder.

Für lokale Spulen muss innerhalb des gesamten menschlichen Körpers der Grenzwert für das lokale SAR eingehalten werden. Das lokale SAR wird für jedes Volumenelement mit einer Masse von 10 g bestimmt [IEC, 2015].

Wie aus Gleichung 2.56 folgt, geht das Quadrat des Betrags des E-Feldes $|\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2$ in das SAR ein. Weiterhin ist $|\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2$ proportional zur applizierten HF-Leistung P_{HF} . Die Spezifische Absorptionsrate ist somit proportional zur applizierten HF-Leistung P_{HF} :

$$\text{SAR} \propto P_{\text{HF}} \tag{2.59}$$

Tabelle 2.1: SAR-Grenzwerte für den Körperstamm bei einer Exposition mit Hochfrequenzfeldern von HF-Spulen, festgelegt von der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (englisch *International Electrotechnical Commission*, IEC). Die Werte wurden aus dem IEC-Standard 60601-2-33 [IEC, 2015] entnommen. Die Grenzwerte werden aufgeteilt in Grenzwerte für Volumenspulen und für lokale Spulen: Für Volumenspulen werden das globale und das Teilkörper-SAR begrenzt, für lokale Spulen wird das lokale SAR begrenzt. Die SAR-Grenzwerte gelten für eine zeitliche Mittelung über 6 min. Der Grenzwert des Teilkörper-SAR hängt von der Masse des Teilkörpers m_{Tk} sowie von der Masse des gesamten Körpers m_{ges} ab.

Operationsmodus	SAR-Grenzwerte für Körperstamm		
	Ganzkörper-SAR in W kg^{-1}	Teilkörper-SAR in W kg^{-1}	Lokales SAR in W kg^{-1}
Normale Betriebsart	2	$\left(10 - 8 \cdot \frac{m_{\text{Tk}}}{m_{\text{ges}}}\right)$	10
Kontrollierte Betriebsart 1. Stufe	4	$\left(10 - 6 \cdot \frac{m_{\text{Tk}}}{m_{\text{ges}}}\right)$	20

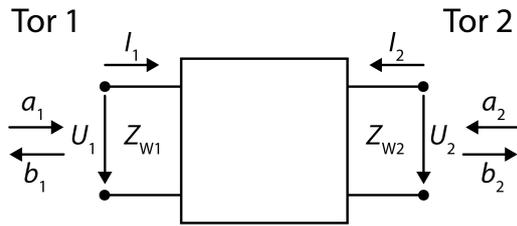


Abbildung 2.5: Das Zweitor ist ein Modell für ein elektrisches Bauteil mit vier Anschlüssen, wobei jeweils zwei Anschlüsse zu einem Tor zusammengefasst werden (U_i : Eingangsspannung an Tor i und I_i : Eingangsstrom an Tor i). An den beiden Toren werden Anschlussleitungen mit Wellenwiderständen Z_{W1} und Z_{W2} angeschlossen. Die einlaufenden Wellen (a_1, a_2) und die auslaufenden Wellen (b_1, b_2) dienen zur Beschreibung des elektrischen Bauteils.

2.3.2 Streuparameter

Eine HF-Spule kann in verschiedene Funktionseinheiten unterteilt werden. Vereinfacht werden diese Einheiten in Blöcken dargestellt. Abhängig von der Anzahl an Anschlussleitungen wird zwischen einem Eintor und einem Mehrtor (Zweitor, Dreitor, usw.) unterschieden.

Ein Zweitor ist beispielsweise in Abbildung 2.5 dargestellt. Es stellt ein Modell für ein elektrisches Bauteil mit vier Anschlüssen dar, wobei jeweils zwei Anschlüsse zu einem Tor zusammengefasst werden. Die Eingangsspannungen an Tor 1 und Tor 2 werden mit U_1 und U_2 bezeichnet, die Eingangsströme an Tor 1 und Tor 2 mit I_1 und I_2 . An den beiden Toren werden Anschlussleitungen mit Wellenwiderständen Z_{W1} und Z_{W2} angeschlossen. Zur Beschreibung der Reflexions- und Transmissionsfaktoren am Zweitor dienen die einlaufenden Wellen (a_1, a_2) und die auslaufenden Wellen (b_1, b_2).

Die folgenden Definitionen der einlaufenden Wellen a_i und der auslaufenden Wellen b_i eines Mehrtors werden z. B. in Zinke et al. [1986] hergeleitet.

$$a_i = \frac{1}{2} \left(\frac{U_i}{\sqrt{Z_{Wi}}} + \sqrt{Z_{Wi}} \cdot I_i \right) \quad (2.60)$$

$$b_i = \frac{1}{2} \left(\frac{U_i}{\sqrt{Z_{Wi}}} - \sqrt{Z_{Wi}} \cdot I_i \right) \quad (2.61)$$

Die HF-Eigenschaften eines Mehrtors lassen sich durch die frequenzabhängigen Streuparameter, abgekürzt S-Parameter, beschreiben und mit einem Netzwerkanalysator messen. Die Streumatrix \mathbf{S} , bestehend aus den S-Parametern, beschreibt den Zusammenhang zwischen den auslaufenden Wellen b_i und den einlaufenden Wellen a_i :

$$\mathbf{b} = \mathbf{S} \cdot \mathbf{a} \quad (2.62)$$

$$\begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \end{pmatrix} \quad (2.63)$$

Im Folgenden werden die für diese Arbeit relevanten Bedeutungen der S-Parameter eines Zweitors unter speziellen Randbedingungen beschrieben. Eine detaillierte Herleitung dieser Bedeutungen befindet sich ebenfalls in Zinke et al. [1986].

- $S_{11} = \left. \frac{b_1}{a_1} \right|_{a_2=0}$ Reflexionsfaktor am Eingang von Tor 1
- $S_{12} = \left. \frac{b_1}{a_2} \right|_{a_1=0}$ Rückwärtstransmissionsfaktor (Tor 2 \rightarrow Tor 1)

- $S_{21} = \left. \frac{b_2}{a_1} \right|_{a_2=0}$ Vorwärtstransmissionsfaktor (Tor 1 \rightarrow Tor 2)
- $S_{22} = \left. \frac{b_2}{a_2} \right|_{a_1=0}$ Reflexionsfaktor am Eingang von Tor 2

Für die Charakterisierung der im Rahmen dieser Arbeit verwendeten HF-Komponenten werden deren S-Parameter bestimmt. Hierfür stehen Netzwerkanalysatoren zur Verfügung, die die S-Parameter z.B. als Phasen- und Amplitudengang in Abhängigkeit von der Frequenz bestimmen und anzeigen. Die Übertragungs- und Reflexionseigenschaften des elektrischen Bauteils können von den S-Parametern abgeleitet werden. Eine Phasenverzögerung bei der Signalübertragung (Tor 1 \rightarrow Tor 2) kann z.B. durch den Phasengang des S_{21} -Parameters wiedergegeben werden. Die Amplituden der S-Parameter werden im Allgemeinen in Form eines Leistungspegels (L_P in Dezibel, dB) angegeben und hängen mit den Leistungen der einlaufenden Welle (P_{ai}) und der auslaufenden Welle (P_{bi}) wie folgt zusammen:

$$L_P = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{bi}}{P_{ai}} \right) \qquad \frac{P_{bi}}{P_{ai}} = 10^{\frac{S_{ii}}{10 \text{ dB}}} \qquad (2.64)$$

Für ein Zweitor ergeben sich die folgenden Zusammenhänge:

$$S_{11} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{b1}}{P_{a1}} \right) \qquad \frac{P_{b1}}{P_{a1}} = 10^{\frac{S_{11}}{10 \text{ dB}}} \qquad (2.65)$$

$$S_{12} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{b1}}{P_{a2}} \right) \qquad \frac{P_{b1}}{P_{a2}} = 10^{\frac{S_{12}}{10 \text{ dB}}} \qquad (2.66)$$

$$S_{21} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{b2}}{P_{a1}} \right) \qquad \frac{P_{b2}}{P_{a1}} = 10^{\frac{S_{21}}{10 \text{ dB}}} \qquad (2.67)$$

$$S_{22} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{b2}}{P_{a2}} \right) \qquad \frac{P_{b2}}{P_{a2}} = 10^{\frac{S_{22}}{10 \text{ dB}}} \qquad (2.68)$$

Bei einem reziproken Zweitor sind die Transmissionsfaktoren S_{21} und S_{12} gleich groß.

Beispielhafte S-Parameterwerte werden in Tabelle 2.2 gezeigt. Hierbei handelt es sich um gängige S-Parameterwerte von HF-Komponenten zur MR-Bildgebung.

Tabelle 2.2: Beispielhafte S-Parameterwerte von HF-Komponenten zur MR-Bildgebung

S_{ij}	Wert	Erläuterung
S_{ij}	0 dB	$\frac{1}{1}$ der Eingangsleistung wird übermittelt (die gesamte Leistung)
S_{ij}	30 dB	1000-mal die Eingangsleistung wird übermittelt
S_{ij}	-0,1 dB	ca. 97,7 % der Eingangsleistung wird übermittelt
S_{ij}	-30 dB	$\frac{1}{1000}$ der Eingangsleistung wird übermittelt
S_{ij}	-3,01 dB	$\frac{1}{2}$ der Eingangsleistung wird übermittelt
S_{ij}	-6,02 dB	$\frac{1}{4}$ der Eingangsleistung wird übermittelt
S_{ii}	-20 dB	$\frac{1}{100}$ der Eingangsleistung wird reflektiert
S_{ii}	-15 dB	ca. 3,2 % der Eingangsleistung wird reflektiert
S_{ii}	-10 dB	$\frac{1}{10}$ der Eingangsleistung wird reflektiert

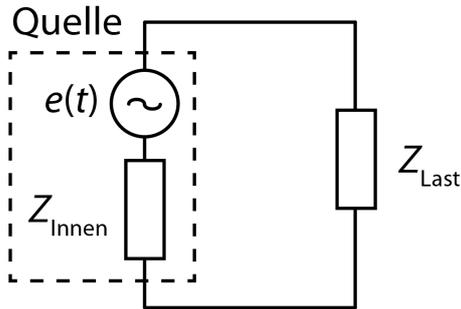


Abbildung 2.6: Schaltung aus einer Lastimpedanz Z_{Last} sowie einer elektrischen Quelle, die aus einer elektromotorischen Kraft e und aus einer Quellimpedanz Z_{Innen} besteht.

2.3.3 Anpassung

Die HF-Sende- und Empfangskette von HF-Spulen besteht aus diversen Ein-, Zwei-, Vier- bzw. Mehrtoren. Im Sendefall soll das HF-Sendesignal mit möglichst geringen Verlusten über die Sendekette zur HF-Spule übertragen werden. Das Gleiche gilt im Empfangsfall für das sehr geringe HF-Empfangssignal der Spule, das über die Empfangskette zum Empfänger übermittelt wird.

In diesem Abschnitt wird daher beschrieben, unter welchen Bedingungen eine maximale Übertragung der Wirkleistung von einer elektrischen Quelle an eine Lastimpedanz auftritt. Die zugehörige Ersatzschaltung ist in Abbildung 2.6 dargestellt. Die Quelle besteht aus einer elektromotorischen Kraft e sowie aus einer Quellimpedanz Z_{Innen} . An die Quelle wird eine Lastimpedanz Z_{Last} angeschlossen.

Die Quellimpedanz sowie die Lastimpedanz lassen sich in einen Wirkanteil (R) und einen Blindanteil (X) aufteilen:

$$Z_{\text{Innen}} = R_{\text{Innen}} + jX_{\text{Innen}} \quad (2.69)$$

$$Z_{\text{Last}} = R_{\text{Last}} + jX_{\text{Last}} \quad (2.70)$$

Leistungsanpassung Die Bedingungen für eine maximale Übertragung der Wirkleistung P_{Wirk} an die Lastimpedanz ergeben sich aus der Ermittlung der verschwindenden partiellen Ableitungen von P_{Wirk} nach X_{Last} sowie nach R_{Last} [Marinescu, 1999].

Für die an die Lastimpedanz übertragene Wirkleistung P_{Wirk} gilt:

$$P_{\text{Wirk}} = R_{\text{Last}} \cdot I^2 = R_{\text{Last}} \cdot I \cdot I^* \quad (2.71)$$

In die Wirkleistung geht der Strom I ein, der wie folgt von der elektromotorischen Kraft e , der Quellimpedanz Z_{Innen} und der Lastimpedanz Z_{Last} abhängt:

$$I = \frac{e}{Z_{\text{Last}} + Z_{\text{Innen}}} \quad (2.72)$$

$$= \frac{e}{(R_{\text{Last}} + R_{\text{Innen}}) + j(X_{\text{Last}} + X_{\text{Innen}})} \quad (2.73)$$

$$I^* = \frac{e^*}{(R_{\text{Last}} + R_{\text{Innen}}) - j(X_{\text{Last}} + X_{\text{Innen}})} \quad (2.74)$$

Zunächst wird die partielle Ableitung der Wirkleistung P_{Wirk} nach X_{Last} bestimmt:

$$P_{\text{Wirk}} = \frac{R_{\text{Last}} \cdot e^2}{(R_{\text{Last}} + R_{\text{Innen}})^2 + (X_{\text{Last}} + X_{\text{Innen}})^2} \quad (2.75)$$

$$\frac{\partial P_{\text{Wirk}}}{\partial X_{\text{Last}}} = \frac{-2R_{\text{Last}}(X_{\text{Last}} + X_{\text{Innen}}) \cdot e^2}{((R_{\text{Last}} + R_{\text{Innen}})^2 + (X_{\text{Last}} + X_{\text{Innen}})^2)^2} \quad (2.76)$$

Die partielle Ableitung $\frac{\partial P_{\text{Wirk}}}{\partial X_{\text{Last}}}$ wird Null,

1. wenn $R_{\text{Last}} = 0$ (In diesem Fall ist P_{Wirk} minimal, $P_{\text{Wirk}} = 0$.)
2. wenn $X_{\text{Last}} = -X_{\text{Innen}}$

Die Bedingung $X_{\text{Last}} = -X_{\text{Innen}}$ wird in Gleichung 2.75 eingesetzt:

$$P_{\text{Wirk}} \Big|_{X_{\text{Last}} = -X_{\text{Innen}}} = \frac{R_{\text{Last}} \cdot e^2}{(R_{\text{Last}} + R_{\text{Innen}})^2} \quad (2.77)$$

Im nächsten Schritt wird die partielle Ableitung der Wirkleistung P_{Wirk} aus Gleichung 2.77 nach R_{Last} bestimmt:

$$\frac{\partial P_{\text{Wirk}}}{\partial R_{\text{Last}}} \Big|_{X_{\text{Last}} = -X_{\text{Innen}}} = \frac{(R_{\text{Innen}}^2 - R_{\text{Last}}^2) \cdot e^2}{(R_{\text{Innen}} + R_{\text{Last}})^4} \quad (2.78)$$

Die partielle Ableitung $\frac{\partial P_{\text{Wirk}}}{\partial R_{\text{Last}}} \Big|_{X_{\text{Last}} = -X_{\text{Innen}}}$ wird Null, wenn $R_{\text{Last}} = R_{\text{Innen}}$.

Es wurden somit die beiden folgenden Bedingung abgeleitet:

- $X_{\text{Last}} = -X_{\text{Innen}}$
- $R_{\text{Last}} = R_{\text{Innen}}$

Zusammenfassend müssen sich die Quellimpedanz und die Lastimpedanz für eine maximale Übertragung der Wirkleistung an die Lastimpedanz komplex konjugiert zueinander verhalten ($Z_{\text{Last}} = (Z_{\text{Innen}})^*$) [Marinescu, 1999].

Für die an die Lastimpedanz übertragene Wirkleistung gilt in diesem Fall:

$$P_{\text{Wirk}} \Big|_{Z_{\text{Last}} = (Z_{\text{Innen}})^*} = \frac{e^2}{4 \cdot R_{\text{Innen}}} \quad (2.79)$$

Ein Standardwert für die Impedanz von HF-Komponenten in der Hochfrequenztechnik ist eine rein reelle Impedanz von 50Ω [Mispelter et al., 2006]. Da der verwendete MR-Tomograph ebenfalls Systemimpedanzen von 50Ω aufweist, werden alle Komponenten der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten HF-Hardware jeweils ebenfalls auf eine Impedanz von 50Ω angepasst, um eine maximale Übertragung der Wirkleistung zu erzielen.

2.3.3.1 Anpassnetzwerk

Eine Oberflächenspule, die z. B. aus einer Kupferschleife aufgebaut ist, lässt sich im Allgemeinen in eine Induktivität L und in einen ohmschen Widerstand R aufteilen. Das HF-Sendesignal wird über eine Anschlussleitung mit einem Wellenwiderstand von $Z_W = 50 \Omega$ an die Spule übermittelt und das HF-Empfangssignal wird ebenfalls über diese Leitung an den Empfänger geleitet. Wie zuvor beschrieben, werden alle Komponenten der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten HF-Hardware ebenfalls auf Impedanzen von 50Ω angepasst. Für eine maximale Übertragung der Wirkleistung sollte die Eingangsimpedanz der HF-Spule daher $Z_E = 50 \Omega \pm j0 \Omega$ betragen. Hierfür muss die Oberflächenspule um ein sogenanntes Anpassnetzwerk erweitert werden.

Zunächst wird eine Kapazität C_{Tune} parallel zur Induktivität L und zum ohmschen Widerstand R eingefügt (Abbildung 2.7a). Dieser Ansatz sowie weitere Ansätze, z. B. das Schalten einer Kapazität in Reihe zu L und R , sind in Mispelter et al. [2006] detailliert beschrieben.

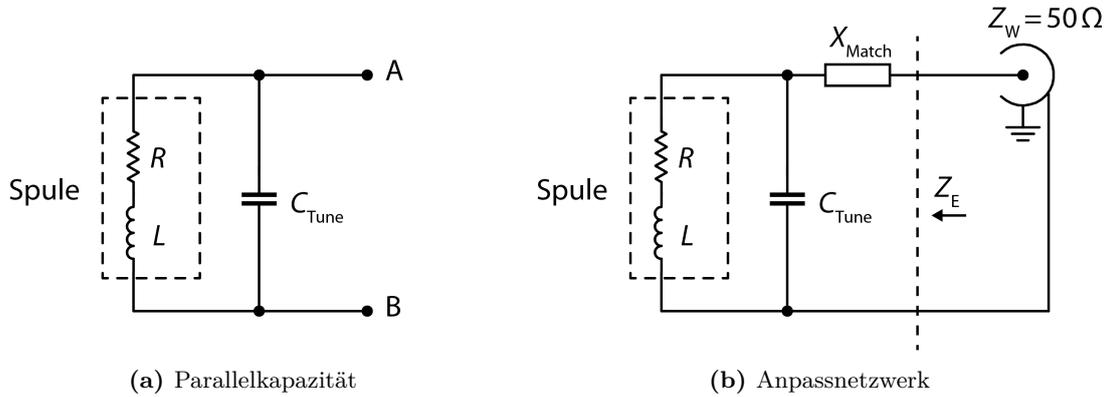


Abbildung 2.7: (a) Eine Oberflächenspule, bestehend aus einer Induktivität L und einem ohmschen Widerstand R , wird zunächst durch eine parallele Kapazität C_{Tune} erweitert. (b) Das Anpassnetzwerk aus einer parallelen Kapazität C_{Tune} sowie aus einem seriellen Blindwiderstand X_{Match} dient zur Impedanzanpassung.

Die resultierende Schaltung zwischen den Anschlüssen A und B aus L , R und C_{Tune} stellt eine Parallelschaltung dar (Abbildung 2.7a). Für die zugehörige Impedanz Z_{AB} gilt:

$$\frac{1}{Z_{\text{AB}}} = \frac{1}{R + jL\omega} + j\omega C_{\text{Tune}} \quad (2.80)$$

$$Z_{\text{AB}} = \frac{R \left(\frac{1}{\omega C_{\text{Tune}}} \right)^2}{R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{\text{Tune}}} \right)^2} + j \frac{1}{\omega C_{\text{Tune}}} \frac{R^2 + L\omega \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{\text{Tune}}} \right)}{R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{\text{Tune}}} \right)^2} \quad (2.81)$$

Die Schaltung aus L , R und C_{Tune} muss weiterhin um einen seriellen Blindwiderstand X_{Match} erweitert werden, um eine Leistungsanpassung gewährleisten zu können (Abbildung 2.7b). Für den Blindanteil der Eingangsimpedanz gilt dann:

$$\Im(Z_E) = \Im(Z_{\text{AB}}) + \Im(Z_{X_{\text{Match}}}) \quad (2.82)$$

Da die resultierende Schaltung im Allgemeinen an eine Leitung mit einem Wellenwiderstand von $Z_W = 50 \Omega \pm j0 \Omega$ angeschlossen wird (Abbildung 2.7b), müssen die Impedanzen Z_{AB} und $Z_{X_{Match}}$ sowie die Eingangsimpedanz Z_E der Schaltung aus L , R , C_{Tune} und C_{Match} die folgenden Bedingungen erfüllen:

- Bedingung 1: $\Re(Z_{AB}) = 50 \Omega$
- Bedingung 2: $\Im(Z_E) = \Im(Z_{AB}) + \Im(Z_{X_{Match}}) = 0 \Omega$

Bedingung 1 Unter der Annahme, dass L und R bekannt sind, kann mit der nachfolgenden Gleichung der Kapazitätswert von C_{Tune} bestimmt werden.

$$\Re(Z_{AB}) = \frac{R \left(\frac{1}{\omega C_{Tune}} \right)^2}{R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{Tune}} \right)^2} \quad (2.83)$$

$$50 \Omega = \frac{R \left(\frac{1}{\omega C_{Tune}} \right)^2}{R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{Tune}} \right)^2} \quad (2.84)$$

Bedingung 2 Abhängig von L , R und C_{Tune} kann der Imaginärteil $\Im(Z_{AB})$ positiv oder negativ sein und kann somit durch die Impedanz einer Kapazität $Z_{C_{Match}}$ oder einer Induktivität $Z_{L_{Match}}$ ausgeglichen werden.

Wenn $\Im(Z_{AB}) > 0$, wird eine serielle Kapazität eingefügt und es soll gelten:

$$-\Im(Z_{C_{Match}}) = \Im(Z_{AB}) \quad (2.85)$$

$$\frac{1}{\omega C_{Match}} = \frac{1}{\omega C_{Tune}} \frac{R^2 + L\omega \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{Tune}} \right)}{R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{Tune}} \right)^2} \quad (2.86)$$

Wenn $\Im(Z_{AB}) < 0$, wird eine serielle Induktivität eingefügt und es soll gelten:

$$-\Im(Z_{L_{Match}}) = \Im(Z_{AB}) \quad (2.87)$$

$$-\omega L_{Match} = \frac{1}{\omega C_{Tune}} \frac{R^2 + L\omega \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{Tune}} \right)}{R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{\omega C_{Tune}} \right)^2} \quad (2.88)$$

Der benötigte Kapazitätswert C_{Match} bzw. Induktivitätswert L_{Match} kann aus den obenstehenden Gleichungen bestimmt werden.

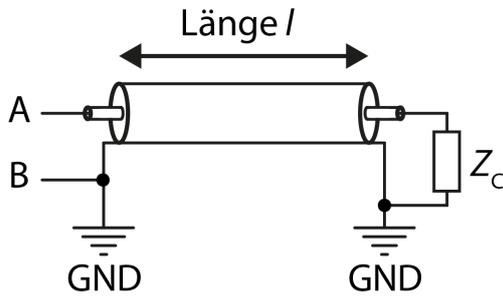


Abbildung 2.8: Schema einer Koaxialleitung mit Ausgangs- und Eingangsimpedanz: Eine verlustfreie Leitung wird mit einer Impedanz Z_C am Ausgang abgeschlossen. Z_W stellt den Wellenwiderstand der Leitung dar und l die Länge der Leitung. Durch die Leitung wird die Impedanz Z_C in die Eingangsimpedanz Z_{AB} transformiert.

2.3.4 Leitungstransformation

In der Hochfrequenztechnik spielen Leitungen für die Übertragung von HF-Signalen eine große Rolle. In Abbildung 2.8 ist das Schema einer Koaxialleitung gezeigt. An Eingang und Ausgang der Leitung treten Wellenphänomene auf, wie z. B. Reflexionen an Impedanzübergängen. Dies hat zur Folge, dass sich die einlaufende und die reflektierte Welle längs der Leitung überlagern. Die Impedanz Z_{AB} zwischen den Anschlüssen A und B einer verlustfreien Leitung, die mit einer Impedanz Z_C am Ausgang abgeschlossen ist, hängt daher von dem Wellenwiderstand der Leitung Z_W sowie von der Länge der Leitung l im Vergleich zur Wellenlänge in der Leitung λ_{Kabel} ab [Mispelter et al., 2006; Philippow, 1976]. Die Wellenlänge in der Leitung lässt sich aus der Wellenlänge im Vakuum λ_{Vakuum} und dem Verkürzungsfaktor VKF der Leitung bestimmen: $\lambda_{\text{Kabel}} = VKF \cdot \lambda_{\text{Vakuum}}$.

Für die Impedanz Z_{AB} am Eingang der Leitung gilt [Mispelter et al., 2006]:

$$Z_{AB} = Z_W \frac{jZ_W \tan \theta + Z_C}{jZ_C \tan \theta + Z_W} \quad (2.89)$$

Der Parameter θ ist frequenzabhängig und beschreibt das Verhältnis der Länge der Leitung l zur Wellenlänge in der Leitung $\lambda_{\text{Kabel}}(\nu)$: $\theta = 2\pi l / \lambda_{\text{Kabel}}$.

Wenn die Impedanz Z_C dem Wellenwiderstand der Leitung Z_W entspricht ($Z_C = Z_W$), dann ist die Impedanz Z_{AB} unabhängig von der Länge der Leitung l sowie von der Frequenz des eingespeisten HF-Signals und es gilt $Z_{AB} = Z_W$. Wie in Abschnitt 2.3.3 beschrieben, werden die Eingangs- und Ausgangsimpedanzen der verwendeten HF-Komponenten im Allgemeinen auf 50Ω abgestimmt. Für eine maximale Übertragung der Wirkleistung und für eine Vermeidung von Reflexionen an Impedanzübergängen sollten in diesem Fall Leitungen mit einem Wellenwiderstand von $Z_W = 50 \Omega$ verwendet werden (Abbildung 2.9).

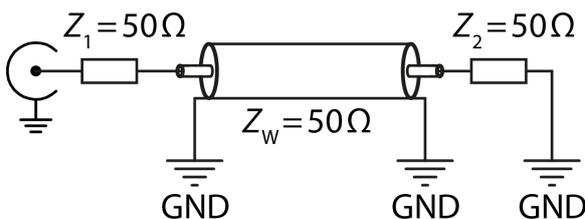


Abbildung 2.9: Beispielhafte Schaltung aus zwei HF-Komponenten mit $Z_1 = Z_2 = 50 \Omega$, die über eine verlustfreie Leitung mit einem Wellenwiderstand von $Z_W = 50 \Omega$ verbunden werden. Unabhängig von der Länge der Leitung sowie der Frequenz des HF-Signals wird die maximale Wirkleistung übertragen und Reflexionen an Impedanzübergängen werden vermieden.

2.3.4.1 Spezialfall: $\lambda/4$ -Leitung

Die $\lambda/4$ -Leitung stellt einen Spezialfall der Leitungstransformation dar. Die Länge der Leitung entspricht in diesem Fall gerade einem Viertel der Wellenlänge im Leiter ($l = \lambda_{\text{Kabel}}/4$) und für θ gilt:

$$\theta = 2\pi \frac{\frac{\lambda_{\text{Kabel}}}{4}}{\lambda_{\text{Kabel}}} = \frac{\pi}{2} \quad (2.90)$$

Für einen Wellenwiderstand von $Z_W = 50 \Omega$ und $\theta = \pi/2$ vereinfacht sich Gleichung 2.89 auf:

$$Z_{AB} = 50 \Omega \frac{j50 \Omega \cdot \tan\left(\frac{\pi}{2}\right) + Z_C}{jZ_C \cdot \tan\left(\frac{\pi}{2}\right) + 50 \Omega} = \frac{(50 \Omega)^2}{Z_C} \quad (2.91)$$

Für einen Ausgangswiderstand von $Z_C = 50 \Omega$ gilt (Abbildung 2.10a):

$$Z_{AB} = \frac{(50 \Omega)^2}{50 \Omega} = 50 \Omega \quad (2.92)$$

Für eine am Ausgang kurzgeschlossene $\lambda/4$ -Leitung ($Z_C \rightarrow 0 \Omega$) gilt (Abbildung 2.10b):

$$Z_{AB} \rightarrow \infty \quad (2.93)$$

Durch eine Kombination mit einer aktiven Schaltung am Ausgang der Leitung, die zwischen einer Ausgangsimpedanz von $Z_C = 50 \Omega$ und von $Z_C \rightarrow 0 \Omega$ schaltet, kann die $\lambda/4$ -Leitung in einem HF-Schalter verwendet werden (Abschnitt 2.3.5.3).

Bei einer Frequenz von 78,6 MHz ergibt sich jedoch eine relativ lange und unhandliche Leitungslänge l (Verkürzungsfaktor sei $VKF = 0,66$):

$$l = \frac{\lambda_{\text{Kabel}}}{4} = \frac{VKF \cdot \lambda_{\text{Vakuum}}}{4} = \frac{1}{4} \cdot 0,66 \cdot \frac{c}{\nu_0} = \frac{1}{4} \cdot 0,66 \cdot \frac{3 \cdot 10^8 \frac{m}{s}}{78,6 \text{ MHz}} = 63 \text{ cm} \quad (2.94)$$

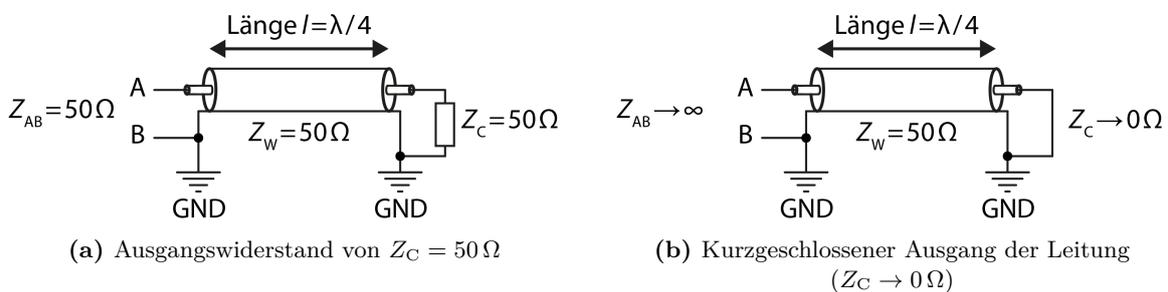


Abbildung 2.10: $\lambda/4$ -Leitung in einem HF-Schalter. (a) Wird die $\lambda/4$ -Leitung ($Z_W = 50 \Omega$) mit einer Impedanz von $Z_C = 50 \Omega$ abgeschlossen, ist die Eingangsimpedanz Z_{AB} ebenfalls 50Ω . (b) Wird die $\lambda/4$ -Leitung ($Z_W = 50 \Omega$) am Ende kurzgeschlossen ($Z_C \rightarrow 0 \Omega$), ist die Eingangsimpedanz hochohmig ($Z_{AB} \rightarrow \infty$).

2.3.5 HF-Komponenten

In diesem Abschnitt werden HF-Komponenten beschrieben, die im Allgemeinen in der HF-Sende- und Empfangskette von HF-Birdcage-Spulen verwendet werden, wie z. B. in der Sendempfangs-Weiche (Tx/Rx-Weiche) zur Unterscheidung zwischen dem Sendezustand und dem Empfangszustand der HF-Hardware sowie eine Schaltung zur Aufspaltung des HF-Sendesignals in zwei Signale und zur Kombination zweier HF-Empfangssignale zu einem Signal.

2.3.5.1 Quadraturhybrid

Ein Quadraturhybrid wird zur Aufspaltung eines HF-Signals in zwei gleich große Signale mit einer Phasendifferenz von 90° und zur Kombination zweier HF-Signale mit einer Phasendifferenz von 90° verwendet. Ein solches Quadraturhybrid kann z. B. aus Kondensatoren und Spulen, aus Koaxialleitungen oder aus Streifenleitungen (englisch *microstrip*) aufgebaut sein. Diese verschiedenen Varianten eines Quadraturhybrids werden in Mispelter et al. [2006] detailliert beschrieben.

Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Quadraturhybride wurden aus Kondensatoren und Spulen aufgebaut. Im Folgenden wird das Grundprinzip eines Quadraturhybrids sowie dessen Aufbau aus Kondensatoren und Induktivitäten beschrieben.

Das Quadraturhybrid ist ein Viertor (Abbildung 2.11), an welches vier Leitungen mit Wellenwiderständen von $Z_W = 50 \Omega$ angeschlossen werden. Wird ein HF-Signal an Tor 1 eingespeist, so wird je die Hälfte der HF-Leistung an Tor 2 bzw. an Tor 3 übermittelt ($S_{21} = S_{31} = -3,01 \text{ dB}$). Die Signale, die an Tor 2 und Tor 3 übermittelt werden, haben eine Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$. Daher wird das Quadraturhybrid auch als 3 dB-Hybridkoppler oder 90° -Hybridkoppler bezeichnet. Werden zwei HF-Signale, wie in Abbildung 2.11b dargestellt, mit einer Phasenverschiebung von $\Delta\varphi_{\text{Rx}} = 90^\circ$ an Tor 2 und Tor 3 eingespeist, so werden die beiden Signale in Tor 4 konstruktiv kombiniert. Weiterhin bietet das Quadraturhybrid einen hohen Grad der Entkopplung zwischen Tor 1 und Tor 4. Diese Eigenschaft kann daher zur Trennung der HF-Sende- und Empfangskette dienen.

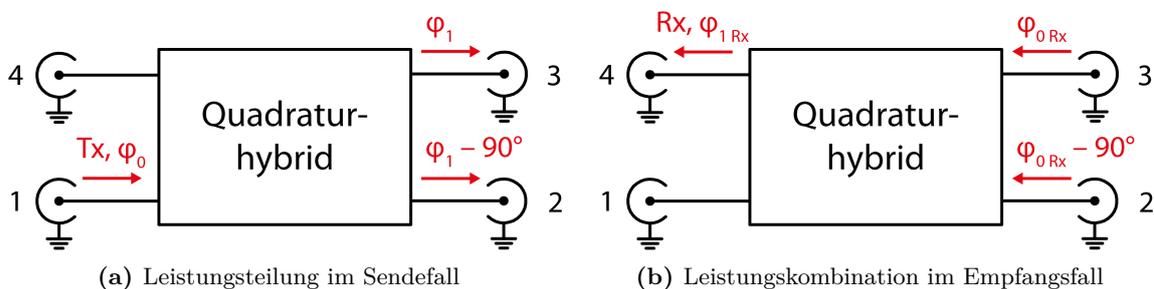


Abbildung 2.11: Grundprinzip eines Quadraturhybrids zur Leistungsteilung bzw. zur Leistungskombination. (a) Wird ein HF-Signal an Tor 1 eingespeist, teilt sich die eingespeiste HF-Sendeleistung (Tx) gleichmäßig (Transmissionsfaktor $-3,01 \text{ dB}$) und mit einer Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$ auf Tor 2 und Tor 3 auf. (b) Im Empfangsfall werden zwei HF-Signale mit einer Phasenverschiebung von $\Delta\varphi_{\text{Rx}} = 90^\circ$ eingespeist und an Tor 4 konstruktiv kombiniert (Rx).

Der Aufbau des Quadraturhybrids aus Kondensatoren (C_1 , C_2) und Spulen (L) ist in Abbildung 2.12 dargestellt und die erforderlichen Impedanzen von C_1 , C_2 und L werden in Tabelle 2.3 beschrieben. Aus den Impedanzen werden, abhängig von der Frequenz der HF-Signale ($\omega = 2\pi \cdot \nu_0(^{23}\text{Na}) = 2\pi \cdot 78,6 \text{ MHz}$), die benötigten Kapazitäten und Induktivitäten bestimmt.

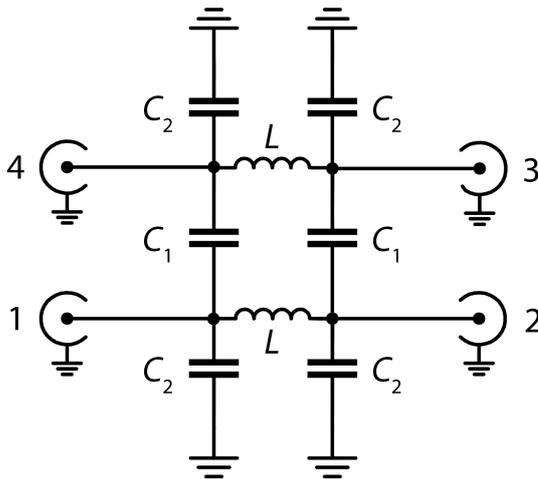


Abbildung 2.12: Aufbau des Quadraturhybrids aus Kondensatoren (C_1 , C_2) und Spulen (L). An das Quadraturhybrid werden vier Leitungen mit Wellenwiderständen von $Z_W = 50 \Omega$ angeschlossen.

Tabelle 2.3: Impedanzen sowie Kapazitäten und Induktivitäten eines Quadraturhybrids, das bei $\nu_0(^{23}\text{Na}) = 78,6 \text{ MHz}$ die beschriebenen Eigenschaften (Leistungsteilung, Leistungskombination) aufweist. Die Impedanzen wurden aus Mispelter et al. [2006] entnommen. An das Quadraturhybrid werden Leitungen mit einem Wellenwiderstand von $Z_W = 50 \Omega$ angeschlossen.

Impedanz	Bauelement	Größe	Wert
$-j \cdot Z_W$	C_1	$\frac{1}{Z_W \cdot \omega}$	40,5 pF
$-j \cdot Z_W \cdot (\sqrt{2} + 1)$	C_2	$\frac{\sqrt{2}-1}{Z_W \cdot \omega}$	16,8 pF
$\frac{j \cdot Z_W}{\sqrt{2}}$	L	$\frac{Z_W}{\sqrt{2} \cdot \omega}$	71,6 nH

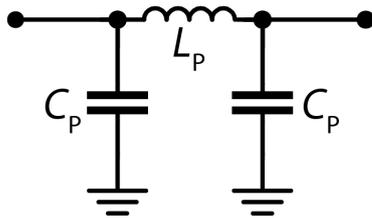


Abbildung 2.13: Ein Pi-Glied bestehend aus zwei Kondensatoren C_P und einer Induktivität L_P in der Form des griechischen Buchstabens π .

2.3.5.2 Pi-Glied

Ein Pi-Glied besteht aus drei Impedanzen in der Form des griechischen Buchstabens π (siehe Abbildung 2.13). Im Rahmen dieser Arbeit wird ein Pi-Glied aus drei Blindwiderständen (X_{C_P} , X_{L_P} , X_{C_P}) als Impedanztransformator verwendet.

Durch eine aktive Steuerung der Schaltung, soll das verwendete Pi-Glied die gleichen Zustände wie eine $\lambda/4$ -Leitung (Abschnitt 2.3.4.1) zur Verfügung stellen:

- Zustand 1: Die Eingangsimpedanz von $Z_E = 50 \Omega$ soll unverändert in die Ausgangsimpedanz Z_A transformiert werden ($Z_A = Z_E$).
- Zustand 2: Die Eingangsimpedanz soll hochohmig sein ($Z_E \rightarrow \infty$).

Zustand 1 Die zur Realisierung von Zustand 1 erforderlichen Impedanzen von C_P und L_P sind in Tabelle 2.4 dargestellt [Mispelter et al., 2006].

Tabelle 2.4: Impedanzen sowie Kapazitäten und Induktivitäten eines Pi-Glieds, welches bei der Frequenz von $\nu_0(^{23}\text{Na}) = 78,6 \text{ MHz}$ die beiden beschriebenen Zustände ermöglicht ($\omega_0 = 2\pi \cdot \nu_0(^{23}\text{Na})$). Die Impedanzen wurden aus Mispelter et al. [2006] entnommen.

Impedanz	Bauelement	Größe	Wert
$-j \cdot 50 \Omega$	C_P	$\frac{1}{50 \Omega \cdot \omega_0}$	40,5 pF
$j \cdot 50 \Omega$	L_P	$\frac{50 \Omega}{\omega_0}$	101,2 nH

Wird ein Pi-Glied aus den Impedanzen aus Tabelle 2.4 aufgebaut und mit einer Impedanz von $Z_E = 50 \Omega$ am Eingang abgeschlossen (Abbildung 2.14a), gilt für die Ausgangsimpedanz Z_A des Pi-Glieds:

$$Z_A = \left(\left(\left(\frac{1}{Z_E} + \frac{1}{Z_{C_P}} \right)^{-1} + Z_{L_P} \right)^{-1} + \frac{1}{Z_{C_P}} \right)^{-1} \quad (2.95)$$

$$Z_A = \left(\left(\left(\frac{1}{50 \Omega} + \frac{1}{-j50 \Omega} \right)^{-1} + j50 \Omega \right)^{-1} + \frac{1}{-j50 \Omega} \right)^{-1} \quad (2.96)$$

$$Z_A = 50 \Omega \quad (2.97)$$

Aus dieser Gleichung folgt, dass das Pi-Glied die Eingangsimpedanz $Z_E = 50 \Omega$, wie in Bedingung 1 gefordert, unverändert in die Ausgangsimpedanz Z_A transformiert: $Z_A = Z_E = 50 \Omega$.

Zustand 2 Zur Realisierung von Zustand 2 wird das Pi-Glied durch eine aktive Steuerung am Ausgang kurzgeschlossen. In diesem Zustand wird der Kondensator am Ausgang kurzgeschlossen und die Schaltung aus dem Kondensator am Eingang C_P und der Induktivität L_P stellt einen Sperrkreis dar (Abbildung 2.14b):

$$\text{Sperrkreisbedingung} \quad \omega_{\text{Sperr}} = \frac{1}{\sqrt{L_P \cdot C_P}} \quad (2.98)$$

$$\omega_{\text{Sperr}} = \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{50 \Omega \cdot \omega_0} \cdot \frac{50 \Omega}{\omega_0}}} \quad (2.99)$$

$$\omega_{\text{Sperr}} = \omega_0 \quad (2.100)$$

Wie aus der vorherigen Gleichung folgt, ist die Sperrkreisbedingung erfüllt und die Eingangsimpedanz des Pi-Glieds ist daher hochohmig ($Z_E \rightarrow \infty$).

Durch eine aktive Schaltung, die das Kurzschließen am Ausgang ermöglicht, kann zwischen den beiden gewünschten Zuständen unterschieden werden. Das Pi-Glied kann daher zur Steuerung von HF-Signalen verwendet werden.

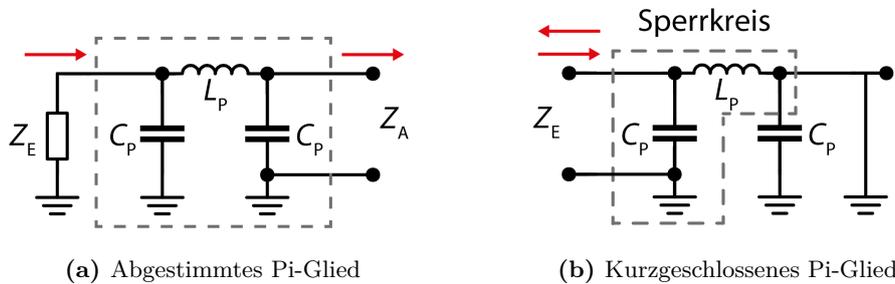


Abbildung 2.14: Zwei Zustände des abgestimmten Pi-Glieds. (a) Das Pi-Glied wird mit $Z_E = 50 \Omega$ am Eingang abgeschlossen. Die Eingangsimpedanz Z_E wird unverändert in die Ausgangsimpedanz Z_A transformiert ($Z_A = Z_E = 50 \Omega$). (b) Das Pi-Glied wird kurzgeschlossen ($Z_A \rightarrow 0 \Omega$). Der resultierende Sperrkreis aus dem Kondensator am Eingang C_P und der Induktivität L_P stellt eine hochohmige Impedanz dar ($Z_E \rightarrow \infty$).

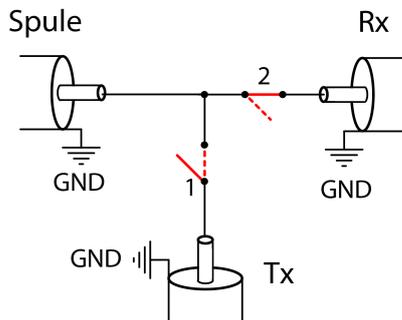


Abbildung 2.15: Bei einer Sende- und Empfangsspule sind die HF-Sendekette und die HF-Empfangskette über die Spule miteinander verbunden. Im Sendefall soll das Sendesignal (Tx) zur Spule und nicht zum empfindlichen Empfänger (Rx) übermittelt werden (Schalter 1 geschlossen, Schalter 2 offen). Im Empfangsfall soll das Empfangssignal zum Empfänger übermittelt werden (Schalter 1 offen, Schalter 2 geschlossen).

2.3.5.3 Sende-Empfangs-Weiche

Bei einer Sende- und Empfangsspule sind die HF-Sendekette und die HF-Empfangskette über die Spule miteinander verbunden (Abbildung 2.15). Im Sendefall soll das Sendesignal (Tx) mit hohen HF-Leistungen möglichst ungedämpft zur Spule und nicht zum empfindlichen Empfänger (Rx) übermittelt werden. Im Empfangsfall soll das schwache Empfangssignal mit möglichst geringen Verlusten zum Empfänger übermittelt werden. Zur Unterscheidung zwischen diesen beiden Zuständen wird eine Sende-Empfangs-Weiche verwendet.

Der Aufbau der Weiche von Lowe und Tarr [1968] basiert auf einer $\lambda/4$ -Leitung in Kombination mit vier passiven Halbleiterdioden. Die vier passiven Dioden können durch zwei PIN-Dioden ersetzt werden (Abbildung 2.16). Der Zustand der PIN-Dioden wird über ein Gleichstromsignal aktiv geregelt:

- im Durchlassbereich: geringer Widerstand
- im Sperrbereich: Parallelschaltung aus geringer Kapazität und sehr hohem Widerstand

Zur besseren Übersicht wird die Gleichstromversorgung in Abbildung 2.16 nicht gezeigt.

Die folgenden Anforderungen werden an die $\lambda/4$ -Leitung gestellt:

- im Sendefall: Eingangsimpedanz $Z_E \rightarrow \infty$
- im Empfangsfall: Ausgangsimpedanz $Z_A = Z_E = 50 \Omega$

In Abschnitt 2.3.4.1 ist der Spezialfall der $\lambda/4$ -Leitung mit einem Wellenwiderstand von $Z_W = 50 \Omega$ näher erläutert. Im Sendefall wird die $\lambda/4$ -Leitung am Ausgang kurzgeschlossen ($Z_A \rightarrow 0 \Omega$) und die Eingangsimpedanz wird hochohmig ($Z_E \rightarrow \infty$, Gleichung 2.93). Im Empfangsfall wird die Impedanz der angepassten HF-Spule ($Z_E = 50 \Omega$) über die $\lambda/4$ -Leitung in eine Ausgangsimpedanz von $Z_A = 50 \Omega$ transformiert (Gleichung 2.91). Folglich erfüllt die $\lambda/4$ -Leitung mit den beiden PIN-Dioden die Anforderungen.

Hierfür wird die Diode hinter der $\lambda/4$ -Leitung (Diode 2) im Sendefall im Durchlassbereich betrieben und im Empfangsfall im Sperrbereich. Das Gleiche gilt auch für die Diode hinter dem Sender (Diode 1). Im Sendefall passiert das Sendesignal Diode 1, wird am Eingang der $\lambda/4$ -Leitung reflektiert und wird fast ungeschwächt an die Spule übermittelt. Im Empfangsfall wird das Signal an Diode 1, die im Sperrbereich betrieben wird, reflektiert und das Empfangssignal wird fast ungeschwächt über die $\lambda/4$ -Leitung zum Empfänger übermittelt.

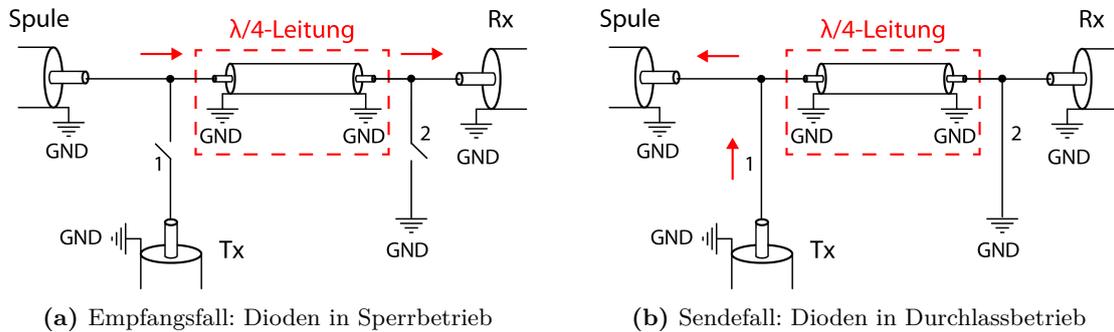


Abbildung 2.16: Sende-Empfangs-Weiche aufgebaut aus einer $\lambda/4$ -Leitung sowie zwei PIN-Dioden. Die PIN-Dioden sind als Schalter dargestellt und die Gleichstromversorgung der PIN-Dioden ist nicht dargestellt. (a) Im Empfangsfall werden die Dioden 1 und 2 im Sperrbereich betrieben. Diode 1 sperrt den Pfad zum Sender (Tx). Die Impedanz der angepassten HF-Spule ($Z_E = 50\ \Omega$) wird über die $\lambda/4$ -Leitung in eine Ausgangsimpedanz von $Z_A = 50\ \Omega$ transformiert und das Empfangssignal wird zum Empfänger (Rx) übermittelt. (b) Im Sendefall werden die beiden Dioden im Durchlassbereich betrieben. Das Sendesignal (Tx) passiert Diode 1. Die $\lambda/4$ -Leitung wird am Ausgang über die Diode 2 kurzgeschlossen ($Z_A \rightarrow 0\ \Omega$) und die Eingangsimpedanz wird hochohmig ($Z_E \rightarrow \infty$). Daher wird das Sendesignal direkt an die Spule übermittelt.

Wie im vorhergehenden Abschnitt erläutert, kann das vorgestellte Pi-Glied die gleichen Zustände wie eine $\lambda/4$ -Leitung zur Verfügung stellen. Infolgedessen kann die $\lambda/4$ -Leitung durch ein solches Pi-Glied ersetzt werden. Die aktive Regelung erfolgt wie zuvor über die beiden PIN-Dioden. Hierbei gilt die gleiche Logik: Die Dioden werden im Empfangsfall im Sperrbereich betrieben und im Sendefall im Durchlassbereich (Abbildung 2.17).

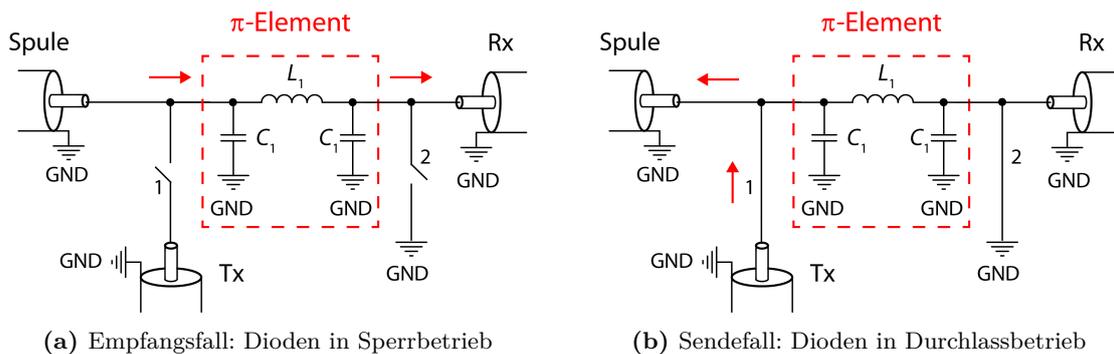


Abbildung 2.17: Sende-Empfangs-Weiche aufgebaut aus einem Pi-Glied und zwei PIN-Dioden. Die PIN-Dioden sind als Schalter dargestellt und die Gleichstromversorgung der PIN-Dioden ist nicht dargestellt. Die Logik der Schaltung funktioniert analog zur Schaltung in Gleichung 2.16. (a) Im Empfangsfall werden die Dioden 1 und 2 im Sperrbereich betrieben. Diode 1 sperrt den Pfad zum Sender (Tx). Das Empfangssignal wird zum Empfänger (Rx) übermittelt. (b) Im Sendefall werden die beiden Dioden im Durchlassbereich betrieben. Das Sendesignal (Tx) passiert Diode 1. Das Pi-Glied wird am Ausgang über die Diode 2 kurzgeschlossen und die Eingangsimpedanz wird hochohmig ($Z_E \rightarrow \infty$). Daher wird das Sendesignal direkt an die Spule übermittelt.

2.4 Simulationen elektromagnetischer Felder

Bei der Simulation elektromagnetischer Felder beispielsweise einer HF-Spule werden numerische Simulationsverfahren angewendet, um die Maxwell-Gleichungen [Maxwell, 1865] zu lösen.

Die simulierten elektromagnetischen Felder ermöglichen hierbei beispielsweise die folgenden Anwendungen:

- Die Entwicklung und Optimierung von HF-Technik, ohne dass ein Aufbau der Hardware nötig ist.
- Eine Sicherheitsbetrachtung der HF-Spule unter Berücksichtigung des Menschen, indem realitätsnahe lokale Feldverteilungen in heterogenen Körpermodellen simuliert werden.

Für möglichst realitätsnahe Simulationsergebnisse beinhaltet die Simulation u. a. die Geometrie und die dielektrischen Eigenschaften der zu untersuchenden Objekte. Die Simulationen elektromagnetischer Felder haben zunehmend eine große Bedeutung in der MR-Tomographie, besonders mit steigenden statischen Magnetfeldern B_0 und folglich hohen HF-Anregungsfrequenzen ν_0 und geringen Wellenlängen [Collins, 2009; Fiedler et al., 2017b].

2.4.1 Finite-Integration-Methode

Die Finite-Integration-Methode (englisch *finite integration technique*, FIT) von Weiland [1977] löst die Maxwell-Gleichungen in der Integralform:

$$\oint_{\partial A} \mathbf{E} \, d\mathbf{s} = - \int_A \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{B} \, d\mathbf{A} \quad (2.101)$$

$$\oint_{\partial V} \mathbf{B} \, d\mathbf{A} = 0 \quad (2.102)$$

$$\oint_{\partial A} \mathbf{H} \, d\mathbf{s} = \int_A \left(\frac{\partial}{\partial t} \mathbf{D} + \mathbf{J} \right) \, d\mathbf{A} \quad (2.103)$$

$$\oint_{\partial V} \mathbf{D} \, d\mathbf{A} = \int_V \rho \, dV \quad (2.104)$$

Mit den Materialgleichungen:

$$\mathbf{D} = \epsilon_0 \epsilon_r \mathbf{E}, \quad \mathbf{B} = \mu_0 \mu_r \mathbf{H}, \quad \mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad (2.105)$$

Die Maxwell-Gleichungen werden diskretisiert, indem sie in einer Matrixrepräsentation dargestellt werden. Bei der Methode werden zwei versetzte Gitter aus kubischen Volumenelementen (Voxel) verwendet. Jedem Voxel wird die entsprechende Materialeigenschaft (ϵ_r , μ_r , σ) zugeordnet. Das erste Gitter dient zur Darstellung der elektrischen Kantenspannungen (e) und der magnetischen Flüsse (b) durch die Flächen der Voxel (siehe Abbildung 2.18). Das zweite Gitter dient zur Darstellung der magnetischen Kantenspannungen (h) und der elektrischen Flüsse (d) durch die Flächen der Voxel.

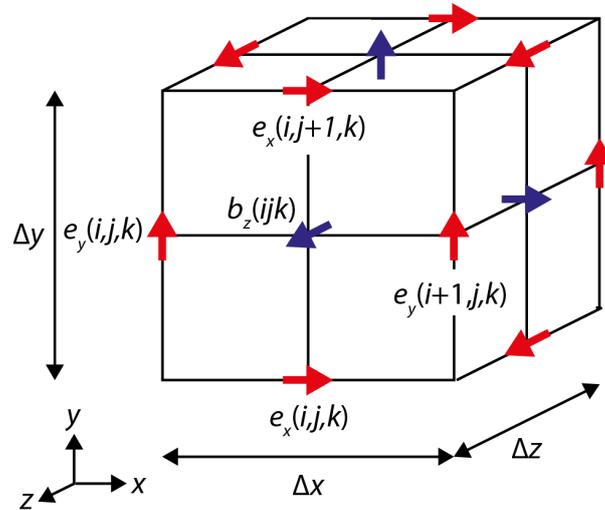


Abbildung 2.18: Beispielhaftes Voxel des ersten Gitters der FIT-Methode

Beispielhaft wird Gleichung 2.101 für das gezeigte Voxel mit der FIT-Methode wie folgt beschrieben [Clemens und Weiland, 2001]:

$$e_x(i, j, k) + e_y(i + 1, j, k) - e_x(i, j + 1, k) - e_y(i, j, k) = -\frac{d}{dt} b_z(i, j, k) \quad (2.106)$$

Mit beispielsweise:

$$\text{Elektrische Kantenspannung: } e_x(i, j, k) = \int_{(x_i, y_j, z_k)}^{(x_{i+1}, y_j, z_k)} \mathbf{E} \, ds \quad (2.107)$$

$$\text{Magnetischer Fluss: } b_z(i, j, k) = \int_{A_z(i, j, k)} \mathbf{B} \, d\mathbf{A} \quad (2.108)$$

Für eine vollständige Darstellung der FIT-Methode sei auf die bereits zitierten Arbeiten verwiesen [Clemens und Weiland, 2001; Weiland, 1977, 1996].

2.5 Physiologische Grundlagen

Natriumionen (Na^+ -Ionen) sind neben Kalzium-, Magnesium- sowie Kaliumionen wichtige Kationen im menschlichen Körper. Die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Natriumionen spielen in vielen biologischen Prozessen eine wichtige Rolle. Die für diese Arbeit relevanten physiologischen Grundlagen werden in diesem Abschnitt kurz erläutert. Eine umfassende Darstellung der physiologischen Grundlagen befindet sich in Standardwerken wie Schmidt et al. [2005] sowie Speckmann et al. [2013].

Natriumionen im menschlichen Körper

Bei gesunden erregbaren Zellen beträgt die Konzentration der Na^+ -Ionen im Intrazellulärraum 5 bis 15 mmol l^{-1} und im Extrazellulärraum 140 bis 150 mmol l^{-1} [Speckmann et al., 2013]. Der Konzentrationsgradient wird u. a. durch die Natrium-Kalium-Pumpe (Na^+ - K^+ -ATPase) aufrechterhalten, welche Na^+ -Ionen aus der Zelle herausbringt und K^+ -Ionen in die Zelle einbringt, während die hierfür benötigte Energie aus der Umwandlung von ATP (Adenosin-triphosphat) in ADP (Adenosindiphosphat) gewonnen wird [Speckmann et al., 2013]. Dieser Transportprozess trägt u. a. dazu bei, dass im Intrazellulärraum eine negative Ladung gegenüber dem Extrazellulärraum vorherrscht.

Eine Beeinträchtigung des Energiestoffwechsels oder eine Störung der Integrität der Zellmembran wirkt sich auf den Konzentrationsgradienten aus und eine Bestimmung der Natriumkonzentrationen kann Aufschlüsse über den Zustand der Zelle geben [Madelin und Regatte, 2013]. Die ^{23}Na -MR-Bildgebung bietet sich hierbei als nicht invasive Untersuchungsmethode an. Bei der ^{23}Na -MR-Bildgebung des Körperstamms bzw. von Ausschnitten des Körperstamms können die folgenden Organe bzw. Gewebearten abgebildet werden, die bereits in Studien untersucht wurden:

- Herz Bildgebung nach Herzinfarkt (Übersichtsarbeit von Bottomley [2016])
- Nieren Bildgebung z. B. unter verschiedenen physiologischen Bedingungen, nach Bestrahlung, nach Nierentransplantation (Übersichtsarbeit von Zöllner et al. [2016])
- Brust Bildgebung von benignen und malignen Brusttumoren (u. a. Ouwerkerk et al. [2007]; Zaric et al. [2016])
- Lunge Bildgebung von Lungenkrebs (Henzler et al. [2012]) und von Lungenödem (Übersichtsarbeit von Kauczor und Kreitner [1999])
- Bandscheiben Detektion der Proteoglykane (Insko et al. [2002])
- Prostata Ziel: Unterscheidung zwischen gutartigen Krankheiten und Krebs (Hausmann et al. [2012])
- (Rippen-) Knorpel bisher Bildgebung des Knorpels der Kniescheibe (Reddy et al. [1998])

Weiterhin werden Blutgefäße, Leber, Magen und Gallenblase in entsprechenden ^{23}Na -MR-Rekonstruktionen abgebildet. Diese Organe bzw. Gewebetypen wurden bisher nicht im Detail mit der ^{23}Na -MR-Bildgebung untersucht.

Nieren

Bei der ^{23}Na -MR-Bildgebung des Abdomens werden die folgenden Organe aufgrund ihrer ^{23}Na -Konzentration abgebildet: Nieren, Gallenblase, Leber und Magen. Bisherige ^{23}Na -MR-Studien des Abdomens beschränkten sich jedoch auf eine Untersuchung der Nieren. Die Nieren stellen das wichtigste Regulationsorgan des Wasser- und Elektrolythaushalts dar [Speckmann et al., 2013]. Bei krankhaften Veränderungen der Nieren kann dieser Haushalt aus dem Gleichgewicht geraten.



In Abbildung 2.19 ist der schematische Aufbau einer Niere eines Menschen dargestellt. Sie besteht aus der Nierenrinde, dem Nierenmark mit den Markpyramiden, dem Nierenbecken und dem Harnleiter.

Abbildung 2.19: Aufbau einer Niere des Menschen

Die extrazelluläre Natriumkonzentration nimmt von der Nierenrinde zum Nierenmark zu. Dieser Gradient, der als cortico-medullärer Konzentrationsgradient bezeichnet wird, reguliert u. a. den Wasserhaushalt, indem ein steiler Gradient die Resorption des Wassers fördert [Maril et al., 2005].

Bei Wassermangel nimmt die Osmolarität der Extrazellulärflüssigkeit zu und das antidiuretische Hormon (ADH) wird produziert, was zur Folge hat, dass die Wasserausscheidung reduziert wird [Speckmann et al., 2013]. Außerdem wird das Renin-Angiotensin-Aldosteron-System, ein Regelkreislauf verschiedener Hormone und Enzyme, aktiviert, was zu einer Na^+ -Retention führt [Speckmann et al., 2013]. Das heißt, dass die Na^+ -Ausscheidung gehemmt wird.

Ein Wasserüberschuss führt zu einer Verdünnung der medullären Extrazellulärflüssigkeit. Es wird die Ausschüttung des Hormons ADH gehemmt und es wird solange vermehrt Wasser ausgeschieden, bis der Wasserüberschuss ausgeglichen ist [Speckmann et al., 2013].

Zur Untersuchung der Natriumverteilung in der Niere sowie des cortico-medullären Konzentrationsgradienten wendeten Maril et al. [2006] sowie Haneder et al. [2011] die ^{23}Na -MR-Bildgebung bei $B_0 = 3$ Tesla an der menschlichen Niere an. Hierbei untersuchten Maril et al. [2006] den normalen Zustand sowie den Zustand nach Wasserentzug und Haneder et al. [2011] den Zustand nach Wasserentzug und 30 min nach einer Wasseraufnahme. Nach Wasserentzug ergab sich in diesen beiden Arbeiten erwartungsgemäß ein deutlich erhöhtes ^{23}Na -Signal im Nierenmark. Wie Haneder et al. [2011] zeigten, ist der cortico-medulläre Konzentrationsgradient nach Wasserentzug steiler als 30 min nach einer Wasseraufnahme.

Material und Methoden

3.1 Hardware

In diesem Abschnitt wird die verwendete Hardware vorgestellt. Dabei werden zunächst die relevanten Eigenschaften und Funktionen des Magnetresonanztomographen (MR-Tomographen) dargestellt. Weiterhin wird besonders auf die Hochfrequenz-Hardware (HF-Hardware) der ^{23}Na -Körperspule eingegangen, welche im Rahmen der vorliegenden Arbeit für die ^{23}Na -MR-Bildgebung des Körperstamms, insbesondere der Lunge und des Abdomens, entwickelt und für den Einsatz am Menschen am MR-System implementiert wurde. Darüber hinaus wird die zusätzlich benötigte Hardware zur Charakterisierung der Spule beschrieben.

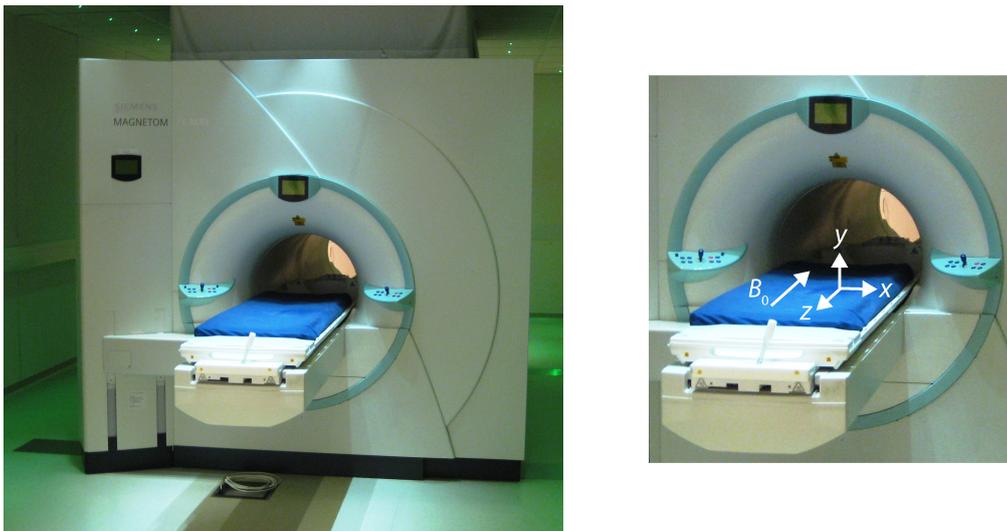


Abbildung 3.1: 7-Tesla-Ganzkörper-MR-Tomograph. Die nominelle magnetische Induktionsflussdichte B_0 des statischen Magnetfeldes beträgt 6,98 Tesla und zeigt in $(-z)$ -Richtung.

3.1.1 Magnetresonanztomograph

Alle MR-Messungen wurden an einem experimentellen 7-Tesla-Ganzkörper-MR-Tomographen, einem MAGNETOM 7 T (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland), durchgeführt (Abbildung 3.1). Die nominelle magnetische Induktionsflussdichte B_0 des statischen Magnetfeldes beträgt 6,98 Tesla und zeigt in $(-z)$ -Richtung. In der klinischen Routine werden hauptsächlich MR-Tomographen mit einer magnetischen Induktionsflussdichte von 1,5 oder 3 Tesla verwendet. 7-Tesla-MR-Systeme zählen daher zu den sogenannten Hochfeld-Ganzkörper-MR-

Tomographen. Die Larmorfrequenzen ν_0 der ^1H -Kernspins und der ^{23}Na -Kernspins betragen $\nu_0(^1\text{H}) = 297,2\text{ MHz}$ und $\nu_0(^{23}\text{Na}) = 78,6\text{ MHz}$ (Abschnitt 2.1.3). Das integrierte Gradientensystem ermöglicht eine maximale Amplitude von 45 mT m^{-1} in z -Richtung sowie eine maximale Amplitude von 40 mT m^{-1} in x - und in y -Richtung bei einer maximalen Anstiegsrate von $200\text{ mT m}^{-1}\text{ ms}^{-1}$ [Siemens AG, Siemens Medical Solutions, 2013].

Für die ^1H -HF-Anregung ($\nu_0(^1\text{H}) = 297,2\text{ MHz}$) verfügt der verwendete MR-Tomograph über acht Sendekanäle mit acht Protonenverstärkern. Bei Mehrkanal-Sendespulen können so mehrere HF-Signale an den einzelnen Kanälen der Spule eingespeist werden, deren Amplituden und Phasen individuell angepasst werden können (englisch *parallel transmit*, pTx). Zusätzlich zu den Protonenverstärkern ist das MR-System mit einem Breitbandverstärker (Dressler HF Technik GmbH, Stolberg, Germany) ausgestattet, der HF-Frequenzen von 14 MHz bis 130 MHz bei einer maximalen HF-Leistung von $P_{\text{max}} = 8\text{ kW}$ unterstützt. Somit werden neben der Messung von Protonen auch Messungen von anderen Kernen, den sogenannten X-Kernen, ermöglicht (z. B. ^{13}C , ^{17}O , ^{23}Na , ^{31}P , ^{35}Cl). Für diese Kerne besitzt der MR-Tomograph, wie auch in der klinischen Routine üblich, nur einen Sendekanal. Die 32 Empfangskanäle des MR-Tomographen ermöglichen eine separate Verarbeitung der HF-Empfangssignale von Mehrkanal-Empfangsspulen. Hierbei verteilen sich die Empfangskanäle auf vier Steckplätze (viermal acht Empfangskanäle).

Die Steckerbuchsen am MR-Tomographen und die Stecker an den HF-Spulen stellen die Verbindungselemente zwischen beiden Hardwarekomponenten dar. Über die Steckverbindung werden die nachfolgenden Signale übermittelt:

- HF-Sendesignal (Tx)
- HF-Empfangssignale (Rx_i)
- Gleichstromsignale zur aktiven Signalsteuerung z. B. der Sende-Empfangs-Weichen
- Gleichstromsignale zur Identifizierung des Steckers bzw. letztlich der HF-Spule

Die Belegung der verwendeten Spulenstecker (Sendekanal Tx, Empfangskanäle Rx_i , Gleichstromversorgung DC) wird in einer Datei hinterlegt, die auf dem Messrechner des MR-Tomographen gespeichert wird. In dieser Datei werden auch Sicherheitsbestimmungen, z. B. bezüglich der maximal applizierten Spannung und Leistung (Abschnitt 4.1.3.2), sowie die zu verwendende Logik für die aktive Signalsteuerung festgelegt. Über ein Gleichstromsignal (Gleichstrom bzw. Gleichspannung) können zwei verschiedene Zustände in der HF-Hardware vorgegeben werden. Bei den im Rahmen dieser Arbeit entwickelten HF-Spulen wird das Gleichstromsignal zur Steuerung der Sende-Empfangs-Weichen verwendet (Abschnitt 3.1.2.4 und 3.1.2.7):

- Gleichstrom: HF-Hardware in Sendezustand
- Gleichspannung: HF-Hardware in Empfangszustand

Die Identifizierung der gesteckten HF-Spule erfolgt über eine Kodierung mittels ohmscher Widerstände. Pro Stecker werden hierfür die Spannungsabfälle von zwei Gleichstromsignalen an zwei Widerständen ermittelt.

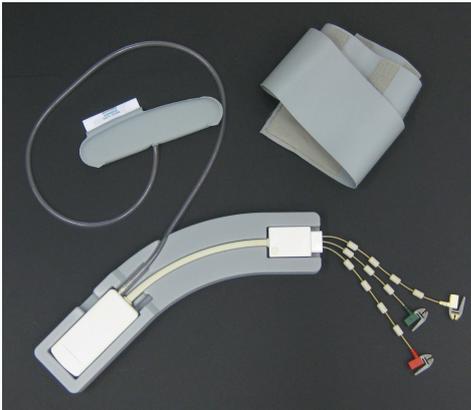


Abbildung 3.2: PERU-Sensor (englisch *physiological electrocardiography and respiratory unit*) bestehend aus einem Atemgurt, einem EKG-Sensor (Elektrokardiographie) sowie aus einem Sender, der die Signale drahtlos an ein Messsystem des MR-Tomographen übermittelt. Der Atemgurt besteht aus einem Luftkissen sowie einem Gurt zur Positionierung. Die Druckänderung im Luftkissen wird ausgelesen und als Atemsignal verwendet. Der EKG-Sensor (drei Elektroden) wurde im Rahmen dieser Arbeit nicht verwendet.

3.1.1.1 Atemgurt

Physiologische Signale, wie das Atemsignal oder die Herzaktivität, können mit dem PMU-Messsystem (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) während einer MR-Messung aufgenommen werden. Die Abkürzung PMU folgt aus der englischen Bezeichnung *physiological measurement unit*.

Der PERU-Sensor (englisch *physiological electrocardiography and respiratory unit*) besteht aus einem Atemgurt, einem EKG-Sensor (Elektrokardiographie) sowie aus einem Sender, der die Signale drahtlos an ein Messsystem des MR-Tomographen übermittelt, welches das Atemsignal verarbeitet und in einer Datei aufzeichnet. Der im Rahmen dieser Arbeit verwendete Atemgurt dient zur Detektion des extrinsischen Atemsignals während einer MR-Messung und besteht aus einem Luftkissen, das mit einem Gurt äußerlich am Torso positioniert wird (Abbildung 3.2, [Runge et al., 1984]). Die Druckänderung im Luftkissen wird ausgelesen und als Atemsignal verwendet. Die Aufnahme erfolgt mit einer Aufnahme­rate von 50 Hz. Somit ergibt sich eine zeitliche Auflösung von 20 ms.

Das Atemsignal kann zur Steuerung der MR-Aufnahme während der MR-Untersuchung verwendet werden. Diese Methode wird als prospektives Gating bezeichnet (englisch *gating*, deutsch *Takt*). Bei einer kontinuierlichen, nicht gesteuerten MR-Aufnahme kann das Atemsignal rückwirkend nach der MR-Untersuchung verwendet werden, um die aufgenommenen Messdaten in verschiedene Atemphasen zu sortieren. Diese Methode wird als retrospektive Sortierung oder Separation bezeichnet (Abschnitt 3.5).

3.1.2 Hochfrequenz-Hardware

Im Folgenden wird die HF-Hardware der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten ^{23}Na -Körperspule erläutert sowie die zusätzlich benötigte Hardware zur Charakterisierung dieser Spule vorgestellt.

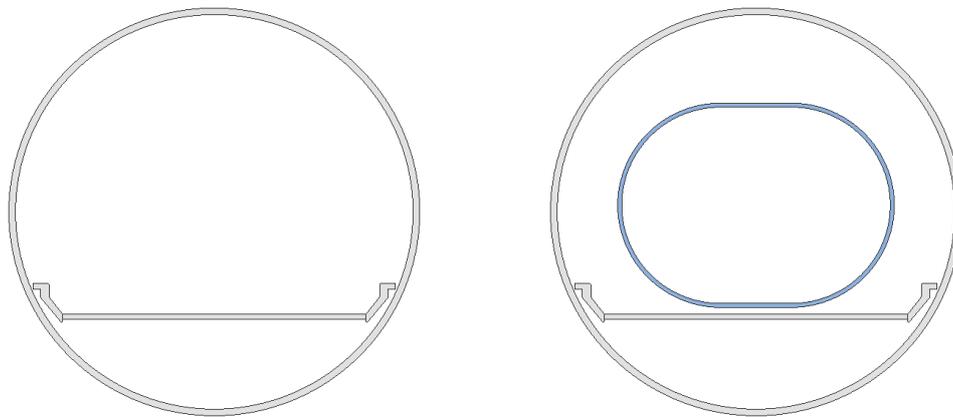
3.1.2.1 Konzept und Komponenten der ^{23}Na -HF-Körperspule

Bei der entwickelten und aufgebauten ^{23}Na -HF-Körperspule handelt es sich um eine HF-Birdcage-Spule zum Senden (englisch *transmission*, Tx) und Empfangen (englisch *reception*,

Rx) von HF-Signalen. HF-Spulen zum Senden und Empfangen werden auch als Transceiver-Spulen bezeichnet. Die ^{23}Na -Körperspule soll die *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung der gesamten Lunge bzw. des Abdomens ermöglichen. Hierfür muss sie insbesondere zwei Bedingungen erfüllen: zum einen soll der sensitive Bereich der ^{23}Na -HF-Spule einen großen Bereich des menschlichen Körpers abdecken und zum anderen soll die HF-Spule ein möglichst homogenes Sendefeld (B_1^+) sowie Empfangsfeld (B_1^-) in diesem Bereich zur Verfügung stellen. Weiterhin soll sie im Empfangsfall ein ausreichend hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis (englisch *signal-to-noise ratio*, SNR) liefern.

Während der Entwicklung und Optimierung der HF-Hardware der ^{23}Na -Volumenspule wurden die folgenden Komponenten aufgebaut und deren Eigenschaften am MR-Tomographen evaluiert:

- Ovale ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule
- Zweikanal-Einspeisung an ovaler Birdcage-Spule
- HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Einspeisung
- Vierkanal-Einspeisung an ovaler Birdcage-Spule
- HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung
- Optimierte HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung



(a) Bohrung und Patiententisch

(b) Ovale Spulenform in Bohrung

Abbildung 3.3: (a) Der Raum innerhalb eines MR-Tomographen mit einem Bohrungsdurchmesser von $d = 60$ cm und einem Patiententisch ist begrenzt. (b) Die geometrische Form der ^{23}Na -Körperspule wurde sowohl hieran als auch an die Form des menschlichen Körperstamms angepasst.

3.1.2.2 Ovale ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule

Die geometrische Form der HF-Spule wurde sowohl an die Form des menschlichen Körperstamms angepasst als auch an den begrenzten Raum innerhalb eines MR-Tomographen mit einem Bohrungsdurchmesser von $d = 60$ cm und einem Patiententisch (Abbildung 3.3). Daher wurde das Design einer eng anliegenden, ovalen HF-Birdcage-Spule zur ^{23}Na -MR-Bildgebung

gewählt. Sie bietet einen hohen Füllfaktor für den Körperstamm eines Erwachsenen ([Platt et al., 2016a], Abschnitt 2.3.1.5). Die Arme werden außerhalb der HF-Spule positioniert.



Abbildung 3.4: Grundaufbau der ovalen ^{23}Na -Körperspule. Ein doppelwandiger Hohlzylinder aus Acrylglas mit einer ovalen Grundfläche stellt den Ausgangskörper dar. Die HF-Spule wurde zwischen die beiden Wände des Spulenträgers aus Acrylglas montiert. Um eine komfortable Positionierung des Messobjekts zu ermöglichen, wurde die Birdcage-Spule in zwei Hälften geteilt. Acht elektrische Kontakte (vier Paare) verbinden die Endringe der beiden Spulenhälften während einer MR-Untersuchung.

Der Ausgangskörper, auf dem die Birdcage-Spule montiert wurde, stellt einen doppelwandigen Hohlzylinder aus Acrylglas mit einer ovalen Grundfläche dar (Abbildung 3.4a). Die HF-Spule wurde zwischen die beiden Wände aus Acrylglas montiert und so vom Messobjekt isoliert. Um eine komfortable Positionierung des Messobjekts (Phantom, Proband, Patient) zu ermöglichen, wurde die Birdcage-Spule in zwei Hälften geteilt (Abbildung 3.4b). Das Messobjekt wird zunächst auf der unteren Hälfte positioniert. Anschließend wird die obere Hälfte der Spule auf die untere Hälfte gesetzt. Acht elektrische Kontakte (vier Paare) dienen dazu, die Endringe der beiden Spulenhälften elektrisch zu verbinden. Abbildung 3.4c zeigt exemplarisch ein solches Paar elektrischer Kontakte.

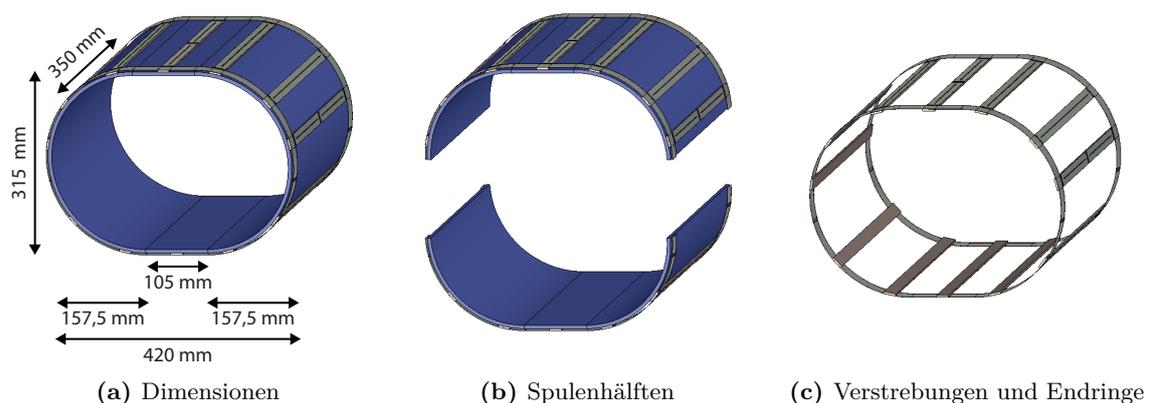


Abbildung 3.5: Modell der ovalen ^{23}Na -Körperspule (blau: Spulenträger aus Acrylglas, grau: zwölf Verstrebungen und zwei Endringe der Birdcage-Spule) [Platt et al., 2016a].

Die Grundfläche des Zylinders und somit die transversale Form der Spule ist zusammengesetzt aus zwei Halbkreisen mit einem Radius von 157,5 mm, welche durch einen geraden Abschnitt

mit einer Breite von 105 mm verbunden sind (Abbildung 3.5). Es ergibt sich somit eine gesamte Breite von 420 mm und eine gesamte Höhe von 315 mm. Die Länge der Spule beträgt 350 mm.

Die HF-Birdcage-Spule besteht aus zwei Endringen und zwölf Verstrebungen (Abbildung 3.5c) und wird in einer Tiefpass-Konfiguration (Abschnitt 2.3.1.3) betrieben, bei der sich die Kondensatoren zum Abstimmen auf den Verstrebungen befinden. Quadratur-Birdcage-Spulen mit einer kreisförmigen Grundfläche bieten den Vorteil eines zirkular polarisierten B_1 -Feldes bei Einspeisung von mindestens zwei um 90° phasenverschobenen Signalen [Hayes et al., 1985; Tropp, 1989] (Abschnitt 2.3.1.3). Aufgrund der verletzten Rotationssymmetrie der ovalen Spule wird die Erzeugung eines zirkular polarisierten B_1 -Feldes erschwert [Leifer, 1997; Li et al., 1997]. Um das Quadraturverhalten zu verbessern, wurden die Verstrebungen der Birdcage-Spule jeweils in einem Winkelabstand von $360^\circ/12 = 30^\circ$ zueinander positioniert [Kurzewski et al., 1992]. Aufgrund der Lage der Trennfläche der beiden Spulenhälften konnten die linke und die rechte Verstrebung nicht im Abstand von 30° positioniert werden. Beide Verstrebungen wurden nach oben verschoben und auf der oberen Spulenhälfte positioniert (Abbildung 3.5). Somit ergibt sich an diesen Stellen eine Verletzung der Punktsymmetrie bezüglich des Zentrums der Spule.

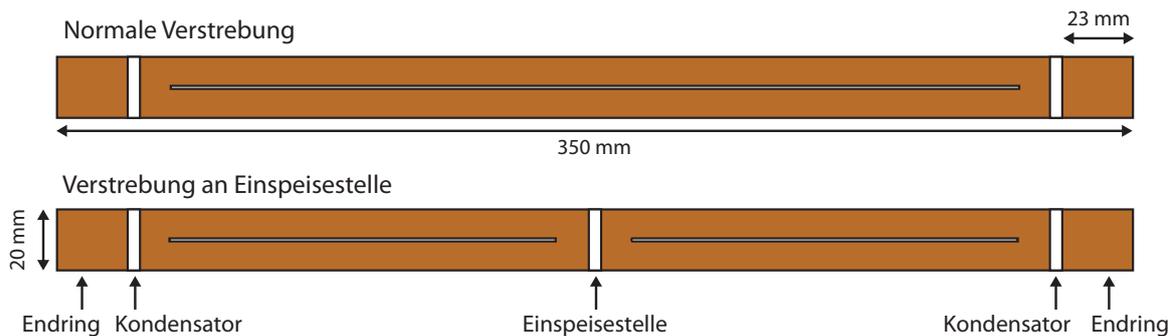


Abbildung 3.6: Aufbau der Verstrebungen der HF-Birdcage-Spule in einer Tiefpass-Konfiguration, bei der sich die Kondensatoren zum Abstimmen der Spule an beiden Enden der Verstrebungen befinden. Oben: Normale Verstrebung ohne Einspeisestelle. Unten: Verstrebung mit einer Einspeisestelle in der Mitte der Verstrebung. Die schmalen Schlitze längs der Verstrebungen dienen zur Minimierung von Wirbelströmen.

Die Verstrebungen (Abbildung 3.6) haben eine Breite von 20 mm und eine Länge von 350 mm und bestehen aus FR-4 (englisch *flame retardant*, FR, deutsch flammenhemmend), einem schwer entflammaren Platinenmaterial, mit einer Schicht aus $100\ \mu\text{m}$ dickem Kupfer. An beiden Enden der Verstrebungen werden die Endringe angelötet. In beide Schlitze an den Enden der Verstrebungen werden die Kondensatoren zum Abstimmen der Spule eingefügt. Längs der Verstrebungen befinden sich mittig schmale Schlitze, die zur Minimierung von Wirbelströmen dienen, indem die durchgängige Kupferfläche geteilt wird. Bei den Verstrebungen, auf denen sich jeweils mittig noch eine Einspeisestelle befindet (Abbildung 3.6 unten), wird das HF-Sendesignal parallel zu einem Kondensator auf der Verstrebung eingespeist. Dieser Kondensator ist Teil des Anpassnetzwerks (Abschnitt 2.3.3.1), welches aus einer parallelen Kapazität und einer seriellen Induktivität aufgebaut ist (Abbildung 3.7). Die Anpassnetzwerke an den Einspeisestellen dienen zum Abstimmen auf die Resonanzfrequenz ($\nu_0(^{23}\text{Na}) = 78,6\ \text{MHz}$) und zum Anpassen an $50\ \Omega$.

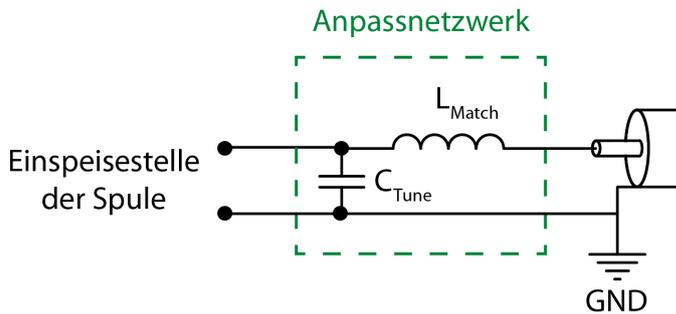


Abbildung 3.7: Das Anpassnetzwerk bestehend aus einer parallelen Kapazität und einer seriellen Induktivität zum Abstimmen auf die Resonanzfrequenz ($\nu_0(^{23}\text{Na}) = 78,6 \text{ MHz}$) und zum Anpassen an 50Ω .

Die Endringe bestehen aus Kupferband mit einer Breite von 20 mm und einer Dicke von 100 μm . An jeweils zwei gegenüberliegenden Stellen werden die beiden Endringe durch Kondensatoren mit hohen Kapazitätswerten ($C_{\text{ER}} = 3 \cdot 1 \text{ nF}$) unterbrochen, um so eine große geschlossene Leiterschleife senkrecht zu B_0 zu vermeiden. Induzierte Ströme durch die Bewegung des Patiententischs oder durch das Wechselfeld des Gradientensystems werden so minimiert.

Die Kapazitätswerte der Kondensatoren zum Abstimmen der Birdcage-Spule werden zunächst in Simulationen der elektromagnetischen Felder der HF-Spule (abgekürzt EM-Simulationen) optimiert (Abschnitt 3.2) und anschließend wird im realisierten Aufbau der HF-Spule eine Feinabstimmung der Werte durchgeführt.

Die endgültige Realisierung der ovalen ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule für die *In-vivo*-Anwendung am menschlichen Torso ist in Abbildung 3.8 dargestellt.

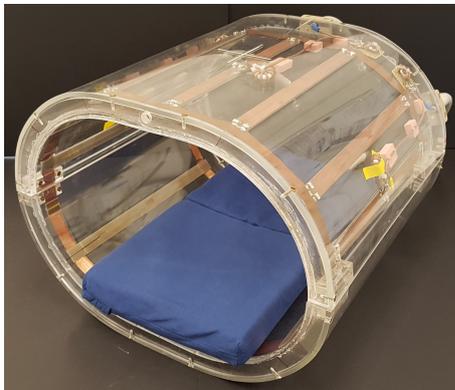


Abbildung 3.8: Realisierung der ovalen ^{23}Na -Körperspule mit zwölf Verstrebungen und zwei Endringen, betrieben in einer Tiefpass-Konfiguration, bei der sich die Kondensatoren zum Abstimmen der HF-Birdcage-Spule auf den Verstrebungen befinden.

Mantelwellensperren

Um Mantelwellenströme zu reduzieren, wird vor jedes Anpassnetzwerk eine Mantelwellensperre in die Sende- und Empfangsleitung eingefügt. Dazu wird das Koaxialkabel der Sendeleitung auf einen toroidförmigen Kern aus Teflon gewickelt und der Außenleiter an beiden Enden über eine Kapazität verbunden. Es ergibt sich somit ein Sperrkreis auf dem Außenleiter, der auf die relevante Frequenz von 78,6 MHz abgestimmt wird. Der schematische Aufbau ist in Abbildung 3.9a dargestellt, die Realisierung in Abbildung 3.9b. Eine Schraube aus Kupfer kann zur Feinabstimmung des Sperrkreises verwendet werden, indem sie mittels eines Gewindes im Teflonkern verschieden positioniert werden kann. Hierbei ändert sich die Induktivität des Sperrkreises und somit die Resonanzfrequenz.

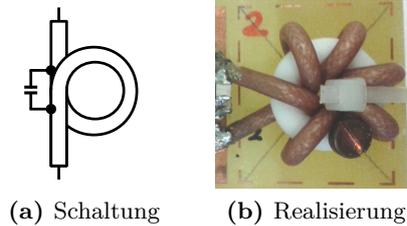


Abbildung 3.9: Mantelwellensperre, die zur Reduktion von Mantelwellenströmen vor jedes Anpassnetzwerk in die Sende- und Empfangsleitung eingefügt wird. (a) Ein Koaxialkabel bildet eine Schleife. Der Außenleiter wird an beiden Enden über eine Kapazität verbunden. Dieser Sperrkreis im Außenleiter wird auf die relevante Frequenz abgestimmt. (b) Die Koaxialleitung der Sendeleitung wurde auf einen toroidförmigen Kern aus Teflon gewickelt (6 Wicklungen). Der Außenleiter wurde an beiden Enden über Kondensatoren verbunden. Zur Feinabstimmung des Sperrkreises kann die Position der Kupferschraube und somit die Induktivität des Sperrkreises verändert werden.

3.1.2.3 Zweikanal-Einspeisung an ovaler Birdcage-Spule

Bei der Zweikanal-Einspeisung werden zwei HF-Signale an den Spulenanschlüssen P_1 und P_2 eingespeist, die eine Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$ zueinander haben (Abbildung 3.10), um ein zirkular polarisiertes Sendefeld (B_1^+) bei 78,6 MHz in einem möglichst großen Volumen zu erzeugen. Aufgrund der in Abschnitt 3.1.2.2 erwähnten verletzten Rotationssymmetrie der ovalen HF-Birdcage-Spule sowie der verletzten Punktsymmetrie bezüglich des Zentrums der Spule, bedingt durch die verschobenen Verstrebungen, ist allerdings zu erwarten, dass die Erzeugung eines zirkular polarisierten B_1 -Feldes mit dieser für Birdcage-Spulen üblichen Einspeisung ($\Delta\varphi = 90^\circ$) nur eingeschränkt möglich ist [Leifer, 1997; Li et al., 1997].

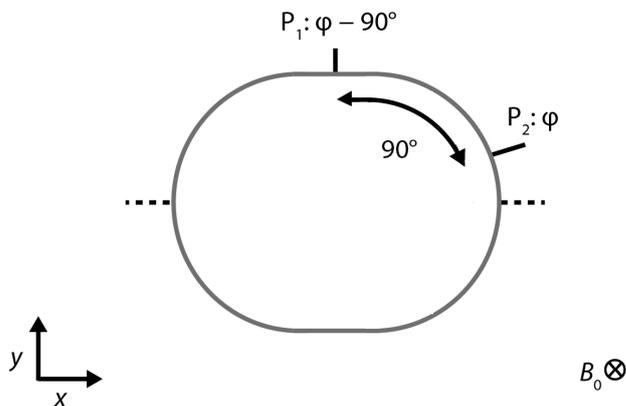


Abbildung 3.10: Phasenbeziehung der Zweikanal-Einspeisung. Es werden zwei HF-Signale mit einer Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$ an den beiden Spulenanschlüssen P_1 und P_2 eingespeist.

3.1.2.4 HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Einspeisung

Bei der Zweikanal-Einspeisung (2P) wird zunächst über die Sende-Empfangs-Weiche (Tx/Rx-Weiche) geregelt, ob sich die Hardware im Sende- oder im Empfangszustand befindet. An die Sende-Empfangs-Weiche schließt sich ein Quadraturhybrid an, das das Sendesignal (1Tx) in zwei Signale aufspaltet und die beiden Empfangssignale der Birdcage-Spule zu einem Empfangssignal (1Rx) kombiniert. Diese Konfiguration wird daher mit der Bezeichnung 2P 1Tx 1Rx

abgekürzt. Die benötigten Komponenten sind in Abbildung 3.11 schematisch dargestellt und werden nachfolgend näher erläutert.

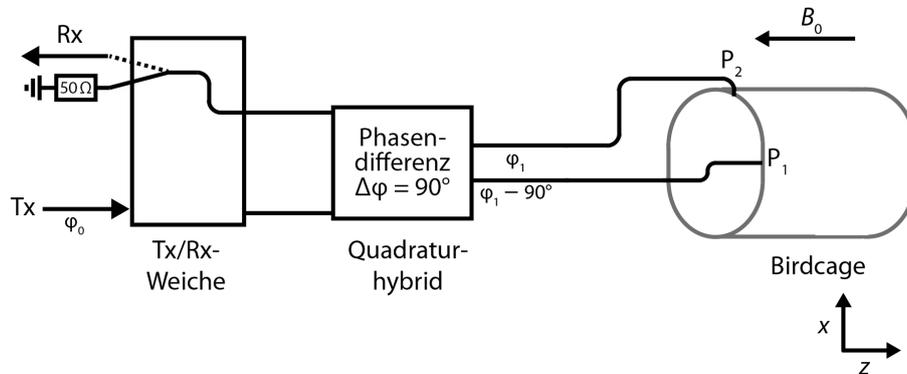


Abbildung 3.11: HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Einspeisung. Die Sende-Empfangs-Weiche (Tx/Rx-Weiche) regelt, ob sich die Hardware im Sende- oder im Empfangszustand befindet. Das Quadraturhybrid spaltet im Sendefall das Sendesignal (Tx) in zwei gleich große Signale mit einer Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$ auf und kombiniert im Empfangsfall die beiden Signale mit einer Phasenverschiebung von idealerweise 90° zu einem Signal (Rx).

Quadraturhybrid

Ein Quadraturhybrid, dessen Aufbau und Grundprinzip in Abschnitt 2.3.5.1 beschrieben ist, wird hier zur Leistungsteilung sowie zur Leistungskombination verwendet und ist aus Kondensatoren und gewickelten Spulen aufgebaut. Im Sendefall (Abbildung 3.12a) teilt sich die Sendeleistung (Tx) möglichst gleichmäßig (Transmissionsfaktor $-3,01$ dB) und mit einer Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$ auf die beiden Ausgänge (QH_{P1}, QH_{P2}) auf. Diese beiden phasenverschobenen Signale dienen dann zur Quadraturanregung der Birdcage-Spule (Abschnitt 2.3.1.3). Im Empfangsfall (Abbildung 3.12b) werden die beiden Empfangssignale der Birdcage-Spule (QH_{P1}, QH_{P2}), die mit einer Phasendifferenz von idealerweise 90° eingespeist werden, konstruktiv kombiniert (Rx). Im Sendefall wird der Ausgang QH_{Rx} mit einer $50\ \Omega$ -Impedanz abgeschlossen; im Empfangsfall der Ausgang QH_{Tx}. Bei den angeschlossenen Koaxialleitungen handelt es sich um Kabel mit einem Wellenwiderstand von $50\ \Omega$.

Sende-Empfangs-Weiche für Quadratureinspeisung und -empfang

Im Folgenden werden der Aufbau und die Funktionsweise der verwendeten Sende-Empfangs-Weiche (Tx/Rx-Weiche) für Quadratureinspeisung und -empfang erläutert. Das Grundprinzip einer solchen Sende-Empfangs-Weiche ist in Abschnitt 2.3.5.3 beschrieben.

Im Sendefall wird das HF-Sendesignal (Tx) direkt an den Eingang QH_{Tx} des Quadraturhybrids geleitet. Im Empfangsfall wird das vom Quadraturhybrid kombinierte HF-Empfangssignal (Rx) zunächst an den Eingang QH_{Rx} der Sende-Empfangs-Weiche übermittelt, durch einen rauscharmen Vorverstärker verstärkt und an einen Empfangskanal des MR-Tomographen geleitet.

Die hier verwendete Sende-Empfangs-Weiche besteht hauptsächlich aus drei Pi-Gliedern (Abschnitt 2.3.5.2), die auf die Resonanzfrequenz von ^{23}Na ($\nu_0(^{23}\text{Na}) = 78,6$ MHz) abgestimmt

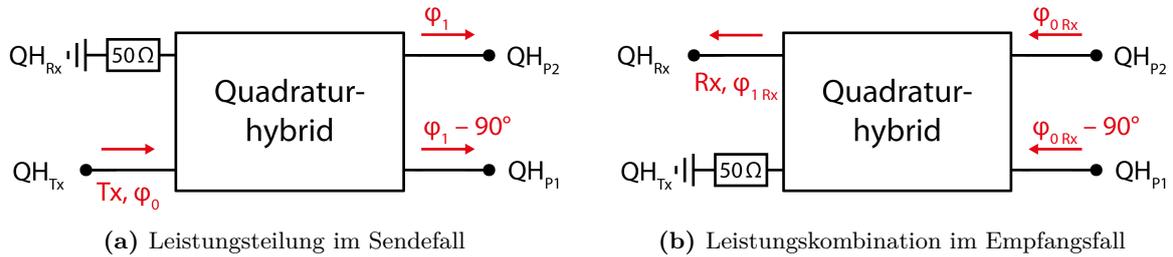


Abbildung 3.12: Quadraturhybrid zur Leistungsteilung bzw. zur Leistungskombination. (a) Im Sendefall teilt sich die Sendeleistung (Tx) möglichst gleichmäßig (Transmissionsfaktor $-3,01$ dB) und mit einer Phasendifferenz von 90° auf die beiden Ausgänge (QH_{P1} , QH_{P2}) auf. (b) Im Empfangsfall werden die beiden Empfangssignale der Birdcage-Spule (QH_{P1} , QH_{P2}), die mit einer Phasenverschiebung von idealerweise 90° eingespeist werden, konstruktiv kombiniert (Rx).

sind, sowie aus fünf PIN-Dioden (D_1 bis D_5), zwei Gleichstromleitungen (DC_1 , DC_2) und einem rauscharmen Vorverstärker (Abbildung 3.13). Zur Unterscheidung zwischen den verschiedenen Zuständen der Weiche (Tx/Rx) wird Gleichstrom bzw. -spannung an den Gleichstromleitungen (DC_1 , DC_2) angelegt. Die Gleichstromleitung DC_1 steuert zwei PIN-Dioden (D_1 , D_2), die Gleichstromleitung DC_2 steuert drei PIN-Dioden (D_3 , D_4 , D_5). Bei den im Rahmen dieser Arbeit entwickelten HF-Spulen wird die folgende Logik verwendet: Im Sendefall wird Gleichstrom angelegt, im Empfangsfall Gleichspannung. Nachfolgend wird die Funktionsweise der Sende-Empfangs-Weiche für Quadratureinspeisung und -empfang beschrieben.

Sendefall Im Sendefall werden die PIN-Dioden (D_1 bis D_5) im Durchlassbereich betrieben (ca. 100 mA). Hier haben sie einen geringen Widerstand ($< 0,5\Omega$) und das Sendesignal (Tx) wird durch die Diode D_1 geleitet. Die Dioden D_2 , D_3 und D_5 schließen die ihnen jeweils parallel liegende Kapazität C_1 des Pi-Glieds kurz. Die Kapazität C_1 am Eingang und die Induktivität L_1 bilden einen Sperrkreis. Folglich ergibt sich für das Sendesignal eine hohe Eingangsimpedanz am Eingang des Pi-Glieds π_1 und das Sendesignal wird fast ungeschwächt (Transmissionsfaktor $\approx -0,5$ dB) an den Sendeeingang des Quadraturhybrids (QH_{Tx}) geleitet, wo es, wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, in zwei um 90° phasenverschobene Signale aufgespalten wird. Die Pi-Glieder π_2 und π_3 besitzen eine hohe Eingangsimpedanz für ein potentiell Signal, das während des Sendezustands am Anschluss QH_{Rx} der Weiche eingespeist wird. Dieses Signal wird daher auf dem Weg zum Vorverstärker erheblich abgeschwächt (Transmissionsfaktor < -60 dB) und der Hauptanteil des Signals wird über die Diode D_4 an den Abschlusswiderstand $R_3 = 50\Omega$ geleitet. Dieser Abschlusswiderstand ist zur Wärmeabführung auf einem Kühlkörper montiert.

Empfangsfall Im Empfangsfall werden die PIN-Dioden (D_1 bis D_5) im Sperrbereich betrieben (-30 V je DC-Sendeleitung). In diesem Zustand haben die PIN-Dioden eine geringe Kapazität von etwa 2 pF, zu der ein sehr hoher Widerstand parallel liegt (≥ 10 k Ω). Ein Signal vom Sender, z. B. Rauschen, wird daher an der Diode D_1 weitgehend reflektiert. Ein schwaches Empfangssignal der Quadratureinspeisung wird am Eingang QH_{Rx} der Sende-Empfangs-Weiche eingespeist und wird mit einer geringen Dämpfung über die Pi-Glieder π_2 und π_3 zum Vorverstärker übermittelt (Transmissionsfaktor ($QH_{Rx} \rightarrow Rx$) $\approx -0,5$ dB).

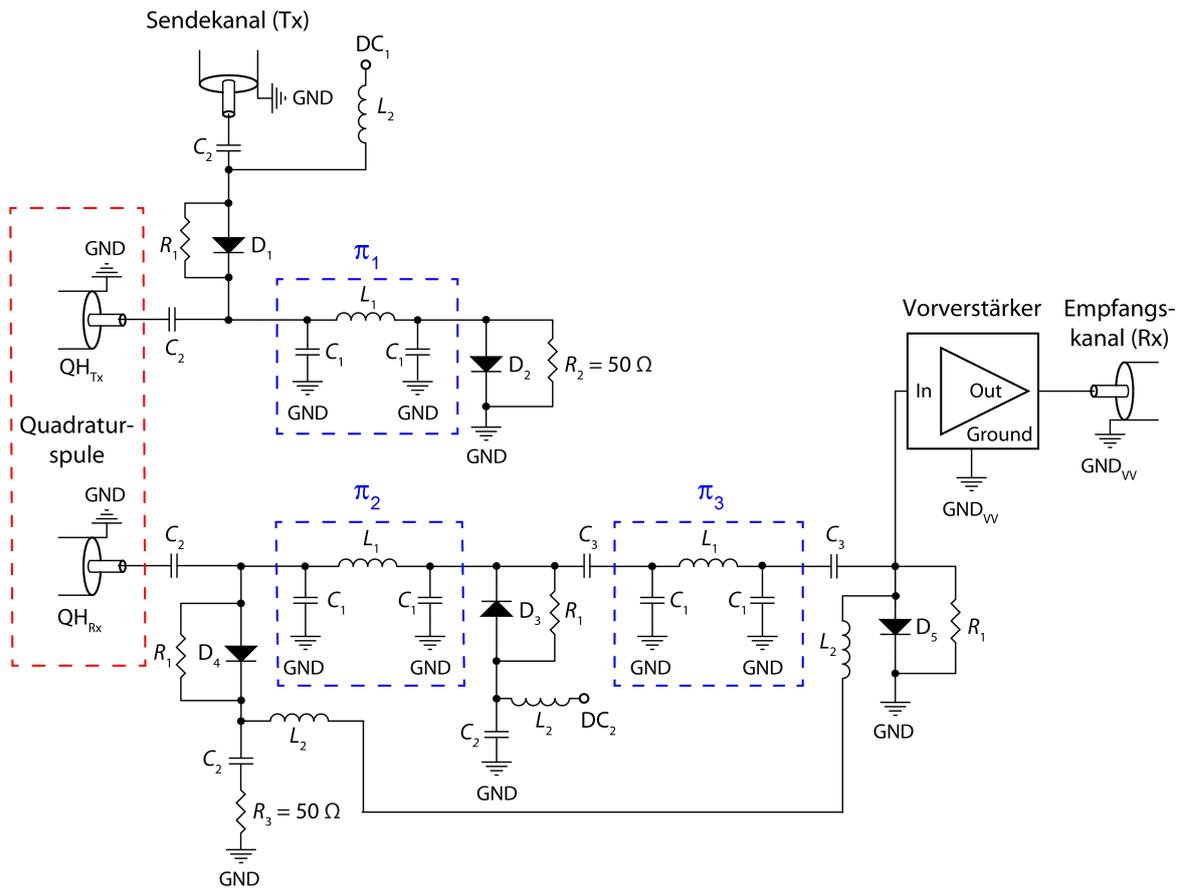


Abbildung 3.13: Schaltung der Sende-Empfangs-Weiche für Quadratureinspeisung und Quadraturempfang. Im Sendefall werden die PIN-Dioden (D_1 bis D_5) im Durchlassbereich betrieben (ca. 100 mA) und die Pi-Glieder (π_1 bis π_3) werden kurzgeschlossen und blockieren HF-Signale. Das HF-Sendesignal (Tx) wird an den Anschluss QH_{Tx} geleitet. Im Empfangsfall werden die PIN-Dioden (D_1 bis D_5) im Sperrbereich betrieben (-30 V je DC-Sendeleitung) und die Pi-Glieder (π_1 bis π_3) verhalten sich wie $\lambda/4$ lange Leitungen. Das heißt, dass die Eingangsimpedanzen der Pi-Glieder von idealerweise $50\ \Omega$ unverändert in die Ausgangsimpedanzen der Pi-Glieder transformiert werden. Infolgedessen wird das am Anschluss QH_{Rx} eingespeiste HF-Signal zu dem rauscharmen Vorverstärker geleitet und verstärkt. Im Sendefall ist QH_{Rx} mit einem $50\ \Omega$ -Abschlusswiderstand (R_3) verbunden, im Empfangsfall ist QH_{Tx} mit einem $50\ \Omega$ -Abschlusswiderstand (R_2) verbunden.

Am Vorverstärker wird eine Versorgungsspannung von 10 V über das Koaxialkabel angelegt, das den Ausgang des Vorverstärkers mit dem Empfangskanal des MR-Tomographen verbindet. Ein potentiell sehr schwaches Signal, das während des Empfangszustands an dem Eingang QH_{Tx} der Weiche eingespeist wird, wird über das Pi-Glied π_1 an den Abschlusswiderstand $R_2 = 50 \Omega$ geleitet.

Gleichstrom- und HF-Leitungen Weiterhin werden HF-Drosseln ($L_2 = 8,2 \mu\text{H}$) mit einer Eigenresonanzfrequenz (englisch *self resonant frequency*, SRF) bei etwa 78,6 MHz verwendet ($SRF = 80 \text{ MHz}$), um HF-Signale auf den Gleichstromleitungen zu blockieren sowie Kondensatoren mit einer geringen HF-Impedanz ($C_2 = C_3 = 1 \text{ nF}$), um Gleichstromsignale auf den HF-Leitungen zu blockieren. In der HF-Sendekette wurden Sperrkondensatoren verwendet, die einer hohen HF-Leistung standhalten (C_2). Die Sperrkondensatoren vor dem Vorverstärkereingang müssen nur geringeren HF-Leistungen standhalten (C_3). Die HF-Erde der Sendempfangs-Weiche und die HF-Erde des Vorverstärkers sind nicht direkt verbunden, sondern über sechs parallele Kapazitäten von 1 nF. Gleichströme zwischen diesen beiden Bereichen auf der Platine werden so blockiert.

Streuparameter der HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Einspeisung

Die Transmissionsfaktoren der HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Einspeisung 2P 1Tx 1Rx, welche aus einer Sendempfangs-Weiche und einem Quadraturhybrid aufgebaut ist, wurden mit einem Netzwerkanalysator (E5061A, Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA) bestimmt. Hierbei wurde zwischen dem Sendefall und dem Empfangsfall unterschieden (Tabelle 3.1). Aus den Werten für die Transmissionsfaktoren folgt, dass die HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Einspeisung die gewünschten Eigenschaften aufweist.

Tabelle 3.1: Mittlere Transmissionsfaktoren S_{ij} des Viertors (Tx, Spule mit QH_{P1} und QH_{P2} , Rx). Es wurde zwischen dem Sendefall und dem Empfangsfall unterschieden. Die Messung der Transmissionsfaktoren wurde ohne Vorverstärkung durchgeführt.

$j \rightarrow i$	Sendefall	Erläuterung	Empfangsfall	Erläuterung
Tx \rightarrow QH_{P1}	-3,5 dB ($\varphi - 90^\circ$)	$\approx 1/2$ der Leistung, geringe Verluste ¹	-31 dB	Gute Isolation
Tx \rightarrow QH_{P2}	-3,5 dB (φ)	$\approx 1/2$ der Leistung, geringe Verluste	-31 dB	Gute Isolation
Tx \rightarrow Rx	< -60 dB	Gute Isolation	< -55 dB	Gute Isolation
$QH_{P1} \rightarrow$ Rx	< -60 dB	Gute Isolation	-3,5 dB	Geringe Verluste
$QH_{P2} \rightarrow$ Rx	< -60 dB	Gute Isolation	-3,5 dB	Geringe Verluste
$QH_{P1} \rightarrow$ QH_{P2}	-29 dB	Gute Isolation	-29 dB	Gute Isolation

¹Aufgrund der Signalaufspaltung in zwei Signale würde bei einem Signalweg ohne Verluste der Transmissionsfaktoren -3,01 dB betragen. Folglich treten hier zusätzliche Verluste von -0,49 dB auf.

3.1.2.5 Vierkanal-Einspeisung an ovaler Birdcage-Spule

Zur Erhöhung der Homogenität des Sendefeldes (B_1^+) der ovalen Birdcage-Spule wurde die Zweikanal-Einspeisung zu einer Vierkanal-Einspeisung erweitert [Platt et al., 2016a]. Durch die Einspeisung an vier Stellen (4P) können gleichmäßigere Ströme auf den Birdcage-Verstrebungen erzielt werden [Ibrahim et al., 2000]. An den vier Eingängen der Birdcage-Spule können HF-Signale mit unterschiedlichen Phasenbeziehungen zueinander eingespeist werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei verschiedene Konfigurationen untersucht, die in den beiden folgenden Abschnitten beschrieben werden:

- die Vierkanal-Einspeisung mit je $\Delta\varphi = 90^\circ$ und einem Empfangskanal (4P 1Tx 1Rx)
- die Vierkanal-Einspeisung mit angepassten Sendephasen und vier Empfangskanälen (4P 1Tx_{opt} 4Rx)

3.1.2.6 HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung

Bei der Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx 1Rx werden im Sendefall vier HF-Signale mit je einer Phasendifferenz von 90° an den Spulenanschlüssen P_1 bis P_4 eingespeist ([Platt et al., 2016a], Abbildung 3.14). Wie bei der Zweikanal-Einspeisung wird hier ebenfalls zunächst über die Sende-Empfangs-Weiche für Quadratureinspeisung und -empfang geregelt, ob sich die Hardware im Sende- oder im Empfangszustand befindet (Abschnitt 3.1.2.4). An die Weiche schließt sich eine Schaltung an, die das Sendesignal in vier Teilsignale mit $\Delta\varphi = 90^\circ$ aufspaltet und die die vier Empfangssignale der Birdcage-Spule zu einem Empfangssignal kombiniert (Abbildung 3.15). Diese Schaltung wird im Folgenden näher erläutert.

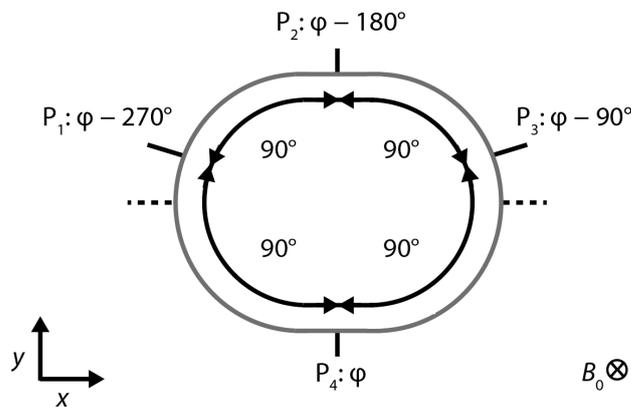


Abbildung 3.14: Phasenbeziehung der Sendephasen bei der Vierkanal-Einspeisung (4P 1Tx 1Rx). Es werden vier HF-Signale mit je einer Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$ an den Spulenanschlüssen P_1 bis P_4 eingespeist.

Schaltung zur Aufspaltung des Sendesignals in vier Sendesignale

Die Schaltung ist aus vier Quadraturhybriden (Abschnitte 2.3.5.1 und 3.1.2.4) und zwei Koaxialleitungen aufgebaut (Abbildung 3.16). Die beiden Koaxialleitungen haben eine elektrische Länge von einem Viertel der Wellenlänge im Koaxialkabel ($\lambda_{\text{Kabel}}/4$) und erzeugen so eine Phasenverzögerung von -90° (Abschnitt 2.3.4).

Die Funktionsweise im Sendefall ist in Abbildung 3.16a dargestellt: Das erste Quadraturhybrid spaltet das Sendesignal (Tx), das bei QH_{Tx} eingespeist wird, zunächst in zwei gleich große

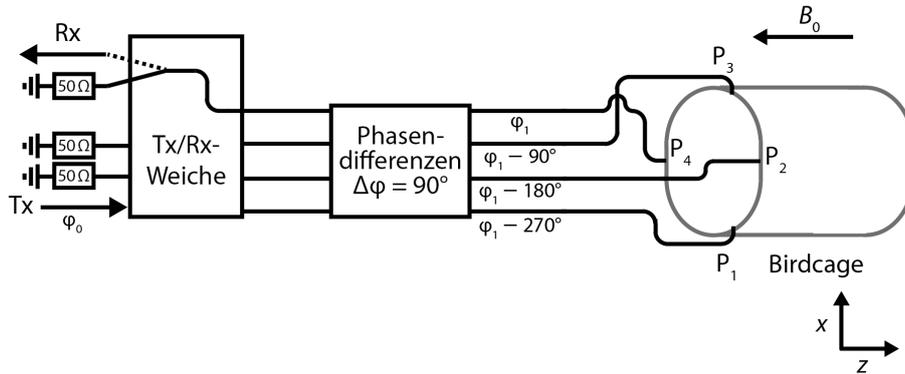


Abbildung 3.15: HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx 1Rx. Die Sende-Empfangs-Weiche regelt, ob sich die Hardware im Sende- oder im Empfangszustand befindet. Die sich anschließende Schaltung spaltet im Sendefall das Sendesignal (Tx) in vier gleich große Signale mit einer Phasendifferenz von je $\Delta\varphi = 90^\circ$ auf und kombiniert im Empfangsfall die vier Empfangssignale der Birdcage-Spule zu einem Empfangssignal (Rx).

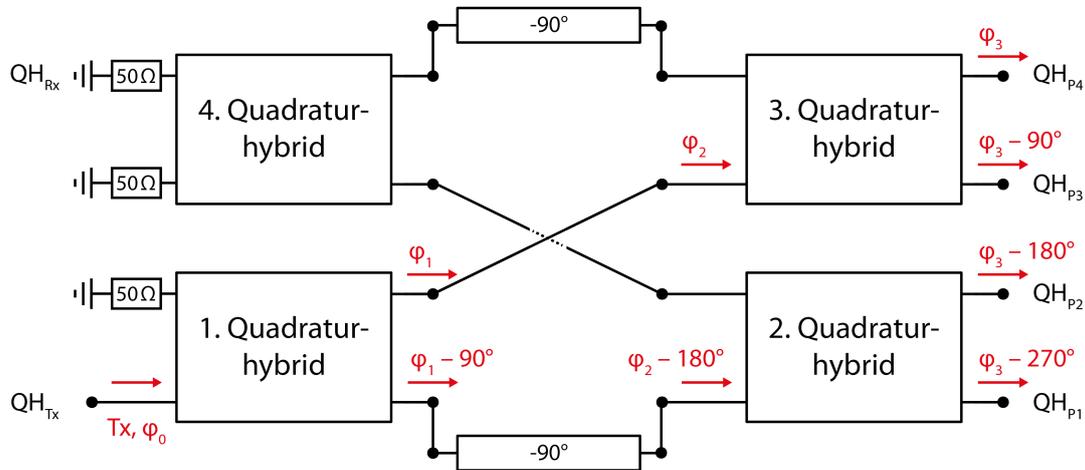
HF-Signale (Transmissionsfaktor $-3,01$ dB) mit einer Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$ auf. Anschließend spalten das zweite und das dritte Quadraturhybrid diese beiden HF-Signale wieder jeweils in zwei Signale auf (gesamter Transmissionsfaktor $-6,02$ dB). Durch das Einfügen einer Verzögerungsleitung mit einer Phasenverzögerung von -90° zwischen das erste und das zweite Quadraturhybrid wird das Sendesignal letztlich in vier HF-Signale mit Phasendifferenzen von jeweils $\Delta\varphi = 90^\circ$ aufgespalten.

Die Funktionsweise im Empfangsfall ist in Abbildung 3.16b dargestellt: Ausgangspunkt sind vier um 90° phasenverschobene HF-Signale ($\Delta\varphi_{Rx} = 90^\circ$), die an QH_{P_1} bis QH_{P_4} eingespeist werden. Diese vier HF-Signale stellen die HF-Empfangssignale einer idealen Vierkanal-Birdcage-Spule dar. Das zweite und das dritte Quadraturhybrid kombinieren jeweils zwei der vier HF-Empfangssignale konstruktiv miteinander. Die beiden resultierenden HF-Signale sollen im nächsten Schritt durch das vierte Quadraturhybrid erneut konstruktiv kombiniert werden. Hierfür muss, analog zum Sendefall, eine Verzögerungsleitung mit einer Phasenverzögerung von -90° eingefügt werden. Werden im Empfangsfall, entgegen der Annahme, vier HF-Signale eingespeist, die abweichende Phasenbeziehungen zueinander haben (nicht $\Delta\varphi_{Rx} = 90^\circ$), so wird ein Teil des Empfangssignals zu den drei $50\ \Omega$ -Abschlusswiderständen geleitet und wird nicht in QH_{Rx} austreten.

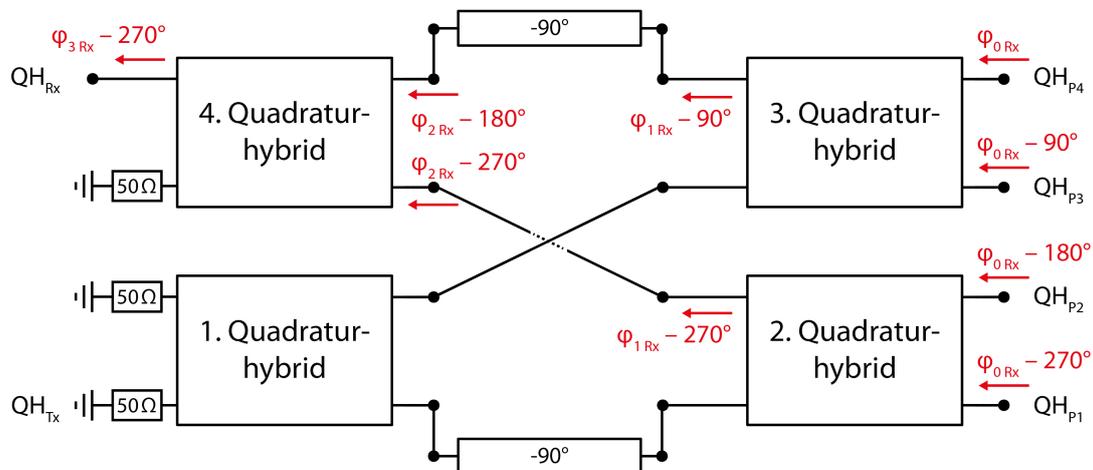
3.1.2.7 Optimierte HF-Sende- und Empfangskette

Im Falle einer räumlichen Anordnung der Einspeisepunkte P_1 bis P_4 an den Spiegelachsen der ovalen Grundfläche, also um 90° zueinander versetzt, sollten die zuvor vorgestellten Sendephasen verwendet werden, die jeweils um 90° zueinander verschoben sind [Ibrahim et al., 2000]. Da die Einspeisepunkte P_1 und P_3 der hier vorgestellten ovalen Birdcage-Spule (Abschnitt 3.1.2.2) nicht auf der Spiegelachse liegen, sondern nach oben verschoben sind, bieten sich an die Geometrie angepasste Sendephasen an ([Platt et al., 2017a, 2016a], Abbildung 3.17):

$$-(270^\circ - \varphi_x), -180^\circ, -(90^\circ + \varphi_x), 0^\circ$$



(a) Leistungsteilung im Sendefall: Das erste Quadraturhybrid spaltet das Sendesignal (T_x) in zwei gleich große HF-Signale mit einer Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 90^\circ$ auf. Das zweite und das dritte Quadraturhybrid spalten diese beiden HF-Signale wieder jeweils in zwei gleich große HF-Signale auf. Zwischen dem ersten und dem zweiten Quadraturhybrid befindet sich eine Verzögerungsleitung mit einer Phasenverzögerung von -90° . Das Sendesignal (T_x) wird so in vier HF-Signale mit Phasendifferenzen von jeweils $\Delta\varphi = 90^\circ$ aufgespalten.



(b) Leistungskombination im Empfangsfall: Es werden vier um 90° phasenverschobene HF-Signale ($\Delta\varphi_{Rx} = 90^\circ$) an QH_{P1} bis QH_{P4} eingespeist. Das zweite und dritte Quadraturhybrid kombinieren jeweils zwei der vier HF-Signale konstruktiv miteinander. Zwischen dem dritten und dem vierten Quadraturhybrid befindet sich eine Verzögerungsleitung mit einer Phasenverzögerung von -90° . Das vierte Quadraturhybrid kombiniert die beiden eingespeisten HF-Signale konstruktiv zu einem Ausgangssignal (QH_{Rx}).

Abbildung 3.16: Schaltung aus Quadraturhybriden zur Leistungsteilung von einem HF-Signal in vier HF-Signale mit $\Delta\varphi = 90^\circ$ bzw. zur Leistungskombination von vier HF-Signalen mit $\Delta\varphi_{Rx} = 90^\circ$ in ein HF-Signal. Die Schaltung ist aus vier Quadraturhybriden und zwei Koaxialleitungen aufgebaut. Die beiden Koaxialleitungen haben eine elektrische Länge von einem Viertel der Wellenlänge im Koaxialkabel $\lambda_{Kabel}/4$ und erzeugen eine Phasenverzögerung von -90° .

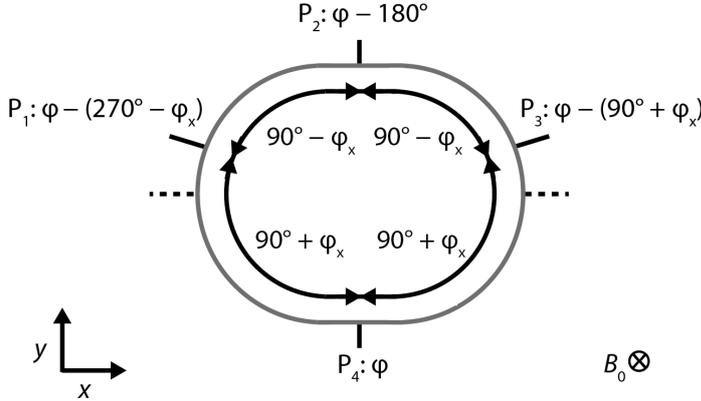


Abbildung 3.17: Anpassung der Phasenbeziehung der Sendesignale bei der Vierkanal-Einspeisung $4P$ $1Tx_{opt}$ $4Rx$. Es werden vier HF-Signale mit Phasendifferenzen von $(90^\circ + \varphi_x)$ und $(90^\circ - \varphi_x)$ an den Spulenanschlüssen P_1 bis P_4 eingespeist.

Hierfür kann die Schaltung zur Aufspaltung des Sendesignals in vier Sendesignale der Vierkanal-Einspeisung $4P$ $1Tx$ $1Rx$ (Abschnitt 3.1.2.6, Abbildung 3.16) durch weitere Phasenverzögerungen erweitert werden ([Platt et al., 2017a], Abbildung 3.19). Allerdings kann diese Schaltung nicht, wie zuvor in Abschnitt 3.1.2.6 beschrieben, zur konstruktiven Kombination der Empfangssignale verwendet werden.

Im ersten Schritt wird das Sendesignal in vier Sendesignale mit optimierten Sendephasen aufgespalten ($1Tx_{opt}$). Anschließend werden die vier Sendeleitungen über vier Sendempfangsweichen (Tx/Rx-Weichen) mit den vier Eingängen der Birdcage-Spule ($4P$) verbunden (Abbildung 3.18). Die Weichen ermöglichen im Sendefall eine direkte Einspeisung der vier angepassten Sendesignale und im Empfangsfall ein direktes Empfangen der vier einzelnen Empfangssignale ($4Rx$) ohne eine vorherige Kombination der HF-Signale. Diese Konfiguration wird daher mit der Bezeichnung $4P$ $1Tx_{opt}$ $4Rx$ abgekürzt. Die Hardwarekomponenten der optimierten HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung $4P$ $1Tx_{opt}$ $4Rx$ werden im Folgenden näher erläutert.

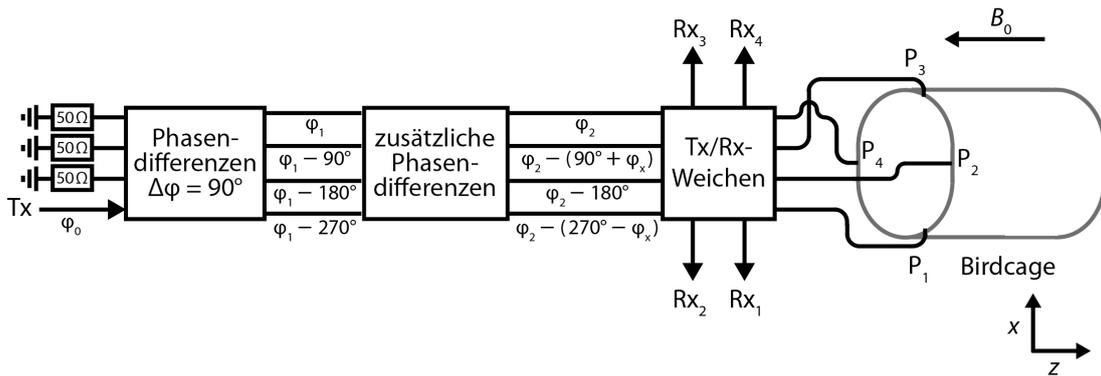


Abbildung 3.18: Angepasste HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung $4P$ $1Tx_{opt}$ $4Rx$. Das Sendesignal wird in vier Sendesignale mit $\Delta\varphi = 90^\circ$ aufgespalten und dann durch Verzögerungsleitungen angepasst. Die vier Sendeleitungen werden über vier Sendempfangsweichen (Tx/Rx-Weichen) mit den vier Eingängen der Birdcage-Spule verbunden. Die Weichen ermöglichen im Sendefall eine direkte Einspeisung der vier angepassten Sendesignale und im Empfangsfall ein direktes Empfangen der vier einzelnen Empfangssignale. [Platt et al., 2017a]

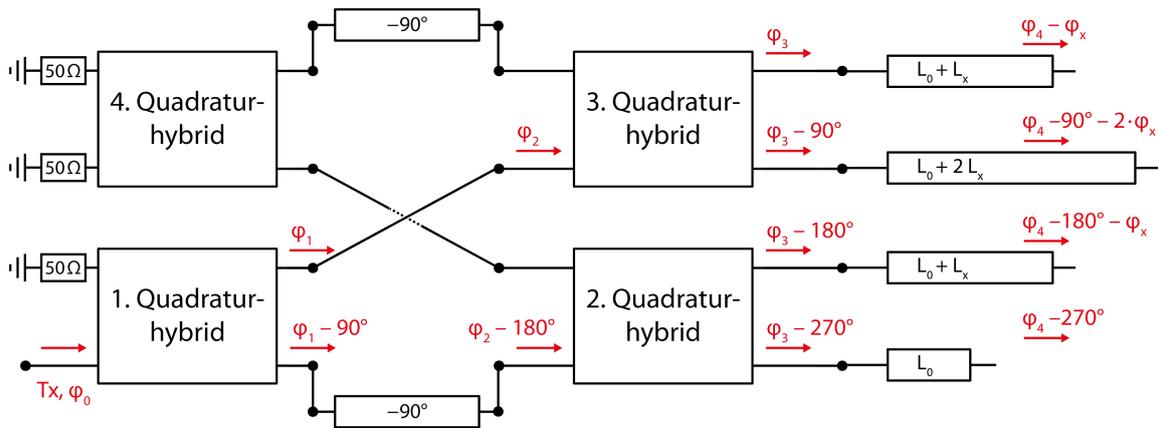


Abbildung 3.19: Schaltung aus vier Quadraturhybriden und Verzögerungsleitungen zur Leistungsteilung von einem HF-Signal (Tx) in vier HF-Signale mit $\Delta\varphi \neq 90^\circ$. Das Sendesignal wird zunächst in vier HF-Signale mit Phasendifferenzen von jeweils $\Delta\varphi = 90^\circ$ aufgespalten (siehe Abbildung 3.16a). Anschließend durchlaufen die HF-Signale vier Verzögerungsleitungen mit angepassten elektrischen Längen L zur Erzeugung der zusätzlichen Phasenverzögerungen.

Schaltung zur Erzeugung der vier angepassten Sendephasen

Die an die Geometrie angepassten Sendephasen (Abbildung 3.17) werden durch eine Erweiterung der Schaltung zur Aufspaltung des Sendesignals in vier Sendesignale der Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx 1Rx (Abschnitt 3.1.2.6) erzeugt. Hierfür werden im Anschluss an diese Schaltung vier Verzögerungsleitungen mit unterschiedlichen Längen eingefügt (Abbildung 3.19). Infolgedessen ist die Schaltung allerdings nicht mehr reziprok und kann daher nicht zur konstruktiven Kombination der Empfangssignale verwendet werden. In Tabelle 3.2 ist dargestellt, wie die benötigten Sendephasen rein durch Phasenverzögerungen ($-\varphi_x$, $-2 \cdot \varphi_x$) erzielt werden können.

Tabelle 3.2: Angepasste Sendephasen der HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung abgeleitet von der Standard-Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx 1Rx und realisiert rein über Phasenverzögerungen ($-\varphi_x$, $-2 \cdot \varphi_x$).

	P_1	P_2	P_3	P_4
4P 1Tx 1Rx	-270°	-180°	-90°	0°
4P 1Tx _{opt} 4Rx Anpassung	$-(270^\circ - \varphi_x)$	-180°	$-(90^\circ + \varphi_x)$	0°
4P 1Tx _{opt} 4Rx Realisierung	-270°	$-180^\circ - \varphi_x$	$-90^\circ - 2 \cdot \varphi_x$	$0^\circ - \varphi_x$

Diese Phasenverzögerungen werden durch Verzögerungsleitungen mit unterschiedlichen elektrischen Längen realisiert. Die Längen sind abhängig von den benötigten Phasenverzögerungen (Abschnitt 2.3.4, λ_{Kabel} : Wellenlänge im Kabel, φ_x : Phasenanpassung in Grad):

$$L_x = \lambda_{\text{Kabel}} \cdot \varphi_x / 360^\circ \quad (3.1)$$

$$2 \cdot L_x = \lambda_{\text{Kabel}} \cdot (2 \cdot \varphi_x) / 360^\circ \quad (3.2)$$

Die Länge L_0 der Verzögerungsleitung, die das HF-Signal für P_1 übermitteln, kann frei gewählt werden. Die Längen der weiteren drei Leitungen müssen an diese Länge angepasst werden: $L_0 + L_x$ und $L_0 + 2 \cdot L_x$. Die Sendephasen wurden in elektromagnetischen Simulationen (Abschnitt 3.2) angepasst mit dem Ziel eine möglichst punktsymmetrische transversale B_1^+ -Verteilung zu erhalten und somit die Homogenität in einer zentralen Region (englisch *region of interest*, ROI) zu erhöhen. Für die endgültige Realisierung der HF-Birdcage-Spule wurde eine Phasen Anpassung von $\varphi_x = 17^\circ$ angewendet [Platt et al., 2017a]. Die resultierenden Sendephasen sind in Tabelle 3.3 und Abbildung 3.20 dargestellt.

Tabelle 3.3: Sendephasen der HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung mit einer Phasen Anpassung von $\varphi_x = 17^\circ$, abgeleitet von der Standard-Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx 1Rx und realisiert rein über Phasenverzögerungen (-17° , -34°).

		P_1	P_2	P_3	P_4
4P 1Tx _{opt} 4Rx	Anpassung	$-(270^\circ - 17^\circ)$	-180°	$-(90^\circ + 17^\circ)$	0°
4P 1Tx _{opt} 4Rx	Realisierung	-270°	$-180^\circ - 17^\circ$	$-90^\circ - 34^\circ$	-17°

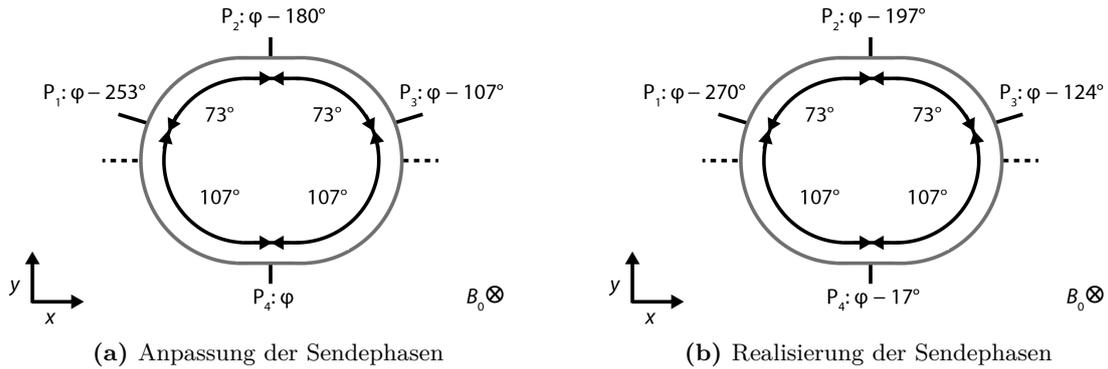


Abbildung 3.20: (a) Angepasste Sendephasen der Vierkanal-Einspeisung (4P 1Tx_{opt} 4Rx) mit einer Phasen Anpassung von $\varphi_x = 17^\circ$. (b) Realisierung der Sendephasen rein über Phasenverzögerungen (-17° , -34°).

Sende-Empfangs-Weichen für direkte Einspeisung und Empfang

Im Folgenden werden der Aufbau und das Prinzip der vier baugleichen Sende-Empfangs-Weichen der optimierten Vierkanal-Einspeisung erläutert. Im Sendefall wird das HF-Sendesignal (Tx) mit den optimierten Sendephasen direkt an die Spule geleitet. Im Empfangsfall werden die einzelnen HF-Empfangssignale (Rx) der vier Spulenanschlüsse nicht zu einem HF-Empfangssignal kombiniert, sondern jeweils einzeln zu einem rauscharmen Vorverstärker und anschließend an die Empfangskanäle des MR-Tomographen geleitet.

Jede der vier hier verwendeten Sende-Empfangs-Weichen besteht hauptsächlich aus zwei Pi-Gliedern, die auf die Resonanzfrequenz von ^{23}Na ($\nu_0(^{23}\text{Na}) = 78,6 \text{ MHz}$) abgestimmt wurden (Abschnitt 2.3.5.2), sowie aus drei PIN-Dioden (D_1, D_2, D_3), zwei Gleichstromleitungen (DC_1, DC_2) und einem rauscharmen Vorverstärker (Abbildung 3.21).

Zur Unterscheidung der beiden Zustände einer Sende-Empfangs-Weiche (Tx/Rx) wird Gleichstrom bzw. -spannung an die Gleichstromleitungen (DC_1 , DC_2) angelegt. Die Gleichstromleitung DC_1 steuert zwei PIN-Dioden (D_1 , D_2); die Gleichstromleitung DC_2 steuert eine PIN-Diode (D_3). Nachfolgend wird die Funktionsweise der Sende-Empfangs-Weiche beschrieben.

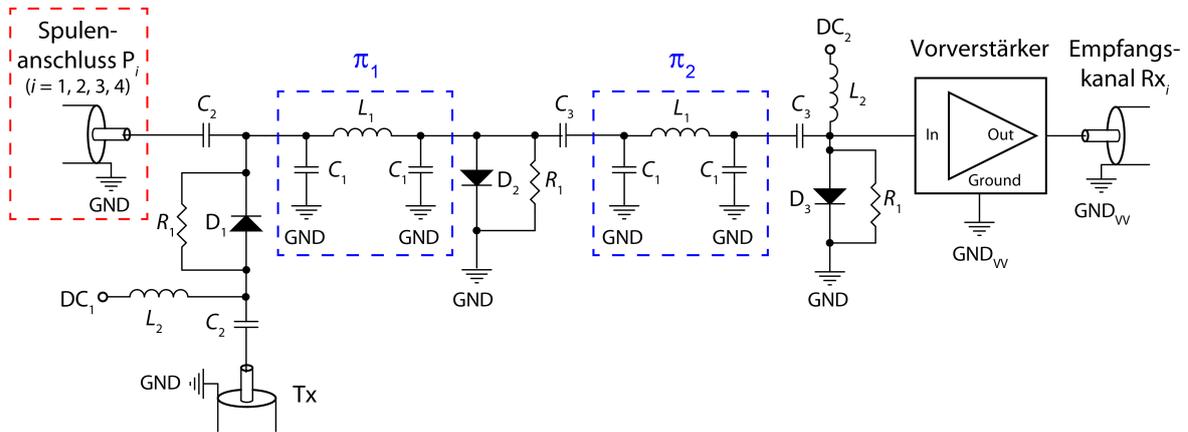


Abbildung 3.21: Schaltung der Sende-Empfangs-Weiche für eine direkte Einspeisung sowie Empfang (mit Vorverstärker). Im Sendefall werden die PIN-Dioden (D_1 bis D_3) im Durchlassbereich betrieben (ca. 100 mA) und die Ausgänge der Pi-Glieder (π_1 , π_2) werden infolgedessen kurzgeschlossen und blockieren HF-Signale. Das HF-Sendesignal (Tx) wird direkt an einen der vier Spulenanschlüsse P_i geleitet. Im Empfangsfall werden die PIN-Dioden (D_1 bis D_3) im Sperrbereich betrieben (-30 V je DC-Sendeleitung) und die Pi-Glieder (π_1 , π_2) verhalten sich wie $\lambda/4$ lange Leitungen. Das bedeutet, dass die Eingangsimpedanzen der Pi-Glieder von idealerweise 50Ω unverändert in die Ausgangsimpedanzen der Pi-Glieder transformiert werden. Das HF-Empfangssignal eines Spulenanschlusses P_i passiert die beiden Pi-Glieder, wird durch einen rauscharmen Vorverstärker verstärkt und an einen Empfangskanal des MR-Tomographen weitergeleitet.

Sendefall Im Sendefall werden die PIN-Dioden (D_1 , D_2 , D_3) im Durchlassbereich betrieben (ca. 100 mA). Hier haben sie einen geringen Widerstand ($< 0,5 \Omega$) und das Sendesignal (Tx) wird durch die Diode D_3 zur Spule geleitet. Die Dioden D_1 und D_2 verbinden beide Pi-Glieder jeweils mit der HF-Erde. Die kurzgeschlossenen Pi-Glieder stellen folglich parallele Resonanzkreise dar, die als Sperrkreise dienen. Sie schwächen die Sendeleistung auf dem Weg zum Empfänger bzw. Vorverstärker erheblich ab (Transmissionsfaktor ≤ -50 dB) und das fast ungeschwächte Sendesignal wird an die Spule geleitet (Transmissionsfaktor $\approx -0,5$ dB).

Empfangsfall Im Empfangsfall werden die PIN-Dioden (D_1 bis D_3) im Sperrbereich betrieben (ca. -30 V bzw. ca. $-30/2$ V = -15 V). In diesem Zustand haben die PIN-Dioden eine geringe Kapazität von etwa 2 pF, zu der ein sehr hoher Widerstand parallel liegt (≥ 10 k Ω). Ein Signal vom Sender, z. B. Rauschen, wird somit an der Diode D_3 weitgehend reflektiert (Transmissionsfaktor (Tx \rightarrow Rx) < -33 dB, ohne Vorverstärkung). Die beiden abgestimmten Pi-Glieder verhalten sich in diesem Fall wie $\lambda/4$ lange Leitungen mit einer Eingangsimpedanz von 50Ω (Abschnitt 2.3.5.2). Ein schwaches Empfangssignal von der Spule wird somit mit einer geringen Dämpfung zum Vorverstärker übermittelt (Transmissionsfaktor $\approx -0,5$ dB). Der Vorverstärker wurde auf eine Verstärkung von 29,5 dB bis 30,5 dB bei 78,6 MHz abgestimmt.

Am Vorverstärker wird eine Versorgungsspannung von 10 V über das Koaxialkabel angelegt, das den Ausgang des Vorverstärkers mit dem jeweiligen Empfangskanal des MR-Tomographen verbindet.

Gleichstrom- und HF-Leitungen Wie bei der zuvor beschriebenen Sende-Empfangs-Weiche für Quadratureinspeisung und -empfang werden HF-Drosseln ($L_2 = 8,2 \mu\text{H}$) mit einer Eigenresonanzfrequenz (englisch *self resonant frequency*, SRF) bei etwa 78,6 MHz verwendet ($SRF = 80 \text{ MHz}$), um HF-Signale auf den Gleichstromleitungen zu blockieren, sowie Kondensatoren mit einer geringen HF-Impedanz ($C_2 = C_3 = 1 \text{ nF}$), um Gleichstromsignale auf den HF-Leitungen zu blockieren. Die Sperrkondensatoren in der HF-Sendekette (C_2) halten höheren HF-Leistungen stand, die Sperrkondensatoren vor dem Vorverstärkereingang müssen nur geringeren HF-Leistungen standhalten (C_3). Die HF-Erde der Sende-Empfangs-Weiche und die HF-Erde des Vorverstärkers sind nicht direkt verbunden, sondern über sechs parallele Kapazitäten von 1 nF, um Gleichströme zwischen diesen beiden Bereichen zu blockieren.

Streuparameter der optimierten HF-Sende- und Empfangskette

Die Transmissionsfaktoren der optimierten HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx_{opt} 4Rx, welche aus vier Quadraturhybriden, sechs Verzögerungsleitungen und vier Sende-Empfangs-Weichen aufgebaut ist, wurden mit einem Netzwerkanalysator (E5061A, Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA) bestimmt. Hierbei wurde zwischen dem Sendefall und dem Empfangsfall unterschieden. Die Messung der Transmissionsfaktoren wurde ohne eine Vorverstärkung durchgeführt. Aus den Werten für die Transmissionsfaktoren folgt, dass die HF-Sende- und Empfangskette der optimierten Vierkanal-Einspeisung die gewünschten Eigenschaften aufweist.

Tabelle 3.4: Mittlere Transmissionsfaktoren S_{ij} des Dreitors (Tx, Spule, Rx). Es wurde zwischen dem Sendefall und dem Empfangsfall unterschieden. Die Messung der Transmissionsfaktoren wurde ohne eine Vorverstärkung durchgeführt.

$j \rightarrow i$	Sendefall	Erläuterung	Empfangsfall	Erläuterung
Tx \rightarrow P _i	$(-6,76 \pm 0,09) \text{ dB}$	$\approx 1/4$ der Leistung, geringe Verluste ²	$(-32,3 \pm 1,5) \text{ dB}$	Gute Isolation
P _i \rightarrow Rx _i	$(-42,7 \pm 2,2) \text{ dB}$	Gute Isolation	$> -1,0 \text{ dB}$	Geringe Verluste
Tx \rightarrow Rx _i	$(-53,8 \pm 3,3) \text{ dB}$	Gute Isolation	$(-35,0 \pm 1,5) \text{ dB}$	Gute Isolation

Vorverstärker und Koaxialleitungen zwischen den Weichen und den Einspeisestellen

Die vier verwendeten Vorverstärker auf den vier Sende-Empfangs-Weichen haben die folgenden Eigenschaften bei 78,6 MHz:

- Verstärkung zwischen 29,5 dB und 30,5 dB
- Ausgangsimpedanz $Z_{\text{out}} \approx 50 \Omega$

²Aufgrund der Signalaufspaltung in vier Signale würde bei einem Signalweg ohne Verluste der Transmissionsfaktor $-6,02 \text{ dB}$ betragen. Folglich treten hier im Mittel zusätzliche Verluste von $-0,74 \text{ dB}$ auf.

Im Empfangsfall wird die Eingangsimpedanz des Vorverstärkers über die gesamte HF-Empfangskette inklusive Koaxialleitungen zu den Anschlüssen auf den Verstrebungen der HF-Birdcage-Spule transformiert. Die Länge der Koaxialleitungen wurde so gewählt, dass die Eingangsimpedanz des Vorverstärkers auf eine hohe Impedanz von ca. $400\ \Omega$ transformiert wird (Abschnitt 2.3.4). Infolgedessen werden die Ströme in der HF-Spule und die Wechselwirkung zwischen den Empfangskanälen reduziert [Roemer et al., 1990].

Im Sendefall sind alle Hardwarekomponenten auf $50\ \Omega$ angepasst. Die Koaxialleitungen haben ebenfalls einen Wellenwiderstand von $50\ \Omega$. Zur Erhaltung der zuvor optimierten Sendephasen und der gleich großen Sendeamplituden müssen die vier Koaxialleitungen zwischen den Sendempfangs-Weichen zu den vier Einspeisestellen jeweils die gleichen Phasenverzögerungen und Leistungsverluste erzeugen.

3.1.2.8 Hochfrequenzleistungssensoren

Die HF-Leistung, die während einer MR-Messung am Spulenstecker appliziert und reflektiert wird, kann mit Hilfe eines Richtkopplers und zweier Leistungssensoren (NRPZ211, Rohde & Schwarz, München, Deutschland) gemessen werden. Direkt hinter dem X-Kern-Verstärker befindet sich ein symmetrischer Richtkoppler mit vier Toren (Abbildung 3.22). Der Hauptanteil der an P_{RK1} applizierten HF-Leistung wird im Hauptzweig ($P_{RK1} \rightarrow P_{RK2}$) übertragen (Abbildung 3.22a). Das Gleiche gilt für die reflektierte HF-Leistung, die an P_{RK2} eintritt (Abbildung 3.22b, $P_{RK2} \rightarrow P_{RK1}$). Bei einem Richtkoppler wird eine an Tor P_{RK1} einlaufende Welle auf Tor P_{RK3} und eine an Tor P_{RK2} einlaufende Welle auf Tor P_{RK4} gekoppelt.

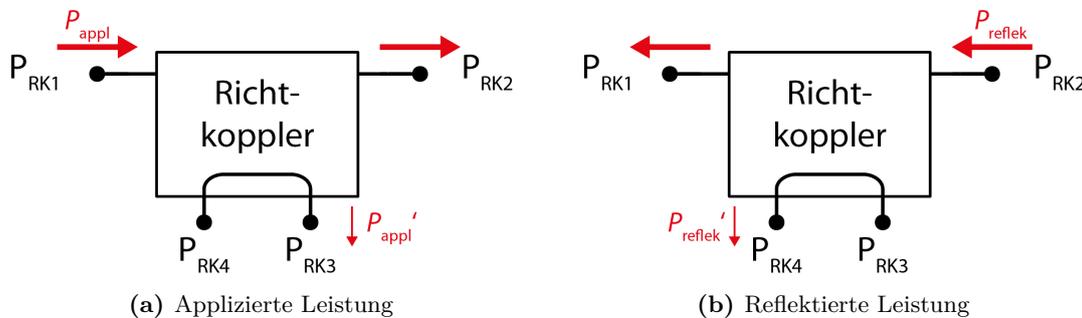


Abbildung 3.22: Richtkoppler. (a) Der Hauptanteil der an P_{RK1} applizierten HF-Leistung wird im Hauptzweig ($P_{RK1} \rightarrow P_{RK2}$) übertragen. Ein sehr geringer Anteil der an P_{RK1} einlaufenden Welle wird auf Tor P_{RK3} gekoppelt. (b) Der Hauptanteil der reflektierten HF-Leistung, die an P_{RK2} eintritt, wird im Hauptzweig ($P_{RK2} \rightarrow P_{RK1}$) übertragen. Ein sehr geringer Anteil der an P_{RK2} einlaufenden Welle wird auf Tor P_{RK4} gekoppelt.

Die geringfügig ausgekoppelte HF-Leistung $P_{appl'}$ und $P_{reflek'}$ wird mit zwei Leistungssensoren gemessen. Eine hierfür vorgesehene Software (Power Viewer Plus, Rohde & Schwarz, München, Deutschland) berechnet aus den gemessenen Leistungen ($P_{appl'}$, $P_{reflek'}$) die vorlaufende sowie die reflektierte HF-Leistung im Hauptzweig (P_{appl} , P_{reflek}). Hierbei berücksichtigt die Software den Koppelfaktor des Richtkopplers von $-53,9\ \text{dB}$.

Zur Ermittlung der applizierten HF-Leistung an einer gesteckten HF-Spule muss weiterhin der Transmissionsfaktor im Koaxialkabel bis zu dem Spulensteckplatz des MR-Tomographen

beachtet werden (Transmissionsfaktor $-1,59$ dB, gemessen mit Netzwerkanalysator E5071C, Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA). Die akzeptierte Leistung am Spulenstecker $P_{\text{akzep Stecker}}$ ergibt sich somit aus:

$$P_{\text{appl Stecker}} = P_{\text{appl}} \cdot 10^{-1,59/10} \quad (3.3)$$

Die applizierte HF-Sendeleistung an allen Einspeisestellen der Birdcage-Spule $P_{\text{appl Ports}}$ hängt von der applizierten Leistung am Spulenstecker $P_{\text{appl Stecker}}$ sowie von den Leistungsverlusten in der gesamten Sendekette der HF-Spule ab. Diese Verluste spiegeln sich bei der optimierten Vierkanal-Einspeisung (4P 1Tx_{opt} 4Rx) in einem Transmissionsfaktor von $-1,2$ dB wider (gemessen mit Netzwerkanalysator E5071C, Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA):

$$P_{\text{appl Ports}} = P_{\text{appl Stecker}} \cdot 10^{-1,2/10} \quad (3.4)$$

3.1.2.9 Körperphantome

Zwei Körperphantome werden als eine zum menschlichen Körper vergleichbare Beladung der HF-Spule verwendet. Ein Phantom wird zur Messung im MR-Tomographen liegend eingesetzt (MR-Phantom, Abbildung 3.23a). Das andere wird zur Messung von HF-Feldern innerhalb der Phantomflüssigkeit eingesetzt und muss hierfür stehend positionierbar und an der Oberseite offen sein (HF-Phantom, Abbildung 3.23b). Beide Phantom bestehen aus einem Hohlzylinder aus Acrylglas mit einer ovalen Grundfläche und einer Länge von ca. einem halben Meter. Das verwendete Acrylglas hat eine Dicke von 7,5 mm. Die Grundfläche des Phantoms ist zusammengesetzt aus zwei Halbkreisen (Innenradius = 106,5 mm) und einem geraden Abschnitt zwischen den Halbkreisen (Breite = 120 mm). Somit beträgt die gesamte innere Breite der ovalen Grundfläche 335 mm und die innere Höhe der Grundfläche 213 mm bzw. 203 mm (Abbildung 3.23c). Die innere Länge des Phantoms beträgt 510 mm.

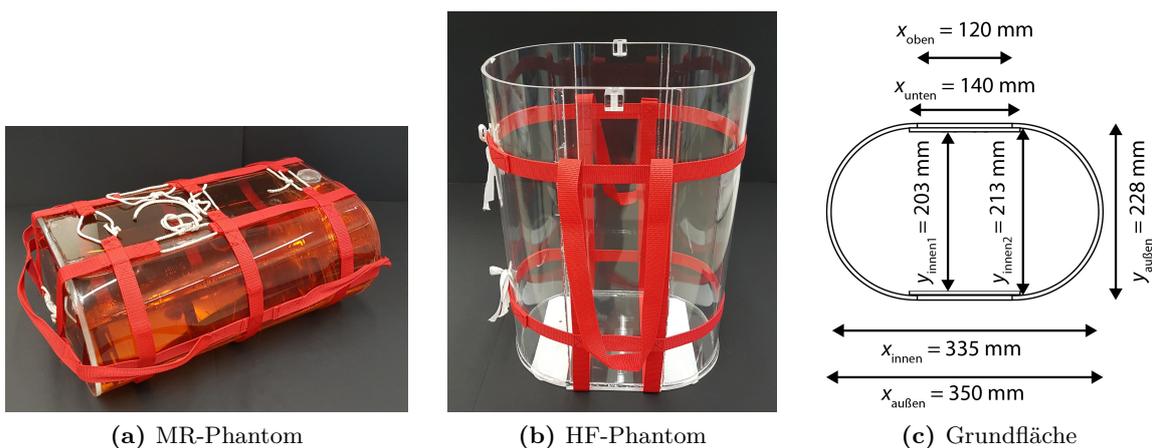


Abbildung 3.23: Körperphantome als eine vergleichbare Beladung der HF-Spule zum menschlichen Körper. (a) Das MR-Phantom wird zur Messung im MR-Tomographen liegend verwendet. (b) Das HF-Phantom wird zur Messung von HF-Feldern innerhalb der Phantomflüssigkeit verwendet und ist daher an der Oberseite offen. (c) Die Grundfläche der beiden Hohlzylinder aus Acrylglas ist oval.

Die Flüssigkeiten in den Phantomen sollen dabei den menschlichen Torso repräsentieren. Daher müssen die dielektrischen Eigenschaften der Phantomflüssigkeiten bei 78,6 MHz in etwa den mittleren dielektrischen Eigenschaften des Gewebes entsprechen, das sich im sensitiven Bereich der HF-Spule befindet. Hierfür wurden zunächst die mittleren dielektrischen Eigenschaften bei 78,6 MHz des menschlichen Torsos eines männlichen sowie eines weiblichen Voxel-basierten heterogenen Körpermodells [Christ et al., 2010] bestimmt. Die dielektrischen Eigenschaften der verschiedenen Gewebearten wurden aus der Datenbank von Hasgall et al. entnommen [Hasgall et al.]. Die mittleren dielektrischen Eigenschaften für das männliche und das weibliche Modell wurden anschließend gemittelt (Tabelle 3.5).

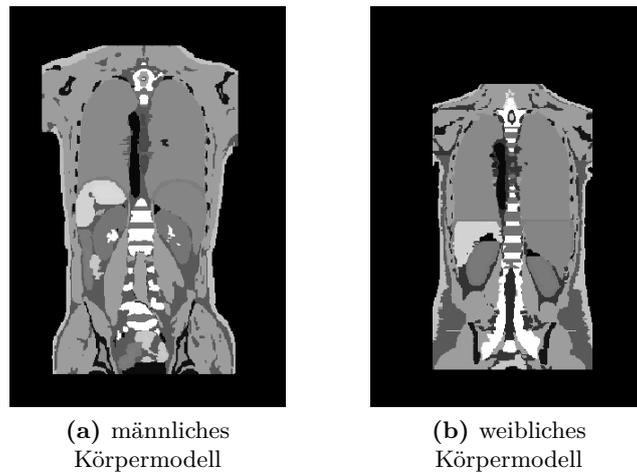


Abbildung 3.24: Coronaler 2D-Ausschnitt des Torsos eines männlichen und eines weiblichen Voxel-basierten heterogenen Körpermodells [Christ et al., 2010]. Über die zugehörigen 3D-Ausschnitte des jeweiligen Torsos werden die dielektrischen Eigenschaften des Gewebes gemittelt.

Tabelle 3.5: Mittlere dielektrische Eigenschaften bei 78,6 MHz des menschlichen Torsos eines männlichen sowie eines weiblichen Voxel-basierten heterogenen Körpermodells [Christ et al., 2010], bestimmt durch Mittlung über die zu Abbildung 3.24 gehörigen 3D-Ausschnitte der beiden Körpermodelle. Die dielektrischen Eigenschaften der verschiedenen Gewebearten wurden aus der Datenbank von Hasgall et al. entnommen. Die Daten der beiden Körpermodelle wurde anschließend gemittelt.

Körpermodell	Permittivität ϵ'_r	Leitfähigkeit σ in S m^{-1}
Männlich	52,8	0,48
Weiblich	53,2	0,50
Mittel	53,0	0,49

Die Phantome wurden mit einer Flüssigkeit aus Wasser, Polyvinylpyrrolidon (PVP) und Kochsalz (NaCl) befüllt. Die NaCl-Konzentration dieser Phantomflüssigkeit beträgt 339 mmol l^{-1} und ist somit etwa 2,5-mal so hoch wie die Na^+ -Konzentration der Zerebrospinalflüssigkeit [Harrington et al., 2010]. Die dielektrischen Eigenschaften der Flüssigkeit wurden mit einer Koaxialsonde gemessen (DAK-12, Schmid & Partner Engineering AG, Zürich, Schweiz). Bei 78,6 MHz beträgt die relative Permittivität $\epsilon'_r = 54$ und die Leitfähigkeit $\sigma = 0,43 \text{ S m}^{-1}$.

3.2 Simulation elektromagnetischer Felder der HF-Spule

Für die Simulationen der elektromagnetischen Feldverteilung (abgekürzt EM-Simulationen) der HF-Spule wurde das Modul CST MWS der Software CST Studio Suite (CST AG, Darmstadt, Deutschland) verwendet. Die Simulation basiert auf der Finite-Integration-Methode (englisch *finite integration technique*, FIT) von Weiland [1977]. Hierbei handelt es sich um ein numerisches Simulationsverfahren zur Lösung der Maxwell-Gleichungen (Abschnitt 2.4).

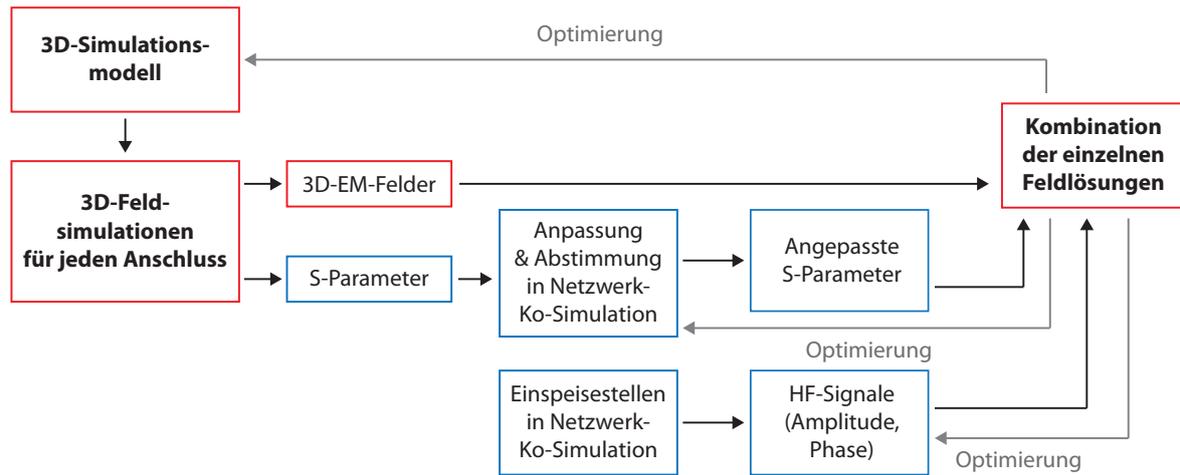


Abbildung 3.25: Ablauf der 3D-Simulationen

Der Ablauf der 3D-Simulationen ist in Abbildung 3.25 gezeigt. Zunächst wird ein dreidimensionales Simulationsmodell erstellt. Es enthält die Geometrie sowie die dielektrischen Eigenschaften der HF-Spule und ihrer direkten Umgebung. In das Simulationsmodell werden Anschlüsse (englisch *ports*) eingefügt, die als Einspeisestellen für die Feldanregung bei der numerischen Feldlösung verwendet werden.

Weiterhin stellen diese Anschlüsse die Schnittstellen zwischen den 3D-Feldsimulationen und der Netzwerk-Ko-Simulation (CST Design Studio) dar. In der Ko-Simulation können an diesen Stellen z. B. elektrische Bauelemente und Einspeisestellen für HF-Signale eingefügt werden.

Für die einzelnen Anschlüsse werden die dreidimensionalen Feldsimulationen individuell durchgeführt. Hierbei werden für jeden Anschluss die 3D-Feldverteilung im gesamten Simulationsmodell sowie die Streuparameter (S-Parameter, Abschnitt 2.3.2) berechnet. In der Netzwerk-Ko-Simulation können dann z. B. Kapazitäten oder Induktivitäten eingefügt werden oder es können HF-Signale beispielsweise über ein Anpassnetzwerk eingespeist werden. An den Einspeisestellen in der Ko-Simulation können Phase und Amplitude eines applizierten HF-Signals sowie die Quellimpedanz der Signalquelle Z_Q eingestellt werden. Die Quellimpedanz wird im Sendefall entsprechend der Systemimpedanz des Sendepfades bzw. im Empfangsfall entsprechend der Systemimpedanz der Vorverstärkerentkopplung gewählt. Durch eine Variation der Kapazitäten und der Induktivitäten in der Netzwerk-Ko-Simulation können die S-Parameter angepasst werden, ohne dass erneut eine 3D-Simulation durchgeführt werden muss.

Nach der Anpassung der S-Parameter werden die einzelnen Lösungen der 3D-Feldsimulationen basierend auf den applizierten HF-Signalen an den Einspeisestellen kombiniert. Die resultierenden Verteilungen der elektrischen und magnetischen Felder können anschließend ausgewer-

tet werden. Beispielsweise können das Sendefeld B_1^+ und das Empfangsfeld B_1^- der HF-Spule berechnet werden.

Weiterhin wird die Verteilung der Verlustleistungsdichte (englisch *power loss density*, PLD) aus der elektrischen Feldverteilung und der Materialverteilung berechnet. In der Simulationssoftware dient die Verlustleistungsdichte zur Berechnung der Spezifischen Absorptionsrate (englisch *specific absorption rate*, SAR , Abschnitt 2.3.1.6):

$$SAR = \frac{1}{\rho} \cdot PLD \quad (3.5)$$

Optimierung Für eine Optimierung der elektromagnetischen Felder können beispielsweise die Eigenschaften der elektrischen Bauelemente in der Ko-Simulation verändert werden. Weiterhin kann das 3D-Simulationsmodell verändert werden. Für diesen Fall müssen allerdings die 3D-Feldsimulationen erneut durchgeführt werden.

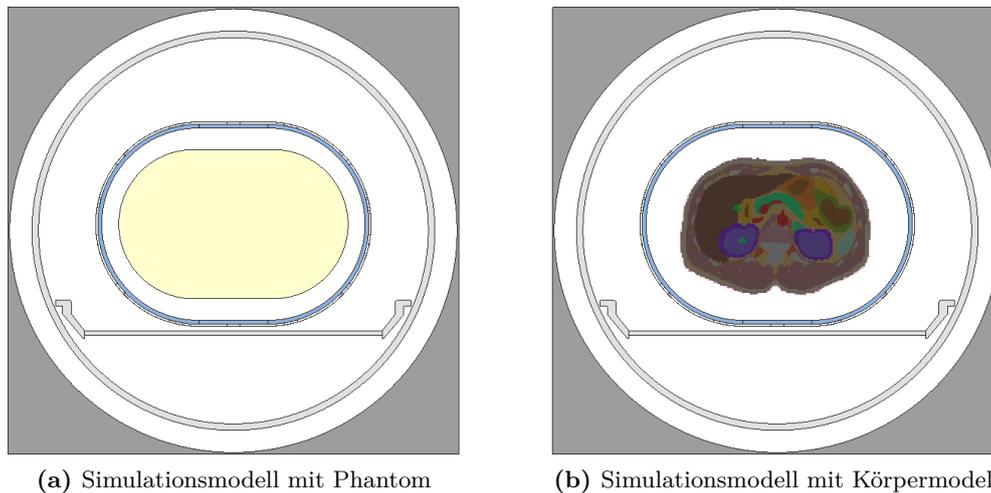


Abbildung 3.26: Simulationsmodell der ovalen HF-Birdcage-Spule und ihrer Umgebung im MR-Tomographen mit verschiedenen Beladungen (blau: Spulenträger, hellgrau: Bohrung und Patiententisch, dunkelgrau: Gradientensystem, beige: Phantomflüssigkeit).

3.2.1 Simulationsmodelle der entwickelten ovalen Birdcage-Spule

Die Simulationsmodelle der entwickelten Spulenkonfigurationen beinhalten die ovale HF-Birdcage-Spule, deren Trägermaterial, die Beladung der Spule, den Patiententisch, die Bohrung des MR-Tomographen sowie das Gradientensystem (Abbildung 3.26). Hierbei werden die Geometrie sowie die dielektrischen Eigenschaften dieser Strukturen beachtet. Das Gradientensystem wird wie in den Arbeiten von Fiedler et al. [2017a] und von Orzada et al. [2017] als Block aus PEC modelliert. Die Bezeichnung für das Material PEC leitet sich von dem englischen Begriff *perfect electrical conductor* ab und für dessen Leitfähigkeit σ gilt $\sigma \rightarrow \infty$. Am Rand des Simulationsmodells werden offene Grenzflächen verwendet. Die elektromagnetischen Problemstellungen werden im Rahmen dieser Arbeit im Zeitbereich gelöst und es wird ein rechtwinkliges Gitter zur Diskretisierung des Simulationsmodells verwendet.

Die dreidimensionalen Simulationsmodelle der entwickelten ovalen Birdcage-Spule beinhalten 32 Anschlüsse, die wie bereits beschrieben die Schnittstellen zwischen den 3D-Feldsimulationen und der Netzwerk-Ko-Simulation darstellen. Die Anschlüsse teilen sich wie folgt auf:

- 24 Anschlüsse auf den Verstrebungen zum Abstimmen
- 4 Anschlüsse auf vier Verstrebungen zum Einspeisen
- 4 Anschlüsse in zwei Endringen zur Auftrennung der Endringe

Die Kondensatoren zum Abstimmen der HF-Birdcage-Spule sowie die Kondensatoren zum Blockieren von ungewünschten Strömen in den Endringen befinden sich in der Netzwerk-Ko-Simulation. Weiterhin werden die HF-Signale über Anpassnetzwerke (Abschnitt 2.3.3.1) eingespeist. Die übrigen Schaltungen der Sende- und Empfangskette sind nicht Teil der Simulation. Deren Eigenschaften (Dämpfung, Phasenverschiebung, Leistungsaufteilung) werden bei der Simulation und beim Vergleich von Simulation und Messung beachtet. Für die endgültige Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx werden daher im Sendefall vier Signale mit den optimierten Sendephasen an den Anpassnetzwerken der vier Einspeisestellen angelegt: -270° , -197° , -124° und -17° (Abschnitt 3.1.2.7).

Da es sich bei der entwickelten HF-Spule um eine Sende- und Empfangsspule handelt, befindet sich die HF-Hardware entweder im Sende- oder im Empfangszustand. Abhängig von diesem Zustand werden den Signalquellen in der Ko-Simulation verschiedene Quellimpedanzen Z_Q zugeordnet:

- Sendefall $Z_Q = 50 \Omega$ analog zum Sendekanal des MR-Tomographen
- Empfangsfall $Z_Q = 400 \Omega$ Vorverstärkerentkopplung (Abschnitt 3.1.2.7)

3.2.2 Beladungen der HF-Spule in der EM-Simulation

Während der Entwicklung, Optimierung und Validierung der HF-Hardware wird die HF-Spule in der EM-Simulation zunächst mit einem homogenen Körperphantom beladen (MR-Phantom, Abschnitt 3.1.2.9). Im Simulationsmodell werden für die Phantomflüssigkeit die ermittelten dielektrischen Eigenschaften verwendet (relative Permittivität $\epsilon'_r = 54$, Leitfähigkeit $\sigma = 0,43 \text{ S m}^{-1}$). Abbildung 3.26a zeigt einen beispielhaften transversalen Querschnitt des Simulationsmodells mit dem ovalen MR-Phantom. Mit Hilfe dieses homogenen Körperphantoms ist ein Vergleich zwischen Messung und Simulation möglich.

Elektromagnetische Simulationen können allerdings auch zur Untersuchung von elektromagnetischen Feldern im menschlichen Körper dienen. Neben der Untersuchung der Verteilungen des Sendefeldes B_1^+ und des Empfangsfeldes B_1^- wird insbesondere eine Sicherheitsbetrachtung der HF-Spule unter Berücksichtigung des Menschen ermöglicht. Hierbei liefert die Simulation Informationen über realitätsnahe lokale Feldverteilungen, die so durch Messungen nicht erfasst werden können. Daher ist eine simulationsbasierte Sicherheitsabschätzung essentiell. Deshalb wird die HF-Spule im nächsten Schritt mit einem heterogenen Körpermodell beladen. Hierfür wurden ein männliches und ein weibliches voxelbasiertes Körpermodell zweier erwachsener Menschen verwendet [Christ et al., 2010]. Die nachfolgenden Angaben zu Alter, Gewicht sowie Größe der Körpermodelle wurden aus Christ et al. [2010] entnommen:

- männliches Körpermodell Alter 34 J Gewicht 70 kg Größe 1,74 m
- weibliches Körpermodell Alter 26 J Gewicht 58 kg Größe 1,60 m

Die verwendeten Körpermodelle haben eine räumliche Auflösung von $(2\text{ mm})^3$, während die räumliche Auflösung des Berechnungsgitters höher aufgelöst sein kann. Jedem Voxel wird eine Gewebeart zugeordnet. Die dielektrischen Eigenschaften sowie die Dichte der verschiedenen Gewebearten wurden aus der Datenbank von Hasgall et al. entnommen [Hasgall et al.]. Infolgedessen spiegelt ein Körpermodell die Geometrie und die dielektrischen Eigenschaften eines beispielhaften menschlichen Körpers wider. Die Positionierung der Körpermodelle in der HF-Spule wurde variiert, um MR-Untersuchungen verschiedener Körperregionen zu simulieren. In Abbildung 3.26b ist ein zentraler transversaler Querschnitt eines Simulationsmodells mit einem anatomischen Körpermodell gezeigt. Hierbei befinden sich die Nieren im Zentrum der HF-Spule.

3.2.3 Bestimmung der maximal zulässigen mittleren Hochfrequenzleistung

Mit heterogenen Körpermodellen können realistische Verteilungen der Spezifischen Absorptionsrate SAR berechnet werden (Gleichung 3.5). In dem verwendeten Simulationsprogramm können das globale, das Teilkörper- sowie das lokale SAR untersucht werden. Diese SAR-Kriterien sowie deren Grenzwerte werden in Abschnitt 2.3.1.6 näher erläutert. Die Verteilung der 10 g-gemittelten Spezifischen Absorptionsrate, die zur Untersuchung des lokalen SAR dient, kann in der Software gemäß des Standards IEEE/IEC 62704-1 bestimmt werden.

In den EM-Simulationen der beiden Körpermodelle werden die Werte für das globale SAR ($SAR_{\text{global Sim}}$), das maximale lokale SAR ($SAR_{\text{max lokal Sim}}$) und die applizierte HF-Leistung P_{Sim} bestimmt. Weiterhin wird das Teilkörper-SAR ($SAR_{\text{Tk Sim}}$) sowie die exponierte Masse des Teilkörpers (m_{Tk}) berechnet. In Tabelle 2.1 sind die Grenzwerte des mittleren SAR ($SAR_{\text{global Limit}}$, $SAR_{\text{Tk Limit}}$, $SAR_{\text{lokal Limit}}$) für die normale Betriebsart und für die kontrollierte Betriebsart 1. Stufe aufgelistet.

Aus den ermittelten SAR-Werten und den entsprechenden mittleren SAR-Grenzwerten werden die maximal zulässigen mittleren Hochfrequenzleistungen P_{max} für das jeweilige SAR-Kriterium und das jeweilige Körpermodell bestimmt.

Da sich die Spezifische Absorptionsrate proportional zur applizierten HF-Leistung verhält (Gleichung 2.59), gelten die folgenden Zusammenhänge:

$$\text{globales SAR} \quad P_{\text{global max}} = \frac{SAR_{\text{global Limit}}}{SAR_{\text{global Sim}}} \cdot P_{\text{Sim}} \quad (3.6)$$

$$\text{Teilkörper-SAR} \quad P_{\text{Tk max}} = \frac{SAR_{\text{Tk Limit}}}{SAR_{\text{Tk Sim}}} \cdot P_{\text{Sim}} \quad (3.7)$$

$$\text{lokales SAR} \quad P_{\text{lokal max}} = \frac{SAR_{\text{lokal Limit}}}{SAR_{\text{max lokal Sim}}} \cdot P_{\text{Sim}} \quad (3.8)$$

Die maximal zulässige mittlere Hochfrequenzleistung $P_{\text{HF max}}$ für ein Körpermodell wird basierend auf dem kritischsten SAR-Kriterium bestimmt, also dem SAR-Kriterium, für das sich die geringste maximal zulässige mittlere Hochfrequenzleistung ergibt:

$$P_{\text{HF max}} = \text{Minimum}(P_{\text{global max}}, P_{\text{Tk max}}, P_{\text{lokal max}}) \quad (3.9)$$

3.3 Pulssequenzen und Bildrekonstruktion

Im ersten Teil dieses Abschnitts werden die verwendeten Pulssequenzen vorgestellt und deren Eigenschaften erläutert. Der zweite Teil des Abschnitts beschäftigt sich mit der Bildrekonstruktion.

3.3.1 Pulssequenzen

3.3.1.1 Kalibrierung der Referenzspannung

Für jede Kombination aus HF-Spule und Beladung der Spule muss zunächst die Referenzspannung U_{Ref} bestimmt werden. Laut Definition des Herstellers des MR-Tomographen stellt die Referenzspannung die Spannung dar, mit der für einen rechteckförmigen Anregungspuls der Dauer $t_{\text{Puls}} = 1 \text{ ms}$ die Magnetisierung invertiert wird ($\alpha = 180^\circ$) bzw. mit der für einen rechteckförmigen Anregungspuls mit Dauer $t_{\text{Puls}} = 0,5 \text{ ms}$ die Magnetisierung um $\alpha = 90^\circ$ ausgelenkt wird.

Aus der Referenzspannung wird für jeden Puls einer Pulssequenz abhängig von seinen Parametern wie z. B. Pulsform, Flipwinkel α und Pulsdauer t_{Puls} die benötigte Pulsspannung U_{Puls} berechnet. Für einen Rechteckpuls gilt: U_{Puls} ist proportional zu $1/t_{\text{Puls}}$ sowie proportional zu α (Tabelle 3.6). Daher wird die Kalibrierung von U_{Ref} auch als Flipwinkelkalibrierung bezeichnet. Zur Kalibrierung wird in dieser Arbeit eine globale Anregung durchgeführt und anschließend das globale Signal ausgelesen. Es werden die folgenden Sequenzparameter zur globalen Kalibrierung von U_{Ref} verwendet: Pulsdauer $t_{\text{Puls}} = 2 \text{ ms}$, Echozeit $TE = 1,1 \text{ ms}$, Repetitionszeit $TR = 550 \text{ ms}$, ansteigende Pulsspannung U_{Puls} von 0 V bis 444 V mit 32 Messpunkten.

Die Referenzspannung U_{Ref} wird aus dem resultierenden Signalverlauf bestimmt, indem der Betrag einer Sinusfunktion an die Daten gefittet wird. Das erste Maximum des Signalverlaufs bei U_{Maximum} entspricht dem Signal des HF-Pulses mit einem Flipwinkel von 90° bei einer verwendeten Pulsdauer von $t_{\text{Puls}} = 2 \text{ ms}$ ($U_{\text{Maximum}} = U_{\text{Ref}}/4$).

Tabelle 3.6: Pulsspannungen U_{Puls} in Abhängigkeit von der Referenzspannung U_{Ref}

Flipwinkel α	Pulsdauer t_{Puls}	Pulsspannung U_{Puls}
180°	1,0 ms	U_{Ref}
90°	0,5 ms	U_{Ref}
90°	1,0 ms	$U_{\text{Ref}}/2$
90°	2,0 ms	$U_{\text{Ref}}/4$
45°	1,0 ms	$U_{\text{Ref}}/4$

3.3.1.2 Dichteangepasste Radialsequenz

Im Rahmen dieser Arbeit wird die dichteangepasste 3D-Radialsequenz von Nagel et al. [2009] (englisch *density adapted 3D projection reconstruction*, DA-3DPR) zur Aufnahme von ^{23}Na -

MR-Daten verwendet, welche auf einer herkömmlichen radialen Auslese basiert. Die Auslese erstreckt sich entlang radialer Projektionen im k -Raum, wobei jede Projektion im k -Raum-Zentrum beginnt (Zentrum \rightarrow außen, englisch *center* \rightarrow *out*). Zur Ortskodierung wird eine reine Frequenzkodierung mit einem Gradienten $\mathbf{G}_{x,y,z}(t)$ (Abschnitt 2.2.1) verwendet und folglich weder eine Phasenkodierung noch eine Schichtselektion.

Bei der konventionellen radialen Auslese sind die Abtastpunkte auf den Projektionen äquidistant und folglich wird das k -Raum-Zentrum dichter abgetastet als der äußere Bereich des k -Raumes. Um diesem Zustand entgegenzuwirken, wurde der Auslesegradient $\mathbf{G}_{x,y,z}$ der DA-3DPR-Sequenz von Nagel et al. [2009] angepasst, um eine effizientere Abtastung des k -Raums zu erzielen, indem die Homogenität der Abtastdichte des k -Raums erhöht wurde.

Das Sequenzschema der dichteangepassten Radialsequenz (DA-3DPR) ist in Abbildung 3.27 dargestellt. Zu Beginn wird das Spinsystem durch einen nicht-selektiven HF-Sendepuls mit einer Dauer von t_{Puls} angeregt. Der Gradient $\mathbf{G}_{x,y,z}$ zum Auslesen des ortsaufgelösten Kernspinsignals beginnt nach der sogenannten Echozeit TE . Der Betrag des angepassten Gradienten $G_{x,y,z}(t)$ besteht aus drei Teilen. Zunächst steigt er linear an, gefolgt von einem Plateau sowie dem dichteangepassten Teil des Gradienten.

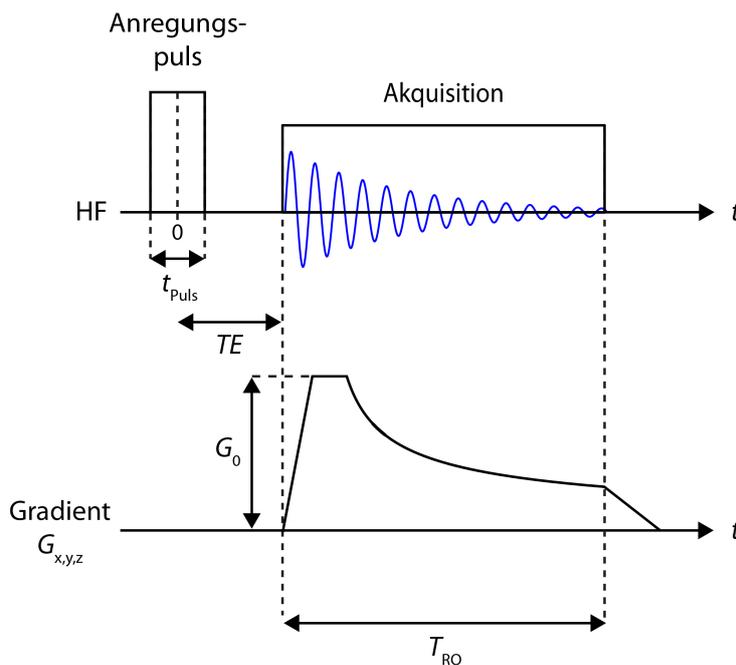


Abbildung 3.27: Sequenzschema der dichteangepassten 3D-Radialsequenz (DA-3DPR). Die Sequenz beginnt mit einem HF-Anregungspuls mit einer Dauer von t_{Puls} . Die Zeitachse startet in der Mitte des HF-Pulses ($t = 0$). Der Gradient $G_{x,y,z}$ zum Auslesen des ortsaufgelösten Kernspinsignals beginnt nach der sogenannten Echozeit TE . Zunächst steigt der Gradient linear an, gefolgt von einem Plateau sowie dem dichteangepassten Teil des Gradienten (T_{RO} : Auslesezeit, englisch *readout time*).

Zwischen dem Anregungspuls und dem Auslesegradienten findet keine Präparation der Magnetisierung statt. Daher kann die Signalauslese kurz nach dem Ende des Anregungspuls beginnen, z. B. nach $50 \mu\text{s}$ bis $100 \mu\text{s}$. Eine schnelle Auslese ist von besonderer Relevanz bei der ^{23}Na -MR-Bildgebung, da das Kernspinsignal aufgrund von sehr kurzen transversalen Relaxationszeiten schnell zerfällt (Abschnitt 2.1.6).

Nach der sogenannten Repetitionszeit T_{R} wiederholt sich das abgebildete Sequenzschema (nicht in der Abbildung gezeigt) und die nächste Projektion wird aufgenommen. Das Verhältnis zwischen der Pulsdauer t_{Puls} und der Repetitionszeit T_{R} beschreibt den Aussteuergrad des HF-Pulses (englisch *duty cycle*, DC): $DC = t_{\text{Puls}}/T_{\text{R}}$.

Wie bei der herkömmlichen radialen Auslese werden die radialen Projektionen homogen im k -Raum verteilt. Dies wurde von Nagel et al. [2009] basierend auf einem Algorithmus von Rakhmanov et al. [1994] realisiert. Die Endpunkte der nacheinander aufgenommenen Projektionen liegen spiralförmig auf der Oberfläche des k -Raumvolumens.

Weiterhin bietet eine radiale Auslese den Vorteil, dass Artefakte, die aufgrund der physiologischen Atembewegung auftreten, reduziert werden [Glover und Pauly, 1992].

3.3.1.3 Sendefeldkartierung mit der *Double-Angle-Methode*

Die Kartierung des Sendefelds B_1^+ wird mit der *Double-Angle-Methode* von Insko und Bolinger [1993] durchgeführt. Für diesen Zweck werden zwei MR-Aufnahmen mit unterschiedlichen Flipwinkeln α durchgeführt: α_1 und $\alpha_2 = 2 \cdot \alpha_1$. Die restlichen Sequenzparameter, außer Flipwinkel α und Pulsdauer t_{Puls} , werden bei beiden Aufnahmen nicht verändert. Im Rahmen dieser Arbeit wird für beide Aufnahmen die dichteangepasste 3D-Radialsequenz (DA-3DPR, Abschnitt 3.3.1.2) verwendet. Um Einflüsse der longitudinalen Relaxation zu vermeiden (Abschnitt 2.1.5), müssen lange Repetitionszeiten im Vergleich zur longitudinalen Relaxationszeit T_1 gewählt werden, z. B. $T_R = 250$ ms.

Die Flipwinkelkarte α_{Karte} wird aus dem Verhältnis V_{12} der beiden Bilder $S_{\text{Bild1}}(\alpha_1)$ und $S_{\text{Bild2}}(\alpha_2)$ wie folgt berechnet [Insko und Bolinger, 1993]:

$$V_{12} = \frac{S_{\text{Bild1}}}{S_{\text{Bild2}}} = \frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_2)} = \frac{\sin(\alpha_{\text{Karte}})}{\sin(2 \cdot \alpha_{\text{Karte}})} = \frac{1}{2 \cos(\alpha_{\text{Karte}})} \quad (3.10)$$

$$\alpha_{\text{Karte}} = \arccos\left(\frac{1}{2V_{12}}\right) \quad (3.11)$$

Unter Verwendung von rechteckförmigen HF-Anregungspulsen mit einer Pulsdauer t_{Puls} gilt (Gleichung 2.22):

$$B_1^+_{\text{Karte}} = \frac{1}{\gamma t_{\text{Puls}}} \arccos\left(\frac{1}{2V_{12}}\right) \quad (3.12)$$

Bei den Sendefeldkartierungen, die für diese Arbeit durchgeführt werden, wird der doppelte Flipwinkel $\alpha_2 = 2 \cdot \alpha_1$ durch eine doppelt so lange Pulsdauer t_{Puls} und nicht durch eine doppelt so hohe Pulsspannung U_{Puls} realisiert (Tabelle 3.7, Tabelle 3.6). Die mittlere applizierte HF-Leistung $P_{\text{HF Mittel}}$ ergibt sich aus der applizierten HF-Leistung während des HF-Pulses P_{Puls} sowie aus dem Aussteuergrad des HF-Pulses ($DC = t_{\text{Puls}}/T_R$) wie folgt:

$$P_{\text{HF Mittel}} = P_{\text{Puls}} \cdot DC \approx \frac{(U_{\text{Puls}})^2}{50 \Omega} \cdot \frac{t_{\text{Puls}}}{T_R} \quad (3.13)$$

Bei der obenstehenden Gleichung wurde angenommen, dass die Impedanz der HF-Spule Z_{Spule} ungefähr 50Ω beträgt.

Für eine Aufnahme von B_1 -Karten muss keine hohe Auflösung gewählt werden. Eine grobe nominelle Auflösung von beispielsweise $(\Delta x)^3 = (10 \text{ mm})^3$ ist ausreichend, da sich im Allgemeinen die B_1 -Karten, speziell von homogenen HF-Spulen, auf kleinen räumlichen Skalen nicht entscheidend verändern.

Tabelle 3.7: Beispielhafte Parameter der HF-Pulse bei der Sendefeldkartierung

Flipwinkel	Pulsdauer	Pulsspannung	Mittlere HF-Leistung
α	t_{Puls}	U_{Puls}	$P_{\text{HF Mittel}}$
α_1	$t_{\text{Puls } 1}$	$U_{\text{Puls } 1}$	$P_1 \text{ Mittel}$
$2 \cdot \alpha_1$	$2 \cdot t_{\text{Puls } 1}$	$U_{\text{Puls } 1}$	$2 \cdot P_1 \text{ Mittel}$
45°	1,0 ms	$U_{\text{Ref}}/4$	$\approx \frac{(U_{\text{Ref}})^2}{16 \cdot 50 \Omega} \cdot \frac{1 \text{ ms}}{T_R}$
90°	2,0 ms	$U_{\text{Ref}}/4$	$\approx \frac{(U_{\text{Ref}})^2}{16 \cdot 50 \Omega} \cdot \frac{2 \text{ ms}}{T_R}$

Bei einer homogenen Phantomflüssigkeit ist die Spindichte ρ_S innerhalb der Phantomflüssigkeit konstant. Die Karte des Empfangsfeldes $B_{1 \text{ Karte}}^-$ kann in diesem Fall wie folgt aus dem Bild S_{Bild1} und der Flipwinkelkarte α_{Karte} berechnet werden:

$$S_{\text{Bild1}} \propto \rho_S \cdot \sin(\alpha_{\text{Karte}}) \cdot B_{1 \text{ Karte}}^- \quad (3.14)$$

$$B_{1 \text{ Karte}}^- \propto \frac{S_{\text{Bild1}}}{\sin(\alpha_{\text{Karte}})} \quad (3.15)$$

3.3.1.4 Golden-Angle-MR-Aufnahme

Bei der dreidimensionalen *Golden-Angle-MR-Aufnahme* von Chan et al. [2009] wird die Abtastung des kugelförmigen k -Raumes angepasst, sodass die Abtastung pseudorandomisiert und somit näherungsweise gleichmäßig stattfindet, auch in einem beliebigen Zeitintervall. Daher wird eine 3D-Rekonstruktion von Teilmengen der Gesamtmenge an Projektionen ermöglicht, während weiterhin eine näherungsweise gleichmäßige k -Raum-Abtastung in den Teilmengen erhalten bleibt [Chan et al., 2009; Resetar et al., 2015]. Die Methode von Chan et al. [2009] stellt eine Erweiterung der 2D-Methode von Winkelmann et al. [2007] dar. Die 3D-*Golden-Angle-Aufnahme* basiert auf den 2D Goldenen Schnitten (englisch *golden means*) $\varphi_1 = 0,4656$ und $\varphi_2 = 0,6823$.

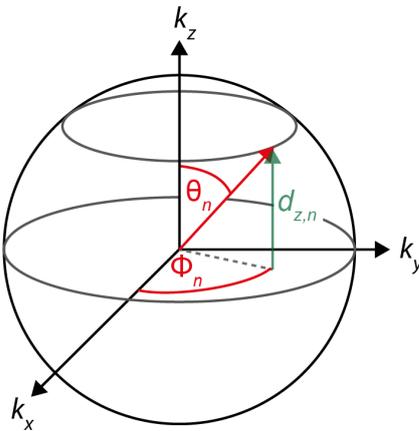


Abbildung 3.28: Polarwinkel Θ_n und Azimutwinkel Φ_n der n -ten Projektion bei der 3D-*Golden-Angle-Aufnahme*

Nach einer Erweiterung der Methode auf eine Auslese entlang radialer Projektionen im k -Raum, die im k -Raum-Zentrum beginnen, wird die Richtung der n -ten Projektion ($n = 1 \dots N_{\text{Projek}}$) wie folgt durch den Polarwinkel Θ_n und den Azimutwinkel Φ_n beschrieben:

$$d_{z,n} = (2 \cdot \{(n-1) \cdot \varphi_2\}) - 1 \quad (3.16)$$

$$\Theta_n = \arccos(d_{z,n}) \quad (3.17)$$

$$\Phi_n = 2\pi (\{(n-1) \cdot \varphi_1\}) \quad (3.18)$$

Hierbei beschreibt $d_{z,n}$ die maximale ($d_{z,n} \geq 0$) bzw. minimale ($d_{z,n} < 0$) z -Komponente der betreffenden radialen Projektion. Mit den geschweiften Klammern $\{ \}$ wird die Operation zur Verwendung des Nachkommanteils (englisch *fractional part*) beschrieben, wie z. B. bei $\{1,3646\} = 0,3646$.

3.3.2 Bildrekonstruktion

3.3.2.1 Mehrkanal-Signalkombination

Besitzt eine HF-Spule mehrere Empfangskanäle, so müssen die empfangenen Kernspinsignale der einzelnen Kanäle zunächst zu einem Signal kombiniert werden. Konventionell wird in der MR-Tomographie die Wurzel aus dem quadratischen Mittel der rekonstruierten MR-Bilder der einzelnen Kanäle verwendet. Diese Kombination wird im Englischen als *sum of squares* bezeichnet und wird daher mit SOS-Kombination abgekürzt. Somit werden nur die aufgenommenen Signale der einzelnen Kanäle (S_i) zur Signalkombination verwendet und keine Sensitivitätsprofile der einzelnen Kanäle oder anderes Vorwissen (Anzahl an Kanälen n_{Ch}):

$$S_{\text{SOS}} = \frac{1}{n_{\text{Ch}}} \left(\sum_i^{n_{\text{Ch}}} |S_i|^2 \right)^{0,5} \quad (3.19)$$

3.3.2.2 Nicht-uniforme schnelle Fouriertransformation

In der klinischen Routine wird der k -Raum im Allgemeinen auf einem kartesischen Gitter abgetastet. Zur Rekonstruktion des zugehörigen MR-Bildes kann in diesem Fall die Schnelle Fouriertransformation (englisch *fast fourier transform*, FFT) verwendet werden. Bei einer radialen Auslese wird der k -Raum im Allgemeinen nicht an den Punkten eines kartesischen Gitters abgetastet. Für die Anwendung einer Schnellen Fouriertransformation muss der Signalwert eines jeden Datenpunktes zunächst auf die benachbarten Punkte eines kartesischen Gitters interpoliert werden. Im Rahmen dieser Arbeit wird hierfür die nicht-uniforme schnelle Fouriertransformation (englisch *nonuniform fast Fourier transform*, NUFFT) verwendet [Fessler und Sutton, 2003].

3.3.2.3 Compressed-Sensing-basierte Rekonstruktion

Das *Compressed Sensing* (deutsch die komprimierte Erfassung) ist ein Verfahren zur Aufnahme und Rekonstruktion von dünnbesetzten Signalen. Bei einer radialen Auslese hat eine Unterabtastung des k -Raums inkohärente Artefakte zur Folge. Unterabgetastete radiale MR-Daten sind daher sehr gut für eine *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion geeignet [Candès et al., 2006; Donoho, 2006; Lustig et al., 2007]. Dabei wird die Kompressibilität des zu rekonstruierenden Bildes in einer geeigneten Transformationsdomäne genutzt.

Lustig et al. [2007] nutzten erstmalig die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion in der MR-Bildgebung, um durch Unterabtastung eine schnelle ^1H -Bildgebung zu ermöglichen. Für die herkömmliche ^{23}Na -MR-Bildgebung ergeben sich verhältnismäßig lange Messzeiten (ca. 15 min bis 45 min). Madelin et al. [2012] wendeten daher die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion auf unterabgetastete radiale ^{23}Na -MR-Daten an, um die relativ lange Messzeit zu reduzieren.

Durch eine Anpassung der Transformation kann die Dünnbesetztheit erhöht werden. Doneva et al. [2010] und Caballero et al. [2014] verwendeten bei der Rekonstruktion von ^1H -MR-Daten für diese Anpassung der Transformation ein adaptives Lexikon. Behl et al. [2016] wendeten erstmalig die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion mit einem angepassten Lexikon

(englisch *3D Dictionary-Learning Compressed-Sensing Reconstruction*, 3D-DLCS) auf unterabgetastete radiale dreidimensionale ^{23}Na -MR-Daten an und reduzierten dadurch das Rauschen sowie Unterabtastungsartefakte. Hierbei wurde ein adaptives Lexikon verwendet, das bei jedem Iterationsschritt aktualisiert wurde. Behl et al. [2016] zeigten, dass die 3D-DLCS-Rekonstruktion zu einer besseren Bildqualität führt, insbesondere wenn das Rauschen in den aufgenommenen Rohdaten durch Mittelung reduziert wird und das Bildrauschen folglich durch die Unterabtastung dominiert wird.

Im Rahmen dieser Arbeit wird die 3D-DLCS-Rekonstruktion von Behl et al. [2016] auf unterabgetastete radiale ^{23}Na -MR-Daten des Körperstamms angewendet. Zur Initialisierung der iterativen Rekonstruktion wird der Wert aller Voxel in der Bildmatrix auf Null gesetzt. Wie bei Behl et al. [2016] werden anschließend die folgenden Schritte iterativ durchgeführt: Mit dem K-SVD-Algorithmus von Aharon et al. [2006] wird das Lexikon angepasst und es wird eine dünnbesetzte Darstellung des Signals ermittelt. Im folgenden Schritt wird das Verfahren der konjugierten Gradienten verwendet [Hestenes und Stiefel, 1952], um das aktuelle Bild zu berechnen.

Die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion wird hierbei in Kombination mit der ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule mit vier Empfangskanälen (4P 1Tx_{opt} 4Rx) angewendet. Die Rekonstruktion wird zunächst für jeden der vier Kanäle einzeln durchgeführt. Das endgültige Bild wird dann aus den vier separat rekonstruierten Bildern mittels SOS-Kombination berechnet (Abschnitt 3.3.2.1). Bei der ^{23}Na -Bildgebung des Abdomens wird ein Wichtungsparameter für die Datenkonsistenz von $\lambda = 0,5$ gewählt. Aufgrund des niedrigeren Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) bei der ^{23}Na -Bildgebung der Lunge wird hier eine Datenkonsistenzwichtung von $\lambda = 0,3$ gewählt.

3.4 Nachverarbeitung der rekonstruierten MR-Bilder

Registrierung

Eine Bildregistrierung kann z. B. angewendet werden, wenn sich die Lage eines Objekts zwischen zwei aufgenommenen Bildern ändert. Hierbei wird nach einer Transformation gesucht, die eines der beiden Bilder in eine möglichst hohe Übereinstimmung mit dem anderen Bild bringt.

Im Rahmen dieser Arbeit wird für die Registrierung zweier Bilder der FLIRT-Algorithmus [Jenkinson et al., 2002; Jenkinson und Smith, 2001] der Software FSL (FMRIB Software Library, FMRIB, Oxford, UK) verwendet [Jenkinson et al., 2012]. FLIRT steht hierbei für den englischen Ausdruck *FMRIB's Linear Image Registration Tool*. Es wird eine rigide Registrierung mit sechs Freiheitsgraden durchgeführt: drei Translations- und drei Rotationsfreiheitsgrade.

Maskierung

MITK (Medical Imaging Interaction Toolkit, DKFZ, Heidelberg, Deutschland) ist eine Software zur interaktiven Verarbeitung von medizinischen Aufnahmen [Nolden et al., 2013; Wolf et al., 2005], die u. a. eine interaktive Segmentierung ermöglicht. In dieser Arbeit wird ein regionenorientiertes Segmentierungsverfahren in 2D verwendet, das sogenannte *region growing* [Maleike et al., 2009]. Es dient zur Maskierung der linken sowie der rechten Niere in ^{23}Na -MR-Bildern des Abdomens.

3.5 Intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion

Die konventionelle MR-Bildgebung des Körperstamms wird beeinträchtigt durch physiologische Bewegungen, z. B. aufgrund der Atmung oder der pulsatilen Kontraktion des Herzens. Die Bewegungen führen im Allgemeinen zu Verwischungen oder Verschiebungen im rekonstruierten MR-Bild. Physiologische Signale, wie z. B. das Atemsignal oder die Herzaktivität, können rückwirkend nach einer MR-Untersuchung zur Sortierung der aufgenommenen MR-Daten dienen, z. B. in verschiedene Atemphasen oder in verschiedene Phasen des Herzzyklus. Folglich sind die Beeinträchtigungen durch die physiologische Bewegung im Allgemeinen in den separierten Datensätzen reduziert.

Zum einen können externe Sensoren diese physiologischen Signale liefern, zum anderen können die physiologischen Signale auch direkt aus den kontinuierlich aufgenommenen MR-Daten gewonnen werden. Im Rahmen dieser Arbeit wird das Atemsignal erstmalig retrospektiv aus den aufgenommenen ^{23}Na -Kernspinsignalen berechnet. Wie beispielsweise in den Arbeiten von Larson et al. [2004], von Hiba et al. [2006] sowie von Feng et al. [2016] wird das Signal jeder Projektion im k -Raum-Zentrum ausgewertet. Das ermittelte Atemsignal dient dann zur Sortierung der aufgenommenen Projektionen in verschiedene Atemphasen. Durch die Verwendung der 3D-*Golden-Angle*-MR-Aufnahme (Abschnitt 3.3.1.4) wird gewährleistet, dass die k -Raum-Abtastung in den resultierenden Teilmengen der aufgenommenen Projektionen näherungsweise gleichmäßig ist [Chan et al., 2009; Resetar et al., 2015]. Die Teilmengen werden dann separat rekonstruiert. Aus einer MR-Aufnahme, die unter freier Atmung stattgefunden hat, können mit dieser Methode mehrere ^{23}Na -MR-Bilder rekonstruiert werden, die verschiedenen Atemphasen zugeordnet werden. Diese Methode wird als intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion bezeichnet.

In diesem Abschnitt wird zunächst die Ermittlung des intrinsischen Atemsignals aus den aufgenommenen MR-Daten beschrieben. Weiterhin wird das intrinsische Atemsignal mit dem extrinsischen Atemsignal verglichen, welches während der MR-Messung mit einem Atemgürt (Abschnitt 3.1.1.1) aufgenommen wurde.

3.5.1 Bestimmung des intrinsischen Atemsignals

Für die ^{23}Na -MR-Aufnahme zur intrinsischen respiratorisch separierten Rekonstruktion werden die dichteangepasste 3D-Radialsequenz (DA-3DPR-Sequenz) von Nagel et al. [2009] und die 3D-*Golden-Angle*-Abtastung des k -Raumes von Chan et al. [2009] verwendet. Wie in Abschnitt 3.3.1.2 beschrieben, beginnt hierbei jede Projektion im k -Raum-Zentrum. Das MR-Signal im k -Raum-Zentrum ist direkt proportional zur Summe der Transversalmagnetisierung, gewichtet mit dem Sende- und dem Empfangsprofil der HF-Spule [Larson et al., 2004]. Das Signal ist daher u. a. mit der Menge an natriumhaltigem Gewebe im sensitiven Bereich der HF-Spule verknüpft [Platt et al., 2017b]. Ändert sich diese Menge im sensitiven Bereich der Spule aufgrund der Atembewegung, so kann das Atemsignal aus dem ^{23}Na -Signal im k -Raum-Zentrum abgeleitet werden [Larson et al., 2004]. Da die Datenaufnahme bei der herkömmlichen DA-3DPR-Sequenz nicht direkt im k -Raum-Zentrum beginnt, sondern erst auf der Flanke des Gradienten, werden zwei zusätzliche Datenpunkte im k -Raum-Zentrum vor Beginn des Gradienten aufgenommen. Diese beiden Datenpunkte werden gemittelt und dienen zur Bestimmung des Atemsignals.

Im Rahmen dieser Arbeit wird das intrinsische Atemsignal bei der *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung der Lunge und des Abdomens unter Verwendung der entwickelten ovalen HF-Birdcage-Spule (4P 1Tx_{opt} 4Rx) untersucht. Es wird eine Repetitionszeit von $TR = 20$ ms angewendet und die Aufnahme einer Projektion wird unmittelbar viermal wiederholt und dann gemittelt ($n_{\text{Mittelung}} = 5$), bevor die nächste Projektion aufgenommen wird. Durch die Mittelung wird das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) der aufgenommenen Projektion erhöht. Hiervon profitiert die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion (Abschnitt 3.3.2.3). Folglich ergibt sich eine zeitliche Auflösung für das intrinsische Atemsignal von $\Delta t_{\text{Zentrum}} = 5 \cdot TR = 100$ ms.

Die Auswertungsschritte zur Berechnung des ^{23}Na -Signals im k -Raum-Zentrum S_{Zentrum} werden nachfolgend kurz zusammengefasst:

1. Mittelung über die beiden Datenpunkte im k -Raum-Zentrum
2. Mittelung über fünf Projektionen ($n_{\text{Mittelung}} = 5$)
3. SOS-Kombination der vier Empfangssignale (Abschnitt 3.3.2.1)

In Abbildung 3.29 sind die resultierenden ^{23}Na -Signalverläufe im k -Raum-Zentrum S_{Zentrum} für ein statisches Phantom und für beispielhafte *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Untersuchungen der Lunge und des Abdomens von Proband₁ dargestellt. Im Vergleich zum Signal des Phantoms zeigen die *In-vivo*-Signale im k -Raum-Zentrum verstärkte Signalschwankungen, die bei der Untersuchung der Lunge im Vergleich stärker ausgeprägt sind als bei der Untersuchung des Abdomens.

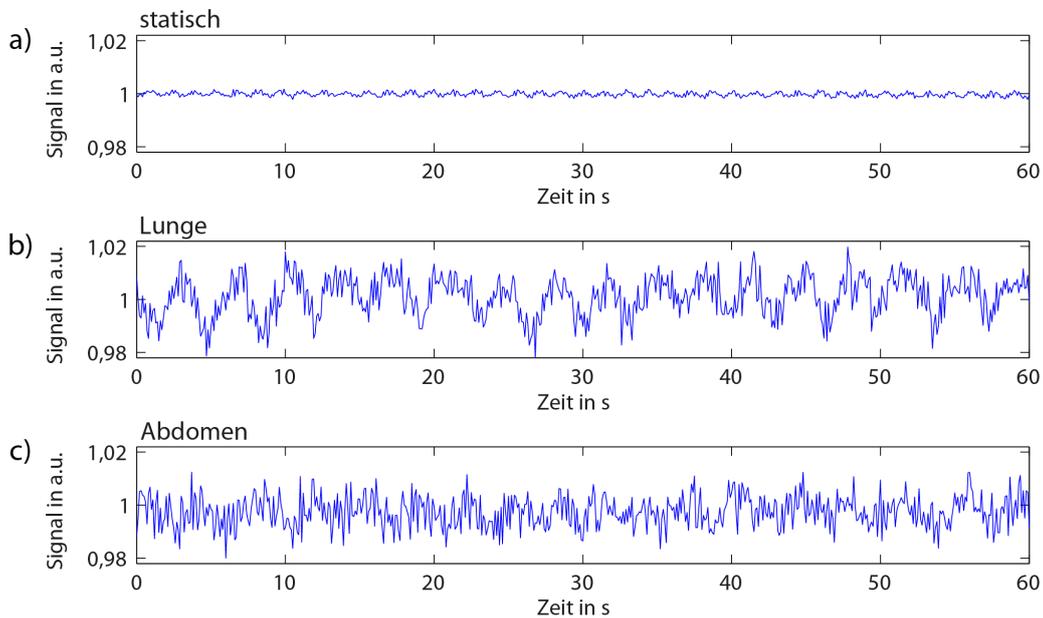


Abbildung 3.29: Zeitliche ^{23}Na -Signale im k -Raum-Zentrum S_{Zentrum} (a) für ein statisches Phantom und für beispielhafte *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Untersuchungen (b) der Lunge (Proband_{1Lunge}) und (c) des Abdomens (Proband_{1Abd}) mit $\Delta t_{\text{Zentrum}} = 5 \cdot TR = 100$ ms. Die *In-vivo*-Signale zeigen verstärkte Signalschwankungen im Vergleich zum Signal des Phantoms. Aufgrund der Atembewegung ändert sich die Menge des natriumhaltigen Gewebes im sensitiven Bereich der HF-Spule und als Folge ändert sich das Signal im k -Raum-Zentrum S_{Zentrum} entsprechend. Bei der Untersuchung (b) der Lunge sind die Signalschwankungen im Vergleich stärker ausgeprägt als bei der Untersuchung des Abdomens (c).

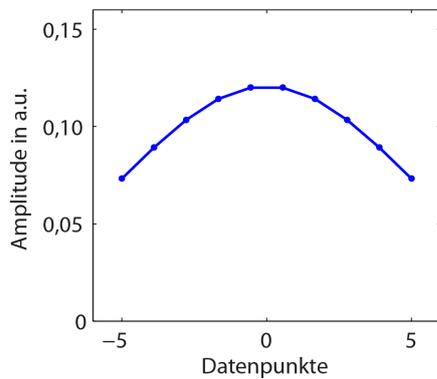


Abbildung 3.30: Gauß-Filter

Durch Filterung des ^{23}Na -Signals im k -Raum-Zentrum S_{Zentrum} wird das intrinsische Atemsignal ermittelt (siehe Abbildung 3.31). Zunächst wird ein Filter ohne Phasenverschiebung [Oppenheim et al., 1999] unter Verwendung eines digitalen Gauß-Filters mit einer Breite von zehn Datenpunkten und einer Varianz von $\sigma^2 = 5^2$ auf das Signal angewendet. Der digitale Gauß-Filter (Abbildung 3.30) wurde wie folgt berechnet:

$$h(x) = \frac{1}{N_{\text{Normierung}}} \exp\left(\frac{-x^2}{2 \cdot \sigma^2}\right) \quad (3.20)$$

$$\text{mit: } \sum_{x=-5}^{x=5} h(x) = 1 \quad (3.21)$$

Das resultierende Signal $S_{\text{Zentrum Gauß}}$ zeigt kein Rauschen mehr. Anschließend wird eine Basislinienkorrektur basierend auf einem Medianfilter mit einer Breite von 50 Datenpunkten durchgeführt ($50 \cdot 100 \text{ ms} = 5 \text{ s}$). Zur Filterung wurde die Software Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) verwendet. Aus der Anwendung dieser beiden Filter resultiert das intrinsische Atemsignal $S_{\text{Zentrum Filter}}$.

Das intrinsische Atemsignal kann dann zur Aufteilung des vollen Datensatzes in mehrere Teilmengen dienen [Platt et al., 2017b]. Im Rahmen dieser Arbeit werden die aufgenommenen Projektionen in zwei Teilmengen sortiert (Abbildung 3.31c):

- D_1 für $S_{\text{Zentrum Filter}} < 0$
 D_1 enthält das Minimum sowie einen Teil der fallenden und steigenden Flanke
- D_2 für $S_{\text{Zentrum Filter}} \geq 0$
 D_2 enthält das Maximum sowie einen Teil der steigenden und fallenden Flanke

Diese beiden Teilmengen werden dem eingeatmeten bzw. dem ausgeatmeten Zustand zugeordnet, wobei die Zuordnung von der Lage des Probanden in der HF-Spule abhängt:

- Fall 1: D_1 eingeatmet, D_2 ausgeatmet
- Fall 2: D_1 ausgeatmet, D_2 eingeatmet

Dies bedeutet weiterhin, dass sich das intrinsische Atemsignal im ersten Fall invers und im zweiten Fall nicht invers zum Signal des Atemgurts verhält.

3.5.2 Bestimmung des extrinsischen Atemsignals

Weiterhin wird während der MR-Untersuchung das extrinsische Atemsignal mit einem Atemgurt (Abschnitt 3.1.1.1) aufgezeichnet, welches zum Vergleich des extrinsischen und des intrinsischen Atemsignals dient. Die zeitliche Auflösung des extrinsischen Atemsignals beträgt 20 ms. Das aufgenommene Atemsignal wird bereits vom Messsystem des MR-Tomographen vorverarbeitet. Hierbei lernt das System anhand der vorhergehenden Schwankungen im Signal

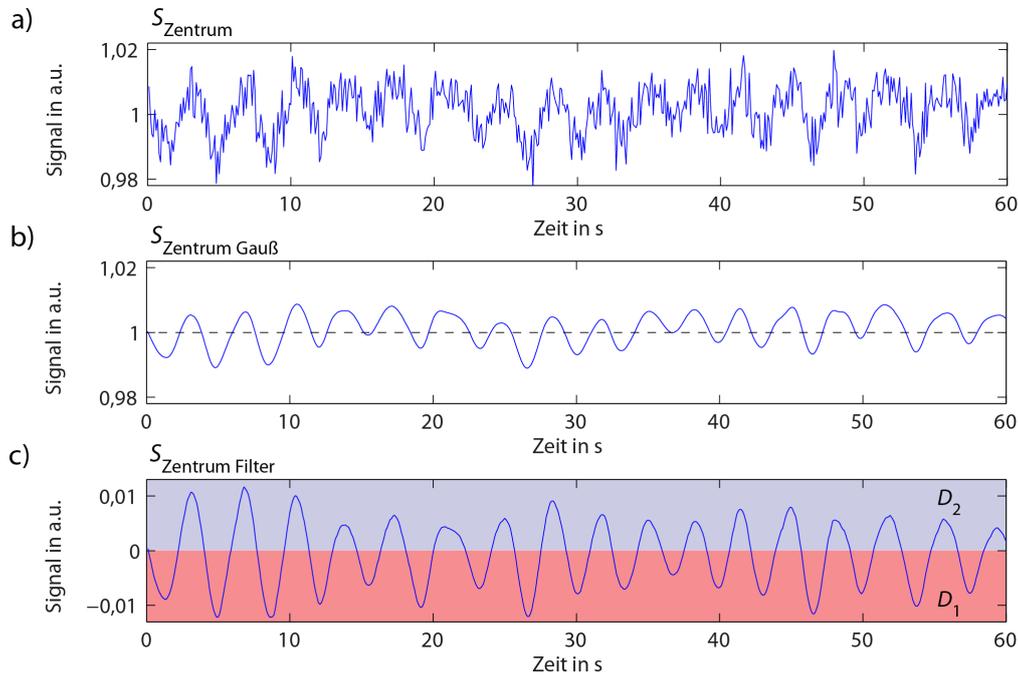


Abbildung 3.31: Bestimmung des intrinsischen Atemsignals sowie Aufteilung des vollen Datensatzes in zwei Teilmengen für Proband₁ Lunge. (a) Der Ausgangspunkt für das intrinsische Atemsignal ist das Signal im k -Raum-Zentrum S_{Zentrum} nach Mittelungen sowie nach SOS-Kombination der vier Empfangssignale. (b) Ein Filter ohne Phasenverschiebung unter Verwendung eines digitalen Gauß-Filters wird auf das Signal angewendet. (c) Weiterhin wird eine Basislinienkorrektur basierend auf einem Medianfilter durchgeführt. Jeder Datenpunkt wird einer von zwei Teilmengen zugeordnet: D_1 für $S_{\text{Zentrum Filter}} < 0$ und D_2 für $S_{\text{Zentrum Filter}} \geq 0$. Für Proband₁ Lunge wird die Teilmenge D_1 dem eingeatmeten Zustand zugeordnet (rot) und D_2 dem ausgeatmeten Zustand (blau).

und skaliert daraufhin das Signal. Infolgedessen wird das Signal verändert und spiegelt daher nicht den genauen Verlauf der Atmung wider.

In Abbildung 3.32 ist das aufgezeichnete Signal des Atemgurts gezeigt. Der dargestellte Ausschnitt entspricht dem Zeitbereich des intrinsischen Signals in Abbildung 3.31. Im ersten Schritt wird das extrinsische Signal über jeweils fünf aufeinanderfolgende Datenpunkte gemittelt, um die gleiche zeitliche Auflösung von 100 ms zu erhalten, mit der das intrinsische Atemsignal ausgewertet wurde.

Um eine gute Vergleichbarkeit zum gefilterten intrinsischen Signal gewährleisten zu können, erfolgt die weitere Auswertung analog zur Auswertung des intrinsischen Signals (Gauß-Filter ohne Phasenverschiebung, Basislinienkorrektur). Aus der Anwendung dieser beiden Filter resultiert das extrinsische Atemsignal $S_{\text{Atemgurt Filter}}$.

Dieses Signal kann dann zur Aufteilung des vollen Datensatzes in mehrere Teilmengen dienen. Hierbei ist das extrinsische Signal des Atemgurts im Vergleich zum eingeatmeten Zustand generell höher als im ausgeatmeten Zustand, da das Luftkissen des Sensors stärker komprimiert wird und so ein höherer Druck im Kissen vorherrscht. Der Verlauf des Signals hängt somit nicht von der individuellen Messung ab. Wie bei der Einteilung anhand des intrinsischen Signals, wurde eine Aufteilung in zwei Teilmengen vorgenommen.

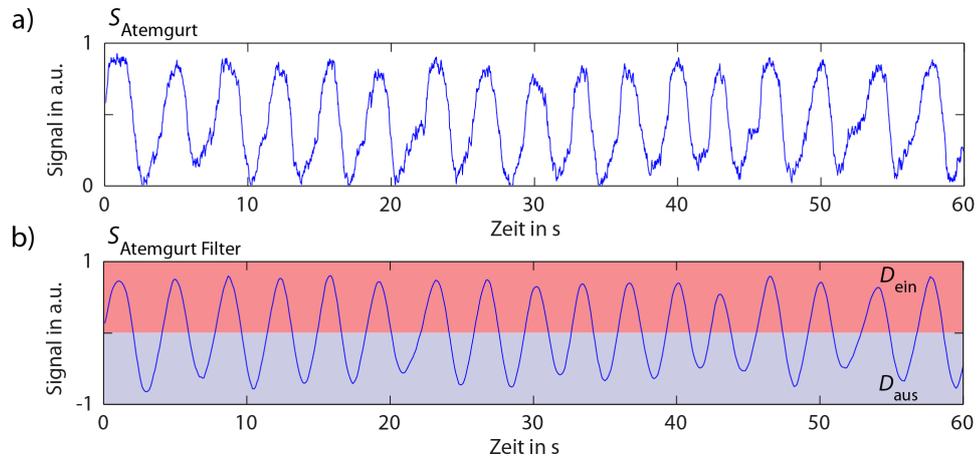


Abbildung 3.32: Bestimmung des extrinsischen Atemsignals sowie Aufteilung des vollen Datensatzes in zwei Teilmengen für Proband_{1 Lunge}. (a) Das extrinsische Vergleichssignal S_{Atemgurt} wurde von einem Atemgurt mit einer zeitlichen Auflösung von 20 ms aufgenommen. (b) Zunächst wird das extrinsische Signal über jeweils fünf Datenpunkte gemittelt, um die gleiche zeitliche Auflösung von 100 ms wie bei dem intrinsischen Atemsignal zu erhalten. Die weitere Ermittlung des gefilterten extrinsischen Signals $S_{\text{Atemgurt Filter}}$ erfolgt wie beim intrinsischen Signal (Gauß-Filter ohne Phasenverschiebung, Basislinienkorrektur). Jeder Datenpunkt wird einer von zwei Teilmengen zugeordnet: D_{aus} für $S_{\text{Atemgurt Filter}} < 0$ (ausgeatmet, blau) und D_{ein} für $S_{\text{Atemgurt Filter}} \geq 0$ (eingeatmet, rot).

Die beiden Teilmengen werden dem ausgeatmeten Zustand („aus“) bzw. dem eingeatmeten Zustand („ein“) zugeordnet:

- D_{aus} für $S_{\text{Atemgurt Filter}} < 0$
 D_{aus} enthält das Minimum, also den Endzustand der Ausatmung, sowie einen Teil der fallenden und steigenden Flanke
- D_{ein} für $S_{\text{Atemgurt Filter}} \geq 0$
 D_{ein} enthält das Maximum, also den Endzustand der Einatmung, sowie einen Teil der steigenden und fallenden Flanke

3.5.3 Vergleich des intrinsischen und des extrinsischen Atemsignals

In Abbildung 3.33 werden das intrinsische und das extrinsische Atemsignal für Proband_{1 Lunge} verglichen. Zunächst fällt auf, dass sich die beiden Signale invers zueinander verhalten. Die Lage der Extremwerte und der Nulldurchgänge im intrinsischen und im extrinsischen Atemsignal zeigen eine gute Übereinstimmung. Die Zuordnung zu den beiden Atemzuständen anhand des intrinsischen bzw. des extrinsischen Atemsignals kann verglichen werden, indem die Anzahl an Datenpunkten N_{gleich} bestimmt wird, die denselben Zuständen zugeordnet wurden. Der Anteil an Projektionen, die denselben Zuständen zugeordnet wurden, wird aus dem folgenden Verhältnis berechnet: $N_{\text{gleich}}/N_{\text{ges}}$. Hierbei steht N_{ges} für die Gesamtzahl an aufgenommenen Projektionen.

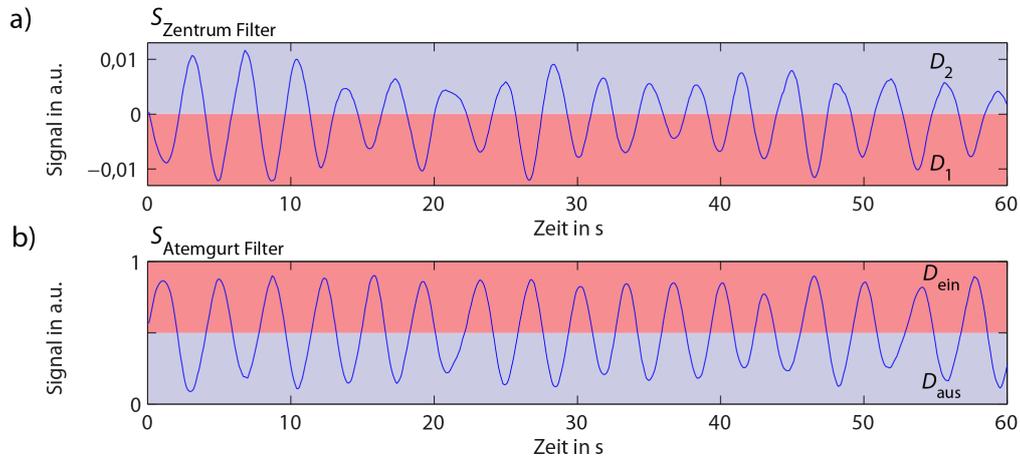


Abbildung 3.33: Vergleich (a) des intrinsischen und (b) des extrinsischen Atemsignals für Proband_{1 Lunge}. Das extrinsisches Vergleichssignal $S_{\text{Atemgurt Filter}}$ zeigt vergleichbare Signalschwankungen wie das intrinsische Atemsignal $S_{\text{Zentrum Filter}}$, wenn auch invers dazu. Die Lage der Extremwerte und der Nulldurchgänge im intrinsischen und im extrinsischen Atemsignal zeigen eine gute Übereinstimmung. Der eingeatmete Zustand ist jeweils in rot dargestellt und der ausgeatmete Zustand in blau.

3.5.4 Untersuchung der Atembewegung

Die räumliche Änderung der Signalverteilung aufgrund der Atembewegung wird mit Hilfe der relativen Signalunterschiede zwischen dem ausgeatmeten und dem eingeatmeten rekonstruierten Bild dargestellt [Platt et al., 2017b]. Hierbei werden die Signalunterschiede relativ zum Signal im eingeatmeten Zustand berechnet (i, j, k : Indizes der Rekonstruktionsmatrix):

$$\frac{\text{Signal}_{\text{ausgeatmet } ijk} - \text{Signal}_{\text{eingeatmet } ijk}}{\text{Signal}_{\text{eingeatmet } ijk}} \quad (3.22)$$

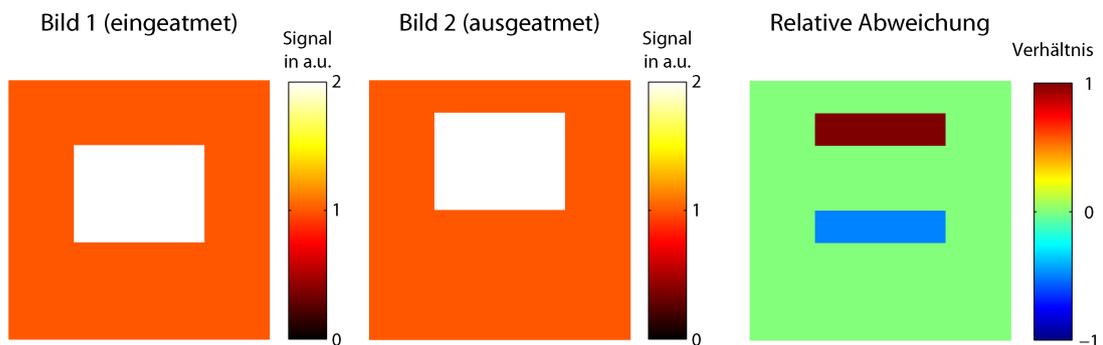


Abbildung 3.34: Modell für die Untersuchung der Atembewegung anhand der relativen Abweichung zwischen dem eingeatmeten und dem ausgeatmeten MR-Bild. Das Objekt mit einem hohen Signal (weiß) kann beispielsweise eine menschlichen Niere darstellen, die sich im ausgeatmeten Zustand weiter in Richtung des Kopfes (cranial) befindet. Für die relative Abweichung (Gleichung 3.22) ergeben sich positive Werte im oberen Randbereich und negative im unteren Randbereich.

3.5. Intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion

In Abbildung 3.34 sind zwei beispielhafte Signalverteilungen dargestellt, die den eingeatmeten und den ausgeatmeten Zustand widerspiegeln sollen. Das viereckige Objekt mit einem hohen Signalwert (weiß) dient beispielsweise als Modell für das ^{23}Na -Signal in der menschlichen Niere, das im Vergleich zum Signal der Umgebung erhöht ist. Diese beiden Organe bewegen sich beim Ausatmen in Richtung des Kopfes (cranial). Für die beiden 2D-Bilder wurde die Verteilung der relativen Signalabweichungen mit Hilfe von Gleichung 3.22 bestimmt. Hierbei ergeben sich positive Werte im oberen Randbereich und negative Werte im unteren Randbereich.

Messungen und Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die durchgeführten Messungen beschrieben sowie die zugehörigen Ergebnisse dargestellt. Zunächst wird die entwickelte Hochfrequenz-Hardware (HF-Hardware), insbesondere deren Optimierung, behandelt. Hierbei werden besonders die HF-Eigenschaften der endgültigen Realisierung der ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule mit optimierter Vierkanal-Einspeisung und vier Empfangskanälen beleuchtet. Weiterhin werden *In-vivo*-Anwendungen der entwickelten HF-Hardware am Abdomen sowie an der Lunge bei 7 Tesla gezeigt. Hierbei wird im Besonderen die Untersuchung der Nierenphysiologie vorgestellt sowie die Möglichkeit, das ^{23}Na -Kernspinsignal retrospektiv zur Aufteilung der aufgenommenen MR-Daten in verschiedene Atemphasen zu nutzen, um Verwischungen im Bild zu reduzieren.

4.1 Hochfrequenz-Hardware

4.1.1 Optimierung der ^{23}Na -HF-Körperspule

Das Konzept und die Komponenten der entwickelten ^{23}Na -HF-Körperspule sind in den Abschnitten 3.1.2.1 bis 3.1.2.7 detailliert erläutert. Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit den Sende- und Empfangseigenschaften der drei Konfigurationen der ^{23}Na -HF-Körperspule:

- Zweikanal-Einspeisung 2P 1Tx 1Rx
- Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx 1Rx
- optimierte Vierkanal-Einspeisung mit vier Empfangskanälen 4P 1Tx_{opt} 4Rx

Anhand von Kartierungen des Sendefeldes (B_1^+) und des Empfangsfeldes (B_1^-) wird nachfolgend gezeigt, in welchem Maße die ovale ^{23}Na -HF-Körperspule von den Hardware-Anpassungen profitiert [Platt et al., 2017a].

4.1.2 Sende- und Empfangsfelder der drei Spulenkfigurationen

Die Kartierung des Sendefeldes ($B_{1\text{Karte}}^+$ bzw. α_{Karte}) wurde für die drei Spulenkfigurationen mit der *Double-Angle*-Methode (Abschnitt 3.3.1.3) durchgeführt. Hierfür wurden jeweils zwei MR-Aufnahmen (Bild 1, Bild 2) von einem homogenen Körperphantom (MR-Phantom, Abschnitt 3.1.2.9) mit der dichteangepassten 3D-Radialsequenz (Abschnitt 3.3.1.2) akquiriert, die anschließend mit der nicht-uniformen schnellen Fouriertransformation (NUFFT, Abschnitt 3.3.2.2) rekonstruiert wurden. Bei der Rekonstruktion wurde kein Filter und kein Auffüllen der Rekonstruktionsmatrix mit Nullen angewendet. Bei der Spulenkfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx mit vier Empfangskanälen wurde eine SOS-Kombination (Abschnitt 3.3.2.1) der vier Empfangssignale durchgeführt.

Tabelle 4.1: Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter für eine Kartierung der Sendefelder (B_1^+) der drei Spulenkonfigurationen mit der *Double-Angle*-Methode

Spulen- konfiguration	Bild 1		Bild 2		Nominelle Auflösung	Rekonstruktions- matrix
	α_1	$t_{\text{Puls 1}}$	$2 \cdot \alpha_1$	$t_{\text{Puls 2}}$		
2P 1Tx 1Rx	55°	1 ms	110°	2 ms	(9 mm) ³	(44) ³
4P 1Tx 1Rx	55°	1 ms	110°	2 ms	(10 mm) ³	(40) ³
4P 1Tx _{opt} 4Rx	45°	1 ms	90°	2 ms	(10 mm) ³	(40) ³

Einige der verwendeten Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter sind in Tabelle 4.1 aufgelistet und weitere Parameter waren:

- Echozeit $TE = 1,05$ ms
- Repetitionszeit $TR = 250$ ms ($TR \gg T_1$)
- Projektionszahl bei der Zweikanal-Einspeisung: $N_{\text{Projek}} = 6\,000$
- Projektionszahlen bei beiden Vierkanal-Einspeisungen: $N_{\text{Projek}} = 10\,000$
- Messzeit bei der Zweikanal-Einspeisung: $t_{\text{Akq}} = 2 \cdot 25$ min
- Messzeit bei beiden Vierkanal-Einspeisungen: $t_{\text{Akq}} = 2 \cdot (41 \text{ min} + 40 \text{ s})$

Die Bestimmung der Flipwinkelkarten α_{Karte} erfolgte mit der *Double-Angle*-Methode (Gleichung 3.11). Die ermittelten relativen Flipwinkelkarten α_{rel} der drei Spulenkonfigurationen sind in Abbildung 4.1 dargestellt. Relativ bedeutet hier, dass die berechnete Flipwinkelkarte α_{Karte} durch den eingestellten Flipwinkel α_1 (englisch *target flip angle*) geteilt wurde. Ein Wert von 1 bedeutet, dass an dieser Stelle genau der eingestellte Winkel erreicht wird. Das Rauschen in der Flipwinkelverteilung α_{Karte} der Zweikanal-Einspeisung 2P 1Tx 1Rx ist aufgrund der geringeren Zahl an aufgenommenen Projektionen ($N_{\text{Projek}} = 6\,000$) höher als bei den beiden Vierkanal-Einspeisungen ($N_{\text{Projek}} = 10\,000$).

Die qualitative Betrachtung der Verteilungen ergibt, dass die Inhomogenität des Sendefeldes über die drei Entwicklungsschritte der ovalen ²³Na-HF-Birdcage-Spule abnimmt. Bei der Zweikanal-Einspeisung 2P 1Tx 1Rx ist das Sendefeld im linken Bereich des transversalen und coronalen Bildes deutlich erhöht und fällt nach rechts hin stark ab. Durch die Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx 1Rx fallen die Werte der relativen Flipwinkel α_{rel} von links nach rechts im transversalen und coronalen Bild weniger stark ab.

Wie in Abschnitt 3.1.2.7 beschrieben, wurden im nächsten Schritt die Sendephasen angepasst, mit dem Ziel eine möglichst punktsymmetrische transversale Verteilung des Sendefeldes zu erhalten und somit die Homogenität in einer zentralen Region (englisch *region of interest*, ROI) zu erhöhen. Die optimierte Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx_{opt} 4Rx zeigt eine relativ gleichmäßige Verteilung des Sendefeldes im Vergleich zu den anderen beiden Konfigurationen und die transversale Verteilung des Sendefeldes ist in etwa punktsymmetrisch zum Zentrum der HF-Spule. Im transversalen Schnitt tritt im rechten oberen Bereich eine leichte Erhöhung des Feldes auf.

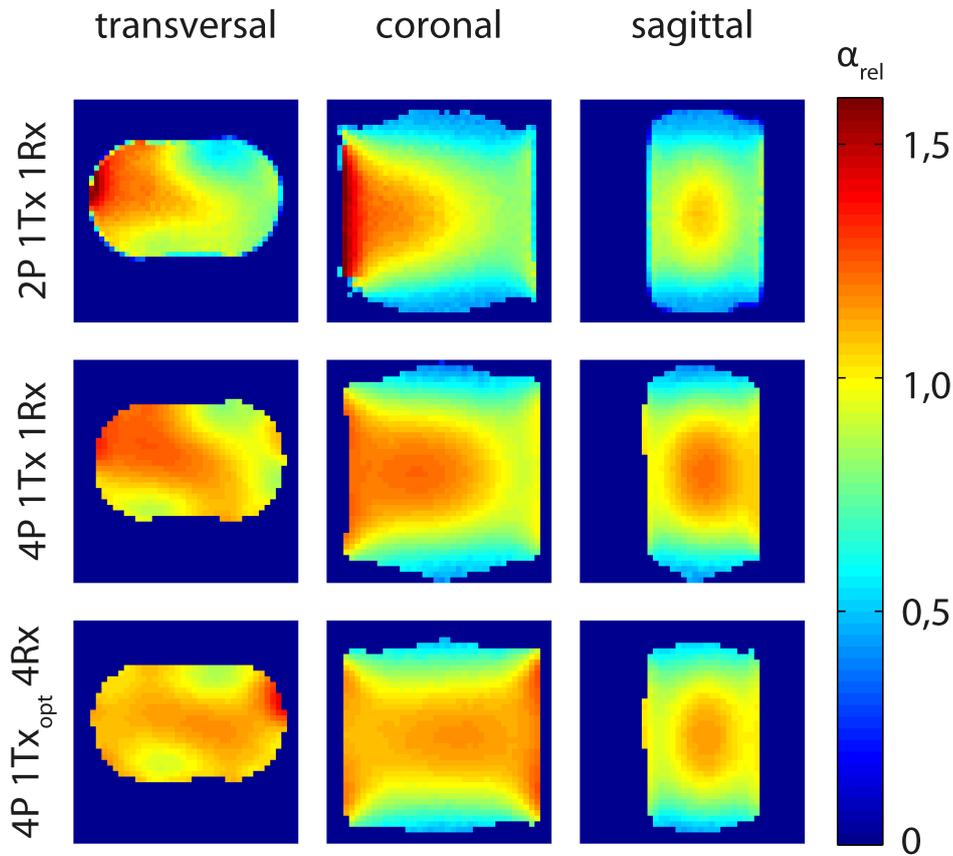


Abbildung 4.1: Verteilungen der relativen Flipwinkel α_{rel} der drei Spulenkonfigurationen in einem Körperphantom. Die mit der *Double-Angle*-Methode berechnete Flipwinkelkarte α_{Karte} wurde jeweils durch den eingestellten Flipwinkel α_1 (englisch *target flip angle*) geteilt. Aus diesen drei Verteilungen folgt, dass die Inhomogenität des Sendefeldes über die drei Entwicklungsschritte der ovalen ²³Na-HF-Birdcage-Spule (oben, mittig, unten) abnimmt. Die optimierte Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx_{opt} 4Rx zeigt eine relativ gleichmäßige Verteilung des Sendefeldes im Vergleich zu den anderen beiden Konfigurationen. Im transversalen Schnitt ist die Verteilung in etwa punktsymmetrisch zum Zentrum.

Zur Beurteilung der Homogenität wurden für die Sendefeldverteilungen der beiden Vierkanal-Spulenkonfigurationen jeweils die Variationskoeffizienten (englisch *coefficient of variation*, *CV*) in zwei zentralen relevanten Bereichen (ROIs) mit verschiedenen Ausdehnungen in *z*-Richtung bestimmt [Platt et al., 2017a]. Der Variationskoeffizient dient hierbei als Maß für die relative Streuung innerhalb der jeweiligen Verteilung und wird wie folgt berechnet:

$$CV = \frac{\text{std}}{\bar{x}} \quad \text{std: Standardabweichung, } \bar{x}: \text{Mittelwert} \quad (4.1)$$

Die Variationskoeffizienten der Sendefeldverteilungen $CV(\alpha_{\text{rel}})$ sind in Tabelle 4.2 aufgeführt und werden auch als relative Flipwinkelfehler (in %) bezeichnet. Bei der optimierten Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx_{opt} 4Rx sind die relativen Flipwinkelfehler $CV(\alpha_{\text{rel}})$ geringer als bei der Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx 1Rx, wobei der relative Flipwinkelfehler in der kleinen ROI durch die Optimierung der Sendephasen um ca. 43% reduziert wird. Folglich profitiert die Sendefeldverteilung deutlich von den beiden Optimierungsschritten.

Tabelle 4.2: Variationskoeffizienten als Maß für die relative Streuung innerhalb der Sendefeld- und Empfangsfeldverteilungen. Die Variationskoeffizienten CV wurden in zwei zentralen relevanten Bereichen (ROIs) mit verschiedenen Ausdehnungen in z -Richtung bestimmt. Die Größe der ROIs beträgt $230 \text{ mm} \times 130 \text{ mm} \times \Delta z$ mit $\Delta z = 100 \text{ mm}$ bzw. $\Delta z = 200 \text{ mm}$.

Spulen- konfiguration	Zentrale Region	Senden $CV(\alpha_{\text{rel}})$ in %	Empfangen $CV(B_1^-)$ in %
4P 1Tx 1Rx	kleine ROI	8,6	9,5
4P 1Tx _{opt} 4Rx	kleine ROI	4,9	4,5
4P 1Tx 1Rx	große ROI	9,8	11,5
4P 1Tx _{opt} 4Rx	große ROI	7,0	8,0

Aus je einem der beiden aufgenommenen Bilder (z. B. Bild 1) sowie aus der ermittelten Flipwinkelkarte α_{Karte} wurde die zugehörige Verteilung des Empfangsfeldes $B_{1\text{ Karte}}^-$ berechnet (Gleichung 3.15). Die Verteilungen der ermittelten relativen Empfangssensitivitäten $B_{1\text{ rel}}^-$ der beiden Vierkanal-Spulenkonfigurationen sind in Abbildung 4.2 gezeigt. Die Karten wurden auf ihr jeweiliges Maximum skaliert. Bei der Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx werden die vier Empfangssignale der HF-Spule durch die HF-Hardware kombiniert (Abschnitt 3.1.2.6); bei der optimierten Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx werden die vier Empfangssignale der HF-Spule aufgezeichnet und anschließend wird das Gesamtsignal mit der SOS-Kombination (Abschnitt 3.3.2.1) berechnet.

Die qualitative Betrachtung der Verteilungen zeigt, dass die Inhomogenität der Empfangssensitivität durch die Hardware-Erweiterung auf vier Empfangskanäle reduziert wird. Die $B_{1\text{ rel}}^-$ -Verteilung der Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx verhält sich ähnlich wie deren α_{rel} -Verteilung, wobei die Verteilungen in etwa spiegelsymmetrisch zur yz -Ebene sind (Abschnitt 2.3.1.1, [Collins et al., 2002]). In der Verteilung der Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx fallen die $B_{1\text{ rel}}^-$ -Werte von rechts nach links im transversalen und coronalen Bild ab. Die Verteilung der Empfangssensitivität, die aus den vier Empfangssignalen der Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx folgt, ist relativ gleichmäßig. Da für die vier Empfangskanäle eine SOS-Kombination angewendet wurde, ist hier kein spiegelsymmetrisches Verhalten zur yz -Ebene zu erwarten.

Zur Beurteilung der Homogenität wurden wie bereits für die Sendefeldverteilungen die Variationskoeffizienten CV in zwei zentralen relevanten Bereichen (ROIs) der $B_{1\text{ rel}}^-$ -Verteilung als Maß für die relative Streuung innerhalb der jeweiligen Verteilung bestimmt (Gleichung 4.1). Diese CV -Werte sind ebenfalls in Tabelle 4.2 aufgeführt. Bei der optimierten Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx sind die Variationskoeffizienten $CV(B_{1\text{ rel}}^-)$ geringer als bei der Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx, wobei der CV -Wert in der kleinen ROI durch die Aufnahme von vier Empfangssignalen um ca. 53 % reduziert wird. Folglich profitiert die Verteilung der Empfangssensitivität deutlich von der Erweiterung der HF-Empfangskette auf vier Empfangskanäle.

Die Verbesserung der Homogenität in den Sende- und Empfangsfeldern geht allerdings einher mit einer Erhöhung der benötigten HF-Leistung und somit mit einer höheren Referenzspannung U_{Ref} (Abschnitt 3.3.1.1). In Tabelle 4.3 ist der Anstieg für eine Beladung mit dem MR-Phantom und für *In-vivo*-Anwendungen gezeigt.

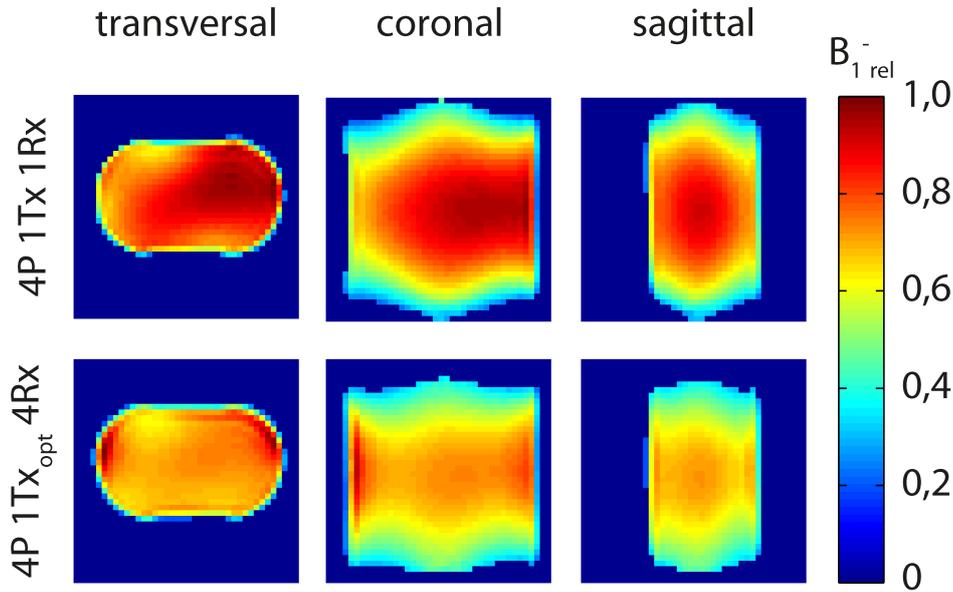


Abbildung 4.2: Verteilung der relativen Empfangssensitivitäten $B_{1,rel}^{-}$ der beiden Vierkanal-Spulenkonfigurationen in einem Körperphantom. Die $B_{1,rel}^{-}$ -Verteilungen wurden aus der berechneten Flipwinkelkarte α_{Karte} sowie aus der Signalverteilung eines aufgenommenen Bildes bestimmt. Weiterhin wurden die Verteilungen auf ihr Maximum normiert. In der Verteilung der Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx fallen die $B_{1,rel}^{-}$ -Werte von rechts nach links im transversalen und coronalen Bild ab. Somit verhält sich die $B_{1,rel}^{-}$ -Verteilung der Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx ähnlich wie deren α_{rel} -Verteilung (Abbildung 4.1), wobei sie sich in etwa spiegelsymmetrisch zur yz -Ebene verhalten. Die Inhomogenität in der Verteilung der Empfangssensitivität wird durch die Erweiterung der Hardware auf vier Empfangskanäle merklich reduziert.

Durch die Erweiterung der HF-Hardware von zwei auf vier Einspeisestellen steigt die Referenzspannung im Phantom von ca. 1100 V auf ca. 1500 V. Durch die zusätzliche Optimierung der Sendephasen sowie durch das Einfügen von vier Sende-Empfangs-Weichen steigt die Referenzspannung im Phantom auf ca. 1800 V und für *In-vivo*-Anwendungen von ca. 1150 V auf ca. 1400 V.

Tabelle 4.3: Anstieg der benötigten HF-Leistung und folglich der Referenzspannung U_{Ref} , welcher einhergeht mit der Erweiterung der HF-Spule und deren HF-Sende- und Empfangskette.

Spulenkonfiguration	Beladung	U_{Ref} in V	P_{Ref} in W	$P_{Ref}/P_{Ref\ 4P\ opt}$
2P 1Tx 1Rx	MR-Phantom	≈ 1100	$\propto (1100)^2$	$\approx 37\%$
4P 1Tx 1Rx	MR-Phantom	≈ 1500	$\propto (1500)^2$	$\approx 69\%$
4P 1Tx _{opt} 4Rx	MR-Phantom	≈ 1800	$\propto (1800)^2$	100%
4P 1Tx 1Rx	Mensch	(1100 – 1200)	$\propto (1150)^2$	$\approx 67\%$
4P 1Tx _{opt} 4Rx	Mensch	(1300 – 1500)	$\propto (1400)^2$	100%

4.1.3 Sende- und Empfangseigenschaften der optimierten Vierkanal-Spulenkonfiguration

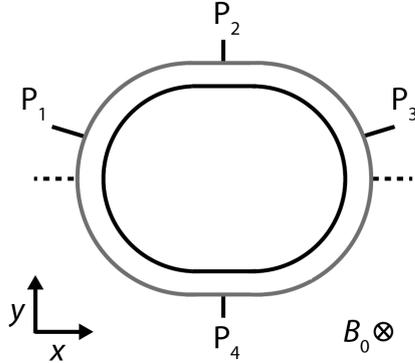


Abbildung 4.3: Einspeisestellen der optimierten Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx

Da die optimierte Vierkanal-Spulenkonfiguration von den drei untersuchten Konfigurationen die höchste Homogenität des Sende- sowie des Empfangsfeldes bietet, werden deren Sende- und Empfangseigenschaften im Folgenden näher beleuchtet. Zunächst wurden die Streuparameter (Abschnitt 2.3.2) der ovalen Vierkanal-Birdcage-Spule an den vier auf $50\ \Omega$ angepassten Anschlüssen (Abbildung 4.3) mit einem Netzwerkanalysator (E5061A, Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA) im MR-Tomographen gemessen. Hierbei wurde ein Körperphantom als eine zum menschlichen Körper vergleichbare Beladung der HF-Spule verwendet (Abschnitt 3.1.2.9).

Die ermittelten Reflexions- und Transmissionsfaktoren sind in Tabelle 4.4 aufgelistet. Für die Reflexionsfaktoren der vier Spulenanschlüsse gilt $S_{ii} < -16\ \text{dB}$, also wird weniger als 2,5% der Leistung reflektiert. Die Transmissionsfaktoren direkt benachbarter Anschlüsse, z. B. S_{12} , betragen $S_{ij} < -9\ \text{dB}$. Dies entspricht einer transmittierten Leistung von weniger als 13% der Leistung zum direkt benachbarten Anschluss. Die gegenüberliegenden Anschlüsse sind mit einem Transmissionsfaktor von $S_{ij} \approx -5,5\ \text{dB}$ relativ stark miteinander verkoppelt. Dies bedeutet, dass ca. 28% der applizierten Leistung durch Verkopplung mit dem gegenüberliegenden Anschluss zum Verstärker bzw. zu den $50\ \Omega$ -Abschlusswiderständen fließen und nicht zur Kernspinanregung zur Verfügung stehen. Diese hohen Kopplungsverluste stehen in Zusammenhang mit den hohen Referenzspannungen der Vierkanal-Einspeisungen (Tabelle 4.3). Im Empfangsfall wird durch Vorverstärkerentkopplung [Roemer et al., 1990] die Kopplung zwischen den Anschlüssen reduziert (Abschnitt 3.1.2.7).

Tabelle 4.4: Streuparameter der ovalen Vierkanal-Birdcage-Spule, gemessen an den vier auf $50\ \Omega$ angepassten Anschlüssen im MR-Tomographen. Die Spule wurde mit dem MR-Phantom (Abschnitt 3.1.2.9) beladen.

S_{ij}	S_{i1}	S_{i2}	S_{i3}	S_{i4}
S_{1j}	-21,9 dB	-9,3 dB	-5,5 dB	-9,6 dB
S_{2j}	-9,3 dB	-16,8 dB	-9,1 dB	-5,6 dB
S_{3j}	-5,5 dB	-9,1 dB	-19,0 dB	-10,3 dB
S_{4j}	-9,6 dB	-5,6 dB	-10,3 dB	-19,6 dB

4.1.3.1 Validierung des Simulationsmodells der ^{23}Na -Körperspule

Zur Validierung des Simulationsmodells der ^{23}Na -Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx werden die simulierten und die gemessenen B_1^+ -Verteilungen in einem Phantom (MR-Phantom, Abschnitt 3.1.2.9) qualitativ verglichen. Die Beschreibung der Simulation der elektromagnetischen Felder der HF-Spule (abgekürzt EM-Simulationen) befindet sich in Abschnitt 3.2.

Die simulierten Streuparameter der vier Einspeisestellen wurden zunächst an die gemessenen Streuparameter (Tabelle 4.4) angeglichen, indem die Kapazitäts- und Induktivitätswerte in der Netzwerk-Ko-Simulation (Abschnitt 3.2) angepasst wurden. Anschließend wurden für das so an die reale Spule angepasste Simulationsmodell die Verteilungen des Sende- und des Empfangsfeldes berechnet.

Sendefall Bei der Simulation des Sendefalls wurden vier Signale mit den angepassten Sendephasen (-17° , -124° , -197° , -270°) appliziert. Die in der Simulation applizierte HF-Sendeleistung wurde entsprechend der HF-Sendeleistung P_{appl} während der MR-Messung gewählt, welche mit Hilfe eines Richtkopplers gemessen wurde (Abschnitt 3.1.2.8). Die gemessene mittlere HF-Sendeleistung am Spulensteckplatz $P_{\text{appl Stecker}}$ während der MR-Messung mit $\alpha_1 = 45^\circ$ betrug 9,7 W (HF-Sendeleistung während des Pulses ca. 2,4 kW). Für die mittlere gesamte HF-Sendeleistung an den vier Einspeisestellen $P_{\text{appl Ports}}$ gilt (Gleichung 3.4):

$$P_{\text{appl Ports}} = P_{\text{appl Stecker}} \cdot 10^{-1,2/10} = 7,4 \text{ W} \quad (4.2)$$

Die applizierte HF-Leistung während des HF-Pulses $P_{\text{appl Ports Puls}}$ ergibt sich wie folgt aus dem Aussteuergrad des HF-Pulses DC (Gleichung 3.13):

$$P_{\text{appl Ports Puls}} = \frac{P_{\text{appl Ports}}}{DC} = \frac{P_{\text{appl Ports}} \cdot TR}{t_{\text{Puls}}} \quad (4.3)$$

$$= \frac{P_{\text{appl Ports}} \cdot 250 \text{ ms}}{1 \text{ ms}} = 1,85 \text{ kW} \quad (4.4)$$

An den vier Einspeisestellen der Vierkanal-HF-Spule in der EM-Simulation werden daher jeweils $P_{\text{appl Ports Puls}}/4 = (1,85/4) \text{ kW}$ appliziert. Die resultierende simulierte B_1^+ -Verteilung in μT (B_0 in $(-z)$ -Richtung) ist in Abbildung 4.4 dargestellt („Simulation“), ebenso wie die gemessene B_1^+ -Verteilung in μT („Messung“), die aus der relativen Flipwinkelverteilung α_{rel} in Abbildung 4.1 bestimmt wurde (Abschnitt 3.12).

Empfangsfall Bei der Simulation des Empfangsfalls werden die H -Feldverteilungen für die vier Einspeisestellen der HF-Spule einzeln berechnet, indem jeweils ein Signal an einer Einspeisestelle angelegt wird. Aufgrund der Transformationen der Eingangsimpedanzen der Vorverstärker betragen die Impedanzen an den Einspeisestellen im Empfangsfall 400Ω (Abschnitt 3.1.2.7). Die Quellimpedanzen in der Netzwerk-Ko-Simulation (Abschnitt 3.2) wurden entsprechend gewählt.

Die Empfangssensitivität eines Kanals i wurde aus der B_{1i}^+ -Verteilung bestimmt, wobei in diesem Fall die magnetische Induktionsflussdichte B_0 des statischen Magnetfeldes in $(+z)$ -Richtung zeigte, also entgegengesetzt zur B_0 -Richtung in der Realität. Analog zur Rekonstruktion der vier Empfangssignale wurde die kombinierte Verteilung der Empfangssensitivität der vier Kanäle aus den vier einzelnen B_{1i}^+ -Verteilungen mit Hilfe der SOS-Kombination bestimmt (Abschnitt 3.3.2.1). In Abbildung 4.4 ist ebenfalls die Verteilung der relativen simulierten Empfangssensitivität $B_{1\text{rel}}^-$ dargestellt („Simulation“), wobei relativ bedeutet, dass die Verteilung auf ihr Maximum skaliert wurde. Um einen direkten Vergleich zur gemessenen Verteilung der Empfangssensitivität zu ermöglichen, wurden die Verteilungen aus Abbildung 4.2 hier noch einmal gezeigt („Messung“).

Vergleich der gemessenen und der simulierten Sendefeld- und Empfangsfeldverteilungen

Aus der qualitativen Betrachtung der Verteilungen in Abbildung 4.4 folgt, dass die simulierten und die gemessenen Sendefeldverteilungen und relativen Empfangsfeldverteilungen gut übereinstimmen. Zum quantitativen Vergleich der gemessenen und der simulierten Verteilungen wurden wie zuvor die Variationskoeffizienten CV in den zwei relevanten Bereichen (ROIs) bestimmt ([Platt et al., 2017a], Gleichung 4.1, Tabelle 4.5). In der kleinen ROI liegen die CV -Werte zwischen 4,0% und 5,7% und in der großen ROI zwischen 6,7% und 8,0%, wobei die gemessenen $CV(\alpha_{\text{rel}})$ -Werte etwas geringer sind als die simulierten und die gemessenen $CV(B_1^-)$ -Werte etwas höher als die simulierten.

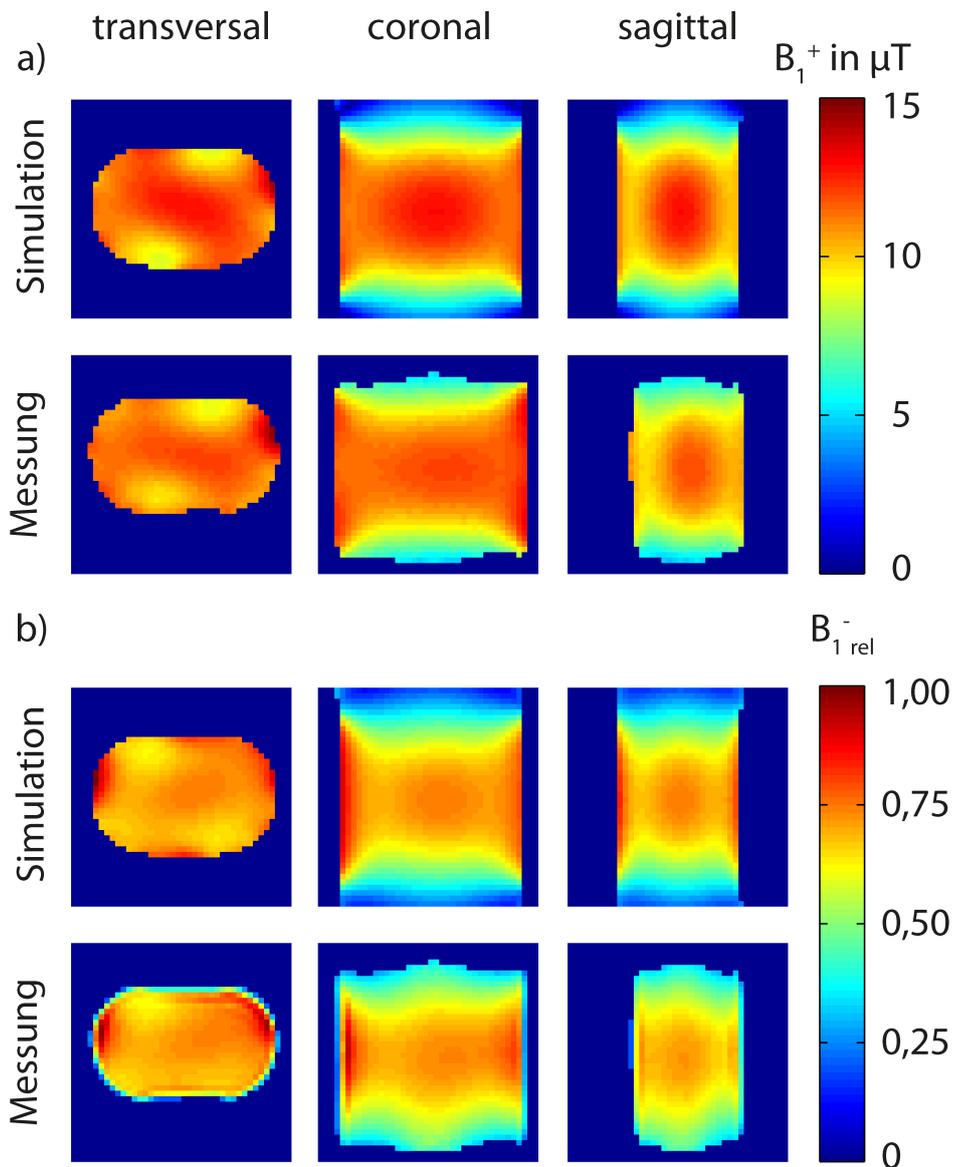


Abbildung 4.4: Vergleich der simulierten und gemessenen (a) Sendefeldverteilungen (B_1^+) und (b) relativen Empfangsfeldverteilungen (B_1^-) der Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx. Die simulierten und die gemessenen Verteilungen zeigen eine gute Übereinstimmung. In einem relevanten Bildbereich mit einer Größe von (23 cm × 13 cm × 10 cm) wurde ein mittleres Sendefeld B_1^+ von (12,53 ± 0,71) µT in der Simulation und von (11,97 ± 0,59) µT in der Messung ermittelt.

Tabelle 4.5: Variationskoeffizienten als Maß für die relative Streuung innerhalb der gemessenen und simulierten Sende- und Empfangsfeldverteilungen der Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx. Die Variationskoeffizienten CV wurden in zwei zentralen relevanten Bereichen (ROIs) mit verschiedenen Ausdehnungen in z -Richtung bestimmt. Die Größe der ROIs beträgt $230\text{ mm} \times 130\text{ mm} \times \Delta z$ mit $\Delta z = 100\text{ mm}$ bzw. $\Delta z = 200\text{ mm}$.

Zentrale Region	Senden		Empfangen	
	$CV(B_1^+)$ in %		$CV(B_1^-)$ in %	
	Messung	Simulation	Messung	Simulation
kleine ROI	4,9	5,7	4,5	4,0
große ROI	7,0	7,5	8,0	6,7

Weiterhin wurden das simulierte und das gemessene B_1^+ -Feld entlang der drei zentralen Achsen verglichen (Abbildung 4.5). Die Verläufe zeigen eine gute Übereinstimmung. Es wurden die Abweichungen zwischen Simulation und Messung $\Delta B_1^+ = |B_1^+(\text{Simulation}) - B_1^+(\text{Messung})|$ bestimmt. Die mittlere und die maximale relative Abweichung betragen 5,5% und 14,0%. Wie in der Arbeit von Fiedler et al. [2017a] dient die maximale relative Abweichung zur Abschätzung der Unsicherheit der EM-Simulation (Unsicherheitsfaktor $u_{\max} = 1,14$).

4.1.3.2 Sicherheitsbetrachtung der ^{23}Na -Körperspule

Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit der Bestimmung der maximal zulässigen mittleren Hochfrequenzleistung bei einer *In-vivo*-Anwendung der entwickelten HF-Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx. Zur Untersuchung realitätsnaher elektromagnetischer Verteilungen im menschlichen Körper wurden vier EM-Simulationen mit heterogenen Körpermodellen durchgeführt: zum einen mit einem weiblichen Körpermodell und zum anderen mit einem männlichen Körpermodell (Abschnitt 3.2.2). Außerdem wurden abhängig von der Untersuchungsregion der Abdomen oder die Lunge im Zentrum der Spule positioniert.

Es wurden die SAR-Kriterien für Volumen- sowie für lokale Spulen untersucht (Abschnitt 2.3.1.6). Zu diesem Zweck wurden die folgenden Parameter in den Simulationen bestimmt: globales SAR ($SAR_{\text{global Sim}}$), Teilkörper-SAR ($SAR_{\text{Tk Sim}}$), exponierte Masse des Teilkörpers (m_{Tk}), maximales lokales SAR ($SAR_{\text{max lokal Sim}}$) und applizierte HF-Leistung P_{Sim} . Zur Bestimmung des Teilkörper-SAR wurde eine z -Ausdehnung von 25 cm ausgewertet.

Mit Hilfe der Gleichungen 3.6 bis 3.9 wurde ermittelt, dass für die vier durchgeführten EM-Simulationen die Begrenzung des lokalen SAR kritischer war als die Begrenzung des globalen oder des Teilkörper-SAR. Aus der Betrachtung des globalen SAR ergaben sich maximal zulässige mittlere HF-Leistungen zwischen 280 W und 329 W und aus der Betrachtung des Teilkörper-SAR zwischen 337 W und 395 W.

Die resultierenden maximal zulässigen mittleren HF-Leistungen, die sich basierend auf dem lokalen SAR ergaben, wurden in Tabelle 4.6 aufgeführt. In der rechten Spalte wurden der Unsicherheitsfaktor der EM-Simulation $u_{\max} = 1,14$ (Abschnitt 4.1.3.1) sowie die Verluste in der HF-Sende- und Empfangskette von $-1,2\text{ dB}$ (Gleichung 3.4) beachtet. Die geringste maximal zulässige mittlere Hochfrequenzleistung betrug $P_{\text{HF max}} = 121\text{ W}$.

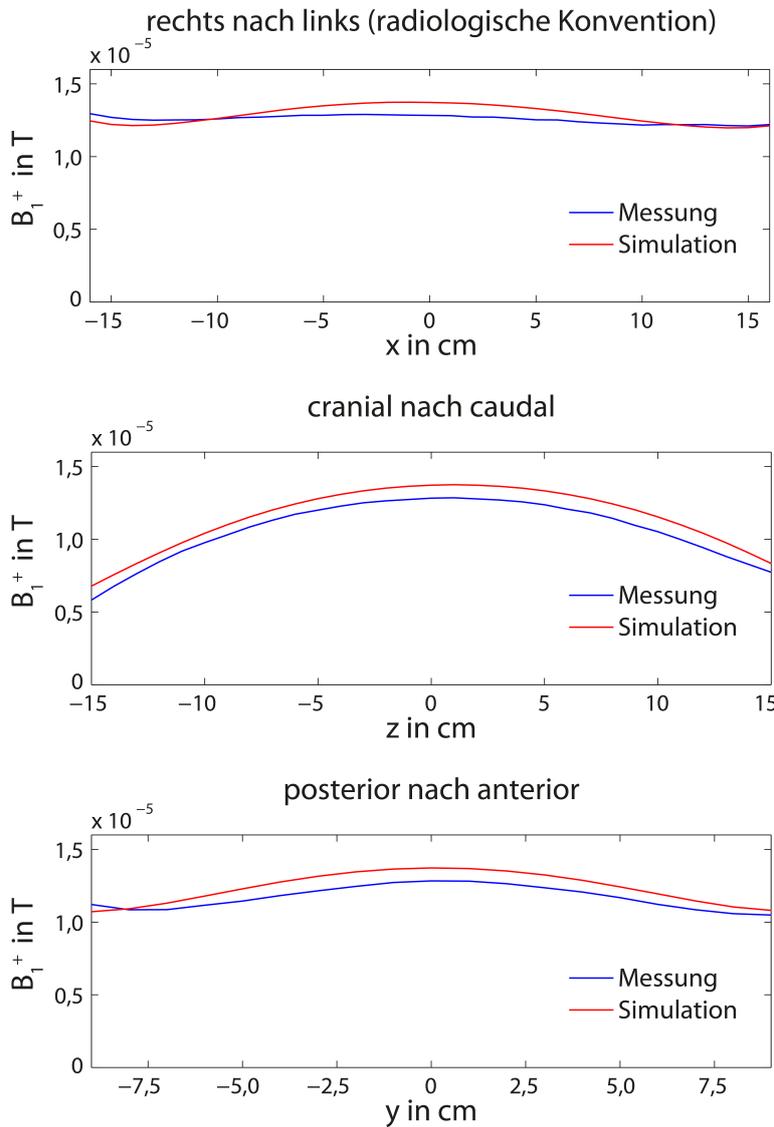


Abbildung 4.5: Vergleich der Verläufe des simulierten und des gemessenen B_1^+ -Feldes entlang der drei zentralen Achsen durch das Zentrum der HF-Spule. Die mittlere absolute Abweichung zwischen Simulation und Messung über die drei dargestellten Verläufe beträgt 5,5% und die maximale Abweichung 14,0%.

Tabelle 4.6: Maximal zulässige mittlere HF-Leistungen $P_{\text{lokal max}}$, ermittelt aus den vier durchgeführten EM-Simulationen mit heterogenen Körpermodellen. Die Leistungswerte wurden basierend auf dem maximalen lokalen SAR bestimmt (Gleichung 3.8). Zur Berechnung wurde der SAR-Grenzwert der normalen Betriebsart gewählt ($SAR_{\text{lokal Limit}} = 10 \text{ W kg}^{-1}$). In der letzten Spalte ist die maximal zulässige mittlere HF-Leistung angegeben, die am Spulenstecker in der normalen Betriebsart appliziert werden darf. Hier gehen der Unsicherheitsfaktor $u_{\text{max}} = 1,14$ sowie die Verluste von $-1,2 \text{ dB}$ ein.

Körpermodell	Körperregion	$P_{\text{lokal max}}$	$\frac{P_{\text{lokal max}}}{u_{\text{max}}^2 \cdot 10^{-1,2/10}}$
weiblich	Abdomen	150 W	152 W
weiblich	Lunge	119 W	121 W
männlich	Abdomen	132 W	134 W
männlich	Lunge	119 W	121 W

4.2 *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung

In diesem Kapitel werden *In-vivo*-Anwendungen der entwickelten HF-Hardware am Abdomen sowie an der Lunge bei 7 Tesla gezeigt. Es werden die beiden Vierkanal-Spulenkonfigurationen 4P 1Tx 1Rx und 4P 1Tx_{opt} 4Rx sowie die nicht-uniforme schnelle Fouriertransformation (NUFFT) und die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion mit einem angepassten Lexikon (3D-DLCS) verglichen. Anschließend wird die Untersuchung der Nierenphysiologie vorgestellt sowie die Untersuchung zur Aufteilung der aufgenommenen MR-Daten in verschiedene Atemphasen.

4.2.1 ^{23}Na -MR-Körperbildgebung

Die entwickelten ^{23}Na -Körperspulen bieten die Möglichkeit ^{23}Na -MR-Bilder aufzunehmen, die die volle Breite des menschlichen Körpers abbilden und einen großen Bereich in z -Richtung abdecken. Daher wird z. B. die ^{23}Na -MR-Bildgebung des Abdomens sowie der gesamten Lunge ermöglicht. Beispielhafte ^{23}Na -MR-Bilder, die mit der Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx aufgenommen wurden, sind in Abbildung 4.6 dargestellt (Proband₁, weiblich, 27 J). Die verwendeten Sequenz- und Rekonstruktionsparameter waren:

- Flipwinkel $\alpha = 44^\circ$, Repetitionszeit $TR = 20$ ms
- Pulsdauer $t_{\text{Puls}} = 2$ ms, Echozeit $TE = 1,05$ ms
- Nominelle Auflösung $(\Delta x)^3 = (4 \text{ mm})^3$, Rekonstruktionsvolumen $V = (400 \text{ mm})^3$
- Projektionszahl $N_{\text{Projek}} = 18\,200$, Unterabtastungsfaktor $USF \approx 1,7$
- Mittelung $n_{\text{Mittelung}} = 5$, Messzeit $t_{\text{Akq}} = 30 \text{ min } 20 \text{ s}$
- Auffüllen der Rekonstruktionsmatrix mit Nullen $ZF = 2$, Matrixgröße $(200)^3$
- NUFFT-Rekonstruktion, Hamming-Filter [Hamming, 1989]
- SOS-Kombination der vier Empfangssignale

Im rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bild des Abdomens dominieren die Signale der rechten sowie der linken Niere (RN, LN) und im rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bild der Lunge dominieren die hohen Signale des Herzens (H) und die niedrigen Signale der Lunge (Lg). Weiterhin werden beispielsweise die Leber (L), der Magen (M), die Bandscheiben (BS) und die Rippenknorpel (R) abgebildet. Die entwickelten ^{23}Na -Körperspulen ermöglichen somit die Untersuchung der ^{23}Na -MR-Signale einer Vielzahl von Körperregionen.

4.2.2 Vergleich der beiden Vierkanal-Einspeise-Konfigurationen *in vivo*

Wie im Abschnitt 4.1.2 gezeigt, profitiert die ^{23}Na -MR-Bildgebung großer Objekte von den Entwicklungsschritten der HF-Hardware. In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der *In-vivo*-Anwendung der beiden Vierkanal-Spulenkonfigurationen 4P 1Tx 1Rx und 4P 1Tx_{opt} 4Rx verglichen [Platt et al., 2017a]. Die MR-Aufnahmen fanden mit der dichteangepassten 3D-Radialsequenz (Abschnitt 3.3.1.2) unter freier Atmung statt. Es wurden die gleichen Sequenz- und Rekonstruktionsparameter verwendet wie im vorhergehenden Abschnitt.

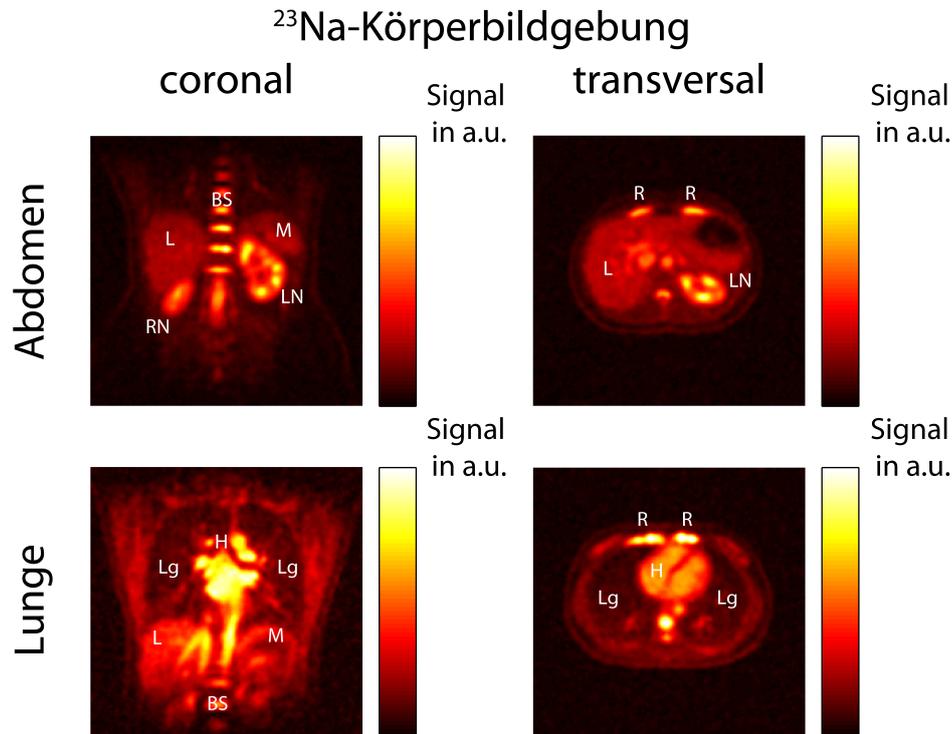


Abbildung 4.6: ^{23}Na -Signalverteilung in den rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bildern des Abdomens und der Lunge, die mit der Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx aufgenommen wurden. Im ^{23}Na -MR-Bild des Abdomens dominieren die Signale der rechten sowie der linken Niere (RN, LN). Im ^{23}Na -MR-Bild der Lunge dominieren die hohen Signale des Herzens (H) und die niedrigen Signale der Lunge (Lg). Weiterhin werden beispielsweise Leber (L), Magen (M), Bandscheiben (BS) und Rippenknorpel (R) abgebildet.

Die HF-Hardware wurde am Abdomen sowie an der Lunge angewendet (Proband₁, weiblich, 27 J). Die rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bilder sind in Abbildung 4.7 dargestellt. Bei der qualitativen Betrachtung fällt auf, dass unter anderem die Bildqualität entlang der Körperkontur von der verbesserten Homogenität im Sende- und Empfangsfeld der optimierten Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx profitiert (weiße Pfeile in der Abbildung).

In der ^{23}Na -MR-Aufnahme der Lunge wurde zusätzlich das Signal-zu-Rausch-Verhältnis SNR (englisch *signal-to-noise ratio*) in der Herzregion ermittelt (weißer Kreis in der Abbildung). Für die Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx war das SNR im gekennzeichneten Bereich ca. 40 % höher als für die Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx.

4.2.3 Vergleich von herkömmlicher und iterativer Rekonstruktion *in vivo*

Des Weiteren wurden die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion mit einem angepassten Lexikon (3D-DLCS) und die herkömmliche nicht-uniforme schnelle Fouriertransformation (NUFFT) miteinander verglichen (Abschnitt 3.3.2).

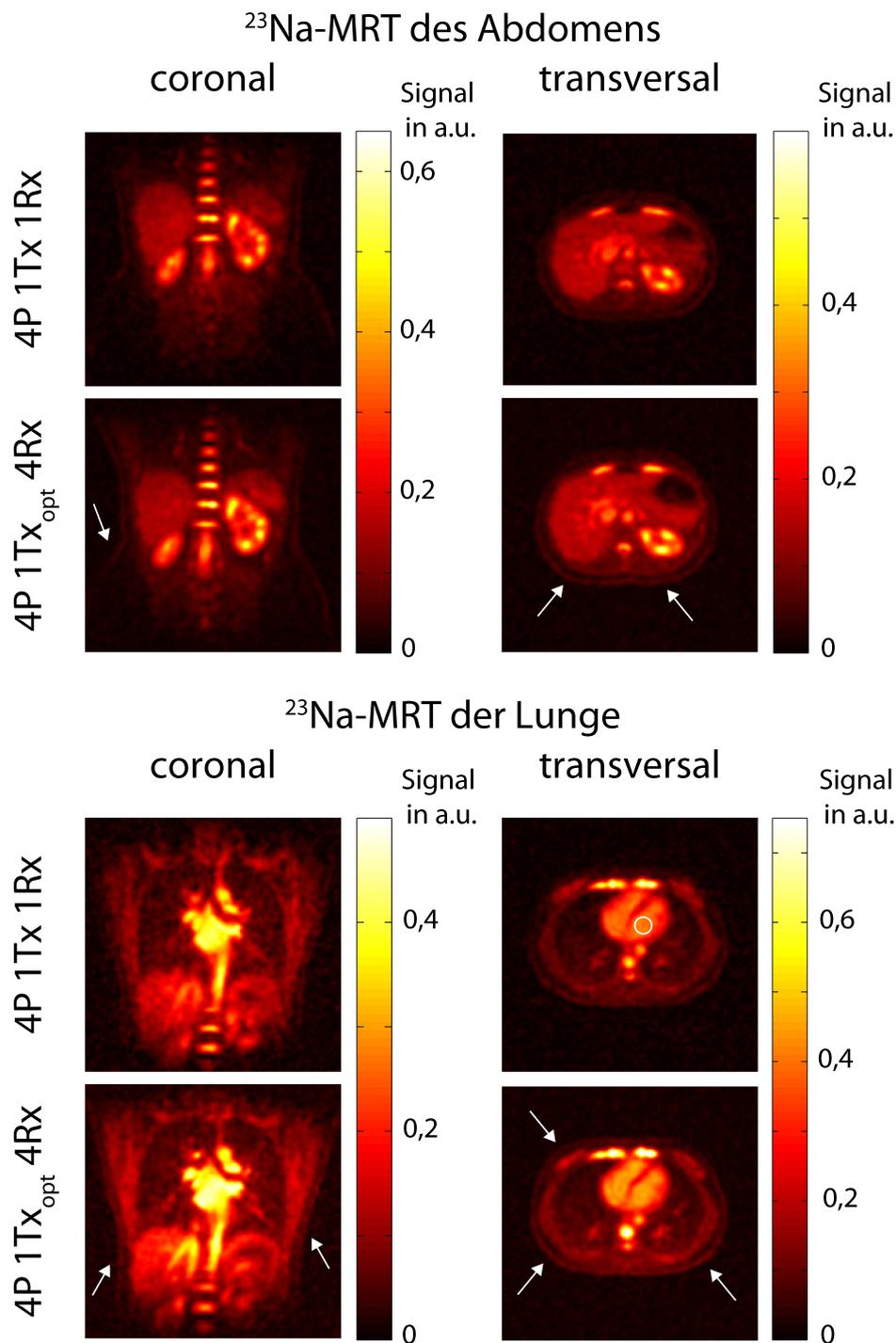


Abbildung 4.7: Rekonstruierte ^{23}Na -MR-Bilder des Abdomens und der Lunge aufgenommen mit den beiden Vierkanal-Spulenkonfigurationen (4P 1Tx 1Rx, 4P 1Tx_{opt} 4Rx). Verbesserungen in der Bildqualität sind unter anderem entlang der Körperkontur sichtbar (weiße Pfeile). Das SNR in der Herzregion (weißer Kreis) ist für die Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx im Vergleich zur Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx ca. 40% höher. [Platt et al., 2017a]

Bei der Rekonstruktion wurden kein Filter und kein Auffüllen der Rekonstruktionsmatrix mit Nullen angewendet. Die MR-Aufnahmen fanden mit der dichteangepassten 3D-Radialsequenz (Abschnitt 3.3.1.2) unter freier Atmung statt. Die verwendeten Sequenz- und Rekonstruktionsparameter waren:

- Flipwinkel $\alpha = 44^\circ$, Repetitionszeit $TR = 20$ ms
- Pulsdauer $t_{\text{Puls}} = 1,5$ ms, Echozeit $TE = 0,85$ ms
- Nominelle Auflösung $(\Delta x)^3 = (4 \text{ mm})^3$, Rekonstruktionsvolumen $V = (400 \text{ mm})^3$
- Projektionszahl $N_{\text{Projek}} = 18\,200$, Unterabtastungsfaktor $USF \approx 1,7$
- Mittelung $n_{\text{Mittelung}} = 5$, Messzeit $t_{\text{Akq}} = 30 \text{ min } 20 \text{ s}$
- NUFFT-Rekonstruktion sowie 3D-DLCS-Rekonstruktion, Matrixgröße $(100)^3$
- SOS-Kombination der vier Empfangssignale

Die Rekonstruktionen der Lunge und des Abdomens (Proband₁, weiblich, 28 J) sind in Abbildung 4.8 dargestellt. In den NUFFT-Rekonstruktionen liegt relativ hohes Rauschen vor. Durch die 3D-DLCS-Rekonstruktion wurde das Rauschen merklich reduziert. Beim Vergleich der 3D-DLCS-Rekonstruktionen mit den Hamming-gefilterten Rekonstruktionen in Abbildung 4.7 fällt auf, dass in den gefilterten MR-Bildern das Rauschen ebenfalls höher ist und dass die Übergänge, z. B. in den Nieren, deutlich verwuschener (englisch *blurred*) sind als in den iterativ rekonstruierten MR-Bildern.

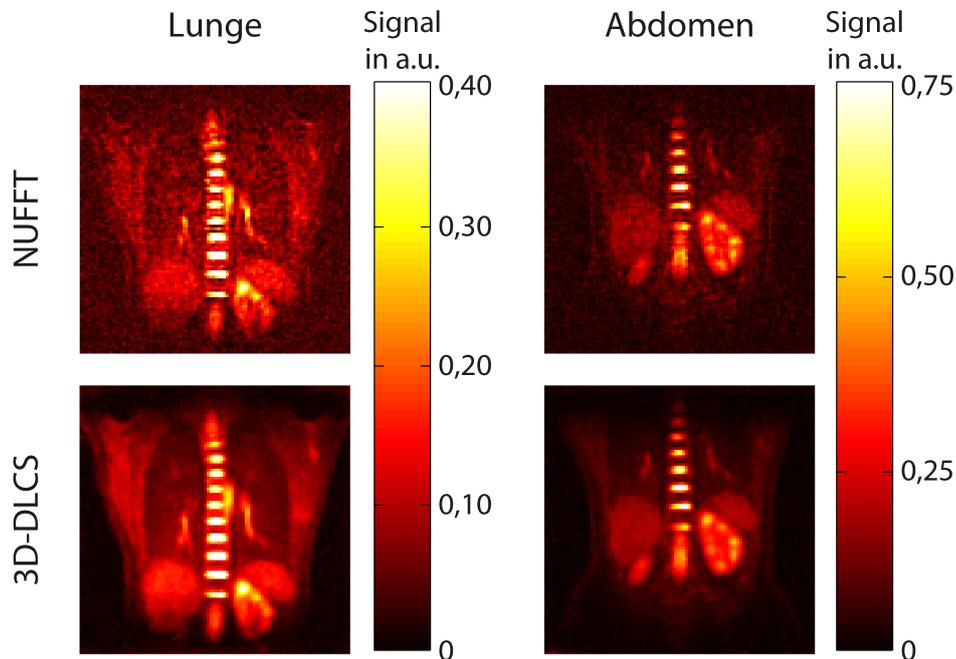


Abbildung 4.8: *In-vivo*-Vergleich der *Compressed-Sensing*-basierten Rekonstruktion mit einem angepassten Lexikon (3D-DLCS) und der herkömmlichen nicht-uniformen schnellen Fouriertransformation (NUFFT).

4.2.4 ^{23}Na -MR-Bildgebung der Nierenphysiologie

Wie in Abschnitt 2.5 beschrieben, eignet sich die ^{23}Na -Bildgebung zur Untersuchung der Nierenphysiologie. Zu diesem Zweck wurden ^{23}Na -MR-Aufnahmen der Nieren unter zwei verschiedenen physiologischen Bedingungen durchgeführt [Platt et al., 2016b]:

1. Nach Wasserentzug
2. Unmittelbar nach Wasseraufnahme im MR-Tomographen

Die Probandin (Proband₁, 27 J) verzichtete zunächst für 14 h auf eine Wasseraufnahme (Wasserentzug). Dann wurde eine ^{23}Na -MR-Untersuchung der Nieren mit der entwickelten ^{23}Na -Körperspule durchgeführt. Hierbei wurde die Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx verwendet. Insgesamt wurde die verwendete Aufnahmesequenz 14-mal wiederholt (Abbildung 4.9): Zur Aufnahme unter Wasserentzug wurde die Aufnahmesequenz fünfmal durchgeführt. Anschließend fand eine kurze Aufnahmepause statt, in der die Probandin im MR-Tomographen 0,71 Mineralwasser zu sich nahm. Anschließend wurden weitere zehn MR-Aufnahmen durchgeführt.

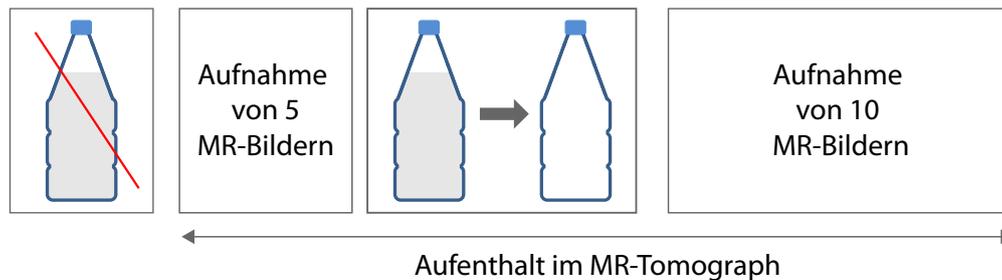


Abbildung 4.9: Ablauf der Untersuchung der Nierenphysiologie mittels ^{23}Na -MR-Bildgebung. Nach einem Wasserentzug mit einer Dauer von 14 h wurde die Aufnahmesequenz fünfmal durchgeführt. Dann trank die Probandin im MR-Tomographen 0,71 Mineralwasser. Anschließend wurden weitere zehn Aufnahmen durchgeführt.

Die MR-Aufnahmen fanden mit der dichteangepassten 3D-Radialsequenz (Abschnitt 3.3.1.2) unter freier Atmung statt. Die verwendeten Sequenz- und Rekonstruktionsparameter waren:

- Flipwinkel $\alpha = 44^\circ$, Repetitionszeit $TR = 20$ ms
- Pulsdauer $t_{\text{Puls}} = 2,0$ ms, Echozeit $TE = 1,05$ ms
- Nominelle Auflösung $(\Delta x)^3 = (4 \text{ mm})^3$, Rekonstruktionsvolumen $V = (304 \text{ mm})^3$
- Projektionszahl $N_{\text{Projek}} = 18\,200$, keine Unterabtastung ($USF \approx 1$)
- Messzeit $t_{\text{Akq}} = 364 \text{ s} = 6 \text{ min } 4 \text{ s}$
- 15-malige Aufnahme der Sequenz
- Auffüllen der Rekonstruktionsmatrix mit Nullen $ZF = 2$, Matrixgröße $(152)^3$
- NUFFT-Rekonstruktion, Hamming-Filter [Hamming, 1989]

Die Gesamtdauer der Untersuchung betrug ca. 1 h 40 min, wobei die reine Messzeit bei 1 h 31 min lag ($t_{\text{Akq ges}} = 15 \cdot 364 \text{ s} = 91 \text{ min}$).

In den 15 rekonstruierten MR-Bildern wurde jeweils die Signalverteilung in den Nieren untersucht [Platt et al., 2016b]. Hierfür wurden die gesamte linke und die gesamte rechte Niere separat in jedem der 15 rekonstruierten Bilder maskiert (Abschnitt 3.4). Die Masken beinhalten somit die verschiedenen Bestandteile der Niere, z. B. die Nierenrinde, das Nierenmark sowie das Nierenbecken (Abbildung 2.19). In Abbildung 4.10 ist beispielhaft eine coronale Schicht der maskierten linken Niere des ersten und des letzten (15.) ²³Na-MR-Bildes gezeigt. Wie erwartet zeigt das Bild nach Wasserentzug (Bild Nr. 1) im Vergleich ein deutlich höheres ²³Na-Signal im Nierenmark als das letzte Bild der aufgenommenen Serie. Die Signalwerte im Nierenbecken sind im ersten Bild ebenfalls leicht erhöht. In der Nierenrinde hingegen zeigen die beiden Bilder ähnliche Signalwerte.

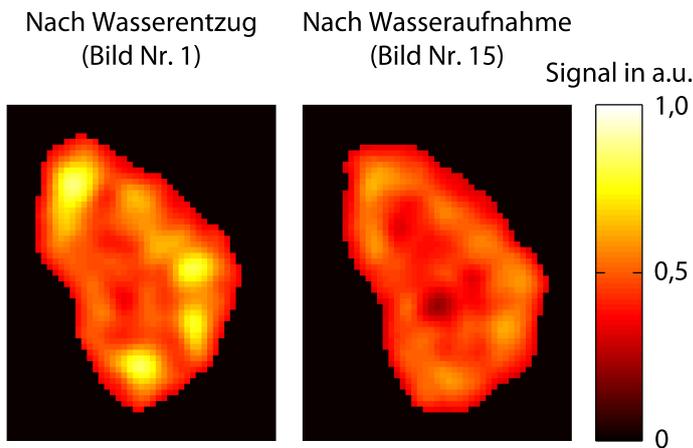


Abbildung 4.10: Signalverteilung in einer coronalen Schicht der maskierten linken Niere des ersten und des letzten (15.) ²³Na-MR-Bildes. Das erste Bild weist im Vergleich ein deutlich höheres ²³Na-Signal im Nierenmark auf als das letzte Bild, während die beiden Bilder ähnliche Signalwerte in der Nierenrinde zeigen. Die Signalwerte im Nierenbecken sind im ersten Bild ebenfalls leicht erhöht.

Weiterhin wurden Histogramme der Signalwerte der maskierten dreidimensionalen linken Niere des ersten sowie des letzten (15.) MR-Bildes erstellt (Abbildung 4.11). Hier deckt das erste Bild einen Wertebereich von $90 < \text{Signal} \leq 510$ ab und das letzte Bild von $50 < \text{Signal} \leq 390$. Die Maxima der beiden Histogramme liegen in der gleichen Klasse ($250 < \text{Signal} \leq 270$). Im Histogramm des ersten Bildes ist das Maximum allerdings niedriger und höhere Signalwerte ($\text{Signal} > 310$) treten im ersten Bild deutlich häufiger auf als im letzten Bild.

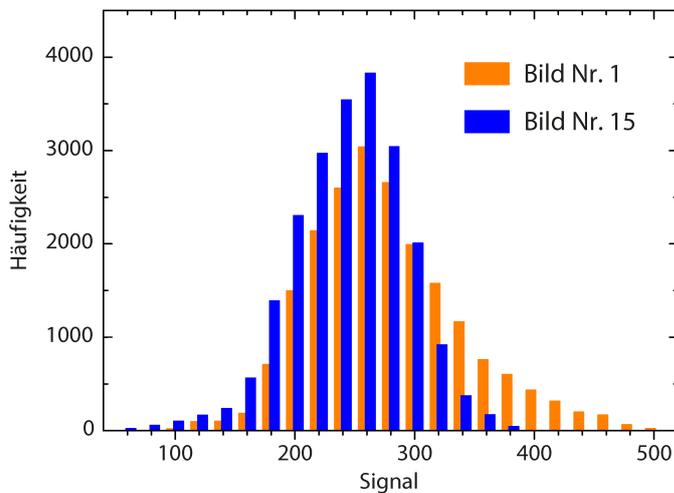


Abbildung 4.11: Histogramme zeigen die Häufigkeitsverteilungen der ²³Na-Signalwerte der maskierten dreidimensionalen linken Niere des ersten und des letzten (15.) MR-Bildes. Die Maxima der beiden Histogramme liegen in der gleichen Klasse ($250 < \text{Signal} \leq 270$). Für Signalwerte mit $310 < \text{Signal} \leq 510$ liegen im ersten Bild deutlich größere Häufigkeiten vor als im letzten Bild.

In den 15 maskierten dreidimensionalen Regionen (ROIs) der linken sowie der rechten Niere wurden jeweils der Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung std der ^{23}Na -Signalwerte bestimmt [Platt et al., 2016b]. Die Mittelwerte \bar{x} der rechten Niere sind in Abbildung 4.12a dargestellt und die der linken Niere in Abbildung 4.12b. Die beiden Grafiken zeigen folglich den zeitlichen Verlauf des ^{23}Na -MR-Signals über die Zeit der Untersuchung (ca. 1 h 40 min). Die Standardabweichungen std wurden als Fehlerbalken abgebildet. Für die ersten fünf Aufnahmen nach Wasserentzug ergaben sich erhöhte mittlere Signalwerte \bar{x} . Nach der Wasseraufnahme im MR-Tomographen nahmen die Mittelwerte über einen Zeitraum von $5 \cdot 364 \text{ s} = 30 \text{ min } 20 \text{ s}$ ab. Ab der sechsten Messung nach Wasseraufnahme, also ab der 11. Messung, war das Signal wieder stabil und es traten nur noch geringe Schwankungen auf.

Die Standardabweichungen std spiegeln die Variationen in der jeweiligen ROI wider. Eine erhöhte Standardabweichung, wie im ersten bis fünften Bild, zeigt, dass das Signal einen großen Wertebereich abdeckt. Eine erhöhte Standardabweichung steht somit im Zusammenhang mit einer großen Breite der Verteilung im Histogramm (Abbildung 4.11). Die Standardabweichungen nahmen ebenfalls nach der Wasseraufnahme im MR-Tomographen ab und erreichten ab der sechsten Messung nach Wasseraufnahme, also ab der 11. Messung, einen stabilen Wert. Aus dem Vergleich der mittleren Standardabweichung der ersten fünf und der letzten fünf MR-Aufnahmen folgt, dass für die rechte Niere die Standardabweichung um ca. 39 % abnimmt und für die linke Niere um ca. 35 %.

Zusammenfassend geben die beiden Abbildungen die zeitliche Änderung des mittleren ^{23}Na -Signals sowie der Standardabweichung in den ROIs wieder. Die beiden Verläufe stimmen sehr gut überein und sie lassen sich in drei verschiedene physiologische Zustände aufteilen:

1. Zustand nach Wasserentzug (1. bis 5. Aufnahme)
2. Übergangsphase nach dem Trinken (6. bis 10. Aufnahme)
3. Zustand nach Wasseraufnahme (11. bis 15. Aufnahme)

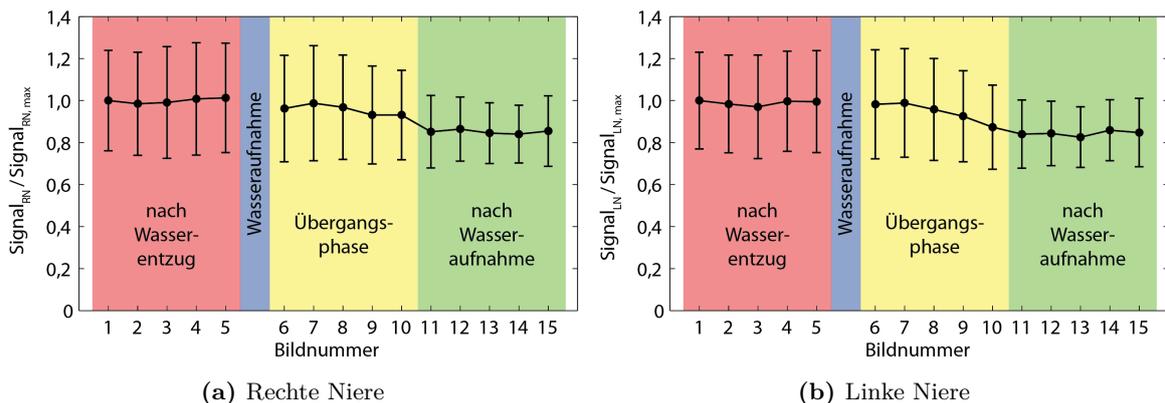


Abbildung 4.12: Zeitliche Änderung des mittleren ^{23}Na -Signals sowie der Standardabweichung in den 15 maskierten dreidimensionalen Regionen (ROIs) der rechten sowie der linken Niere. Die beiden Verläufe stimmen hierbei sehr gut überein und lassen sich in drei Abschnitte mit je einer Dauer von $5 \cdot 364 \text{ s} = 30 \text{ min } 20 \text{ s}$ aufteilen: nach Wasserentzug, Übergangsphase nach dem Trinken, nach Wasseraufnahme. Nach der Wasseraufnahme nehmen die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen ab. Ab der 11. Messung ist das Signal wieder stabil und es treten nur noch geringe Schwankungen auf. [Platt et al., 2016b]

Wie in Abbildung 4.12 gezeigt, waren die mittleren ^{23}Na -Signale in den ersten fünf MR-Bildern in etwa konstant, ebenso wie in den letzten fünf MR-Bildern. Daher wurden die ersten fünf MR-Bilder gemittelt [Platt et al., 2016b]. Das gemittelte Bild gibt den Zustand nach Wasserentzug wieder. Weiterhin wurden die letzten fünf MR-Bilder gemittelt und das resultierende Bild gibt den Zustand nach Wasseraufnahme wieder. Nach der Wasseraufnahme im MR-Tomographen war die Lage der Probandin in der HF-Spule leicht verändert. Daher wurde eine rigide Registrierung der beiden gemittelten Bilder mit sechs Freiheitsgraden durchgeführt (Abschnitt 3.4). Die resultierenden ^{23}Na -MR-Bilder sind in Abbildung 4.13 dargestellt.

Die beiden Verteilungen unterscheiden sich hauptsächlich im ^{23}Na -Signal des Nierenmarks. Nach Wasserentzug ist das Signal im Nierenmark im Vergleich deutlich höher als im Zustand nach der Wasseraufnahme. Die ^{23}Na -Signale der Leber und der Bandscheiben sind in beiden Bildern in etwa konstant. In der Magenregion hingegen ist das Signal nach der Wasseraufnahme reduziert.

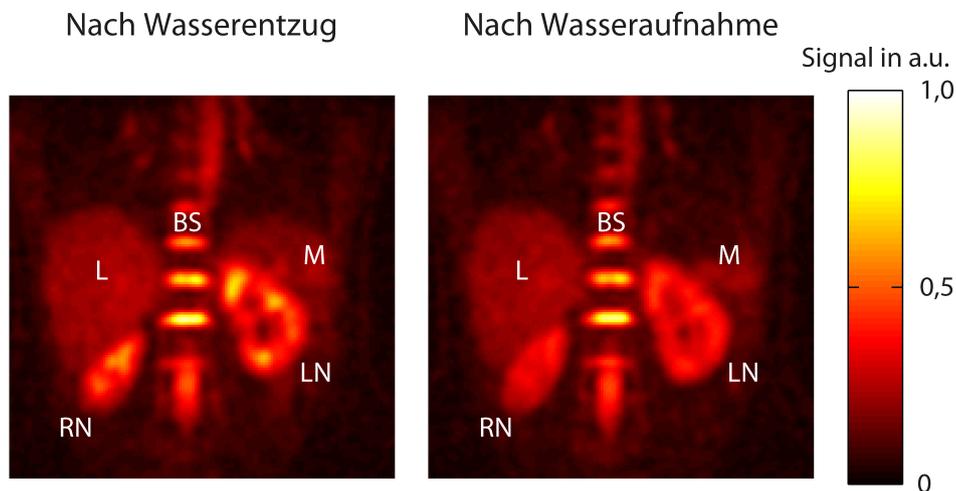


Abbildung 4.13: ^{23}Na -Signalverteilung im Bereich der Nieren nach Wasserentzug (links) sowie nach Wasseraufnahme (rechts). Die beiden Verteilungen unterscheiden sich hauptsächlich im Signal des Nierenmarks. Nach Wasserentzug ist das Signal im Nierenmark im Vergleich zum Signal nach Wasseraufnahme erhöht. Weiterhin ist nach Wasseraufnahme das Signal in der Magenregion reduziert (RN: Rechte Niere, LN: Linke Niere, L: Leber, BS: Bandscheiben, M: Magen). [Platt et al., 2016b]

Die zeitlichen Änderungen der ^{23}Na -Signale der linken und der rechten Niere zeigen das erwartete Verhalten. Mit der entwickelten ^{23}Na -Körperspule ist es also möglich, die Physiologie der Nieren bei 7 Tesla zu untersuchen. Während dieser Untersuchung wurde die Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx verwendet. Wie in den Abschnitten 4.1.1 und 4.2.2 beschrieben, stellt die endgültige Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx homogenere Send- und Empfangsfelder zur Verfügung, wovon die ^{23}Na -MR-Bildgebung der Nieren in künftigen Messungen profitieren kann.

4.2.5 ^{23}Na -MR-Bildgebung des Körperstamms mit intrinsischer respiratorisch separierter Rekonstruktion

Die MR-Bildgebung des Körperstamms wird im Allgemeinen durch physiologische Bewegungen, z. B. aufgrund der Atmung oder der pulsatilen Kontraktion des Herzens, beeinträchtigt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde das intrinsische Atemsignal rückwirkend nach der MR-Untersuchung zur Sortierung der aufgenommenen ^{23}Na -MR-Daten in zwei verschiedene Atemphasen verwendet. Intrinsisch bedeutet in diesem Fall, dass das Atemsignal aus den aufgenommenen ^{23}Na -Kernspinsignalen ermittelt wird. Durch die Aufteilung der aufgenommenen MR-Daten in zwei verschiedene Atemphasen werden Verwischungen (englisch *blurring*) in den MR-Bildern, die aufgrund der Atembewegung auftreten, reduziert.

Die verwendete Methode zur Bestimmung des intrinsischen und des extrinsischen Atemsignals wurde in Abschnitt 3.5 erläutert. Das extrinsische Signal dient als Vergleichsgröße und wurde während der MR-Untersuchung mit einem Atemgurt (Abschnitt 3.1.1.1) aufgezeichnet. In Abschnitt 3.5 wurde weiterhin die Aufteilung des vollen MR-Datensatzes in zwei Teilmengen beschrieben, wobei eine Teilmenge an Projektionen dem eingeatmeten Zustand und die andere Teilmenge dem ausgeatmeten Zustand zugeordnet wurde. Die Teilmengen sowie der volle Datensatz wurden separat rekonstruiert.

Der in Abschnitt 3.5 beschriebene Ablauf für die intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion wurde an drei Probanden angewendet, die mit Proband₁ bis Proband₃ bezeichnet wurden. Hierbei wurden die ^{23}Na -MR-Aufnahmen mit der Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx durchgeführt. Für jeden der drei Probanden wurden ^{23}Na -MR-Untersuchungen der Lunge und des Abdomens durchgeführt. Die Beschreibung der untersuchten Körperregion „Lunge“ oder „Abd“ (für Abdomen) wurde tiefgestellt, z. B. Proband₁_{Lunge} oder Proband₁_{Abd}.

Die MR-Aufnahmen fanden mit der dichteangepassten 3D-Radialsequenz (Abschnitt 3.3.1.2) sowie mit der 3D-*Golden-Angle*-Aufnahme (Abschnitt 3.3.1.4) unter freier Atmung statt. Zur Erhöhung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses der einzelnen Projektionen wird deren Aufnahme unmittelbar viermal wiederholt ($n_{\text{Mittelung}} = 5$). Hiervon profitiert die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion (Abschnitt 3.3.2.3). Die verwendeten Sequenz- und Rekonstruktionsparameter waren:

- Flipwinkel $\alpha = 44^\circ$, Repetitionszeit $TR = 20$ ms
- Pulsdauer $t_{\text{Puls}} = 1,5$ ms, Echozeit $TE = 0,85$ ms
- Nominelle Auflösung $(\Delta x)^3 = (4 \text{ mm})^3$, Rekonstruktionsvolumen $V = (400 \text{ mm})^3$
- Aufgenommene Projektionszahl $N_{\text{Projek}} = 18\,200$
- Unterabtastungsfaktor des vollen Datensatzes $USF \approx 1,7$
- Mittelung $n_{\text{Mittelung}} = 5$, Messzeit $t_{\text{Akq}} = 30 \text{ min } 20 \text{ s}$
- NUFFT-Rekonstruktion sowie 3D-DLCS-Rekonstruktion, Matrixgröße $(100)^3$
- SOS-Kombination der vier Empfangssignale

Weiterhin wurden vor jeder Aufnahme einer Projektion, also vor Beginn des Gradienten, zwei zusätzliche Datenpunkte im k -Raum-Zentrum aufgenommen. Diese beiden Datenpunkte wurden gemittelt und dienten zur Bestimmung des intrinsischen Atemsignals (Abschnitt 3.5.1).

4.2.5.1 Intrinsisches und extrinsisches Atemsignal

Das intrinsische Atemsignal $S_{\text{Zentrum Filter}}$ sowie das extrinsische Atemsignal $S_{\text{Atemgurt Filter}}$ wurden jeweils aus den aufgenommenen Messdaten ermittelt (Abschnitt 3.5). In Abbildung 4.14 sind beispielhafte Ausschnitte der Atemsignale dargestellt. Hierbei werden die ermittelten Atemsignale für eine MR-Untersuchung der Lunge und zwei MR-Untersuchungen des Abdomens gezeigt (Proband₁ Lunge, Proband₁ Abd, Proband₂ Abd).

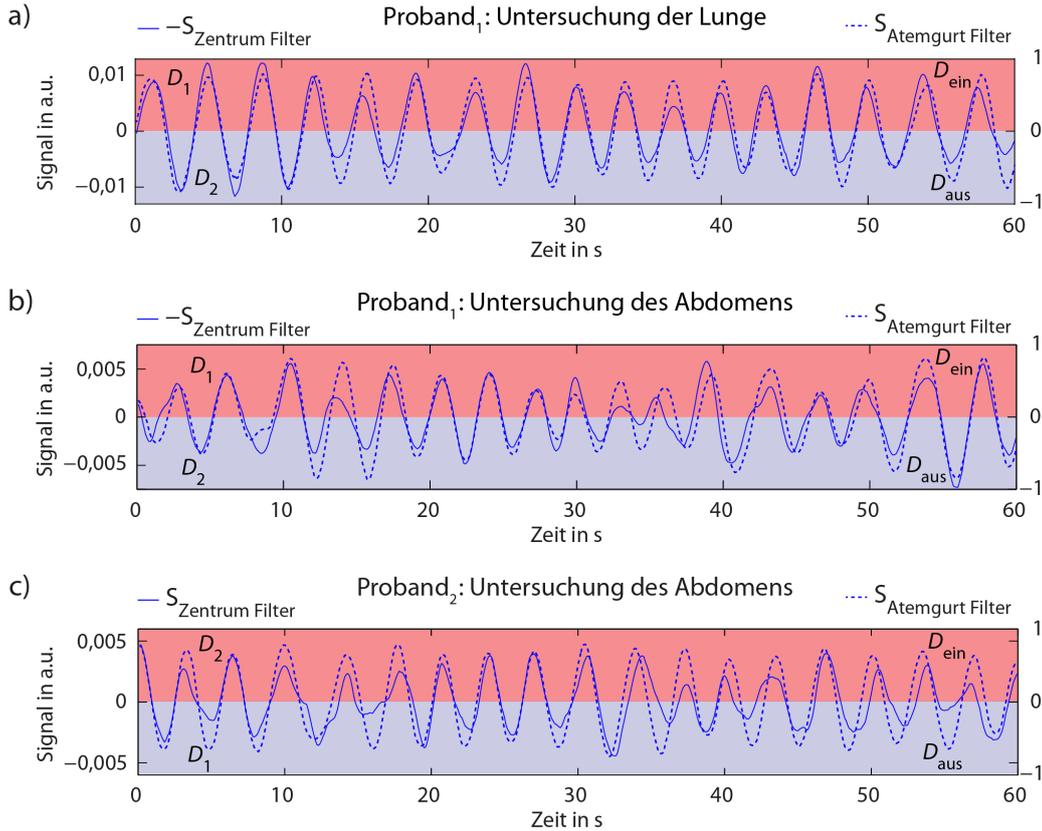


Abbildung 4.14: Vergleich des intrinsischen Atemsignals $S_{\text{Zentrum Filter}}$ und des extrinsischen Atemsignals $S_{\text{Atemgurt Filter}}$ für Proband₁ Lunge, Proband₁ Abd und Proband₂ Abd. Das intrinsische Atemsignal verhält sich (a, b) invers ($-S_{\text{Zentrum Filter}}$) oder (c) nicht invers ($S_{\text{Zentrum Filter}}$) zum entsprechenden extrinsischen Atemsignal $S_{\text{Atemgurt Filter}}$. Die Lage der Extremwerte und der Nulldurchgänge im intrinsischen und im extrinsischen Atemsignal zeigen jeweils eine gute Übereinstimmung. Das intrinsische sowie das extrinsische Atemsignal können zur Zuordnung zu dem eingeatmeten („ein“, rot markiert) oder dem ausgeatmeten („aus“, blau markiert) Zustand dienen.

Wie in Abschnitt 3.5.1 beschrieben, kann sich das intrinsische Atemsignal gerade invers ($-S_{\text{Zentrum Filter}}$) oder nicht invers ($S_{\text{Zentrum Filter}}$) zum entsprechenden extrinsischen Atemsignal ($S_{\text{Atemgurt Filter}}$) verhalten. Hierbei hängt der Verlauf des intrinsischen Signals von der Lage des Probanden in der HF-Spule ab. Für die ^{23}Na -MR-Untersuchungen der Lunge der drei Probanden war das intrinsische Atemsignal $S_{\text{Zentrum Filter}}$ grundsätzlich invers zum extrinsischen Atemsignal. Das bedeutet, dass $-S_{\text{Zentrum Filter}}$ ein ähnliches Verhalten zeigt wie $S_{\text{Atemgurt Filter}}$ (Abbildung 4.14a).

Für die ^{23}Na -MR-Untersuchungen des Abdomens der drei Probanden lag bei einem Probanden ein inverses Verhalten des intrinsischen Atemsignals vor und bei zwei Probanden ein nicht inverses Verhalten (Abbildung 4.14b und c):

- Proband_{1 Abd} inverses Verhalten
- Proband_{2 Abd} nicht inverses Verhalten
- Proband_{3 Abd} nicht inverses Verhalten

Der qualitative Vergleich der abgebildeten intrinsischen und extrinsischen Atemsignale zeigt eine gute Übereinstimmung bei der Untersuchung der Lunge und eine gute Korrelation in einem großen Bereich des Signalverlaufs bei den Untersuchungen des Abdomens.

Das intrinsische sowie das extrinsische Atemsignal wurden anschließend zur Aufteilung des vollen Datensatzes in zwei Teilmengen verwendet (Abschnitt 3.5). Für die Untersuchungen von Proband_{1 Lunge}, Proband_{2 Lunge}, Proband_{3 Lunge} und Proband_{1 Abd} wurden die folgenden Zuordnungen basierend auf dem intrinsischen Atemsignal vorgenommen: Teilmenge D_1 entspricht dem eingeatmeten Zustand („ein“, rot markiert) und Teilmenge D_2 dem ausgeatmeten Zustand („aus“, blau markiert). Für die Untersuchungen von Proband_{2 Abd} und Proband_{3 Abd} ergab sich: Teilmenge D_1 entspricht dem ausgeatmeten Zustand und Teilmenge D_2 dem eingeatmeten Zustand.

Die Größe der Teilmengen N_{ein} und N_{aus} und somit die Anzahl an Projektionen im eingeatmeten (rot markiert) oder im ausgeatmeten Zustand (blau markiert) sind in Tabelle 4.7 aufgelistet. Die Größe der Teilmengen liegt zwischen 8 974 und 9 226 und folglich etwa bei der Hälfte der Gesamtzahl an aufgenommenen Projektionen von $18\,200/2 = 9\,100$.

Basierend auf dem intrinsischen oder dem extrinsischen Atemsignal wurden einige Projektionen unterschiedlichen Atemzuständen zugeordnet, besonders bei den Untersuchungen des Abdomens. Daher wurden die Zuordnungen verglichen, indem die Anzahl an Datenpunkten N_{gleich} bestimmt wurde, die denselben Zuständen zugeordnet wurden. Der Anteil an gleich zugeordneten Projektionen wurde wie folgt berechnet: $N_{\text{gleich}}/N_{\text{ges}}$ mit $N_{\text{ges}} = 18\,200$ (rechte Spalte in Tabelle 4.7). Bei den Untersuchungen der Lunge lag der Anteil im Mittel bei $(90,6 \pm 2,8)\%$ und bei den Untersuchungen des Abdomens bei $(82,3 \pm 3,8)\%$.

Tabelle 4.7: Größe der Teilmengen N_{ein} und N_{aus} und somit die Anzahl an Projektionen im eingeatmeten oder im ausgeatmeten Zustand für die sechs durchgeführten Untersuchungen. Die Teilmengen ergaben sich aus der Auswertung des intrinsischen und des extrinsischen Atemsignals. $N_{\text{gleich}}/N_{\text{ges}}$ in % beschreibt den Anteil an Projektionen, die basierend auf dem intrinsischen oder extrinsischen Atemsignal denselben Zuständen zugeordnet wurden.

Proband, Geschlecht	Alter	Region	Intrinsisch		Extrinsisch		$N_{\text{gleich}}/N_{\text{ges}}$ in %
			N_{ein}	N_{aus}	N_{ein}	N_{aus}	
1, w	28 J	Lunge	9096	9104	9096	9104	93,2
		Abdomen	9069	9131	9095	9105	85,7
2, m	30 J	Lunge	9015	9185	9226	8974	91,0
		Abdomen	9052	9148	9157	9043	83,0
3, m	66 J	Lunge	9056	9144	9089	9111	87,7
		Abdomen	9012	9188	9197	9003	78,0
Mittel		Lunge	9056 ± 41	9144 ± 41	9137 ± 77	9063 ± 77	$90,6 \pm 2,8$
		Abdomen	9044 ± 29	9156 ± 29	9150 ± 51	9050 ± 51	$82,3 \pm 3,8$

4.2.5.2 Intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion

Im nächsten Schritt wurden der volle Datensatz sowie die Teilmengen N_{ein} und N_{aus} , die basierend auf dem intrinsischen Atemsignal ermittelt wurden, separat rekonstruiert. Der Unterabtastungsfaktor des vollen Datensatzes beträgt ca. $USF \approx 1,7$. Durch die Aufteilung des vollen Datensatzes in den eingeatmeten und den ausgeatmeten Zustand ergaben sich Teilmengen mit einer Größe von ca. $N_{\text{ein}} \approx N_{\text{aus}} \approx 9100$ (Tabelle 4.7). Der Unterabtastungsfaktor eines separierten Datensatzes beträgt somit ca. $USF \approx 3,4$.

Es wurde zum einen die NUFFT-Rekonstruktion (Abschnitt 3.3.2.2) und zum anderen die 3D-DLCS-Rekonstruktion (Abschnitt 3.3.2.3) angewendet. Wie in Abschnitt 4.2.3 gezeigt, können Rauschen sowie Artefakte bei der ^{23}Na -Körperbildgebung mit der iterativen Rekonstruktion 3D-DLCS reduziert werden.

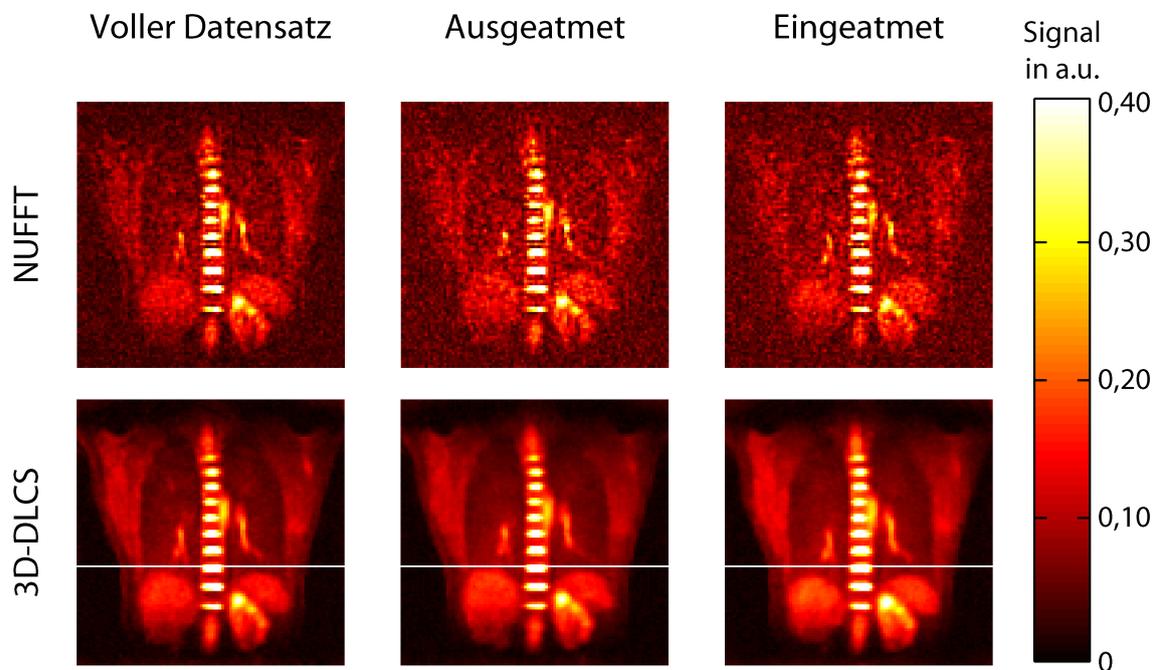


Abbildung 4.15: NUFFT- und 3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der separierten Teilmengen der ^{23}Na -MR-Untersuchung der Lunge von Proband₁. Die 3D-DLCS-Rekonstruktionen zeigen ein deutlich reduziertes Rauschen im Vergleich zu den NUFFT-Rekonstruktionen. Bei den NUFFT-Rekonstruktionen führt die Aufteilung aller Projektionen in zwei Teilmengen zu einer deutlichen Reduktion der Bildqualität. Die 3D-DLCS-Rekonstruktion ist durch die Aufteilung weniger beeinträchtigt. Leber, Nieren und Magen liegen in der unteren Hälfte des coronalen Sichtfeldes der HF-Spule. Im ausgeatmeten Zustand befinden sich diese Organe im Vergleich zum eingeatmeten Zustand weiter kopfwärts (weiße Linien).

^{23}Na -MR-Bilder der Lunge Die rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bilder der Untersuchung der Lunge von Proband₁ sind in Abbildung 4.15 dargestellt. Im Vergleich zu den NUFFT-Rekonstruktionen zeigen die Bilder, die mit der 3D-DLCS-Rekonstruktion berechnet wurden, ein deutlich reduziertes Rauschen. Insbesondere die NUFFT-Rekonstruktionen der beiden sepa-

rierten Atemzustände weisen aufgrund der höheren Unterabtastung von $USF \approx 3,4$ ein deutlich erhöhtes Rauschen im Vergleich zum vollen Datensatz auf. Die 3D-DLCS-Rekonstruktion hingegen wird weniger durch die Unterabtastung der separierten Teilmengen beeinträchtigt, sodass der volle Datensatz und die beiden separierten Teilmengen etwa die gleiche Bildqualität haben.

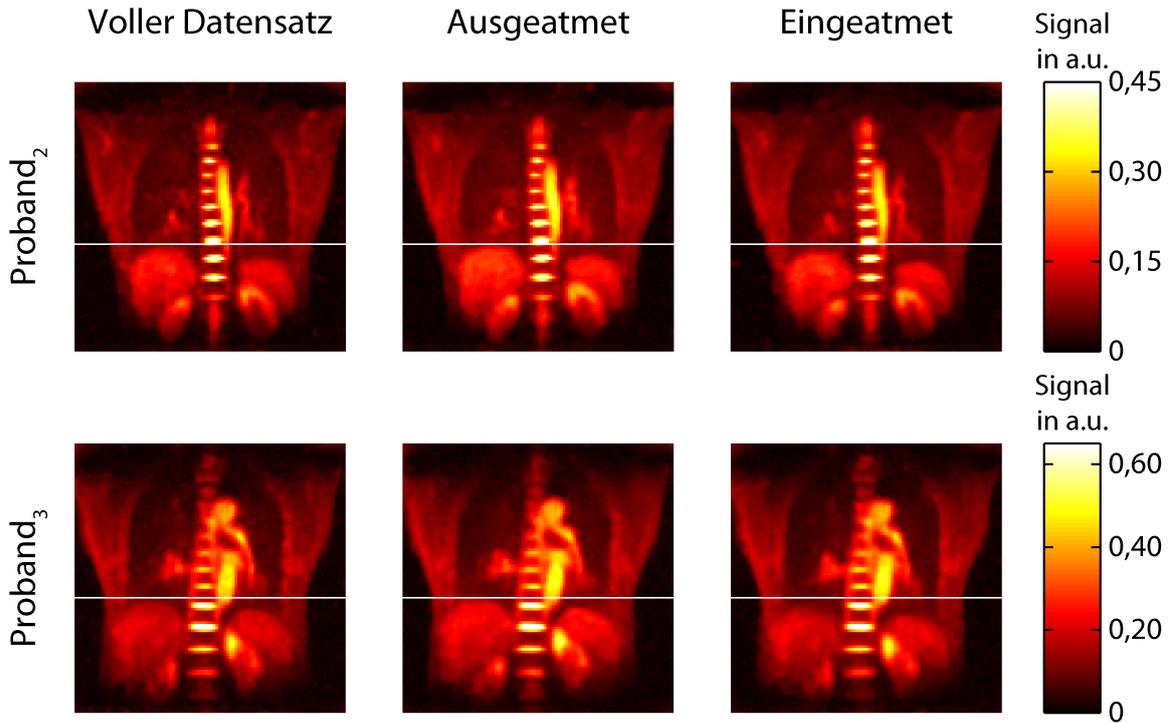


Abbildung 4.16: 3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der separierten Teilmengen der ^{23}Na -MR-Untersuchung der Lunge von Proband₂ und Proband₃. Leber, Nieren und Magen liegen in der unteren Hälfte des coronalen Sichtfeldes der HF-Spule. Im ausgeatmeten Zustand befinden sich diese Organe im Vergleich zum eingeatmeten Zustand weiter kopfwärts (weiße Linien).

In den rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bildern der Untersuchung der Lunge von Proband₁ (Abbildung 4.15) sowie von Proband₂ und Proband₃ (Abbildung 4.16) liegen die Leber, die Nieren und der Magen in der unteren Hälfte des coronalen Sichtfeldes der HF-Spule. Im ausgeatmeten Zustand befinden sich diese natriumhaltigen Organe weiter kopfwärts (weiße Linien in den Abbildungen). Da die Empfangsensitivität der HF-Spule in Richtung des Spulenzentrums ansteigt (Abbildung 4.2), befindet sich im ausgeatmeten Zustand mehr natriumhaltiges Gewebe im sensitiveren Bereich der HF-Spule. Dies hat ein höheres Signal im k -Raum-Zentrum zur Folge (Abbildung 4.14). Im eingeatmeten Zustand sind die Organe weiter in Richtung des unteren Körperendes gelegen und das Signal im k -Raum-Zentrum ist infolgedessen niedriger.

^{23}Na -MR-Bilder des Abdomens Die rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bilder der Untersuchung des Abdomens von Proband₁ sind in Abbildung 4.17 dargestellt. Die NUFFT-Rekonstruktionen und die 3D-DLCS-Rekonstruktionen des Abdomens zeigen die gleichen Eigenschaften wie

die Rekonstruktionen der Lungen (Abbildung 4.15): Die 3D-DLCS-Rekonstruktionen zeigen im Allgemeinen ein deutlich reduziertes Rauschen. Die NUFFT-Rekonstruktionen der beiden separierten Atemzustände weisen ein deutlich erhöhtes Rauschen im Vergleich zum vollen Datensatz auf. Die 3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der beiden separierten Teilmengen haben etwa die gleiche Bildqualität.

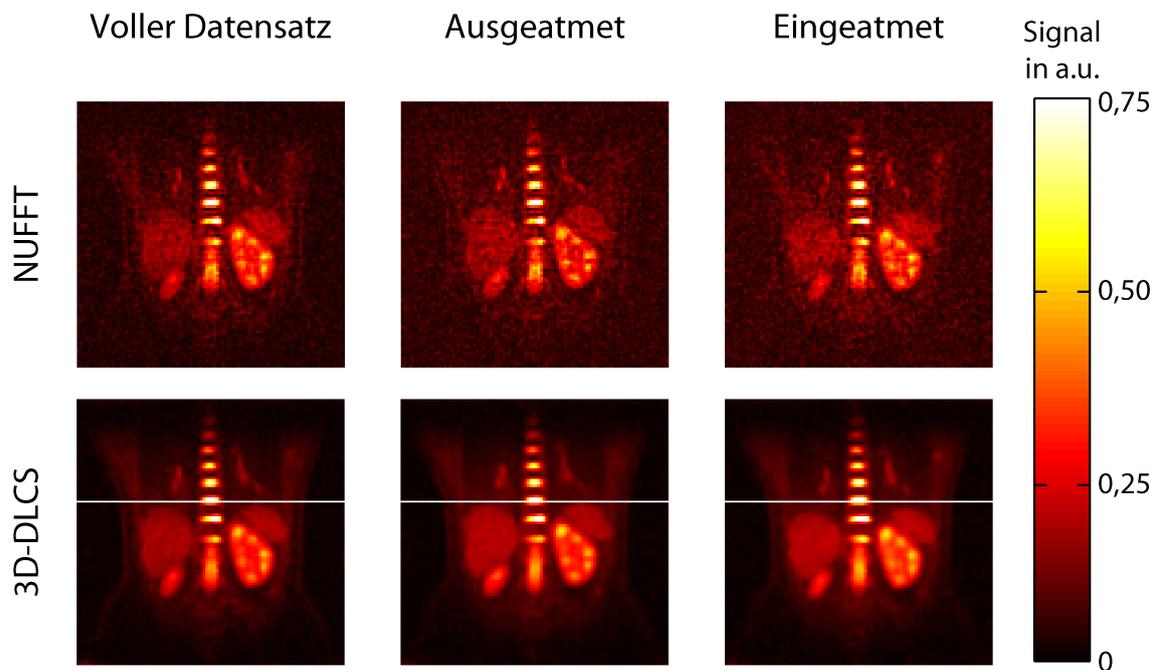


Abbildung 4.17: NUFFT- und 3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der separierten Teilmengen der ²³Na-MR-Untersuchung des Abdomens von Proband₁. Die 3D-DLCS-Rekonstruktionen zeigen ein deutlich reduziertes Rauschen im Vergleich zu den NUFFT-Rekonstruktionen. Bei den NUFFT-Rekonstruktionen führt die Aufteilung aller Projektionen in zwei Teilmengen zu einer deutlichen Reduktion der Bildqualität. Die 3D-DLCS-Rekonstruktion ist durch die Aufteilung weniger beeinträchtigt. Leber, Nieren und Magen liegen in der unteren Hälfte des coronalen Sichtfeldes der HF-Spule. Im ausgeatmeten Zustand befinden sich diese Organe im Vergleich zum eingeatmeten Zustand weiter kopfwärts (weiße Linien).

In den rekonstruierten ²³Na-MR-Bildern der Untersuchung des Abdomens von Proband₁ (Abbildung 4.17) liegen die Leber, die Nieren und der Magen in der unteren Hälfte des coronalen Sichtfeldes der HF-Spule. Bei Proband₂ und Proband₃ (Abbildung 4.18) liegen diese natriumhaltigen Organe hingegen im mittleren Bereich des coronalen Sichtfeldes der HF-Spule. Generell befinden sich die Leber, die Nieren und der Magen im ausgeatmeten Zustand weiter kopfwärts (weiße Linien in den Abbildungen).

Die Empfangsensitivität der HF-Spule steigt in Richtung des Spulenzentrums an (Abbildung 4.2). Wie bei den Untersuchungen der Lunge befindet sich bei Proband₁ im ausgeatmeten Zustand mehr natriumhaltiges Gewebe im sensitiveren Bereich der HF-Spule. Infolgedessen ist das Signal im *k*-Raum-Zentrum im ausgeatmeten Zustand höher als im eingeatmeten Zustand (Abbildung 4.14). Aufgrund der Lage der Leber, der Nieren und des Magens in den MR-Bildern des Abdomens von Proband₂ sowie von Proband₃ (Abbildung 4.18) befindet sich

im ausgeatmeten Zustand mehr natriumhaltiges Gewebe im weniger sensitiven Bereich der HF-Spule. Das hat ein geringeres Signal im k -Raum-Zentrum im ausgeatmeten Zustand als im eingeatmeten Zustand zur Folge (Abbildung 4.14).

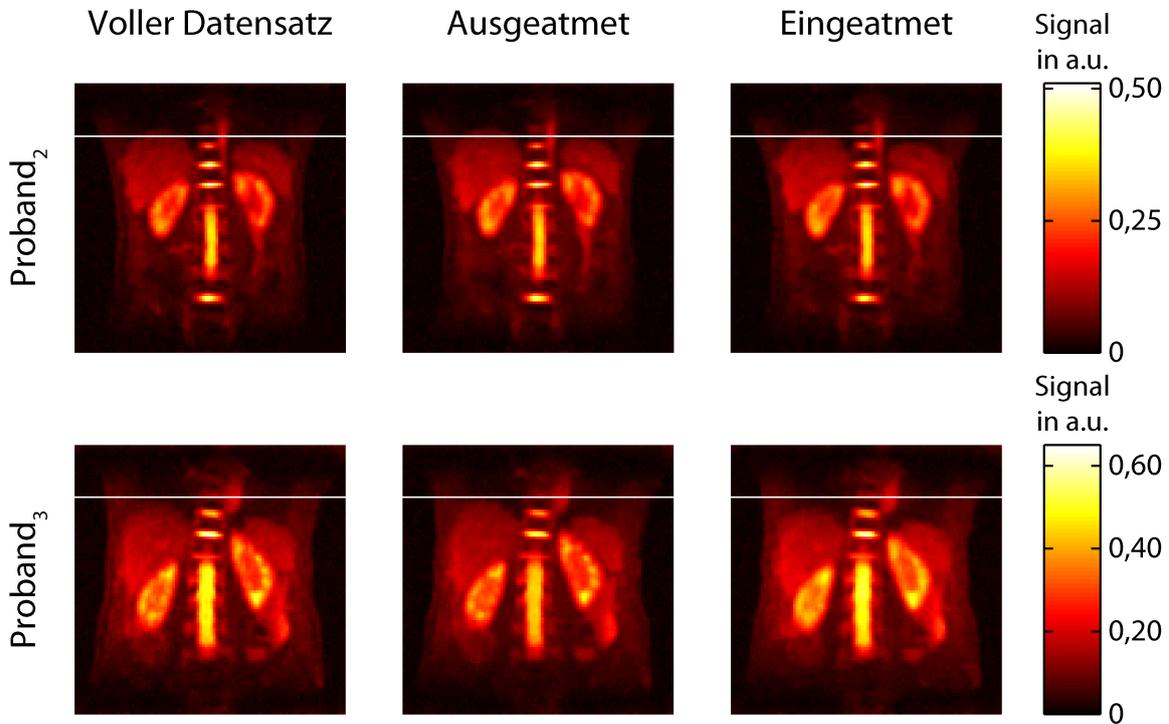


Abbildung 4.18: 3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der separierten Teilmengen der ^{23}Na -MR-Untersuchung des Abdomens von Proband₂ und Proband₃. Leber, Nieren und Magen liegen im mittleren Bereich des coronalen Sichtfeldes der HF-Spule. Im ausgeatmeten Zustand befinden sich Leber, Nieren und Magen im Vergleich zum eingeatmeten Zustand weiter kopfwärts (weiße Linien).

Separation der Atmung und Reduktion der Verwischungen In den Abbildungen 4.19 und 4.20 sind die relevanten Bereiche der 3D-DLCS-Rekonstruktionen der ^{23}Na -MR-Untersuchungen der Lunge und des Abdomens noch einmal vergrößert dargestellt. Es werden die Rekonstruktionen des vollen Datensatzes sowie der separierten Teilmengen gezeigt. Weiterhin wird jeweils in der vierten Spalte die relative Abweichung abgebildet, die mit Gleichung 3.22 bestimmt wurde.

Die MR-Bilder der vollen Datensätze stellen Überlagerungen aller Atemphasen dar und folglich sind die Randbereiche von Organen in diesen MR-Bildern verwaschener als in den separierten MR-Bildern. Dies ist zum Beispiel in den Randbereichen von Leber und Magen sichtbar. Weiterhin treten Verwischungen in den Bereichen der Pulmonalgefäße (Abbildung 4.19) sowie des Nierenmarks und der Nierenrinde (Abbildung 4.20) auf.

Diese Verwischungen werden durch die Separation der aufgenommenen Projektionen in zwei Atemzustände merklich reduziert. Infolgedessen werden beispielsweise die Pulmonalgefäße und das Nierenmark in den separierten ^{23}Na -MR-Bildern besser aufgelöst und können daher besser untersucht werden.

4.2. In-vivo- ^{23}Na -MR-Bildgebung

In den rekonstruierten MR-Bildern des eingeatmeten Zustands der Untersuchungen des Abdomens treten allerdings weiterhin Verwischungen auf, während die Verwischungen in den MR-Bildern des ausgeatmeten Zustands deutlich abnehmen.

In Abschnitt 3.5.4 wurden die folgenden Eigenschaften der relativen Abweichung für zwei beispielhafte Signalverteilungen gezeigt: Wenn sich ein Organ mit einem hohen Signalwert beim Ausatmen nach cranial (in Richtung des Kopfes) bewegt, ergeben sich für die relative Abweichung positive Werte im oberen Randbereich und negative Werte im unteren Randbereich. Die relativen Abweichungen der ^{23}Na -MR-Untersuchungen der Lunge und des Abdomens der drei Probanden zeigen ebenfalls diese Eigenschaften (Abbildungen 4.19 und 4.20, rechte Spalte). Am oberen Rand der Leber und des Magens ergaben sich positive relative Abweichungen ebenso am oberen Rand der Nieren, während sich am unteren Rand der Nieren negative Werte ergaben.

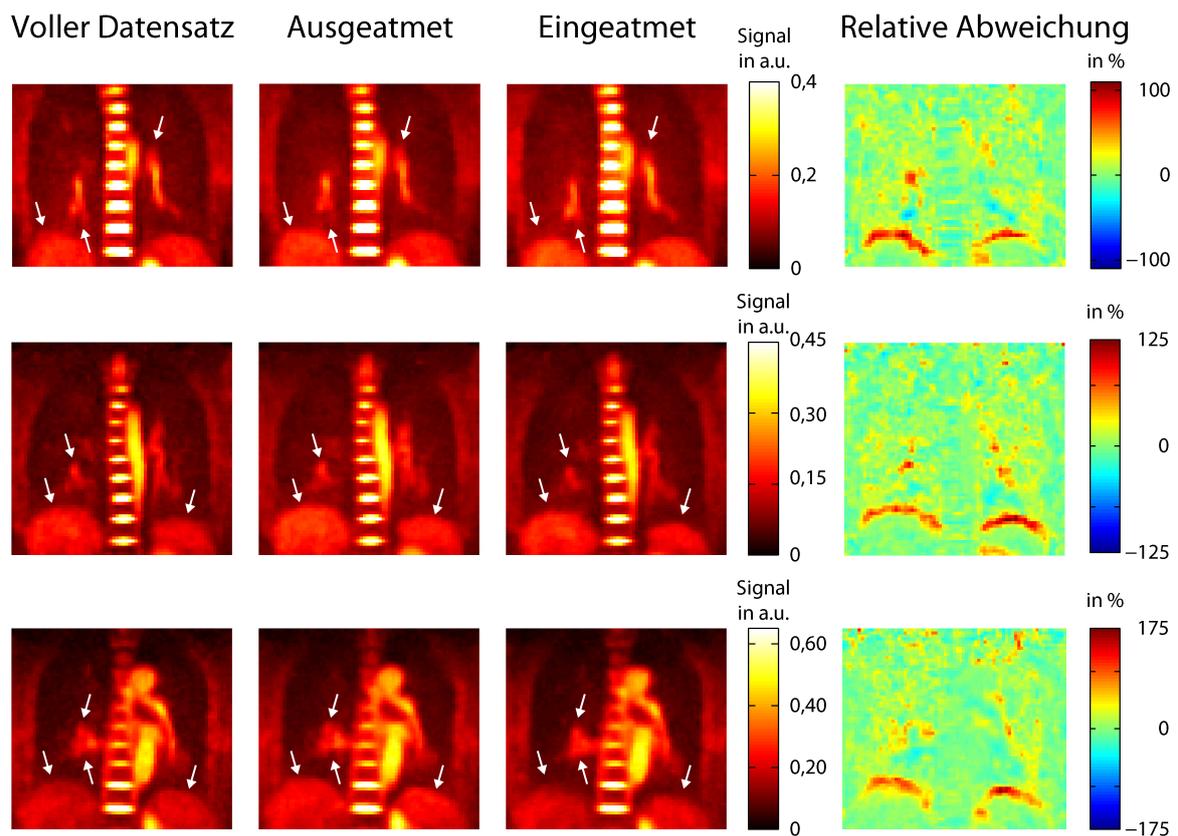


Abbildung 4.19: Vergrößerte Darstellung der relevanten Bereiche der 3D-DLCS-Rekonstruktionen der ^{23}Na -MR-Untersuchungen der Lunge. In den MR-Bildern der vollen Datensätze sind die Randbereiche von Leber und Magen verwaschener (englisch *blurred*) als in in den separierten MR-Bildern (weiße Pfeile). Weiterhin treten bei den vollen Datensätzen Verwischungen in den Bereichen der Pulmonalgefäße auf. Für die relativen Abweichungen der ^{23}Na -MR-Untersuchungen der Lunge der drei Probanden ergaben sich am oberen Rand der Leber und des Magens erwartungsgemäß positive Werte.

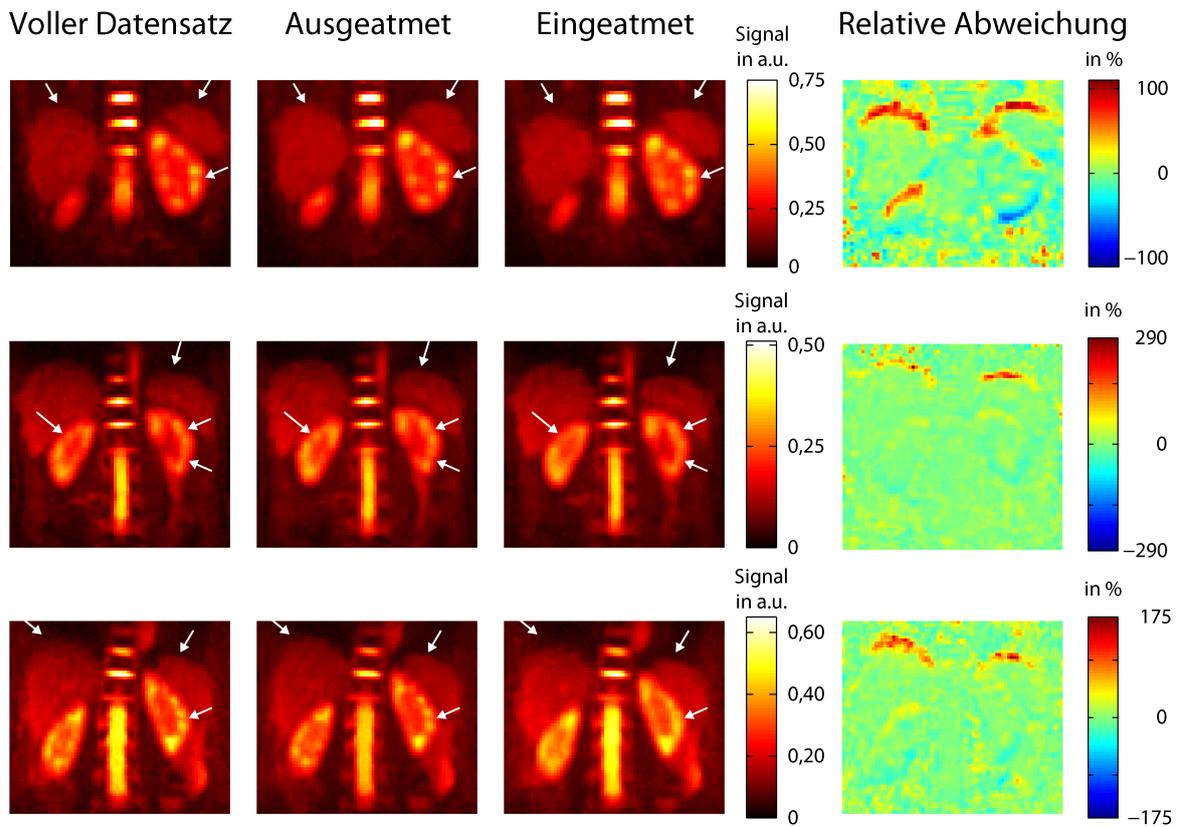


Abbildung 4.20: Vergrößerte Darstellung der relevanten Bereiche der 3D-DLCS-Rekonstruktionen der ^{23}Na -MR-Untersuchungen des Abdomens. In den MR-Bildern der vollen Datensätze sind die Randbereiche von Nieren, Leber und Magen verwaschener (englisch *blurred*) als in den separierten MR-Bildern (weiße Pfeile). Weiterhin treten bei den vollen Datensätzen Verwischungen in den Bereichen des Nierenmarks und der Nierenrinde auf. Im ausgeatmeten Zustand werden diese Verwischungen merklich reduziert, während im eingeatmeten Zustand jedoch weiterhin Verwischungen auftreten. Für die relativen Abweichungen der ^{23}Na -MR-Untersuchungen des Abdomens der drei Probanden ergaben sich, wie erwartet, am oberen Rand der Nieren, Leber und des Magens positive Werte und am unteren Rand der Nieren negative Werte.

Diskussion

Das Hauptziel dieser Arbeit war es, die *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung der gesamten Lunge bzw. des Abdomens bei 7 Tesla zu ermöglichen.

Im ersten Schritt wurde daher eine ^{23}Na -HF-Körperspule und ihre HF-Sende- und Empfangskette entwickelt, aufgebaut und optimiert. Die entwickelte HF-Spule ist oval und ist daher an die Geometrie des menschlichen Körperstamms angepasst. Sie ermöglicht zum ersten Mal die Aufnahme von *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildern der gesamten Breite des menschlichen Körperstamms mit einer großen Abdeckung in Längsrichtung des Körpers (Richtung des (B_0)-Feldes) bei 7 Tesla. Zur Untersuchung der HF-Eigenschaften der entwickelten HF-Spule wurden u. a. Messungen im MR-Tomographen sowie Simulationen elektromagnetischer Hochfrequenzfelder (abgekürzt EM-Simulationen) durchgeführt. Die Funktionsfähigkeit der ^{23}Na -HF-Körperspule wurde anhand von *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Aufnahmen der Lunge und des Abdomens, insbesondere der Nieren, demonstriert.

Da die ^{23}Na -MR-Bildgebung des Körperstamms im Allgemeinen durch physiologische Bewegungen, wie beispielsweise die Atmung, beeinträchtigt wird, wurde eine Methode entwickelt, die eine respiratorische Separation der aufgenommenen Daten basierend auf dem ermittelten Atemsignal ermöglicht. Erstmals wurde das Atemsignal retrospektiv aus den aufgenommenen ^{23}Na -MR-Daten berechnet. Durch die Aufteilung der aufgenommenen MR-Daten in zwei verschiedene Atemphasen wurden Verwischungen (englisch *blurring*) in den MR-Bildern, die aufgrund der Atembewegung auftreten, reduziert. Diese Methode zur intrinsischen respiratorisch separierten Rekonstruktion wurde an der Lunge und am Abdomen von drei Probanden erfolgreich angewendet.

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte ^{23}Na -HF-Körperspule und die angewandten Methoden sowie die daraus resultierenden Ergebnisse werden in den folgenden Kapiteln diskutiert und bewertet.

5.1 ^{23}Na -HF-Körperspule

Wie bereits erwähnt, soll die ^{23}Na -Körperspule die *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung der gesamten Lunge bzw. des Abdomens ermöglichen. Hierfür muss sie insbesondere zwei Bedingungen erfüllen: zum einen muss der sensitive Bereich der ^{23}Na -HF-Spule einen großen Bereich des menschlichen Körpers abdecken und zum anderen muss die HF-Spule in diesem Bereich ein möglichst homogenes Sendefeld (B_1^+) sowie Empfangsfeld (B_1^-) gewährleisten.

Während der Entwicklung und Optimierung der HF-Hardware der ^{23}Na -Körperspule wurden die folgenden Komponenten aufgebaut:

- Ovale ²³Na-HF-Birdcage-Spule (Abschnitt 3.1.2.2)
- HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Birdcage-Spule 2P 1Tx 1Rx (Abschnitt 3.1.2.3 und 3.1.2.4)
- HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Birdcage-Spule 4P 1Tx 1Rx (Abschnitt 3.1.2.5 und 3.1.2.6)
- Optimierte HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Birdcage-Spule 4P 1Tx_{opt} 4Rx (Abschnitt 3.1.2.5 und 3.1.2.7)

Diese Komponenten werden im Folgenden diskutiert und bewertet.

5.1.1 Ovale ²³Na-HF-Birdcage-Spule

Bei der entwickelten ²³Na-HF-Körperspule handelt es sich um eine Sende- und Empfangsspule mit einer Ausdehnung in z -Richtung (Richtung des $(-B_0)$ -Feldes) von 35 cm. Es wurde das Design einer relativ eng anliegenden, ovalen HF-Birdcage-Spule gewählt, die auf einem starren Gehäuse montiert wurde. Somit wurde die geometrische Form der HF-Spule sowohl an die Form des menschlichen Körperstamms angepasst als auch an den begrenzten Raum innerhalb eines MR-Tomographen mit einem Bohrungsdurchmesser von $d = 60$ cm und einem Patiententisch. Sie bietet einen hohen Füllfaktor für den Körperstamm eines erwachsenen Menschen, wovon die Sensitivität der HF-Spule profitiert (Abschnitt 2.3.1.5).

Infolgedessen ist allerdings auch der Platz innerhalb der HF-Spule eingeschränkt. Der Körperumfang eines Patienten oder Probanden ist daher auf etwa 110 cm begrenzt. Für eine komfortable Lagerung des Messobjekts (Phantom, Proband, Patient) wurde die HF-Spule in zwei Hälften geteilt. Die Arme werden außerhalb der HF-Spule positioniert. Hierbei ist es wichtig, bei der Lagerung des Patienten oder Probanden für eine bequeme Positionierung der Arme zu sorgen.

Die HF-Birdcage-Spule besteht aus zwei Endringen und zwölf Verstrebungen und wird in einer Tiefpass-Konfiguration betrieben. Die Larmorfrequenz der ²³Na-Kernspins bei 7 Tesla beträgt 78,6 MHz. Aufgrund der verletzten Rotationssymmetrie der ovalen Spule ist die Erzeugung eines zirkular polarisierten B_1 -Feldes erschwert. In den 1990er Jahren haben sich viele MR-Gruppen mit der Optimierung des Sendefeldes von elliptischen HF-Birdcage-Spulen beschäftigt, indem die Positionierung der Verstrebungen der elliptischen Birdcage-Spule oder die Stromverteilung auf den Verstrebungen optimiert wurden [Leifer, 1997; Li et al., 1997]. Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Verstrebungen der ovalen Birdcage-Spule, wie in der Arbeit von Kurczewski et al. [1992] über elliptische Birdcage-Spulen, jeweils in einem Winkelabstand von $360^\circ/12 = 30^\circ$ zueinander positioniert. Aus geometrischen Gründen mussten jedoch zwei Verstrebungen um wenige Grad verschoben werden. Dies hat im transversalen Schnitt der Spule eine zusätzliche Verletzung der Punktsymmetrie bezüglich des Zentrums zur Folge.

Die Größe der Kapazitäten auf den Verstrebungen, die sich direkt auf die Stromverteilung auswirken, wurden in EM-Simulationen angepasst, um eine möglichst homogene Sendefeldverteilung zu erhalten, und anschließend im realisierten Aufbau feinabgestimmt. Durch eine Optimierung der Spulengeometrie und der Positionierungen der Verstrebungen sowie durch eine Optimierung der Kapazitätswerte kann möglicherweise eine weitere Verbesserung der Homogenität erzielt werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die HF-Birdcage-Spule zunächst, wie bei Birdcage-Spulen üblich, mit zwei Einspeisestellen betrieben. Anschließend wurde die Einspeisung auf vier Einspeisestellen erweitert [Ibrahim et al., 2000]. Hierdurch konnte eine deutliche Steigerung der Homogenität im Sende- und Empfangsfeld realisiert werden. Dies wird in den folgenden Abschnitten bewertet und diskutiert.

5.1.2 Optimierung der HF-Sende- und Empfangskette

Die HF-Sende- und Empfangskette der ovalen ^{23}Na -HF-Spule wurde optimiert, um die Homogenität im Sende- und Empfangsfeld zu erhöhen. In Abbildung 5.1 werden die Auswirkungen der Entwicklungsschritte auf die Verteilung des Sendefeldes noch einmal aufgezeigt.

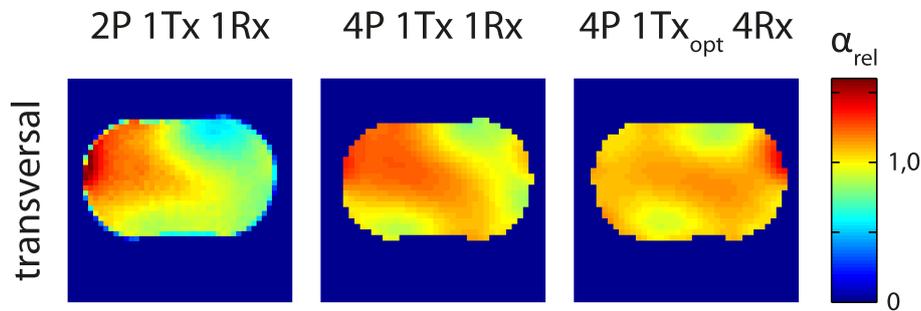


Abbildung 5.1: Relative transversale Flipwinkelkarten α_{rel} der drei Spulenkonfigurationen in einem Körperphantom mit dielektrischen Eigenschaften vergleichbar zu Körpergewebe (aus Abbildung 4.1). Diese drei Verteilungen zeigen die Steigerung der Homogenität des Sendefeldes über die drei Entwicklungsschritte der ovalen ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule.

Aufgrund der erwähnten verletzten Rotationssymmetrie der ovalen HF-Birdcage-Spule sowie der verletzten Punktsymmetrie im transversalen Schnitt, ist die Erzeugung eines zirkular polarisierten B_1 -Feldes mit einer für Birdcage-Spulen üblichen Einspeisung an zwei Einspeisestellen mit $\Delta\varphi = 90^\circ$ (2P 1Tx 1Rx) nur in einem begrenzten Bereich des Untersuchungsvolumens möglich (Abbildung 5.1 links).

Eine Erhöhung der Homogenität des Sendefeldes (B_1^+) der ovalen Birdcage-Spule wurde durch eine Vierkanal-Einspeisung realisiert. Durch die Einspeisung an vier Stellen können gleichmäßigere Ströme auf den Birdcage-Verstrebungen erzielt werden [Ibrahim et al., 2000]. An den vier Eingängen der Birdcage-Spule wurden HF-Signale mit unterschiedlichen Phasenbeziehungen zueinander eingespeist. Durch die Einspeisung von vier Sendesignalen mit den herkömmlichen Phasenunterschieden von jeweils $\Delta\varphi = 90^\circ$ (4P 1Tx 1Rx) wurde bereits eine deutliche Erhöhung der Homogenität erzielt (Abbildung 5.1 Mitte).

Im nächsten Schritt wurden die Sendephasen in EM-Simulationen an die Geometrie angepasst: $-(270^\circ - \varphi_x)$, -180° , $-(90^\circ + \varphi_x)$, 0° (4P 1Tx_{opt} 4Rx). Mit einer Phasenanpassung von $\varphi_x = 17^\circ$ wurde die Homogenität im Vergleich zur Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx weiter erhöht (Abbildung 5.1 rechts). Dies zeigt sich auch in einer Abnahme des Variationskoeffizienten CV , der ein Maß für die relative Streuung innerhalb der jeweiligen Verteilung darstellt (Tabelle 4.2). Der Variationskoeffizient des Sendefeldes wird auch relativer Flipwinkelfehler

bezeichnet. Durch die Anpassung der Sendephasen verbesserte sich der Flipwinkelfehler von 8,6 % auf 4,9 % in einem relevanten Bildbereich mit einer Größe von (23 cm \times 13 cm \times 10 cm). In diesem Bildbereich wurde mit der Spulenkonfiguration (4P 1Tx_{opt} 4Rx) bei einer HF-Sendeleistung von 2,4 kW ein mittleres Sendefeld B_1^+ von (11,97 \pm 0,59) μT realisiert.

Durch die Anpassung der Sendephasen ist die Schaltung nicht mehr reziprok und kann daher nicht zur konstruktiven Kombination der Empfangssignale verwendet werden. Die vier Empfangssignale werden daher einzeln aufgenommen. Anschließend wird, wie bei radiologischen Aufnahmen üblich, eine SOS-Kombination der vier Signale angewendet (Abschnitt 3.3.2.1). Bei MR-Signalen mit einem niedrigen SNR, wie bei der ^{23}Na -MR-Bildgebung, kann jedoch eine adaptive Rekonstruktion von Mehrkanal-Daten von Vorteil sein [Benkhedah et al., 2016; Walsh et al., 2000]. Im Vergleich zu Mehrkanal-Daten, die mit einem *Array* aus vielen Spulenelementen (Anzahl der Spulenelemente $>$ 4) aufgenommen wurden, ist für die adaptive Rekonstruktion von Vierkanal-Daten jedoch nur ein geringer Vorteil zu erwarten [Walsh et al., 2000].

Die mit der SOS-Kombination bestimmte Verteilung der relativen Empfangsensitivitäten $B_{1\text{rel}}^-$ der optimierten Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx ist ebenfalls relativ homogen (Abbildung 4.2). Für die Verteilung der relativen Empfangsensitivität verbesserte sich der Variationskoeffizient CV von 9,5 % für 4P 1Tx 1Rx auf 4,5 % für 4P 1Tx_{opt} 4Rx (Tabelle 4.2) in dem relevanten Bildbereich mit einer Größe von (23 cm \times 13 cm \times 10 cm).

Die beiden Vierkanal-Spulenkonfigurationen 4P 1Tx 1Rx und 4P 1Tx_{opt} 4Rx wurden am Körperstamm einer Probandin angewendet. Der qualitative Vergleich zeigte, dass unter anderem die Bildqualität entlang der Körperkontur von der verbesserten Homogenität im Sende- und Empfangsfeld der optimierten Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx profitiert. Weiterhin wurde ein etwa 40 % höheres Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) in der ^{23}Na -MR-Aufnahme des Herzens mit der Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx ermittelt als mit der Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx (Abschnitt 4.2.2).

Die Verbesserung der Homogenität in den Sende- und Empfangsfeldern geht allerdings einher mit einer Erhöhung der benötigten HF-Leistung und somit mit einer höheren Referenzspannung U_{Ref} (Tabelle 4.3). Die jeweils gegenüberliegenden Einspeisestellen koppeln im Sendefall relativ stark miteinander (Transmissionsfaktor $S_{ij} \approx -5,5$ dB). Dies bedeutet, dass ca. 28 % der applizierten Leistung an den gegenüberliegenden Anschluss übermittelt werden. Folglich wird ein großer Anteil der HF-Leistung nicht zur Anregung des Spinsystems genutzt, sondern wird an die Abschlusswiderstände übermittelt, wo die Energie in Wärme umgesetzt wird. Infolgedessen werden höhere HF-Leistungen zur Anregung benötigt. Dies stellt einen Nachteil der Vierkanal-Anregung bei HF-Birdcage-Spulen dar. Im Empfangsfall wird durch Vorverstärkerentkopplung [Roemer et al., 1990] die Kopplung zwischen den Anschlüssen reduziert.

Zusammenfassend erfüllt die ^{23}Na -HF-Spule die geforderten Bedingungen, da ihr sensitiver Bereich einen großen Bereich des menschlichen Körpers abdeckt und ihr Sendefeld (B_1^+) sowie ihr Empfangsfeld (B_1^-) in diesem Bereich relativ homogen sind. Dabei profitiert die Homogenität sehr von der Vierkanal-Einspeisung sowie von der Anpassung der Sendephasen und der separaten Aufnahme der vier Empfangssignale.

5.1.3 EM-Simulationsmodell der ^{23}Na -Körperspule

Die Sende- und Empfangseigenschaften der ^{23}Na -Körperspule wurden zunächst in EM-Simulationen (Abschnitt 3.2) untersucht. Das dreidimensionale Simulationsmodell enthält hierbei die Geometrie sowie die dielektrischen Eigenschaften der HF-Spule und ihrer direkten Umgebung.

Da ein Vergleich zwischen Simulation und Messung nur in einem homogenen Phantom möglich ist, wurden zur Validierung des Simulationsmodells des endgültigen Designs der ^{23}Na -Körperspule die gemessenen und die simulierten Verteilungen des Sendefeldes und des Empfangsfeldes in einem homogenen Körperphantom verglichen. Die dielektrischen Eigenschaften des Phantoms stimmten hierbei mit den mittleren dielektrischen Eigenschaften des Körpergewebes überein.

Die in der Simulation verwendete Leistung wurde entsprechend der applizierten HF-Sendeleistung während der MR-Messung gewählt, welche mit Hilfe eines Richtkopplers gemessen wurde. Für die Simulation des Sende- und Empfangsfalls müssen die Quellimpedanzen in der Netzwerk-Ko-Simulation (Abschnitt 3.2) jeweils entsprechend der im realen Aufbau vorherrschenden Impedanzen gewählt werden. Im Empfangsfall wurde beachtet, dass die Eingangsimpedanzen der Vorverstärker entlang der HF-Empfangskette zur Einspeisestelle transformiert werden (Abschnitt 3.2.1).

Die gemessenen und die simulierten zentralen 2D-Verteilungen stimmen gut überein (Abbildung 4.4, Tabelle 4.5). Aus den 1D-Verläufen des Sendefeldes entlang der drei zentralen Achsen (Abbildung 4.5) wurden die mittlere und die maximale relative Abweichung berechnet. Das dreidimensionale Simulationsmodell wurde mit einer mittleren Übereinstimmung von 5,5% validiert. Wie in der Arbeit von Fiedler et al. [2017a] wurde die maximale relative Abweichung von 14,0% in der Sicherheitsbetrachtung zur Abschätzung der Unsicherheit der EM-Simulation verwendet ($u_{\max} = 1,14$).

5.1.4 Sicherheitsbetrachtung der ^{23}Na -Körperspule

Im Sendefall werden während des Sendepulses hohe HF-Leistungen an der ^{23}Na -Körperspule appliziert. Bei *In-vivo*-Anwendungen wird daher die Spezifische Absorptionsrate begrenzt (IEC-Standard 60601-2-33 [IEC, 2015]).

In EM-Simulationen der HF-Spule mit einem anatomischen Körpermodell wurden realitätsnahe lokale Verteilungen der Spezifischen Absorptionsrate berechnet. Zur Untersuchung der Verteilung der Spezifischen Absorptionsrate im menschlichen Körper wurden mehrere EM-Simulationen mit zwei verschiedenen heterogenen Körpermodellen und für verschiedene Positionierungen in der HF-Spule durchgeführt. Hierbei wurde das globale, das Teilkörper- sowie das lokale SAR untersucht. Die resultierenden SAR-Werte wurden jeweils über 6 min gemittelt, um die mittleren SAR-Werte zu erhalten (IEC-Standard 60601-2-33 [IEC, 2015]).

Die Grenzwerte für das SAR werden allgemein aufgeteilt in Grenzwerte für Volumenspulen und für lokale Spulen (Tabelle 2.1). Basierend auf der guten Kenntnis der Verteilung des SAR und der bisherigen sicheren Anwendung von Volumenspulen in der MR-Bildgebung, wird für Volumenspulen die Energie begrenzt, die im gesamten Körper bzw. in einem Teilkörper absorbiert wird. Für herkömmliche Volumenspulen muss die lokal absorbierte Energie nicht

beachtet werden, obwohl von Murbach et al. [2011] für ^1H -Volumenspulen bei 1,5 Tesla gezeigt wurde, dass die lokalen SAR-Grenzwerte überschritten werden können. Für lokale Spulen muss innerhalb der gesamten Gewebeverteilung der Grenzwert für das lokale SAR eingehalten werden. Das lokale SAR wird für Volumenelemente mit einer Masse von 10 g bestimmt (IEC-Standard 60601-2-33 [IEC, 2015]).

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die drei genannten SAR-Kriterien betrachtet, obwohl für eine Volumenspule nur das globale und das Teilkörper-SAR begrenzt werden müssten. Für die vier durchgeführten EM-Simulationen war die Begrenzung des lokalen SAR jedoch deutlich kritischer als die Begrenzung des globalen oder des Teilkörper-SAR. Die resultierende maximal zulässige mittlere HF-Leistung, die sich basierend auf dem lokalen SAR und dem Grenzwert des lokalen SAR in der normalen Betriebsart ergab, betrug $P_{\text{HF max}} = 121 \text{ W}$. Bei der Berechnung dieses Wertes wurden der Unsicherheitsfaktor der EM-Simulation $u_{\text{max}} = 1,14$ (Abschnitt 4.1.3.1) sowie die Verluste in der HF-Sendekette beachtet. Durch die Begrenzung der maximal zulässigen mittleren HF-Leistung basierend auf dem lokalen SAR wurde somit eine konservativere Sicherheitsabschätzung im Vergleich zu einer Begrenzung basierend auf dem globalen oder dem Teilkörper-SAR durchgeführt. Außerdem wurde im Rahmen dieser Arbeit nur die normale Betriebsart verwendet und nicht die kontrollierte Betriebsart erster Stufe, die höhere mittlere HF-Leistungen zulässt.

5.1.5 Erweiterungsmöglichkeiten der HF-Spule

Die entwickelte ^{23}Na -HF-Körperspule ist eine einzelresonante Sende- und Empfangsspule für die Anwendung bei 7 Tesla mit vier Kanälen, die zum Einspeisen sowie zum Empfangen verwendet werden kann, und sie ist eine Volumenspule, die in einem großen Volumen ein relativ homogenes Sende- und Empfangsfeld liefert. Allerdings sind Volumenspulen im Allgemeinen weniger sensitiv als Oberflächenspulen.

In der klinischen Routine werden die Vorteile von Volumenspulen und Oberflächenspulen häufig kombiniert, indem eine Volumenspule zur Anregung des Spinsystems verwendet wird und ein Spulen-*Array* aus mehreren lokalen Spulen [Roemer et al., 1990] zum Empfangen der Spinsignale verwendet wird. Im Sendefall sollte das Sendesignal jedoch nur geringfügig in die Empfangsspulen koppeln und im Empfangsfall sollte das Empfangssignal auch nur geringfügig in die Sendespule koppeln. Hierfür können Schaltungen verwendet werden, die im Sendefall die Empfangsspulen und im Empfangsfall die Sendespule verstimmen.

Bei der ^{23}Na -MR-Bildgebung der Nieren, der Leber oder der Prostata mit der entwickelten HF-Körperspule könnte das Signal-zu-Rausch-Verhältnis durch eine Verwendung zusätzlicher lokaler Empfangsspulen erhöht werden. In diesem Fall muss die bereits erwähnte Wechselwirkung zwischen der Sendespule und den Empfangsspulen beachtet und minimiert werden.

Weiterhin ermöglicht eine doppelresonante ^1H - ^{23}Na -HF-Spule oder eine Kombination aus einer ^1H - und einer ^{23}Na -HF-Spule eine Homogenisierung des statischen B_0 -Feldes durch das sogenannte *Shimmen* sowie eine Aufnahme von hochaufgelösten anatomischen ^1H -MR-Bildern und von physiologischen ^{23}Na -Bildern während einer MR-Untersuchung. Die hochaufgelösten anatomischen MR-Bilder könnten dann zur Registrierung der ^{23}Na -MR-Bilder und weiterer diagnostischer Bilder dienen oder als Vorwissen für eine iterative Rekonstruktion der ^{23}Na -MR-Daten [Gnahm et al., 2014; Gnahm und Nagel, 2015] sowie für eine Korrektur des Partialvolumeneffekts in den niedrig aufgelösten ^{23}Na -MR-Bildern [Niesporek et al., 2017] verwendet werden.

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte ^{23}Na -HF-Spule kann künftig um lokale ^1H -Spulen erweitert werden. Da die ^{23}Na -Körperspule nicht geschirmt ist, kann sie auch mit einer ^1H -Ganzkörperspule kombiniert werden, die einen größeren Durchmesser als die ovale ^{23}Na -HF-Spule hat. In 7-Tesla-Ganzkörper-MR-Tomographen gibt es jedoch keine ^1H -Ganzkörperspule wie bei herkömmlichen 1,5-Tesla- oder 3,0-Tesla-Ganzkörper-MR-Tomographen. In der Arbeit von Orzada et al. [2017] wird eine 7-Tesla-Ganzkörperspule vorgestellt, die hinter der Bohrung des Tomographen installiert wird. Die ^{23}Na -HF-Spule könnte mit einer solchen Spule kombiniert werden. In diesem Fall muss, ähnlich wie bei separaten Sende- und Empfangsspulen, die Wechselwirkung zwischen der ^{23}Na -HF-Spule und der ^1H -HF-Spule beachtet und minimiert werden.

5.1.6 Vergleich mit anderen X-Kern-Körperspulen

In diesem Abschnitt wird die entwickelte ^{23}Na -HF-Körperspule mit X-Kern-Körperspulen von anderen Forschungsgruppen verglichen. Es werden beispielhaft zwei Volumenspulen und eine lokale Spule mit vier Spulenelementen betrachtet.

An die beiden Volumenspulen wurden ähnliche Anforderungen gestellt wie an die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte ovale ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule für 7 Tesla: Zum einen soll der sensitive Bereich der HF-Spule einen großen Bereich des Körpers abdecken und zum anderen soll in diesem Bereich ein möglichst homogenes Sendefeld B_1^+ erzeugt werden.

Die Anforderungen, die an die lokale Spule mit vier Spulenelementen gestellt wurden, weichen von den Anforderungen an die drei Volumenspulen ab. Bei dieser Spule stand die hohe Sensitivität der lokalen Spule im Vordergrund. Weiterhin sollte die benötigte HF-Leistung im Vergleich zu Volumenspulen niedrig gehalten werden, um möglichst kurze HF-Pulse zu ermöglichen.

Asymmetrische ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule für 3 Tesla

In der Arbeit von Wetterling et al. [2012] wird eine asymmetrische ^{23}Na -HF-Birdcage-Spule mit 16 Verstrebungen für 3 Tesla beschrieben. Die Larmorfrequenz der ^{23}Na -Kernspins beträgt 32,6 MHz. Die 3-T-Birdcage-Spule wird in Quadratur betrieben, indem zwei HF-Signale mit einem Phasenunterschied von 90° eingespeist werden.

Der sensitive Bereich der 3-T-Spule soll den homogenen Teil des B_0 -Feldes abdecken. Folglich ist die 3-T-Spule mit 50 cm etwas länger [Wetterling et al., 2012] als die 7-T-Spule mit 35 cm. Weiterhin wurde bei der 3-T-Spule ein asymmetrisches Design wie in der Arbeit von De Zanche et al. [2008] gewählt. Die Spule nutzt den gesamten freien Raum im MR-Tomographen, der durch die Bohrung und den Patiententisch begrenzt wird. Infolgedessen ist genügend Platz für den Patienten und für zusätzliche Hardware. Dieser Platz ist in der 7-T-Spule durch ihr ovales Design eingeschränkt. Allerdings bietet die 7-T-Spule folglich einen höheren magnetischen Füllfaktor (Abschnitt 2.3.1.5).

Im Gegensatz zur 7-T-Spule kann die 3-T-Spule aktiv verstimmt werden. Infolgedessen können lokale Spulen zum Empfangen verwendet werden, was einen deutlichen SNR-Gewinn insbesondere in oberflächennahen Bereichen zur Folge hat. Einen weiteren Unterschied stellt die Abschirmung der HF-Spule dar. Bei der 3-T-Spule war eine Abschirmung nötig, um ei-

ne Kopplung mit den benachbarten Gradientenspulen [Wetterling et al., 2012] bzw. mit der benachbarten ^1H -Körperspule [De Zanche et al., 2008] zu vermeiden. Auf eine Abschirmung konnte bei der ovalen 7-T-Spule verzichtet werden. Wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, könnte die nicht geschirmte Spule in Kombination mit einer ^1H -Ganzkörperspule verwendet werden, die hinter der Bohrung des Tomographen installiert werden kann. Die 3-T-Spule kann hingegen aufgrund ihrer Abschirmung nicht mit einer ^1H -Ganzkörperspule verwendet werden.

Die Referenzspannung der asymmetrischen 3-T-Spule liegt mit 1200 V in der gleichen Größenordnung wie die Referenzspannung der ovalen 7-T-Spule mit 1300 V bis 1500 V (Tabelle 4.3).

In die Bohrung integrierte ^{31}P -HF-Birdcage-Spule für 7 Tesla

In der Arbeit von Löring et al. [2016] wurde eine ^{31}P -HF-Ganzkörperspule zur Aufnahme von ^{31}P -MR-Spektren bei 7 Tesla vorgestellt. Die Larmorfrequenz der ^{31}P -Kernspins beträgt 120,6 MHz. Die HF-Spule wird direkt in die Bohrung integriert, wobei der Durchmesser der Bohrung von 58 cm auf 52 cm minimiert wurde [Löring et al., 2016]. Weiterhin wurde ein speziell angefertigter Patiententisch verwendet. Diese HF-Spule bietet, wie die 3-T- ^{23}Na -Spule, genügend Platz für den Patienten und für zusätzliche Hardware.

Die ^{31}P -HF-Ganzkörper-Spule nimmt den Platz einer möglichen ^1H -HF-Ganzkörperspule wie in der Arbeit von Orzada et al. [2017] ein. Zwei verschiedene Ganzkörperspulen können somit nicht gleichzeitig im MR-Tomographen installiert werden. Die integrierte ^{31}P -HF-Ganzkörperspule kann allerdings mit anderen HF-Spulen kombiniert werden, die im Inneren der Bohrung positioniert werden, wie beispielsweise mit der entwickelten ovalen 7-T- ^{23}Na -Spule. In diesem Fall muss die Wechselwirkung zwischen den HF-Spulen beachtet und minimiert werden.

Bei der ^{31}P -HF-Ganzkörperspule handelt es sich um eine Hochpass-Birdcage-Spule mit 20 Verstrebungen. Sie wird in Quadratur betrieben, indem zwei HF-Signale mit einem Phasenunterschied von 90° eingespeist werden. Die Länge in z -Richtung beträgt 40 cm und entspricht somit ungefähr der Länge der entwickelten 7-T- ^{23}Na -Spule mit 35 cm.

Das realisierte homogene Sendefeld der ^{31}P -HF-Spule ermöglicht eine gleichmäßige Anregung in einem großen Bereich mit einfachen rechteckförmigen HF-Pulsen, die wenig HF-Leistung beanspruchen [Löring et al., 2016]. In der Arbeit von Löring et al. [2016] wurde die ^{31}P -HF-Ganzkörperspule ebenfalls zunächst als Sende- und Empfangsspule ohne lokale Empfangsspulen eingesetzt.

Lokale Spule mit vier Spulenelementen für 7 Tesla

In der Arbeit von Graessl et al. [2015] wird ein Vierkanal-Spulen-*Array* zum Senden und zum Empfangen für die ^{23}Na -Herzbildgebung bei 7 Tesla vorgestellt. Weiterhin verfügt die HF-Spule über einen ^1H -Kanal, der für eine Homogenisierung des statischen B_0 -Feldes (englisch *Shimming*) sowie für Aufnahmen von anatomischen ^1H -MR-Bildern zur Lokalisierung verwendet werden kann. Die Larmorfrequenzen bei 7 Tesla betragen 78,6 MHz für die ^{23}Na -Kernspins und 297,2 MHz für die ^1H -Kernspins.

Die HF-Spule besteht aus zwei Teilen, die anterior und posterior positioniert werden. In jeder Spulenhälfte befinden sich zwei ^{23}Na -Spulenelemente zum Senden und Empfangen. Abhängig von der Position der Sendeelemente werden angepasste Sendephasen eingespeist (-305° , -136° , -93° , 0°), um ein möglichst zirkular polarisiertes Sendefeld zu erzeugen [Graessl et al., 2015]. Diese Phasen Anpassung ist vergleichbar mit der Phasen Anpassung, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurde (Abschnitt 3.1.2.7).

In der Spulenhälfte, die anterior positioniert wird, befindet sich weiterhin die ^1H -Einkanal-Spule. Zur Reduktion der Wechselwirkung zwischen der ^1H -Spule und der ^{23}Na -Spule wird ein ^1H -Sperrkreis in die oberen ^{23}Na -Spulenelemente eingefügt.

Die Referenzspannung für die ^{23}Na -Anregung wurde mit ca. 680 V angegeben [Graessl et al., 2015] und liegt somit deutlich unter der Referenzspannung der 3-T-Birdcage-Spule (ca. 1200 V [Wetterling et al., 2012]) und der 7-T-Birdcage-Spule (ca. 1400 V). Bei geringeren Referenzspannungen können gleiche Flipwinkel mit kürzeren Pulsdauern erzeugt werden (Abschnitte 3.3.1.2 und 3.3.1.3). Infolgedessen kann die Echozeit kürzer gewählt werden. Bei der Herzbildgebung mit der lokalen Spule konnte eine Echozeit von 0,40 ms angewendet werden [Graessl et al., 2015]. Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Echozeit von $\geq 0,85$ ms angewendet. Folglich ist zu Beginn der Aufnahme bereits deutlich mehr Signal relaxiert.

Graessl et al. [2015] fassen zusammen, dass das Sendefeld der lokalen ^{23}Na -Vierkanal-Spule und dessen Eindringtiefe ausreichend sind, um die ^{23}Na -Herzbildgebung bei 7 Tesla zu ermöglichen. Sie sind jedoch nicht ausreichend, um den gesamten oberen Körperstamm anzuregen. Dies ist mit der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten 7-T- ^{23}Na -Birdcage-Spule möglich.

5.1.7 Ausblick: ^{23}Na -HF-Körperspule

Der sensitive Bereich der ^{23}Na -HF-Körperspule deckt einen großen Bereich des menschlichen Körpers ab und das Sendefeld (B_1^+) sowie das Empfangsfeld (B_1^-) sind in diesem Bereich relativ homogen. Infolgedessen ändert sich der Flipwinkel α nur geringfügig über das Anregungsvolumen und der Einfluss des Sende- und Empfangsfeldes in den aufgenommenen MR-Bildern ist deutlich geringer als z. B. bei lokalen Spulen. Die MR-Bildgebung insbesondere von großen Untersuchungsvolumina wird dadurch vereinfacht, da gleiche Bildkontraste aufgrund der Homogenität des Sendefeldes in größeren Bereichen erzielt werden können.

Infolgedessen ist die ^{23}Na -HF-Körperspule vielseitig einsetzbar. Im Rahmen dieser Arbeit wurde sie zur ^{23}Na -MR-Bildgebung der gesamten Lunge oder des Abdomens eingesetzt. Wie mit der 3-T- ^{23}Na -Birdcage-Spule von Wetterling et al. [2012] können künftig ^{23}Na -Ganzkörper-MR-Bilder rekonstruiert werden, indem einzelne Abschnitte des Körpers aufgenommen und anschließend zusammengefügt werden.

Wie bereits in Abschnitt 5.1.5 beschrieben, kann die HF-Spule zur Steigerung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses künftig um ein ^{23}Na -Spulen-Array zum Empfangen erweitert werden. Weiterhin würde eine zusätzliche ^1H -Spule eine Homogenisierung des B_0 -Feldes ermöglichen und anatomische MR-Bilder zur Verfügung stellen. Hierfür müsste die ^{23}Na -HF-Körperspule leicht modifiziert werden, um mögliche Wechselwirkungen zwischen den HF-Spulen zu minimieren.

5.2 *In-vivo*-²³Na-MR-Bildgebung des Körperstamms

In diesem Abschnitt werden die angewandten Methoden und die Ergebnisse der *In-vivo*-²³Na-MR-Bildgebung des Körperstamms diskutiert und bewertet.

Zunächst wurde die Funktionsfähigkeit der ²³Na-HF-Körperspule anhand von *In-vivo*-²³Na-MR-Aufnahmen des Abdomens und der Lunge demonstriert. Im Allgemeinen dominieren in ²³Na-MR-Bildern des Körperstamms die Signale der Nieren, des Herzens, der Leber, des Magens, der Gallenblase, der Bandscheiben und der Rippenknorpel. Entsprechende ²³Na-MR-Signalverteilungen zeigten erstmals Ra et al. [1988] und später Steidle et al. [2004] bei 1,5 Tesla. Für ihre MR-Aufnahmen verwendeten sie jeweils Helmholtz-Spulen. Wetterling et al. [2012] präsentierten erstmals *In-vivo*-²³Na-Ganzkörper-Bilder bei 3 Tesla, indem fünf einzelne MR-Bilder aufgenommen und anschließend zusammengesetzt wurden. Sie verwendeten hierfür eine asymmetrische Birdcage-Spule (Abschnitt 5.1.6).

In den im Rahmen dieser Arbeit rekonstruierten ²³Na-MR-Bildern des Abdomens und der Lunge dominieren erwartungsgemäß die Signale der obengenannten Organe und Gewebearten. Die gezeigten ²³Na-MR-Bilder sind mit dem Sendefeld sowie mit dem Empfangsfeld gewichtet. Außerdem werden die aufgenommenen ²³Na-MR-Signale durch die transversale und die longitudinale Relaxation beeinflusst. Für eine künftige Berechnung von ²³Na-Konzentrationen aus den aufgenommenen ²³Na-MR-Signalen muss die MR-Aufnahme angepasst und die rekonstruierten Bilder bezüglich des Sende- und des Empfangsfeldes der HF-Spule korrigiert werden. Auf die Quantifizierung wird in Abschnitt 5.2.4 noch einmal eingegangen.

5.2.1 Iterative Rekonstruktion von ²³Na-MR-Daten des Körperstamms

Im Rahmen dieser Arbeit wurde sowohl die herkömmliche nicht-uniforme schnelle Fouriertransformation (NUFFT, Abschnitt 3.3.2.2, [Fessler und Sutton, 2003]) als auch die iterative *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion mit einem angepassten Lexikon (3D-DLCS, Abschnitt 3.3.2.3, [Behl et al., 2016]) auf unterabgetastete ²³Na-Datensätze angewendet. Die NUFFT-Rekonstruktion wurde mit und ohne Hamming-Filter durchgeführt.

Bei einer dreidimensionalen radialen Auslese hat eine Unterabtastung des k -Raums inkohärente Artefakte zur Folge. Wie Behl et al. [2016] zeigten, begünstigen eine moderate Unterabtastung in Kombination mit gemittelten MR-Daten die 3D-DLCS-Rekonstruktion von ²³Na-Datensätzen, die bei 7 Tesla aufgenommen wurden. Im Rahmen dieser Arbeit wurden jeweils fünf Mittelungen durchgeführt und der Unterabtastungsfaktor der ²³Na-Datensätze lag bei $USF \approx 1,7$ bzw. $USF \approx 3,4$.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion auf ²³Na-Datensätze angewendet, die mit der ²³Na-HF-Birdcage-Spule mit vier Empfangskanälen aufgenommen wurden (4P 1Tx_{opt} 4Rx). Hierbei wurde die Rekonstruktion zunächst für jeden der vier Kanäle einzeln durchgeführt. Das endgültige Bild wurde dann aus den vier separat rekonstruierten Bildern mittels SOS-Kombination berechnet (Abschnitt 3.3.2.1).

Zunächst wurde ein Datensatz des Abdomens und ein Datensatz der Lunge mit jeweils einem Unterabtastungsfaktor von $USF \approx 1,7$ rekonstruiert (Abbildungen 4.7 und 4.8). Die NUFFT-Rekonstruktionen ohne Hamming-Filter weisen einen hohen Rauschanteil auf. In den

Hamming-gefilterten Rekonstruktionen ist das Rauschen geringer und durch die 3D-DLCS-Rekonstruktion wurde das Rauschen weiter reduziert. In den Hamming-gefilterten Rekonstruktionen sind die Übergänge, z. B. in den Nieren, deutlich verwaschener (englisch *blurred*) als in den iterativ rekonstruierten MR-Bildern.

Nach der Anwendung der respiratorischen Separation (Abschnitt 5.2.3) haben die beiden resultierenden Teilmengen einen Unterabtastungsfaktor von $USF \approx 3,4$. Bei den NUFFT-Rekonstruktionen führt die Aufteilung aller Projektionen in zwei Teilmengen zu einer deutlichen Reduktion der Bildqualität. Die 3D-DLCS-Rekonstruktion ist dagegen durch den höheren Unterabtastungsfaktor wie erwartet weniger beeinträchtigt, sodass der volle Datensatz und die beiden separierten Teilmengen etwa die gleiche Bildqualität haben (Abbildungen 4.15 und 4.17).

Bei der ^{23}Na -Bildgebung des Abdomens wurde ein Wichtungsfaktor für die Datenkonsistenz von $\lambda = 0,5$ gewählt. Aufgrund des niedrigeren Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) bei der ^{23}Na -Bildgebung der Lunge wurde hier eine Datenkonsistenz von $\lambda = 0,3$ verwendet.

Die iterativ rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bilder bestätigen den Vorteil der 3D-DLCS-Rekonstruktion von Behl et al. [2016] auch für unterabtastete ^{23}Na -MR-Daten des Körperstamms, die mit einer Mehrkanal-Spule aufgenommen wurden.

5.2.2 ^{23}Na -MR-Bildgebung der Nierenphysiologie

Maril et al. [2006] sowie Haneder et al. [2011] zeigten bei 3 Tesla, dass sich die ^{23}Na -MR-Bildgebung zur Untersuchung des physiologischen Zustands der Nieren eignet. Hierbei untersuchten Maril et al. [2006] den normalen Zustand sowie den Zustand nach Wasserentzug mit einer Auflösung in der coronalen Schichtebene von $(3\text{ mm})^2$, jedoch mit einer hohen Schichtdicke von 15 mm. Haneder et al. [2011] untersuchten den Zustand nach Wasserentzug und 30 min nach einer Wasseraufnahme mit einer nominellen isotropen Auflösung von $(5\text{ mm})^3$. Sie untersuchten jeweils die ^{23}Na -Signalverteilungen sowie den cortico-medullären Konzentrationsgradienten (Abschnitt 2.5).

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die ^{23}Na -Signalverteilung der linken und der rechten Niere einer Probandin bei 7 T mit einer nominellen isotropen Auflösung von $(4\text{ mm})^3$ untersucht. Zunächst wurden fünf ^{23}Na -MR-Aufnahmen der Nieren nach Wasserentzug durchgeführt. Anschließend fand eine kurze Aufnahmepause statt, in der die Probandin im MR-Tomographen 0,7 l Mineralwasser zu sich nahm. Danach wurden weitere zehn MR-Aufnahmen durchgeführt. Jede MR-Aufnahme dauerte 364 s. Durch dieses Messprotokoll konnte die Änderung des ^{23}Na -MR-Signals aufgrund der Wasseraufnahme beobachtet werden.

Die im Rahmen dieser Arbeit bei 7 Tesla ermittelten ^{23}Na -Signalverteilungen nach Wasserentzug und nach Wasseraufnahme (Abbildung 4.13) zeigen das erwartete Verhalten, das in der Arbeit von Haneder et al. [2011] bei 3 Tesla gezeigt wurde: Das ^{23}Na -Signal im Nierenmark ist nach dem Wasserentzug erhöht und 30 min nach einer Wasseraufnahme ist es deutlich reduziert. Die zeitlichen Signalverläufe des mittleren Signals sowie der Standardabweichung der gesamten linken und der gesamten rechten Niere zeigen zusätzlich den Übergang zwischen den beiden Zuständen (Abbildung 4.12).

Für diese Untersuchung wurde die Spulenkonfiguration 4P 1Tx 1Rx verwendet. Wie in den Abschnitten 4.1.1 und 4.2.2 beschrieben, stellt die endgültige Spulenkonfiguration 4P 1Tx_{opt} 4Rx homogenere Sende- und Empfangsfelder zur Verfügung, wovon die ²³Na-MR-Bildgebung der Nieren in künftigen Messungen profitieren kann. Des Weiteren wurde bei der vorgestellten MR-Untersuchung eine kontinuierliche Verteilung der Projektionen im k -Raum verwendet. In künftigen Messungen der Nierenphysiologie könnte die dreidimensionale pseudorandomisierte *Golden-Angle*-MR-Aufnahme von Chan et al. [2009] verwendet werden (Abschnitt 3.3.1.4), welche im Rahmen dieser Arbeit bereits für die intrinsische respiratorische Separation angewendet wurde. Diese Methode ermöglicht eine Rekonstruktion von Teilmengen der Gesamtmenge an Projektionen. Die MR-Untersuchung könnte aus ein bzw. zwei MR-Aufnahmen mit einer längeren Dauer bestehen (30 min bis 1 h 30 min). Anschließend können beliebige Zeitfenster rekonstruiert werden.

Des Weiteren beeinflusst die Atembewegung die Qualität der MR-Aufnahme. Eine Separation des aufgenommenen Datensatzes in zwei Teilmengen, die dem eingeatmeten oder dem ausgeatmeten Zustand zugeordnet werden, kann Verwischungen im rekonstruierten Bild reduzieren. Die hierfür entwickelte Methode wird im folgenden Abschnitt diskutiert. Darüber hinaus kann die Rekonstruktion ebenfalls von der iterativen 3D-DLCS-Rekonstruktion profitieren. Bisher wurde eine NUFFT-Rekonstruktion mit einem Hamming-Filter durchgeführt. Mit der iterativen Rekonstruktion kann künftig eine bessere Abgrenzung von Nierenmark und Nierenrinde möglich sein.

5.2.3 Intrinsische respiratorische Separation der ²³Na-MR-Daten

Da die MR-Bildgebung des Körperstamms im Allgemeinen durch physiologische Bewegungen z. B. aufgrund der Atmung beeinträchtigt wird, wurde eine Methode entwickelt, die eine Separation der aufgenommenen ²³Na-MR-Daten basierend auf dem Atemsignal ermöglicht, welches aus den ²³Na-MR-Daten selbst („intrinsisch“) bestimmt wird.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde zur Bestimmung des intrinsischen Atemsignals das Signal jeder Projektion im k -Raum-Zentrum ausgewertet (Abschnitt 3.5). Diese Vorgehensweise wandten beispielsweise Larson et al. [2004], Hiba et al. [2006] sowie Feng et al. [2016] auf radiale ¹H-MR-Daten an. Wie in der Arbeit von Larson et al. [2004] beschrieben wurde, ist das MR-Signal im k -Raum-Zentrum direkt proportional zur Summe der Transversalmagnetisierung, gewichtet mit dem Sende- und dem Empfangsprofil der HF-Spule. Ändert sich die Menge des natriumhaltigen Gewebes im sensitiven Bereich der HF-Spule aufgrund der Atembewegung, so kann das Atemsignal aus dem ²³Na-Signal im k -Raum-Zentrum abgeleitet werden. Larson et al. [2004] beschrieben diesen Zusammenhang für radiale ¹H-MR-Daten.

Das Atemsignal wurde im Rahmen dieser Arbeit erstmalig retrospektiv aus aufgenommenen ²³Na-Kernspinsignalen bestimmt. Die Methode zur intrinsischen respiratorisch separierten Rekonstruktion wurde an der Lunge und am Abdomen von drei Probanden angewendet. Die ermittelten intrinsischen Atemsignale wurden mit den extrinsischen Atemsignalen verglichen, die während der jeweiligen MR-Messung mit einem Atemgurt aufgenommen wurden. Der qualitative Vergleich der intrinsischen und extrinsischen Signale zeigte eine gute Übereinstimmung bei der Untersuchung der Lunge und eine gute Korrelation in einem großen Bereich des Signalverlaufs bei den Untersuchungen des Abdomens (Abbildung 4.14).

Bei den Lungenaufnahmen war die natriumarme Lunge im Zentrum der HF-Spule und Leber, Magen und Nieren befanden sich am unteren Ende (caudal) des sensitiven Bereichs der HF-Spule. Im ausgeatmeten Zustand befanden sich Leber, Magen und Nieren weiter in Richtung des Kopfes (Abbildungen 4.15 und 4.16). Folglich war im ausgeatmeten Zustand mehr natriumhaltiges Gewebe im sensitiven Bereich der Spule und das intrinsische Atemsignal war höher als im eingeatmeten Zustand. Infolgedessen verhielten sich die intrinsischen Atemsignale für alle drei Probanden invers zu den extrinsischen Atemsignalen.

In den rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bildern des Abdomens von Proband₁ (Abbildung 4.17) befanden sich Leber, Magen und Nieren in der unteren Hälfte des coronalen Sichtfeldes der HF-Spule. Bei Proband₂ und Proband₃ (Abbildung 4.18) befanden sich diese natriumhaltigen Organe hingegen im mittleren Bereich des coronalen Sichtfeldes. Abhängig von der Lage des Patienten oder Probanden war im ausgeatmeten Zustand mehr bzw. weniger natriumhaltiges Gewebe im sensitiveren Bereich der HF-Spule und das Signal im k -Raum-Zentrum war höher bzw. niedriger als im eingeatmeten Zustand. Infolgedessen verhielten sich das intrinsische und das extrinsische Atemsignal invers bzw. nicht invers zueinander. Ein inverses oder nicht inverses Verhalten hat lediglich eine unterschiedliche Zuordnung der Teilmengen zu den beiden Atemzuständen (eingeatmet, ausgeatmet) zur Folge.

Die Signalschwankungen in den intrinsischen Atemsignalen sind bei den Aufnahmen des Abdomens im Vergleich zu den Aufnahmen der Lunge weniger stark ausgeprägt (Abbildung 4.14), da sich die Gesamtmenge an natriumhaltigem Gewebe im sensitiven Bereich der HF-Spule in geringerem Maße ändert. Im Allgemeinen kann die Methode zur Bestimmung des intrinsischen Atemsignals auch in Kombination mit einer oder mehreren lokalen Empfangsspulen angewendet werden. Je nach Größe und Positionierung einer solchen Spule könnten höhere Signalschwankungen und größere Korrelationen mit den extrinsischen Atemsignalen erzielt werden. Bei einer Ganzkörperspule sind hingegen geringere Schwankungen zu erwarten.

Anschließend wurde basierend auf den intrinsischen sowie auf den extrinsischen Atemsignalen eine Aufteilung der aufgenommenen Projektionen in zwei Zustände durchgeführt. Einige Projektionen wurden hierbei unterschiedlichen Atemzuständen zugeordnet, besonders bei den Untersuchungen des Abdomens. Aus dem Vergleich der Zuordnungen folgte, dass der Anteil an gleich zugeordneten Projektionen bei den Untersuchungen der Lunge im Mittel bei $(90,6 \pm 2,8) \%$ lag und bei den Untersuchungen des Abdomens bei $(82,3 \pm 3,8) \%$ (rechte Spalte in Tabelle 4.7). Unterschiedliche Zuordnungen treten insbesondere dort auf, wo das intrinsische und das extrinsische Atemsignal ungefähr den Wert Null annehmen. Diese Projektionen gehören folglich zu einer Atemphase mit einer mittleren Auslenkung der Organe und nicht zu einem vollständig ein- oder ausgeatmeten Zustand mit einer maximalen oder minimalen Auslenkung. In diesem Fall haben unterschiedlich zugeordnete Projektionen nur einen geringen Einfluss auf die rekonstruierten separierten ^{23}Na -MR-Bilder.

Während einer ruhigen und normalen Atmung (ohne Atemkommandos) können sich Organe und Gewebe des Körperstamms im mm- bis cm-Bereich bewegen [van Sörnsen de Koste et al., 2006; Langen und Jones, 2001]. Im Rahmen dieser Arbeit lag die nominelle räumliche Auflösung der rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bilder bei $(4 \text{ mm})^3$. Folglich ist die Auflösung im Allgemeinen höher als die Größenordnung der Atembewegung. Infolgedessen sind die Randbereiche von Leber, Magen und Nieren in den nicht separierten ^{23}Na -MR-Bildern verwaschen und es treten Verwischungen z. B. im Bereich der Pulmonalgefäße und in den Bereichen des Nierenmarks und der Nierenrinde auf. Durch die Aufteilung der aufgenommenen MR-Daten

in zwei verschiedene Atemzustände wurden diese Verwischungen in den MR-Bildern reduziert (Abbildungen 4.19 und 4.20). In den Bereichen des Nierenmarks und der Nierenrinde bleiben im eingeatmeten Zustand leichte Verwischungen übrig. Dies ist darauf zurückzuführen, dass der Endzustand der Einatmung während einer untrainierten Atmung weniger stabil ist als der Endzustand der Ausatmung [Della Bianca et al., 2005; Mageras et al., 2001].

Im ausgeatmeten Zustand befanden sich die Organe erwartungsgemäß weiter kopfwärts. Dies zeigte sich auch in den relativen Signalunterschieden zwischen dem ausgeatmeten und dem eingeatmeten rekonstruierten Bild relativ zum Signal im eingeatmeten Zustand. Hierbei ergaben sich für die drei Probanden wie erwartet am oberen Rand der Leber, des Magens und der Nieren positive Werte und am unteren Rand der Nieren negative Werte (Abschnitt 3.5.4, Abbildungen 4.19 und 4.20).

Die Methode zur intrinsischen respiratorisch separierten Rekonstruktion von ²³Na-MR-Bildern des Körperstamms wurde somit erfolgreich an der Lunge und am Abdomen von drei Probanden angewendet. Infolgedessen kann das Atemsignal direkt aus den aufgenommenen ²³Na-MR-Daten bestimmt werden und die Verwendung eines Atemgurts ist nicht mehr notwendig. Dies vereinfacht die Positionierung des Patienten oder Probanden in der enganliegenden ovalen HF-Körperspule. Außerdem steht folglich mehr Platz für weitere Hardware zur Verfügung, wie z. B. für EKG-Sensoren oder für zusätzliche Empfangsspulen.

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführte Separation in zwei Atemzustände stellt eine relativ grobe Einteilung dar. Durch eine mögliche Aufteilung in mehr als zwei Atemzustände könnten Verwischungen, die aufgrund der Atembewegung auftreten, weiter reduziert werden. Dies hätte zur Folge, dass entweder die Messzeit verlängert werden müsste oder dass die Datensätze der Teilmengen stärker unterabtastet wären.

Die im Rahmen dieser Arbeit angewendete intrinsische respiratorische Separation der ²³Na-MR-Daten profitiert sehr von der iterativen Rekonstruktion, die bereits in Abschnitt 5.2.1 bewertet und diskutiert wurde. Für eine Anwendung der *Compressed-Sensing*-basierten Rekonstruktion von Behl et al. [2016] (3D-DLCS, Abschnitt 3.3.2.3) wurde die 3D-*Golden-Angle*-Abtastung des k -Raumes [Chan et al., 2009] angepasst. Behl et al. [2016] zeigten, dass die 3D-DLCS-Rekonstruktion von einer moderaten Unterabtastung in Kombination mit gemittelten MR-Daten profitiert. Jede Projektion wurde daher unmittelbar viermal wiederholt, um das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) der aufgenommenen Projektion zu erhöhen. Für eine reine Anwendung der respiratorischen Separation ohne eine *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion kann auf eine unmittelbare Wiederholung der Projektionen verzichtet und die Zahl der aufgenommenen Projektionen stattdessen erhöht werden.

Durch eine Anwendung der 3D-DLCS-Rekonstruktion nahm die Qualität bei der Separation der ²³Na-MR-Daten nicht merklich ab, obwohl sich der Unterabtastungsfaktor der separierten Datensätze im Vergleich zum vollen Datensatz verdoppelte. Für eine künftige Aufteilung in mehr als zwei Atemzustände muss ein Kompromiss zwischen der Anzahl an Atemzuständen und der Bildqualität der rekonstruierten ²³Na-MR-Bilder gefunden werden.

Zusammenfassend kann die intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion in Kombination mit der *Compressed-Sensing*-basierten Rekonstruktion Verwischungen in ²³Na-MR-Bildern des Körperstamms reduzieren, die aufgrund der Atembewegung auftreten, während die Bildqualität in den separierten Bildern im Vergleich zur Bildqualität des vollen Datensatzes kaum abnimmt.

5.2.4 Ausblick: Quantifizierung der ^{23}Na -Konzentration

Die im Rahmen dieser Arbeit gezeigten ^{23}Na -MR-Bilder sind mit dem Sendefeld sowie mit dem Empfangsfeld gewichtet. Wenn aus den aufgenommenen ^{23}Na -MR-Signalen ^{23}Na -Konzentrationen berechnet werden sollen, muss die MR-Aufnahme angepasst werden und die rekonstruierten Bilder müssen bezüglich des Sende- und des Empfangsfeldes der HF-Spule korrigiert werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde bei *In-vivo*-Aufnahmen eine Repetitionszeit TR von 20 ms angewendet. Zur Quantifizierung der ^{23}Na -Konzentrationen muss die Repetitionszeit verlängert werden, um die Einflüsse der longitudinalen Relaxation zu minimieren. Bei ansonsten gleichen Sequenzparametern geht eine längere Repetitionszeit proportional in die Messzeit ein. Da dies zu nicht zumutbaren Messzeiten für Patienten oder Probanden führen kann, kann in diesem Fall die Auflösung reduziert werden (z. B. von $(4\text{ mm})^3$ auf $(5\text{ mm})^3$) oder der Unterabtastungsfaktor der aufgenommenen Daten kann erhöht werden. Weiterhin wurde eine Echozeit TE von $\geq 0,85$ ms angewendet. Infolgedessen beeinflussen die sehr kurzen transversalen Relaxationszeiten die MR-Aufnahme, da bereits ein Teil der Magnetisierung zerfallen ist, bevor die Aufnahme beginnt. Dieser Einfluss könnte durch eine kürzere Pulsdauer und eine höhere Pulsspannung verringert werden. Hierbei müssen jedoch die SAR-Grenzwerte sowie die Spannungsfestigkeit der Bauelemente berücksichtigt werden.

Zur Bestimmung der ^{23}Na -Konzentrationen muss weiterhin eine Referenz verwendet werden. Hierzu können Phantome mit einer bekannten Konzentration während der MR-Messung im sensitiven Bereich der HF-Spule positioniert werden [Shapiro et al., 2000] oder es wird eine innere Referenz, wie z. B. die Na^+ -Konzentration der Zerebrospinalflüssigkeit [Insko et al., 2002], verwendet.

Zusammenfassung

Neben der in der klinischen Routine etablierten *In-vivo*- ^1H -MR-Bildgebung bietet beispielsweise die ^{23}Na -MR-Bildgebung zusätzliche Informationen über die Vitalität des Gewebes [Madelin und Regatte, 2013]. Die ^{23}Na -MR-Bildgebung wird im Vergleich zur ^1H -MR-Bildgebung durch die geringere NMR-Sensitivität und durch geringere Konzentrationen im menschlichen Gewebe limitiert. Da das Signal-zu-Rausch-Verhältnis mit der magnetischen Induktionsflussdichte B_0 ansteigt, profitiert die ^{23}Na -MR-Bildgebung sehr von der Verwendung eines Hochfeld-MR-Tomographen mit einer magnetischen Induktionsflussdichte von $B_0 = 7$ Tesla. Die Larmorfrequenz der ^{23}Na -Kernspins ist etwa um einen Faktor vier geringer als die Larmorfrequenz der ^1H -Kernspins. Daher ist der verwendete MR-Tomograph neben den ^1H -HF-Verstärkern mit einer Breitbandoption ausgestattet, die u. a. zur Anregung der ^{23}Na -Kernspins dient. Des Weiteren werden speziell entwickelte HF-Spulen für die ^{23}Na -MR-Bildgebung bei 7 Tesla benötigt.

Das Ziel dieser Arbeit war es, die *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung des Körperstamms bei 7 Tesla zu ermöglichen. Im ersten Schritt musste daher eine ^{23}Na -HF-Körperspule entwickelt, aufgebaut und optimiert sowie für den Einsatz am Menschen implementiert werden. Die ^{23}Na -Körperspule ermöglicht insbesondere die *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildgebung der gesamten Lunge bzw. des Abdomens. Hierfür muss sie insbesondere zwei Bedingungen erfüllen: zum einen muss der sensitive Bereich der ^{23}Na -HF-Spule einen großen Bereich des menschlichen Körpers abdecken und zum anderen muss die Spule ein möglichst homogenes Sendefeld (B_1^+) sowie Empfangsfeld (B_1^-) in diesem Bereich zur Verfügung stellen.

Bei der entwickelten und aufgebauten ^{23}Na -HF-Körperspule handelt es sich um eine HF-Birdcage-Spule zum Senden und Empfangen von HF-Signalen. Die geometrische Form der HF-Spule wurde sowohl an die Form des menschlichen Körperstamms angepasst als auch an den begrenzten Raum innerhalb des 7-Tesla-Ganzkörper-MR-Tomographen. Daher wurde das Design einer eng anliegenden, ovalen HF-Birdcage-Spule zur ^{23}Na -MR-Bildgebung gewählt. Sie bietet einen hohen Füllfaktor für den Körperstamm eines erwachsenen Menschen, während die Arme außerhalb der HF-Spule positioniert werden.

Zur Untersuchung der HF-Eigenschaften der Spule wurden u. a. Messungen im MR-Tomographen sowie Simulationen der elektromagnetischen Feldverteilung (abgekürzt EM-Simulationen) durchgeführt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Spule zunächst, wie bei Birdcage-Spulen üblich, mit zwei Einspeisestellen betrieben. Anschließend wurde die Einspeisung auf vier Einspeisestellen erweitert. Durch die Einspeisung an vier Stellen können gleichmäßigere Ströme auf den Verstrebungen der Birdcage-Spule erzielt werden [Ibrahim et al., 2000]. Im ersten Schritt wurden vier gleich große HF-Signale mit einer Phasenbeziehung von $\Delta\varphi = 90^\circ$ eingespeist (4P 1Tx 1Rx). Hierdurch konnte eine deutliche Steigerung der Homogenität im Sendefeld realisiert werden.

Im nächsten Schritt wurden die Sendephasen in EM-Simulationen an die Geometrie der Einspeisestellen angepasst: $-(270^\circ - \varphi_x)$, -180° , $-(90^\circ + \varphi_x)$, 0° (4P 1Tx_{opt} 4Rx). Mit einer Phasenanpassung von $\varphi_x = 17^\circ$ wurde die Homogenität des Sende- und des Empfangsfeldes weiter erhöht. Dies zeigt sich in gleichmäßigeren Verteilungen und in einer Abnahme der Variationskoeffizienten CV . Der Variationskoeffizient des Sendefeldes wird auch als relativer Flipwinkelfehler bezeichnet. Durch die Anpassung der Sendephasen verbesserte sich der Flipwinkelfehler von 8,6 % auf 4,9 % in einem relevanten Bildbereich mit einer Größe von $(23 \text{ cm} \times 13 \text{ cm} \times 10 \text{ cm})$. In diesem Bildbereich wurde mit dieser Spulenkonfiguration (4P 1Tx_{opt} 4Rx) bei einer HF-Sendeleistung von 2,4 kW ein mittleres Sendefeld B_1^+ von $(11,97 \pm 0,59) \mu\text{T}$ realisiert.

Für die Verteilung der relativen Empfangsensitivität verbesserte sich der Variationskoeffizient CV in dieser ROI von 9,5 % auf 4,5 %. Die Verbesserung der Homogenität in den Sende- und Empfangsfeldern geht allerdings mit einer Erhöhung der benötigten HF-Leistung einher und somit mit einer höheren Referenzspannung U_{Ref} . Bei *In-vivo*-Anwendungen der HF-Körperspule lag die Referenzspannung zwischen 1300 V und 1500 V.

Die ^{23}Na -HF-Spule erfüllt folglich die geforderten Bedingungen, da ihr sensitiver Bereich ein großes Volumen abdeckt und ihr Sendefeld (B_1^+) sowie ihr Empfangsfeld (B_1^-) in diesem Bereich relativ homogen sind. Mit einer axialen Länge von 35 cm ermöglicht sie die Untersuchung einer Vielzahl von Körperregionen.

In EM-Simulationen der HF-Spule wurden realitätsnahe Verteilungen der Spezifischen Absorptionsrate SAR in verschiedenen heterogenen Körpermodellen und mit unterschiedlichen Positionierungen berechnet. Für die Sicherheitsbetrachtung der Spule wurden das globale, das Teilkörper- sowie das lokale SAR untersucht. Indem die Spezifische Absorptionsrate während MR-Untersuchungen limitiert wird, wird auch die Erwärmung des Gewebes begrenzt. Aus den Ergebnissen der EM-Simulationen und den SAR-Grenzwerten der Internationalen Elektrotechnischen Kommission [IEC, 2015] folgte, dass die Begrenzung des lokalen SAR kritischer ist als die Begrenzung des globalen oder des Teilkörper-SAR. Die maximal zulässige mittlere HF-Leistung für *In-vivo*-Anwendungen der HF-Spule wurde basierend auf dem lokalen SAR und dem Grenzwert des lokalen SAR in der normalen Betriebsart berechnet. Bei der Berechnung dieses Wertes wurden der Unsicherheitsfaktor der EM-Simulation sowie die Verluste in der HF-Sendekette beachtet.

Zunächst wurde die Funktionsfähigkeit der HF-Körperspule anhand von *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Aufnahmen des Abdomens und der Lunge demonstriert: Die ^{23}Na -HF-Körperspule ermöglicht erstmalig die Aufnahme von *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildern der gesamten Breite des Körperstamms eines erwachsenen Menschen mit einer großen Abdeckung in axialer Richtung bei 7 Tesla (Sichtfeld $FOV = (40 \text{ cm})^3$). In den rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bildern des Abdomens und der Lunge dominieren erwartungsgemäß die Signale der Nieren, des Herzens, der Leber, des Magens, der Bandscheiben und der Rippenknorpel.

Es wurde sowohl die herkömmliche nicht-uniforme schnelle Fouriertransformation (NUFFT, [Fessler und Sutton, 2003]) als auch die iterative *Compressed-Sensing*-basierte Rekonstruktion mit einem angepassten Lexikon (3D-DLCS, [Behl et al., 2016]) auf die ^{23}Na -Datensätze angewendet. Die iterativ rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bilder bestätigten den Vorteil der 3D-DLCS-Rekonstruktion für vollständig abgetastete und unterabgetastete ^{23}Na -MR-Daten des Körperstamms, die u. a. mit mehreren Empfangskanälen aufgenommen wurden.

Weiterhin wurde eine MR-Untersuchung der Nierenphysiologie durchgeführt. Hierbei wurden ^{23}Na -MR-Daten der Nieren unter zwei verschiedenen physiologischen Bedingungen während einer MR-Untersuchung aufgenommen: zum einen nach Wasserentzug und zum anderen unmittelbar nach einer Wasseraufnahme im MR-Tomographen. Die bei 7 Tesla gemessenen ^{23}Na -Signalverteilungen zeigen das erwartete Verhalten, das in der Arbeit von Haneder et al. [2011] bei 3 Tesla gezeigt wurde. Das ^{23}Na -Signal im Nierenmark ist nach dem Wasserentzug erhöht und nimmt nach der Wasseraufnahme solange ab, bis es einen stabilen Signalwert erreicht.

Da die MR-Bildgebung des Körperstamms im Allgemeinen durch physiologische Bewegungen, z. B. aufgrund der Atmung, beeinträchtigt wird, wurde eine Methode entwickelt, die eine Separation der aufgenommenen ^{23}Na -MR-Daten basierend auf dem Atemsignal ermöglicht, welches aus den ^{23}Na -MR-Daten selbst („intrinsisch“) bestimmt wird. Diese Methode beruht auf der Abhängigkeit des ^{23}Na -Signals im k -Raum-Zentrum von der Menge an natriumhaltigem Gewebe im sensitiven Bereich der HF-Spule.

Das Atemsignal wurde im Rahmen dieser Arbeit erstmalig retrospektiv aus aufgenommenen ^{23}Na -Kernspinsignalen bestimmt. Vergleiche des intrinsischen Atemsignals mit dem Atemsignal eines externen Sensors, eines Atemgurts, zeigten eine gute Korrelation. Basierend auf diesen beiden Atemsignalen wurden die aufgenommenen MR-Daten in zwei Atemzustände aufgeteilt, den eingeatmeten und den ausgeatmeten Zustand. Die Zuordnung basierend auf dem intrinsischen und dem extrinsischen Atemsignal zeigte für drei Probanden eine gute Übereinstimmung von $(90,6 \pm 2,8)\%$ bei der ^{23}Na -Lungen-MR-Bildgebung und von $(82,3 \pm 3,8)\%$ bei der ^{23}Na -MR-Bildgebung des Abdomens.

Die aus dem intrinsischen Atemsignal resultierenden Teilmengen sowie die vollen Datensätze wurden mit der NUFFT und mit dem iterativen 3D-DLCS-Algorithmus rekonstruiert. Im Rahmen dieser Arbeit lag die nominelle räumliche Auflösung der rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bilder bei $(4\text{ mm})^3$. Die Voxelgröße ist daher im Allgemeinen geringer als die Größenordnung der Atembewegung. Infolgedessen sind die Randbereiche von Leber, Magen und Nieren in den nicht separierten ^{23}Na -MR-Bildern verwaschen und es treten Verwischungen z. B. in den Bereichen der Pulmonalgefäße sowie des Nierenmarks und der Nierenrinde auf. Durch die Aufteilung der aufgenommenen MR-Daten in die beiden Atemzustände wurden diese Verwischungen in den MR-Bildern reduziert. Die Methode zur intrinsischen respiratorisch separierten Rekonstruktion wurde erfolgreich an der Lunge und am Abdomen von drei Probanden angewendet. Die im Rahmen dieser Arbeit angewendete Separation der ^{23}Na -MR-Daten profitiert sehr von der 3D-DLCS-Rekonstruktion. Durch deren Anwendung nahm die Bildqualität bei der Separation des vollen ^{23}Na -MR-Datensatzes in zwei respiratorisch separierte Datensätze nicht sichtbar ab, obwohl sich der Unterabtastungsfaktor verdoppelte.

Zusammenfassend stellt das endgültige Design der ^{23}Na -HF-Körperspule mit optimierten Sendephasen und vier Empfangskanälen ein relativ homogenes Sende- sowie Empfangsfeld zur Verfügung, welche einen großen Bereich des Körperstamms abdecken. Daher ermöglicht die HF-Körperspule erstmalig die Aufnahme von *In-vivo*- ^{23}Na -MR-Bildern der gesamten Breite des Körperstamms eines Erwachsenen mit einer großen Abdeckung in Längsrichtung bei $B_0 = 7$ Tesla. Die intrinsische respiratorisch separierte Rekonstruktion in Kombination mit der *Compressed-Sensing*-basierten Rekonstruktion reduziert Verwischungen in ^{23}Na -MR-Bildern des Körperstamms, die aufgrund der Atembewegung auftreten, während die Bildqualität in den separierten Bildern im Vergleich zur der des vollen Datensatzes nicht merklich abnimmt.

Anhang

Veröffentlichungen

Teile dieser Arbeit wurden in Konferenzbeiträgen veröffentlicht:

- **E-Posterpräsentation:**
Platt, Tanja; Fiedler, Thomas M.; Nagel, Armin M.; Bitz, Andreas K.; Bachert, Peter; Ladd, Mark E. und Umathum, Reiner: Development and Application of a ^{23}Na Elliptical Body Coil for 7 Tesla. In: In Proceedings of the 24th Annual Meeting of the ISMRM, Singapore, Singapore (2016), S. 3977
- **Blitz-Vortrag & Posterpräsentation:**
Platt, Tanja; Nagel, Armin M.; Bachert, Peter; Ladd, Mark E. und Umathum, Reiner: In vivo Sodium (^{23}Na) MR Signal Variations in Human Kidney after Water Deprivation and subsequent Water Load at 7 Tesla. In: ISMRM Workshop on Ultra High Field MRI: Technological Advances & Clinical Applications, Heidelberg, Germany (2016), S. 26
- **Posterpräsentation:**
Platt, Tanja; Behl, Nicolas G. R.; Fiedler, Thomas M.; Nagel, Armin M.; Bitz, Andreas K.; Bachert, Peter; Ladd, Mark E.; Wielpütz, Mark O.; Kauczor, Hans-Ulrich und Umathum, Reiner: Elliptically-shaped 1Tx4Rx Coil for ^{23}Na Body MRI at 7T. In: In Proceedings of the 25th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, Hawaii, USA (2017), S. 2958
- **Vortrag (ausgezeichnet mit „ISMRM Summa Cum Laude Merit Award“):**
Platt, Tanja; Umathum, Reiner; Nagel, Armin M.; Bachert, Peter; Ladd, Mark E.; Wielpütz, Mark O.; Kauczor, Hans-Ulrich und Behl, Nicolas G. R.: Self-gated ^{23}Na -MRI of Human Lung with Separate Reconstruction of Two Respiratory States at 7T. In: In Proceedings of the 25th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, Hawaii, USA (2017), S. 0486

Teile dieser Arbeit wurden bei einer Fachzeitschrift zur Veröffentlichung eingereicht:

- **Platt, Tanja;** Umathum, Reiner; Fiedler, Thomas M.; Nagel, Armin M.; Bitz, Andreas K.; Maier, Florian; Bachert, Peter; Ladd, Mark E.; Wielpütz, Mark O.; Kauczor, Hans-Ulrich und Behl, Nicolas G. R.: In Vivo Self-Gated ^{23}Na MRI at 7 T Using an Oval-Shaped Body Resonator. Eingereicht bei Fachzeitschrift „Magnetic Resonance in Medicine“ (in 2017)

Literaturverzeichnis

- [Abragam 1961] ABRAGAM, Anatole: *Principles of nuclear magnetism*. Oxford university press, 1961
- [Ackerman et al. 1980] ACKERMAN, Joseph J. ; GROVE, Thomas H. ; WONG, Gordon G. ; GADIAN, David G. ; RADDI, George K.: Mapping of metabolites in whole animals by ³¹P NMR using surface coils. In: *Nature* 283 (1980), Nr. 5743, S. 167–170
- [Aharon et al. 2006] AHARON, Michal ; ELAD, Michael ; BRUCKSTEIN, Alfred: K-SVD: An algorithm for designing overcomplete dictionaries for sparse representation. In: *IEEE Transactions on signal processing* 54 (2006), Nr. 11, S. 4311–4322
- [Bangerter et al. 2016] BANGERTER, Neal K. ; KAGGIE, Joshua D. ; TAYLOR, Meredith D. ; HADLEY, J R.: Sodium MRI radiofrequency coils for body imaging. In: *NMR in Biomedicine* 29 (2016), Nr. 2, S. 107–118
- [Behl et al. 2016] BEHL, Nicolas G. ; GNAHM, Christine ; BACHERT, Peter ; LADD, Mark E. ; NAGEL, Armin M.: Three-dimensional dictionary-learning reconstruction of ²³Na MRI data. In: *Magnetic resonance in medicine* 75 (2016), Nr. 4, S. 1605–1616
- [Benkhedah et al. 2016] BENKHEDAH, Nadia ; HOFFMANN, Stefan H. ; BILLER, Armin ; NAGEL, Armin M.: Evaluation of adaptive combination of 30-channel head receive coil array data in ²³Na MR imaging. In: *Magnetic resonance in medicine* 75 (2016), Nr. 2, S. 527–536
- [Bernstein et al. 2004] BERNSTEIN, Matt A. ; KING, Kevin F. ; ZHOU, Xiaohong J.: *Handbook of MRI pulse sequences*. Elsevier, 2004
- [Bloch 1946] BLOCH, Felix: Nuclear induction. In: *Physical review* 70 (1946), Nr. 7-8, S. 460
- [Bottomley 2016] BOTTOMLEY, Paul A.: Sodium MRI in human heart: a review. In: *NMR in Biomedicine* 29 (2016), Nr. 2, S. 187–196
- [Caballero et al. 2014] CABALLERO, Jose ; PRICE, Anthony N. ; RUECKERT, Daniel ; HAJNAL, Joseph V.: Dictionary learning and time sparsity for dynamic MR data reconstruction. In: *IEEE transactions on medical imaging* 33 (2014), Nr. 4, S. 979–994
- [Candès et al. 2006] CANDÈS, Emmanuel J. ; ROMBERG, Justin ; TAO, Terence: Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. In: *IEEE Transactions on information theory* 52 (2006), Nr. 2, S. 489–509

- [Chan et al. 2009] CHAN, Rachel W. ; RAMSAY, Elizabeth A. ; CUNNINGHAM, Charles H. ; PLEWES, Donald B.: Temporal stability of adaptive 3D radial MRI using multidimensional golden means. In: *Magnetic resonance in medicine* 61 (2009), Nr. 2, S. 354–363
- [Chen et al. 1983] CHEN, C-N ; HOULT, DI ; SANK, VJ: Quadrature detection coils - a further $\sqrt{2}$ improvement in sensitivity. In: *Journal of Magnetic Resonance* 54 (1983), S. 324–327
- [Christ et al. 2010] CHRIST, Andreas ; KAINZ, Wolfgang ; HAHN, Eckhart G. ; HONEGGER, Katharina ; ZEFFERER, Marcel ; NEUFELD, Esra ; RASCHER, Wolfgang ; JANKA, Rolf ; BAUTZ, Werner ; CHEN, Ji ; KIEFER, Berthold ; SCHMITT, Peter ; HOLLENBACH, Hans-Peter ; SHEN, Jianxiang ; OBERLE, Michael ; SZCZERBA, Dominik ; KAM, Anthony ; GUAG, Joshua W. ; KUSTER, Niels: The Virtual Family - development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. In: *Physics in medicine and biology* 55 (2010), Nr. 2, S. N23–38
- [Clemens und Weiland 2001] CLEMENS, M. ; WEILAND, T.: Discrete electromagnetism with the finite integration technique. In: *Progress In Electromagnetics Research* 32 (2001), S. 65–87
- [Collins 2009] COLLINS, Christopher M.: Numerical field calculations considering the human subject for engineering and safety assurance in MRI. In: *NMR in Biomedicine* 22 (2009), Nr. 9, S. 919–926
- [Collins und Wang 2011] COLLINS, Christopher M. ; WANG, Zhangwei: Calculation of radio-frequency electromagnetic fields and their effects in MRI of human subjects. In: *Magnetic resonance in medicine* 65 (2011), Nr. 5, S. 1470–1482
- [Collins et al. 2002] COLLINS, C.M. ; YANG, Q.X. ; WANG, J.H. ; ZHANG, X. ; LIU, H. ; MICHAELI, S. ; ZHU, X.-H. ; ADRIANY, G. ; VAUGHAN, J.T. ; ANDERSON, P. ; MERKLE, H. ; UGURBIL, K. ; SMITH, M.B. ; CHEN, W.: Different excitation and reception distributions with a single-loop transmit-receive surface coil near a head-sized spherical phantom at 300 MHz. In: *Magnetic resonance in medicine* 47 (2002), Nr. 5, S. 1026–1028
- [Constantinides et al. 2000] CONSTANTINIDES, Chris D. ; GILLEN, Joseph S. ; BOADA, Fernando E. ; POMPER, Martin G. ; BOTTOMLEY, Paul A.: Human skeletal muscle: sodium MR imaging and quantification - potential applications in exercise and disease. In: *Radiology* 216 (2000), Nr. 2, S. 559–568
- [De Zanche et al. 2008] DE ZANCHE, Nicola ; CHHINA, Navjeet ; TEH, Kevin ; RANDELL, Chris ; PRUESSMANN, Klaas P. ; WILD, Jim M.: Asymmetric quadrature split birdcage coil for hyperpolarized ^3He lung MRI at 1.5 T. In: *Magnetic resonance in medicine* 60 (2008), Nr. 2, S. 431–438
- [Della Bianca et al. 2005] DELLA BIANCIA, Cesar ; YORKE, Ellen ; CHUI, Chen-Shou ; GIRAUD, Philippe ; ROSENZWEIG, Kenneth ; AMOLS, Howard ; LING, Clifton ; MAGERAS, Gig S.: Comparison of end normal inspiration and expiration for gated intensity modulated radiation therapy (IMRT) of lung cancer. In: *Radiotherapy and oncology* 75 (2005), Nr. 2, S. 149–156
- [Doneva et al. 2010] DONEVA, Mariya ; BÖRNERT, Peter ; EGGERS, Holger ; STEHNING, Christian ; SÉNÉGAS, Julien ; MERTINS, Alfred: Compressed sensing reconstruction for

- magnetic resonance parameter mapping. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 64 (2010), Nr. 4, S. 1114–1120
- [Donoho 2006] DONOHO, David L.: Compressed sensing. In: *IEEE Transactions on information theory* 52 (2006), Nr. 4, S. 1289–1306
- [Edelstein et al. 1987] EDELSTEIN, William A. ; SCHENCK, John F. ; MUELLER, Otward M. ; HAYES, Cecil E.: Radio frequency field coil for NMR. In: *U.S. Patent Nr. 4680548 A* (1987), Juli
- [Feng et al. 2016] FENG, Li ; AXEL, Leon ; CHANDARANA, Hersh ; BLOCK, Kai T. ; SODICKSON, Daniel K. ; OTAZO, Ricardo: XD-GRASP: Golden-angle radial MRI with reconstruction of extra motion-state dimensions using compressed sensing. In: *Magnetic resonance in medicine* 75 (2016), Nr. 2, S. 775–788
- [Fessler und Sutton 2003] FESSLER, Jeffrey A. ; SUTTON, Bradley P.: Nonuniform fast Fourier transforms using min-max interpolation. In: *IEEE Transactions on Signal Processing* 51 (2003), Nr. 2, S. 560–574
- [Fiedler et al. 2017a] FIEDLER, Thomas M. ; LADD, Mark E. ; BITZ, Andreas K.: RF safety assessment of a bilateral four-channel transmit/receive 7 Tesla breast coil: SAR versus tissue temperature limits. In: *Medical physics* 44 (2017), Nr. 1, S. 143–157
- [Fiedler et al. 2017b] FIEDLER, Thomas M. ; LADD, Mark E. ; BITZ, Andreas K.: SAR Simulations & Safety. In: *NeuroImage* (2017)
- [Frauenrath et al. 2010] FRAUENRATH, Tobias ; HEZEL, Fabian ; RENZ, Wolfgang ; GEYER D'ORTH, Thibaut de ; DIERINGER, Matthias ; KNOBELSDORFF-BRENKENHOFF, Florian von ; PROTHMANN, Marcel ; SCHULZ-MENGER, Jeanette ; NIENDORF, Thoralf: Acoustic cardiac triggering: a practical solution for synchronization and gating of cardiovascular magnetic resonance at 7 Tesla. In: *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 12 (2010), Nr. 1, S. 67
- [Gadian und Robinson 1979] GADIAN, DG ; ROBINSON, FNH: Radiofrequency losses in NMR experiments on electrically conducting samples. In: *Journal of Magnetic Resonance* 34 (1979), Nr. 2, S. 449–455
- [Glover und Pauly 1992] GLOVER, Gary H. ; PAULY, John M.: Projection reconstruction techniques for reduction of motion effects in MRI. In: *Magnetic resonance in medicine* 28 (1992), Nr. 2, S. 275–289
- [Gnahm et al. 2014] GNAHM, Christine ; BOCK, Michael ; BACHERT, Peter ; SEMMLER, Wolfhard ; BEHL, Nicolas G. ; NAGEL, Armin M.: Iterative 3D projection reconstruction of ^{23}Na data with an ^1H MRI constraint. In: *Magnetic resonance in medicine* 71 (2014), Nr. 5, S. 1720–1732
- [Gnahm und Nagel 2015] GNAHM, Christine ; NAGEL, Armin M.: Anatomically weighted second-order total variation reconstruction of ^{23}Na MRI using prior information from ^1H MRI. In: *NeuroImage* 105 (2015), S. 452–461
- [Graessl et al. 2015] GRAESSL, Andreas ; RUEHLE, Anjuli ; WAICZIES, Helmar ; RESETAR, Ana ; HOFFMANN, Stefan H. ; RIEGER, Jan ; WETTERLING, Friedrich ; WINTER, Lukas ;

- NAGEL, Armin M. ; NIENDORF, Thoralf: Sodium MRI of the human heart at 7.0 T: preliminary results. In: *NMR in Biomedicine* 28 (2015), Nr. 8, S. 967–975
- [Haacke et al. 1999] HAACKE, E M. ; BROWN, Robert W. ; THOMPSON, Michael R. ; VENKATESAN, Ramesh: *Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design*. J. Wiley & Sons, New York:, 1999
- [Hamming 1989] HAMMING, Richard W.: *Digital filters*. 3. Courier Dover Publications, 1989. – ISBN 978-0-4866-5088-3
- [Haneder et al. 2014] HANEDER, Stefan ; JURAS, Vladimir ; MICHAELY, Henrik J. ; DELIGIANNI, Xenia ; BIERI, Oliver ; SCHOENBERG, Stefan O. ; TRATTNIG, Siegfried ; ZBÝŇ, Štefan: In vivo sodium ^{23}Na imaging of the human kidneys at 7 T: preliminary results. In: *European radiology* 24 (2014), Nr. 2, S. 494–501
- [Haneder et al. 2011] HANEDER, Stefan ; KONSTANDIN, Simon ; MORELLI, John N. ; NAGEL, Armin M. ; ZOELLNER, Frank G. ; SCHAD, Lothar R. ; SCHOENBERG, Stefan O. ; MICHAELY, Henrik J.: Quantitative and qualitative ^{23}Na MR imaging of the human kidneys at 3 T: before and after a water load. In: *Radiology* 260 (2011), Nr. 3, S. 857–865
- [Harpen 1993] HARPEN, Michael D.: Radiative losses of a birdcage resonator. In: *Magnetic resonance in medicine* 29 (1993), Nr. 5, S. 713–716
- [Harrington et al. 2010] HARRINGTON, Michael G. ; SALOMON, Ronald M. ; POGODA, Janice M. ; OBORINA, Elena ; OKEY, Neil ; JOHNSON, Benjamin ; SCHMIDT, Dennis ; FONTEH, Alfred N. ; DALLESKA, Nathan F.: Cerebrospinal fluid sodium rhythms. In: *Cerebrospinal fluid research* 7 (2010), S. 3
- [Harris et al. 2002] HARRIS, RK ; BECKER, ED ; CABRAL, de Menezes S. ; GOODFELLOW, R ; GRANGER, P: NMR Nomenclature: Nuclear Spin Properties and Conventions for Chemical Shifts. IUPAC Recommendations 2001. In: *Solid state nuclear magnetic resonance* 22 (2002), Nr. 4, S. 458–483
- [Hasgall et al.] HASGALL, P. A. ; DI GENNARO, F. ; BAUMGARTNER, C. ; NEUFELD, E. ; GOSSELIN, M. C. ; PAYNE, D. ; KLINGENBÖCK, A. ; KUSTER, N.: IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues, Version 2.6, www.itis.ethz.ch/database.
- [Hausmann et al. 2012] HAUSMANN, Daniel ; KONSTANDIN, Simon ; WETTERLING, Friedrich ; HANEDER, Stefan ; NAGEL, Armin M. ; DINTER, Dietmar J. ; SCHÖNBERG, Stefan O. ; ZÖLLNER, Frank G. ; SCHAD, Lothar R.: Apparent diffusion coefficient and sodium concentration measurements in human prostate tissue via hydrogen-1 and sodium-23 magnetic resonance imaging in a clinical setting at 3 T. In: *Investigative radiology* 47 (2012), Nr. 12, S. 677–682
- [Hayes und Axel 1985] HAYES, Cecil E. ; AXEL, Leon: Noise performance of surface coils for magnetic resonance imaging at 1.5 T. In: *Medical physics* 12 (1985), Nr. 5, S. 604–607
- [Hayes et al. 1985] HAYES, Cecil E. ; EDELSTEIN, William A. ; SCHENCK, John F. ; MUELLER, Otward M. ; EASH, Matthew: An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5 T. In: *Journal of Magnetic Resonance* 63 (1985), Nr. 3, S. 622–628

- [Henzler et al. 2012] HENZLER, T ; KONSTANDIN, S ; SCHMID-BINDERT, G ; APFALTRER, P ; HANEDER, S ; WENZ, F ; SCHAD, L ; MANEGOLD, C ; SCHOENBERG, SO ; FINK, C: Imaging of tumor viability in lung cancer: initial results using ^{23}Na -MRI. 184 (2012), Nr. 04, S. 340–344
- [Hestenes und Stiefel 1952] HESTENES, Magnus R. ; STIEFEL, Eduard: Methods of conjugate gradients for solving linear systems. In: *Journal of Research of the National Bureau of Standards* 49 (1952), Nr. 6, S. 409–436
- [Hiba et al. 2006] HIBA, Bassem ; RICHARD, Nathalie ; JANIER, Marc ; CROISILLE, Pierre: Cardiac and respiratory double self-gated cine MRI in the mouse at 7 T. In: *Magnetic resonance in medicine* 55 (2006), Nr. 3, S. 506–513
- [Hoult 2000] HOULT, David I.: Sensitivity and power deposition in a high-field imaging experiment. In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 12 (2000), Nr. 1, S. 46–67
- [Hoult 1978] HOULT, DI: The NMR receiver: a description and analysis of design. In: *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy* 12 (1978), Nr. 1, S. 41–77
- [Hoult und Richards 1976] HOULT, DI ; RICHARDS, RE: The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment. In: *Journal of Magnetic Resonance* 24 (1976), Nr. 1, S. 71–85
- [Hussain et al. 2009] HUSSAIN, Muhammad S. ; STOBBE, Robert W. ; BHAGAT, Yusuf A. ; EMERY, Derek ; BUTCHER, Kenneth S. ; MANAWADU, Dulka ; RIZVI, Nasir ; MAHESHWARI, Perakash ; SCOZZAFAVA, James ; SHUAIB, Ashfaq ; BEAULIEU, Christian: Sodium imaging intensity increases with time after human ischemic stroke. In: *Annals of neurology* 66 (2009), Nr. 1, S. 55–62
- [Ibrahim et al. 2000] IBRAHIM, Tamer S. ; LEE, Robert ; BAERTLEIN, Brian A. ; KANGARLU, Allahyar ; ROBITAILLE, Pierre-Marie L.: Application of finite difference time domain method for the design of birdcage RF head coils using multi-port excitations. In: *Magnetic resonance imaging* 18 (2000), Nr. 6, S. 733–742
- [IEC 2015] IEC, International Electrotechnical C.: *IEC 60601-2-33 Medical Electrical Equipment - Part 2-33: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance*. 3.2. 2015. – ISBN 978-2-8322-2743-5
- [Insko und Bolinger 1993] INSKO, EK ; BOLINGER, L: Mapping of the Radiofrequency Field. In: *Journal of Magnetic Resonance Series A* 103 (1993), Nr. 1, S. 82–85
- [Insko et al. 2002] INSKO, Erik K. ; CLAYTON, David B. ; ELLIOTT, Mark A.: In vivo sodium MR imaging of the intervertebral disk at 4 T. In: *Academic radiology* 9 (2002), Nr. 7, S. 800–804
- [Jenkinson et al. 2002] JENKINSON, Mark ; BANNISTER, Peter ; BRADY, Michael ; SMITH, Stephen: Improved optimization for the robust and accurate linear registration and motion correction of brain images. In: *NeuroImage* 17 (2002), Nr. 2, S. 825–841
- [Jenkinson et al. 2012] JENKINSON, Mark ; BECKMANN, Christian F. ; BEHRENS, Timothy E. ; WOOLRICH, Mark W. ; SMITH, Stephen M.: Fsl. In: *NeuroImage* 62 (2012), Nr. 2, S. 782–790

- [Jenkinson und Smith 2001] JENKINSON, Mark ; SMITH, Stephen: A global optimisation method for robust affine registration of brain images. In: *Medical image analysis* 5 (2001), Nr. 2, S. 143–156
- [Kaggie et al. 2014] KAGGIE, Joshua D. ; HADLEY, J R. ; BADAL, James ; CAMPBELL, John R. ; PARK, Daniel J. ; PARKER, Dennis L. ; MORRELL, Glen ; NEWBOULD, Rexford D. ; WOOD, Ali F. ; BANGERTER, Neal K.: A 3 T sodium and proton composite array breast coil. In: *Magnetic resonance in medicine* 71 (2014), Nr. 6, S. 2231–2242
- [Kauczor und Kreitner 1999] KAUCZOR, Hans-Ulrich ; KREITNER, Karl-Friedrich: MRI of the pulmonary parenchyma. In: *European radiology* 9 (1999), Nr. 9, S. 1755–1764
- [van Sörnsen de Koste et al. 2006] KOSTE, John R. van Sörnsen de ; SENAN, Suresh ; KLEYNEN, Catharina E. ; SLOTMAN, Ben J. ; LAGERWAARD, Frank J.: Renal mobility during uncoached quiet respiration: An analysis of 4DCT scans. In: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 64 (2006), Nr. 3, S. 799–803
- [Kurczewski et al. 1992] KURCZEWSKI, R. ; PAVLOVICH, R. ; STEIDLE, J. W. ; ROLLINS, N. K.: Design of elliptically shaped quadrature pediatric body coils. In: *In Proceedings of the 11th Annual Scientific Meeting of the ISMRM, Berlin, Germany* (1992), S. 4025
- [Langen und Jones 2001] LANGEN, K. M. ; JONES, D. T.: Organ motion and its management. In: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 50 (2001), Nr. 1, S. 265–278
- [Larson et al. 2004] LARSON, Andrew C. ; WHITE, Richard D. ; LAUB, Gerhard ; MCVEIGH, Elliot R. ; LI, Debiao ; SIMONETTI, Orlando P.: Self-gated cardiac cine MRI. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 51 (2004), Nr. 1, S. 93–102
- [Lauterbur 1973] LAUTERBUR, Paul C.: Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. In: *Nature* 242 (1973), S. 190–191
- [Leifer 1997] LEIFER, Mark C.: Theory of the quadrature elliptic birdcage coil. In: *Magnetic resonance in medicine* 38 (1997), Nr. 5, S. 726–732
- [Li et al. 1997] LI, Shizhe ; COLLINS, Christopher M. ; DARDZINSKI, Bernard J. ; CHIN, Chih-Liang ; SMITH, Michael B.: A method to create an optimum current distribution and homogeneous B1 field for elliptical birdcage coils. In: *Magnetic resonance in medicine* 37 (1997), Nr. 4, S. 600–608
- [Liu et al. 2002] LIU, Wanzhan ; YANG, Qing X. ; COLLINS, Christopher M. ; SMITH, Michael B.: Numerical evaluation of power radiated and dissipated by a loaded surface coil at high field. 10 (2002)
- [Löring et al. 2016] LÖRING, J. ; KEMP, W. J. van der ; ALMUJAYYAZ, S. ; OORSCHOT, J. W. van ; LUIJTEN, P. R. ; KLOMP, D. W.: Whole-body radiofrequency coil for 31P MRSI at 7 T. In: *NMR in Biomedicine* 29 (2016), Nr. 6, S. 709–720
- [Lowe und Tarr 1968] LOWE, IJ ; TARR, CE: A fast recovery probe and receiver for pulsed nuclear magnetic resonance spectroscopy. In: *Journal of Physics E: Scientific Instruments* 1 (1968), S. 320–322

- [Lustig et al. 2007] LUSTIG, Michael ; DONOHO, David ; PAULY, John M.: Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. In: *Magnetic resonance in medicine* 58 (2007), Nr. 6, S. 1182–1195
- [Madelin et al. 2012] MADELIN, Guillaume ; CHANG, Gregory ; OTAZO, Ricardo ; JERSCHOW, Alexej ; REGATTE, Ravinder R.: Compressed sensing sodium MRI of cartilage at 7T: preliminary study. In: *Journal of Magnetic Resonance* 214 (2012), Nr. 1, S. 360–365
- [Madelin und Regatte 2013] MADELIN, Guillaume ; REGATTE, Ravinder R.: Biomedical applications of sodium MRI in vivo. In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 38 (2013), Nr. 3, S. 511–529
- [Mageras et al. 2001] MAGERAS, Gikas S. ; YORKE, Ellen ; ROSENZWEIG, Kenneth ; BRABAN, Louise ; KEATLEY, Eric ; FORD, Eric ; LEIBEL, Steven A. ; LING, C C.: Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system. In: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2 (2001), Nr. 4, S. 191–200
- [Maleike et al. 2009] MALEIKE, Daniel ; NOLDEN, Marco ; MEINZER, H-P ; WOLF, Ivo: Interactive segmentation framework of the medical imaging interaction toolkit. In: *Computer methods and programs in biomedicine* 96 (2009), Nr. 1, S. 72–83
- [Maril et al. 2005] MARIL, Nimrod ; MARGALIT, Raanan ; MISPELTER, Joel ; DEGANI, Hadassa: Sodium magnetic resonance imaging of diuresis: spatial and kinetic response. In: *Magnetic resonance in medicine* 53 (2005), Nr. 3, S. 545–552
- [Maril et al. 2006] MARIL, Nimrod ; ROSEN, Yael ; REYNOLDS, Glenn H. ; IVANISHEV, Alex ; NGO, Long ; LENKINSKI, Robert E.: Sodium MRI of the human kidney at 3 Tesla. In: *Magnetic resonance in medicine* 56 (2006), Nr. 6, S. 1229–1234
- [Marinescu 1999] MARINESCU, Marlene ; MILDENBERGER, Otto (Hrsg.): *Wechselstromtechnik: Grundlagen und Beispiele*. Springer-Verlag, 1999. – ISBN 978-3-663-07801-2
- [Maxwell 1865] MAXWELL, J C.: A dynamical theory of the electromagnetic field. In: *Philosophical transactions of the Royal Society of London* 155 (1865), S. 459–512
- [Mispelter et al. 2006] MISPELTER, J ; LUPU, M ; BRIGUET, A: *NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments: theoretical principles & practical guidelines*. Imperial College Press, 2006. – ISBN 1-86094-637-2
- [Moon et al. 2014] MOON, Chan H. ; FURLAN, Alessandro ; KIM, Jung-Hwan ; ZHAO, Tiejun ; SHAPIRO, Ron ; BAE, Kyongtae T.: Quantitative sodium MR imaging of native versus transplanted kidneys using a dual-tuned proton/sodium ($^1\text{H}/^{23}\text{Na}$) coil: initial experience. In: *European radiology* 24 (2014), Nr. 6, S. 1320–1326
- [Murbach et al. 2011] MURBACH, Manuel ; CABOT, Eugenia ; NEUFELD, Esra ; GOSSELIN, Marie-Christine ; CHRIST, Andreas ; PRUESSMANN, Klaas P. ; KUSTER, Niels: Local SAR enhancements in anatomically correct children and adult models as a function of position within 1.5 T MR body coil. In: *Progress in biophysics and molecular biology* 107 (2011), Nr. 3, S. 428–433
- [Nagel et al. 2009] NAGEL, Armin M. ; LAUN, Frederik B. ; WEBER, Marc-André ; MATHIES, Christian ; SEMMLER, Wolfhard ; SCHAD, Lothar R.: Sodium MRI using a density-

- adapted 3D radial acquisition technique. In: *Magnetic resonance in medicine* 62 (2009), Nr. 6, S. 1565–1573
- [Nagel et al. 2011a] NAGEL, Armin M. ; AMARTEIFIO, Erick ; LEHMANN-HORN, Frank ; JURKAT-ROTT, Karin ; SEMMLER, Wolfhard ; SCHAD, Lothar R. ; WEBER, Marc-André: 3 Tesla sodium inversion recovery magnetic resonance imaging allows for improved visualization of intracellular sodium content changes in muscular channelopathies. In: *Investigative radiology* 46 (2011), Nr. 12, S. 759–766
- [Nagel et al. 2011b] NAGEL, Armin M. ; BOCK, Michael ; HARTMANN, Christian ; GERIGK, Lars ; NEUMANN, Jan-Oliver ; WEBER, Marc-André ; BENDSZUS, Martin ; RADBRUCH, Alexander ; WICK, Wolfgang ; SCHLEMMER, Heinz-Peter ; SEMMLER, Wolfhard ; BILLER, Armin: The potential of relaxation-weighted sodium magnetic resonance imaging as demonstrated on brain tumors. In: *Investigative radiology* 46 (2011), Nr. 9, S. 539–547
- [Niesporek et al. 2017] NIESPOREK, Sebastian C. ; UMATHUM, Reiner ; FIEDLER, Thomas M. ; BACHERT, Peter ; LADD, Mark E. ; NAGEL, Armin M.: Improved T2* determination in 23Na, 35Cl, and 17O MRI using iterative partial volume correction based on 1H MRI segmentation. In: *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* (2017)
- [Nolden et al. 2013] NOLDEN, Marco ; ZELZER, Sascha ; SEITEL, Alexander ; WALD, Diana ; MÜLLER, Michael ; FRANZ, Alfred M. ; MALEIKE, Daniel ; FANGERAU, Markus ; BAUMHAUER, Matthias ; MAIER-HEIN, Lena ; MAIER-HEIN, Klaus ; MEINZER, Hans-Peter ; WOLF, Ivo: The medical imaging interaction toolkit: challenges and advances. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* 8 (2013), Nr. 4, S. 607–620
- [Nyquist 1928] NYQUIST, Harry: Thermal agitation of electric charge in conductors. In: *Physical review* 32 (1928), Nr. 1, S. 110
- [Oppenheim et al. 1999] OPPENHEIM, A.V. ; SCHAFER, R.W. ; BUCK, J.R.: *Discrete-time signal processing*. 2. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice Hall, 1999. – ISBN 9780137549207
- [Orzada et al. 2017] ORZADA, Stephan ; BITZ, Andreas K. ; JOHST, Sören ; GRATZ, Marcel ; VÖLKER, Maximilian N. ; KRAFF, Oliver ; ABUELHAJJA, Ashraf ; FIEDLER, Thomas M. ; SOLBACH, Klaus ; QUICK, Harald H. ; LADD, Mark E.: Analysis of an Integrated 8-Channel Tx/Rx Body Array for Use as a Body Coil in 7-Tesla MRI. In: *Frontiers in Physics* 5 (2017), S. 17
- [Ouwerkerk et al. 2007] OUWERKERK, Ronald ; JACOBS, Michael A. ; MACURA, Katarzyna J. ; WOLFF, Antonio C. ; STEARNS, Vered ; MEZBAN, Sarah D. ; KHOURI, Nagi F. ; BLUEMKE, David A. ; BOTTOMLEY, Paul A.: Elevated tissue sodium concentration in malignant breast lesions detected with non-invasive 23Na MRI. In: *Breast cancer research and treatment* 106 (2007), Nr. 2, S. 151–160
- [Paling und Brookeman 1986] PALING, Michael R. ; BROOKEMAN, James R.: Respiration artifacts in MR imaging: reduction by breath holding. In: *Journal of computer assisted tomography* 10 (1986), Nr. 6, S. 1080–1082

- [Petracca et al. 2016] PETRACCA, Maria ; FLEYSHER, Lazar ; OESINGMANN, Niels ; INGLESSE, Matilde: Sodium MRI of multiple sclerosis. In: *NMR in Biomedicine* 29 (2016), Nr. 2, S. 153–161
- [Philippow 1976] PHILIPPOW, Eugen: *Grundlagen der Elektrotechnik*. Bd. 5. Geest & Portig, 1976
- [Platt et al. 2017a] PLATT, Tanja ; BEHL, Nicolas G. R. ; FIEDLER, Thomas M. ; NAGEL, Armin M. ; BITZ, Andreas K. ; BACHERT, Peter ; LADD, Mark E. ; WIELPÜTZ, Mark O. ; KAUCZOR, Hans-Ulrich ; UMATHUM, Reiner: Elliptically-shaped 1Tx4Rx coil for ^{23}Na body MRI at 7T. In: *In Proceedings of the 25th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, Hawaii, USA* (2017), S. 2958
- [Platt et al. 2016a] PLATT, Tanja ; FIEDLER, Thomas M. ; NAGEL, Armin M. ; BITZ, Andreas K. ; BACHERT, Peter ; LADD, Mark E. ; UMATHUM, Reiner: Development and application of a ^{23}Na elliptical body coil for 7 tesla. In: *In Proceedings of the 24th Annual Meeting of the ISMRM, Singapore, Singapore* (2016), S. 3977
- [Platt et al. 2016b] PLATT, Tanja ; NAGEL, Armin M. ; BACHERT, Peter ; LADD, Mark E. ; UMATHUM, Reiner: In vivo sodium (^{23}Na) MR signal variations in human kidney after water deprivation and subsequent water load at 7 Tesla. In: *ISMRM Workshop on Ultra High Field MRI: Technological Advances & Clinical Applications, Heidelberg, Germany* (2016), S. 26
- [Platt et al. 2017b] PLATT, Tanja ; UMATHUM, Reiner ; NAGEL, Armin M. ; BACHERT, Peter ; LADD, Mark E. ; WIELPÜTZ, Mark O. ; KAUCZOR, Hans-Ulrich ; BEHL, Nicolas G. R.: Self-gated ^{23}Na -MRI of human lung with separate reconstruction of two respiratory states at 7T. In: *In Proceedings of the 25th Annual Meeting of the ISMRM, Honolulu, Hawaii, USA* (2017), S. 0486
- [Poole 1983] POOLE, Charles P.: *Electron spin resonance: a comprehensive treatise on experimental techniques*. 2. Wiley New York, 1983
- [Purcell et al. 1946] PURCELL, Edward M. ; TORREY, H C. ; POUND, Robert V.: Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. In: *Physical review* 69 (1946), Nr. 1-2, S. 37
- [Ra et al. 1988] RA, J. B. ; HILAL, S. K. ; OH, C. H. ; MUN, I. K.: In vivo magnetic resonance imaging of sodium in the human body. In: *Magnetic resonance in medicine* 7 (1988), Nr. 1, S. 11–22
- [Rakhmanov et al. 1994] RAKHMANOV, Evguenii A. ; SAFF, EB ; ZHOU, YM: Minimal discrete energy on the sphere. In: *Mathematical Res Lett* 1 (1994), Nr. 6, S. 647–662
- [Reddy et al. 1998] REDDY, Ravinder ; INSKO, Erik K. ; NOYSZEWSKI, Elizabeth A. ; DANDORA, Rahul ; KNEELAND, John B. ; LEIGH, John S.: Sodium MRI of human articular cartilage in vivo. In: *Magnetic resonance in medicine* 39 (1998), Nr. 5, S. 697–701
- [Resetar et al. 2015] RESETAR, Ana ; HOFFMANN, Stefan H. ; GRAESSL, Andreas ; WINTER, Lukas ; WAICZIES, Helmar ; LADD, Mark E. ; NIENDORF, Thoralf ; NAGEL, Armin M.: Retrospectively-gated CINE ^{23}Na imaging of the heart at 7.0 Tesla using density-adapted

- 3D projection reconstruction. In: *Magnetic Resonance Imaging* 33 (2015), Nr. 9, S. 1091–1097
- [Roemer et al. 1990] ROEMER, Peter B. ; EDELSTEIN, William A. ; HAYES, Cecil E. ; SOUZA, Steven P. ; MUELLER, OM: The NMR phased array. In: *Magnetic resonance in medicine* 16 (1990), Nr. 2, S. 192–225
- [Runge et al. 1984] RUNGE, VM ; CLANTON, JA ; PARTAIN, CL ; JAMES JR, AE: Respiratory gating in magnetic resonance imaging at 0.5 Tesla. In: *Radiology* 151 (1984), S. 521–523
- [Schmidt et al. 2005] SCHMIDT, Robert F. ; LANG, Florian ; THEWS, Gerhard: *Physiologie des Menschen*. 29. Heidelberg : Springer-Verlag Berlin Hamburg, 2005. – ISBN 978-3-540-26416-3
- [Shah et al. 2016] SHAH, N J. ; WORTHOFF, Wieland A. ; LANGEN, Karl-Josef: Imaging of sodium in the brain: a brief review. In: *NMR in Biomedicine* 29 (2016), Nr. 2, S. 162–174
- [Shapiro et al. 2000] SHAPIRO, Erik M. ; BORTHAKUR, Arijitt ; DANDORA, Rahul ; KRIS, Antigone ; LEIGH, John S. ; REDDY, Ravinder: Sodium visibility and quantitation in intact bovine articular cartilage using high field ^{23}Na MRI and MRS. In: *Journal of Magnetic Resonance* 142 (2000), Nr. 1, S. 24–31
- [Siemens AG, Siemens Medical Solutions 2013] Siemens AG, Siemens Medical Solutions (Hersteller): *MAGNETOM - System Owner Manual - Technical Data*. AG 01/13. 2013
- [Slichter 1990] SLICHTER, Charles P.: *Principles of magnetic resonance*. Springer-Verlag Berlin Hamburg, 1990
- [Speckmann et al. 2013] SPECKMANN, Erwin-Josef ; HESCHELER, Jürgen ; KÖHLING, Rüdiger: *Physiologie*. 6. Elsevier, Urban & Fischer, 2013. – ISBN 978-3-437-16853-6
- [Steidle et al. 2004] STEIDLE, Günter ; GRAF, Hansjörg ; SCHICK, Fritz: Sodium 3-D MRI of the human torso using a volume coil. In: *Magnetic resonance imaging* 22 (2004), Nr. 2, S. 171–180
- [Tropp 1989] TROPP, James: The theory of the bird-cage resonator. In: *Journal of Magnetic Resonance* 82 (1989), Nr. 1, S. 51–62
- [Vaughan et al. 1994] VAUGHAN, J T. ; HETHERINGTON, Hoby P. ; OTU, Joe O. ; PAN, Jullie W. ; POHOST, Gerald M.: High frequency volume coils for clinical NMR imaging and spectroscopy. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 32 (1994), Nr. 2, S. 206–218
- [Walsh et al. 2000] WALSH, David O. ; GMITRO, Arthur F. ; MARCELLIN, Michael W.: Adaptive reconstruction of phased array MR imagery. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 43 (2000), Nr. 5, S. 682–690
- [Wang et al. 1996] WANG, Yi ; ROSSMAN, Phillip J. ; GRIMM, Roger C. ; RIEDERER, Stephen J. ; EHMAN, Richard L.: Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiration effects in three-dimensional coronary MR angiography. In: *Radiology* 198 (1996), Nr. 1, S. 55–60
- [Weiland 1977] WEILAND, Thomas: A discretization model for the solution of Maxwell's equations for six-component fields. In: *Archiv Elektronik und Übertragungstechnik* 31 (1977), S. 116–120

- [Weiland 1996] WEILAND, Thomas: Time domain electromagnetic field computation with finite difference methods. In: *International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields* 9 (1996), Nr. 4, S. 295–319
- [Wetterling et al. 2012] WETTERLING, Friedrich ; CORTEVILLE, Dominique M. ; KALAYCIYAN, Raffi ; RENNINGS, Andreas ; KONSTANDIN, Simon ; NAGEL, Armin M. ; STARK, Helmut ; SCHAD, Lothar R.: Whole body sodium MRI at 3T using an asymmetric birdcage resonator and short echo time sequence: first images of a male volunteer. In: *Physics in medicine and biology* 57 (2012), Nr. 14, S. 4555–67
- [Winkelmann et al. 2007] WINKELMANN, Stefanie ; SCHAEFFTER, Tobias ; KOEHLER, Thomas ; EGGERS, Holger ; DOESSEL, Olaf: An optimal radial profile order based on the Golden Ratio for time-resolved MRI. In: *IEEE transactions on medical imaging* 26 (2007), Nr. 1, S. 68–76
- [Wolf et al. 2005] WOLF, Ivo ; VETTER, Marcus ; WEGNER, Ingmar ; BÖTTGER, Thomas ; NOLDEN, Marco ; SCHÖBINGER, Max ; HASTENTEUFELE, Mark ; KUNERT, Tobias ; MEINZER, Hans-Peter: The medical imaging interaction toolkit. In: *Medical image analysis* 9 (2005), Nr. 6, S. 594–604
- [Zaric et al. 2016] ZARIC, Olgica ; PINKER, Katja ; ZBYN, Stefan ; STRASSER, Bernhard ; ROBINSON, Simon ; MINARIKOVA, Lenka ; GRUBER, Stephan ; FARR, Alex ; SINGER, Christian ; HELBICH, Thomas H. ; TRATTNIG, Siegfried ; BOGNER, Wolfgang: Quantitative sodium MR imaging at 7 T: initial results and comparison with diffusion-weighted imaging in patients with breast tumors. In: *Radiology* 280 (2016), Nr. 1, S. 39–48
- [Zinke et al. 1986] ZINKE, O. ; BRUNSWIG, H. ; VLCEK, A.: *Lehrbuch der Hochfrequenztechnik: Erster Band: Hochfrequenzfilter, Leitungen, Antennen*. 3. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1986. – ISBN 3540158588
- [Zöllner et al. 2016] ZÖLLNER, Frank G. ; KONSTANDIN, Simon ; LOMMEN, Jonathan ; BUDJAN, Johannes ; SCHOENBERG, Stefan O. ; SCHAD, Lothar R. ; HANEDER, Stefan: Quantitative sodium MRI of kidney. In: *NMR in Biomedicine* 29 (2016), Nr. 2, S. 197–205

Abbildungsverzeichnis

2.1	Aufspaltung der Energieniveaus in einem statischen Magnetfeld	6
2.2	Quadraturanregung realisiert durch zwei Oberflächenspulen bzw. durch eine Birdcage-Spule	17
2.3	HF-Birdcage-Spule mit zwei Endringen und vier äquidistanten Verstrebungen	17
2.4	Zwei beispielhafte Stromverteilungen auf den acht Verstrebungen einer Birdcage-Spule	18
2.5	Zweiter als ein Modell für ein elektrisches Bauteil	22
2.6	Schaltung aus einer Lastimpedanz Z_{Last} sowie einer elektrischen Quelle	24
2.7	Oberflächenspule mit Anpassnetzwerk zur Leistungsanpassung	26
2.8	Schema einer Koaxialleitung mit Ausgangs- und Eingangsimpedanz	28
2.9	Beispielhafte Schaltung: zwei HF-Komponenten und eine verlustfreie Leitung	28
2.10	$\lambda/4$ -Leitung in einem HF-Schalter	29
2.11	Grundprinzip eines Quadraturhybrids zur Leistungsteilung bzw. zur Leistungskombination	30
2.12	Aufbau des Quadraturhybrids aus Kondensatoren und Spulen	31
2.13	Ein Pi-Glied bestehend aus zwei Kondensatoren und einer Induktivität	32
2.14	Zwei Zustände des abgestimmten Pi-Glieds	33
2.15	Bei einer Sende- und Empfangsspule sind die HF-Sendekette und die HF-Empfangskette über die Spule miteinander verbunden	34
2.16	Sende-Empfangs-Weiche aufgebaut aus einer $\lambda/4$ -Leitung und PIN-Dioden	35
2.17	Sende-Empfangs-Weiche aufgebaut aus einem Pi-Glied und PIN-Dioden	35
2.18	Beispielhaftes Voxel des ersten Gitters der FIT-Methode	37
2.19	Aufbau einer Niere des Menschen	39
3.1	7-Tesla-Ganzkörper-MR-Tomograph	41
3.2	PERU-Sensor (englisch <i>physiological electrocardiography and respiratory unit</i>) bestehend aus einem Atemgurt, einem EKG-Sensor sowie aus einem Sender	43
3.3	Begrenzter Raum innerhalb eines MR-Tomographen und geometrische Form der HF-Spule	44
3.4	Grundaufbau der ovalen ^{23}Na -Körperspule	45
3.5	Modell der ovalen ^{23}Na -Körperspule	45
3.6	Aufbau der Verstrebungen der HF-Birdcage-Spule	46
3.7	Anpassnetzwerk	47
3.8	Realisierung der ovalen ^{23}Na -Körperspule	47
3.9	Mantelwellensperre zur Reduktion von Mantelwellenströmen	48
3.10	Phasenbeziehung der Zweikanal-Einspeisung	48
3.11	HF-Sende- und Empfangskette der Zweikanal-Einspeisung	49
3.12	Quadraturhybrid zur Leistungsteilung bzw. zur Leistungskombination	50

3.13	Schaltung der Sende-Empfangs-Weiche für Quadratureinspeisung und Quadraturempfang	51
3.14	Phasenbeziehung der Vierkanal-Einspeisung (4P 1Tx 1Rx)	53
3.15	HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung	54
3.16	Schaltung aus Quadraturhybriden zur Leistungsteilung von einem HF-Signal in vier HF-Signale mit $\Delta\varphi = 90^\circ$ bzw. zur Leistungskombination von vier HF-Signalen mit $\Delta\varphi_{\text{Rx}} = 90^\circ$ in ein HF-Signal	55
3.17	Anpassung der Phasenbeziehung der Vierkanal-Einspeisung 4P 1Tx _{opt} 4Rx	56
3.18	Angepasste HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung	56
3.19	Schaltung aus vier Quadraturhybriden und Verzögerungsleitungen zur Leistungsteilung von einem HF-Signal in vier HF-Signale mit $\Delta\varphi \neq 90^\circ$	57
3.20	Angepasste Sendephasen der Vierkanal-Einspeisung (4P 1Tx _{opt} 4Rx)	58
3.21	Schaltung der Sende-Empfangs-Weiche für eine direkte Einspeisung sowie Empfang	59
3.22	Richtkoppler	61
3.23	Körperphantome als vergleichbare Beladung der HF-Spule zum menschlichen Körper	62
3.24	Coronaler 2D-Ausschnitt des Torsos eines männlichen und eines weiblichen Voxel-basierten heterogenen Körpermodells	63
3.25	Ablauf der 3D-Simulationen	64
3.26	Simulationsmodell der ovalen HF-Bircage-Spule und ihrer Umgebung im MR-Tomographen	65
3.27	Sequenzschema der dichteangepassten 3D-Radialsequenz (DA-3DPR)	69
3.28	Polarwinkel Θ_n und Azimutwinkel Φ_n der n -ten Projektion bei der 3D- <i>Golden-Angle</i> -Aufnahme	71
3.29	Zeitliche ^{23}Na -Signale im k -Raum-Zentrum S_{Zentrum} für ein statisches Phantom und für zwei beispielhafte <i>In-vivo</i> - ^{23}Na -MR-Untersuchungen	75
3.30	Gauß-Filter	76
3.31	Bestimmung des intrinsischen Atemsignals sowie Aufteilung des vollen Datensatzes in zwei Teilmengen für Proband _{1 Lunge}	77
3.32	Bestimmung des extrinsischen Atemsignals sowie Aufteilung des vollen Datensatzes in zwei Teilmengen für Proband _{1 Lunge}	78
3.33	Vergleich des intrinsischen und des extrinsischen Atemsignals	79
3.34	Modell für die Untersuchung der Atembewegung anhand der relativen Abweichung zwischen dem eingeatmeten und dem ausgeatmeten MR-Bild.	79
4.1	Relative Flipwinkelkarten α_{rel} der drei Spulenkfigurationen	83
4.2	Verteilung der relativen Empfangsensitivitäten $B_{1\text{rel}}^-$ der beiden Vierkanal-Spulenkfigurationen	85
4.3	Einspeisestellen der optimierten Vierkanal-Spulenkfiguration 4P 1Tx _{opt} 4Rx	86
4.4	Vergleich der simulierten und gemessenen Sendefeldverteilungen und relativen Empfangsfeldverteilungen der Vierkanal-Spulenkfiguration 4P 1Tx _{opt} 4Rx	88
4.5	Vergleich der Verläufe des simulierten und des gemessenen B_1^+ -Feldes entlang der drei zentralen Achsen durch das Zentrum der HF-Spule	90
4.6	^{23}Na -Signalverteilung in den rekonstruierten ^{23}Na -MR-Bildern des Abdomens und der Lunge	92

4.7	Rekonstruierte ^{23}Na -MR-Bilder des Abdomens und der Lunge aufgenommen mit den beiden Vierkanal-Spulenkonfigurationen	93
4.8	<i>In-vivo</i> -Vergleich der <i>Compressed-Sensing</i> -basierten Rekonstruktion mit einem angepassten Lexikon und der herkömmlichen nicht-uniformen schnellen Fouriertransformation	94
4.9	Ablauf der Untersuchung der Nierenphysiologie mittels ^{23}Na -MR-Bildgebung	95
4.10	Signalverteilung in einer coronalen Schicht der maskierten linken Niere des ersten und des letzten (15.) ^{23}Na -MR-Bildes	96
4.11	Histogramme zeigen die Häufigkeitsverteilungen der ^{23}Na -Signalwerte der maskierten dreidimensionalen linken Niere des ersten und des letzten MR-Bildes .	96
4.12	Zeitliche Änderung des mittleren ^{23}Na -Signals sowie der Standardabweichung in den 15 maskierten dreidimensionalen Regionen (ROIs) der rechten sowie der linken Niere	97
4.13	^{23}Na -Signalverteilung im Bereich der Nieren nach Wasserentzug sowie nach Wasseraufnahme	98
4.14	Vergleich des intrinsischen Atemsignals $S_{\text{Zentrum Filter}}$ und des extrinsischen Atemsignals $S_{\text{Atemgurt Filter}}$	100
4.15	NUFFT- und 3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der separierten Teilmengen der ^{23}Na -MR-Untersuchung der Lunge (Proband ₁) . . .	102
4.16	3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der separierten Teilmengen der ^{23}Na -MR-Untersuchung der Lunge (Proband ₂ , Proband ₃)	103
4.17	NUFFT- und 3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der separierten Teilmengen der ^{23}Na -MR-Untersuchung des Abdomens (Proband ₁)	104
4.18	3D-DLCS-Rekonstruktionen des vollen Datensatzes und der separierten Teilmengen der ^{23}Na -MR-Untersuchung des Abdomens (Proband ₂ , Proband ₃) . .	105
4.19	Vergrößerte Darstellung der relevanten Bereiche der 3D-DLCS-Rekonstruktionen der ^{23}Na -MR-Untersuchungen der Lunge	106
4.20	Vergrößerte Darstellung der relevanten Bereiche der 3D-DLCS-Rekonstruktionen der ^{23}Na -MR-Untersuchungen des Abdomen	107
5.1	Relative transversale Flipwinkelkarten α_{rel} der drei Spulenkonfigurationen . .	111

Tabellenverzeichnis

2.1	SAR-Grenzwerte für den Körperstamm bei einer Exposition mit Hochfrequenzfeldern von HF-Spulen	21
2.2	Beispielhafte S-Parameterwerte	23
2.3	Impedanzen sowie Kapazitäten und Induktivitäten eines Quadraturhybrids	31
2.4	Impedanzen sowie Kapazitäten und Induktivitäten eines Pi-Glieds	32
3.1	Mittlere Transmissionsfaktoren S_{ij} des Viertors (Tx, Spule mit QH _{P1} und QH _{P2} , Rx)	52
3.2	Angepasste Sendephasen der HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung	57
3.3	Sendephasen der HF-Sende- und Empfangskette der Vierkanal-Einspeisung mit einer Phasenanpassung von $\varphi_x = 17^\circ$	58
3.4	Mittlere Transmissionsfaktoren S_{ij} des Dreitors (Tx, Spule, Rx)	60
3.5	Mittlere dielektrische Eigenschaften bei 78,6 MHz des menschlichen Torsos	63
3.6	Pulsspannungen U_{Puls} in Abhängigkeit von der Referenzspannung U_{Ref}	68
3.7	Beispielhafte Parameter der HF-Pulse bei der Sendefeldkartierung	71
4.1	Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter für eine Kartierung der Sendefelder (B_1^+) der drei Spulenkonfigurationen mit der <i>Double-Angle</i> -Methode	82
4.2	Variationskoeffizienten als Maß für die relative Streuung innerhalb der Sendefeld- und Empfangsfeldverteilungen	84
4.3	Anstieg der benötigten HF-Leistung und folglich der Referenzspannung U_{Ref}	85
4.4	Streuparameter der ovalen Vierkanal-Birdcage-Spule	86
4.5	Variationskoeffizienten als Maß für die relative Streuung innerhalb der gemessenen und simulierten Sende- und Empfangsfeldverteilungen der Vierkanal-Spulenkonfiguration 4P 1Tx _{opt} 4Rx	89
4.6	Maximal zulässige mittlere HF-Leistungen $P_{\text{lokal max}}$, ermittelt aus den vier durchgeführten EM-Simulationen mit heterogenen Körpermodellen	90
4.7	Größe der Teilmengen N_{ein} und N_{aus} und somit die Anzahl an Projektionen im eingeatmeten oder im ausgeatmeten Zustand für die sechs durchgeführten Untersuchungen	101

Abkürzungsverzeichnis

3D-DLCS	3D- <i>Compressed-Sensing</i> -basierte Rekonstruktion mit einem angepassten Lexikon (englisch <i>3D dictionary-learning compressed-sensing reconstruction</i>)
ADH	Antidiuretisches Hormon
ADP	Adenosindiphosphat
ATP	Adenosintriphosphat
DA-3DPR	Dichteangepasste 3D-Radialsequenz (englisch <i>density adapted 3D projection reconstruction</i>)
DKFZ	Deutsches Krebsforschungszentrum
EM-Felder	Elektromagnetische Felder
EM-Simulation	Simulation elektromagnetischer Felder
FFT	Schnelle Fouriertransformation (englisch <i>fast fourier transform</i>)
FIT	Finite-Integration-Methode (englisch <i>finite integration technology</i>)
FOV	Sichtfeld (englisch <i>field of view</i>)
FT	Fouriertransformation
HF	Hochfrequenz
MR	Magnetresonanz
MRT	Magnetresonanztomographie
MWS	Mantelwellensperre
NMR	Kernmagnetische Resonanz (englisch <i>nuclear magnetic resonance</i>)
NUFFT	Nicht-uniforme schnelle Fouriertransformation (englisch <i>nonuniform fast fourier transform</i>)
PIN-Diode	englisch <i>positive intrinsic negative diode</i>
PMU	Physiologische Messeinheit (englisch <i>physiological measurement unit</i>)
PERU	Physiologische Elektrokardiographie- und respiratorische Einheit (englisch <i>physiological electrocardiography and respiratory unit</i>)

ROI	Relevanter Bildbereich (englisch <i>region of interest</i>)
Rx	Empfangen (englisch <i>reception</i>)
SAR	Spezifische Absorptionsrate
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis (englisch <i>signal-to-noise ratio</i>)
SOS	Quadratsumme (englisch <i>sum of squares</i>)
SRF	Eigenresonanzfrequenz (englisch <i>self resonant frequency</i>)
Tx	Senden (englisch <i>transmission</i>)
USF	Unterabtastungsfaktor (englisch <i>undersampling factor</i>)
VKF	Verkürzungsfaktor

Danke!

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Besonders danken möchte ich den folgenden Personen:

- Prof. Dr. Peter Bachert zum einen für die Vertretung meiner Arbeit gegenüber der Fakultät und zum anderen für seine unterstützende und fördernde Betreuung während meines Bachelor- und Master-Studiums sowie in der Zeit der Promotion. Dankeschön für positive, motivierende Rückmeldungen zu meiner Arbeit, sei es über die ^{13}C - $\{^1\text{H}\}$ -MR-Spektroskopie oder über die ^{23}Na -MR-Bildgebung
- Prof. Dr. Lothar Schad für die Übernahme des Zweitgutachtens
- Prof. Dr. Mark Ladd für die Möglichkeit in der Abteilung *Medizinische Physik in der Radiologie* zu promovieren und für seine Unterstützung während meiner Promotionszeit
- Dr. Reiner Umathum für die vielen erfrischenden Gespräche über die Hochfrequenztechnik in ihrer teilweise komplexen Form. Reiner, ein herzliches Dankeschön dafür, dass du dir auch nach deinem Abschied vom DKFZ die Zeit genommen hast, mich bei meiner Promotion zu unterstützen.
- Dr. Nicolas Behl für motivierende Worte und sehr anregende Gespräche - speziell zur Separation von ^{23}Na -MR-Daten und zum Verschwinden-lassen von Rauschen (bzw. zur Reduktion des Bildrauschens)
- Prof. Dr. Armin Nagel für sein offenes Ohr und für hilfreiche Ratschläge bei organisatorischen Fragestellungen und insbesondere bei Fragestellungen zur ^{23}Na -MR-Bildgebung
- Thomas Fiedler und Prof. Dr. Andreas Bitz für viele Erläuterungen und Unterstützung bei der Durchführung und Auswertung von Simulationen elektromagnetischer Feldverteilungen
- Dr. Andreas Korzowski, Dr. Manuela Rösler, Weirui Cai, Dr. Arthur Magill und Dr. Stefan Alt für anregende Unterhaltungen über die schöne Welt der HF-Technik
- Barbara Dillenberger für die großartige Unterstützung im HF-Labor und für die Förderung des freundschaftlichen Klimas im 7 T-Gebäude
- Christian Kindtner für jegliche Unterstützung in technischen und organisatorischen Angelegenheiten
- Den Mitarbeitern der Feinmechanikwerkstatt des DKFZ für ihre technische Unterstützung

- Maren, Anja, Vanessa und Judith für die unterhaltsame Abwechslung vom Büroalltag - in Heidelberg oder auf Konferenzen
- Allen ehemaligen und aktuellen Kolleginnen und Kollegen während der Masterarbeit und während der Promotion. Dankeschön für die sehr, sehr positive Arbeitsatmosphäre und die gemeinsamen Aktivitäten!
- Meinen lieben Freundinnen aus der Heimat - insbesondere Christine, Kathrin und Lena für die schönen, unterhaltsamen und abwechslungsreichen Stunden!
- Vielen Dank meinen fleißigen Korrekturlesern!

Ganz besonders herzlich möchte ich mich bei meinen Eltern und meiner Schwester (Frau Dr.) für ihre umfangreiche Unterstützung und ihr Vertrauen sowie für abwechslungsreiche Unterhaltungen bedanken. Herzliches Dankeschön an Marcel für die Unterstützung und den angenehmen Ausgleich neben der Promotion, aber auch für das Verständnis, wenn ich manchmal viel um die Ohren hatte.

Erklärung

Ich versichere, dass ich diese Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

Heidelberg, den 22.11.2017

.....