

# **INAUGURAL-DISSERTATION**

zur Erlangung der Doktorwürde  
der  
Naturwissenschaftlich–Mathematischen Gesamtfakultät  
der  
Ruprecht–Karls–Universität Heidelberg

vorgelegt von  
Dipl.-Phys. Sven Müller  
aus Urbich

Tag der mündlichen Prüfung: 26. Juli 2006



# **Parallele Echtzeitbildgebungstechniken für die interventionelle Magnetresonanztomographie**

Gutachter: Prof. Dr. Fred Hamprecht  
Prof. Dr. Dr. Wolfhard Semmler



Mit Ruhe wirken soll der Mensch,  
der sinnende, soll entfaltend  
das Leben um ihn fördern und heitern.

---

Friedrich Hölderlin



# Inhaltsverzeichnis

<b>Symbole und Abkürzungen</b>	<b>XII</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2 Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.1 Grundlagen der Kernspinresonanz . . . . .	5
2.1.1 Kernspin im äußeren Magnetfeld . . . . .	5
2.1.2 Makroskopische Magnetisierung . . . . .	7
2.1.3 Die Kernspinresonanz . . . . .	8
2.1.4 Blochgleichungen und Relaxation . . . . .	11
2.2 Grundlagen der MR-Bildgebung . . . . .	14
2.2.1 Aufbau des MR-Tomographen . . . . .	14
2.2.2 Signaldetektion . . . . .	16
2.2.3 Schichtselektion . . . . .	19
2.2.4 Ortskodierung . . . . .	20
Phasenkodierung . . . . .	22
Frequenzkodierung . . . . .	22
2.2.5 Rekonstruktion des $k$ -Raums . . . . .	23
2.2.6 Partial-Fourier-Technik . . . . .	24
2.3 Parallele Bildgebung . . . . .	25
2.3.1 Sensitivity Encoding (SENSE) . . . . .	26
2.3.2 Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA) . . . . .	29
2.4 MR-Bildgebungssequenzen . . . . .	31
2.4.1 FLASH-Sequenz . . . . .	31
2.4.2 trueFISP-Sequenz . . . . .	34
2.5 MR-geführte Intervention . . . . .	39
2.5.1 Katheterlokalisierung . . . . .	39
2.5.2 Bildgebung in der interventionellen MRT . . . . .	41
<b>3 Material und Methoden</b>	<b>43</b>
3.1 Beschleunigung der Bildakquisition . . . . .	44
3.2 Dynamische Spulenselektion . . . . .	45
3.2.1 Relative Signalintensität . . . . .	46
3.2.2 Signalschwerpunkt . . . . .	47
3.2.3 Das Entscheidungskriterium der dynamischen Spulenselektion . . . . .	48
3.3 Aktiver Katheter . . . . .	50
3.3.1 Signalkette . . . . .	51
3.3.2 Signalverstärkung . . . . .	51

3.3.3	Schutz des Verstärkers . . . . .	53
3.4	Aktive, segmentierbare HF-Leitung . . . . .	55
3.5	Lokalisation der aktiven Katheter . . . . .	58
3.5.1	$z$ -Dephasierer . . . . .	59
3.5.2	Doppelprojektion . . . . .	60
<b>4</b>	<b>Messungen und Ergebnisse</b>	<b>63</b>
4.1	Beschleunigung der Bildakquisition . . . . .	63
4.2	Rekonstruktionszeiten bei unterschiedlichen Akquisitionstrategien . . . . .	64
4.3	Artefakteigenschaften . . . . .	66
4.4	Eigenschaften der Dynamischen Spulenselektion . . . . .	71
4.4.1	Position der Sensitivitätsschwerpunkte von Array-Spulen . . . . .	71
4.4.2	Einfluß der Selektionskriterien auf das rekonstruierte Bild . . . . .	72
4.4.3	Artefakt- und SNR-Eigenschaften des dynamischen Selektionsalgorithmus . . . . .	74
4.5	Empfangseigenschaften der Katheter mit Verstärkereinheit . . . . .	78
4.6	HF-Erwärmungsexperimente . . . . .	79
4.7	Lokalisierungseigenschaften der Doppelprojektion . . . . .	81
4.8	Tierexperimente . . . . .	84
4.8.1	Durchführung der Tierversuche . . . . .	84
4.8.2	Tierversuch am 8-Kanal-System . . . . .	86
4.8.3	Tierversuch am 32-Kanal-System . . . . .	89
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>93</b>
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>101</b>
<b>7</b>	<b>Anhang</b>	<b>105</b>
7.1	Verstärkerschaltung für das Kathetersignal . . . . .	105
7.2	Schaltung zur Ansteuerung des PIN-Dioden-Katheters . . . . .	106
7.3	MAGNETOM Symphony . . . . .	107
7.4	MAGNETOM Avanto . . . . .	108
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>109</b>
	<b>Danksagung</b>	<b>113</b>
	<b>Erklärung</b>	<b>115</b>



# Abbildungsverzeichnis

2.1	Darstellung der Präzessionsbewegung der Magnetisierung im Laborsystem . . . . .	9
2.2	Simulierte $T_1$ - und $T_2$ -Relaxation . . . . .	13
2.3	Schematische Darstellung eines MR-Tomographen . . . . .	14
2.4	Bildrekonstruktion von Array-Spulen . . . . .	16
2.5	Schematische Darstellung der Empfangskette eines MR-Tomographen . . . . .	18
2.6	Schichtauswahl . . . . .	20
2.7	Akquisitionsschema einer FLASH-Sequenz . . . . .	21
2.8	Schematische Darstellung der k-Raumzeilen bei paralleler Bildgebung . . . . .	26
2.9	Schematische Darstellung der Einfaltung bei reduziertem FOV. . . . .	27
2.10	Schematische Darstellung der SENSE Rekonstruktion . . . . .	28
2.11	Schematische Darstellung des GRAPPA-Algorithmus . . . . .	29
2.12	Zeitentwicklung der Longitudinalmagnetisierung . . . . .	32
2.13	FLASH-Signalgleichung . . . . .	33
2.14	Akquisitionsschema einer trueFISP-Sequenz . . . . .	35
2.15	Transversalmag. einer trueFISP-Sequenz als Funktion des Dephasierwinkels $\theta$ . . . . .	36
2.16	Simulierter Übergang von $M_0$ in die Transversalmag. . . . .	37
2.17	FLASH- und trueFISP-Aufnahme . . . . .	38
2.18	Zweilumiger Katheter mit Solenoidspule . . . . .	39
2.19	Sequenzschema zur Lokalisation einer Mikrospeule . . . . .	40
2.20	Projektionsmessungen in $x$ -, $y$ - und $z$ -Richtung . . . . .	41
2.21	Die Bildgebungssequenz in der interventionellen MR . . . . .	42
2.22	Navigation in die rechte Niere . . . . .	42
3.1	Meßzeitreduktion durch Partial Fourier und parallele Bildgebung . . . . .	44
3.2	Aktiver Katheter . . . . .	50
3.3	Verstärkereinheit mit Katheter . . . . .	52
3.4	Netzwerk zur Leistungsanpassung . . . . .	52
3.5	Schaltskizze der Schutzschaltung mit Mantelwellensperre und Schutzdioden . . . . .	54
3.6	Verstärkereinheit mit Schutzvorrichtung . . . . .	54
3.7	Prototyp des PIN-Dioden-Katheters . . . . .	57
3.8	Trackingsequenz für drei Projektionen mit Dephasiergradienten . . . . .	60
3.9	Signalunterdrückung mit $z$ -Dephasierern . . . . .	61
3.10	Akquisitionsschema einer Doppelprojektion . . . . .	62
4.1	Beschleunigung der Bildakquisition . . . . .	64
4.2	Rekonstruktionszeit bei unterschiedlichen Akquisitionstrategien . . . . .	65
4.3	Rekonstruktionszeit für SENSE und GRAPPA . . . . .	66
4.4	Meßaufbau des Phantomexperiments . . . . .	67

---

4.5	Artefakteigenschaften der unterschiedlichen Akquisitionsstrategien . . . . .	68
4.6	G-Faktoren der unterschiedlichen Akquisitionsstrategien . . . . .	70
4.7	Übersichtsbild mit Sensitivitätsschwerpunkten . . . . .	72
4.8	Relative Signalintensitäten . . . . .	73
4.9	trueFISP-Bildrekonstruktion bei unterschiedlichen Selektionsschritten . . . . .	74
4.10	Übersichtsbild des Phantomexperiments . . . . .	75
4.11	SNR in ausgewählten Positionen des Phantoms . . . . .	76
4.12	Signal-zu-Hintergrund-Verhältnis. . . . .	77
4.13	Transmissionseigenschaft der Einheit Katheter-Verstärker . . . . .	78
4.14	Temperaturmessaufbau . . . . .	79
4.15	Erwärmungsmessung für PIN-Dioden-Katheter. . . . .	80
4.16	Koronare Übersichtsaufnahme mit dem aktiven Katheter. . . . .	81
4.17	Projektionscharakteristik in Abhängigkeit der Dephasierlänge . . . . .	82
4.18	In-vivo-Projektionsmessungen . . . . .	83
4.19	Arbeitskonsole während der Intervention . . . . .	85
4.20	Spulenpositionen bei den Tierexperimenten . . . . .	86
4.21	Übersichtsbilder mit eingezeichneten Sensitivitätsschwerpunkten . . . . .	87
4.22	trueFISP-Echtzeit-Bildserie während Interventionsexperiment . . . . .	88
4.23	trueFISP-Echtzeit-Bildserie während eines in-vivo-Tierexperiments . . . . .	91
7.1	Elektrische Schaltung zur Signalverstärkung des Kathetersignals . . . . .	105
7.2	Elektrische Schaltung zur Ansteuerung der PIN-Dioden-Katheters . . . . .	106
7.3	MAGNETOM Symphony . . . . .	107
7.4	MAGNETOM Avanto . . . . .	108

# Tabellenverzeichnis

2.1	Eigenschaften einiger für die MRT wichtiger Isotope . . . . .	6
2.2	Relaxationszeiten von Protonen am Menschen . . . . .	12
3.1	Sequenzparameter der Voraufnahme . . . . .	46
3.2	Klassifikationsschema der Spulen . . . . .	49
4.1	Sequenzparameter der Temperaturmessungen . . . . .	80
4.2	Sequenzparameter für die Doppelechoprojektionen . . . . .	83

# Symbole und Abkürzungen

<u>Phys. Größe</u>	<u>Einheit</u>	<u>Bezeichnung</u>
$A_D$	mT/m	Amplitude des Dephasiergradienten
$B$	Vs/m <sup>2</sup> = T	Induktionsflußdichte
$BW$	Hz/Px	Auslesebandbreite pro Pixel
$C_c$		Signal-Skalierung durch Empfangsspule (Sensitivität etc.)
$D$	mm	Schichtdicke
$E_m$	J	Energieeigenwerte des Protons im Magnetfeld
$FOV$	mm <sup>2</sup>	<b>F</b> ield of <b>V</b> iew, Gesichtsfeld
$G_\xi$	Vs/m <sup>3</sup> = T/m	$\frac{\partial B_\xi}{\partial \xi}$ Gradientenstärke
$H$	J/Tm <sup>3</sup>	magnetische Feldstärke
$H_z$		Zeeman-Anteil des Hamilton-Operator
$\hbar$	$\frac{1}{2\pi} \cdot 6,6260687710^{-34}$ Js	Plancksches Wirkungsquantum
$I$	$\hbar$	Kernspin
$I(x, y)$	1	Intensität eines Bildpixels
$\vec{j}$	A/m <sup>2</sup>	Stromdichte
$k$	$1,3807 \cdot 10^{-23}$ J/K	Boltzmann-Konstante
$\vec{k}$	1/m	Wellenvektor
$k_x$	1/m	Wellenzahl der Frequenzkodierung
$k_y$	1/m	Wellenzahl der Frequenzkodierung
$M$	1	Dimension der Bildmatrix in Frequenzkodierrichtung
$M_0$	J/Tm <sup>3</sup>	Gleichgewichtsmagnetisierung
$m_I$	1	magnetische Quantenzahl des Kernspins
$N$	1	Dimension der Bildmatrix in Phasenkodierrichtung
$N_A$	$6,022 \cdot 10^{23}$ 1/mol	Avogadro-Konstante (1 bar, 0°C)
$\vec{O}$		Vektor vom Ursprung zur Mitte der Bildgebungsschicht
Pos <sub>W</sub>	mm	Position des Akzeptanzfensters
$\hat{R}$		Rotationsmatrix
$S(t)$	1	empfangenes Signal
$T$	K	Temperatur
$T_1$	s	Spin-Gitter-Relaxationszeit
$T_2$	s	Spin-Spin-Relaxationszeit
$T_2^*$	s	transv. Relaxationszeit inklusive $T_2'$
$T_2'$	s	transv. Relaxationszeit aufgrund von Inhomogenitäten
$T_{acq}$	s	Akquisitionszeit

$X_n$	sT/m	n. tes Gradientenmoment
$\alpha$	°	nomineller Flipwinkel
$\alpha_i$	°	Flipwinkel innerhalb Markerspule
$\Delta W$	1	Breite des Akzeptanzfensters
$\mu$	Am <sup>2</sup>	magnetisches Moment
$\mu_N$	$5,0507866 \cdot 10^{-27}$ J/T	Kernmagneton
$\tau_{Dw}$	s	Dwell-Time
$\tau_D$	s	Dauer, für die der Dephasiergradient anliegt
$\chi$	1	magnetische Suszeptibilität
$\omega_L$	$2\pi\nu = 2\pi \cdot 63,866$ MHz	Larmor-Frequenz von Protonen bei 1,5 T

**Abkürzung****Bezeichnung**

FISP	<b>F</b> ast <b>I</b> magining with <b>S</b> teady State <b>P</b> recession
FLASH	<b>F</b> ast <b>L</b> ow <b>A</b> ngle <b>S</b> hot
GRE	<b>G</b> radientenecho
MRS	<b>M</b> agnetresonanzspektroskopie
MRT	<b>M</b> agnetresonanztomographie
PE	<b>P</b> hase <b>E</b> ncoding, Phasenkodierung
RO	<b>R</b> eadout, Auslese
SE	<b>S</b> pinecho
SL	<b>S</b> lice, Schicht
SNR	<b>S</b> ignal-to- <b>N</b> oise <b>R</b> atio
SAR	<b>S</b> ignal-to- <b>A</b> rtifact <b>R</b> atio
SBR	<b>S</b> ignal-to- <b>B</b> ackground <b>R</b> atio



## **Parallele Echtzeitbildgebungstechniken für die interventionelle Magnetresonanztomographie**

In dieser Arbeit wurden Verfahren und Messtechniken entwickelt, um interventionelle Eingriffe mit Hilfe eines klinischen Magnetresonanz (MR)-Tomographen durchführen zu können. Die Zielstellung war, die Vorteile der MR-Tomographie (der exzellente Weichteilkontrast und die gute dreidimensionale Darstellung der Pathologie) mit schneller Bildgebung in Echtzeit so zu kombinieren, dass minimalinvasive Eingriffe unter MR-Kontrolle an stark bewegten Organen, wie z.B. dem schlagenden Herzen, durchgeführt werden können. Um dieses Ziel zu erreichen, mussten vier Bedingungen erfüllt werden: Die Messzeit pro Bild musste unter 0,2 s bei einer Bildauflösung von 1 mm reduziert werden. Dies war insbesondere bei Interventionen im Herzen notwendig, um einzelne Zyklen aber auch kleinere Gefäße aus der Umgebung darstellen zu können. Dieses Ziel wurde erreicht, indem die normalerweise nacheinander (und daher zeitaufwändig) in Phasenkodierschritten akquirierten Bilddaten durch Daten ersetzt wurden, die aus der komplementären Information verschiedener Empfangsspulen stammten. Zur Bildrekonstruktion war somit neben der diskreten Fouriertransformation auch lineare Algebra nötig, um ein Bild mit unverminderter Auflösung und frei von Faltungsartefakten aus den parallel akquirierten Messdaten zu rekonstruieren.

Der Vorteil dieser auch als parallele Bildgebung bezeichneten Technik ist die Beschleunigung der Bildakquisition ohne eine Reduktion der Bildauflösung. Um diesen Vorteil in der interventionellen MR nutzen zu können, wurde im zweiten Teil dieser Arbeit das Konzept der dynamischen Spulenselektion entwickelt. Ziel des auf diesem Konzept basierenden Algorithmus ist es, die Empfangsspulen zu selektieren, deren komplementäre Informationen konstruktiv für die Bildrekonstruktion sind. Dieses Verfahren ermöglicht neben der Echtzeitfähigkeit der Bildrekonstruktion die Reduktion von Faltungsartefakten und die Erhöhung des lokalen Signal-Rausch-Verhältnisses in den rekonstruierten MR-Bildern.

Der dritte Schwerpunkt dieser Arbeit war die Entwicklung und Implementierung einer neuen Projektionstechnik, mit der die sichere und schnelle Lokalisierung der aktiven Katheter möglich wurde. Im letzten Teil der Arbeit wurde der segmentierte Wellenleiter entwickelt, mit dem es gelang, die Gefahr der HF-Erwärmung deutlich zu reduzieren. Mit Hilfe dieser Neuentwicklungen war es in mehreren Tierexperimenten möglich, einen Katheter unter MR-Kontrolle sicher ins Herz zu navigieren.

## **Real Time Parallel Image Reconstruction for Interventional Magnetic Resonance Imaging**

This thesis describes the development of procedures and techniques for implementing interventional invasion using a clinical magnetic resonance tomograph (MRT). The intention was to combine the advantages of MRI (excellent soft tissue contrast and good 3D imaging capability) with real-time imaging in order to realize minimal invasive techniques on the fast moving organs, e.g. beating heart. To achieve this, four conditions must be fulfilled: the acquisition time per image should be reduced to 0.2 sec with an image resolution of 1 mm. This is important for interventions of the heart to visualize both individual beating cycles and the small vessels from the surrounding area. The intention is reached by substituting the acquired image data with usual successive phase encoding steps (i.e. time-consuming) by the data obtained from complementary information of the different receive coils. Linear algebra is needed for the image reconstruction in addition to discrete Fourier transformation in order to get an image from parallel acquisition measurement data without reduced resolution and folding artifacts. The advantage of this technique, also known as parallel imaging, is acceleration of image acquisition without reduction of image resolution. To use this advantage in interventional MR the concept of dynamic coil selection is introduced in the second part of this thesis. The intention of algorithm based on this concept is to select receive coils according to the provided complementary information. This procedure allows the reduction of folding artifacts and increase in local Signal-to-Noise Ratio in the reconstructed MR-image during real-time image reconstruction. The third emphasis of this thesis is a development and implementation of the new projection technique, which can provide more stable and fast localization of the active catheter. The final part of the thesis describes the development of the segmented wave guide which substantially helps to reduce the danger of HF-heating. With a help of these new developments it is possible to navigate a catheter into a heart under MR-control during several animal experiments.





# 1 Einleitung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) bietet gegenüber anderen bildgebenden Verfahren in der Medizin viele Vorteile. Zum einen wird für die Aufnahme von Bildern keine ionisierende Strahlung verwendet. Es lassen sich zum anderen verschiedene Bildkontraste erzielen, die für unterschiedliche diagnostische Fragestellungen optimiert sind. Mit dem hervorragenden Weichteilkontrast lassen sich Gewebearten präzise differenzieren und so beispielsweise Tumorgewebe von gesundem Gewebe abgrenzen. Die Bildschichten können frei im Raum positioniert werden und ganze Organe können dreidimensional abgebildet werden. Neben der Darstellung der Morphologie lassen sich auch funktionelle Untersuchungen durchführen. So kann beispielsweise der Blutfluß in einem Gefäß, die Diffusion, die Gewebepерfusion oder auch die Gewebeaktivität quantifiziert werden.

Diese positiven Eigenschaften haben dazu geführt, dass die MRT auch bei Operationen zur Überwachung eingesetzt wird. Dazu wurden bisher Niederfeldsysteme mit einer Feldstärke von  $B_0 < 0,5$  T verwendet. Die Bildqualität bei Hochfeldtomographen ( $B_0 = 1,5$  T) ist jedoch wesentlich besser. Allerdings ist der Patientenzugang durch die hier verwendeten großen Magnete stark eingeschränkt. In den letzten Jahren wurden die Magnete in ihrer Länge wesentlich verkürzt, so dass der Operateur, wenn auch eingeschränkt, Zugriff in die Mitte des Tomographen (Isozentrum) hat. Minimalinvasive Eingriffe (Interventionen mit Nadeln oder Kathetern) eignen sich hierfür besonders, da der Operateur, am Eingang des Tomographen stehend, die Intervention ausführen und die Führung des Operationsinstrumentes mit Hilfe einer schnellen Bildgebungstechnik visuell überprüfen kann. Ein spezielles Anwendungsgebiet stellen die intravaskulären Interventionen [DWv99], [BVZ<sup>+</sup>04] dar, bei denen über die Blutgefäße ein Zugang zum Zielorgan erreicht wird.

In dieser Arbeit wurden schnelle Bildgebungstechniken und neue Lokalisationstechniken für MR-gestützte Katheterinterventionen entwickelt. Für die Katheter, deren Spitze mit kleinen Spulen bestückt wurde (sogenannte aktive Katheter), mußte eine verbesserte Signalübertragung entwickelt werden, um sie schnell und sicher lokalisieren zu können. Diese Positionsdaten wurden dazu verwendet, die Meßschicht mit der Katheterspitze zu führen und zu visualisieren. Die damit mögliche automatisierte Schichtpositionierung geschieht während der Messung, so dass sich der Operateur auf die Intervention konzentrieren kann. Um dieses Ziel zu erreichen, wurden Prototypen aktiver Katheter gefertigt. An der Spitze konventioneller Angiographiekatheter wurden dazu kleine Empfangsspulen (Mikrospulen) angebracht und mit einem Mikrokoaxialkabel wurde die Katheterspule über eine neu entwickelte, leistungsangepasste Vorverstärkereinheit mit einem klinischen MR-Tomographen verbunden. Zur Durchführung von Interventionen mit aktiven Kathetern wurde eine MR-Sequenz weiterentwickelt, die zwischen der Aufnahme zweier MR-Bilder die Spitze des Katheters lokalisiert und automatisch die Meßschicht an die Position der Katheterspitze setzt. Das Ziel dieser Weiterentwicklung war die Beschleunigung der Bildakquisition unter der Verwendung sogenannter paralleler Bildgebungstechniken. Diese nutzen die intrinsische Ortsinformation von mehreren Spulen zur Reduktion der gemessenen Kodierschritte bei gleichzeitiger Beibehaltung der vollen Ortsauflösung des rekonstruierten Bildes. Da die Eigenschaften des rekonstruierten Bildes davon abhängig sind, ob der reduzierte Datensatz im Ortsraum oder Fourier-Raum rekonstruiert wird, wurden im Rahmen dieser Arbeit zwei Rekonstruktionsalgorithmen implementiert und evaluiert.

Um die Bilder bereits zur Laufzeit der Messung nahezu in Echtzeit auf einem Monitor präsentieren zu können, wurde ein auf die Erfordernisse der interventionellen MR abgestimmter Selektionsalgorithmus entwickelt. Zur Bildgebung wurden schnelle Gradientenechosequenzen wie trueFISP verwendet, um bei reduzierter Anzahl von Kodierschritten weiterhin ein hohes Signal zu erzeugen. Zur Erhöhung der Lokalisationsicherheit der Mikrospulen wurden neu entwickelte Projektionssequenzen genutzt, welche eine verbesserte Unterdrückung des Signalthintergrunds der Mikrospule ermöglichen.

Ein noch unzureichend gelöstes Problem bei einer Intervention mit aktiven Kathetern ist die Kopplung linearer Leiterstrukturen mit dem elektrischen Feld der Hochfrequenzanregung, was zu einer Erhitzung der Katheterumgebung führen kann. In dieser Arbeit wurden die Ursachen in mehreren Experimenten untersucht und ein Konzept entwickelt, das eine ausgedehnte lineare Leiterstruktur (wie das Mikrokoaxialkabel) während der HF-Anregung vermeidet und im Empfangsfall die Transmission des MR-Signals gewährleistet. Die Minimierung der Gefährdung durch die Entwicklung dieses Konzeptes des segmentierbaren Wellenleiters wurde mit einem Prototypen im Rahmen von Phantomexperimenten evaluiert. Alle Neuentwicklungen wurde bei Phantomexperimenten und bei minimalinvasiven, kathe-tergeführten MR-Interventionen im Rahmen von tierexperimentellen Studien im klinischen Umfeld getestet, um ihren Gewinn abschätzen und aufzeigen zu können.



## 2 Grundlagen

### 2.1 Grundlagen der Kernspinresonanz

In den folgenden Abschnitten werden kurz die zum Verständnis der NMR<sup>1</sup>-Bildgebung notwendigen Grundlagen der Kernspinresonanz zusammengefasst. Die Darstellung ist dabei auf die Phänomene beschränkt, die für die vorliegende Arbeit von Bedeutung sind. Eine weiterführende Betrachtung der Theorie findet sich in den Standardwerken [Abr61], [Sli96] und [CDL99].

#### 2.1.1 Kernspin im äußeren Magnetfeld

Atome mit einer ungeraden Anzahl von Nukleonen besitzen neben ihrem Bahndrehimpuls ein mit dem Eigendrehimpuls verbundenes magnetisches Moment  $\vec{\mu}$ , welches proportional zu seinem Kernspin  $\vec{J}$  ist:

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J}. \quad (2.1)$$

Das sogenannte gyromagnetische Verhältnis  $\gamma$  charakterisiert dabei das jeweilige Nuklid. In Tabelle 2.1 sind die Kernspinquantenzahl, die Häufigkeit der Kerne, die relative Empfindlichkeit und die entsprechenden gyromagnetischen Konstanten der in der klinischen MRT<sup>2</sup> relevanten Isotope aufgelistet. Quantenmechanisch wird der Drehimpuls als Operator  $J$  beschrieben, wobei folgende Kommutatorbedingungen für die Komponenten  $J_i$  ( $i = x, y, z$ )

---

<sup>1</sup>NMR nuclear magnetic resonance

<sup>2</sup>MRT Magnetresonanztomographie

und  $J^2$  gelten:

$$[J_i, J_j] = \epsilon_{ijk} \hbar J_k \quad (2.2)$$

$$[J_i, J^2] = 0. \quad (2.3)$$

Wird eine Quantisierungsachse festgelegt (in der MRT wird die  $z$ -Achse im Allgemeinen mit der Richtung des Hauptfeldes  $B_0$  gleichgesetzt), so hat der Drehimpulsoperator folgende Eigenwertgleichungen:

$$\hat{J}_z |J, m\rangle = m \hbar |J, m\rangle \quad (2.4)$$

$$\hat{J}^2 |J, m\rangle = J(J+1) \hbar^2 |J, m\rangle \quad (2.5)$$

Der Eigenwert  $m$  nimmt dabei  $2J + 1$  diskrete Werte zwischen  $-J$  und  $J$  an. Im feldfreien Raum sind diese Eigenzustände entartet. Sie spalten jedoch energetisch auf, wenn der Kern in Wechselwirkung mit einem externen magnetischen Feld tritt (Zeemann-Effekt). Der Hamiltonoperator für die Wechselwirkung eines magnetischen Momentes mit einem homogenen zeitunabhängigen Magnetfeld kann geschrieben werden als:

$$\hat{H} = -\hat{\mu} \vec{B} = -\gamma \hat{J} \vec{B} \quad (2.6)$$

Isotop	I	$\gamma [rad \cdot 10^7 \frac{Hz}{T}]$	nat.Häufigkeit[%]	rel.Empfindl. <sup>a</sup> [%]
<sup>1</sup> H	1/2	26,752	99,985	100
<sup>13</sup> C	1/2	6,7283	1,11	1,59
<sup>23</sup> Na	3/2	7,0801	100	9,25
<sup>31</sup> P	1/2	10,841	100	6,63

**Tab. 2.1:** Eigenschaften einiger für die MRT wichtiger Isotope. Die relative Empfindlichkeit beschreibt die zu erwartende Signalstärke im menschlichen Körper im Verhältnis zum Proton.

<sup>a</sup>normiert auf <sup>1</sup>H

Da in diesem Fall Hamiltonoperator und Drehimpuls simultane Eigenvektoren besitzen, erfüllen die Eigenzustände des Drehimpulsoperators die Eigenwertgleichung

$$\hat{H}|J, m\rangle = E_m|J, m\rangle, \quad (2.7)$$

wobei  $E_m$  das Energieniveau des entsprechenden Eigenwertes ist. Die Lösung dieser Gleichung im homogenen Magnetfeld  $B_0$  ergibt  $2J + 1$  äquidistante Energieniveaus mit einer Energiedifferenz  $\Delta E_m$ :

$$E_m = -\gamma m \hbar B_0 \quad (2.8)$$

$$\Delta E_m = \gamma \hbar B_0 = \hbar \omega_0 \quad (2.9)$$

Die Frequenz  $\omega_0$  eines Kerns im homogenen Magnetfeld wird als Larmor-Frequenz bezeichnet. Durch Einstrahlen einer zum Grundfeld  $B_0$  orthogonalen hochfrequenten (HF) Radiowelle lassen sich Übergänge zwischen den Zeemann-Niveaus anregen. Für Protonen ( $^1H, J = 1/2$ ) beträgt diese Frequenz in einem medizinischen Kernspintomographen mit einer Feldstärke  $B_0 = 1,5 \text{ T} \quad 63,8 \text{ MHz}$ .

### 2.1.2 Makroskopische Magnetisierung

In der medizinischen Kernresonanzbildgebung liegen die Messvolumina  $V$  in der Größenordnung von Kubikmillimetern. In einem solchen Volumen ist die makroskopische Magnetisierung  $M_0$  der Ensemblemittelwert aller  $N$  Kernspins in der Probe:

$$\begin{aligned} M_0 &= \sum_{i=1}^N \frac{\langle \hat{\mu}_i \rangle}{V} \\ &= \sum_i \frac{N}{V} \sum_{m=-l}^l p_m \langle m, J | \mu_z | m, J \rangle \end{aligned} \quad (2.10)$$

Die Magnetisierung wird dabei in Gl. 2.10 durch die Besetzungswahrscheinlichkeit  $p_m$  der Zustände ausgedrückt. Im thermischen Gleichgewicht können diese Wahrscheinlichkeiten bei

hohen Temperaturen durch die Boltzmann-Verteilung beschrieben werden:

$$p_m = \frac{1}{Z} e^{-\frac{E_m}{kT}}$$

mit

$$Z = \sum_m e^{-\frac{E_m}{kT}} . \quad (2.11)$$

Das heißt, dass die Gleichgewichtsmagnetisierung zur Besetzungszahldifferenz der energetisch günstigeren Zustände und der energetisch höheren Zustände proportional ist. Bei Raumtemperatur ergibt dies eine Besetzungszahldifferenz von  $p_{+\frac{1}{2}} - p_{-\frac{1}{2}} \approx 10^{-6}$  für Protonen. Die zeitliche Entwicklung des Erwartungswertes des magnetischen Momentes, lässt sich quantenmechanisch folgendermaßen berechnen:

$$\frac{d\langle \hat{\mu} \rangle}{dt} = -\frac{i}{\hbar} [\hat{\mu}(t), \hat{H}(t)] = \langle \hat{\mu} \rangle \times \gamma B . \quad (2.12)$$

Einsetzen von Gl. 2.6 und Summation über alle Spins nach Gl. 2.10 führt dann auf die klassische Bewegungsgleichung:

$$\frac{d\vec{M}(t)}{dt} = \gamma \vec{M}(t) \times \vec{B}(t) \quad (2.13)$$

Falls  $\vec{M}(t)$  und  $\vec{B}(t)$  nicht kollinear sind, präzediert die Magnetisierung um das Magnetfeld  $\vec{B}(t)$ . Das mechanische Analogon hierzu ist der rotierende Kreisel im Gravitationsfeld, dessen Präzessionsfrequenz  $\omega_0$  der quantenmechanischen Übergangsfrequenz zwischen zwei benachbarten Zeemann-Zuständen entspricht.

### 2.1.3 Die Kernspinresonanz

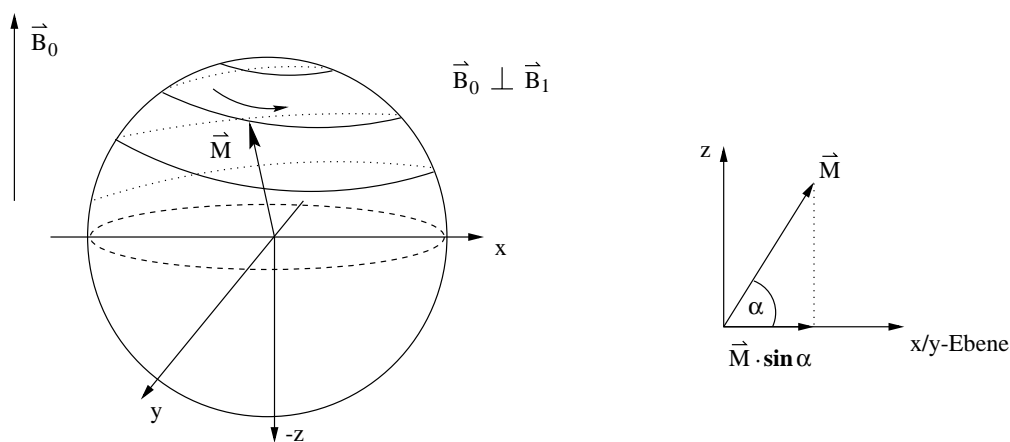
Die Kernspinresonanz, d.h. Übergänge zwischen den Energieniveaus, wird durch Einstrahlen eines hochfrequenten Magnetfeldes  $\vec{B}_1$  erzeugt. Dieses HF-Feld, dessen Frequenz der Larmorfrequenz  $\omega_0$  entsprechen muß, wird dem Grundfeld  $B_0$  orthogonal überlagert. Eine HF-Spule



kann ein solches zirkulares  $\vec{B}_1$ -Feld erzeugen, womit für das Gesamtfeld  $\vec{B}$  gilt:

$$\vec{B}(t) = \vec{B}_0 + \vec{B}_1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ B_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} B_1 \cos(\omega t) \\ B_1 \sin(\omega t) \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} B_1 \cos(\omega t) \\ B_1 \sin(\omega t) \\ B_0 \end{pmatrix} \quad (2.14)$$

Die daraus resultierende Bewegung der Magnetisierung entspricht der eines präzedierenden Kreisels (siehe Abb.2.1), der Vorgang des Einstrahlens wird als HF-Anregung bezeichnet.



**Abb. 2.1:** Darstellung der Präzessionsbewegung der Magnetisierung beim Einstrahlen eines in der  $x/y$ -Ebene zirkular polarisierten  $B_1$ -Feldes (links). Die resultierende Transversalmagnetisierung (Absolutbetrag der Magnetisierung in der  $x$ - $y$ -Ebene) nach dem HF-Puls (rechts).

Um die Wirkung des zirkular polarisierten HF-Feldes auf die Magnetisierung besser zu verstehen, wird ein rotierendes Koordinatensystem eingeführt, das mit der präzidierenden Magnetisierung mit rotiert. Die Rotationsmatrix  $\hat{R}(t)$  beschreibt dabei eine Drehung um die  $z$ -Achse:

$$\hat{R}(t) = \begin{bmatrix} \cos(\omega t) & \sin(\omega t) & 0 \\ -\sin(\omega t) & \cos(\omega t) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

Im Folgenden werden alle transformierten Größen mit einem Strich gekennzeichnet:

$$\vec{M}'(t) = \hat{R}(t) \cdot \vec{M}(t) \quad (2.16)$$

$$\vec{B}'(t) = \hat{R}(t) \cdot \vec{B}(t) = \begin{pmatrix} B_1 \\ 0 \\ B_0 \end{pmatrix} \quad (2.17)$$

Durch die Transformation der Gl. 2.12 in ein rotierendes Koordinatensystem (Gl. 2.15)

$$\hat{R}(t) \left[ \frac{d\vec{M}(t)}{dt} \right] = \hat{R}(t) \left[ \gamma \vec{M}(t) \times \vec{B}(t) \right] \quad (2.18)$$

$$\frac{d\vec{M}'(t)}{dt} - \frac{d\hat{R}(t)}{dt} \vec{M} = \gamma \vec{M}'(t) \times \vec{B}'(t) \quad (2.19)$$

erhält man unter Berücksichtigung von:

$$\frac{d\hat{R}(t)}{dt} = \vec{\omega} \times \hat{R}(t) \quad \text{mit} \quad \vec{\omega} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ B_0 \end{pmatrix} \quad (2.20)$$

$$\frac{d\vec{M}'(t)}{dt} = \gamma \vec{M}'(t) \times \begin{pmatrix} B_1 \\ 0 \\ B_0 - \frac{\omega}{\gamma} \end{pmatrix} \quad (2.21)$$

Für den Resonanzfall  $\vec{\omega} = \gamma \vec{B}_0 \equiv \omega_L$  verschwindet die  $z$ -Komponente des Gesamtfelds und das Anregungsfeld  $\vec{B}_1$  wird frequenzunabhängig. Ein für eine Zeit  $\tau$  (typischerweise einige Millisekunden) angelegtes  $B_1(t)$ -Feld bewirkt somit eine Drehung der Magnetisierung um den sogenannten Anregungswinkel  $\alpha$  (siehe Skizze 2.1):

$$\alpha = \gamma \int_{t=0}^{\tau} B_1(t) dt \quad (2.22)$$

Im Laborsystem beschreibt die Magnetisierung somit eine Bewegung um das Grundfeld  $\vec{B}_0$  (Abb. 2.1, links), während im rotierenden Koordinatensystem der Anregungswinkel  $\alpha$  direkt durch die Drehung der Magnetisierung  $\vec{M}'(t)$  um die  $x'$ -Achse gegeben ist (Abb. 2.1, rechts).

### 2.1.4 Blochgleichungen und Relaxation

Die Präzessionsbewegung der Transversalmagnetisierung wird im Falle eines idealen (wechselwirkungsfreien) Spinensembles durch Gl. 2.12 beschrieben. Man beobachtet jedoch, dass sich nach einer HF-Anregung nach endlicher Zeit das zuvor gestörte thermische Gleichgewicht wieder einstellt. Diesen Vorgang hat Bloch [Blo46] phänomenologisch durch Relaxationsterme beschrieben, um die er Gl. 2.12 ergänzte. Dabei wird angenommen, dass die Komponenten der Kernmagnetisierung parallel ( $M_z(t)$ ) und senkrecht ( $M_{xy}(t) = M_x(t) + iM_y(t)$ ) zum Magnetfeld gegen ihre jeweiligen Gleichgewichtszustände ( $M_0$  bzw. 0) mit einer Rate streben, welche proportional zur Abweichung vom Gleichgewicht ist:

$$\frac{dM_{xy}(t)}{dt} = (\vec{M}(t) \times \vec{B}(t))_{xy} - \frac{M_{xy}(t)}{T_2} \quad (2.23)$$

$$\frac{dM_z(t)}{dt} = (\vec{M}(t) \times \vec{B}(t))_z + \frac{M_0 - M_z(t)}{T_1} \quad (2.24)$$

$M_0$  bezeichnet die Gleichgewichtsmagnetisierung entsprechend Gl. 2.10,  $T_1$  die Zeitkonstante, mit der sich die Magnetisierung wieder parallel zum  $B_0$ -Feld einstellt und  $T_2$  die Zeitkonstante, mit der die Transversalkomponente zerfällt.

Gewebe	$T_1$ [ms]	$T_2$ [ms]
Skelettmuskel	$870 \pm 160$	$47 \pm 13$
Leber	$500 \pm 110$	$43 \pm 14$
Liquor	4500	2200
Fett	$260 \pm 70$	$84 \pm 36$
Graue Hirnsubstanz	$920 \pm 160$	$101 \pm 13$
Weißer Hirnsubstanz	$790 \pm 130$	$92 \pm 22$
Arteriell Blut	1200	300
Venöses Blut	1200	100

**Tab. 2.2:** Mittlere Relaxationszeiten von Protonen in verschiedenen Körpergeweben des Menschen bei 1,5 T und Körpertemperatur [HBTV99], [RS02]

Die  $T_1$ -Relaxation ist verbunden mit einer Energieabgabe an die Umgebung. Die Ursache hierfür liegt in der Wechselwirkung der Atomkerne mit dem Gitter (bzw. der molekularen Struktur) in das die Kerne eingebunden sind; man spricht deshalb auch von der Spin-Gitter-Relaxation.

Die  $T_2$ -Relaxation beschreibt den Verlust der Phasenbeziehung zwischen den Spins. Verantwortlich dafür ist die Wechselwirkung der Spins untereinander; man spricht daher auch von der Spin-Spin-Wechselwirkung. Im Unterschied zur  $T_1$ -Relaxation geht bei der  $T_2$ -Relaxation keine Energie verloren, allerdings führt dieser Prozess zur Erhöhung der Entropie. In Tab. 2.2 sind die  $T_1$ - und  $T_2$ -Zeiten für die wichtigsten Gewebe bzw. Flüssigkeiten des Menschen bei  $B_0 = 1,5$  T aufgelistet.

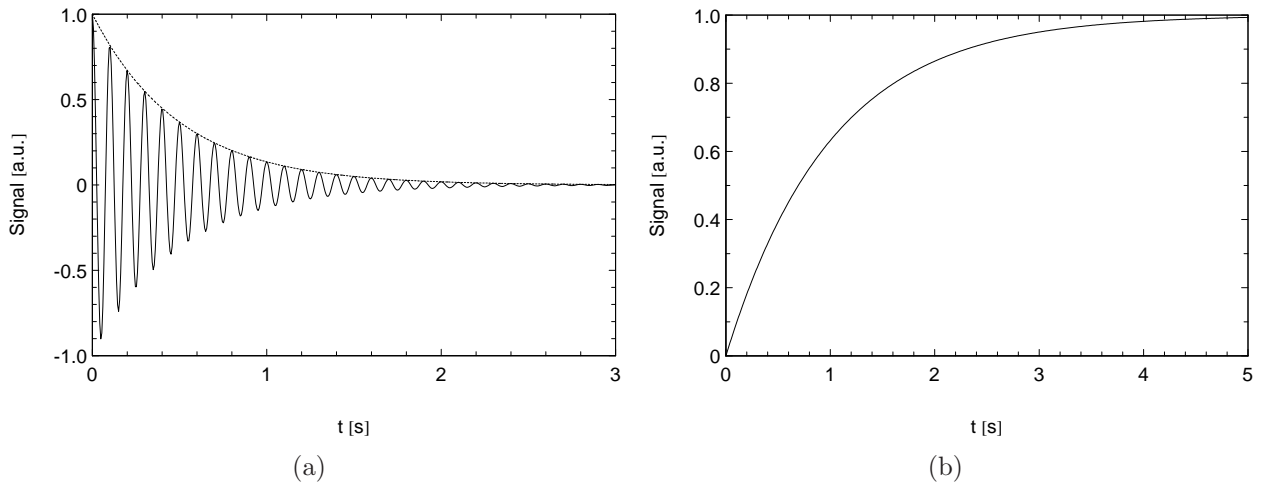
Aufgrund von Feldinhomogenitäten (z.B. Suszeptibilitätsänderungen an Gewebegrenzen beobachtet man eine beschleunigte Transversalrelaxation, mit einer effektiven Relaxationszeit  $T_2^*$  für die gilt:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta B \quad , \quad (2.25)$$

wobei  $\Delta B$  die lokale Felddifferenz ist. Für eine typische HF-Anregung von einigen Millisekunden ist der Einfluss der Relaxation vernachlässigbar; es gilt der in Gl. 2.22 formulierte Zusammenhang zur Beschreibung des Anregungswinkels  $\alpha$ .

Schaltet man den HF-Puls ab nachdem die Magnetisierung einen Anregungswinkel von

$\alpha = 90^\circ$  ( $M_{xy} = M_0$ ,  $M_z = 0$ ) erreicht hat, dann ist die Lösung der Bloch-Gleichung 2.23 für



**Abb. 2.2:** Zeitverlauf der (a) Transversalmagnetisierung vom Startwert  $M_{xy}(t_0) = M_0 = 1$  und (b) Longitudinalmagnetisierung vom Startwert  $M_z(t_0) = 0$  (s. Gl. 2.26 und 2.27) mit  $T_1 = 1$  s,  $T_2 = 0,5$  s und Frequenz = 10 Hz.

die Transversalmagnetisierung

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{(-i\gamma B_0 t)} e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (2.26)$$

und für die zu  $\vec{B}_0$  parallele Magnetisierung

$$M_z(t) = M_0 \left( 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right). \quad (2.27)$$

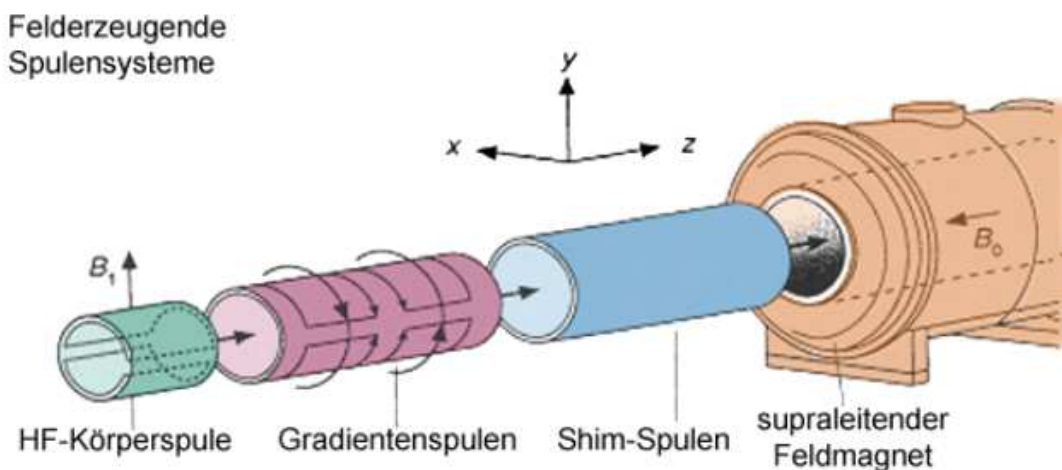
Der qualitative Verlauf der transversalen  $M_{xy}$ - und parallelen  $M_z$ -Komponente der Magnetisierung ist in Abb. 2.2 dargestellt. Der präzedierende Anteil der Transversalmagnetisierung kann jetzt über das in einer HF-Spule induzierte Signal detektiert werden.

## 2.2 Grundlagen der MR-Bildgebung

In diesem Abschnitt werden die technischen Komponenten eines Magnetresonanztomographen (MR-Tomographen) und die einzelnen Schritte von der Signalerzeugung bis zur Bildrekonstruktion erläutert.

### 2.2.1 Aufbau des MR-Tomographen

Der grundsätzliche technische Aufbau von MR-Tomographen ist, trotz einer Vielfalt von Bauformen für unterschiedliche Anwendungen, identisch. Im Bereich der Hochfeld-Ganzkörper-MR-Tomographie  $B_0 > 0,5\text{T}$  ist der wie in Abb. 2.3 dargestellte horizontale Aufbau der Verbreitetste.



**Abb. 2.3:** Schematische Darstellung eines MR-Tomographen mit supraleitendem Solenoidmagnet in horizontaler Bauform (Quelle [www.siemens.de](http://www.siemens.de)).

Zur Erzeugung des statischen Grundfeldes ( $B_0$ -Feld) bei Feldern über 1 T werden fast ausschließlich supraleitende Solenoid-Magnete verwendet, welche sich durch eine sehr gute Homogenität und Zeitstabilität auszeichnen. Ein weiterer Vorteil dieses Magnettyps ist die Wirtschaftlichkeit, die sich aus der Energiebilanz ergibt.

Shim-Spulen sind zur aktiven Homogenisierung des  $B_0$ -Feldes im Untersuchungsobjekt nötig, welches aufgrund seiner geometrischen und magnetischen Eigenschaften (Suszeptibilität) mit

dem Grundfeld wechselwirkt und dieses verzerrt.

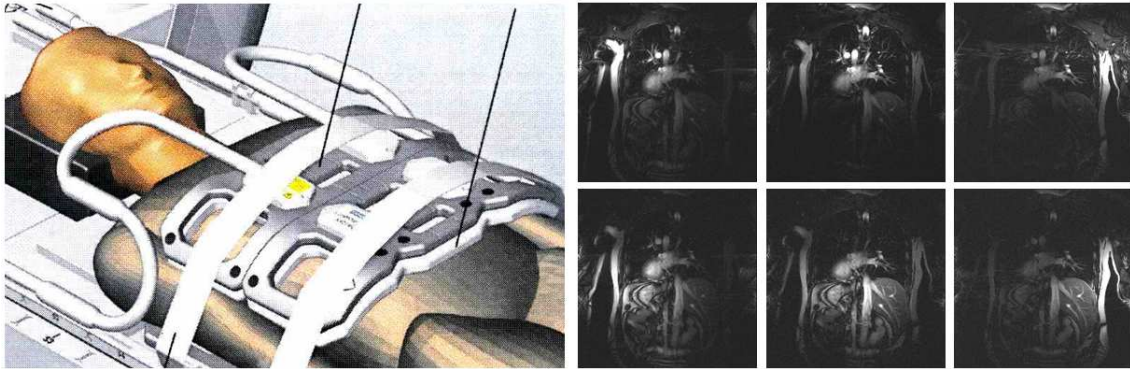
Die Gradientenspulen werden benötigt, um dem  $B_0$ -Feld ein linear ansteigendes Magnetfeld zu überlagern. Diese lineare Ortsabhängigkeit, die zur Ortskodierung des Messobjektes benötigt wird, erzeugt man durch Spulen, die im Meßvolumen einen konstanten Feldgradienten generieren. Das aus drei Spulen bestehende Gradientensystem des Tomographen (für jede Raumrichtung eine) ist so entworfen, dass die z-Komponente des Gradientenfeldes (Richtung des Hauptfeldes) durch

$$B_z = B_0 + G_x x + G_y y + G_z z \quad (2.28)$$

beschrieben werden kann. Die heutigen Gradientensysteme für Ganzkörpertomographen haben Gradientenstärken von bis zu  $G_{max} = 40 \text{ mT/m}$  bei einer Anstiegszeit (*slewrates*) von mehr als  $S_{max} = 100 \frac{\text{T}}{\text{m s}}$ . Diese Anstiegszeit ist entscheidend für die Geschwindigkeit, mit der MR-Bilder akquiriert werden können. Diese Werte lassen sich zwar technisch noch steigern, jedoch induzieren die Feldänderungen  $\frac{dB}{dt}$  während der Gradientenschaltung elektrische Ströme im menschlichen Körper, was zu Nervenstimulationen führt und somit eine physiologische Begrenzung darstellt.

Die Hochfrequenzspule (HF-Spule) ist die innerste Komponente, die in die Bohrung des Tomographen integriert ist. Aufgrund ihrer Größe bezeichnet man diese Spule als Ganzkörperspule. Sie dient zur homogenen Anregung der Kernspins, wobei die HF-Sendeleistung im kW-Bereich liegt. Die Sendespule kann mit Hilfe einer sogenannten Sende-Empfangsweiche auch zur Detektion des Kernspinsignals genutzt werden. Aufgrund des relativ großen Abstandes zum Meßobjekt besitzt die Ganzkörperspule im Empfangsfall ein schlechteres Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) als die lokalen HF-Spulen.

Diese lokalen Spulen werden meist als sogenannte Phased-Array-Spulen [REHS90], [WPT+05] ausgeführt und sind Oberflächenspulen, die aus mehreren Spulen aufgebaut werden, wobei im Allgemeinen die Signale aller Spulenelemente separat ausgewertet werden. Der Nachteil des inhomogenen Sensitivitätsprofils eines Einzelelements wird durch die Anordnung mehrerer Spulen in einer Array-Struktur aufgehoben, wenn die Meßsignale einzeln rekonstruiert und durch einen Rechenalgorithmus kombiniert werden [REHS90] (siehe Abb. 2.4).



**Abb. 2.4:** Bildrekonstruktion von Array-Spulen. Die 6 Einzelbilder (rechts) sind die von den Signalen einer 6-Kanal-Array-Spule rekonstruierten Teilbilder. Die schematische Anordnung der Spule auf dem Probanden ist links dargestellt (Quelle: [www.siemens.de](http://www.siemens.de)).

### 2.2.2 Signaldetektion

In diesem Abschnitt soll kurz erläutert werden, wie aus der Darstellung der Magnetisierung im rotierenden Koordinatensystem das MR-Signal gewonnen wird (Abschnitt 2.1.3).

Das magnetische Moment  $\vec{M}$  (Gl. 2.23) ist eine Funktion der Zeit, der Dichte und der magnetischen Eigenschaften des Materials. Eine aus der zu  $B_0$  parallelen Ruhelage ausgelenkte Magnetisierung präzediert um die  $z$ -Achse und kann somit als Vektor  $\vec{M}(\vec{r}, t)$  geschrieben werden:

$$\begin{aligned} M_x(\vec{r}, t) &= M_{x,0}(\vec{r}) \cos(\omega t + \varphi) \\ M_y(\vec{r}, t) &= M_{y,0}(\vec{r}) \sin(\omega t + \varphi) \\ M_z(\vec{r}, t) &= 0 \end{aligned} \tag{2.29}$$

$$\text{mit } M_{x,0} = \Re(M_{xy}(\vec{r}, 0)), \quad M_{y,0} = \Im(M_{xy}(\vec{r}, 0))$$

Die in der MR als Detektor verwendeten HF-Spulen messen die induzierte Spannung  $U$ , die durch die präzedierende Transversalmagnetisierung hervorgerufen wird:

$$\begin{aligned} U(t) &= \frac{d\Phi(t)}{dt} \\ &= \int_A \mu_0 \frac{d}{dt} \vec{B}(\vec{r}, t) \cdot d\vec{A}. \end{aligned} \tag{2.30}$$



Dabei ist der Beitrag der Magnetisierung abhängig von der Geometrie der Spule und der Position der Magnetisierung zur Spule. Bei Vernachlässigung der Wellenlängenabhängigkeit läßt sich der Fluß, den die Magnetisierung in einer Spule erzeugt, mit der Dipolgleichung beschreiben:

$$\Phi(t) = \int_V \int_A \frac{3(\vec{M}(\vec{r}')[\vec{r} - \vec{r}']) \cdot (\vec{r} - \vec{r}') - (\vec{r} - \vec{r}')^2 \vec{M}(\vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^5} \vec{n} d\vec{A} \delta(\vec{r}') dr'^3 \quad (2.31)$$

Im Allgemeinen ist es aber schwierig, diese Gleichung analytisch zu lösen. Um die Ortsabhängigkeit zu charakterisieren, wird eine sogenannte Spulensensitivität  $C$  eingeführt. Diese Spulensensitivität läßt sich messen und entspricht einer Koppelfunktion

$$\Phi(t) = \int_V C_{m_x}(\vec{r}) M_x(\vec{r}, t) + C_{m_y}(\vec{r}) M_y(\vec{r}, t) dr^3, \quad (2.32)$$

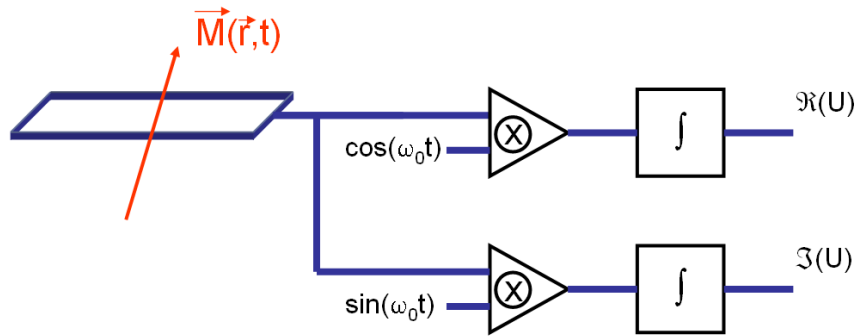
die in einen Anteil  $C_{m_x}(\vec{r})$  für  $M_x(\vec{r}, t)$  und in einen Anteil  $C_{m_y}(\vec{r})$  für  $M_y(\vec{r}, t)$  aufgespalten wird. Mit der Magnetisierung (Gl. 2.29) und den bekannten Spulensensitivitäten  $C_{m_x}(\vec{r})$  und  $C_{m_y}(\vec{r})$  läßt sich die in einer Spule induzierte Signalspannung  $U(t)$  beschreiben durch:

$$U(t) = \int_V \omega \sin(\omega t + \varphi) \rho(\vec{r}) C_{m_x}(\vec{r}) dr^3 + \int_V -\omega \cos(\omega t + \varphi) \rho(\vec{r}) C_{m_y}(\vec{r}) dr^3 \quad (2.33)$$

Dieses Empfangssignal läßt sich in einen hochfrequenten und einen niederfrequenten Anteil aufteilen:

$$\begin{aligned} U(t) &= \int_V -\omega \cos(\underbrace{\omega_0 t}_{HF} + \underbrace{\Delta\omega(\vec{r}) t + \varphi}_{NF}) C_{m_x}(\vec{r}) \rho(\vec{r}) dr^3 \\ &+ \int_V \omega \sin(\underbrace{\omega_0 t}_{HF} + \underbrace{\Delta\omega(\vec{r}) t + \varphi}_{NF}) C_{m_y}(\vec{r}) \rho(\vec{r}) dr^3. \end{aligned} \quad (2.34)$$

Dabei enthält  $\Delta\omega(\vec{r})$  den Anteil der Frequenz, der von der Larmor-Frequenz  $\omega_0$  des Grundfeldes  $B_0$  abweicht.



**Abb. 2.5:** Schematische Darstellung der Empfangskette eines MR-Tomographen. Das Meßsignal wird durch die Spule empfangen, anschließend mit dem Cosinus bzw. dem Sinus des Referenzsignals multipliziert und dann integriert. Die beiden erhaltenen Spannungen  $\Re(U)$  und  $\Im(U)$  werden als Real- und Imaginärteil des Signals bezeichnet.

Da im hochfrequenten Anteil der Signalspannung keine auswertbare Information enthalten ist, wird das Empfangssignal nach dem Lock-In-Prinzip (Abb. 2.5) mit einem Referenzsignal der Frequenz  $\omega_0$  multipliziert und danach durch einen Tiefpass integriert. Um sowohl  $M_x(t)$  und  $M_y(t)$  zu erhalten, wird es aufgeteilt und im ersten Fall mit dem Referenzsignal  $\cos(\omega_0 t)$  und im zweiten Fall mit  $\sin(\omega_0 t)$  multipliziert.

Für den ersten Fall erhält man nach dem Tiefpass ein Ausgangssignal, in dem der HF Anteil des Signals ausgefiltert ist

$$U_1(t) = \frac{1}{2} \int_V -\omega \cos(\Delta\omega(\vec{r}) t + \varphi + \alpha) C_{mx}(\vec{r}) \rho(\vec{r}) dr^3 \quad (2.35)$$

$$+ \frac{1}{2} \int_V \omega \sin(\Delta\omega(\vec{r}) t + \varphi + \alpha) C_{my}(\vec{r}) \rho(\vec{r}) dr^3 \quad (2.36)$$

und entsprechend für den zweiten Fall

$$U_2(t) = \frac{1}{2} \int_V \omega \sin(\Delta\omega(\vec{r}) t + \varphi + \alpha) C_{mx}(\vec{r}) \rho(\vec{r}) dr^3 \quad (2.37)$$

$$+ \frac{1}{2} \int_V \omega \cos(\Delta\omega(\vec{r}) t + \varphi + \alpha) C_{my}(\vec{r}) \rho(\vec{r}) dr^3 . \quad (2.38)$$

In der komplexen Zahlenebene lassen sich die beiden Spannungen  $U_1$  und  $U_2$  wie folgt zusammenfassen:

$$U(t) = \frac{1}{2}\omega \int_V C(\vec{r}) e^{i(\Delta\omega(\vec{r})t + \varphi)} \rho(\vec{r}) dr^3$$

mit

$$C(\vec{r}) = C_{mx}(\vec{r}) + iC_{my}(\vec{r}) \quad (2.39)$$

Gleichung 2.39 besagt, dass das MR-Signal neben der Spindichte  $\rho(\vec{r})$  proportional zur Larmor-Frequenz ist, also proportional zum  $B_0$ -Feld. Desweiteren ist das MR-Signal abhängig von der Geometrie der Meßanordnung, was durch die Spulensensitivität zum Ausdruck kommt.

### 2.2.3 Schichtselektion

Im Abschnitt 2.1.3 wurde gezeigt, dass dem eigentlichen Magnetresonanzsignal ein HF-Anregungspuls vorangeht, dessen Frequenz die Larmorfrequenz  $\omega_L$  ist. Überlagert man jetzt dem Messobjekt im Grundfeld  $B_0$  ein zusätzliches Gradientenfeld (o.B.d.A. in  $z$ -Richtung), während der Anregung (z.B. mit einem  $90^\circ$ -HF Puls), so wird die Resonanzfrequenz ortsabhängig:

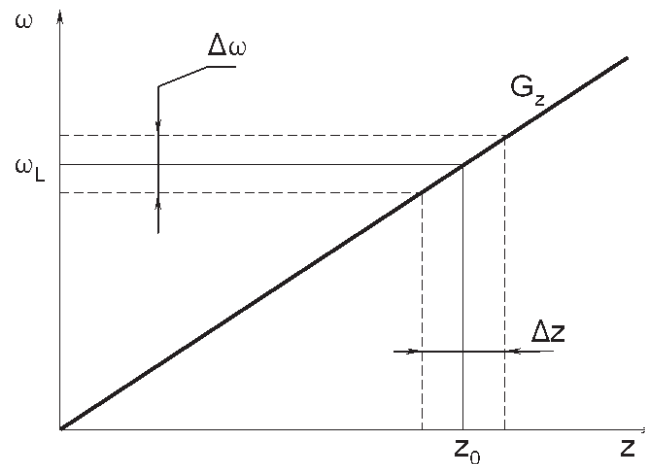
$$\omega_L(z) = \gamma(B_0 + G_z z) \quad (2.40)$$

entlang der gewählten Gradientenrichtung  $G_z$  (s. Abb. 2.6). Mit Hilfe der Blochgleichung läßt sich bei Vernachlässigung der Relaxationsterme  $T_1$ ,  $T_2$  und einem Anregungsfeld  $B_{1xy} = B_{1x} + iB_{1y}$  folgende Differentialgleichung formulieren:

$$\frac{dM_{xy}}{dt} = -i\gamma G_z z M_{xy} + i\gamma M_0 . \quad (2.41)$$

Die Näherungslösung (Kleinwinkelnäherung)

$$M_{xy}(z, \tau) \approx i\gamma M_0 \int_0^\tau B_{1xy}(t) e^{-i\gamma G_z z t} dt \quad (2.42)$$



**Abb. 2.6:** Schichtauswahl: Mit einem Schichtselektionsgradienten  $G_z$  wird die Schicht  $z_0$  mit der Schichtdicke  $\Delta z$  durch einen HF Puls mit der Mittenfrequenz  $\omega_L$  und der Bandbreite  $\Delta\omega$  angeregt.

zeigt, dass die Ortsabhängigkeit der Transversalmagnetisierung  $M_{xy}$  durch die Fouriertransformierte des HF-Anregepulses gegeben ist. Soll nun innerhalb eines vorgegebenen Ortsintervalls  $\Delta z$  (Schichtdicke) eine Anregung erfolgen, so wird der Zeitverlauf des Anregepulses  $B_1(t)$  so gewählt, dass die Fouriertransformierte eine Rechteckfunktion ergibt, was mit der *sinc*-Funktion erfüllt ist. Die Dicke der Schicht  $\Delta z$  wird dabei durch die Gradientenstärke  $G_z$  und die Bandbreite  $\Delta\omega$  des HF-Anregungspulses bestimmt:

$$\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_z} . \quad (2.43)$$

Da die angeregte Magnetisierung durch den Schichtselektionsgradient dephasiert wird, ist es notwendig, dem Schichtselektionsgradienten einen Rephasiergradienten nachzuschalten, der diese Dephasierung wieder aufhebt.

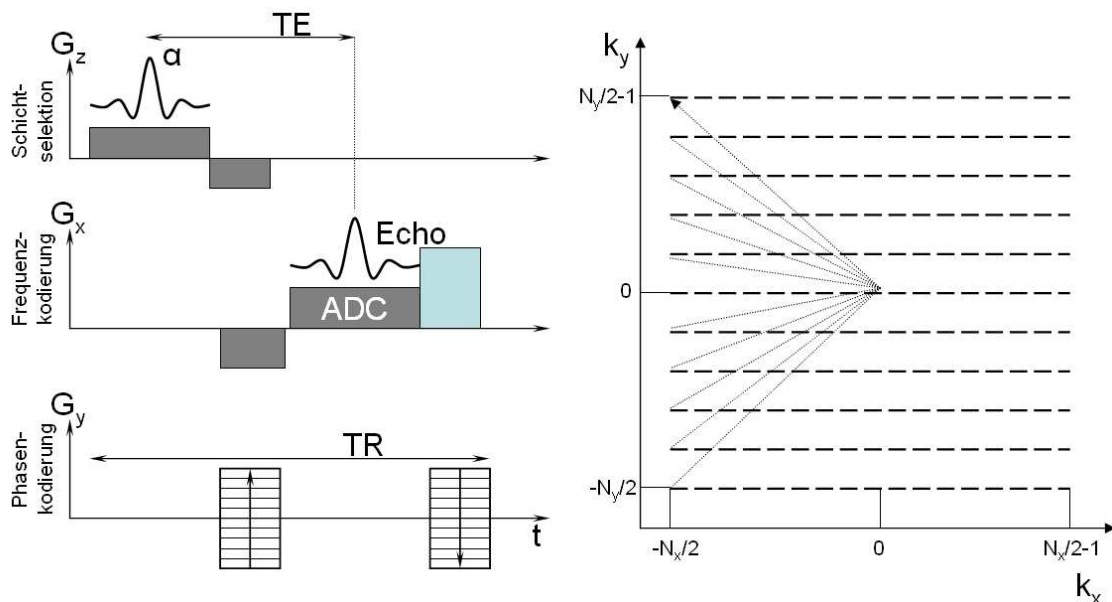
## 2.2.4 Ortskodierung

Nach der schichtselektiven Präparation der Transversalmagnetisierung ist das dreidimensionale Kodierungsproblem auf ein 2D-Problem reduziert. Das MR-Meßsignal, welches in

Abschnitt 2.2.2 hergeleitet wurde, lässt sich für eine dünne Schicht zu

$$\begin{aligned}
 S(t) &= K \int_{\text{Schicht}} \left[ \iint C(\vec{r}) e^{i(\Delta\omega(\vec{r}) t + \varphi(\vec{r}))} \rho(\vec{r}) dx dy \right] dz \\
 &\sim K \Delta z \iint C(x, y) e^{i(\Delta\omega(x, y) t + \varphi(x, y))} \rho(x, y) dx dy
 \end{aligned} \tag{2.44}$$

vereinfachen. Dabei beinhaltet  $K$  alle Skalierungen des Signals, die sowohl von der Meßtechnik (Empfangspule, Verstärker, ADC, Verluste, u.s.w.), als auch von der Software (dynamische Bereichsanpassung, Wichtungsfaktoren) hervorgerufen werden. Es gibt nun zwei



**Abb. 2.7:** Links: Akquisitionsschema einer FLASH-Sequenz mit schichtselektiver Anregung (Flipwinkel  $\alpha$ ), Phasen- und Frequenzkodierung. Nach der Zeit TE wird das Gradientenecho erzeugt. Der Datenakquisition, gekennzeichnet durch den ADC, ist ein Dephasiergradient in  $x$  und ein Phasenrephasiergradient in  $y$  nachgeschaltet.

Rechts:  $k$ -Raumtrajektorie des Akquisitionsschemas. Die waagerechten Strichlinien kennzeichnen die Daten, die während eines Readout aufgenommen werden. Der horizontale Versatz dieser Linien symbolisiert den Grad der Dephasierung in  $y$ -Richtung, der durch den Phasenkodiergradienten erzeugt wurde.

Strategien der Magnetisierung eine Ortsabhängigkeit aufzuprägen, damit eine Zuordnung des Signals im Raum erfolgen kann. Die erste Möglichkeit ist die sogenannte Frequenzkodierung. Dazu wird während der Datenakquisition ein Gradient (Auslesegradient oder Readout-Gradient) geschaltet (im Weiteren wird hierfür die  $x$ -Richtung verwendet).

Die zweite Möglichkeit ist die sogenannte Phasenkodierung, bei der vor der Datenakquisition die Phase des Objekts mit einem Gradienten moduliert wird (hier: die  $y$ -Richtung). Diese beiden Strategien zur Ortskodierung sind in Abb. 2.7 skizziert.

### Phasenkodierung

Nach der schichtselektiven Anregung wird im ersten Schritt ein Phasenkodiergradient  $G_y$  für eine Zeit  $\tau_P$  geschaltet. Damit wird der in der Schicht angeregten Magnetisierung  $M_{x,y}$  ein linearer Phasengang in  $y$ -Richtung aufgeprägt:

$$S(t, k_y) = K \iint C(x, y) e^{i\Delta\omega t} e^{ik_y y} M(x, y) dx dy \quad (2.45)$$

mit

$$k_y = \int_{\tau_P} \gamma G_y(t) dt . \quad (2.46)$$

Die Phasenkodierung wird für eine gewünschte Bildauflösung  $\Delta y$  des Messfeldes in  $y$ -Richtung ( $FOV_y = N_y \Delta y$ : field of View)  $N_y$ -mal wiederholt, wobei die Dephasierung  $k_y^n$  die Werte

$$k_y^{n_y} = \frac{2\pi}{FOV_y} n_y \quad \text{mit} \quad n_y \in \left[ -\frac{N_y}{2}; \frac{N_y}{2} - 1 \right] \quad (2.47)$$

annimmt.

### Frequenzkodierung

Bei der Frequenzkodierung ( $x$ -Richtung) erfolgt die Datenakquisition synchron mit einem Kodiergradienten. Dazu wird mit einem Dephasiergradienten  $G_x$  die Magnetisierung so präpariert, dass in der Mitte des Auslesegradienten das Spinensemble wieder kohärent ist, was man als Gradientenecho bezeichnet. Für das detektierte Signal gilt:

$$S(k_x, k_y) = K \iint C(x, y) e^{ik_x x} e^{ik_y y} M(x, y) dx dy \quad (2.48)$$

mit

$$k_x = \int_{\tau_P} \gamma G_x(t) dt. \quad (2.49)$$

Dabei sind Gradientenstärke und Abtastzeit so abgestimmt, dass jeder Messpunkt  $k_x^{n_x}$  der Bedingung

$$k_x^{n_x} = \frac{2\pi}{FOV_x} n_x \quad \text{mit} \quad n_x \in \left[ -\frac{N_x}{2}; \frac{N_x}{2} - 1 \right] \quad (2.50)$$

genügt. Das  $FOV_x$  ist die Größe des Meßfeldes in  $x$ -Richtung, welches entsprechend der gewählten Auflösung  $\Delta x = \frac{FOV_x}{N_x} N_x$  mal abgetastet wird.

Das vollständig akquirierte MR-Signal ist somit proportional zur zweidimensionalen Fouriertransformierten der Transversalmagnetisierung des Messobjekts (Gl. 2.48).

### 2.2.5 Rekonstruktion des $k$ -Raums

Aus der Phasen- und Frequenzkodierung ergibt sich die sogenannte  $k$ -Raumdarstellung des MR-Bildes (Gl. 2.48), welches durch die Wellenzahlen  $(k_x, k_y)$  gekennzeichnet ist. Der  $k$ -Raum ist der Ortsfrequenzraum der Transversalmagnetisierung, welcher auch als Hologramm bezeichnet wird. Um von den gemessenen Daten im  $k$ -Raum zur räumlichen Verteilung der Transversalmagnetisierung zu gelangen, wird eine diskrete 2D-Fouriertransformation  $\mathfrak{F}^{-1}$  durchgeführt:

$$I(x, y) = \mathfrak{F}^{-1} S(k_x, k_y) \propto \frac{1}{(2\pi)^2} \sum_{n_x = -\frac{N_x}{2}}^{\frac{N_x}{2}-1} \sum_{n_y = -\frac{N_y}{2}}^{\frac{N_y}{2}-1} S(k_x^{n_x}, k_y^{n_y}) e^{-ik_x^{n_x} x} e^{-ik_y^{n_y} y}. \quad (2.51)$$

Hierfür wird typischerweise der FFT-Algorithmus (Fast Fourier Transform) [CT65] verwendet.

Da die Transversalmagnetisierung kohärent angeregt wird, erwartet man eine rein reelle Magnetisierung und der dazu gehörige  $k$ -Raum sollte hermitesche Symmetrie aufweisen:

$$S(k_x, k_y) = S^*(-k_x, -k_y). \quad (2.52)$$

Da das rekonstruierte Bild  $I(x, y)$  aber entsprechend Gl. 2.18 eine Multiplikation aus dem Sensitivitätsprofil der Spule und der Magnetisierung ist, ergibt sich trotz kohärenter Anregung ein Phasengang über das gemessene FOV. Die aufgenommene Rohdatenmatrix ist somit für ein reales Bild nicht hermitesch und das rekonstruierte Bild nicht reell. Deshalb wird in der Regel nur ein Betragsbild rekonstruiert und die Phaseninformation vernachlässigt.

Die Betragsbildrekonstruktion ist besonders wichtig bei MR-Bildern, die aus den Signalen mehrerer Empfangsspulen kombiniert werden. Dabei ist die Standardrekonstruktionsmethode, dass vom Signal jeder Spule  $i$  ein komplexes Bild  $I_i$  rekonstruiert wird und die einzelnen Bilder durch RSOS (Root Sum of Square)

$$I(x, y) = \sqrt{\sum_{i=0}^{N_{\text{Spulen}}} (\Re I_i(x, y))^2 + (\Im I_i(x, y))^2} \quad (2.53)$$

zu einem einzigen Ergebnisbild  $I$  kombiniert werden [REHS90].

## 2.2.6 Partial-Fourier-Technik

Die im vorigen Abschnitt beschriebene Annahme, dass bei kohärenter Anregung der hermitesche  $k$ -Raum nur durch einen globalen Phasengang gestört wird, der primär aus dem Spulensensitivitätsprofil herrührt, bietet die Möglichkeit, den vollständigen Datensatz nur aus einer Hälfte des  $k$ -Raums zu akquirieren. MR-Sequenzen, bei denen nur ein Teil der  $k$ -Raumdaten gemessen wird, werden mit dem Zusatz Partial-Fourier-Technik bezeichnet. Idealerweise kann so die Meßzeit für ein Bild um den Faktor 2 verringert werden, da nur die Hälfte der Phasenkodierschritte aufgenommen werden muß.

Um den globalen Phasengang zu korrigieren, wird in der Regel das  $k$ -Raumzentrum vollständig symmetrisch gemessen. Aus dem komplett gemessenen  $k$ -Raumzentrum wird dann der globale Phasengang ermittelt und der akquirierte Datensatz entsprechend korrigiert.



## 2.3 Parallele Bildgebung

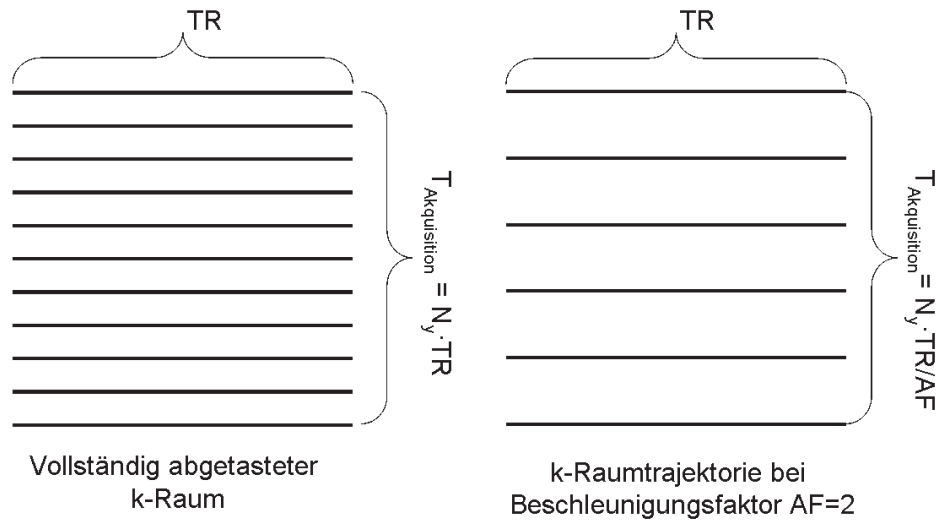
In den letzten Jahren wurden mehrere neue MRT-Verfahren entwickelt, die heute unter dem Namen *parallele Bildgebung* bekannt sind. Diese Verfahren beschleunigen die Bildakquisition durch die Verringerung der Anzahl der phasenkodierenden Schritte, ohne dadurch Einbußen in der Bildauflösung hinnehmen zu müssen. Die grundlegende Idee der parallelen Bildgebung ist die gleichzeitige Akquisition von MR-Daten mit mehreren Empfangsspulen unterschiedlicher räumlicher Sensitivität. Die MR-Daten erhalten somit eine intrinsische Raumkodierung, die von Typ und Position der Spulen abhängig ist. Diese Zusatzkodierung wird während der Rekonstruktion genutzt, um die fehlenden Phasenkodierschritte, die nichts anderes als eine Unterabtastung darstellen, zu kompensieren. Das typische Akquisitionsschema für die parallele Bildgebung ist in Abb. 2.8 dargestellt. Dabei wird je nach Beschleunigungsfaktor ( $AF$ , acceleration factor) nur jede  $AF$ te Zeile gemessen. Der Zeitgewinn ist somit zum Beschleunigungsfaktor  $AF$  proportional. Die Art der Verringerung der Phasenkodierschritte führt bei konstanter Bildauflösung (d.h. Pixelgröße Gl. 2.49) zu einer Reduzierung des FOV. Bei Objekten, die größer sind als das reduzierte FOV, hat das sogenannte Einfaltungsartefakte zur Folge, welche sich erst durch Rekonstruktionsmethoden der parallelen Bildgebung entfernen lassen.

Man unterscheidet bei den Bildrekonstruktionsverfahren grundsätzlich zwei verschiedene Techniken:

- Rekonstruktionsverfahren, welche die Daten im k-Raum rekonstruieren und
- Techniken, welche die fouriertransformierten Daten im Bildraum verwenden.

Zur ersten Gruppe gehören SMASH [SM97], AUTO-SMASH [JGES98] sowie GRAPPA [GJH<sup>+</sup>02]. Die wichtigsten im Bildraum arbeitenden Techniken sind PILS [GJN<sup>+</sup>00] und SENSE [PWSB99].

In dieser Arbeit wurden die zwei geeignetsten Rekonstruktionsverfahren SENSE und GRAPPA [BBM<sup>+</sup>04] implementiert und verglichen. Im Folgenden werden diese beiden Verfahren erläutert.



**Abb. 2.8:** Schematische Darstellung der k-Raumzeilen bei paralleler Bildgebung (rechts) und vollständig abgetastetem k-Raum (links). Da nur jede 2-te Zeile gemessen wird, reduziert sich hier die Gesamtaufnahmezeit pro Bild ( $TA$ ) um den Faktor 2.

### 2.3.1 Sensitivity Encoding (SENSE)

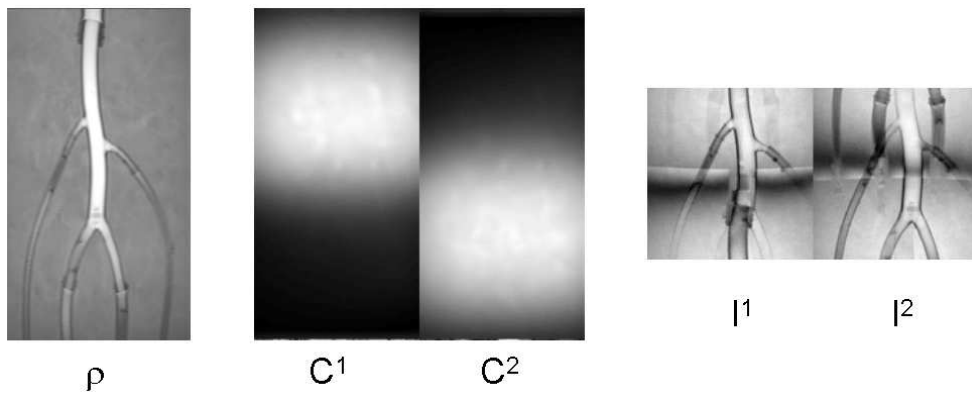
Bei der SENSE-Technik, die 1999 von Prüssmann vorgestellt wurde, werden zuerst aus den Daten separat für alle Spulenelemente Bilder rekonstruiert. Die in diesen Einzelbildern enthaltenen Einfaltungsartefakte werden dann durch die SENSE-Rekonstruktion beseitigt.

Im Gegensatz zu einem Bild, welches aus einem vollständigen Satz von k-Raumzeilen rekonstruiert wurde, ergibt ein um den Faktor  $AF$  reduzierter k-Raum eine  $AF$ -fache Einfaltung.

In Abb. 2.9 ist dieser beispielhaft dargestellt: links das vollständig akquirierte Bild  $\rho$  (das vollständig akquirierte MR-Bild steht hier für die Protonendichte) und rechts die um  $AF = 2$  reduzierten Einzelbilder  $I^j$  zweier separater Empfangsspulen, deren Sensitivitätskarten  $C^i$  in der Mitte dargestellt sind. Mathematisch kann man ihre Intensität mit der Spulensensitivität  $C^i$  beschreiben als:

$$I^j(x, y) = \sum_{i=0}^{AF-1} C^j(x, y + i\Delta y) \rho(x, y + i\Delta y). \quad (2.54)$$

Dabei hängt die Bildintensität  $I^j(x, y)$  des aus der  $j$ -ten Spule rekonstruierten Bildes nicht nur vom Produkt der Protonendichte  $\rho$  und der Spulenempfindlichkeit  $C^j$  ab, sondern aufgrund der Periodizität der Fourier-Transformation auch von den um  $i \cdot \Delta y$  verschobenen



**Abb. 2.9:** Schematische Darstellung der Einfaltung bei reduziertem FOV. Von links nach rechts: das volle Spindichtebild  $\rho$ , die Sensitivitätsprofile  $C^1$ ,  $C^2$  der Spulen mit denen das Objekt gemessen wird und die um den Faktor zwei reduzierten Aufnahmen  $I^1$ ,  $I^2$ .

Artefaktbildern, wobei

$$\Delta y = \frac{FOV_y}{AF}. \quad (2.55)$$

Somit ergibt sich die in Gl. (2.54) beschriebene Bildintensität aus einer Superposition von  $AF$  Teilbildern und das FOV ist um den Faktor  $AF$  reduziert. Für ein Spulenarray aus  $n$  Elementen läßt sich Gl. (2.54) in Matrixform umschreiben

$$\begin{bmatrix} I^1(x, y) \\ I^2(x, y) \\ \cdot \\ \cdot \\ I^n(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C^1(x, y) & C^1(x, y + \Delta y) & \cdot & \cdot & C^1(x, y + n\Delta y) \\ C^2(x, y) & C^2(x, y + \Delta y) & \cdot & \cdot & C^2(x, y + n\Delta y) \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ C^n(x, y) & \cdot & \cdot & \cdot & C^n(x, y + n\Delta y) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \rho(x, y) \\ \rho(x, y + \Delta y) \\ \cdot \\ \cdot \\ \rho(x, y + n\Delta y) \end{bmatrix}$$

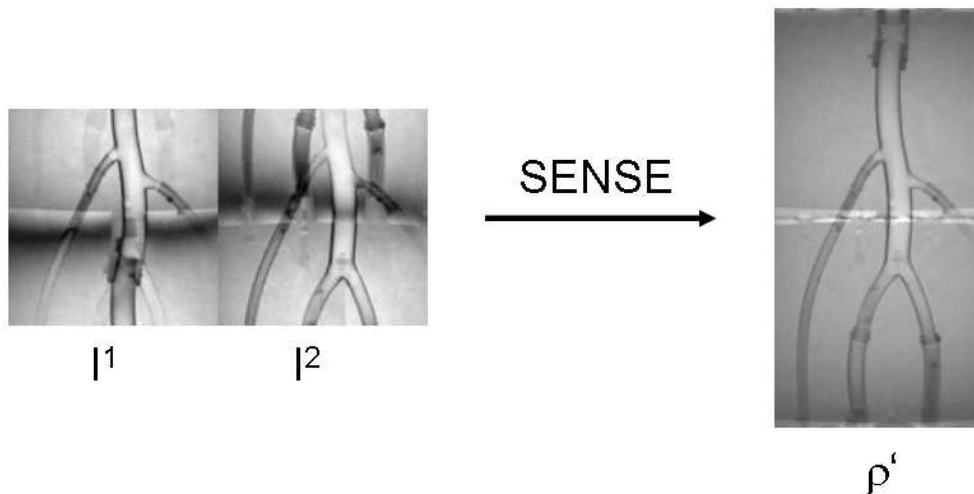
die sich in einer Vektorgleichung

$$\underline{I} = \underline{\underline{C}} \underline{\rho} \quad (2.56)$$

mit einem  $1 \times n$ -Vektor  $\underline{I}$ , einer  $AF \times n$  großen Matrix  $\underline{\underline{C}}$  und einem  $1 \times n$ -Vektor  $\underline{\rho}$  zusammenfassen lassen. Zur Berechnung der ursprünglichen Protonendichte  $\underline{\rho}$  aus den eingefalteten Bildern  $\underline{I}$  muß dieses Gleichungssystem durch Inversion von  $\underline{\underline{C}}$  gelöst werden (s.Abb. 2.10):

$$\underline{\rho} = \underline{\underline{C}}^{-1} \underline{I} \quad (2.57)$$

Die Inversion der Matrix  $\underline{\underline{C}}$  ist nur möglich, wenn  $n > AF$  gilt und die Spulenempfindlichkeitsprofile ausreichend unterschiedlich sind, d.h. die Determinante nicht singulär wird.



**Abb. 2.10:** Schematische Darstellung der SENSE Rekonstruktion. Aus den vier in beide Raumrichtungen um den Beschleunigungsfaktor 2 reduzierten Teilbilder, welche mit separaten Spulen aufgenommen wurden, wird ein einfaltungsfreies Bild rekonstruiert.

Für die beschriebene Methode sind Informationen über die räumlichen Empfindlichkeitsprofile  $C^j$  der verschiedenen Empfangsspulen erforderlich. Diese Daten lassen sich entweder durch eine Vorabaufnahme oder über einige zusätzliche, in die aktuelle (um den Faktor  $AF$  reduzierte) Messung integrierte Phasenkodierschritte akquirieren. Da man davon ausgehen kann, dass sich die Spulenempfindlichkeiten nur langsam ändern (örtlich), genügen wenige  $k$ -Raumlinien aus dem  $k$ -Raumzentrum (Referenzlinien), um das Empfindlichkeitsprofil einer jeden Spule zu berechnen.

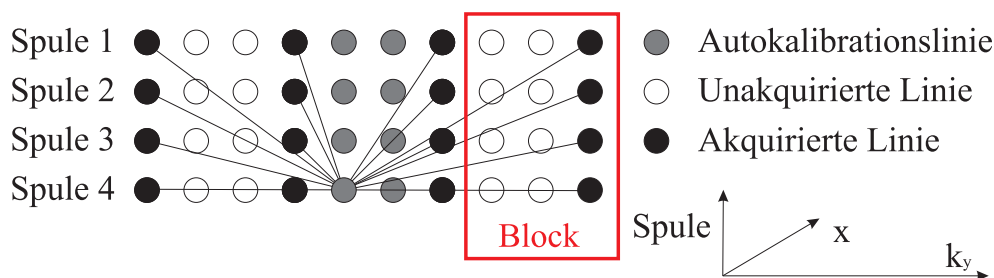
### 2.3.2 Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)

Der GRAPPA-Algorithmus nutzt ebenfalls die Ortsabhängigkeit der Spulensensitivität zur Bildrekonstruktion. Der Vorteil von GRAPPA gegenüber SENSE ist, dass keine Sensitivitätskarten der Spulen benötigt werden; man bezieht die nötige Information vielmehr direkt aus den zusätzlich aufgenommenen k-Raumzeilen. Der GRAPPA-Algorithmus synthetisiert für jede Spule einen vollständigen k-Raum und somit ein entfaltetes Bild. Diese Einzelbilder werden dann konventionell weiterverarbeitet (FFT und anschließende Kombination der Teilbilder).

Die fehlenden k-Raumzeilen<sup>3</sup>  $S_j(k_y + m\Delta k_y)$   $m = 1, \dots, AF - 1$  werden durch Linearkombination der gemessenen benachbarten k-Raumzeilen berechnet (s. Gl. 2.58):

$$S_j(k_y + m\Delta y) = \sum_{i=1}^I \sum_{b=-B/2+1}^{B/2} n(j, m, i, b) S_i(k_y + b AF \Delta k_y) \quad (2.58)$$

Die Variablen  $n(j, m, i, b)$  sind die Wichtungsfaktoren der gemessenen k-Raumzeilen. Die Indizes  $i$  und  $j$  kennzeichnen die entsprechenden Spulensignale,  $m$  die Nummer der zu rekonstruierenden k-Raumzeile im Block  $k_y$ ;  $b$  zählt die Blöcke. Zur Berechnung der Wichtungsfak-



**Abb. 2.11:** Schematische Darstellung des GRAPPA-Algorithmus für den Beschleunigungsfaktor 3. Jeder Punkt symbolisiert eine fouriertransformierte Readout-Akquisition (Linie) in x-Richtung.

toren  $n$  werden zusätzliche Referenzlinien gemessen. Man erhält somit ein Gleichungssystem mit einer vierdimensionalen Matrix  $n$ . Um das Problem zu vereinfachen, überführt man

<sup>3</sup>k-Raumzeilen sind phasenkodierte fouriertransformierte Readout-Akquisitionen; man spricht in dem Zusammenhang auch von einem Hybridraum  $(x, k_y)$

Gleichung 2.58 in:

$$\begin{aligned}
 \underbrace{S_j(k_y + m\Delta y)}_{S[(j,m),k_y]} &= \sum_{i=1}^I \sum_{b=-B/2+1}^{B/2} \underbrace{n(j, m, i, b)}_{n[(j,m),(i,b)]} \underbrace{S_i(k_y + b AF \Delta k_y)}_{S[(i,b),k_y]} \\
 S(jm, k_y) &= \sum_{ib} n(jm, ib) S(ib, k_y) \\
 \text{mit } jm &= j + I m \\
 ib &= i + I b
 \end{aligned} \tag{2.59}$$

wobei I die Anzahl der verwendeten Spulen ist. Um Gl. 2.59 in ein überbestimmtes Gleichungssystem zu überführen, werden mehrere Referenzlinien gemessen. Da die Spulensensitivität in  $x$ -Richtung relativ homogen ist, kann man annehmen, dass  $n$  in einem beschränkten Bereich von  $x$  unabhängig ist. Somit kann man die Überbestimmtheit von Gl. 2.59 um  $x$  erweitern:

$$S(jm, k_y, x) = \sum_{ib} n(jm, ib) S(ib, k_y, x). \tag{2.60}$$

Mit

$$xk_y = xK_y + k_y \tag{2.61}$$

( $K_y =$  Anzahl der verwendeten Rekonstruktionslinien) überführt man dann Gl. 2.60 in eine Matrizengleichung:

$$\begin{aligned}
 S(jm, xk_y) &= \sum_{ib} n(jm, ib) S(ib, xk_y) \\
 \underline{\underline{S}}_r &= \underline{\underline{n}} \underline{\underline{S}}_b
 \end{aligned} \tag{2.62}$$

$\underline{\underline{S}}_r$  ist die Matrix, in der die Autokalibrationslinien eingetragen sind. In  $\underline{\underline{S}}_b$  sind die entsprechenden Blöcke von  $k$ -Raumzeilen eingetragen. Die Inversion von Gleichung 2.62 ergibt eine direkte Berechnung der Wichtungsfaktoren:

$$\underline{\underline{S}}_r \underline{\underline{S}}_b^\dagger (\underline{\underline{S}}_b \underline{\underline{S}}_b^\dagger)^{-1} = \underline{\underline{n}}. \tag{2.63}$$

## 2.4 MR-Bildgebungssequenzen

In den vorhergehenden Kapiteln wurde der prinzipielle Aufbau des MR-Tomographen und die Bildrekonstruktion erläutert. Dabei wurde der Einfluß der gewebespezifischen Größen  $T1$ ,  $T2$ ,  $T2^*$  und Spindichte  $\rho$  des Gewebes bei unterschiedlichen Sequenzen noch nicht berücksichtigt. Als Sequenz bezeichnet man eine zeitliche Abfolge der HF- und Gradientenpulse, die zur Signalerzeugung, Ortskodierung und Messung eines MR-Bildes notwendig sind. Dieser Zusammenhang wird durch die Signalgleichung einer Sequenz beschrieben und bestimmt den Kontrast des Bildes und soll nun für die beiden in dieser Arbeit verwendeten schnellen Bildgebungssequenzen FLASH und trueFISP erörtert werden.

### 2.4.1 FLASH-Sequenz

Bei der 1986 von Haase und Frahm vorgestellten [HFM<sup>+</sup>86] FLASH-Sequenz (Fast Low Angle Shot) handelt es sich um eine Gradientenechosequenz mit niedrigem Flipwinkel ( $\alpha < 90$ ). Durch den kleinen Flipwinkel steht nach der Datenakquisition genügend Longitudinalmagnetisierung  $M_z$  zur Verfügung, so dass der nächste Auslesezug direkt folgen kann. Die Repetitionszeit TR kann bei dieser Technik so kurz gehalten werden, dass die Akquisition eines kompletten Bildes mit einer Bildauflösung von  $256 \times 256$  im Sekundenbereich liegt. In Abb. 2.7 ist das Sequenzschema einer FLASH-Sequenz dargestellt.

Bei der Herleitung der FLASH-Signalgleichung geht man davon aus, dass die Transversalmagnetisierung am Ende der Repetitionszeit TR keinen Einfluss auf den Gleichgewichtszustand hat ( $M_{xy}(t = TR) \approx 0$ ). Auf die Longitudinalmagnetisierung wirken dann zwei physikalische Prozesse:

- Zum einen bewirkt die Hochfrequenzanregung, dass die Longitudinalmagnetisierung  $M_{z_i}^-$  vor dem  $i$ ten  $\alpha$ -Puls einen Restbetrag an Magnetisierung

$$M_{z_i}^+ = M_{z_i}^- \cos(\alpha) \quad (2.64)$$

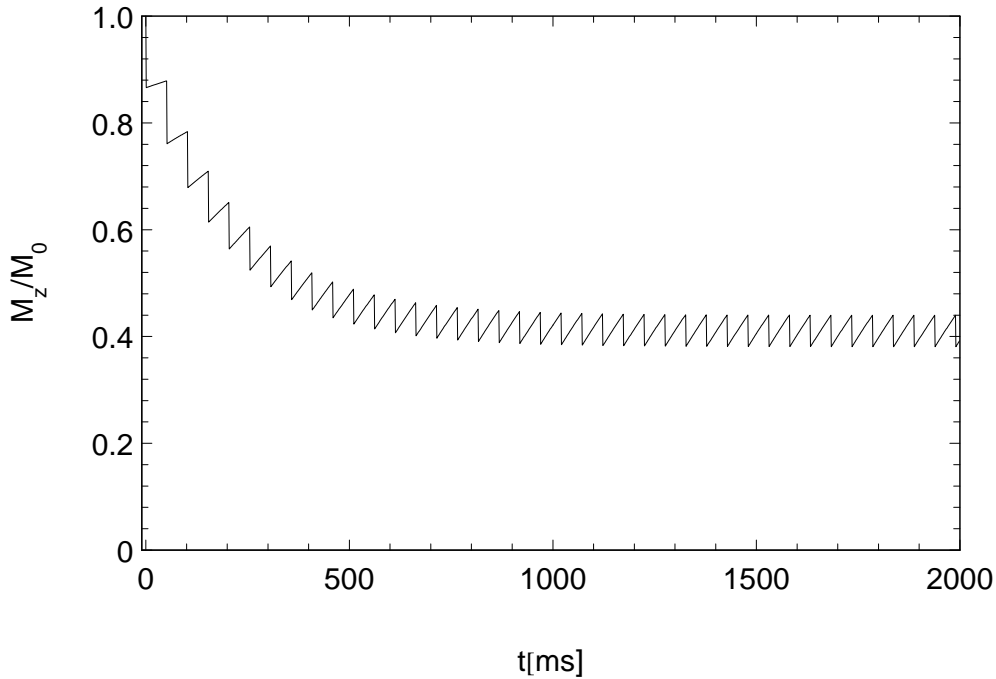
in longitudinaler Richtung hat.  $M_{z_i}^+$  kennzeichnet dabei die Longitudinalmagnetisierung unmittelbar nach dem  $i$ -ten HF Puls.

- Der zweite Prozeß ist die  $T1$ -Relaxation, die zwischen zwei HF-Pulsen stattfindet und zu einer Erholung der Magnetisierung führt:

$$M_{z\ i}^- = M_0(1 - E_1) + M_{z\ i-1}^+ E_1 \quad (2.65)$$

mit

$$E_1 = e^{-\frac{TR}{T1}} . \quad (2.66)$$



**Abb. 2.12:** Zeitentwicklung der Longitudinalmagnetisierung bei  $\alpha = 30^\circ$ , einem  $T1 = 500$  ms und  $TR = 50$  ms. Nach ca. 7 HF-Anregungen bildet sich ein dynamischer Gleichgewichtszustand aus, der durch die FLASH-Gleichung beschrieben wird.

In Abb. 2.12 ist das Verhalten der Longitudinalmagnetisierung  $M_z$  zu Beginn dargestellt. Man erkennt, dass die Magnetisierung einem dynamischen Gleichgewichtszustand zustrebt, der durch das Zusammenspiel von HF-Anregung und  $T1$ -Realisation bestimmt ist. Mathematisch ist der Gleichgewichtszustand erreicht, wenn  $M_{z\ i}^- = M_{z\ i-1}^- = M_{z\ e}^-$  gilt ( $M_{z\ e}^- =$  Gleichgewichtsmagnetisierung). Mit dieser Bedingung und der vollständigen Beschreibung der Signalgleichung durch die Kombination der Gl. 2.64 und 2.65 erhält man

$$M_{z\ i}^- = M_0(1 - E_1) + M_{z\ i}^- \cos(\alpha) E_1 , \quad (2.67)$$



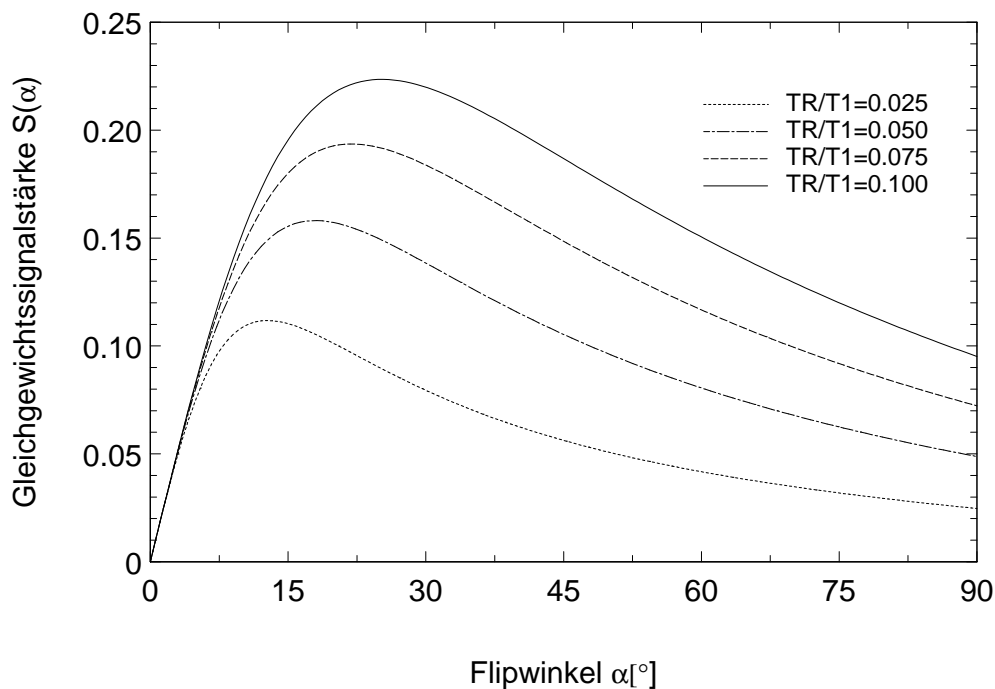
und mit

$$M_{z_e}^- = \frac{M_0(1 - E_1)}{1 - \cos(\alpha)E_1} \quad (2.68)$$

einen Ausdruck für die Gleichgewichtsmagnetisierung. Das Meßsignal  $S_i$  im Gleichgewicht

$$\begin{aligned} S_i &= M_{z_e}^- \sin(\alpha) e^{-\frac{TE}{T2^*}} \\ &= \frac{M_0(1 - E_1)}{1 - \cos(\alpha)E_1} \sin(\alpha) e^{-\frac{TE}{T2^*}} \end{aligned} \quad (2.69)$$

ist die Signalgleichung der FLASH-Sequenz, welche die Abhängigkeit der Signalstärke von



**Abb. 2.13:** FLASH-Signalgleichung als Funktion des Flipwinkels  $\alpha$  für verschiedene  $TR/T_1$ .

den Gewebeparametern  $T_1$  und  $T_2^*$ , den Sequenzparametern  $TE$ ,  $TR$  und  $\alpha$  beschreibt. In Abb. 2.13 ist beispielhaft die Abhängigkeit der Signalstärke vom Flipwinkel  $\alpha$  für unterschiedliche  $TR/T_1$ -Verhältnisse dargestellt. Dabei fällt auf, dass es für jedes Verhältnis einen Flipwinkel gibt, bei dem das Signal maximal wird. Diesen optimalen Winkel nennt man Ernst-Winkel:

$$\alpha_{Ernst} = \arccos \left( e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) \quad (2.70)$$

Ihn erhält man, indem man die Ableitung der Signalgleichung nach  $\alpha$  gleich 0 setzt und nach  $\alpha$  auflöst.

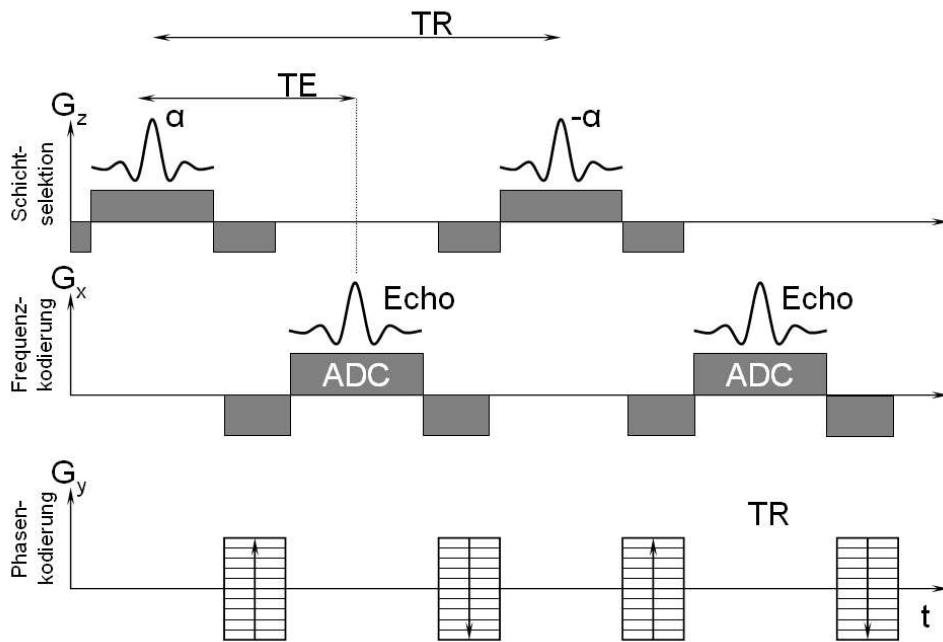
Durch die Wahl eines langen TR und eines kurzen TE wird die FLASH-Gleichung 2.69 unabhängig von den Gewebeparameter  $T1$  und  $T2$ , man spricht in diesem Fall von einer spindichtegewichteten Bildgebung. Wählt man dagegen nur TR sehr kurz, so spricht man von einem  $T1$ -gewichteten Bildkontrast, welcher durch die Länge der TR-Zeit variiert werden kann. Durch die Wahl eines langen TR und TE kann man auch einen  $T2$ -Kontrast einstellen.

### 2.4.2 trueFISP-Sequenz

Bei der trueFISP-Sequenz (Fast Imaging with Steady Precession [OGB<sup>+</sup>86],[DH94]) handelt es sich wie bei der FLASH-Sequenz um eine Gradientenechosequenz. Im Unterschied zur FLASH-Sequenz wird bei der trueFISP-Sequenz die Transversalmagnetisierung nach der Datenakquisition nicht dephasiert, sondern rephasiert, so dass sie für die nächste Auslese wieder zur Verfügung steht. Im Gegensatz zur FLASH-Sequenz, bei der das Signal primär (für  $TE \ll T2^*$ ) von der Spindichte und der  $T1$ -Zeit abhängt, zeigt die trueFISP-Sequenz auch bei kurzen Echozeiten eine ausgeprägte  $T2^*$ -Abhängigkeit. Wie bei der FLASH-Sequenz stellt sich auch hier ein dynamischer Gleichgewichtszustand ein, welcher neben der HF-Anregung mit dem Flipwinkel  $\alpha$  (Gleichung 2.64) und der Relaxation zwischen den einzelnen HF-Pulsen (Gleichung 2.65) noch zusätzlich von nicht kompensierten Gradientenschaltungen und vom Objekt erzeugten Zusatzfeldern abhängig ist. Diese internen Feldinhomogenitäten  $\Delta B$  bewirken, dass die Transversalmagnetisierung während der Repetitionszeit  $TR$  eine zusätzliche Phase  $\theta$  akkumuliert:

$$\theta = \gamma \int \Delta B dt . \quad (2.71)$$

Verwendet man alternierende HF-Pulse (d.h. zwei aufeinanderfolgende HF-Anregungen haben einen Phasenunterschied von  $180^\circ$ ), so läßt sich die Magnetisierung (nach dem Puls  $M^+$ )



**Abb. 2.14:** Akquisitionsschema einer trueFISP-Sequenz. Im Gegensatz zur FLASH-Sequenz werden über die gesamte Repetitionszeit die durch die Gradienten erzeugten Phasen vollständig refokussiert.

im dynamischen Gleichgewichtszustand beschreiben durch:

$$\begin{aligned}
 M_x^+ &= M_0(E_1 - 1) \frac{E_2 \sin(\alpha) \sin(\theta)}{d} \\
 M_y^+ &= M_0(E_1 - 1) \frac{\sin(\alpha) (1 - E_2 \cos(\theta))}{d} \\
 M_z^+ &= M_0(E_1 - 1) \frac{E_2 (E_2 + \cos(\theta)) + (1 + E_2 \cos(\theta) \cos(\alpha))}{d}
 \end{aligned} \tag{2.72}$$

mit

$$\begin{aligned}
 d &= (1 - E_1 \cos(\alpha))(1 + E_2 \cos(\theta)) - E_2 (E_1 - \cos(\alpha))(E_2 + \cos(\theta)) \\
 E_1 &= \exp^{-\frac{TR}{T_1}} \\
 E_2 &= \exp^{-\frac{TR}{T_2^*}} .
 \end{aligned} \tag{2.73}$$

Im Grenzfall  $E_2 \rightarrow 0$  (d.h. vollständiger Zerfall der Transversalmagnetisierung innerhalb eines TR-Intervalls) läßt sich Gl. 2.72 in die FLASH-Gleichung 2.69 überführen. In der trueFISP-Bildgebung gilt  $TR \ll T_1, T_2$ . Daraus folgt, dass die Terme  $E_1$  und  $E_2$  in eine Taylorreihe entwickelbar sind, wobei das erste Glied der Entwicklung genügt:  $e^{-x} \approx 1 - x$ .

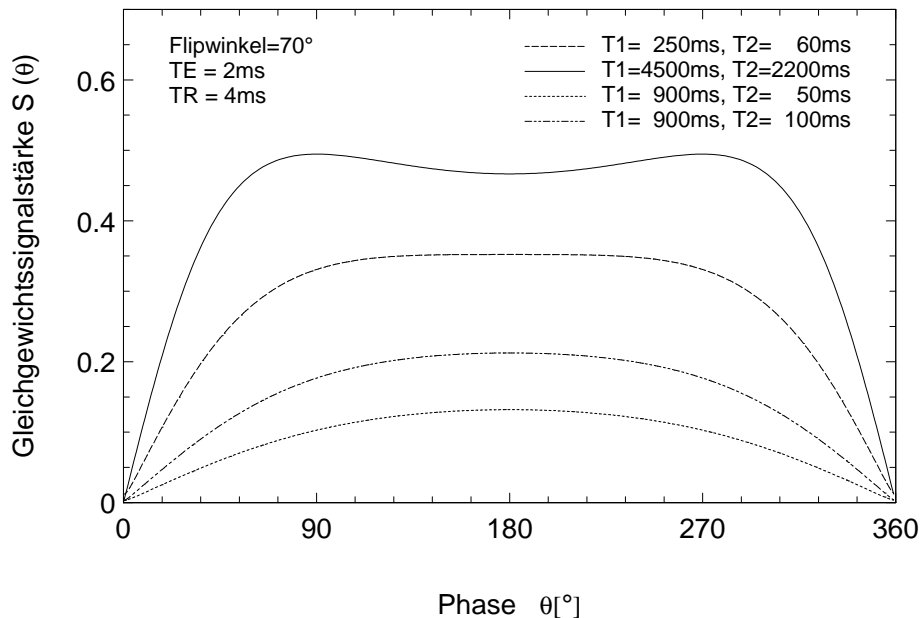
Damit kann für ein vorgegebenes Gewebe mit den Relaxationszeiten  $T1$  und  $T2$  wieder ein optimaler Flipwinkel  $\alpha_{opt}$  errechnet werden

$$\alpha_{opt} = \arccos\left(\frac{T1 - T2}{T1 + T2}\right), \quad (2.74)$$

bei dem die maximale Transversalmagnetisierung  $M_{\perp}(\alpha_{opt})$  zu erwarten ist:

$$M_{\perp}(\alpha_{opt}) = \frac{M_0}{2} \sqrt{\frac{T2}{T1}} \quad (2.75)$$

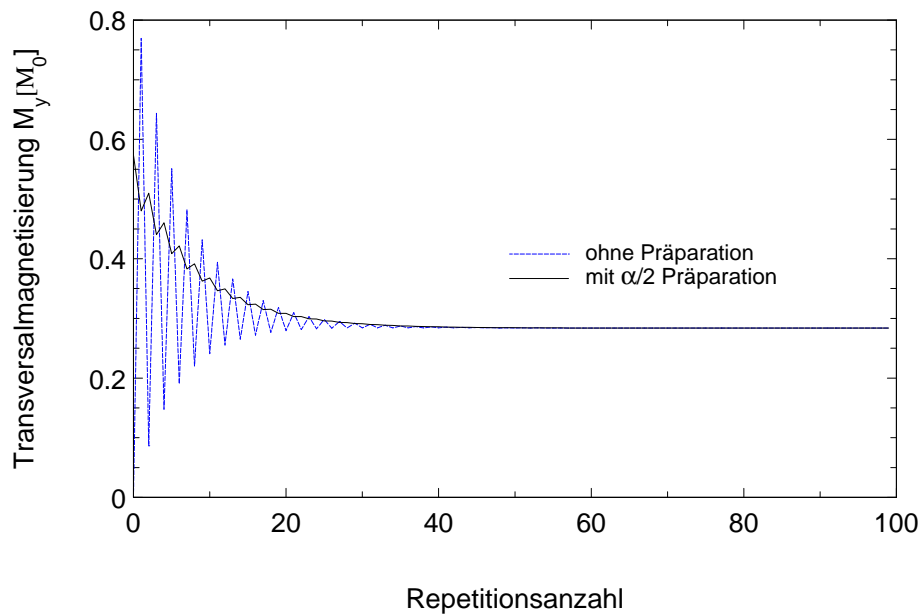
Interessanterweise ist die Stärke des Signals hier nicht mehr von der Repetitionszeit abhängig. Aus Gleichung 2.72 folgt auch, dass die Signalstärke eine Funktion des Dephasierwinkels



**Abb. 2.15:** Transversalmagnetisierung einer trueFISP-Sequenz als Funktion des Dephasierwinkels  $\theta$ . Die Dephasierung bewirkt eine streifenartige Signalauslöschung im Bild, was auch als Bandartefakt bezeichnet wird.

$\theta$  und somit der lokalen Feldinhomogenitäten ist. In Abb. 2.15 ist dieser Zusammenhang für unterschiedliche  $T1, T2$ -Kombinationen bei  $TR = 4\text{ ms}$ ,  $TE = 2\text{ ms}$  und einem Flipwinkel  $\alpha = 70^\circ$  dargestellt.

Aufgrund der alternierenden Anregung mit hohem Flipwinkel stellt sich der Gleichgewichtszustand ohne eine entsprechende Präparation der Magnetisierung erst nach etwa  $\sim 5 \times \frac{T1}{TR}$

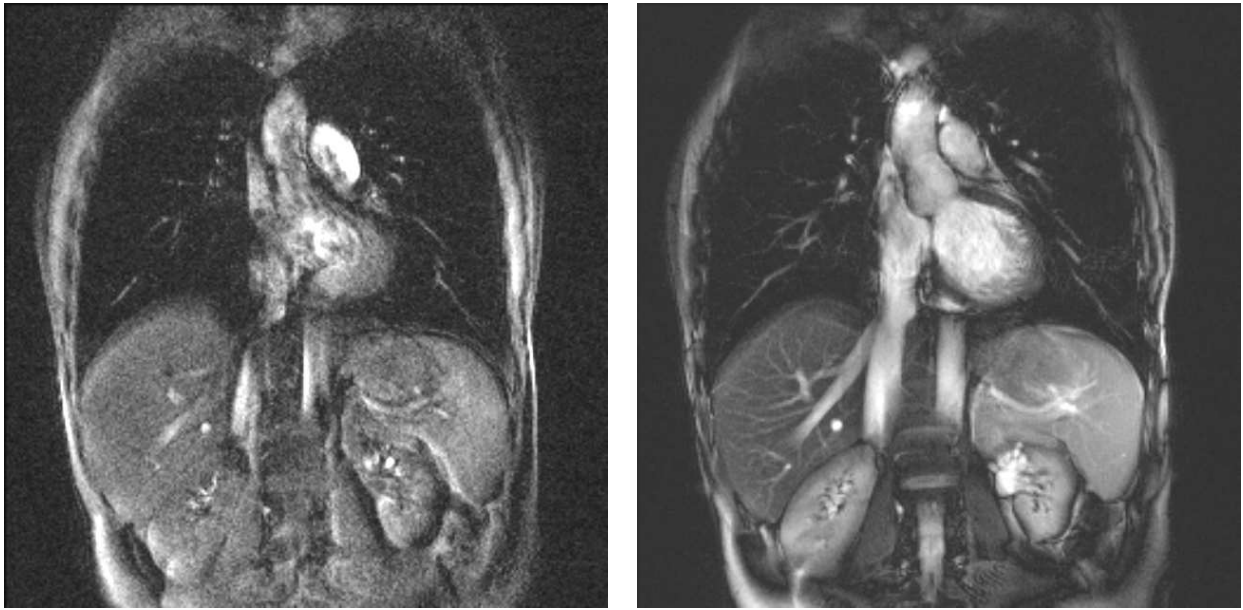


**Abb. 2.16:** Simulierter Übergang von  $M_0$  in die Transversalmagnetisierung einer trueFISP Sequenz ohne und mit  $\alpha/2$  Präparation. Simulationsparameter  $\frac{TR}{T1} = \frac{1}{12,5}$ ,  $\frac{TE}{T2} = \frac{1}{5}$  und  $\alpha = 70$ .

[Sch03] ein. In Abbildung 2.16 ist dieser Einschwingvorgang dargestellt. Die Parameter dieser Simulation sind  $\frac{TR}{T1} = \frac{1}{12,5}$ ,  $\frac{TE}{T2} = \frac{1}{5}$  und Flipwinkel  $\alpha = 70^\circ$ . Die starken Oszillationen während des Einschwingvorgangs des MR-Signals führen im rekonstruierten Bild zu massiven Artefakten. Aufgrund der Periodizität der Signalschwankungen erhält man zusätzliche im Ortsraum phasenverschobene Bilder, die dem Originalbild überlagert sind. Man bezeichnet diese Art von Artefakten auch als Geisterbilder.

Um diese Effekte zu reduzieren, präpariert man die Magnetisierung vor der trueFISP-Auslese mit einem Flipwinkel der halben Stärke  $\alpha/2$  [SHH01],[DH94]. Die Signaloszillationen werden mit dieser Technik deutlich reduziert und damit die Intensität der Geisterbilder verringert. In Abb. 2.16 sind die Simulationen ohne und mit  $\alpha/2$  Präparation dargestellt. Der Vergleich dieser beiden Abbildungen läßt sehr deutlich die Reduktion der Oszillation erkennen.

In Abb. 2.17 wird ein Vergleich zwischen FLASH- und trueFISP-Aufnahmen gezeigt. Das trueFISP-Bild zeigt dabei im Gegensatz zum FLASH-Bild ein deutlich höheres Signal-Rausch-Verhältnis, da hier Transversalmagnetisierung refokussiert und wieder genutzt wird. Die typischen Streifenartefakte (hervorgerufen durch Magnetfeldinhomogenitäten) sind dabei mit den Geräten der neuesten Generation auf Grund verbesserter Shim-Techniken Abb. 2.2.1 nur



**Abb. 2.17:** FLASH-(links) und trueFISP-(rechts) Aufnahme des Abdomens eines Probanden. Das  $T_1$ -gewichtete FLASH-Bild hat im Vergleich zum trueFISP-Bild ein geringeres Signal-Rausch-Verhältnis.

FLASH:  $\alpha = 20^\circ$ , TE = 1,58 ms, TR = 3,25 ms, FOV =  $400^2\text{mm}^2$ , Matrix =  $256^2$

trueFISP:  $\alpha = 70^\circ$ , TE = 1,58 ms, TR = 3,16 ms, FOV =  $400^2\text{mm}^2$ , Matrix =  $256^2$

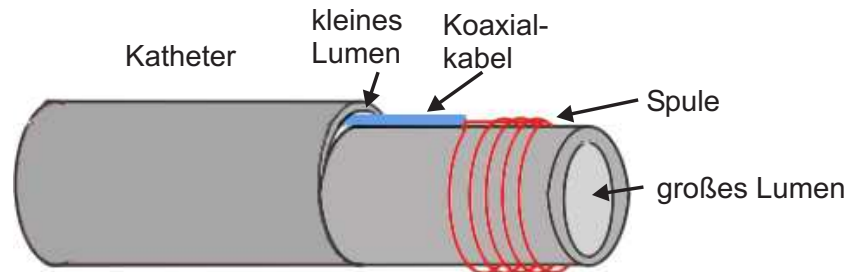
in den Randbereichen des Bildes zu beobachten.

## 2.5 MR-geführte Intervention

In dieser Arbeit werden Techniken für minimal-invasive Eingriffe unter MR-Kontrolle bereitgestellt. Diese Interventionen werden in unserer Arbeitsgruppe primär mit aktiven Kathetern oder Biopsienadeln durchgeführt. Aus diesem Grund werden die folgenden Darstellungen auf die aktive Instrumentenverfolgung (*active tracking*) beschränkt. Einen allgemeinen Überblick über MR-geführte Interventionen findet man in [DWL02], [DWv99].

### 2.5.1 Katheterlokalisierung

Ein aktiver Katheter<sup>4</sup> ist im einfachsten Fall ein Plastikschauch mit zwei Durchführungen (lumina), an dessen Spitze eine kleine HF-Spule montiert wurde. Abbildung 2.18 zeigt den Grundaufbau eines solchen Katheters. Als Lokalisationsspule wird eine Mikrosolenoidspule verwendet, deren Signal durch ein Mikrokoaxialkabel zum Empfangssystem des Tomographen geleitet wird. Aufgrund ihres geringen Durchmessers ( $\varnothing \sim 1 - 2$  mm), der geringen



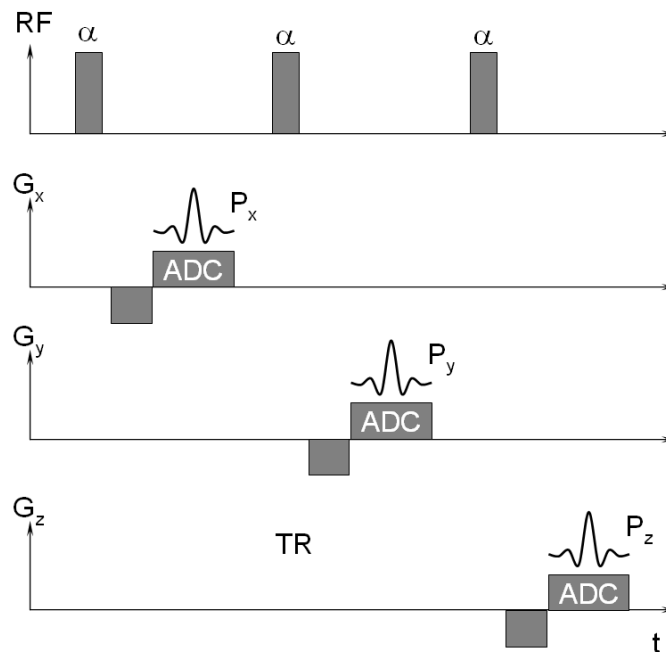
**Abb. 2.18:** Schematische Darstellung eines zweilumigen Katheters mit Solenoidspule. Das kleine Lumen ist im Bereich der Spule abgetragen um ein Auftragen der Spule zu verhindern. Das Koaxialkabel, mit dem die Spule verbunden ist, wird durch das kleine Lumen bis zum Katheterende geführt. Das große Lumen bleibt frei und kann einen Führungsdraht aufnehmen oder zur Gabe von Kontrastmitteln oder Therapeutika genutzt werden.

Länge von wenigen Millimetern (typ. 3 mm) und der kleinen Windungszahl (typ. 6 Windungen) haben diese Spulen einen sehr begrenzten Empfindlichkeitsbereich, der für die Spulenlokalisierung genutzt wird. Zur Bestimmung der Position der Spule im Raum verwendet

---

<sup>4</sup>Katheter (v. griech.: *καθιημι* = hinabschicken) sind Röhren oder Schläuche mit denen Hohlorgane sondiert, entleert, gefüllt oder gespült werden können. Dies geschieht aus diagnostischen oder therapeutischen Gründen.

man sogenannte Projektionsmessungen. Dabei wird nach nichtselektiver Anregung mit einem Flipwinkel  $\alpha$  ein Gradientenecho aufgenommen. Durch die Wiederholung dieser Messung mit Frequenzkodiergradienten in  $x$ ,  $y$  und  $z$  erhält man drei Projektionen des Objekts in die jeweilige Raumrichtung (s. Abb. 2.19). Jede dieser drei Projektionen wird separat detektiert

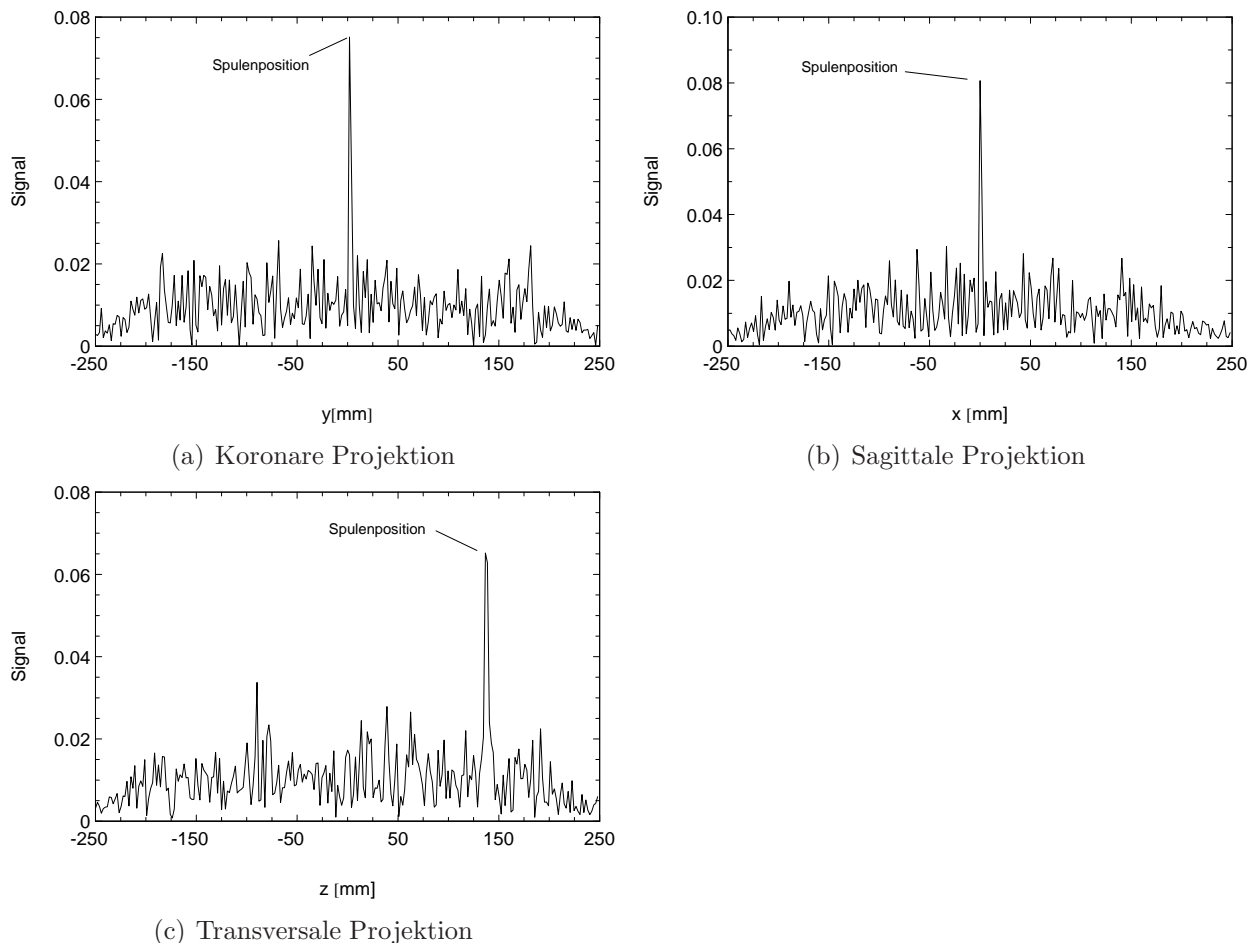


**Abb. 2.19:** Sequenzschema zur Lokalisation einer Mikropule in drei Raumrichtungen. Nach nicht selektiver Anregung (Flipwinkel  $\alpha$ ) wird ein Gradientenecho (Projektionssignal  $P_x$ ,  $P_y$  und  $P_z$ ) in jede Raumrichtung aufgenommen

und durch eine Fourier-Transformation in den Frequenzraum überführt. Die lineare Ortsabhängigkeit erlaubt es nun, jeder Frequenz einen Ort zuzuordnen. In Abbildung 2.20 ist exemplarisch ein gemessenes Projektionstriplet dargestellt. Die Messung erfolgte mit einem 40 cm langen Interventionskatheter, an dessen Spitze eine Solenoidspule mit 6 Windungen, einer Länge von 3 mm und einem Durchmesser von 1.8 mm montiert war. Durch eine anschließende Maximumsuche erhält man dann die Position der Spule. In diesen Fall beträgt der Abstand der Spule vom Isozentrum des Tomographen  $\vec{r}_{Spule} = [x, y, z] = [0, 2, 137]$  mm. Um systematische Abweichungen zu eliminieren, die beispielsweise durch Suszeptibilitäts-sprünge hervorgerufen wurden, verwendet man einen zweiten Datensatz mit entgegengesetzter Polarität des Auslesegradienten. Der Mittelwert der beiden Projektionen ist dann um diese lineare Abweichung korrigiert. Die Hadamard-Kodierung [DSD93] ist das schnellste



Verfahren, das mit diesem Prinzip funktioniert und mit nur vier Projektionen auskommt. Die typische Messzeit für die Aufnahme aller Projektionen liegt im Bereich von 20 – 40 ms.

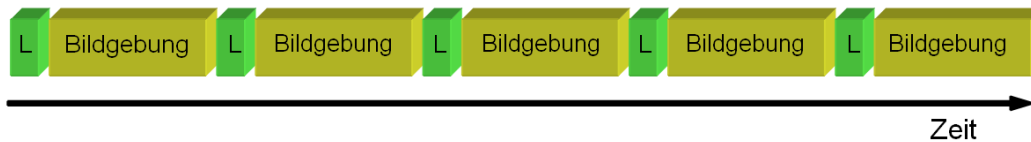


**Abb. 2.20:** Projektionsmessungen in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung mit einer Mikrosolenoidspule an der Spitze eines Katheters ( 6 Windungen mit einem Durchmesser von 1.8 mm). In (a) ist die koronare Projektion abgebildet bei einen FOV von 500 mm mit einer Auflösung von  $1,95 \frac{\text{mm}}{\text{pixel}}$ , (b) die sagittale und (c) die transversale Projektion.

## 2.5.2 Bildgebung in der interventionellen MRT

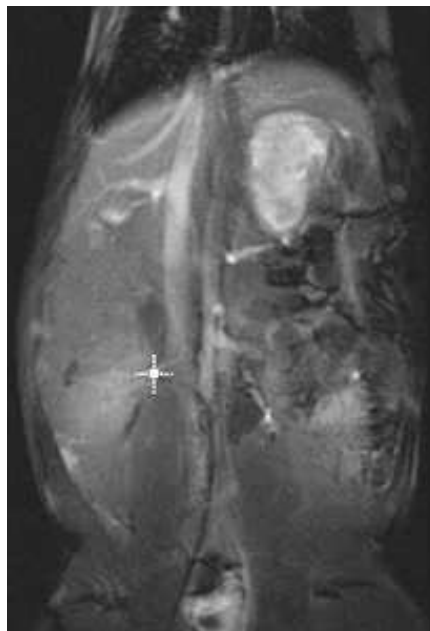
Die Standardbildgebungstechnik in der interventionellen MRT besteht aus einer permanenten Wiederholung einer schnellen Lokalisierungssequenz (die im vorigen Kap. 2.5.1 besprochenen Projektionssequenzen) gefolgt von einer MR-Bildgebungssequenz (s. Abb. 2.21). Die Positionsinformation des Instruments (z.B. Katheter [BVZ<sup>+</sup>04] oder Interventionsnadel [ZZV<sup>+</sup>04])

kann dazu genutzt werden, das Instrument im MR-Bild zu visualisieren, die Position der Meßschicht an die Position des Instruments anzupassen oder eine Kombination von beiden zu nutzen. Diese Kombination aus aktiver Instrumentenverfolgung und Instrumentenvisualisierung ist für kardiovaskuläre Eingriffe besonders geeignet, da der Operateur sich so vollständig auf die Führung des Instrumentes konzentrieren kann. Als Bildgebungssequenz werden bevorzugt



**Abb. 2.21:** Die Bildgebungssequenz in der interventionellen MR besteht in der Regel aus einem Lokalisationsblock, in dem das Instrument lokalisiert wird und einem Bildgebungsteil, der für die Dauer der Intervention permanent wiederholt wird.

FLASH oder trueFISP (Kap. 2.4) verwendet, welche eine schnelle Bildakquisition bei gutem Signal-Rausch-Verhältnis bieten. In Abb. 2.22 ist beispielhaft eine trueFISP-Aufnahme aus einer MR-geführten Intervention in die rechte Nierenarterie gezeigt. Das weiße Kreuz markiert die Spitze des Katheters.



**Abb. 2.22:** Navigation in die rechte Niere. Man erkennt in dieser trueFISP-Aufnahme den Verlauf des Katheters in der Aorta durch die Signalauslöschung. Die Spitze des Katheters ist durch ein Kreuz markiert.

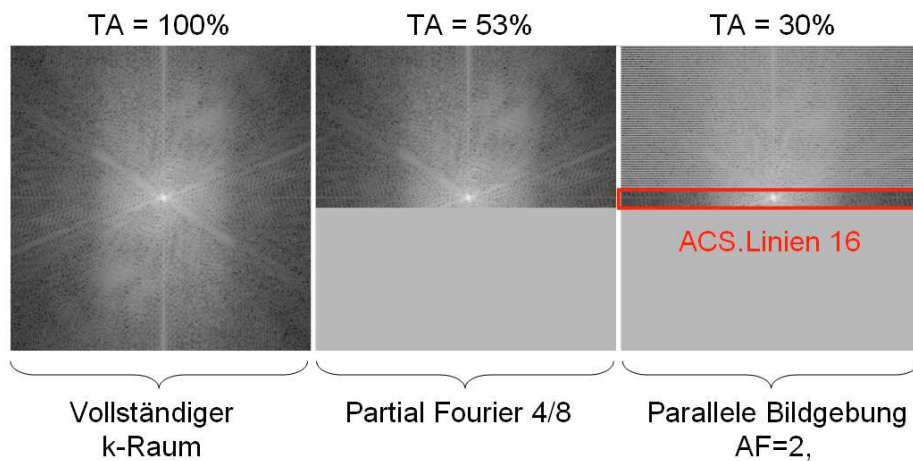
## 3 Material und Methoden

Das Ziel dieser Arbeit war es, minimal invasive Eingriffe unter MR-Kontrolle so zu beschleunigen, dass stark bewegte Organe, wie das Herz, und schnell bewegte Interventionsinstrumente adäquat dargestellt werden können. Eine adäquate Darstellung ist diejenige, bei der Auflösung, Bildwiederholrate, Bildkontrast, Artefaktverhalten, Instrumentenlokalisierung, Lokalisationssicherheit aber auch mögliche Gefährdungen wie HF-Erhitzung dem Zielorgan so angepasst sind, dass eine Intervention sicher durchgeführt werden kann. Dieses Kapitel ist dazu in 4 Abschnitte unterteilt:

- Beschleunigung der Bildakquisition: Es wurden die parallelen Bildgebungstechniken SENSE und GRAPPA für die Anwendung in der interventionellen Magnetresonanztomographie implementiert und adaptiert.
- Dynamische Spulenselektion: Zur Verbesserung der Signal- und Artefakteigenschaften und zur Reduktion der Bildrekonstruktionszeit wurde ein dynamischer Spulenselektionsalgorithmus entwickelt, welcher nur die Signale der für die Rekonstruktion geeignetsten Spulen an den Rekonstruktionsprozess weiterleitet.
- Hardwarekomponenten: Mit dem Ziel der Verbesserung des Kathetersignals, der Vermeidung von Wirbelstromartefakten (verursacht durch metallische Abstimmkomponenten im Meßfeld) und die Reduktion von HF-Strömen, die zur Erhitzung des die Signalleitung umgebenden Gewebes führen.
- Projektionstechnik: Maßnahmen zur Erhöhung der Lokalisationssicherheit der Detektionsspulen (z.B. an der Spitze des Katheters) aufgrund des permanenten Wechsels zwischen Bildakquisition und Lokalisation und der magnetischen Sensitivität der Signalleitung.

### 3.1 Beschleunigung der Bildakquisition

Die Beschleunigung der Bildakquisition wurde in dieser Arbeit durch die Kombination von paralleler Bildgebung (Absch. 2.3.1, 2.3.2) und Partial Fourier (Absch. 2.2.6) erreicht. Dazu wurden beide Techniken in eine interventionelle MR-Sequenz implementiert. In Abb. 3.1 sind exemplarisch die einzelnen Reduktionsschritte im k-Raum dargestellt. Das linke Bild zeigt



**Abb. 3.1:** Meßzeitreduktion durch Partial Fourier und parallele Bildgebung.

den vollständig akquirierten k-Raum mit einer Bildmatrix von  $256 \times 256$ . Im mittleren Bild ist der reduzierte Datensatz einer  $4/8$  Partial-Fourier-Akquisition mit vollständig akquiriertem k-Raumzentrum abgebildet, welches zur Korrektur der globalen Phase aber auch für die Spulensensitivitäten genutzt wird. Dieses k-Raumzentrum wird ebenfalls bei der parallelen Bildgebung vollständig gemessen (rechtes Bild), man nennt diese Linien ACS (*auto calibration signal*)-Linien. Sie werden beim GRAPPA-Algorithmus (s. Absch. 2.3.2) zur Berechnung der Wichtungsfaktoren und beim SENSE-Algorithmus (s. Absch. 2.3.1) zur intrinsischen Bestimmung der Spulensensitivitäten benötigt. Der obere Teil des k-Raums (im rechten Bild in Abb. 3.1) ist mit dem Beschleunigungsfaktor 2 als doppeltem  $\Delta k$  abgetastet.

Die zur Nutzung dieser beiden Strategien notwendigen Sequenzänderungen wurden in die Siemens-Software IDEA (*Integrated Development Environment for Applications*) integriert. Die in dieser Arbeit zur Rekonstruktion der reduzierten k-Räume verwendeten Algorithmen SENSE und GRAPPA wurden in die Siemens-Rekonstruktionssoftware ICE (*Image Calculation Environment*) zweier MRT-Systeme integriert.

## 3.2 Dynamische Spulenselektion

Der in dieser Arbeit entwickelte dynamische Selektionsalgorithmus [MUL<sup>+</sup>06b] hat die Aufgabe, die Spulenkonfiguration während eines interventionellen Eingriffs an die aktuelle Schichtposition und Schichtorientierung anzupassen. Die Ziele sind:

- Gewährleistung der Echtzeitfähigkeit der Rekonstruktion, durch die Limitation der Rekonstruktionskanäle und die damit verbundene Steigerung der Rekonstruktionsgeschwindigkeit.
- Auswahl der Spulen, die das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)<sup>1</sup> in der aktuell gewählten Schicht hauptsächlich bestimmen.
- Ausschluß der Spulen, die die Artefakte (SAR)<sup>2</sup> des rekonstruierten Bild deutlich erhöhen.

Beide Faktoren, sowohl SNR als auch Artefaktintensität, sind abhängig vom Sensitivitätsprofil und der Positionierung der Arrayspule zum Messobjekt. Um die Auswahl möglichst einfach zu gestalten, werden zunächst alle Spulen in Klassen eingeordnet. Dabei sind die Klassifikationskriterien die relative Signalintensität und der Abstand des Signalschwerpunktes der Spule zur Position der gewählten Meßschicht. Beide Parameter, relative Signalintensität und Signalschwerpunkt, werden aus einer Voraufnahme (*pre scan*) ermittelt, in der für jede Spule  $n$  ein 3D-Datensatz  $S_n(x, y, z)$  über dem gesamten Messbereich des Tomographen akquiriert wird.

Die Voraufnahme, aus welcher die Entscheidungsparameter "relative Signalintensität" und "Signalschwerpunkt" berechnet werden, muß zwei Voraussetzungen erfüllen:

- Sie muß den 3D-Datensatz in wenigen Sekunden über das komplette Meßvolumen des Tomographen akquirieren, und
- der Bildkontrast sollte allein durch die Spindichte bestimmt sein, damit keine weiteren Objekteigenschaften ( $T1$ - oder  $T2$ -Kontrast) die Parameter, relative Signalintensitäten und Signalschwerpunkte, beeinflussen.

---

<sup>1</sup>signal-to-noise ratio

<sup>2</sup>signal-to-artefact ratio

Um diese Bedingungen zu erfüllen, wurde für die Voraufnahme eine 2D-FLASH-Sequenz mit verschachtelter Aufnahme der Einzelbilder *slice interleaved* verwendet. Hierbei wird die Zeit TR zwischen der Aufnahme zweier k-Raumzeilen einer Schicht dazu genutzt, mehrere parallel verschobene Schichten anzuregen und auszulesen. Der Vorteil dieser Technik ist, dass sich die Aufnahmezeit der Mehrschichtakquisition mit langem TR gegenüber einer sequentiellen Akquisition deutlich reduzieren lässt. Dicke, Abstand und FOV der Schichten wurden so festgelegt, dass das gesamte Meßvolumen durch einen isotropen Datensatz mit 7,8 mm Auflösung abgebildet wird. Für die Voraufnahme wurden die in Tab. 3.1 beschriebenen Sequenzparameter gewählt.

FOV	500 mm × 500 mm
Matrix	64 × 64
Schichten	64
Schichtdicke	7,8 mm
TR	220 ms
TE	1,64 ms
Flipwinkel $\alpha$	25°
Bandbreite	814 Hz/pixel
Voxelgröße	8,8 mm <sup>3</sup>

**Tab. 3.1:** Sequenzparameter der Voraufnahme für den spindichtegewichteten, isotropen Datensatz des gesamten Meßvolumens des Tomographen

### 3.2.1 Relative Signalintensität

Um die Empfindlichkeit der Spulen vergleichen zu können, wird die relative Signalintensität der Spulen global bestimmt. Im ersten Schritt wird die globale Signalintensität  $\bar{S}_n$  für jede Spule aus dem 3D-Datensatz  $S_n(x, y, z)$  der Voraufnahme berechnet:

$$\bar{S}_n = \int_V |S_n(x, y, z)| dV. \quad (3.1)$$

und im zweiten Schritt werden die globale Signalintensität  $\overline{S}_n$  auf die maximale Signalintensität normiert:

$$S_n = \frac{\overline{S}_n}{\max(\overline{S}_n)} \quad (3.2)$$

Die so erhaltene relative Signalintensität  $S_n$  ist ein Maß für die relative Empfindlichkeit der jeweiligen Spule, d.h. Spulen mit hoher relativer Empfindlichkeit tragen bei gleichem Abstand mehr zum Signal in einer Schicht bei. So kann im Zweifelsfall eine vom Abstand her gleichwertige Spule einer mit geringerer relativer Empfindlichkeit vorgezogen werden.

### 3.2.2 Signalschwerpunkt

Der zweite Klassifikationsparameter ist die Position, an der die Spule ihre größte Empfindlichkeit besitzt. Diese Position ist durch eine Messung während der Bildgebung nicht direkt zugänglich, da nur an den Positionen eine Aussage über die Empfindlichkeit der Spule getroffen werden kann, an der sich auch ein Meßobjekt befindet.

Als Surrogatparameter<sup>3</sup> wird aus dem 3D-Datensatz  $S_n(x, y, z)$  ein gewichteter Sensitivitätsschwerpunkt  $\vec{r}_{CM}^n$  bestimmt. Die  $x$ -Komponente dieser Koordinate berechnet sich wie folgt:

$$x_{CM}^n = \frac{\int [P_n(x)]^w x dx}{\int [P_n(x)]^w dx} \quad (3.3)$$

wobei  $P_n(x)$  die Projektion des Spulensignals  $n$  aus dem 3D-Bild  $S_n(x, y, z)$  ist:

$$P_n(x) = \iint |S_n(x, y, z)| dy dz \quad (3.4)$$

Die  $y_{CM}^n$  und  $z_{CM}^n$  Koordinaten werden durch zyklisches Vertauschen von  $x, y, z$  in Gl. 3.3 und 3.4 berechnet. Mit Hilfe des Koeffizienten  $w$  ist es möglich, Bereiche höherer Sensitivität stärker zu wichten und somit den Sensitivitätsschwerpunkt einer Spule ihrer physischen Position anzunähern. Für  $w = 1$  entspricht die Gl. 3.3 der aus der klassischen Mechanik bekannten mathematischen Beschreibung des Masseschwerpunktes.

---

<sup>3</sup>Ersatzparameter

### 3.2.3 Das Entscheidungskriterium der dynamischen Spulenselektion

Der Entscheidung, welche der Spulen zur Bildgebung verwendet werden, erfolgt während der Messung. Dabei werden aus einer Anzahl von Spulen diejenigen ausgewählt, die das Signal der aktuellen Meßschicht (bestimmt durch deren Position und Orientierung) mit hohem SNR detektieren. Im Allgemeinen sind das diejenigen Spulen, die der Meßschicht am nächsten sind (Absch. 2.2.2). Da der sensitive Detektionsbereich einer Spule zusätzlich vom Meßobjekt und der Orientierung zum Meßobjekt abhängig ist, erfolgt die Bewertung nach zwei Kriterien:

- Distanz  $D$  zwischen der Position des aktuellen FOV und dem Signalschwerpunkt der Spule (s. Absch. 3.2.2), und
- relative Signalintensität der Spule (s. Absch. 3.2.1)

Um bei der Selektion ein einfaches Entscheidungskriterium zu haben, werden die Spulen in fünf Klassen vorsortiert (Tab. 3.2), dabei ist das Ziel dieser Klassifikation, die Spule nach ihrer Qualität zu sortieren. Der Begriff der Qualität bezieht sich dabei auf die Art des Signalbeitrags, der durch die Spule im rekonstruierten Bild zu erwarten ist. Welcher Qualitätsklasse eine Spule angehört, ist dabei abhängig von der Distanz  $D$  und der relativen Signalintensität der Spule. Das Distanzkriterium ist in drei Untergruppen gegliedert:

nah:	$D < \frac{1}{2}FOV$
mittel:	$\frac{1}{2}FOV \leq D < FOV$
weit:	$FOV \leq D$

und die relative Signalintensität in zwei Untergruppen:

hoch:	$> 30\%$ der Maximalintensität
niedrig:	$\leq 30\%$ der Maximalintensität

Diese Vorsortierung in Klassen hat zur Folge, dass die Besetzungszahl der einzelnen Klassen je nach Schichtposition schwankt, was somit bei der Rekonstruktion des Bildes aus z.B. den Spulen der besten Klasse zu einem schwankenden Bildkontrast führt. Der Algorithmus wurde daher so konzipiert, dass stets eine feste Anzahl  $N$  von Spulen dem Rekonstruktionsprozesses



$D \setminus S$	hoch	niedrig
nah	1	3
mittel	2	4
weit	3	5

**Tab. 3.2:** Klassifikationsschema der Spulen. Die Wertigkeit einer Spule wird durch die Zahl der Klasse ausgedrückt: (1 sehr geeignet, 2 geeignet, 3 genügend, 4 befriedigend, 5 ungenügend). Die Spalten kennzeichnen die relative Signalintensität  $S$  und die Zeilen die Distanz  $D$  zwischen Signalschwerpunkt und dem Zentrum des aktuellen FOV.

zugewiesen wird, wobei ausgehend von der Klassenstruktur die am besten geeigneten Spulen (beginnend mit Klasse 1) zur Rekonstruktion verwendet werden.

Die dynamische Spulenselektion wurde in die Standardrekonstruktionssoftware ICE (*Image Calculation Environment*, Siemens, Erlangen) des Tomographen integriert. Der Algorithmus selektiert daher nicht über dynamische Schalter eine Spule, sondern die Signale aller angeschlossenen Spulen werden zuerst digitalisiert und im Anschluss während des Rekonstruktionsprozess selektiert.

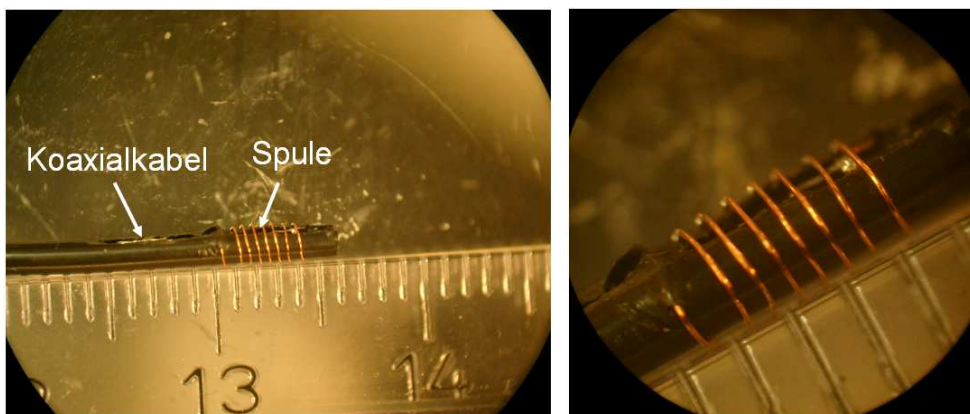
Da eine primäre Forderung der interventionellen MRT die Echtzeitfähigkeit der Rekonstruktion ist, wurde im Vorfeld die Anzahl der Spulen bestimmt, bei der (abhängig von den gewählten Sequenzparametern) eine Bildrekonstruktion in Echtzeit möglich ist.

### 3.3 Aktiver Katheter

Um Katheter sicher und zielgenau in Blutgefäße und Organe (z.B. das Herz) navigieren zu können, war es notwendig, bestehende Konzepte [Züh03] aktiver Katheter (d.h. Katheter mit kleinen Empfangsspulen Absch. 2.5.1) von der Signalleitung der Mikrospeule an der Spitze des Katheters bis zum Signaleingang des Tomographen neu zu entwerfen. Bei der Neukonzeption der Signalleitung waren drei Ziele von Bedeutung:

- Reduktion der Signalverluste bei gleichzeitiger Verlängerung des Katheters
- Vermeidung von metallischen und elektronischen Komponenten im Meßfeld des Tomographen, um HF-Störungen und Wirbelstromartefakte durch die Gradientenfelder zu verhindern
- Reduktion der HF-Erwärmung, die durch HF-Gleichtaktströme auf der Signalleitung im Katheter hervorgerufen werden

Die 1,2 m langen Katheter, die in dieser Arbeit verwendet wurden, sind aus zweilumigem  $5 F^4$  ( $\sim 1,7$  mm) Katheterrohmaterial (Cook Pursuit, Bloomington, USA) gefertigt. Der Aufbau eines handgefertigten Katheters ist in Abb. 3.2 zu sehen. Die Solenoidspule (7 Windungen) an der Spitze wurde aus lackiertem Kupferdraht  $\varnothing = 200 \mu\text{m}$  gefertigt. Die



**Abb. 3.2:** Aktiver Katheter mit Solenoidspule an der Spitze (links) vor der mechanischen Fixierung und elektrischen Isolierung mit Flüssigkunststoff. (rechts): Eine Vergrößerung der Spitze. Zum Vergleich befindet sich neben dem Katheter ein Lineal mit Millimeterskalierung.

---

<sup>4</sup> $1 F = 1/3$  mm

Signalleitung zum Ende des Katheters erfolgte mit einem Mikrokoaxialkabel ( $\varnothing = 300 \mu\text{m}$ , Dämpfung  $1,6 \frac{\text{dB}}{\text{m}}$  bei 64 MHz, Axon Cable GmbH, Leonberg), welches in das kleinere Lumen ( $\varnothing = 300 \mu\text{m}$ ) des Katheters eingezogen wurde.

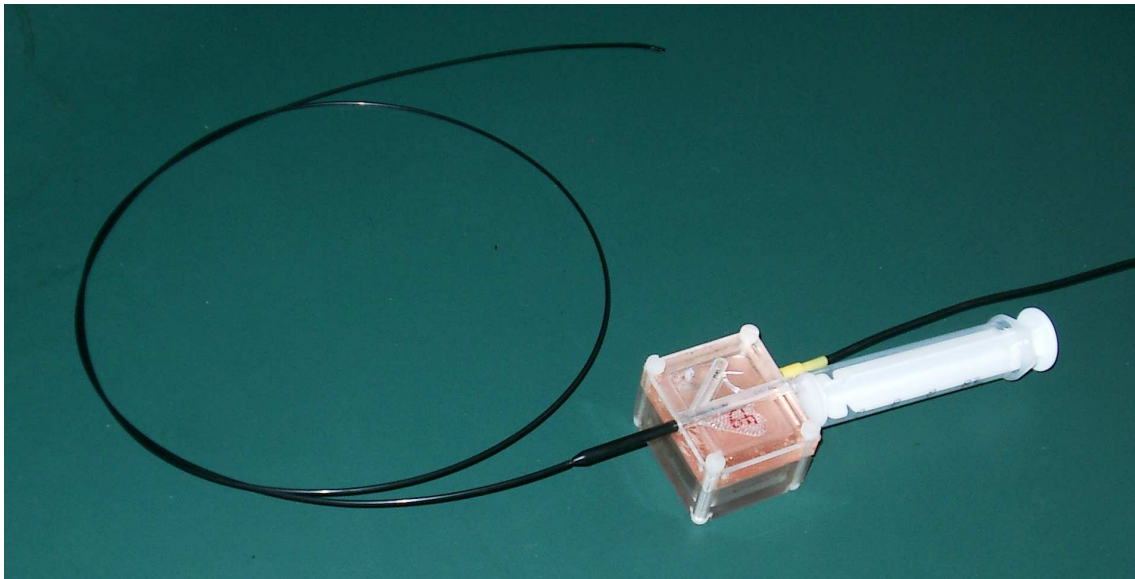
Im letzten Schritt wurde die Spule mit Flüssigkunststoff (Faust, GPM Consulting GmbH) überzogen, um die gelöteten Verbindungsstellen elektrisch zu isolieren und die Spule mechanisch zu fixieren.

### 3.3.1 Signalkette

Für die Reduktion der Signalverluste wurde eine Verstärkereinheit konzipiert mit dem Ziel, das Signal der Mikrosolenoidspule möglichst katheternah zu verstärken. Die Lösung, die im Rahmen dieser Arbeit entwickelt wurde, besteht aus einer Verstärkereinheit und einer Mantelwellensperre (MWS) [Tis39], welche direkt mit dem Katheterschaft verbunden ist. Abbildung 3.3 zeigt den Aufbau eines solchen Interventionskatheters, bei dem Katheter und Verstärker eine Einheit bilden. In das Verstärkergehäuse ist der Katheterschaft so integriert, dass der Zugang des Hauptlumens weiter nutzbar ist. Das Gehäuse wurde vollständig aus Polymethylmethacrylat (PMMA) gefertigt und hat Außenmaße von  $52 \text{ mm} \times 45 \text{ mm} \times 35 \text{ mm}$ . Da während der Intervention sich die Verstärkereinheit beim Operateur am Ende des Patiententunnels (also außerhalb des Meßfelds) befindet, wurde die Verstärkung des Kathetersignals so gewählt, dass die Signalleitung außerhalb des Tomographen geführt werden kann. Durch diesen Aufbau ist es möglich (solange sich keine weiteren metallischen Teile im Meßfeld befinden), die Wirbelstromartefakte zu beseitigen. Insbesondere bei der beabsichtigten Anwendung der trueFISP-Sequenz, die gegenüber Feldstörungen besonders empfindlich ist, werden Bandartefakte (s. Abschn. 2.4.2) im zentralen Bereich des Meßfeldes so fast vollständig vermieden.

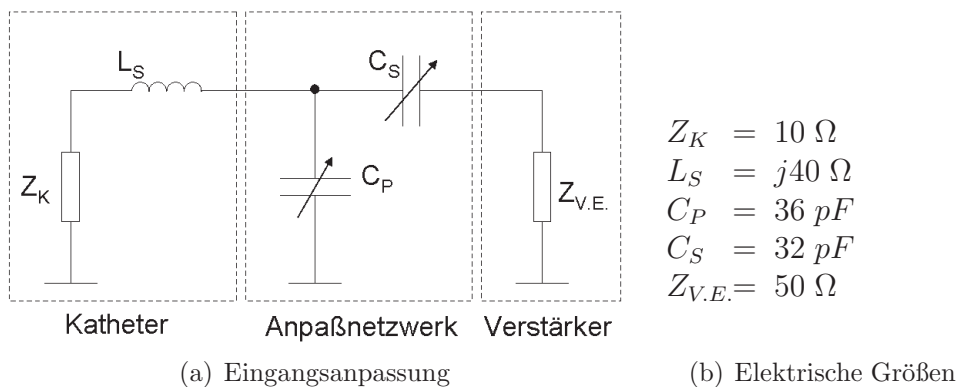
### 3.3.2 Signalverstärkung

Zur Verstärkung der nahe der physikalischen Rauschgrenze (einige Mikrovolt) befindlichen Signale der Katheterspule wurde ein Verstärker (BGA16, Infineon) verwendet. Aufgrund der



**Abb. 3.3:** Verstärkereinheit mit Katheter. Das Design wurde so ausgelegt, dass sowohl die elektrische als auch die mechanische Funktionalität während einer Intervention gegeben ist.

reellen Eingangsimpedanz des Verstärkers von etwa  $50 \Omega$  war es nötig, die Ausgangsimpedanz des Katheters (z.B.  $10 + j40\Omega$ ) mit Hilfe eines Anpassnetzwerkes (Abb. 3.4) so zu transformieren, dass der Verstärker leistungsangepaßt arbeitet. Für die beiden Kondensatoren  $C_S$



**Abb. 3.4:** Netzwerk zur Leistungsanpassung. Die komplexe Ausgangsimpedanz des Katheters  $Z_K$  wird durch die Serieninduktivität  $L_S$ , die Parallelkapazität  $C_P$  und die Serienkapazität  $C_S$  so an die Eingangsimpedanz  $Z_{V,E}$  des Verstärkers angepaßt, dass das Signal maximal verstärkt wird.

und  $C_P$  wurden Drehkondensatoren verwendet, um verschiedene Katheter mit dem Verstärker betreiben zu können. Die Verstärkung bei optimaler Leistungsanpassung betrug 20 dB, wobei das SNR-Verhältnis um 2 dB reduziert wurde. Die Einheit aktiver Katheter und Ver-

stärker wurde so ausgelegt, dass keine Steckverbindung benötigt wurde, was zum einen die elektrische Sicherheit erhöht und zum anderen zusätzliche Rauschquellen vermeidet.

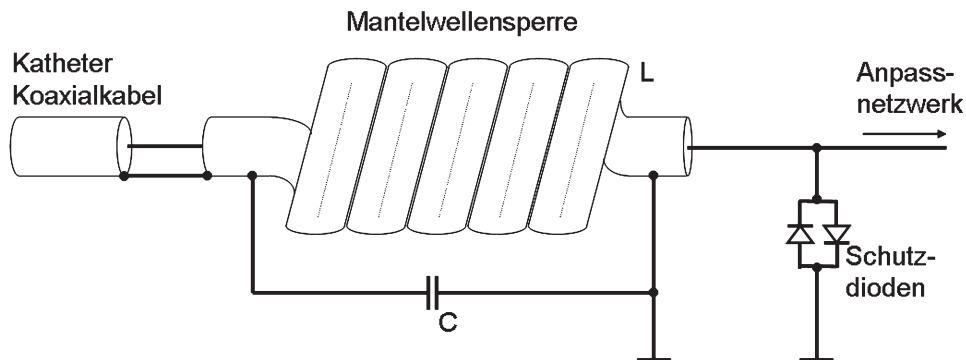
### 3.3.3 Schutz des Verstärkers

Dem Schutz des Verstärkers mußte in dieser Arbeit besondere Aufmerksamkeit gewidmet werden, da der Unterschied zwischen der Sende- und der Empfangsleistung (Kernspinsignal), für die der Verstärker ausgelegt sein muß, bis zu sechs Größenordnungen beträgt. Für den Verstärker ergeben sich damit im Sendefall zwei Gefährdungen:

- Das Koaxialkabel im Inneren des Katheters ist eine lineare Leiterstruktur, was im Sendefall dazu führt, dass es bei ungünstiger geometrischer Lage (z.B. in Nähe der HF-Körperspule) zu einer sehr starken Kopplung zwischen dem  $E$ -Feld der HF-Körperspule und dem Koaxialkabel kommt. Der dabei induzierte Strom führt zu hohen Potentialdifferenzen, die auf der Verstärkerseite zu Überschlügen führen und auf der Seite der Katheterspitze Verschiebungsströme hervorrufen, die das umliegende Gewebe erhitzen.
- Durch die direkte Einkopplung des Sendefeldes in die Empfangsspule entstehen hohe Signalströme, die das induzierte MR-Signal um ein Vielfaches übersteigen können.

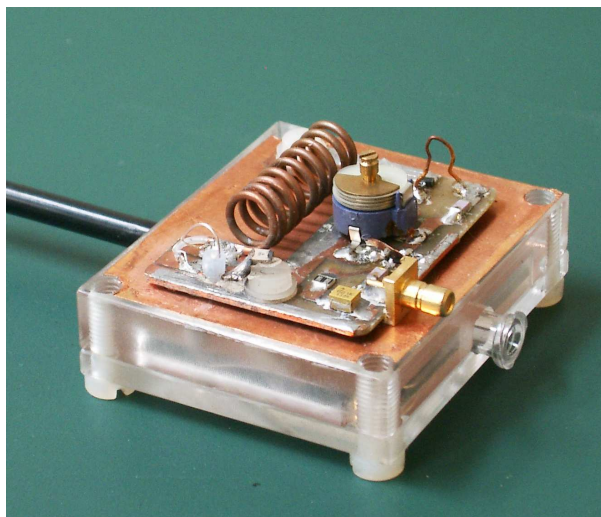
Bedingt durch die Art der Gefährdungen wurden zwei Schutzmaßnahmen in die Verstärkereinheit integriert. Als erste Maßnahme wurde zwischen Koaxialkabel und Anpassnetzwerk eine Mantelwellensperre [Tis39] eingebaut. Bei einer Mantelwellensperre (MWS) handelt es sich um einen Sperrkreis, dessen Induktivität aus dem Koaxialkabel selbst gewickelt wird (s. Abb. 3.5). Dies führt dazu, dass Ströme, die auf der Außenseite des Mantels fließen, durch den induktiven Widerstand der MWS reduziert werden, während die HF-Signalausbreitung im Innern des Kabels unbeeinflusst bleibt [ZUV<sup>+</sup>02].

Die in dieser Arbeit gefertigten MWS bestehen aus Semi-Rigid-Kabel ( $\varnothing = 830 \mu\text{m}$ ,  $50 \Omega$  Flohmarkt Weinheim 1990, Stand 217-A, 1 m=20 DM, Händler: Heroin-Ede :-)) mit 9 Windungen und einem hochspannungsfesten Parallelkondensator ( $C=56 \text{ pF}$ , ATC 100B, San Diego, CA). Mit Hilfe dieser MWS konnten die Ströme auf der Außenseite des Koaxialkabels, welche durch das  $E$ -Feld der Sendespule hervorgerufen werden, um  $> 20 \text{ dB}$  vermindert



**Abb. 3.5:** Schaltskizze der Schutzschaltung mit Mantelwellensperre und Schutzdioden. Das erste Element am Ende des Koaxialkabels ist eine resonant abgestimmte Mantelwellensperre zur Unterdrückung der Gleichtaktströme, gefolgt von zwei antiparallel geschalteten Schutzdioden, um Spannungsspitzen vor dem Anpassnetzwerk kurzzuschließen.

werden. Als zweite Schutzmaßnahme wurden vor dem Verstärker zwei antiparallel geschaltete Schutzdioden (BAV99, Infineon) angebracht (s. Abb. 3.5). Die Dioden wirken aufgrund ihrer spannungsabhängigen Impedanz wie Schwellwertschalter, d.h. bei hoher Spannung sinkt ihre Impedanz so stark ab, dass ein Kurzschluß entsteht. Für niedrige Spannungspegel (z.B. MR-Signal) sind die Dioden jedoch hochohmig und beeinflussen das Signal nicht. Die Komponenten zum Schutz, zur Anpassung und zur Verstärkung wurden in die Verstärkereinheit integriert (Abb. 3.6).



**Abb. 3.6:** Verstärkereinheit mit Schutzvorrichtung. Die Anordnung der Bauteile ist so kompakt konzipiert, dass die Schaltung (s. Anhang 7.1) innerhalb der Verstärkerbox Platz findet.

## 3.4 Aktive, segmentierbare HF-Leitung

Da die in den Katheter integrierte Koaxialleitung für den Patienten eine Gefährdung darstellt, wurde im Rahmen dieser Arbeit das Konzept des aktive segmentierbaren Wellenleiters entwickelt. Die aktive segmentierbare HF-Leitung ist entwickelt worden, um die hohe Gefährdung durch induzierte HF-Ströme auf der Außenseite [NOR<sup>+</sup>01], [OD02] der Kabel im Sendefall des Tomographen zu vermeiden. Gleichzeitig soll die Transmissionseigenschaft der HF-Leitung im Empfangsfall gegenüber einer konventionellen HF-Leitung beibehalten werden. Mehrere Ansätze zur Reduktion von HF-Erwärmung sind bisher publiziert worden:

- Die Signalleitung kann durch mehrere resonant abgestimmte Mantelwellensperren (Absch. 3.3.3) unterbrochen werden. Der Abstand, in dem die MWS dabei in die Signalleitung integriert werden, ist vom umgebenden Medium abhängig und sollte kleiner als ein Viertel der Wellenlänge des Mediums sein [LQ00],[ZUV<sup>+</sup>02]. Ein Nachteil dieser Methode ist, dass die HF-Ströme zwar an den MWS verringert werden, aber gleichzeitig an diesen Stellen hohe Potentiale entstehen, die wiederum eine Patientengefährdung hervorrufen können.
- Die Signalleitung kann durch Trenntransformatoren unterbrochen werden. Dabei wird der auf der Außenseite des Mantels induzierte HF-Strom (auch als Gleichtaktstrom bezeichnet) durch den hohen Übergangswiderstand (kapazitive Kopplung) zwischen Primär- und Sekundärwicklung des Transformators reduziert. Das eigentliche HF-Signal, welches auch als Gegentaktsignal bezeichnet wird, erzeugt in der Primärwicklung ein Magnetfeld und hat somit eine induktive Kopplung zur Sekundärseite [WVS<sup>+</sup>05b]. Wie von Weiss [WVS<sup>+</sup>05a] gezeigt wurde, kann mit dieser Technik die HF-Erwärmung deutlich reduziert werden, ohne die Signalübertragung zu beeinträchtigen. Um eine gute Transmission zu erreichen, müssen die Transformatoren resonant abgestimmt werden, was mit einem erhöhten technischen Aufwand verbunden ist. Diese Resonanzbedingung schließt aus, dass die Leitung für Signale anderer Frequenzen genutzt werden kann.
- Ein völlig anderer Ansatz wird mit optischen Verfahren verfolgt, die keine elektrisch leitenden Komponenten enthalten und somit Erwärmung vermeiden. Wie in unserer

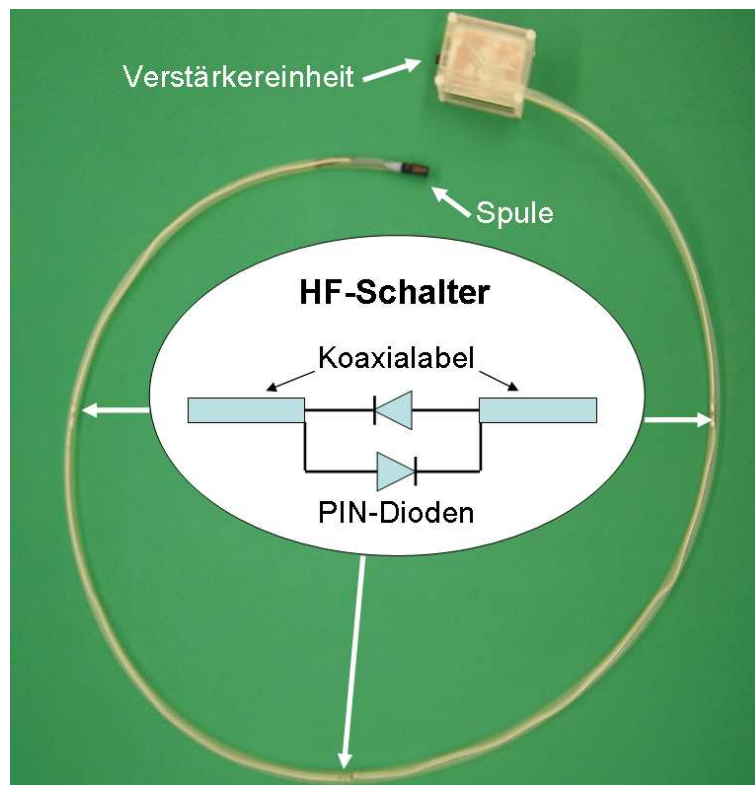
Arbeitsgruppe [BUS<sup>+</sup>06] vorgestellt, kann mit Hilfe des Faraday-Effekts die lineare Ortsabhängigkeit der Gradientenfelder zur optischen Signalmodulation und somit zur Ortskodierung genutzt werden [Sik02],[Bre06]. Dieser neuentwickelte Ansatz setzt im Hinblick auf die nötige Miniaturisierung noch technologische Entwicklungen voraus, bis diese Technik zur Katheterlokalisierung genutzt werden kann.

In der vorliegenden Arbeit wird ein Konzept zur aktiven Segmentierung der Signalleitung durch HF-Schalter vorgestellt. Die HF-Leitung wird hierbei durch Schalter während des Empfangs zu einer durchgehenden Signalleitung verbunden und während der Sendephase des Tomographen in mehrere getrennte Segmente unterteilt. Die Länge der Segmente sollte dabei kleiner als  $\frac{\lambda}{4}$  (die HF-Wellenlänge im Gewebe,  $\lambda \sim 30$  cm) sein, um große Potentialdifferenzen zwischen den Segmenten und somit eine Erwärmung des umliegenden Gewebes zu vermeiden. Als Schalter werden PIN-Dioden verwendet, deren Schaltzustand vom Betriebsmodus abhängig ist:

- Bei Anlegen einer negativen Vorspannung (Sperrzustand) und im spannungslosen Zustand hat die Diode bei 64 MHz eine hohe Impedanz, die im Wesentlichen durch die Sperrkapazität bestimmt wird und somit von der Sperrgleichspannung abhängig ist.
- Wird ein positiver Gleichstrom in Durchlassrichtung getrieben, so wird die Diode für das HF-Signal niederohmig, was sowohl für die positive als auch für die negative Halbwelle des HF-Stromes gilt.

Zur Demonstration der Segmentierung mit PIN-Dioden wurde ein 1,2 m langer Katheter gefertigt, in dem eine aktiv segmentierbare HF-Leitung eingezogen wurde. Die vier Segmente des Koaxialkabels (Suhner K01152-07, Länge 0,3 m) wurden durch PIN-Dioden verbunden. Eine Diode verbindet dabei jeweils die Innenleiter und die andere die Außenleiter, wobei die Dioden entgegengesetzt geschaltet sind. Im Anhang (Abb. 7.2) ist die elektrische Schaltung dargestellt. Neben der aktiv segmentierten Signalleitung ist die Ansteuerung, die zum Betrieb des Prototypen am Tomographen nötig ist, dargestellt. Für die Umschaltung zwischen den Betriebszuständen (HF-Schalter offen und geschlossen) wurde die Tomographensoftware so modifiziert, dass im Sendefall (HF-Schalter offen) eine Spannung von  $-30$  V an die Signalleitung angelegt wird, welche die Dioden sperrt. Während der verbleibenden Zeit wird





**Abb. 3.7:** Prototyp des PIN-Dioden-Katheters, mit einer Länge von 1,2 m und vier Segmentierungsstellen. An der Spitze des Katheters ist eine Solenoidspule montiert und am Ende des Katheters ist die Ansteuerbox mit Verstärkereinheit abgebildet.

ein Strom von +100 mA in der Signalleitung getrieben, welcher die Dioden durchschaltet. Abbildung 3.7 zeigt den Prototypen des Pin-Dioden-Katheters. An der Spitze befindet sich eine Spule aus Kupferdraht (6 Windungen, 0,2 mm Drahtdurchmesser, 6 mm Länge und Spulendurchmesser 5,8 mm). Zur Ansteuerung des Katheters wurde eine Schaltbox mit Verstärker entwickelt, welche den HF- und Gleichstrompfad trennt und somit Segmentierung und HF-Signalleitung ermöglicht. Die dazu nötige Schaltung ist im Anhang (Abbildung 7.2) dargestellt. Um die Eigenschaften des PIN-Dioden-Katheters bewerten zu können, wurde ein identischer Katheter mit durchgehendem Koaxialkabel gefertigt. Als Ansteuerbox wurde eine im Absch. 3.3.2 beschriebene Verstärkereinheit mit integrierter Mantelwellensperre verwendet.

### 3.5 Lokalisation der aktiven Katheter

In diesem Abschnitt werden die Pulssequenzen im Detail erläutert, die zur Lokalisation der aktiven Katheter verwendet wurden. Hierbei werden Neuentwicklungen vorgestellt, die eine sichere und schnelle Detektion des Katheters während der interventionellen Bildgebung ermöglichen.

Das Prinzip der schnellen Katheterlokalisation (s. Absch. 2.5.1) besteht darin, drei Projektionsmessungen in den Raumrichtungen  $x$ ,  $y$  und  $z$  durchzuführen, die Messdaten in den Ortsraum zu transformieren und anschließend den Ort des Maximums zu bestimmen. Aufgrund des lokal begrenzten Sensitivitätsprofils der Mikrosolenoidspule entspricht dieser Ort der Position der Katheterspitze.

Dieses einfache Akquisitionsschema ist jedoch für die interventionelle MR-Bildgebung ungeeignet, da:

- die Lokalisation zwischen zwei Bildgebungssequenzen erfolgt. Dies hat besonders bei der trueFISP-Bildgebung zur Folge, dass zu der Zeit, in der die Lokalisation durchgeführt wird, sich ein Teil der Magnetisierung noch in der Transversalebene befindet und nicht zum Signal der Projektion beiträgt. Um genügend Longitudinalmagnetisierung für die Projektionsmessung verfügbar zu haben, wird deshalb am Ende der trueFISP-Sequenz die Magnetisierung mit einem  $-\frac{\alpha}{2}$ -Puls so in Longitudinalrichtung gespeichert, dass wieder genügend Longitudinalmagnetisierung zur Verfügung steht (das "Rückklappen" ist reziprok zum  $\frac{\alpha}{2}$ -Vorpräparationspuls, der zur Reduktion des Einschwingvorgangs bei der trueFISP-Bildgebung (Absch. 2.4.2) genutzt wird).
- das lokale Empfindlichkeitsprofil der Mikrosolenoidspule durch die Asymmetrie des Koaxialkabels ein starkes Hintergrundsignal hat. Dieses, dem Spulensignal überlagerte Störsignal, läßt sich durch gezielte Präparation der Magnetisierung mit sogenannten  $z$ -Dephasierern reduzieren.

### 3.5.1 $z$ -Dephasierer

Der  $z$ -Dephasierer bietet eine Möglichkeit, die Signale der Projektionsmessungen von unerwünschten Strukturen zu befreien [DWL02]. Dabei werden vor der Datenakquisition orthogonal zur Achse des Auslesegradienten Dephasiergradienten geschaltet. Da das Projektionssignal  $P(x)$  das Integral über alle Signale entlang der Projektionsrichtung ist

$$P(x) = \int_A \varrho_{x,y,z} dy dz , \quad (3.5)$$

bewirkt ein vorgeschalteter Dephasiergradient eine Phasenakkumulation (Dephasierung) in der Projektionsrichtung (o.B.d.A.  $y$ -Richtung):

$$P(x) = \int_A \varrho(x, y, z) e^{-i \frac{2\pi}{L_{deph}} y} dy dz \quad (3.6)$$

mit der Dephasierlänge

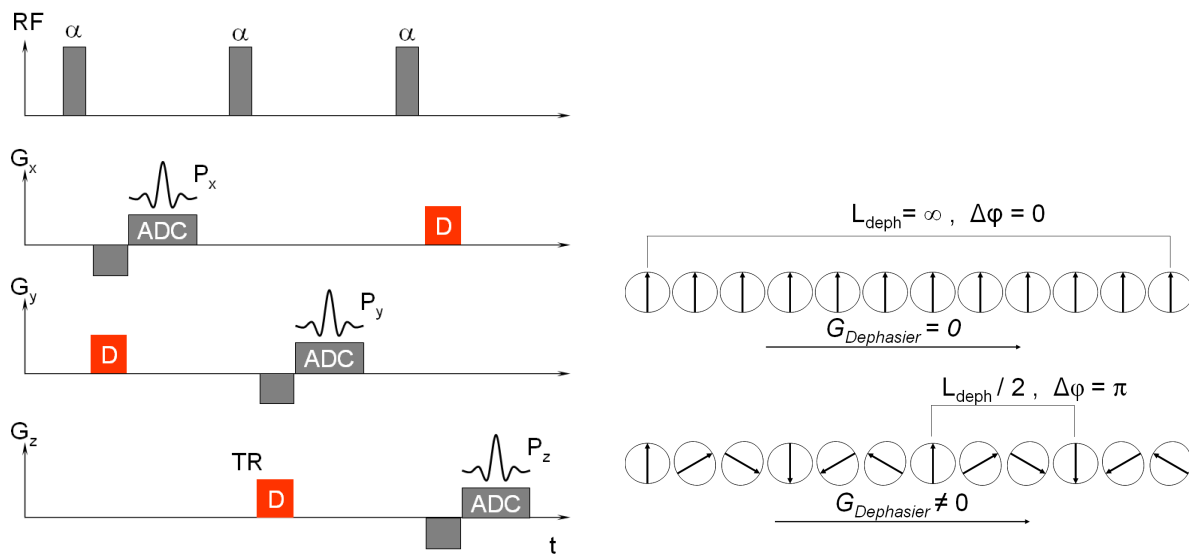
$$L_{deph} = \frac{2\pi}{\int_{\tau_{deph}} \gamma G_y(t) dt} . \quad (3.7)$$

Die Dephasierlänge ist die Länge in Projektionsrichtung, über die eine Phasenänderung von  $2\pi$  erreicht wird. Diese Dephasierung hat zur Folge, dass Strukturen, deren Größe der Dephasierlänge oder einem ganzzahligen Vielfachen entsprechen, völlig unterdrückt werden (s. Abb. 3.8).

Unter der Annahme, dass die Spindichte  $\varrho$  in  $y$ -Richtung über die Strecke  $L_{Struktur}$  konstant und sonst 0 ist, läßt sich Gleichung 3.6 zu

$$\begin{aligned} P(x) &= \int_Z \varrho(x, z) dz \cdot \int_0^{L_{Struktur}} e^{-i \frac{2\pi}{L_{deph}} y} dy \\ &= \int_Z \varrho(x, z) dz \cdot \frac{L_{deph}}{\pi} \sin \left( \frac{\pi L_{Struktur}}{L_{deph}} \right) \end{aligned} \quad (3.8)$$

vereinfachen. Die Formel zeigt, dass mit Hilfe eines zusätzlichen Dephasiergradienten die Signalamplituden ausgedehnter Strukturen entlang der Dephasierrichtung unterdrückt werden können. In Abb. 3.9 ist dieser Zusammenhang noch einmal als Funktion der durch die Strukturgröße normierten Dephasierlänge dargestellt. Mit Hilfe von  $z$ -Dephasierern lassen sich somit große Strukturen signifikant unterdrücken, während kleine Strukturen kaum be-



(a) Projektionsschema für drei Raumrichtungen mit Dephasiergradienten. Rot hervorgehoben sind die Dephasiergradienten, die mit den Read-Out Gradienten zyklisch vertauscht werden.

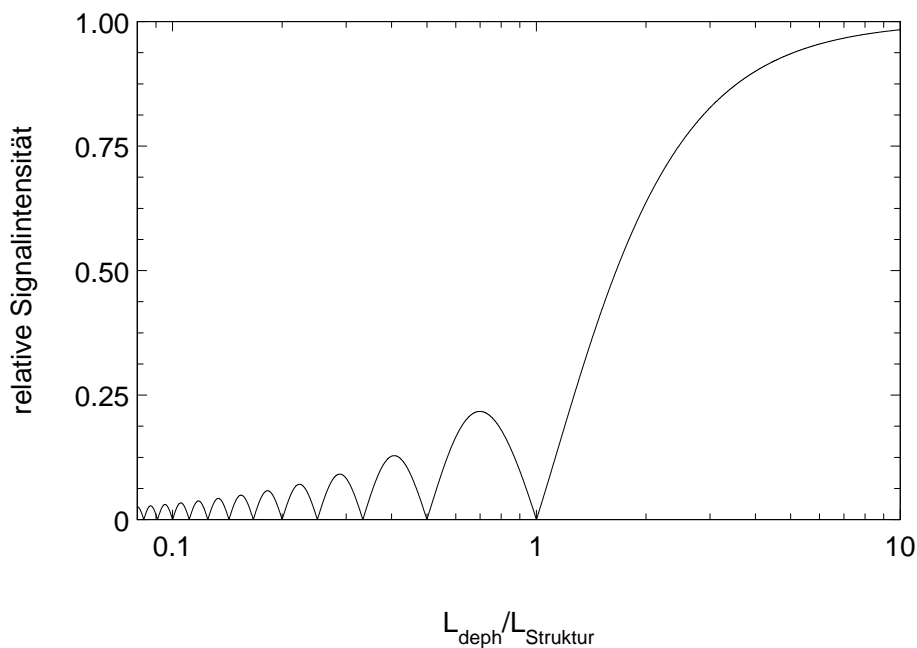
(b) Wirkung des Dephasiergradienten auf eine kohärente Magnetisierung. Oben ist der kohärente Zustand ohne Dephasiergradient und unten mit Dephasiergradient dargestellt.

**Abb. 3.8:** Trackingsequenz für drei Projektionen mit Dephasiergradienten

einflusst werden. Bei einer Projektionsmessung mit einem aktiven Katheter kann man somit ausgedehnte Signalquellen (z.B. Koaxialkabel) gegenüber lokal begrenzten Quellen (Mikrosolenoidspule) deutlich unterdrücken. Der Nachteil dieser Methode ist, dass die Dephasierung nur in eine Richtung wirkt: Wenn das Koaxialkabel orthogonal zur Projektions- und Dephasierrichtung ausgerichtet ist, führt die konstruktive Addition des Signals entlang des Katheters zu einem höheren Störbeitrag und marginalisiert das Signal der Mikrosolenoidspule. Um die daraus resultierende Fehldetektion zu vermeiden, wurde die Doppelprojektionstechnik entwickelt.

### 3.5.2 Doppelprojektion

Das Ziel der Doppelprojektion ist, die Signalunterdrückung der  $z$ -Dephasierer richtungsabhängig zu machen. Um dies zu erreichen, werden für jede Raumrichtung zwei Projektionen mit orthogonalen  $z$ -Dephasierern aufgenommen (z.B.  $P_y(x)$  und  $P_z(x)$ , der Index kennzeichnet die Dephasierrichtung). Die beiden Projektionen zeigen somit ein voneinander unabhängiges Hintergrundsignal. Ist die Spule kleiner als die Dephasierlänge, stimmen die



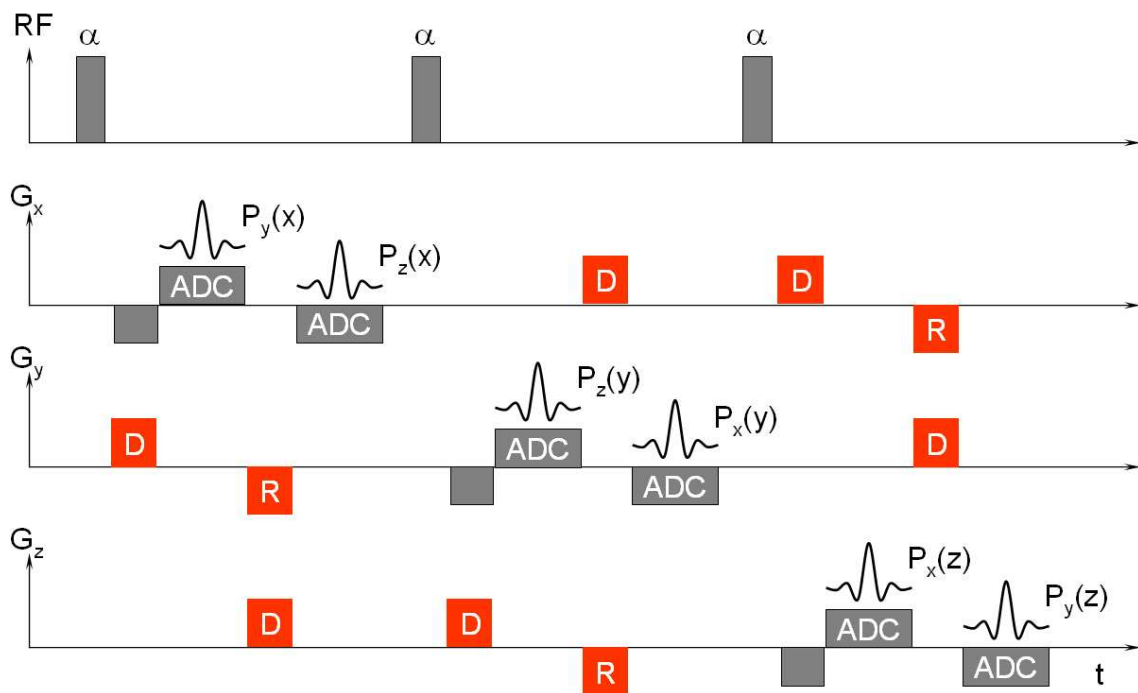
**Abb. 3.9:** Signalunterdrückung mit  $z$ -Dephasierern. Der Graph zeigt die Abhängigkeit der Signalamplitude von der gewählten Dephasierlänge, die auf die Strukturlänge  $L_{\text{Struktur}}$  (s. Gl. 3.8) genormt wurde.

beiden Projektionen nur an der Position der Mikrosolenoidspule überein. Multipliziert man die beiden Projektionen punktweise miteinander

$$P_D(x) = P_y(x) \cdot P_z(x) , \quad (3.9)$$

so erhält man im Bereich der Mikrospule eine Signalanhebung und eine Reduktion der Signalfanken, die durch das Koaxialkabel hervorgerufen werden, da die Hintergrundsignale keine Ähnlichkeit zueinander haben. Für die beiden Projektionsrichtungen  $P_D(y)$  und  $P_D(z)$  wird dieselbe Strategie angewendet.

Diese neue Projektionstechnik wurde in einer Doppelsequenz implementiert. Abbildung 3.10 zeigt das Akquisitionsschema, bei dem das zweite Echo dazu genutzt wird, dieselbe Projektionsrichtung mit orthogonaler Dephasierung ohne Neuanregung wieder aufzunehmen. Da das zweite Echo mit umgedrehtem Vorzeichen das Gradientenecho akquiriert, muß die zweite Projektion gespiegelt werden. Das vollständige Sequenzschema der Doppelprojektion ist wie eine FLASH-Sequenz aufgebaut.



**Abb. 3.10:** Akquisitionsschema einer Doppelprojektion in drei Raumrichtungen mit orthogonalen Dephasiergradienten. Rot hervorgehoben sind die Dephasiergradienten (D) und nachfolgenden Rephasiergradienten (R).

---

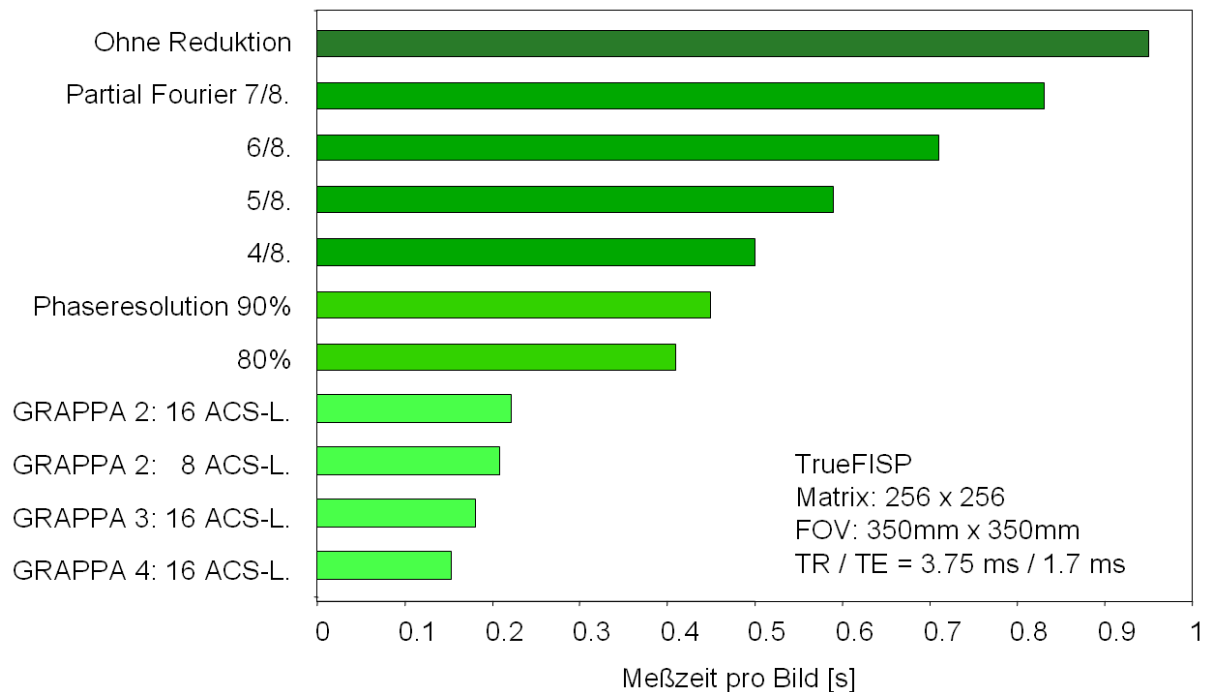
## 4 Messungen und Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden die Messungen und Ergebnisse zur Beschleunigung der Bildakquisition vorgestellt. Dabei wird das Hauptaugenmerk auf die Echtzeitfähigkeit der verwendeten Rekonstruktionsalgorithmen gerichtet, um sie später bei MR-geführten Interventionen einsetzen zu können, bei denen Bilder in Echtzeit zur Verfügung stehen müssen. Der zweite Schwerpunkt dieses Kapitels ist die dynamische Spulenselektion, wobei anhand von Beispielen die Funktionsweise des Algorithmus und dessen Anwendungsmöglichkeiten aufgezeigt werden.

Im dritten Teil werden die Ergebnisse der für die interventionelle MR neu entwickelten HF-Komponenten vorgestellt. Die Messergebnisse der Katheterlokalisierung mittels Doppelprojektion werden im vierten Kapitel gezeigt. Im letzten Abschnitt werden dann die Ergebnisse des Zusammenwirkens all dieser Entwicklungen an mehreren Tierversuchen demonstriert.

### 4.1 Beschleunigung der Bildakquisition

Für die Beschleunigung der Bildakquisition wurden zwei Techniken verwendet. Die erste Technik ist das sogenannte Partial Fourier (s. Abschn. 2.2.6), die zweite die parallele Bildgebung (Abschn. 2.3.1 und 2.3.2). Beide Beschleunigungsstrategien wurden in eine interventionelle Meßsequenz integriert. Am Beispiel der trueFISP-Sequenz ist in Abb. 4.1 dargestellt, wie die Meßzeit pro Bild bei typischen Sequenzparametern für Tierexperimente ( $\text{FOV} = 350 \times 350 \text{ mm}^2$ ,  $\text{Matrix} = 256 \times 256$ ,  $\text{TE} = 1,7 \text{ ms}$ ,  $\text{TR} = 3,75 \text{ ms}$ ), reduziert werden kann. Zu beachten ist, dass im Gegensatz zur konventionellen parallelen Bildgebung die Rekonstruktionsparameter aus zusätzlichen k-Raumzeilen (Referenzlinien, bei GRAPPA *auto calibrations*



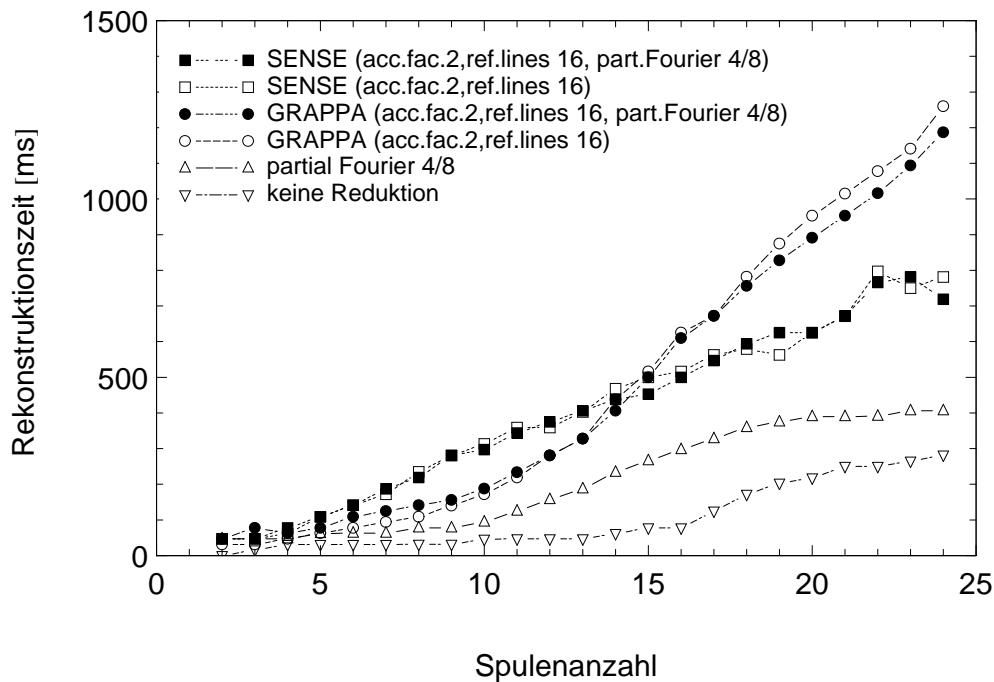
**Abb. 4.1:** Beschleunigung der Bildakquisition für eine trueFISP-Sequenz. Mit den gegebenen Parametern kann die Meßzeit durch die angegebenen Akquisitionstrategien deutlich reduziert werden, wobei die Bildauflösung und die Größe des FOV gleich bleiben (ACS-L: *auto-calibration-signal-Linie*).

*lines*) gewonnen werden und somit die angegebenen Beschleunigungsfaktoren die Bildakquisition nicht ganz um diesen Faktor reduzieren. Aus diesem Grund führt beispielsweise die Erhöhung des Beschleunigungsfaktors von 2 auf 4 in Abb. 4.1 (GRAPPA 2→GRAPPA 4) nicht mehr zu einer Halbierung, sondern nur zu einer 25%-igen Reduktion der Meßzeit. Die Kombination aus Partial Fourier 4/8 und paralleler Bildgebung mit Beschleunigungsfaktor 2 ermöglicht es, die Akquisitionszeit von  $\sim 1$  s auf  $\sim 0,25$  s zu senken.

## 4.2 Rekonstruktionszeiten bei unterschiedlichen Akquisitionstrategien

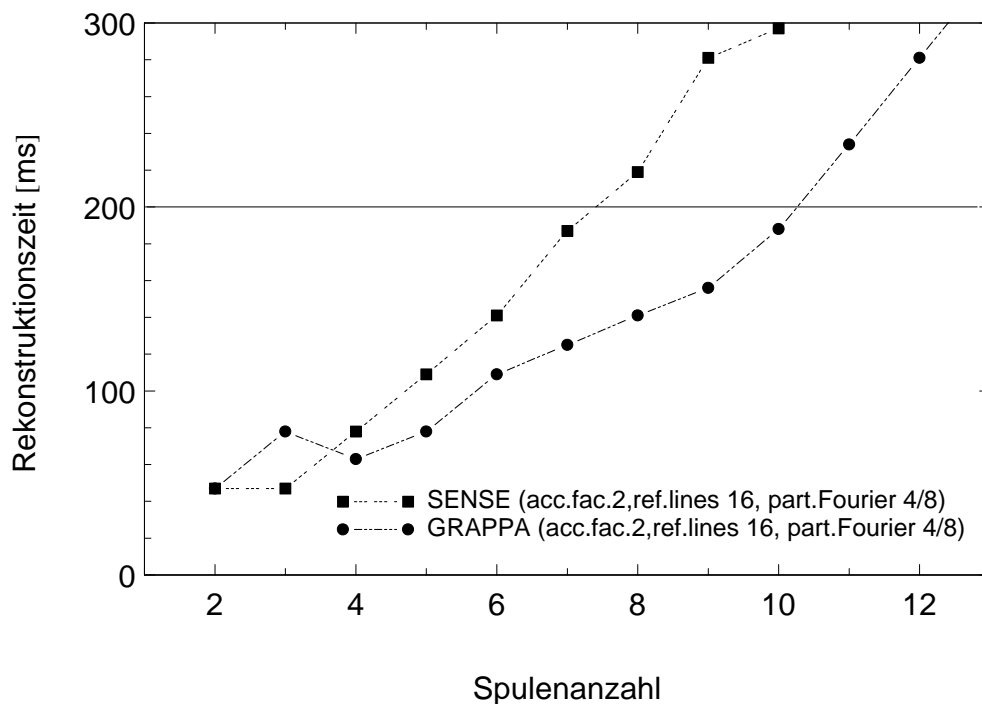
Eine Bedingung für die Verwendung der Partial-Fourier-Technik und der parallelen Bildgebung ist, dass die Rekonstruktion der Bilder aus den reduzierten Datensätzen in Echtzeit





**Abb. 4.2:** Rekonstruktionszeit bei unterschiedlichen Akquisitionstrategien. Die Rekonstruktionszeiten sind in Abhängigkeit von der Anzahl der verwendeten Spulen für eine  $256 \times 256$  Matrix gemessen worden.

erfolgen muß. Aus diesem Grund wurden die Rekonstruktionszeiten für unterschiedliche Akquisitionstrategien in Abhängigkeit von der Anzahl der verwendeten Messkanäle gemessen. Für die Messungen wurden in die Bildrekonstruktionssoftware ICE des MR-Tomographen (Siemens Avanto, s. Anhang 7.4) für die Zeiterfassung Softwaretimer integriert. In Abb. 4.2 sind die gemessenen Rekonstruktionszeiten für eine  $256 \times 256$  Matrix dargestellt. Dabei zeigt sich für jede Akquisitionstrategie ein stetiger Anstieg der Rekonstruktionszeit mit der Anzahl der Rekonstruktionskanäle. Insbesondere bei den parallelen Rekonstruktionsverfahren SENSE und GRAPPA, die den steilsten Anstieg haben, ist die Echtzeitrekonstruktion nur mit einer begrenzten Spulenanzahl möglich. In Abb. 4.3 ist der Bereich um 200 ms noch einmal für die Kombination Partial-Fourier 4/8 und GRAPPA bzw. SENSE mit einem Beschleunigungsfaktor 2 dargestellt. Da diese Kombination bei der in Abschn. 4.1 vorgestellten trueFISP-Sequenz eine Bildakquisitionszeit in 200 ms ermöglicht, ist eine Echtzeitrekonstruktion nur zu gewährleisten, wenn die Rekonstruktionszeit kleiner als die Akquisitionszeit bleibt. In dieser Kombination ist eine Echtzeitrekonstruktion mit SENSE-Algorithmus nur mit maximal 7 Spulen und bei GRAPPA-Algorithmus mit 10 Spulen möglich.



**Abb. 4.3:** Rekonstruktionszeit für SENSE und GRAPPA in Kombination mit Partial Fourier 4/8 (Ausschnitt aus Abb. 4.2). Die eingezeichnete Linie zeigt die Akquisitionsperiode, die bei dieser Kombination mit einer trueFISP-Aufnahme erreicht wird. Sie symbolisiert die Grenze der Echtzeitfähigkeit.

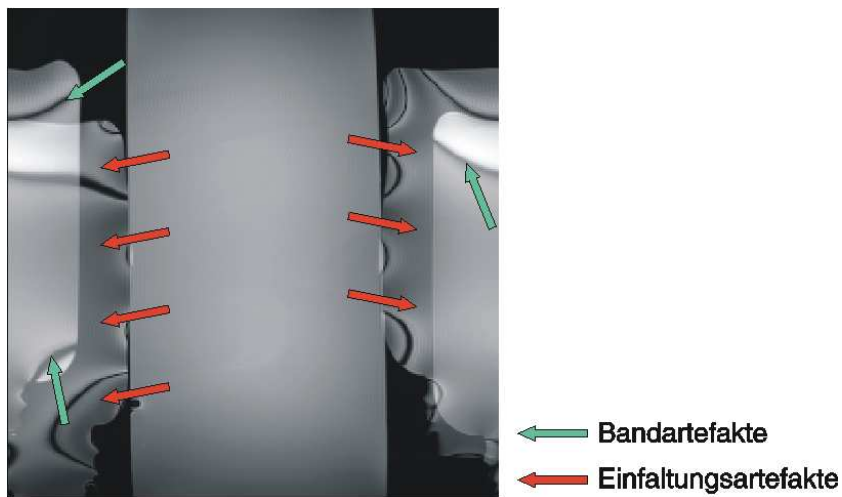
### 4.3 Artefakteigenschaften

Die Artefakt- und SNR-Eigenschaften der rekonstruierten Bilder sind neben der Echtzeitfähigkeit die wichtigsten Kriterien bei der Beurteilung der gewählten Beschleunigungs- bzw. Rekonstruktionstechnik. Um diese Eigenschaften für die beiden Beschleunigungstechniken Partial Fourier in Kombination mit GRAPPA bzw. SENSE zu beurteilen, wurden Phantommessungen durchgeführt. Der experimentelle Aufbau dieser Experimente entsprach dabei der Konfiguration, die auch bei den Tierexperimenten angewendet wird. In Abbildung 4.4 ist der Aufbau dargestellt, bei dem 3 Kalibrationsflaschen (gefüllt mit  $1.25g [NiSO_4 + 5H_2O]$ ,  $5g NaCl$  pro Liter Wasser) nebeneinander positioniert wurden. Unter den Flaschen wurde ein 6-Kanal Spulenarray (posterior body array) positioniert und auf der Oberseite ein 6-Kanal Spulenarray (anterior body array), von dem aber nur die beiden mittleren Spulenelemente aktiviert wurden. Die Phantommessungen wurden an einem 8-Kanal Empfangssystem (Magnetom Symphonie, Anhang 7.3) durchgeführt, wobei jedem Meßkanal ein Spulenelement der

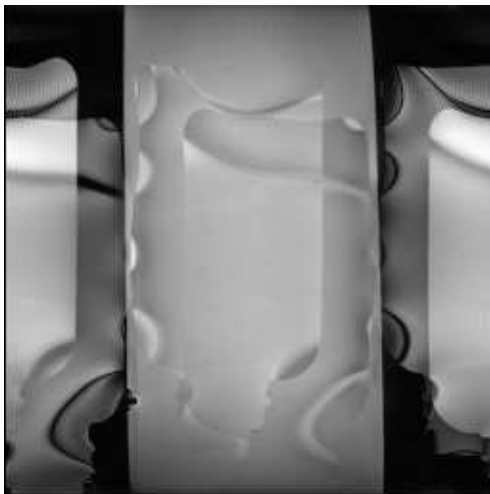


**Abb. 4.4:** Der Meßaufbau des Phantomexperiments ist ähnlich dem Meßaufbau der Tierexperimente. Unter den Kalibrationsflaschen befindet sich eine 6 Kanal posterior Bodyarray-Spule und darüber eine 6-Kanal anterior Spule. Durch diese Konfiguration ist es möglich, Parallele Bildgebung ( $AF = 2$ ) bei beliebiger Schichtorientierung zu nutzen.

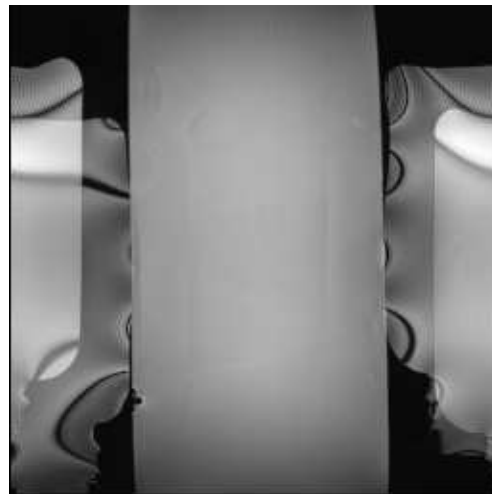
Arrayspsulen zugeordnet wurde. Als Meßsequenz wurde eine trueFISP-Sequenz mit folgenden Parametern verwendet:  $FOV = 300 \text{ mm} \times 300 \text{ mm}$ ,  $Matrix = 256 \times 256$ ,  $TE = 2,3 \text{ ms}$ ,  $TR = 4,62 \text{ ms}$ ,  $BW = 558 \frac{\text{Hz}}{\text{Pixel}}$ . In Abb. 4.5(a) ist das koronare trueFISP-Bild einer konventionellen sum-of-square Bildrekonstruktion zu sehen. Die Phasenkodierrichtung ist Recht-Links, was an den Einfaltungsartefakten (rote Pfeile) der kleinen Flaschen zu sehen ist. Diese Konfiguration wurde bewusst gewählt, da Einfaltungen bei Tierexperimenten oft auftraten. Ein zweiter Artefakt (grüne Pfeile) im vollständig abgetasteten Bild sind die halbkreisförmigen Strukturen im Randbereich. Dabei handelt es sich um sogenannte Bandartefakte (s. Absch. 2.4.2). In den nächsten beiden Bildern sind die Ergebnisse für SENSE (b) und GRAPPA (c) mit einem Beschleunigungsfaktor von 2 und 16 Referenzlinien dargestellt. Im SENSE-Bild (b) sind sehr deutlich um die Hälfte des FOV verschobene Artefakte ( $N/2$  Geister) der Einfaltungsartefakte im Zentrum zu beobachten. Die Ursache hierfür ist, dass die Spulensensitivitätsprofile die zur SENSE-Rekonstruktion benötigt werden, ebenso Einfaltungsartefakte aufweisen und somit das tatsächliche Sensitivitätsprofil verfälschen [GKH<sup>+</sup>04]. Dagegen ist das mit GRAPPA rekonstruierte Bild nahezu frei von  $N/2$ -Geistern. In den folgenden Abbildungen wurde die Bildakquisitionszeit durch Partial Fourier noch einmal um ungefähr einen Faktor 2 reduziert. Die Zahl der gemessenen Phasenkodierschritte wurde so von 256 auf 76 gesenkt. In Abb. 4.5(d) ist das Ergebnis der Kombination SENSE und in Abbildung



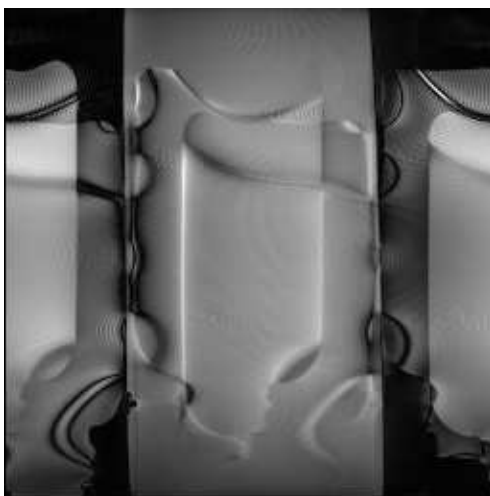
(a) Vollständig akquiriertes Bild



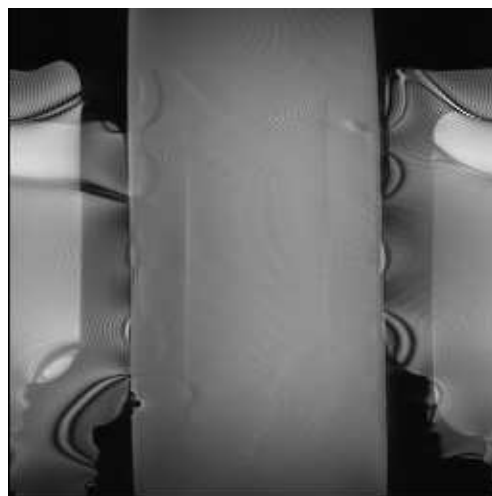
(b) SENSE Rekonstruktion



(c) GRAPPA Rekonstruktion



(d) SENSE + Partial Fourier



(e) GRAPPA + Partial Fourier

**Abb. 4.5:** Artefakteigenschaften der unterschiedlichen Akquisitionsstrategien. In Abbildung (a) ist ein vollständig akquiriertes trueFISP Bild dargestellt. Bei den folgenden Aufnahmen wurde parallele Bildgebung angewendet, in (b) wurde der um den Faktor 2 reduzierte  $k$ -Raum mit SENSE und in (c) mit GRAPPA rekonstruiert. In (d) und (e) wurde die parallele Bildgebung mit Partial Fourier kombiniert.

4.5(e) GRAPPA mit Partial Fourier abgebildet. Auch hier ist das SENSE-Bild deutlich artefaktreicher als die GRAPPA-Rekonstruktion. Zwar sind  $N/2$ -Geister auch hier zu erkennen allerdings sind diese Artefakte relativ schwach ausgeprägt.

Das zweite Qualitätskriterium ist der Einfluß der einzelnen Akquisitionstrategien auf das lokale SNR. Ein gutes Maß zur Charakterisierung dieses Einflusses ist der  $G$ -Faktor [PWSB99]:

$$G(x, y) = \frac{\text{SNR}_{\text{voll}}(x, y)}{\text{SNR}_{\text{reduziert}}(x, y)\sqrt{R}} \quad (4.1)$$

der das Verhältnis des  $\text{SNR}_{\text{voll}}$  des vollständig gemessenen zum  $\text{SNR}_{\text{reduziert}}$  des reduzierten Bildes ist. Der Faktor  $R$  gibt an, um welchen Faktor die gemessenen Phasenkodierschritte reduziert wurden und berücksichtigt somit die Rauschreduktion durch wiederholtes Messen. Der ideale  $G$ -Faktor ist 1. Um das SNR zu bestimmen, wurden für jede Akquisitionstrategie 100 Bilder akquiriert, aus denen für jeden Bildpunkt Mittelwert und Standardabweichung bestimmt wurden. Die SNR-Berechnung erfolgte dann aus dem Quotienten von Mittelwert und Standardabweichung [RWD<sup>+</sup>05]. In Abb. 4.6 sind die lokalen  $G$ -Faktoren ( $G$ -Karten) für die in Abb. 4.5 gezeigten Akquisitionstrategien dargestellt. Auch hier zeigt sich, dass das Rekonstruktionsverfahren GRAPPA (Abb. 4.6(b)) qualitativ besser ist als SENSE (Abb. 4.6(a)), was darin zum Ausdruck kommt, dass der  $G$ -Faktor im GRAPPA-Bild nicht größer ist als 2 und egal<sup>1</sup> verteilt ist. In Kombination mit Partial Fourier in Abb. 4.6(c) und 4.6(d) verstärkt sich der Unterschied zwischen SENSE und GRAPPA noch weiter.

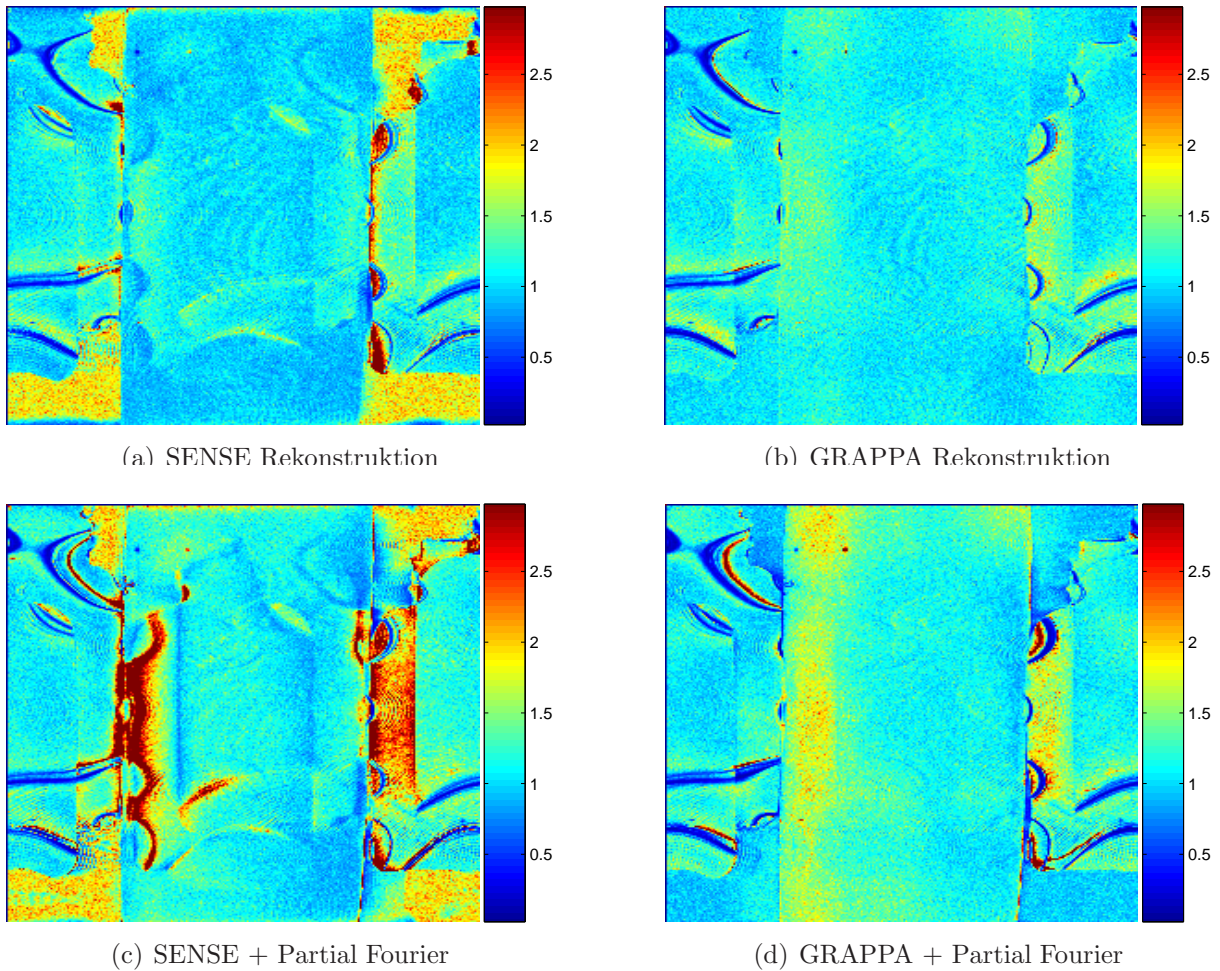
Eine Beschleunigung der Bildgebung durch die Kombination von paralleler Bildgebung und Partial Fourier ist auch bei Echtzeitbildgebung möglich. Dabei stellt sich heraus, dass der Rekonstruktionsalgorithmus GRAPPA gegenüber SENSE zwei Vorteile aufweist:

- GRAPPA kann in einer Zeit unter 200 ms ein Bild aus mehr Empfangskanälen (bei bis zu 10 separaten Spulen) rekonstruieren als SENSE (bis 6).
- Der GRAPPA-Algorithmus ist wesentlich unempfindlicher gegenüber Einfaltungsartefakten aus Bereichen außerhalb des FOV.

Aus diesen beiden Gründen wurde für alle folgenden Experimente ausschließlich der GRAPPA-Algorithmus eingesetzt, wenn parallele Bildgebung genutzt wurde.

---

<sup>1</sup>frz. égal < lat. aequalis = gleichförmig



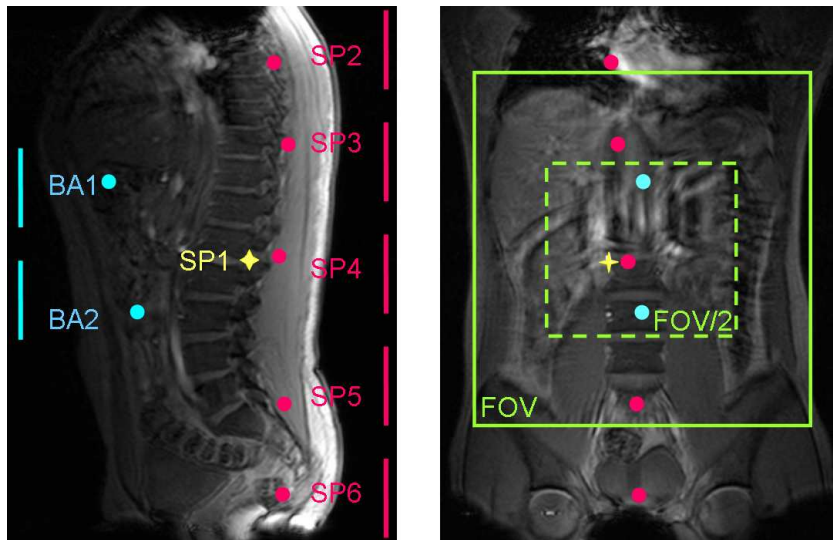
**Abb. 4.6:** G-Faktoren der unterschiedlichen Akquisitionsstrategien. In (a) und (b) sind die G-Faktoren für SENSE und GRAPPA dargestellt, wobei die G-Faktoren bei GRAPPA kleiner und egalere sind. Die G-Faktoren in Abbildung (c) und (d), bei denen zusätzlich Partial Fourier genutzt wurde, zeigen eine Verstärkung dieses Trends. Während die G-Faktoren bei GRAPPA kaum über 2 liegen, sind die Faktoren bei SENSE deutlich stärker gestreut, was sich in den Artefakten in Abbildung 4.5 bemerkbar macht.

## 4.4 Eigenschaften der Dynamischen Spulenselektion

Das Konzept der dynamischen Spulenselektion wurde mit dem Ziel entwickelt, nur die Spulen zur Bildgebung zu nutzen, die für die Meßschicht signifikant zum Signal beitragen, damit das Bild ein Minimum an Artefakten und ein maximales SNR aufweist. Als positiver Nebeneffekt wird dabei eine Reduktion der Rekonstruktionszeit erreicht, da die Anzahl der Meßkanäle reduziert wird. In diesem Abschnitt sollen im ersten Teil anhand von Probandenmessungen die praktische Umsetzung der dynamischen Spulenselektion und deren Einfluss auf die Bildeigenschaften gezeigt werden. Im zweiten Teil werden dann Phantomexperimente vorgestellt, mit denen die SNR- und Artefakteigenschaften des Algorithmus bestimmt wurden.

### 4.4.1 Position der Sensitivitätsschwerpunkte von Array-Spulen

Zuerst wurde an einem Probanden untersucht, ob die für die dynamische Spulenselektion notwendigen Entscheidungskriterien, Sensitivitätsschwerpunkte und relativen Signalintensitäten, geeignet sind. Dazu wurden am 8-Kanal System (Siemens Symphony, Anhang 7.3) eine übliche Spulenkongfiguration, bestehend aus einer 6-Kanal Rückenspule (SP1..6), am Rücken des Probanden und eine 2-Kanal Bodyarray-Spule (BA1, BA2) auf der Brust des Probanden positioniert, gewählt. Der erste Schritt war die Bestimmung der Sensitivitätsschwerpunkte und der Relativen Signalintensitäten (s. Abb. 3.2) aller Spulen. Die dazu notwendige Voraufnahme wurde mit den in Tab. 3.1 angegebenen Parametern durchgeführt. Die Gesamtmeßzeit dieser 3D-Akquisition betrug 16 s. Die Positionen der berechneten Sensitivitätsschwerpunkte sind in Abb. 4.7 zur Veranschaulichung in ein sagittales (links) und koronares (rechts) Übersichtsbild eingetragen. Im sagittalen Bild werden die Schwerpunkte der beiden Elemente der Bodyarray-Spule auf der posterior-Seite und die der Rückenspulen auf der anterior-Seite des Probanden lokalisiert. Auch die Abstände der Sensitivitätsschwerpunkte in Kopf-Fuß-Richtung stimmen mit den erwarteten Abständen (12,5 cm bei der Rückenspule und 15,5 cm Body-Array-Spulen) der einzelnen Spulenelemente überein. Im koronaren Bild zeigt sich, dass alle Schwerpunkte auf der zentralen Achse in Kopf-Fuß-Richtung positioniert sind. Eine Ausnahme ist der falsch detektierte Schwerpunkt des ersten Elements der Rückenspule SP1 (gelbes Karo in Abb. 4.7). Die Ursache für diese Fehllokalisierung von SP1 war, dass sich



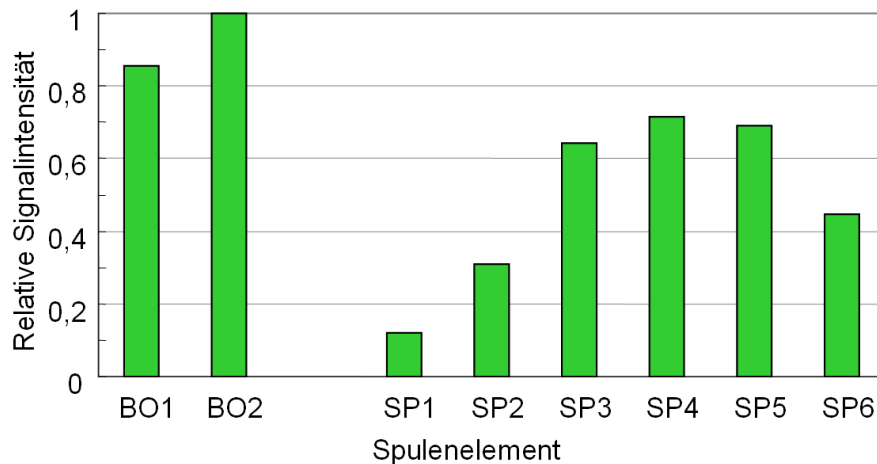
**Abb. 4.7:** Übersichtsbild mit Sensitivitätsschwerpunkten. Links: sagittaler Schnitt mit eingezeichneten Sensitivitätsschwerpunkten. SP1..6 kennzeichnen (rot) die Elemente der 6-Kanal-Rückenspule und BA1,BA2 die auf der Vorderseite des Probanden positionierte 2-Kanal-Body-Array-Spule (zyan). Rechts: der entsprechende koronare Schnitt. Zusätzlich ist das FOV (grüner Rahmen) der in Abb. 4.9 dargestellten Bildserie eingezeichnet. Das reduzierte FOV (grün gestrichelter Rahmen) kennzeichnet das Selektionskriterium  $\frac{FOV}{2}$ .

dieses Spulenelement nicht mehr im Meßfeld des Tomographen befand und somit kaum Signal empfing. Diese Tatsache zeigte sich auch bei den relativen Signalintensitäten (Abb. 4.8). Während SP1 einen Wert von  $\sim 10\%$  hat, lag die Signalintensität des Nachbarelementes SP2 bereits bei  $\sim 30\%$ .

#### 4.4.2 Einfluß der Selektionskriterien auf das rekonstruierte Bild

Die aus der Voraufnahme gewonnenen Informationen wurden genutzt, um für eine Messung mit vorgegebener Schichtposition und -orientierung eine optimale Spulenauswahl zu treffen. Als Meßsequenz wird eine trueFISP-Sequenz mit folgenden Parametern gewählt: FOV = 300 mm  $\times$  300 mm, Matrix = 256  $\times$  256, TR = 30 ms, TE = 4,3 ms,  $\alpha = 70^\circ$ , Schichtdicke = 6 mm. Die Position dieser koronaren Schicht ist in Abb. 4.7 durch einen grünen Rahmen kenntlich gemacht. In Abb. 4.9(a) ist das Resultat der sum-of-square-Rekonstruktion aller 8 Spulen zu sehen. Die starken Einfaltungsartefakte dieser Rekonstruktion oben und unten sind eine Konsequenz der ungeeigneten Kombination der Spulen und einer Phasenkodierung

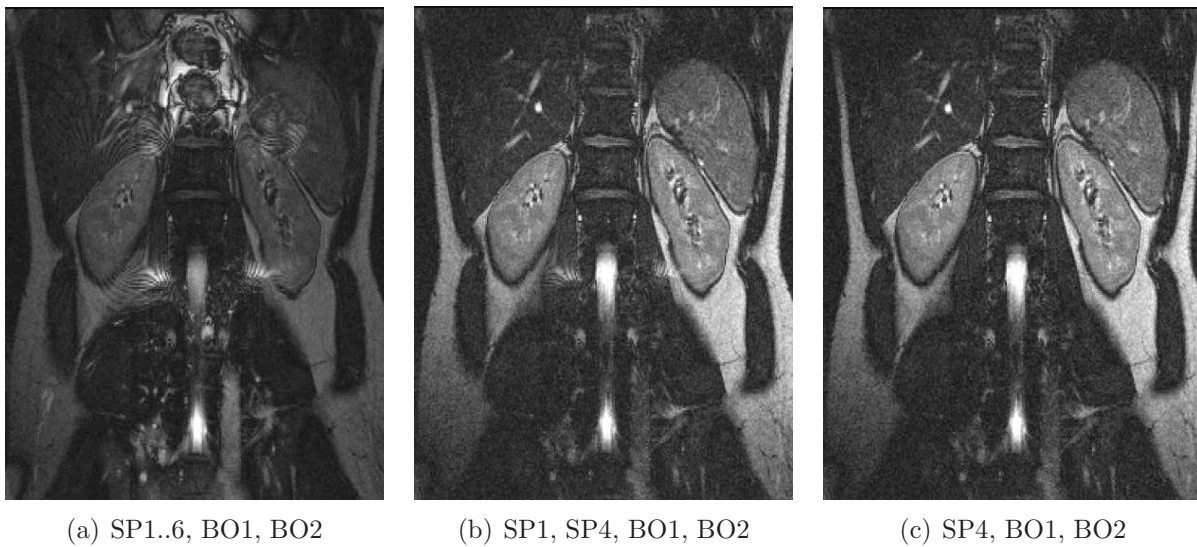




**Abb. 4.8:** Aus der Voraufnahme ermittelte relative Signalintensitäten. Die Signale wurden auf das maximale Spulensignal BO2 normiert.

in Kopf-Fuß-Richtung. Ein Teil des Klassifikationsschemas der dynamischen Spulenselektion ist das Abstandskriterium, wobei die Spulen am höchsten gewertet wurden, deren Schwerpunkt innerhalb des halben FOV war (Tab. 3.2). In diesem Beispiel sind das die Spulen SP1, SP4, BO1 und BO2 (wie in Abb, 4.7 zu sehen innerhalb des grün gestrichelten Rahmens). Rekonstruiert man nun das Bild nur aus den Daten dieser selektierten Spulen, so führt dies zu einer deutlichen Reduktion der Einfaltungsartefakte (Abbildung 4.9(b)).

Das zweite Kriterium des Klassifikationsschemas ist, dass nur die Spulen genutzt werden, deren relative Signalintensität über 30% liegt. Das hat automatisch zur Folge, dass die fehl-lokalisierte Spule SP1 wegen ihres geringen Signalbeitrags vom Rekonstruktionsprozess ausgeschlossen wird. Der dynamische Selektionsalgorithmus hätte für den Fall, dass das Bild nur aus Spulen der Klasse 1 rekonstruiert wird, die Spulen SP4, BO1 und BO2 gewählt und somit Bild 4.9(c) rekonstruiert. Neben der Reduktion von Einfaltungsartefakten führt der Algorithmus zur Erhöhung des lokalen SNR. Dazu wurden in allen drei Bildern das SNR in der Niere bestimmt. In Abbildung 4.9(a) beträgt das SNR 3,6, in Bild 4.9(b) 4,3 und das Ausschließen von SP1 steigert das SNR in Bild 4.9(c) auf 4,6.



**Abb. 4.9:** trueFISP-Bildrekonstruktion bei unterschiedlichen Selektionsschritten. (a) Konventionelles sum-of-square-Bild (FOV siehe Abb. 4.7), welches aus den Signalen aller Spulen rekonstruiert wurde. (b) Hier wurden nur die Spulen zur Rekonstruktion genutzt, deren Sensitivitätsschwerpunkte sich innerhalb des halben FOV befanden. (c) Spule SP1 wurde aufgrund der geringen relativen Signalintensität vom Rekonstruktionsprozess ausgeschlossen.

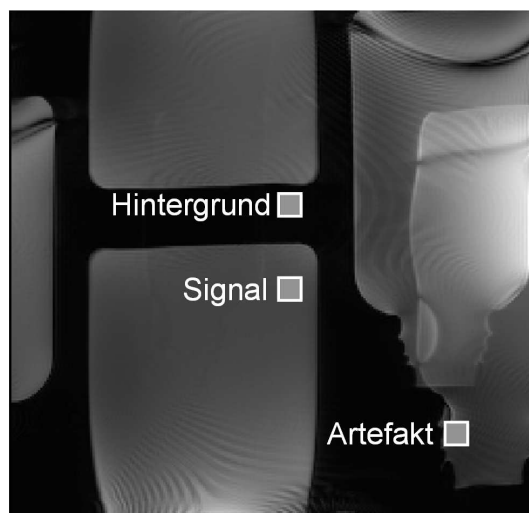
### 4.4.3 Artefakt- und SNR-Eigenschaften des dynamischen Selektionsalgorithmus

In einem Phantomexperiment an dem 32-Kanalsystem (Siemens Avanto, Anhang 7.4) wurden das Artefaktverhalten und die SNR-Eigenschaften untersucht, da hier die Vorteile des Algorithmus aufgrund der höheren Spulenzahl besonders ausgeprägt sein sollten. Des Weiteren sollte der große Bedeckungsgrad des Patienten mit Array-Spulen dazu führen, dass eine Verschiebung eines kleinen FOV in weiten Bereichen des Meßfeldes neben den im vorigen Abschnitt genannten Vorteilen zusätzlich ohne signifikanten SNR-Verlust möglich ist.

Der Phantomaufbau ist identisch mit dem im Abschnitt 4.3 vorgestellten. Als Spulen wurden zwei Body-Array-Spulen und zwei Rückenspulen mit jeweils 6 Kanälen verwendet, so dass für die Messungen 24 unabhängige Empfangskanäle benötigt wurden. Die Akquisition erfolgte mit einer trueFISP-Sequenz in koronarer Schichtorientierung, mit Phasenkodierrichtung rechts-links und den folgenden Sequenzparametern:  $TE = 1,62 \text{ ms}$ ,  $TR = 3,25 \text{ ms}$ ,  $FOV = 350 \text{ mm}^2$ ,  $\alpha = 60^\circ$  und  $\text{Matrix} = 256^2$ . Zur zusätzlichen Beschleunigung (wie später

in den Tierexperimenten angewendet, s. Absch. 4.8) wurden Partial-Fourier 4/8 und GRAP-PA (Beschleunigungsfaktor 2 mit 16 Referenzlinien) genutzt. Für die Messungen wurde der dynamische Spulenselektionsalgorithmus so modifiziert, dass beginnend mit  $m = 2$  bis zur Maximalanzahl von  $m = 24$  die geeignetsten Kanäle zur Rekonstruktion des Bildes genutzt wurden. Die Wahl der geeignetsten Kanäle erfolgte nach dem in Tab. 3.2 vorgestellten Klassifikationsschema. Zur Beurteilung des Algorithmus wurde in drei Regionen des Bildes (s. Abb. 4.10) das SNR bestimmt:

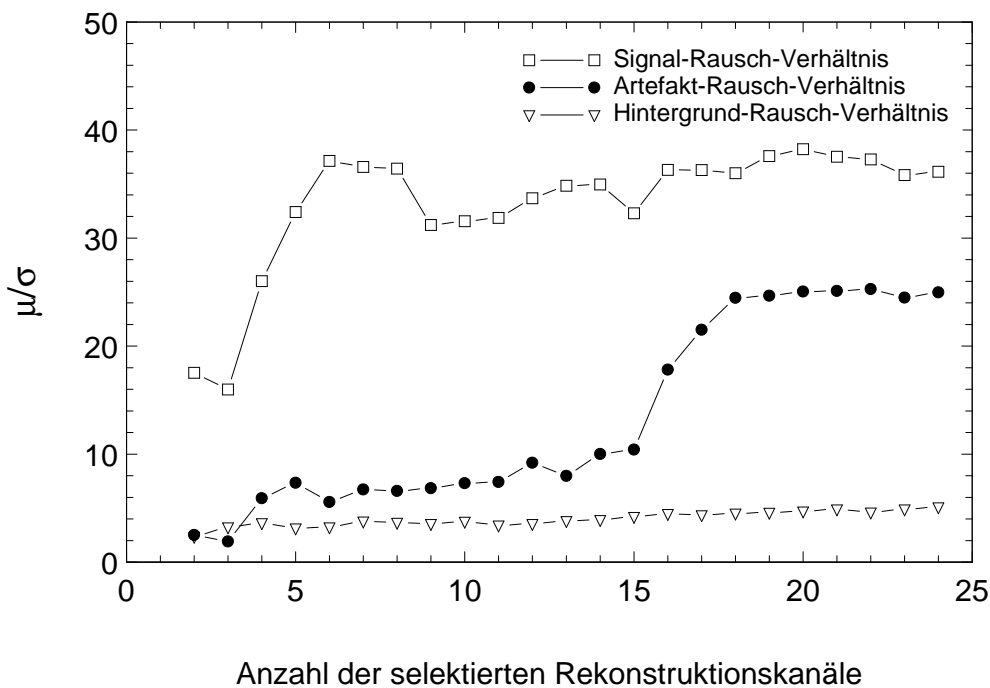
- Signalebereich innerhalb der Phantomflasche
- Artefaktbereich rechts unten, da das Signal dort nur durch Einfaltungsartefakte hervorgerufen wird
- Hintergrundbereich in der Mitte, da hier keine Einfaltungen auftreten



**Abb. 4.10:** Übersichtsbild des Phantomexperiments. Im Bild sind die Positionen eingezeichnet, für die das SNR gemessen wurde. In der Position **Hintergrund** und **Artefakt** wird das SNR in einem Bereich gemessen, in dem die Spindichte gleich null ist. Der Bereich **Artefakt** ist jedoch durch deutliche Einfaltung von außerhalb des FOV gekennzeichnet. Das **Signal** wird am unteren Rand der Flasche bestimmt. Die Distanz zwischen **Hintergrund** und **Signal** wurde klein gewählt, damit eine vergleichbare Sensitivitätscharakteristik der beiden Meßpunkte gewährleistet ist.

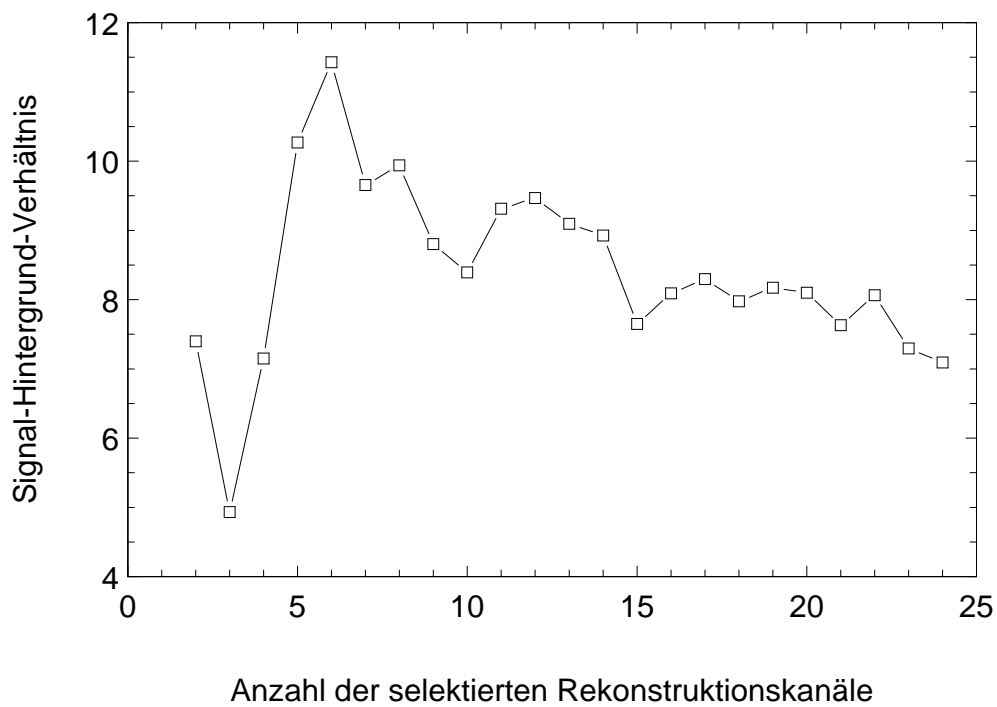
In Abb. 4.11 sind die SNR-Werte dieser drei Regionen in Abhängigkeit von der Anzahl der verwendeten Empfangskanäle dargestellt. Zur Berechnung der SNR-Werte in Abb. 4.11 wurden für jede Kanalanzahl 50 Bilder akquiriert und anschließend für jede Region aus

den 50 Meßwerten der Mittelwert  $\mu$  und die Standardabweichung  $\sigma$  bestimmt:  $SNR = \mu/\sigma$  [RWD<sup>+</sup>05]. Für den SNR-Wert des Hintergrundsignals zeigt sich ein linearer Anstieg von 0,1 pro Kanal, dagegen steigt das SNR in der Signalregion zuerst sprunghaft an und erreicht ab einer Anzahl von 6 genutzten Kanälen ein Plateau. Der Grund hierfür ist, dass die Signale der Kanäle 1-6 von Spulen detektiert wurden, die in unmittelbarer Nähe der Signalregion positioniert waren. Die verbleibenden Kanäle, deren Signal von weiter entfernten Spulen akquiriert wurde, trugen dagegen kaum zur Signalerhöhung in der Signalregion bei. Das Verhalten bei höheren Kanalnummern erklärt auch den SNR-Verlauf in der Artefaktregion. Bis zu einer Kanalanzahl von 15 ist hier ein schwacher SNR-Anstieg zu beobachten, jedoch ab 16 Kanälen werden auch die Spulen in den Außenbereichen zur Rekonstruktion genutzt, was sich an der starken Zunahme des Artefakt-Rausch-Verhältnis in dieser Region zeigt.



**Abb. 4.11:** SNR in ausgewählten Positionen des Phantoms, (s. Abb. 4.10). Das SNR ist der Quotient aus Mittelwert  $\mu$  und Standardabweichung  $\sigma$  einer Meßreihe. Zur punktwweisen Bestimmung von  $\mu$  und  $\sigma$  wurde für jede Kanalanzahl eine Bildserie von 50 Bildern akquiriert.

Zu Charakterisierung der Leistungsfähigkeit des dynamischen Selektionsalgorithmus wurde der Quotient aus dem SNR-Wert der Signalregion und dem der Hintergrundregion gebildet. In Abb. 4.12 ist dieses Verhältnis in Abhängigkeit von den zur Rekonstruktion verwendeten

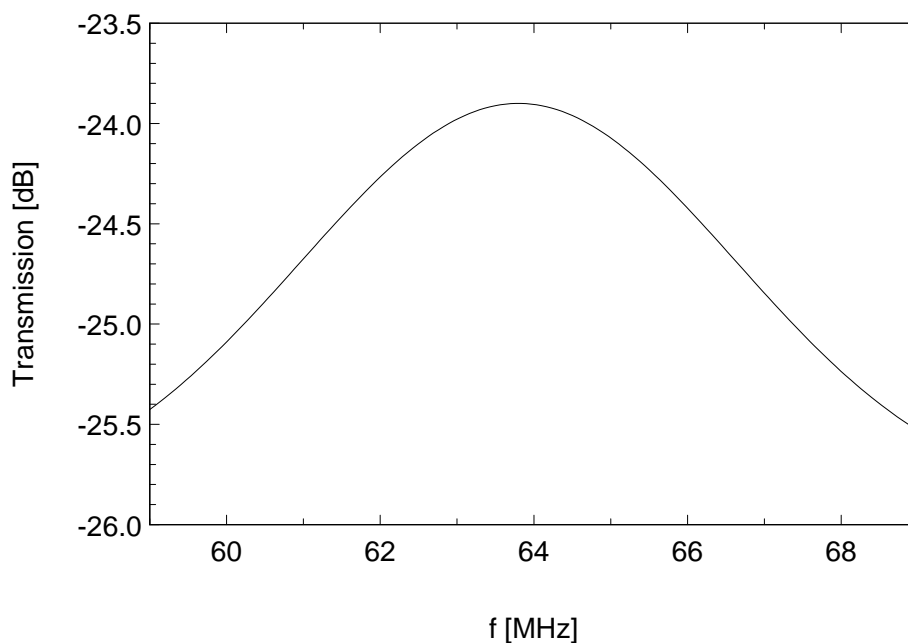


**Abb. 4.12:** Das Signal-zu-Hintergrund-Verhältnis ist der Quotient des SNR aus dem Signalbereich mit dem aus dem Hintergrundbereich. Der Bereich des Hintergrunds wurde dabei so gewählt, dass keine Einfaltungsartefakte entstehen konnten.

Empfangskanälen dargestellt. Dabei zeigt sich ein deutliches Maximum bei Verwendung von nur 5 geeigneten Empfangskanälen (s. Tab. 3.2) zur Bildrekonstruktion.

## 4.5 Empfangseigenschaften der Katheter mit Verstärkereinheit

In diesem Abschnitt wird die Transmissionsmessung (s. Abb. 4.13) der Katheter mit Verstärkereinheit vorgestellt 3.3. Ziel der Messungen war es das Anpassnetzwerk, welches in die Verstärkereinheit integriert ist, bei der Tomographenfrequenz von 63,6 MHz zu optimieren. Dabei wurde das Kathetersignal der in dieser Arbeit genutzten 1,2 m langen aktiven Katheter gegenüber den 0,6 – 0,8 m Vorgängermodellen ohne Verstärkereinheit [Züh03] um 20 dB gesteigert. Durch die Signalanhebung von 20 dB ( $\hat{=}$  10 fache Spannungsverstärkung) konnte

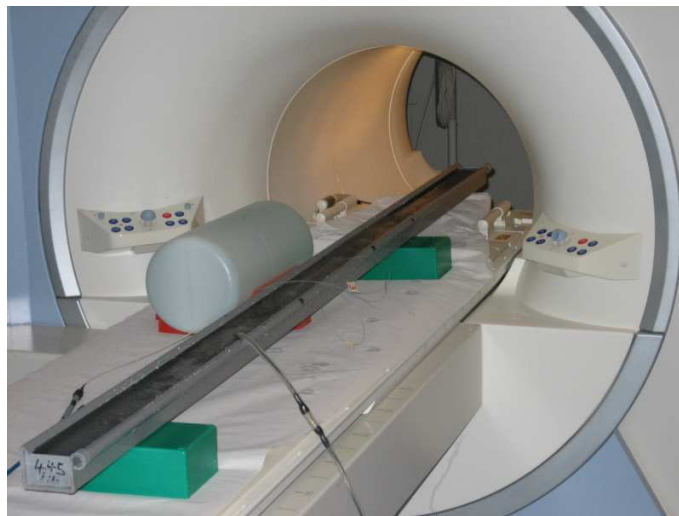


**Abb. 4.13:** Auf dem Anzeigefeld des Netzwerkanalysators ist die Transmissionskennlinie der Einheit Katheter-Verstärker abgebildet, die im Testaufbau [Züh03] gemessen wurde.

eine Signalweiterleitung außerhalb des Tomographen (mehr als 8 m Signalstrecke) gewährleistet werden. Damit konnte auf Signalleitungen im Meßfeld des Tomographen verzichtet werden, um Wirbelstromartefakte zu vermeiden und eine zusätzliche HF-Gefährdung durch starke lokale Erhitzung für Patient und Operateur auszuschließen. Es zeigte sich, dass die optimale Abstimmung des Anpassnetzwerks unabhängig vom Füllfaktor der Spule ist. Der Grund hierfür ist, dass die Impedanz nicht durch Induktivität der Spule, sondern durch die Transmissionseigenschaften des Mikrokoaxialkabels dominiert wird.

## 4.6 HF-Erwärmungsexperimente

Um zu ermitteln, welche Temperaturänderungen aufgrund von HF-Einkoppelung zu erwarten sind, wurden die Katheter in eine 2 m lange und 40 mm × 40 mm große Kunststoffwanne eingebettet, welche mit einer Wasserlösung mit 2% Polyacrylsäure (SIGMA-ALDRICH CHEMIE GmbH) und 0,9% NaCl gefüllt war. Diese Lösung entspricht in ihren elektronischen Eigenschaften denen des menschlichen Körpers bei 64 MHz. Die Katheter wurden bei allen Experimenten in der Mitte der Kunststoffwanne positioniert. Zur Temperaturmessung wurden 4 optische Temperatursensoren (LUXTRON: Modell 3100, LUXTRON, Santa Clara USA) direkt am Katheter befestigt. Diese Temperatursensoren nutzen ein Thermolumineszenzverfahren und haben eine Meßgenauigkeit von  $\pm 0,5$  K. Der Versuchsaufbau, der in Abb. 4.14 dargestellt ist, ermöglicht Temperaturmessungen an verschiedenen Positionen im Innern des Tomographen [KBS00]. Alle Versuche wurden unter Verwendung der Ganzkörperspule



**Abb. 4.14:** Temperaturmessaufbau: Darstellung der gewählten Versuchsanordnung zur Messung der HF-Resonanzheizung eines Katheters mit und ohne PIN-Dioden Schalter.

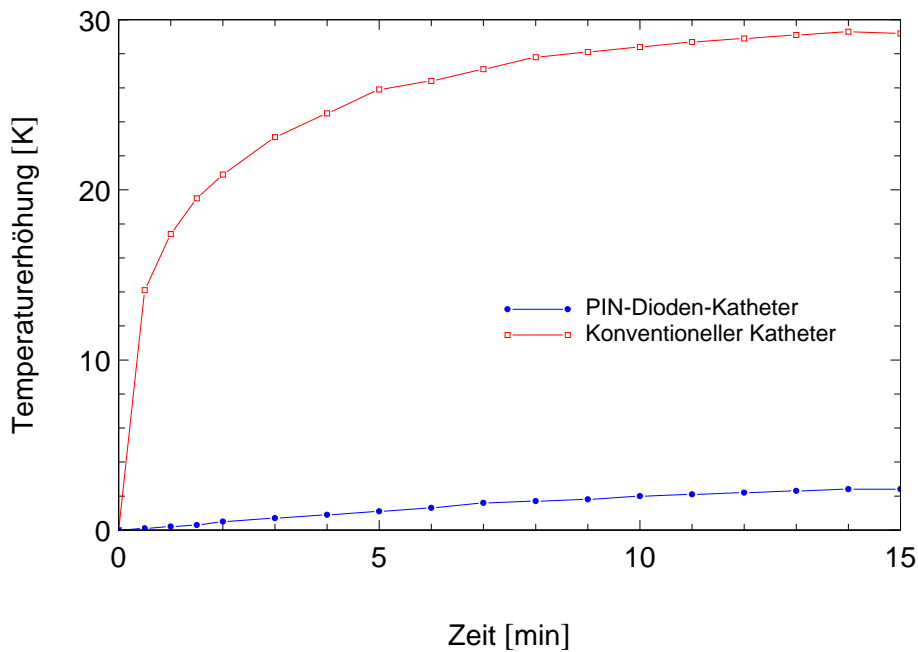
als Sendespule durchgeführt. Als Sequenz wurde eine trueFISP genutzt mit den Parametern:

Mit einer Temperaturmessung wurde der Einfluß der Segmentierung der Koaxialkabel durch PIN-Dioden auf die Erhitzung der Katheterspitze untersucht. Der in eine Kunststoffwanne eingebettete Katheter wurde dazu am Rand des Meßvolumens, d.h. direkt an der Ganzkör-

TR	3,5 ms
Flipwinkel $\alpha$	70°
Referenzspannung	253 V
spezifische Absorptionsrate	3,6 $\frac{\text{W}}{\text{kg}}$

**Tab. 4.1:** trueFISP-Sequenzparameter für die Temperaturmessungen an den Kathetern.

persendespule, positioniert, um eine effektive Erwärmung der PIN-Diodenleitung herbei zu führen. Diese Extremposition bedeutet, dass der Katheter so im Tomographen positioniert wurde, das eine maximale Kopplung mit dem  $E$ -Feld der Ganzkörpersendespule zu erwarten war. In Abb. 4.15 ist der Temperaturverlauf als Funktion der Zeit sowohl für den PIN-Dioden-



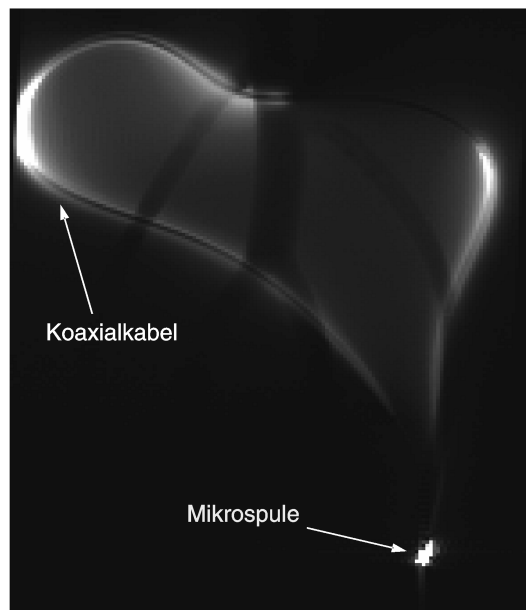
**Abb. 4.15:** Erwärmungsmessung für PIN-Dioden- und konventionellen Katheter. Für dieses Experiment wurde die Katheter am Rand des Meßvolumen positioniert.

als auch für einen konventionellen Vergleichskatheter aufgetragen (Sequenzparameter Tab. 4.1). Während der konventionelle Katheter sich in dieser Extremposition nach 15 min um 28 K erwärmt hatte, war beim aktiv segmentierbaren Katheter ein Temperaturanstieg von nur 2 K zu messen. Da diese Extremposition während einer Intervention sehr unwahrscheinlich ist (der Katheter ist in direktem Kontakt mit der Bohrung des Magneten), kann man bei Verwendung des Konzepts der segmentierbaren HF-Leitung eine HF-Erwärmung ausschließen.



## 4.7 Lokalisierungseigenschaften der Doppelprojektion

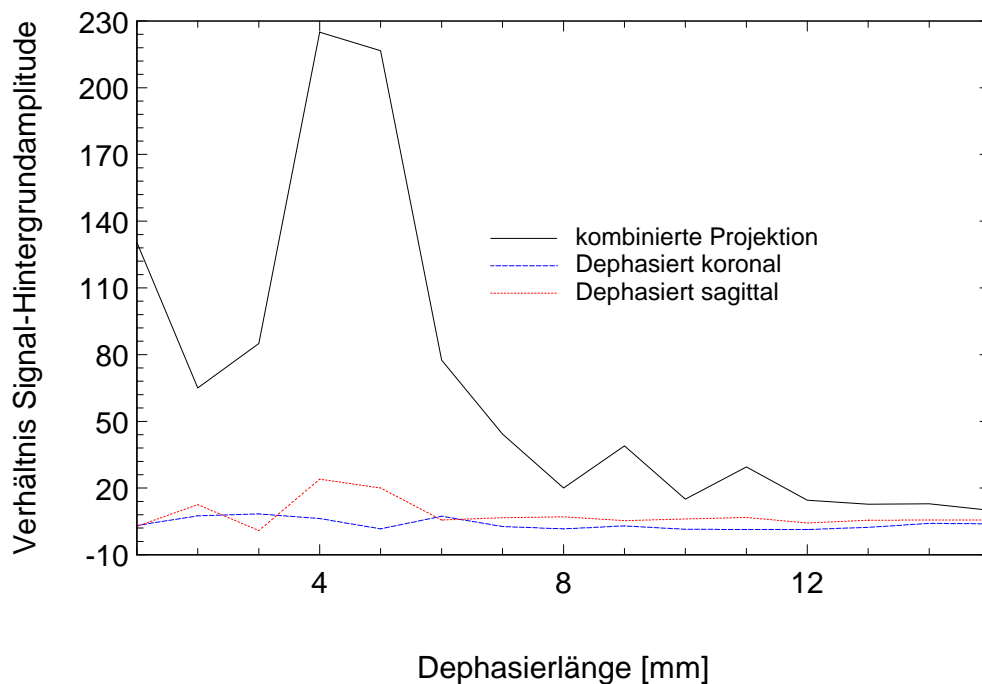
Ein Problem bei der Lokalisation der an einer Katheterspitze positionierten Mikrosolenoidspule ist, dass auch das Mikrokoaxialkabel im Katheter Signal empfängt. In Abb. 4.16 ist die Empfindlichkeit des Koaxialkabels deutlich zu sehen. Bei der hier genutzten FLASH-Sequenz



**Abb. 4.16:** Koronare Übersichtsaufnahme mit dem aktiven Katheter als Empfangsspule. Der 1,2 m lange Katheter wurde dazu in einer Schleife in das Aorta-Phantom gelegt.

(FOV = 350<sup>2</sup> mm, Matrix = 256<sup>2</sup>, TE = 2,1 ms, TR = 4,8 ms,  $\alpha = 30^\circ$ ) betrug die maximale Signalstärke des Koaxialkabels  $1/5$  der Signalstärke der Mikrosolenoidspule. In dieser Messkonfiguration ist anschließend die Effizienz der Dephasierung (Absch. 3.5) bei der einfachen Projektionsmessung und die der Doppelprojektion in Abhängigkeit von der Dephasierlänge bestimmt worden. Als Parameter wurde dafür der Quotient aus der Signalamplitude der Spule und der höchsten Signalamplitude des Hintergrundsignals gebildet. In Abb. 4.17 sind dabei zwei Sachverhalte von Bedeutung:

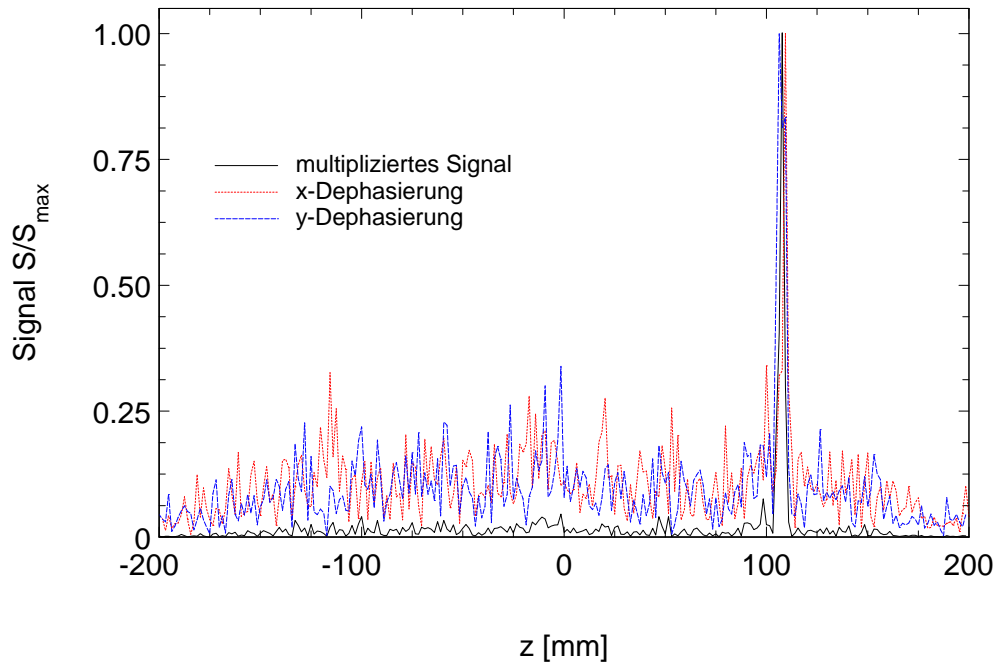
- die Unterdrückung des Hintergrundsignal ist von der Dephasierlänge abhängig, wobei beim Maximum die Dephasierlänge (4–5 mm) der Länge der Solenoidspule entspricht.
- das kombinierte Signal hat ein um den Faktor 200 höheres Signal-zu-Hintergrund-Verhältnis.



**Abb. 4.17:** Das Signal-Hintergrund-Verhältnis der Projektion wurde in Abhängigkeit der Dephasierlänge bestimmt. Dieses Verhältnis wurde für die zwei einfach dephasierten Projektionen (z-Richtung) und die daraus kombinierte Projektion bestimmt.

Diese deutliche Steigerung des Signal-zu-Hintergrundverhältnisses ermöglicht es erst, die Katheterspitze bei ungünstiger Katheterlage zu lokalisieren, z.B. im schlagenden Herzen eines Versuchstiers, bei dem das Koaxialkabel mehr als 60 cm geradlinig in der Aorta und somit zur Projektionsrichtung verläuft. In Abb. 4.18 sind beispielhaft drei normierte Projektionsmessungen dargestellt, die während eines Interventionsexperiments aufgenommen wurden. Für dieses Experiment (wie auch für alle folgenden) wurde eine Dephasierlänge von 5 mm verwendet. Der Katheter befand sich während der Messung in der absteigenden Aorta eines Versuchstieres (Schwein) und war  $\sim 20$  cm in das Tier eingeführt. Deutlich zu sehen ist der große Unterschied im Signal-zu-Hintergrund-Verhältnis zwischen den dephasierten Einzelprojektionen (rot und blau) und der kombinierten Projektion (schwarz), während die Einzelprojektionen ein Verhältnis von 3:1 haben, liegt das der Kombinierten bei 30:1.

Bei diesem Experiment, wie auch bei allen folgenden Tierexperimenten, erfolgte die Akquisition der Doppelprojektion in Form einer Doppelsequenz (Absch. 3.5.2) mit den in Tab. 4.2 beschriebenen Parameter.



**Abb. 4.18:** In-vivo-Projektionsmessungen die während des Tierexperimentes aufgenommen wurden. Die Katheterspitze befand sich während der Messung circa 20 cm im Tier. Die beiden einfach dephasierten Projektionen (rot und blau) und das kombinierte Projektionssignal (schwarz) wurden zur besseren Darstellung auf 1 normiert.

FOV	400 mm
Matrix	256
TR	6,0 ms
TE1	2,0 ms
TE2	4,0 ms
TA	28,0 ms
Flipwinkel $\alpha$	$10^\circ$
Bandbreite	1000 Hz/Pixel

**Tab. 4.2:** Sequenzparameter für die Doppelpchoprojektionen. Diese Parameter wurden bei allen Phantom- und Tierexperimenten verwendet. Die vollständige Akquisitionszeit TA beinhaltet alle Zeiten, die nicht zur trueFISP- oder FLASH-Sequenz gehören, z.B.  $\frac{\alpha}{2}$  Präparationen.

## 4.8 Tierexperimente

In diesem Kapitel werden exemplarisch zwei Tierexperimente aus einer Serie von sechs vorgestellt. Diese Tierversuche wurden durchgeführt, um die in dieser Arbeit entwickelten Konzepte der automatischen und interaktiven Katheterverfolgung in Kombination mit schneller Bildgebung und dynamischer Spulenselektion in der Praxis zu bewerten. Zur Durchführung der Experimente wurden sowohl ein 8-Kanal MR-System (Siemens Symphony) als auch das 32-Kanal MR-System (Siemens Avanto) genutzt.

### 4.8.1 Durchführung der Tierversuche

Als Versuchstiere wurden Schweine im Alter von 3-4 Monaten verwendet, deren Gewicht circa 30 kg betrug. Im Vorfeld der Versuche wurde als Zugang für den Katheter eine MR-kompatible 9 F-Einführungsschleuse (TERUMO, Leuven, Belgien) in die Femoralarterie (arteria iliaca femoralis) bzw. bei den kleineren Tieren in die Halsschlagader (arteria carotis interna) implantiert.

Die Tiere wurden bei allen Experimenten in Rückenlage auf der Patientenliege platziert. Zur Bildgebung wurden je nach System mehrere Body-Array- und Rückenspulen verwendet (s. Abb. 4.4.1).

Vor der Intubation wurden die Tiere durch Injektion ins Muskelgewebe von 2 ml Stresnil + 8 ml Hostaket und anschließend über die Ohrvene mit 2-3 ml Narcoren 1:2 und 2ml Dipidolor (Wirkstoff Piritramid) betäubt. Die Narkose wurde während des Versuches mit 12-15 ml/h Narcoren und 1:5 Pancuronium-Infusion (10 ml auf 0,5 l) je nach Bedarf aufrechterhalten. Während der Versuche wurden die Tiere künstlich beatmet und die Vitalfunktionen kontinuierlich mit Hilfe des Elektrokardiogramms (EKG) überwacht.

Dem Operateur wurden während des gesamten Eingriffs auf einer im Tomographenraum befindlichen Bedienkonsole die rekonstruierten Bilder in Echtzeit präsentiert. Zusätzlich konnte über diese Konsole interaktiv die Schichtorientierung des aktuellen FOV geändert werden (s. Abb 4.19).

Im Versuchstier sollte untersucht werden, ob es möglich ist, mit den in dieser Arbeit entwickelten Methoden einen Katheter innerhalb des kardiovaskularen Systems (Blutgefäße, Herz)

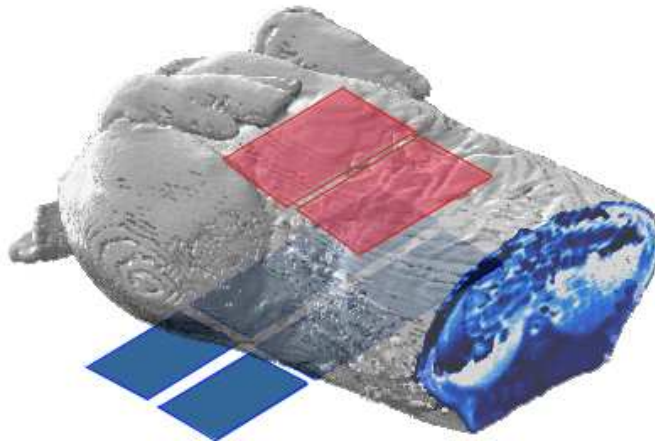


**Abb. 4.19:** Arbeitskonsole während der Intervention, wie sie bei den Tierversuchen verwendet wurde. Im oberen Teil sind drei Übersichtsbilder zu sehen, in der die aktuelle Meßschicht (gelber Rahmen) eingezeichnet ist, sich aber auch interaktiv neu orientieren lässt. Im zentralen Bereich ist das Echtzeitfenster, in dem die aktuelle Messung präsentiert wird, (in diesem Fall eine Katheterintervention ins Herz). Das weiße Kreuz markiert die Katheterspitze.

unter MR-Kontrolle sicher zu navigieren. Als besondere Herausforderung gilt dabei die Navigation im schlagenden Herzen, da dieses Organ sehr stark bewegt ist und der Zugangsweg von der Schleuse in der Femoralarterie bis zum Herz typischerweise 0,5 m beträgt.

### 4.8.2 Tierversuch am 8-Kanal-System

Für diesen Tierversuch an einem 8-Kanal-MR-System (Siemens Symphony, Anhang 7.3) wurde am Rücken des Tieres eine 6-Kanal Body-Array-Spule und auf der Vorderseite eine flexible 2-Kanal body-array-Spule positioniert (s Abb. 4.20). Im ersten Schritt erfolgte dann

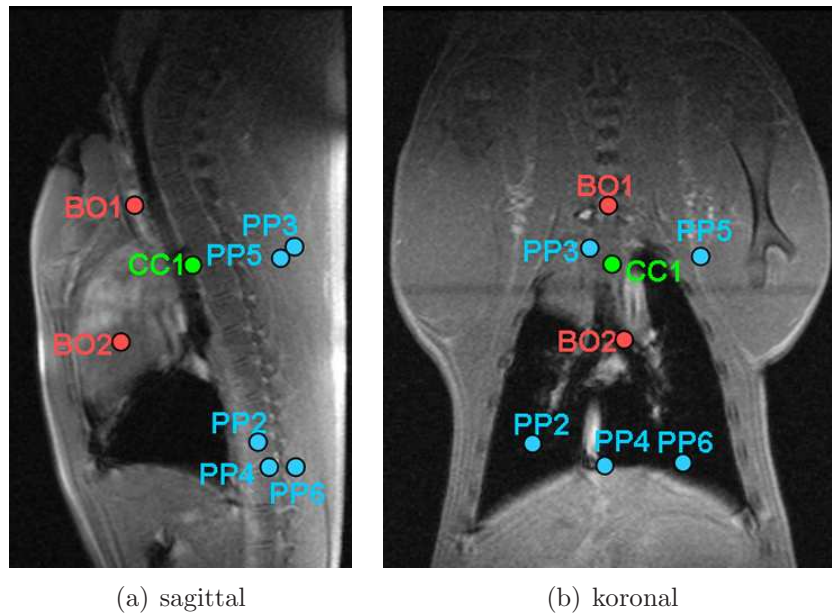


**Abb. 4.20:** Spulenpositionen bei den Tierexperimenten. In diese Oberflächenrekonstruktion sind die Positionen der hinteren 6-Kanal Body-Array-Spule (blau) und der vorderen flexiblen 2-Kanal Body-Array-Spule (rot) eingezeichnet.

die Charakterisierung der Spulen durch eine Voraufnahme (pre-scan). In Abbildung 4.21 sind die daraus bestimmten Sensitivitätsschwerpunkte eingezeichnet. Alle Spulen befanden sich während des Experiments innerhalb des Messvolumens des MR-Tomographen, so dass es zu keiner Fehldetektion kam. Die Positionen der Sensitivitätsschwerpunkte korrelieren mit der geometrischen Anordnung der einzelnen Spulenelemente. Auf das 8. Array-Element (PP1) mußte bei diesem Experiment verzichtet werden, da der 8. Kanal für die Detektion des Signals des aktiven Katheters benötigt wurde. Die relativen Spulensensitivitäten lagen für alle Spulenelemente über 80 Prozent.

Für die Bildgebung während des Experiments wurde eine trueFISP Sequenz mit folgenden Parametern genutzt: FOV =  $400^2$  mm<sup>2</sup>, FOV Phase 75%, Matrix =  $256^2$ , TE = 1,78 ms, TR = 3,56 ms, Schichtdicke = 6 mm,  $\alpha = 70^\circ$ , Partial-Fourier  $\frac{4}{8}$ , und GRAPPA ( $AF = 2$ , Ref.Linie 16).

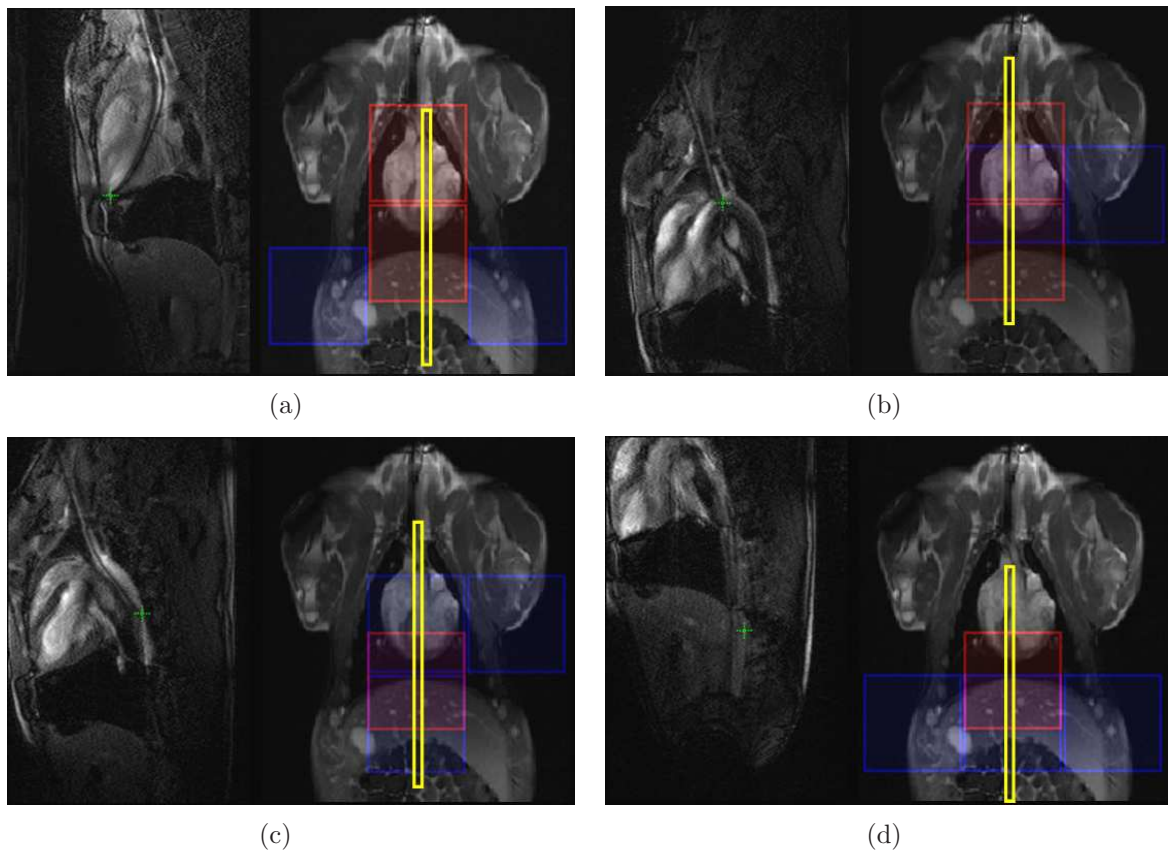
Mit dieser Konfiguration der Bildgebungssequenz wurde eine Akquisitionszeit von ca. 200 ms pro Bild erreicht, so dass unter Berücksichtigung der zusätzlichen Zeit für die Lokalisation



**Abb. 4.21:** Übersichtsbilder mit Sensitivitätsschwerpunkten der Spulen. Im sagittalen Bild (links) sind die hinteren Body-Array-Spulenelemente (PP2..PP6) in der anterior-posterior Richtung deutlich von den flexiblen Body-Array-Elementen (BO1, BO2) getrennt. Das koronare Bild (rechts) zeigt ebenfalls die aufgrund der Lage der einzelnen Spulenelemente erwarteten Sensitivitätsschwerpunkte. Die Katheterspitze (Katheterspule CC1) befand sich während der Voraufnahme bereits in der Aorta.

(28 ms) eine Bildwiederholrate von 4 Bilder/s erreicht wurde. Um den Effekt der dynamischen Spulenselektion zu demonstrieren, wurde die Anzahl der zu rekonstruierenden Kanäle (Spulen) auf vier der sieben aktivierten Bildgebungsspulen begrenzt. Durch diese Einstellungen konnte für das gesamte Experiment die Echtzeitfähigkeit gewährleistet werden.

Wie im letzten Abschnitt beschrieben, erfolgte der Zugang über die Halsschlagader und der Katheter wurde dann als erstes ins schlagende Herz geführt (Abb. 4.22(a)). Dabei war die Akquisitionszeit von  $\sim 200$  ms so kurz, dass die Strukturen des Herzmuskels (Myokard) und der inneren Kapillarmuskeln zu erkennen waren. An dieser Position an der Oberseite des Torsos wählte der Algorithmus die beiden anterior positionierten Spulenelemente und die hinteren Spulen PP2 und PP6. Danach wurde der Katheter leicht zurück gezogen und über den Aortenbogen in die absteigende Aorta geführt. In den Abbildungen 4.22(b), 4.22(c) und 4.22(d) sind Momentaufnahmen dieses Weges abgebildet. In den rechten Teilbildern ist schematisch die jeweils aktuelle Position des FOV und die zur Rekonstruktion des Bildes genutzten Spulenelemente eingezeichnet. In dieser Bildserie ist gut zu erkennen, wie die zur



**Abb. 4.22:** trueFISP-Echtzeit-Bilder (linke Teilbilder), rekonstruiert aus dem Signal von 4 der 7 zur Bildgebung angeschlossenen Spulenelemente. In den Übersichtsbilder (rechte Teilbilder) sind die Spulen schematisch eingetragen, die zur Rekonstruktion der jeweiligen trueFISP-Bilder genutzt wurden (rot 2-Kanal anterior und blau die 6-Kanal posterior Spule). Das aktuelle FOV der während des Experimentes in Echtzeit rekonstruierten Bilder ist durch den gelben Rahmen in der Übersichtsaufnahmen gekennzeichnet.

Rekonstruktion verwendeten Spulen der Position des FOVs und somit der Katheterspitze folgen.

Während der gesamten Dauer der Intervention wurde die Katheterspitze immer erfolgreich lokalisiert; es konnte in keiner Phase eine Fehldetektion des Katheters beobachtet werden.

Ein Problem bei den Tierversuchen am MR-Symphony war die begrenzte Spulenzahl. Dadurch konnte nur die Zielregion adäquat abgebildet werden, während weiter entfernte Regionen (aber noch im Meßvolumen des Tomographen) aufgrund der abfallenden Spulensensitivität ein deutlich geringeres SNR aufwiesen.



### 4.8.3 Tierversuch am 32-Kanal-System

Während des Tierexperiments am 32-Kanal MR-System (Siemens Avanto, Anhang 7.4) wurden 25 Kanäle genutzt:

- $2 \times 6$  Kanäle für zwei 6 Kanal-Body-Array Spulen auf der Vorderseite des Tiers,
- $4 \times 3$  Kanäle für vier Rückenspulen mit jeweils drei Einzelspulen und
- 1 Kanal für die Mikrosolenoidspule des aktiven Katheters.

Während des Experiments wurden vom dynamischen Selektionsalgorithmus 8 der 24 zur Datenakquisition genutzten Kanäle zur Bildrekonstruktion verwendet. Durch diese Begrenzung konnte für das gesamte Experiment die Echtzeitrekonstruktion gewährleistet werden. Als Messesequenz wurde, wie beim vorigen Tierexperiment (Absch. 4.8.2), eine trueFISP-Sequenz mit ähnlichen Parametern genutzt: FOV =  $350^2$  mm<sup>2</sup>, FOV Phase 75%, Matrix =  $256^2$ , TE = 1,62 ms, TR = 3,25 ms, Schichtdicke=6 mm,  $\alpha = 50^\circ$ , Partial-Fourier  $\frac{4}{8}$  und GRAPPA (AF=2, Ref.Linien 16).

Die etwas kürzere Repetitionszeit TR, die durch das leistungsfähige Gradientensystem  $G_{max} = 40$  mT/m erreicht wird, beschleunigte die Bildakquisition auf 182 ms. Diese Steigerung ermöglicht eine Bildwiederholrate von 5 Bilder/s. Allerdings mußte bei dieser Sequenzkonfiguration der Flipwinkel von  $70^\circ$  auf  $50^\circ$  reduziert werden, da sonst die applizierte HF-Leistung zu hoch gewesen wäre. In Abbildung 4.23 sind exemplarisch 4 Bilder dargestellt, die während des Experiments aufgenommen wurden. Dabei werden drei Vorteile der dynamischen Spulenselektion deutlich:

- die Echtzeitfähigkeit war während des gesamten Versuches auch bei 25 angeschlossenen Spulen gewährleistet.
- das FOV, welches der Katheterposition folgte, wurde im gesamten Meßvolumen adäquat abgebildet, wobei der dynamische Selektionsalgorithmus immer das Kanaloktett<sup>2</sup> wählte, dessen Signale von Spulen stammten, die in der Nähe des aktuellen FOV positioniert waren.

---

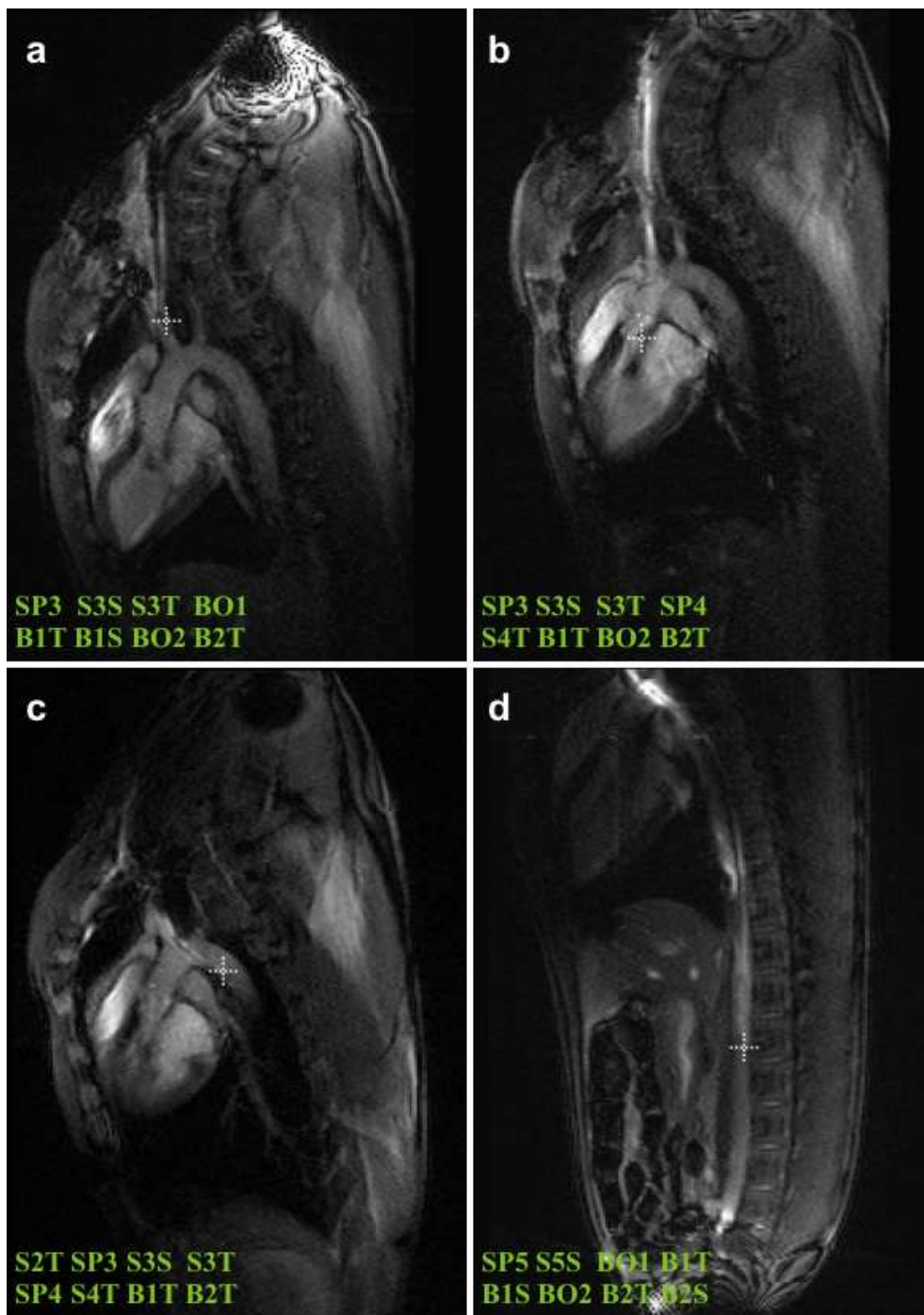
<sup>2</sup>Oktett = 8

- diese so ausgewählten 8 Kanäle waren in jeder FOV-Position so konfiguriert, dass keine für die parallele Bildgebung typischen N/2-Geister beobachtet werden konnten.

Das 32-Kanalsystem kombiniert im Gegensatz zu einer direkten Zuweisung der Spulen zu einzelnen Empfangskanälen jeweils drei nebeneinander liegende Spulen durch eine sogenannte "Mode-Matrix" [Rey05] zu drei Ausgangssignalen:

- Primär Mode: Summensignal der drei Signalspulen (kenntlich durch Namen der Spule z.B. *SP4*)
- Sekundär Mode: Differenzsignal zwischen den äußeren und der mittleren Spule (kenntlich durch Namenszusatz *S* z.B. *S4S*)
- Tertiär Mode: Differenzsignal zwischen den äußeren Spulen (kenntlich durch Namenszusatz *T* z.B. *S4T*)

Auch während dieses Experiments wurde die Doppelprojektionstechnik zur Lokalisation der Spitze des aktiven Katheters genutzt. Unter Verwendung dieser neuen Technik konnte auch während der Tierversuche am Avanto keine Fehldetektion der Katheterposition beobachtet werden.



**Abb. 4.23:** trueFISP-Echtzeit-Bildserie während eines in-vivo-Tierexperiments. Das jeweils die 8 geeignetsten Empfangskanäle zur Bildrekonstruktion verwendet wurden, ist am wechselnden Bildkontrast zu erkennen, was gerade an den Extrempositionen des FOV (oberes und unteres Ende des Messfeldes (a,d)) eine gute Bildqualität gewährleistet. Der Weg des Katheters von der Halsarterie (a) zum Herzen (b) und dann zur absteigenden Aorta (c,d) ist in den Echtzeitbildern ausschnittsweise dargestellt. Das weiße Kreuz markiert die Position der Katheterspitze; in grün sind die für die Bildrekonstruktion verwendeten Empfangskanäle benannt.



## 5 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden Verfahren und Meßtechniken für die interventionelle Magnetresonanztomographie entwickelt. Diese wurden in klinische MR-Tomographen eingebunden und ihre Wirksamkeit in mehreren Tierexperimenten evaluiert. In diesem Kapitel werden die erreichten Ergebnisse diskutiert und die Probleme vorgestellt, die noch zu lösen sind, um die MR-geführte Intervention als sicheres und robustes Verfahren zu etablieren.

### *Aktive Katheter*

Zu Beginn der Arbeit wurden Katheter mit Mikrosolenoidspulen gefertigt, deren lokal begrenztes Empfindlichkeitsprofil genutzt wurde, um die Katheterspitze automatisch zu lokalisieren. Zur automatischen Lokalisation wurden Projektionsmessungen genutzt, mit denen es möglich war, die Position der Katheterspitze im gesamten Meßvolumen ( $500 \times 500 \times 500 \text{ mm}^3$ ) des Tomographen zu bestimmen.

Um eine Intervention am Herzen durchführen zu können, müssen die Katheter eine Länge von 1,2 m haben. So wird dem Operateur die Führung des Katheters auch dann ermöglicht, wenn dieser mehr als 0,5 m in das Tier eingeführt ist. Die 5 F-Katheter wurden aus zwei-lumigem Katheterrohmaterial gefertigt. Das kleinere Lumen wurde zur Aufnahme des Mikrokoaxialkabels genutzt, während das große Lumen freigehalten wurde, um einen Führungsdraht aufnehmen zu können oder zur Gabe von Kontrastmittel bzw. Pharmazeutika. Die handgefertigte Mikrosolenoidspule an der Spitze wurde mit dem Koaxialkabel verlötet und anschließend mit Flüssigkunststoff umgeben, wodurch die elektrische Isolierung und mechanische Fixierung bei minimaler Vergrößerung des Gesamtdurchmessers des Katheters erreicht wurde (+0,1 mm). Während der Tierversuche konnte die mechanische und elektrische Zuverlässigkeit der Modifikationen des Katheters gewährleistet werden.

Das Hauptproblem während aller Versuche war der schwierige Umgang mit der Schleuse, was besonders bei kleinen Versuchstieren dazu führte, dass der Katheter beim Einführen die Arterienwand durchdrang bzw. direkt hinter der Schleuse abgeknickt wurde und somit für den weiteren Versuch unbrauchbar war. Das zweite Problem war die Verdrillung des Katheters, welches auftrat, wenn der Katheter tief ( $>50$  cm) in das Tier eingeführt war und der Operateur den Katheter um die Längsachse drehen mußte, um ihn z.B. in einen Gefäßabgang zu navigieren.

Die Verwendung der neu entwickelten Verstärkerbox hat sich bei allen Experimenten bewährt. Die Verstärkung des Kathetersignals um 20 dB ist hoch genug, um auf eine Signalleitung direkt durch das Messvolumen des Tomographen zu verzichten, was bei früheren Experimenten, bei denen ein separates Anpassnetzwerk und Verstärkereinheit genutzt wurden, nicht möglich war. Dadurch wurden zum einen mögliche Quellen für Wirbelstromartefakte völlig vermieden und zum anderen die HF-Kopplung mit der Ganzkörperanregungsspule reduziert. Durch diese reduzierte E-Feldkopplung und den zusätzlichen Einbau von Mantelwellensperren und Schutzdioden konnte die Funktionssicherheit während aller Tierexperimente sichergestellt werden. Auch vom Operateur, der während der Intervention mit der Verstärkerbox arbeitete, wurde diese Lösung als praktikabel beurteilt.

#### *Doppelprojektions-Technik*

Die Technik der doppelten Projektion mit jeweils orthogonalen  $z$ -Dephasierern hat in allen Versuchen eine sichere Positionsdetektion der aktiven Katheter ermöglicht. Durch diese neue Technik konnte das Signal-zu-Hintergrund-Verhältnis von unter 1 : 1 (bei ungünstiger Dephasierichtung) auf einen Faktor von 200 : 1 gesteigert werden. Damit war eine sichere Detektion des aktiven Katheters während aller Tierversuche möglich. Selbst in stark bewegten Regionen wie dem Herzen konnten keine Fehldetektionen festgestellt werden. Die Integration dieser Projektionstechnik in eine Doppelsequenz ermöglichte es, die Aufnahmezeit für alle drei Raumrichtungen auf 28 ms zu begrenzen. Gegenüber dem vorher genutzten Hadamard-Schema hat sich die Akquisitionszeit nur um 16% erhöht [Vol103]. Um Artefakte aufgrund der globalen Anregung während der Lokalisation zu vermeiden, erfolgten die Projektionsmessungen mit kleinen Flipwinkeln ( $\alpha < 15^\circ$ ). Sie wurden mit einem  $-\alpha/2$ -Puls zur Erzeugung der Longitudinalmagnetisierung eingeleitet und mit einem  $\alpha/2$ -

---

Puls zur Vorpräparation der trueFISP-Bildgebungssequenz beendet. Durch die Anwendung dieser Präparationstechniken waren Artefakte durch die globalen Projektionspulse während der Bildgebung nicht beobachtbar.

### *Beschleunigung der Bildakquisition*

Um eine Intervention am Herzen durchführen zu können, ist die Bildwiederholrate einer vollständig akquirierten trueFISP- oder FLASH-Sequenz ( $256^2$  Matrix) mit etwas mehr als einem Bild pro Sekunde zu niedrig. Es gibt mehrere Möglichkeiten, diese Bildakquisition zu beschleunigen. Eine Variante ist die Reduktion der Akquisitionsmatrix auf z.B.  $128^2$ , was zwar die Aufnahmezeit pro Bild um einen Faktor 2 reduziert, gleichzeitig aber auch die räumliche Auflösung halbiert. Eine andere Möglichkeit ist die sogenannte *View Sharing*-Methode, bei der ein Teil des k-Raums mehrmals zur Rekonstruktion eines Bildes verwendet wird. Zwar ermöglicht diese Technik die Bildwiederholrate unter Beibehaltung der räumlichen Auflösung deutlich zu steigern, jedoch führt diese Technik nicht zu einer Reduktion der Akquisitionszeit pro Bild und somit auch nicht zu einer Reduktion von Bewegungsartefakten, wie sie bei Interventionen am Herzen beobachtet werden.

Der Ansatz, der in dieser Arbeit verfolgt wurde, besteht in der Reduktion der akquirierten Datenmenge (Phasenkodierschritte) pro Bild, ohne dabei die Bildauflösung und das FOV zu ändern. Um dieses Ziel zu erreichen, wurde Partial-Fourier- mit paralleler Bildgebung kombiniert. Die Partial-Fourier-Technik nutzt die Hermitezität des k-Raums und die parallele Bildgebung verwendet die intrinsische Ortsinformation von mehreren Arrayspulen zur Reduktion des k-Raums bei gleichzeitiger Beibehaltung der vollen Ortsauflösung im Bild.

Die Integration beider Techniken in die Bildgebungssequenz ermöglichte es, die Bildakquisitionszeit pro Bild auf 200 ms zu senken. Die Kombination einer so modifizierten trueFISP-Sequenz mit einer aktiven Katheterlokalisierung ermöglicht somit eine Bildwiederholrate von 4-5 Bildern pro Sekunde während der Intervention.

Zur Rekonstruktion der reduzierten, von mehreren Spulen parallel akquirierten Datensätzen, wurden die selbstkalibrierenden Rekonstruktionsalgorithmen SENSE und GRAPPA implementiert. Der Vorteil dieser Algorithmen ist, dass die zur Rekonstruktion nötigen Spulensensitivitätsprofile durch zusätzliche Referenzlinien bei jedem Bild mitgemessen werden und somit alle Änderungen (Schichtposition, -orientierung, Spulen-, Objektposition oder Spulen-

eigenschaften durch wechselnde Beladung) automatisch erfasst werden.

In Phantomexperimenten hat sich das Rekonstruktionsverfahren GRAPPA (Rekonstruktion im  $k$ -Raum) als geeignet erwiesen. Im Vergleich zu SENSE hatte der GRAPPA-Algorithmus im Hinblick auf die interventionelle MR-Bildgebung zwei entscheidende Vorteile:

- Bei Einfaltungen (von außerhalb des FOV), wie sie während einer Intervention mit automatischer Schichtnachführung nicht zu vermeiden sind, führt der SENSE-Algorithmus zu massiven Artefakten, die beim GRAPPA-Algorithmus deutlich schwächer ausfallen. Die Reduktion der Bildqualität beschränkt sich bei Verwendung von GRAPPA auf eine SNR-Reduktion um den Faktor 2 gegenüber dem unreduzierten Bild, was bei einer Datenreduktion um den Faktor 4 (Faktor 2: Parallele Bildgebung und Faktor 2: Partial Fourier 4/8) theoretisch zu erwarten ist.
- Bei einer Rekonstruktionszeit von unter 200 ms (d.h. kleiner als die Akquisitionszeit) kann der GRAPPA-Algorithmus die Daten von mehr Empfangskanälen (Spulen) rekonstruieren als SENSE. Bei der aktuellen Implementation können mit GRAPPA 10 Kanäle und mit SENSE 7 Kanäle in 200 ms rekonstruiert werden.

Im Hinblick auf eine weitere Verkleinerung der Empfangsspulen können dies ein entscheidender Vorteile sein.

#### *Echtzeitrekonstruktion*

Eine zweite Anforderung, die die Bildgebung in der interventionellen MR erfüllen muß, ist die "Echtzeitfähigkeit". Die beschleunigte Bildakquisition geht aber einher mit einem deutlichen Anstieg der Rekonstruktionszeiten. Die dazu durchgeführten Versuchsmessungen ergaben, dass Partial-Fourier (4/8) in Kombination mit paralleler Bildgebung möglich ist, wenn die Anzahl der zur Rekonstruktion verwendeten Kanäle (Spulen) begrenzt bleibt (maximal 10 Kanäle bei GRAPPA und 7 bei SENSE bei einem Rekonstruktionslimit von 200 ms).

#### *Dynamische Spulenselektion*

Um diese restriktive Begrenzung optimal zu nutzen, wurde das Konzept der dynamischen Spulenselektion entwickelt und implementiert. Mit der Entwicklung des Selektionsalgorithmus wurden drei Ziele verfolgt:



- Der Algorithmus musste echtzeitfähig sein. Dazu wurde ein einfaches Klassifikationschema (Tab. 3.2) entwickelt, welches auf Basis der einmal im Vorfeld (Voraufnahme) bestimmten Sensitivitätsschwerpunkte und relativen Sensitivitäten entscheidet, ob das Signal einer Spule zur Rekonstruktion des MR-Bildes genutzt wird.
- Der Algorithmus muss die Spulen wählen, die zur Steigerung des SNR im gewählten FOV beitragen und diejenigen von der Rekonstruktion ausschließen, die die Einfaltungsartefakte erhöhen.
- Es muß sichergestellt werden, dass die verwendete Signalkanalanzahl in Echtzeit rekonstruiert wird.

Alle drei Forderungen, des nach diesen Kriterien entwickelten Algorithmus, wurden im Phantomversuch untersucht. Dabei zeigte sich, dass bei der gewählten Konfiguration die optimale Anzahl von Signalkanälen bei 5-6 liegt und dass ab einer Kanalanzahl von 14 ein signifikanter Anstieg der Einfaltungsartefakte zu beobachten ist.

Aus diesem Grund wurde bei den Tierversuchen am 32-Kanalsystem der dynamische Spulenselektionsalgorithmus so eingestellt, dass jeweils 9 der 24 detektieren Kanäle der Rekonstruktion zugeführt wurden. Die um 3 höher als das Optimum liegende Kanalanzahl wurde gewählt, damit die für die parallele Bildgebung nötige Ortskodierung während des gesamten Tierexperimentes gewährleistet war. Diese prophylaktische Redundanz zu vermeiden und die Entscheidungskriterien für die optimale parallele Bildrekonstruktion zu erweitern, wird das Ziel zukünftiger Arbeiten sein.

### *Hochfrequenzerhitzung*

Der Hauptgrund, der die Durchführung von Interventionen mit aktiven Kathetern am Menschen verbietet, ist die Gefahr der lokalen Erwärmung aufgrund der HF-Kopplung der leitenden Strukturen des Katheters mit dem Sendefeld des Tomographen. In dieser Arbeit wurden für alle Experimente Katheter mit Mantelwellensperre zur Reduktion der Gleichtaktströme verwendet. Diese externe -in die Verstärkerbox integrierte- Mantelwellensperre reduzierte die HF-Erwärmung für den typischen Aktionsradius ( $\pm 20$  cm vom Iso-Zentrum) auf ca. 2 K. Zusätzlich hat man in Blutgefäßen und gut perfundierten Organen durch den Blutfluß einen kühlenden Effekt, wodurch der Grad der Erwärmung weiter reduziert wird. Bei keinem der

Tierexperimente konnte der Operateur eine Erwärmung am proximalen Katheterende feststellen. Auch nach Entfernen des Katheters war kein Hinweis auf Koagulation zu finden.

Das das Erwärmungsrisiko bei diesem Kathetertyp sehr hoch ist, wurde bei den Phantommessungen in der Kunststoffrinne nachgewiesen, wobei sich der Katheter an der Spitze um 28 K erwärmte. Um dieses Risiko zu senken, wurde in dieser Arbeit das Konzept eines aktiv segmentierbaren Wellenleiters entwickelt. Die aktive Segmentierung erfolgte im Prototypen mit PIN-Dioden, die durch Steuersignale des Tomographen das Koaxialkabel im Sendefall segmentieren und im Empfangsfall zu einem durchgehenden Koaxialkabel verbinden.

Das Erwärmungsrisiko konnte mit der PIN-Dioden-Leitung deutlich gesenkt werden. So zeigte sich bei dem Versuch, in dem der Standardkatheter um 28 K erwärmt wurde, beim Katheter mit Pin-Dioden-Leitung lediglich eine Erwärmung von 2 K. Dieser vielversprechende Ansatz hat allerdings auch Nachteile: Zum einen liegt die Steuerspannung zur Segmentierung über 24 V (Schutzkleinspannung) und zum anderen besteht noch technologischer Entwicklungsbedarf, um diesen Typ einer HF-Leitung in das kleine Lumen eines 5 F-Katheters integrieren zu können.

### *Tierexperimente*

In mehreren Experimenten an Versuchstieren wurden die in dieser Arbeit entwickelten und an zwei Tomographen implementierten Techniken evaluiert. Für die Bildgebung wurden während der Experimente ausschließlich trueFISP-Sequenzen mit einer  $256^2$  Bildmatrix genutzt, damit selbst kleine Zielstrukturen gut zu identifizieren waren. Die Beschleunigung der Bildakquisition um den Faktor vier, welche durch eine Kombination aus Partial-Fourier- und paralleler Bildgebung erreicht wurde, erwies sich insbesondere bei der Intervention am schlagenden Herzen als praktikabel. So war es beispielsweise möglich, den Katheter, welcher in die Femoralarterie eingeführt wurde, durch das Herz hindurch bis in die Lungengefäße zu navigieren. Allerdings ist die Zielstellung insbesondere bei der Intervention am Herzen eine Bildwiederholrate von 10 Hz (bei gleicher Auflösung), was einer nochmaligen Halbierung der Akquisitionszeit pro Bild entsprechen würde.

Bei allen Tierexperimenten wurde desweiteren die dynamische Spulenselektion genutzt, wodurch die Echtzeitrekonstruktion der Bilder garantiert wurde. Die gleichzeitige Verbesserung der Bildqualität durch die automatische Adaption, der zum Signal beitragenden Spulen an

---

das aktuelle FOV wurde während der Experimente am 32-Kanalsystem vom Operateur als sehr hilfreich eingeschätzt. Die Technik ermöglichte, den Katheter von der Schleuse bis hin zum Zielorgan sicher unter MR-Kontrolle zu navigieren.

Im Hinblick auf die Entwicklung vom Spulenarrays von bis zu 90 Einzelementen [WPT<sup>+</sup>05] kann der Algorithmus auch dazu genutzt werden, das FOV während der Messung ohne störende Einfaltungsartefakte zu verkleinern und somit entweder die Auflösung zu steigern oder die Akquisitionszeit pro Bild weiter zu reduzieren.

Ein weiterer deutlicher Fortschritt war die Entwicklung der Doppelprojektions-Technik, mit der die sichere Lokalisation der Katheterspitze und somit auch die automatische Schichtnachführung in jeder Phase der Interventionsexperimente gewährleistet war. Solange die Katheterspitze innerhalb des Meßfeldes war, konnte keine Fehldetektion der mit einem Kreuz im Bild markierten Katheterposition festgestellt werden.

Wie in den Tierversuchen gezeigt wurde, sind minimalinvasive kardiovaskuläre Eingriffe mit Hilfe von Kathetertracking und automatischer Schichtverfolgung, in Kombination mit schnellen Bildgebungstechniken mit Partial-Fourier- und paralleler Bildgebung, selbst am schlagenden Herzen möglich.

Allerdings sind noch einige Probleme zu lösen, bis diese Technik in der klinischen Routine Anwendung findet. Das Hauptproblem ist das oben erörterte HF-Erwärmungsrisiko. Weitere Probleme sind der hohe Lärmpegel, der während der Messung durch schnell schaltende Gradienten entsteht und der eingeschränkte Patientenzugang bei Tomographen mit geschlossenem Magneten wie sie bei Feldstärken über 0,5 T üblich sind. Die in dieser Arbeit entwickelten Techniken sind nicht auf den intravaskulären Einsatz beschränkt, sondern können mit jedem MR-kompatiblen Instrument, welches mit aktiven Spulen ausgerüstet ist, angewendet werden (z.B. Nadelhalter [ZMG<sup>+</sup>06]). Diese Techniken erlauben es, dass sich der Arzt während des Eingriffs auf die wesentlichen Aufgaben, das Führen des Operationsinstruments oder auch nur einfach die Wahl der richtigen Bildorientierung konzentrieren kann, während die Wahl der geeignetsten Spulen und die Schichtnachführung automatisiert sind.



## 6 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, die parallele MR-Bildgebung, die eine Beschleunigung der Bildaufnahme um den Faktor 2 und mehr erlaubt, für die interventionelle MR-Tomographie zu erschließen. Dabei war es notwendig, die parallele MR-Bildgebung so zu modifizieren, dass die akquirierten Bilder dem Operateur in Echtzeit präsentiert werden. Um den Vorteil der schnellen Echtzeitbildgebung effektiv für minimalinvasive Eingriffe mit aktiven Kathetern unter MR-Kontrolle auch an stark bewegten Organen wie dem Herzen nutzen zu können, waren mehrere Neu- und Weiterentwicklungen nötig. Auf der Hardware-Seite betraf das die Entwicklung und Fertigung neuer HF-Komponenten und Kathetertypen, auf der Software-Seite die Umsetzung der neu entwickelten Konzepte in die MR-Sequenzen und Rekonstruktionsalgorithmen.

Zunächst wurden Katheterprototypen mit einer Mikrospule zur Spitzenlokalisierung aus Katheterrohmaterial gefertigt und so weit optimiert, dass eine hohe Funktionssicherheit der bis zu 1,2 m langen aktiven Katheter gegeben war. Die neu entwickelte Verstärkereinheit am proximalen Ende des Katheters ermöglicht eine sichere Signalleitung zum klinischen MR-Tomographen. Durch die hohe Signalverstärkung konnte eine Leitungsführung außerhalb des Meßvolumens realisiert werden. Zum einen wurde dadurch das HF-Erwärmungsrisiko minimiert und zum anderen die Wirbelstromartefakte beseitigt, die durch vorherige HF-Komponenten zur Signalübertragung erzeugt wurden. Ein weiter Vorteil des aktiven Katheters mit Verstärkereinheit ist die bessere Handhabung während der Interventionen aufgrund der flexibleren Leitungsführung und Integration aller, zur Signalleitung notwendigen, Komponenten in eine Einheit.

Um die Funktionssicherheit während des Betriebs zu garantieren, wurden neben dem Verstärker -incl. Netzwerk zur Impedanzanpassung des Katheters- eine Mantelwellensperre und

Schutzdioden zum Überspannungsschutz integriert, wodurch die Zerstörungsgefahr des HF-Verstärkers deutlich minimiert wurde und bei keinem der Tierversuche elektronisches Versagen der neu entwickelten Komponenten auftrat.

In Kombination mit der neu entwickelten Doppelprojektionstechnik [MBS06], die auf der Multiplikation orthogonal dephasierter Projektionen basiert und das Signal-zu-Hintergrund-Verhältnis auf 200 : 1 steigerte, konnte so die Lokalisation des aktiven Katheters während aller Tierexperimente sichergestellt werden. Die Auslegung der Doppelprojektion als Doppelpulse-Sequenz ermöglichte dabei eine sehr zeiteffiziente Akquisition der für die Lokalisation notwendigen Daten. So konnte die Zeit der Lokalisationssequenz (mit  $\alpha/2$ -Präparationspulsen) auf 28 ms beschränkt werden.

Um das Sicherheitsproblem zu lösen, welches aufgrund der Kopplung des elektromagnetischen Anregungsfelds des MRT mit den elektrischen Leitungen im Katheter besteht und zu einer starken Erwärmung insbesondere an der Katheterspitze und damit zu erheblichen Verbrennungen innerhalb des Körpers führen kann, wurde das Konzept des aktiv segmentierten Wellenleiters entwickelt. Im Phantomexperiment konnte mit einem Prototypen (PIN-Diodenkatheter, Absch. 7.2) gezeigt werden, dass der Temperaturanstieg an der Katheterspitze, nach einer 15-minütigen Messung mit einer TrueFISP-Sequenz auf 2 K minimiert werden konnte, während sich der konventionelle Vergleichskatheter unter gleichen Bedingungen um 28 K erwärmte [UMB<sup>+</sup>06].

Das primäre Ziel dieser Arbeit - die Beschleunigung der Bildakquisition - wurde durch Implementation der parallelen Bildgebung erreicht [MBF<sup>+</sup>05]. Dadurch konnte bei zusätzlicher Nutzung der Partial-Fourier-Technik die Akquisitionszeit um den Faktor 4 reduziert werden [BMZ<sup>+</sup>06]. Die für die Intervention notwendige Echtzeitbildgebung wurde durch Integration des neu entwickelten dynamischen Spulenselektionsalgorithmus erreicht [MBS05]. Mit diesem hier entwickelten Konzept werden in Echtzeit nur die Signale dem Rekonstruktionsprozess zugeführt, die konstruktiv zur Bildqualität beitragen. Durch die Verwendung dieses Algorithmus, der die Spulen durch ihre -in einer Voraufnahme bestimmten- Sensitivitätsschwerpunkte und relativen Sensitivitäten charakterisiert, wird die Spulenkonfiguration gewählt, welche die geringsten Faltungsartefakte und das beste lokale Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) im rekonstruierten Bild liefert [MUL<sup>+</sup>06b].

An zwei klinischen MR-Tomographen wurden diese Neuerungen in eine interaktive Sequenz

implementiert. Für Bildgebung wurde dabei eine trueFISP-Sequenz genutzt, um trotz reduzierter Datenakquirierung möglichst Bilder mit gutem SNR zu generieren. Durch die Kombination schneller Bildakquisitions- und Projektionstechniken ist es in dieser Arbeit gelungen, eine MR-Bildgebungssequenz mit aktiver Lokalisation bereit zu stellen, mit der eine Bildwiederholrate von bis zu 5 Bildern pro Sekunde mit einer Bildmatrix von  $256^2$  und somit einer Bildauflösung von rund einem Millimeter erreicht werden konnte.

In mehreren Tierexperimenten konnte erstmalig gezeigt werden, dass es möglich ist, einen aktiven Katheter unter MR-Kontrolle im schlagenden Herz zu navigieren [MZS+06], [MUL+06a], [MUS+06].

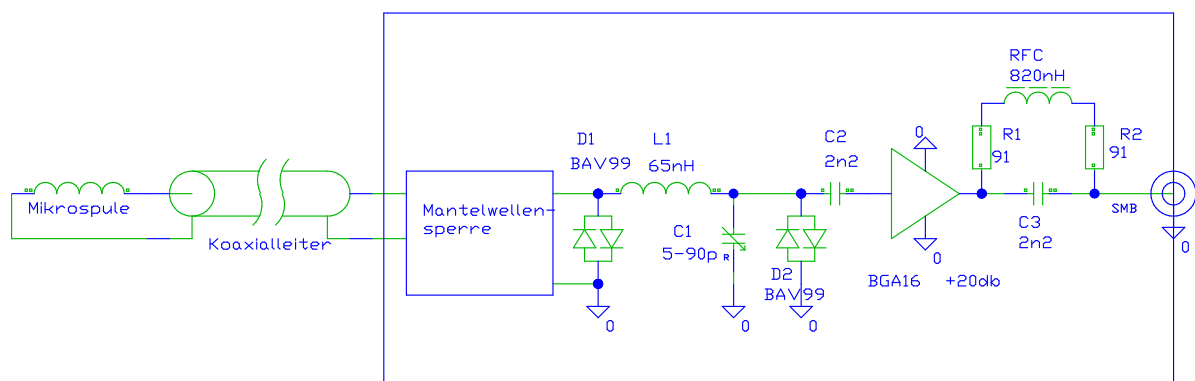
Damit wird es möglich, MR-geführte Katheter-Interventionen beispielsweise die Implantation von Gefäßstützen (sogenannten Stents), die Behandlung von Engstellen der Koronargefäße durch Gefäßerweiterungen mit Hilfe von Ballonkathetern oder vielleicht auch die Katheterablationen zur Therapie von Herzrhythmusstörungen unter MR-Kontrolle am Menschen durchzuführen und somit Patienten einen schonenderen operativen Eingriff anzubieten.





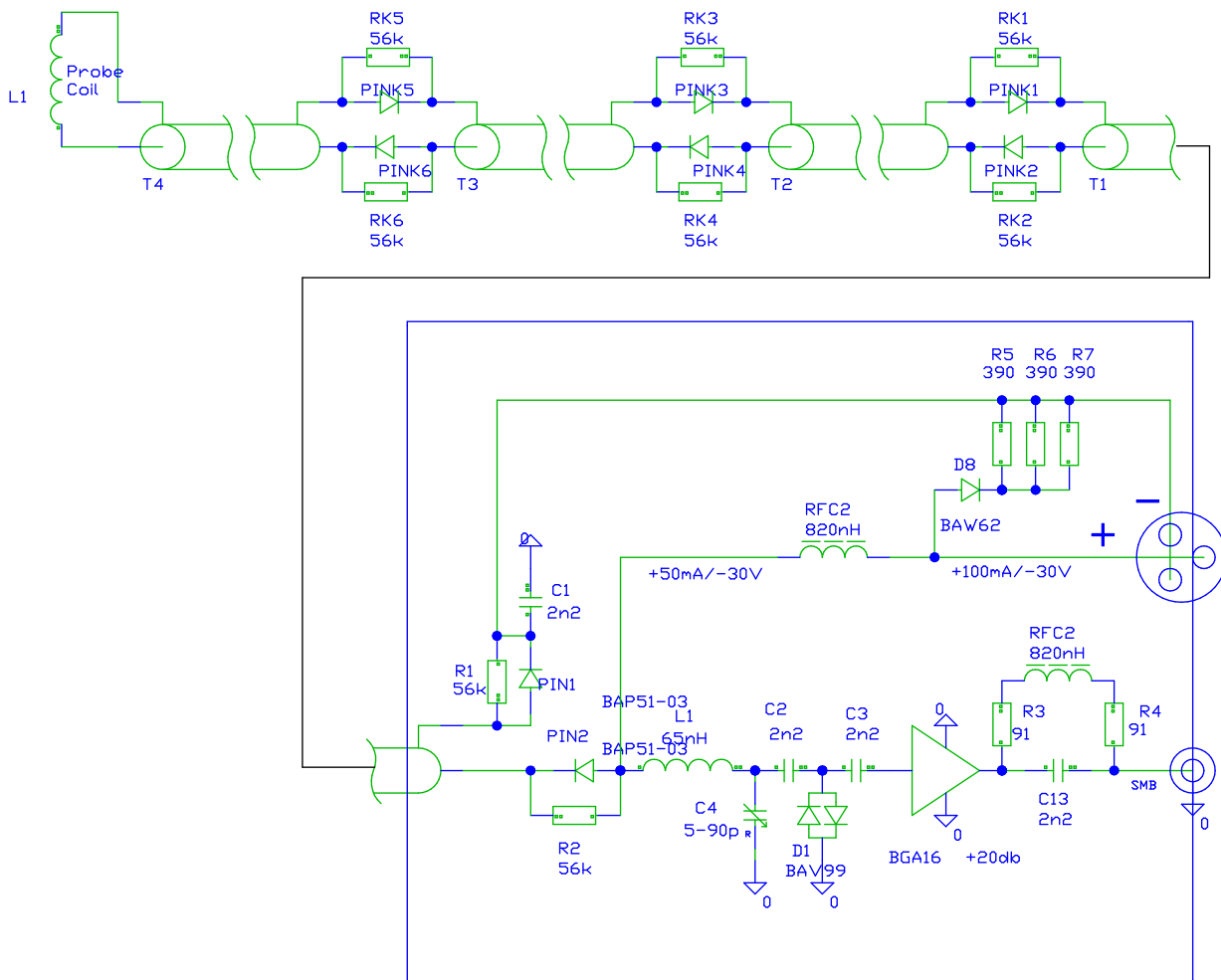
## 7 Anhang

### 7.1 Verstärkerschaltung für das Kathetersignal



**Abb. 7.1:** Elektrische Schaltung zur Signalverstärkung des Kathetersignals mit Mantelwellensperre, Schutzdioden und Gleichstromversorgung über die Signalleitung.

## 7.2 Schaltung zur Ansteuerung des PIN-Dioden-Katheters



**Abb. 7.2:** Elektrische Schaltung zur Ansteuerung der PIN-Dioden und zur Signalverstärkung des Kathetersignals.

## 7.3 MAGNETOM Symphony



**Abb. 7.3:** MAGNETOM Symphony

Quelle: <http://www.medical.siemens.com>

### Magnet

- Kompakter 1.5 T Magnet (Länge: 160 cm )
- Innendurchmesser: 60 cm
- Magnetengewicht inkl. Helium ca. 4050 kg
- Großes DSV (*diameter spherical volume*) mit hoher Homogenität über 50 cm

### Gradienten

- Max. Gradientenfeldstärke: 30 mT/m (effektiv 52 mT/m)
- Max. *Slew Rate*: 125 T/m/s (effektiv 216 T/m/s)
- Bildfeld (FOV): bis zu 50 cm für Ganzkörperuntersuchungen
- Kompakte, wassergekühlte Gradientenverstärker in *solid-state*-Technologie für ein minimales TR von 1,8 ms und minimales TE von 0,8 ms bei einer 256<sup>2</sup> Matrix

### Spulenkonzzept

- Bis zu 16 CP Spulenelemente von bis zu 8 verschiedenen integrierten IPA (*Integrated Panoramic Array*) erlauben es bis zu 8 Spulen gleichzeitig einzusetzen
- *Integrated Panoramic Positioning* (IPP) ermöglicht eine fernbedienbare Patientenpositionierung über die MR-Konsole in Kombination mit automatischer Tischverschiebung

### Computer

Softwareplattform *syngo* für die medizinische Anwendungen bei allen bildgebenden Modalitäten. Bildrekonstruktionrechner mit Pentium4 / 2,2 GHz Bildprozessor kombiniert mit einem Pentium4 Rechner mit 2 CPUs / 2,2 GHz und 2 GB Arbeitsspeicher für die Arbeitsplattform.

## 7.4 MAGNETOM Avanto



Abb. 7.4: MAGNETOM Avanto

Quelle: <http://www.medical.siemens.com>

### Magnet

- Kompakter 1,5 T Magnet (150 cm lang)
- Innendurchmesser: 60 cm
- Magnetengewicht ca. 3.550 kg
- Homogenität über einen Kugeldurchmesser von 50 cm

### Gradienten

- Geräuschpegelreduziert um bis zu 30 Dezibel dB(A)
- Gradientenfeldstärke bis zu 45 mT/m (effektiv 72 mT/m)
- *Slew Rate* bis zu 200 T/m/s (effektiv 346 T/m/s)
- Bildfeld (FOV) bis zu 50 cm für Ganzkörperuntersuchungen
- Kompakte, wassergekühlte Gradientenverstärker in *solid state*-Technologie für ein minimales TR von 1,5 ms und minimales TE von 0,6 ms bei einer  $256^2$  Matrix.

### TIM *Total Imaging Matrix*

- Bis zu 76 integrierte Matrix-Spulen-Elemente kombiniert mit 32 Hochfrequenz-Kanälen.
- 205 cm Bildfeld (FOV).
- Ganzkörperbildgebung mit parallele Bildgebung (iPAT)

### Computer

Softwareplattform *syngo* für die medizinische Anwendungen bei allen bildgebenden Modalitäten. Bildrekonstruktionrechner mit Pentium4 / 3 GHz Bildprozessor, kombiniert mit einem Pentium4 Rechner mit 2 CPUs / 3 GHz und 2 GB Arbeitsspeicher für die Arbeitsplattform.

---

## Literaturverzeichnis

- [Abr61] Abragam, A.: *Principles of Nuclear Magnetism*. Clarendon Press, Oxford, England, 1961.
- [BBM<sup>+</sup>04] Blaimer M., Breuer F., Mueller M., Heidemann R.M., Griswold M. und Jakob P.M.: *SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA How to Choose the Optimal Method*. *Top Magn Reson Imaging*, 15:223–236, 2004.
- [Blo46] Bloch, F.: *Nuclear Induction*. *Phys. Rev.*, 70:460–485, 1946.
- [BMZ<sup>+</sup>06] Bock, M., Müller, S., Zühlsdorff, S., Speier, P., Fink, C., Hallscheidt P., Umathum, R. und Semmler, W.: *Active Catheter Tracking using Parallel MRI and Real-Time Image Reconstruction*. 55:1454–1459, 2006.
- [Bre06] Brenner, S.: *Ein Faseroptischer Faraday-Effekt-Positionssensor für die Interventionelle Magnetresonanztomographie*. Diplomarbeit, Fachhochschule Gießen-Friedberg, Bereich Gießen Fachbereich Krankenhaus- und Medizintechnik, Umwelt- und Biotechnologie, 2006.
- [BUS<sup>+</sup>06] Bock M., Umathum R., Sikora J., Brenner S., Aguor E. und Semmler W.: *A Faraday Effect Position Sensor for Interventional*. *Magnetic Resonance Imaging Physics in Medicine and Biology*, 51:999–1009, 2006.
- [BVZ<sup>+</sup>04] Bock, M., Volz, S., Zühlsdorff, S., Umathum, R., Fink, C., Hallscheidt, P. und Semmler, W.: *MR-Guided Interventional Procedures: Real-Time Parameter Control and Automated Slice Positioning With Active Tracking Coils*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 19:580–589, 2004.
- [CDL99] Cohen-Tannoudji, C., Diu, B. und Laloe, F.: *Quantenmechanik*. Walter de Gruyter GmbH, Berlin, 1999.
- [CT65] Cooley, J.W. und Tukey, J.W.: *An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series*. *Math. Comput.*, 19:297–301, 1965.
- [DH94] Deimling, M. und Heid, O.: *Magnetization Prepared true FISP Imaging*. In: *Proc. 2nd Meet. of the SMR*, Band 19, 1994.
- [DSD93] Dumoulin, C.L., Souza, S.P. und Darrow, R.D.: *Real-Time Position Monitoring of Invasive Devices Using Magnetic Resonance*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 29:411–415, 1993.
- [DWL02] Duerk, J.L., Wong, E.Y. und Lewin, J.S.: *A Brief Review of Hardware for Catheter Tracking in Magnetic Resonance Imaging*. *MAGMA*, 13:199–208, 2002.

- [DWv99] Debatin, J.F., Wildermuth, S. und von Schultheiss, G.K.: *Intravascular Interventions with Active MR Tracking*. Springer, Berlin, 1999.
- [GJH<sup>+</sup>02] Griswold, MA., Jakop, PM., Heidemann, RM, Nittka, M, Jellus, V, Wang, J, Kiefer, B und Hasse, A: *Generalized autocalibrating partially parallel acquisition (GRAPPA)*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47:1202–1210, 2002.
- [GJN<sup>+</sup>00] Griswold, MA., Jakop, PM., Nittka, M, Goldfarb, JW und Hasse, A: *A Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS)*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44:602–609, 2000.
- [GKH<sup>+</sup>04] Griswold, MA., Kannengiesser, S., Heidemann, RM., Wang, J und Jakop, PM.: *Field-of-View Limitations in Parallel Imaging*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52:1118–1126, 2004.
- [HBTv99] Haacke, Mark E., Brown, Robert W., Thompson, Michael R. und Venkatesan, Ramesh: *Magnetic Resonance Imaging*. Wiley-Liss, New York, 1999.
- [HFM<sup>+</sup>86] Haase, A., Frahm, J., Matthaei, D., Häniki, W. und Merboldt, D.: *FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip-Angle Pulses*. 67:258, 1986.
- [JGES98] Jakop, PM., Griswold, MA., Edelmann, RP und Sodickson, DK.: *AUTO-SMASH: a self-calibrating technique for SMASH imaging*. *MAGMA*, 07:42–54, 1998.
- [KBS00] Konings, M. K., Bartels, L. W. und Smits, H. F. M.: *Heating Around Intravascular Resonating RF Waves*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 12, 2000.
- [LQ00] Ladd, M. E. und Quick, H. H.: *Reduction of Resonant RF Heating in Intravascular Catheters using Coaxial Chokes*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43, 2000.
- [MBF<sup>+</sup>05] Mueller, S., Bock, M., Fink, C., Zühlsdorff, S., Speier, P. und Semmler, W.: *trueFISP MRI with Active Catheter Tracking and Real-Time Parallel Image Reconstruction*. In: *12th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 2158, 2005.
- [MBS05] Mueller, S., Bock, M. und Semmler, W.: *Why Less can be More: A Dynamic Coil Selection Algorithm for Real-Time Interactive MRI*. In: *12th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 2417, 2005.
- [MBS06] Mueller, S., Bock, M. und Semmler, W.: *Dual Echo Tip Tracking with Orthogonal Dephaser Gradients*. In: *13th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 3358, 2006.
- [MUL<sup>+</sup>06a] Mueller, S., Umathum, R., Ley, S., Semmler, W. und Bock, M.: *Dynamische Spulenselektion für die interventionelle Magnetresonanztomographie mit paralleler Echtzeitrekonstruktion*. In: *DPG Frühjahrstagung, Strahlen- und Medizinphysik, Heidelberg*, 2006.
- [MUL<sup>+</sup>06b] Müller, S., Umathum, R., Ley, S., Semmler, W. und Bock, M.: *Dynamic Coil Selection for Interactive Catheter Tracking with Parallel Imaging*. In: *13th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 1059, 2006.

- [MUS<sup>+</sup>06] Müller, S., Umathum, R., Speier, P., Zühlsdorff, S., Ley, S., Semmler, W. und Bock, M.: *Dynamic Coil Selection for Real-Time Imaging in Interventional MRI*. 2006. in review.
- [MZS<sup>+</sup>06] Mueller, S., Zühlsdorff, S., Speier, P., Semmler, W. und Bock, M.: *Real-Time Interactive Catheter Tracking With Parallel Imaging and Dynamic Coil Selection*. In: *ISMRM Workshop on Real-Time MRI, Santa Monica, CA, USA*, 2006.
- [NOR<sup>+</sup>01] Nitz, W. R., Oppelt, A., Renz, W., Manke, C., Lenhart, M. und Link, J.: *On the Heating of Linear Conductive Structures as Guide Wires and Catheters in Interventional MRI*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13:105–114, 2001.
- [OD02] Oppelt, A. und Delakis, I.: *Sicherheitsaspekte bei der interventionellen MRT*. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 12:5–15, 2002.
- [OGB<sup>+</sup>86] Oppelt, A., Graumann, R., Barfuss, H., Fischer, H., Hartl, W. und Shajor, W.: *FISP: A New Fast MRI Sequence*. *Electromedia*, 54:15–18, 1986.
- [PWSB99] Pruessmann, KP., Weiger, M., Scheidegger, MB und Boesiger, P : *SENSE sensitivity encoding for fast MRI*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42:952–962, 1999.
- [REHS90] Roemer, P. B., Edelstein, W. A., Hayes, C. E. und Souza, O. M.: *The NMR phased array*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 16, 1990.
- [Rey05] Reykowski, Arne: *TIM Matrix Mode*. *Magnetom Flash*, 1:80–85, 2005.
- [RS02] Reiser M. und Semmler W.: *Magnetresonanztomographie*. Springer, Berlin, 2002.
- [RWD<sup>+</sup>05] Reeder, S. B., Wintersperger, B. J., Dietrich, O., Lanz, T., Greiser, A., Reiser, M. F., Glazer, G. M. und Schoenberg, S. O.: *Practical Approaches to the Evaluation of Signal-to-Noise Ratio Performance with Parallel Imaging: Application with Cardiac Imaging and a 32-Channel Cardiac Coil*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54, 2005.
- [Sch03] Scheffler, K.: *On the Transient Phase of Balanced SSFP Sequences*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 49:781–783, 2003.
- [SHH01] Scheffler, K., Heid, O. und Hennig, J.: *Magnetization preparation during the steady state: Fat-saturated 3D TrueFISP*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 45(6):1075–1080, 2001.
- [Sik02] Sikora, J.: *Optischer Detektor zur Positionsbestimmung im MR-Tomographen*. Diplomarbeit, Hochschule Mittweida (FH), 2002.
- [Sli96] Slichter, C. P.: *Principles of Magnetic Resonance*. Nummer 1 in *Springer Series in Solid-State Sciences*. Springer, Berlin, 1996.
- [SM97] Sodickson, DK. und Manning, WJ.: *Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 38:591–603, 1997.

- [Tis39] Tischer, Friedrich: *Anordnung zur Unterdrückung des auf die Außenseite des Mantels einer konzentrischen Ultrakurzwellenleitung an einer Unterbrechungsstelle übertretenden Hochfrequenzstromes*. Deutschland, Patentschrift Nr. 733 697, 1939.
- [UMB+06] Umathum, R., Mueller, S., Bock, M., Semmler, W. und Bock, M.: *An Actively Segmented Transmission Line for Improved MR Safety of Interventional Devices*. In: *12th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 1402, 2006.
- [Vol03] Volz, Steffen: *Automatische und interaktive Instrumentenverfolgung und Flussmessungen in der interventionellen Magnetresonanztomographie*. Dissertation, Ruprechts-Karls-Universität Heidelberg, 2003.
- [WPT+05] Wiggings, G., Potthast, A., Triantafyllou, C., Lin, F., Benner, T., Wiggings, C. und Wald, L.: *A 96-channel MRI System with 23- and 90-channel Phase Array Head Coils at 1.5 Tesla*. In: *13th Proc Intl Mag Reson Med*, 2005.
- [WVS+05a] Weiss, S., Vernickel, P., Schaeffter, T., Schulz, V. und Gleich, B.: *RTransmission Line for Improved RF Safety of Interventional Devices*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54, 2005.
- [WVS+05b] Weiss S., Vernickel P., Spuentrup E., Katoh M., Gleich B. und Schaeffter T. and Guenther RW. and Buecker A.: *In-Vivo Active Catheter Tracking Using RF-Safe Transmission Line*. In: *13th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 196, 2005.
- [Züh03] Zühlsdorff, Sven: *MR-Bildgebung mit aktiven, intravasalen Kathetern*. Dissertation, Ruprechts-Karls-Universität Heidelberg, 2003.
- [ZMG+06] Zimmermann H., Müller ., Gutmann, B., Badenheuer, H., Umathum R., Nitz W., Semmler, W. und Bock, M.: *Targeted-HASTE Imaging with Automated Device Tracking for MR-Guided Needle Interventions in Closed-bore MR-Systems*. 2006. in print.
- [ZUV+02] Zühlsdorff S., Umathum, R., Volz, S., Umathum, R., Semmler, W. und Bock, M.: *Reduzierung der Hochfrequenzerhitzung bei aktiven Kathetern mit Mantelwellensperren*. 2002.
- [ZZV+04] Zimmermann, H., Zühlsdorff, S., Volz, S., Umathum, R., Semmler, W. und Bock, M.: *LocalLook HASTE MRI with Interactive Slice Positioning for an Active Needle System*. In: *12th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 955, 2004.



# Danksagung

Vielen Dank an Dr. Michael Bock, der mir als viertem „Bocktoranden“ die Gelegenheit gegeben hat, auf dem interessanten Gebiet der interventionellen MR tätig zu sein. Seine Ideen und Anregungen trugen wesentlich zum Gelingen meiner Arbeit bei.

Herrn Prof. Dr. Dr. Wolfhard Semmler danke ich für die Betreuung und Unterstützung meiner Arbeit in der Abteilung *Medizinische Physik in der Radiologie* am Deutschen Krebsforschungszentrum.

Ein Dankeschön auch an Herr Prof. Dr. Fred Hamprecht vom *Interdisziplinären Zentrum für wissenschaftliches Rechnen (IWR)*, der die Vertretung meiner Arbeit gegenüber der Fakultät übernommen hat.

Ein besonderer Dank gilt allen Mitarbeitern der Arbeitsgruppe. An erster Stelle die „gute Seele der Arbeitsgruppe“ Barbara Dillenberger, die mich beim Katheterbau mit viel Geduld und Engagement unterstützte. Des weiteren möchte ich Dr. Reiner Umathum danken für die gute Zusammenarbeit, wodurch ein Großteil der in dieser Arbeit geleisteten Entwicklungen erst möglich wurde. Dabei führte eine gemeinsame, bodenständige Anschauung aus unterschiedlichen, aber ergänzenden Frequenzbereichen zu sehr konstruktiven Ergebnissen.

Danken möchte ich auch den zwei Siemensianern Dr. Sven Zühlsdorff und Dr. Peter Speier, durch die die Umsetzung der in dieser Arbeit entwickelten Methoden erst möglich wurde. Gerade in der Anfangszeit war die Unterstützung durch das „Arbeiterkind“ sehr hilfreich. Dem Plexiglasnadelhaltersingleshotturbospinechesequenzhauptprogrammierer Dr. Hendrik Zimmermann, der immer hilfsbereit war, aber auch keinem Spaß aus dem Wege ging, gilt mein speziellster Dank.

Danken möchte ich auch allen „Bocktoranden“ und Diplomanden meiner Arbeitsgruppe, allen voran Jaane Rauschenberg für die orthographische Beratung und Axel Krafft für die Hilfe bei einem hitzigen Problem, sowie Jain Mangalathu, Jessica Schulz, Nurzhas Nurpeisov, Sebastian Brenner, Matthias Korn, Eissa Aguor und André de Oliveira für die gute Zusammenarbeit während der Promotionszeit.

Den Kollegen und den Leitern aus den Arbeitsgruppen von Prof. Dr. Lothar Schad, Prof. Dr. Peter Bachert, Dr. Jörg Peter und Dr. Frank Risse möchte ich für viele gute Diskussionen danken: Ralf Schulz, Falko Lohberger, Dr. Josef Doll, Dr. Oliver Nix, Dr. Alexander Kroll, Dr. Stefan Kirsch, Dr. André Bongers, Sebastian Schmitter, Frederik Laun, um nur die 13 Besten zu nennen.

Danken möchte ich aber auch für die Unterstützung aus den medizinischen Arbeitsgruppen, ohne die die Tierexperimente nicht möglich gewesen wären: Dr. Sebastian Ley, Dr. Cristian Fink, Dr. Julia Zaporozhan, Dr. Peter Hallscheid und Roland Galmbacher.

Ein Dank auch an die Werkstatt um Herrn Rühle und an Regine Meyer für die Revision der Arbeit.

Schließlich möchte ich noch meiner Familie danken, die stets an mich glaubt und mich während dieser Zeit ideell und materiell unterstützt hat.



# Erklärung

Hiermit versichere ich, die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe angefertigt zu haben. Die verwendete Literatur und sonstige Hilfsmittel sind vollständig angegeben.

Heidelberg, 15. Mai 2006