

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

vorgelegt von
Dipl.-Phys. Sven Zühlsdorff
aus Leonberg

Tag der mündlichen Prüfung: 17. Dezember 2003

MR-Bildgebung mit
aktiven, intravasalen Kathetern

Gutachter: Prof. Dr. Dr. Wolfhard Semmler
Prof. Dr. Bernd Jähne

MR-Bildgebung mit aktiven, intravasalen Kathetern

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist eine Bildgebungsmethode, die sich durch einen exzellenten Weichteilkontrast, die freie Wahl der Bildgebungsschicht und das Fehlen ionisierender Strahlung auszeichnet. Diese Vorteile werden in der interventionellen MRT bei minimal invasiven Therapien genutzt. In dieser Arbeit wurden aktive Katheter und MR-Bildgebungstechniken (Sequenzen) für Interventionen entwickelt und experimentell evaluiert.

Zur aktiven Katheterverfolgung wurden die Spitzen von Kathetern mit Mikrospulen bestückt und mit einer Projektionstechnik sehr schnell lokalisiert. Mit einer zusätzlichen Hochfrequenzspule wurde der Verlauf des Katheters visualisiert. Die Gefahr der Hochfrequenzerhitzung konnte in dem typischen Arbeitsbereich des Katheters durch Integration von Mantelwellensperren signifikant reduziert werden.

Die Spulenlokalisierung wurde mit schneller Gradientenechobildgebung (FLASH und TrueFISP) so kombiniert, daß die Ortsinformation der Spulen zur automatischen Schichtnachführung verwendet werden konnte. Hierbei konnten typische Bildraten von 2,4 Hz durch beschleunigte Datenakquisitionsschemata erreicht werden. Bildartefakte konnten durch Präparationspulse minimiert werden, die in Simulationen optimiert wurden. In experimentellen Studien wurden die aktiven Katheter unter MR-Beobachtung erfolgreich in die Nierenarterie eines Versuchstieres eingeführt und Embolisationen der Niere vorgenommen.

MR Imaging with Active Intravascular Catheters

Magnetic resonance imaging (MRI) is an imaging method that offers an excellent soft tissue contrast, free choice of scan plane orientation and complete lack of ionizing radiation. These advantages are utilized in interventional MRI during minimally invasive therapies. In this work active catheters and a dedicated MR imaging technique (sequence) for interventions were developed and evaluated experimentally.

For active catheter tracking, the tip of catheters were equipped with micro coils that were rapidly localized with a projection technique. With an additional radio-frequency (rf) coil the shape of the catheter was visualized. The risk of rf-heating could be minimized significantly for the typical operating range by using rf-chokes.

The coil localization was combined with fast gradient echo imaging (FLASH and TrueFISP) so that the position information of the coils could be used for automatic slice adjustment. A typical imaging frame rate of 2.4 Hz was achieved using accelerated data acquisition schemes. Imaging artifacts were minimized using preparation pulses that were optimized in simulations. In experimental studies the active catheters were successfully advanced under MR-guidance into the renal artery of an animal and embolizations of the kidney were performed.

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	9
Kapitel 1: Grundlagen der Magnetresonanzbildgebung	11
1.1 Makroskopische Magnetisierung	11
1.1.1 Dynamik der Magnetisierung	13
1.1.2 Bloch-Gleichungen	13
1.1.3 Hochfrequenzanregung	15
1.2 2D-Bildgebung	17
1.2.1 Spin- und Gradientenecho	17
1.2.2 Schichtauswahl	19
1.2.3 Ortskodierung	21
1.2.4 Diskretisierung	23
1.3 Gradientenechosequenzen	25
1.3.1 FLASH-Sequenz	25
1.3.2 TrueFISP-Sequenz	27
Kapitel 2: Material und Methoden	31
2.1 Eigenschaften von Kathetern	31
2.2 Katheterverfolgung	32
2.2.1 Aufbau aktiver Katheter mit Lokalisationsspulen	34
2.2.2 Aktive Ballonkatheter	36
2.2.3 Anpassnetzwerke für Mikrospulen	36
2.2.4 Lokalisation von Mikrospulen	42
2.2.5 Magnetfeld von Mikrospulen	44
2.2.6 Magnetfeldmessung	46
2.2.7 Visualisierung	47
2.2.8 Visualisierung und Spitzenlokalisierung	47
2.3 Hochfrequenzerhitzung	54
2.4 Sequenzschema	57
2.4.1 Kombination von Bildgebung und Lokalisation	57
2.4.2 View Sharing	58
2.4.3 Bildkontraste	59
2.4.4 Dephasiergradienten	61
2.4.5 Magnetisierungspräparation	63
2.4.6 Gesamtes Sequenzschema	66
2.4.7 Lokalisationsalgorithmen	67
2.4.8 2D-Bildrekonstruktion	71
2.5 Phantomexperimente	73
2.5.1 Flußphantom	73
2.5.2 Kontrastmittelkonzentration	74
2.5.3 Gradientenlinearität	74
2.6 Tierexperimente	75
2.6.1 Katheterverfolgung und Visualisierung	75
2.6.2 Embolisation	76

Kapitel 3: Ergebnisse	77
3.1 Lokalisierungsgenauigkeit von Mikrospulen.....	77
3.1.1 Magnetfeld von Mikrospulen.....	78
3.1.2 Lokalisationsalgorithmus.....	79
3.1.3 Gradientenlinearität	81
3.2 Empfangseigenschaften von Mikrospulen	82
3.2.1 Transmission und Reflexion	82
3.2.2 Windungszahl	83
3.2.3 Anpassnetzwerk.....	84
3.2.4 Signalkopplung.....	85
3.3 Visualisierung aktiver Katheter	86
3.3.1 Twisted Pair Spule und Mikrospule.....	86
3.3.2 Schaltbare Mikrospule	88
3.4 Hochfrequenzerhitzung	90
3.5 Dephasiergradient	91
3.5.1 Angio-Modus.....	91
3.5.2 Projektionen.....	93
3.6 Magnetisierungspräparation.....	95
3.6.1 $\alpha/2$ -Methode	96
3.6.2 TrueFISP-Lokalisierung	97
3.6.3 TrueFISP-Lokalisierung mit Präparation.....	98
3.6.4 Methodenvergleich	98
3.7 Phantomexperimente.....	100
3.7.1 Navigation aktiver MR-Katheter	100
3.7.2 Kontrastmittelkonzentration	101
3.8 Tierexperimente Studien	103
3.8.1 Lokalisierung und Visualisierung aktiver Katheter	103
3.8.2 Aktive Ballonkatheter.....	104
3.8.3 Angio-Modus.....	105
3.8.4 Embolisation.....	106
3.8.5 Kontrastverstärkte 3D Angiographie	107
3.8.6 Flußmessung.....	108
Diskussion	109
Zusammenfassung	117
Anhang A: Schmitt-Diagramm	119
Anhang B: Interaktive Meßsteuerung	127
Literatur	129
Danksagung	139

Einleitung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) bietet gegenüber anderen bildgebenden Verfahren in der Medizin viele Vorteile: Für die Aufnahme von Bildern wird keine ionisierende Strahlung verwendet. Mit sogenannten Sequenzen, der zeitlichen Abfolge von Hochfrequenz- und Gradientenpulsen, lassen sich verschiedene Bildkontraste erzielen, die für diagnostische Fragestellungen optimiert sind. Mit dem hervorragenden Weichteilkontrast lassen sich Gewebearten präzise differenzieren und so beispielsweise Tumorgewebe vom gesunden Gewebe abgrenzen. Hierbei kann die Bildebene frei im Raum gewählt werden. Neben der Darstellung der Morphologie lassen sich auch funktionelle Untersuchungen durchführen. So kann beispielsweise der Blutfluß in einem Gefäß, die Diffusion in bestimmten Hirnarealen, die Gewebepерfusion oder auch Hirnaktivität quantifiziert werden. Diese positiven Eigenschaften haben dazu geführt, daß die MRT auch während Operationen eingesetzt wird. Hierbei wurden bisher Niederfeldsysteme verwendet ($B \sim 0,3 \text{ T}$). Die Bildqualität bei Hochfeldtomographen ($B = 1,5 \text{ T}$) ist jedoch wesentlich besser, allerdings ist der Patientenzugang durch die großen Magnete stark eingeschränkt. In den letzten Jahren wurden die Magnete in ihrer Länge wesentlich verkürzt, so daß der Operateur guten Zugriff bis in die Mitte des Tomographen (Isozentrum) hat.

Neben offenen Operationen können auch minimal invasive Interventionen mit Nadeln oder Kathetern durchgeführt werden: Hierbei wird die Führung des Operationsinstrumentes mit Hilfe einer schnellen Bildgebungstechnik beobachtet und die Intervention ausgeführt. Ein spezielles Anwendungsgebiet stellen die intravaskulären Interventionen [Deba99, Mank01, Spue02] dar, bei denen über die Blutgefäße ein Zugang zum Zielorgan erreicht wird. In dieser Arbeit wurden Bildgebungstechniken und Hochfrequenzelektronik für MR-gestützte Interventionen entwickelt. Katheter wurden mit kleinen Spulen an der Spitze bestückt, die sehr schnell lokalisiert werden können. Diese Positionsdaten können dazu verwendet werden, die Meßschicht während der Bildgebung so zu verschieben, daß sich die Katheterspitze stets innerhalb der Schicht befindet. Dies geschieht zur Laufzeit der

Messung, so daß sich der Operateur ausschließlich auf die Intervention konzentrieren kann und keine Schichtorientierungen mehr justieren muß.

Um dieses Ziel zu erreichen, war es zunächst nötig, Prototypen aktiver Katheter zu fertigen. An der Spitze konventioneller Angiographiekatheter wurden dazu kleine Empfangsspulen (Mikrospulen) angebracht. Mit Hilfe eines Mikrokoaxialkabels wurde die Katheterspule über ein Netzwerk zur Leistungsanpassung an einen Vorverstärker eines klinischen Tomographen angeschlossen und das Signal anschließend detektiert. Es wurden unterschiedliche Spulengeometrien zur Lokalisation und Visualisierung der Spitze des Katheters in Messungen und Simulationen untersucht.

Zur Durchführung von Interventionen mit aktiven Kathetern wurde eine MR-Sequenz entwickelt, die zwischen der Aufnahme zweier MR-Bilder die Spitze der Katheters lokalisiert und automatisch die Meßschicht an die Position der Katheterspitze setzt. Die Rekonstruktion der Bilder geschah bereits zur Laufzeit der Sequenz und die Bilder wurden nahezu in Echtzeit auf einem Monitor präsentiert. Zur Bildgebung wurden schnelle Gradientenechosequenzen verwendet, während zur Lokalisation von Mikrospulen Projektionen des MR-Signals in verschiedene Raumrichtungen nach nichtselektiver Anregung aufgenommen wurden. Die Kombination von Bildgebung und Lokalisation führte zu Artefakten in den MR-Bildern. Es wurden Techniken zur Reduzierung der Artefaktintensität entwickelt und implementiert.

Kopplungen linearer Leiterstrukturen mit dem elektrischen Feld der Hochfrequenzanregung können zu einer Erhitzung des Katheters führen. In dieser Arbeit wurde diese Erhitzung untersucht und mit dem Einbau zusätzlicher Elemente minimiert.

Die entwickelte Technik wurde im Rahmen von Phantomexperimenten optimiert und weiterentwickelt. In tierexperimentellen Studien wurden Interventionen im klinischen Umfeld durchgeführt.

Im ersten Kapitel werden zunächst die Grundlagen der Magnetresonanzbildgebung eingeführt. Das zweite Kapitel stellt die verwendeten Materialien und Methoden vor. Im nächsten Kapitel werden die Ergebnisse der Messungen und Studien präsentiert. Eine Diskussion und Zusammenfassung schließt diese Arbeit ab.

Kapitel 1

Grundlagen der Magnetresonanzbildung

In diesem Kapitel werden die physikalischen Grundlagen der Kernspinresonanz und der Magnetresonanzbildung eingeführt. Ausführliche Darstellungen findet man in [Abra89] und [Slic90].

1.1 Makroskopische Magnetisierung

Ein Atomkern mit dem Kernspin I besitzt ein magnetisches Moment $\boldsymbol{\mu} = \gamma \hbar \mathbf{I}$. Hierbei ist γ das gyromagnetische Verhältnis des betrachteten Kerns. Die Energie des Momentes in einem statischen Magnetfeld \mathbf{B}_0 beträgt $E = -\boldsymbol{\mu} \mathbf{B}_0$. Ersetzt man beim Übergang in die Quantenmechanik klassische Observablen durch Operatoren, so erhält man den Hamiltonoperator der Zeemanwechselwirkung:

$$\hat{H} = -\hat{\boldsymbol{\mu}} \mathbf{B}_0 = -\gamma \hbar \hat{I}_z B_0 \quad \text{mit} \quad \mathbf{B}_0 = B_0 \mathbf{e}_z \quad (1.1)$$

Hierbei definiert die z -Richtung ohne Beschränkung der Allgemeinheit die Richtung des Magnetfeldes. Für die Drehimpulsoperatoren gelten die fundamentalen Vertauschungsrelationen:

$$[\hat{I}_x, \hat{I}_y] = i \cdot \boldsymbol{\varepsilon}_{xyz} \cdot \hat{I}_z \quad (1.2)$$

Die diskreten Energieeigenwerte $E_m = -\gamma \hbar m B_0$ korrespondieren mit den Eigenzuständen $|m\rangle$ des Drehimpulsoperators \hat{I}_z . Für ein Spin-1/2-Teilchen beschreiben $|m\rangle = |\pm 1/2\rangle$ die parallele oder antiparallele Ausrichtung des magnetischen Momentes im äußeren Magnetfeld. Diese Eigenzustände definieren die Zeemanbasis, welche den zu (1.1) gehörenden Hilbertraum vollständig aufspannen.

Magnetische Dipolübergänge ($\Delta m = \pm 1$) können durch magnetische Wechselfelder induziert werden, wenn die Resonanzbedingung erfüllt ist:

$$\Delta E = \hbar\omega_0 = \hbar\gamma B_0 \leftrightarrow \omega_0 = \gamma B_0 \quad (1.3)$$

In der kernmagnetischen Resonanzbildung wird fast ausschließlich das magnetische Moment des Wasserstoffkernes ^1H verwendet, da im menschlichen Körper dieser Kern am häufigsten vorkommt und das größte gyromagnetische Moment aller stabilen Isotope besitzt:

$$\frac{\gamma}{2\pi} = 42,577 \text{ MHz/T für } ^1\text{H} \quad (1.4)$$

In der Kernspinresonanz wird nicht das Verhalten eines einzelnen magnetischen Momentes μ beobachtet, sondern die makroskopische Magnetisierung \mathbf{M}_0 , welche durch die Summe aller magnetischen Momente μ_i eines Ensembles von Kernen gebildet wird. Bei Raumtemperatur kann zur Berechnung der Magnetisierung \mathbf{M}_0 im thermodynamischen Gleichgewicht eine Hochtemperaturnäherung eingeführt werden, da der Energieunterschied der Zeemanniveaus klein gegenüber der thermischen Energie ist ($\hbar\omega_0 \ll k_B T \sim 0,025\text{eV}$). Unter dieser Voraussetzung geht die Fermi-Dirac Statistik, die die Besetzungswahrscheinlichkeit von Energieniveaus für Fermi-Teilchen beschreibt, in die klassische Boltzmannverteilung über:

$$p_m = \frac{\exp(-E_m / k_B T)}{Z} \quad \text{mit} \quad Z = \sum_m \exp(-E_m / k_B T) \quad (1.5)$$

Entwickelt man die Exponentialterme bis zur ersten Ordnung, ergibt sich für die makroskopische Magnetisierung:

$$\mathbf{M}_0 = \frac{N}{V} \sum_m p_m \langle m | \hat{\mu}_z | m \rangle = \rho \frac{I(I+1)\gamma^2 \hbar^2 \mathbf{B}_0}{3k_B T} \quad \text{mit} \quad \rho = \frac{N}{V} \quad (1.6)$$

Im thermodynamischen Gleichgewicht bildet sich eine Magnetisierung parallel zur Richtung des Magnetfeldes aus, die proportional zur Feldstärke und Spindichte ρ ist. Das Besetzungszahlverhältnis $(N_{+1/2} - N_{-1/2}) / (N_{+1/2} + N_{-1/2})$ zwischen den beiden Zuständen liegt in der Größenordnung 10^{-6} . Dennoch kann die Magnetisierung im menschlichen Körper gemessen werden, da typischerweise 10^{19} Protonen/ mm^3 verfügbar sind. Niedrig konzentrierte Kerne im Körper wie ^{13}C , ^{19}F , ^{31}P , ^{23}Na werden für die Bildung praktisch nie verwendet.

1.1.1 Dynamik der Magnetisierung

Die zeitliche Entwicklung des Erwartungswertes eines magnetischen Momentes wird im Heisenbergbild beschrieben:

$$\frac{d}{dt} \langle \hat{\boldsymbol{\mu}}_i \rangle = -\frac{i}{\hbar} \langle [\hat{\boldsymbol{\mu}}_i, \hat{H}] \rangle \quad (1.7)$$

Unter Ausnutzung der Vertauschungsrelationen (1.2) ergibt sich aus (1.6) und (1.7) eine Bewegungsgleichung für die makroskopische Magnetisierung. Man erhält eine Kreisgleichung:

$$\frac{d}{dt} \mathbf{M}(t) = \gamma \cdot \mathbf{M}(t) \times \mathbf{B}_0 \quad (1.8)$$

Die Magnetisierung \mathbf{M} präzediert mit der *Larmorfrequenz* $\omega_0 = \gamma B_0$ um die Richtung des äußeren Magnetfeldes \mathbf{B}_0 . Zeigen \mathbf{M} und \mathbf{B}_0 in dieselbe Richtung, ist keine Präzession beobachtbar, da das Kreuzprodukt in (1.8) verschwindet. Eine klassische Betrachtung eines Magneten in einem Magnetfeld führt ebenfalls zu (1.8).

1.1.2 Bloch-Gleichungen

Die Bewegungsgleichung (1.8) für die Magnetisierung \mathbf{M} berücksichtigt keine Relaxationsprozesse. Diese können phänomenologisch eingeführt und mit den *Blochschen* Gleichungen beschrieben [Bloc46] werden:

$$\frac{d}{dt} \mathbf{M}(t) = \gamma \cdot \mathbf{M}(t) \times \mathbf{B}_0 - \mathbf{R}(\mathbf{M}(t) - \mathbf{M}_0) \quad (1.9)$$

$$\text{mit } \mathbf{R} = \begin{pmatrix} \frac{1}{T_2} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{T_2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{T_1} \end{pmatrix} \quad \text{und} \quad \mathbf{M}_0 = M_0 \mathbf{e}_z$$

Die Spin-Gitter Relaxationszeit T_1 beschreibt die Wiederkehr der longitudinalen Magnetisierung in das thermodynamische Gleichgewicht, die Spin-Spin Relaxationszeit T_2 den Zerfall transversaler Magnetisierung oder den Verlust der Phasenkohärenz der einzelnen magnetischen Momente.

Die Ursache der Relaxation liegt in den Wechselwirkungen der Spins untereinander und

mit dem Gitter. Durch Rotations- und Translationsbewegungen der Atome und Schwingungen des Gitters treten Magnetfeldfluktuationen mit einer temperaturabhängigen spektralen Dichteverteilung $J(\omega)$ auf. Der Anteil der Verteilung bei der Resonanzfrequenz ω_0 induziert Übergänge zwischen den Zeeman-Niveaus und führt unter Erzeugung von Phononen zur Wiederkehr des thermodynamischen Gleichgewichtes. Zusätzliche Spin-Spin Wechselwirkungen induzieren Absorptions-Emissions Prozesse (Flip-Flop). Hier findet kein Energietransfer statt, da jeweils zwei Spins ihre unterschiedlichen Zustände austauschen. Dabei geht jedoch die Phasenkohärenz zwischen den Spins irreversibel verloren, was zu einem exponentiellen Zerfall transversaler Magnetisierung führen kann, da diese durch die kohärente Addition der einzelnen Momente μ_i gebildet wird. Bloemberger, Purcell und Pound entwickelten 1948 eine theoretische Beschreibung dieser Relaxationsprozesse (*BPP-Theorie*, Bloe48).

Die Relaxationszeiten T_1 und T_2 sowie die Spindichte ρ sind gewebeabhängig [Bott84, Blue94] und können in der Magnetresonanzbildgebung als Kontrastparameter genutzt werden:

Tab. 1.1: Relaxationszeiten verschiedener Gewebearten bei $B_0 = 1,5$ T.

Gewebe	T_1 [ms]	T_2 [ms]	T_2/T_1
Graue Hirnsubstanz	950	100	0,11
Weißer Hirnsubstanz	600	80	1,33
Blut	1200	100-200	0,09-0,17
Fett	250	60	0,24
Liquor	4500	2200	0,49
Muskel	900	50	0,06

Einen weiteren Beitrag zum Verlust der Phasenkohärenz transversaler Magnetisierung liefern lokale Feldinhomogenitäten $\Delta B_0(\mathbf{r})$, die zu einer leicht unterschiedlichen Präzessionsfrequenz der einzelnen magnetischen Momente führen. Dies wird mit einer effektiven transversalen Relaxationszeit T_2^* beschrieben:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta B \quad (1.10)$$

1.1.3 Hochfrequenzanregung

Um die Magnetisierung aus ihrer Ruhelage $\mathbf{M} \parallel \mathbf{B}_0$ auszulenken, überlagert man dem konstanten \mathbf{B}_0 -Feld ein Hochfrequenzfeld $\mathbf{B}_1(t) = \mathbf{B}_1 \exp(i\omega t)$. Hierbei steht \mathbf{B}_1 senkrecht auf \mathbf{B}_0 , so daß die Magnetisierung um ein effektives Magnetfeld \mathbf{B}_{eff} präzediert, das sich in einem mit ω um die z -Achse rotierenden Bezugssystem schreiben läßt (Abb. 1.1):

$$\mathbf{B}_{\text{eff}} = \begin{pmatrix} B_1 \\ 0 \\ B_0 - \omega/\gamma \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} B_1 \\ 0 \\ \Delta B \end{pmatrix} \quad (1.11)$$

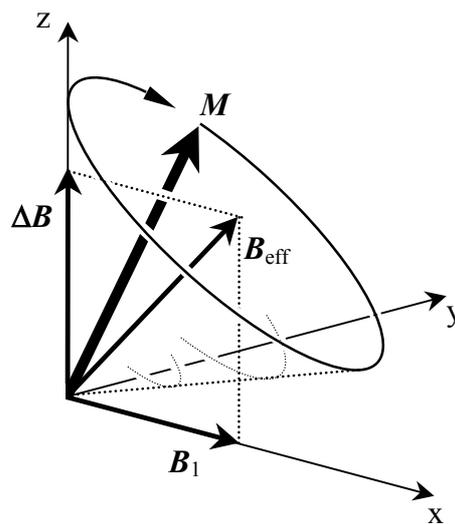


Abb. 1.1: Hochfrequenzanregung. Die Magnetisierung \mathbf{M} präzediert in einem mit ω rotierenden Bezugssystem um ein effektives Magnetfeld \mathbf{B}_{eff} . Ist die Resonanzbedingung erfüllt, verschwindet ΔB und \mathbf{B}_{eff} liegt in der Transversalebene.

Ist die Resonanzbedingung (1.3) erfüllt, so präzediert die Magnetisierung mit der Frequenz $\omega_1 = \gamma B_1$ um die x -Achse des rotierenden Bezugssystems. Eine Hochfrequenzanregung der Magnetisierung wird realisiert, in dem für einen Zeitraum t_p ein resonantes Wechselfeld ($\omega = \omega_0$) angelegt wird. Der Flipwinkel α , um den die Magnetisierung um die x -Achse des rotierenden Bezugssystems gedreht wird, ergibt sich im allgemeinen Fall einer amplitudenmodulierten Anregung $B_1(t)$ zu:

$$\alpha = \gamma \cdot \int_0^{t_p} B_1(t) dt \quad (1.12)$$

Ein $\alpha=\pi/2$ -Puls dreht die gesamte Magnetisierung aus der z -Richtung in die Transversalebene, ein π -Puls kehrt die Richtung der Magnetisierung um.

In der Kernspinresonanz wird zu Beginn des Experiments ein Teil $M_T = M_x + i \cdot M_y$ der makroskopischen Magnetisierung in die Transversalebene gedreht. Die präzedierende Magnetisierung induziert eine Spannung, die mit einer Empfangsspule gemessen wird und zur Größe der Magnetisierung proportional ist. Die Hochfrequenzanregung und Datenaufnahme sind phasenstarr miteinander gekoppelt, so daß aus deren Spannungssignal die Richtung und Größe der Magnetisierung in x - als auch in y -Richtung durch Phasenschiebung bestimmt werden kann.

1.2 2D-Bildgebung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) beruht auf der Modulation des MR-Signals mit zusätzlichen Magnetfeldgradienten, um eine Ortskodierung zu realisieren. In dieser Arbeit wird zum Großteil eine zweidimensionale Gradientenechobildgebung verwendet [Haac99]. Hierzu wird eine spezielle Schicht angeregt und eine Ortskodierung in den zwei verbleibenden Dimensionen durchgeführt.

1.2.1 Spin- und Gradientenecho

Nach Erzeugung von Transversalmagnetisierung zerfällt das MR-Signal aufgrund von Magnetfeldinhomogenitäten mit der effektiven Relaxationszeit T_2^* (1.10), da die mag-

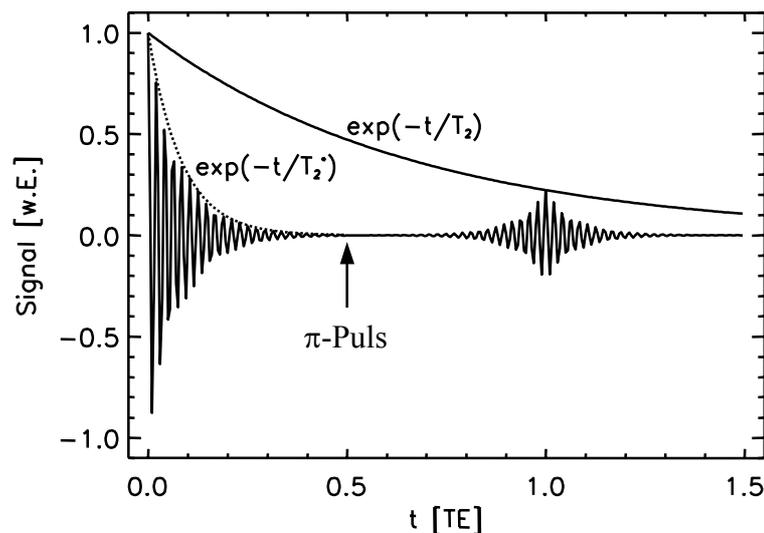


Abb. 1.2: Freier Induktionszerfall (FID) und Spinecho. Nach einem $\pi/2$ -Puls zerfällt die Transversalkomponente der Magnetisierung mit T_2^* . Zum Zeitpunkt $t=TE/2$ wird die Phasenverteilung mit einem π -Puls invertiert. Zum Zeitpunkt $t=TE$ kann man ein Spinecho beobachten, dessen Signalstärke von T_2 abhängt.

netischen Momente mit leicht unterschiedlichen Frequenzen präzedieren, die Phasenkohärenz verlieren und unterschiedliche Phasen $\Delta\phi = \Delta B\gamma t$ akkumulieren. Dieser Anteil des freien Induktionszerfalles (FID) ist jedoch reversibel, indem zu einem Zeitpunkt $t = TE/2$ ein π -Puls eingestrahlt wird, der das Vorzeichen der Phase invertiert. Zum Zeitpunkt $t = TE$

wird dann ein Spinecho [Hahn50] beobachtet (Abb. 1.2), da zu diesem Zeitpunkt alle magnetischen Momente wieder phasenkohärent sind und konstruktiv interferieren. Die Amplitude des Echos hängt nur noch von der Relaxationszeit T_2 ab.

Ein Echo läßt sich auch ohne π -Puls erzeugen. Dazu wird nach Anregung der Magnetisierung für eine kurze Zeitspanne Δt dem Grundfeld \mathbf{B}_0 ein Magnetfeldgradient \mathbf{G} , also

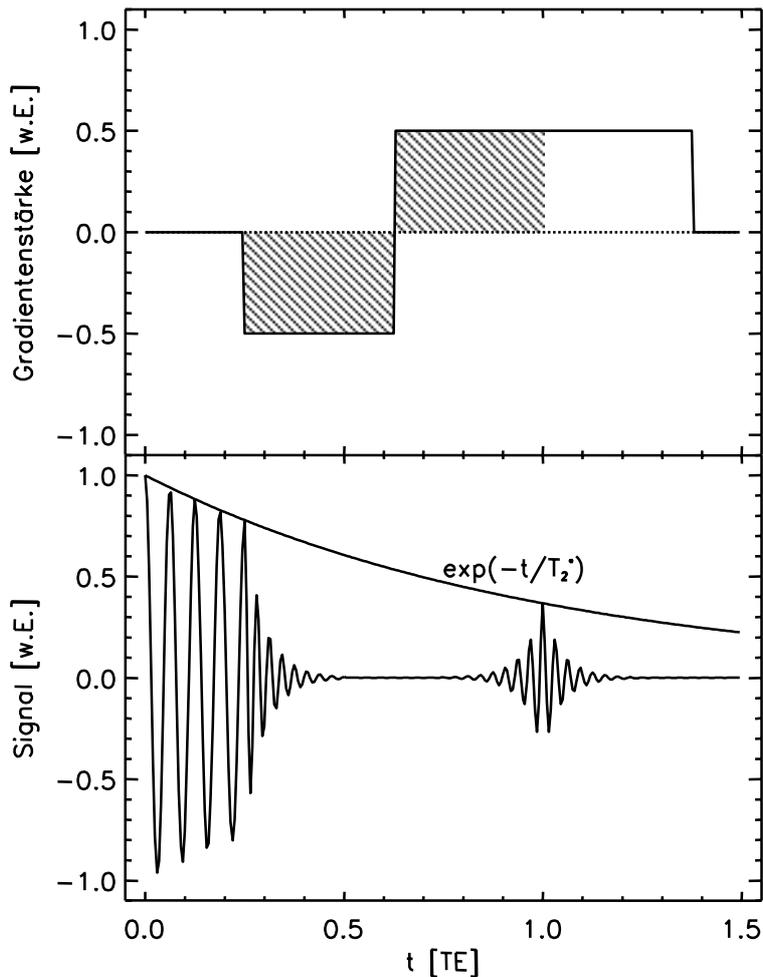


Abb. 1.3: Zeitverlauf von Gradient und Signal bei Erzeugung eines Gradientenechos. Ein Echo wird genau dann erzeugt, wenn die Fläche beziehungsweise das nullte Moment unter der Fläche-Zeit Kurve verschwindet (schattierte Flächen). Das Schalten eines Gradientenfeldes führt zu einer zusätzlichen Dephasierung der Spins. Durch Invertierung der Richtung des Gradientenfeldes wird wieder eine Phasenkohärenz zum Echozeitpunkt $t=TE$ erreicht, was zur Bildung eines Gradientenechos führt.

ein ortsabhängiges Magnetfeld $\mathbf{B}(\mathbf{x}) = \mathbf{B}_0 + \mathbf{G}\mathbf{x}$ angelegt. Dies führt nach (1.10) zu einer beschleunigten Dephasierung der Spins und zerstört das Signal. Invertiert man die

Richtung des Gradientenfeldes, so erreicht man zu dem Zeitpunkt $t=TE$ wieder eine Phasenkohärenz und ein Gradientenecho wird beobachtet (Abb. 1.3). Die Amplitude des Echos hängt von der Relaxationszeit T_2^* ab. Zum Echozeitpunkt muß die Phase φ der Spins am Ort \mathbf{x} , die aufgrund des zusätzlichen Gradientenfeldes akkumuliert wurde, verschwinden. Für beliebige zeitabhängige Gradientenfelder gilt dann:

$$\varphi(TE) = \gamma \cdot \int_0^{TE} \mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{x} dt = \gamma \cdot \mathbf{x} \cdot \int_0^{TE} \mathbf{G}(t) dt = \gamma \cdot \mathbf{x} \cdot \mathbf{m}_0 \stackrel{!}{=} 0 \quad (1.13)$$

Das Integral kann als Fläche unter der Gradienten-Zeit Kurve interpretiert werden. Zum Echozeitpunkt verschwindet das Flächenintegral, das als nulltes Moment m_0 bezeichnet wird. Die Echozeit eines Gradientenechos kann wesentlich kürzer sein als bei Spinechos, da keine Zeit für zusätzliche π -Pulse benötigt wird. In dieser Arbeit werden für die schnelle Bildgebung ausschließlich Gradientenechosequenzen verwendet, bei denen eine möglichst schnelle Abfolge von Hochfrequenzanregungen eingesetzt wird.

1.2.2 Schichtauswahl

Zu Beginn der 2D-MR-Bildgebung wird die Gleichgewichtsmagnetisierung \mathbf{M}_0 aus der Gleichgewichtslage parallel zum Magnetfeld \mathbf{B}_0 um den Winkel α ausgelenkt. Die ent-

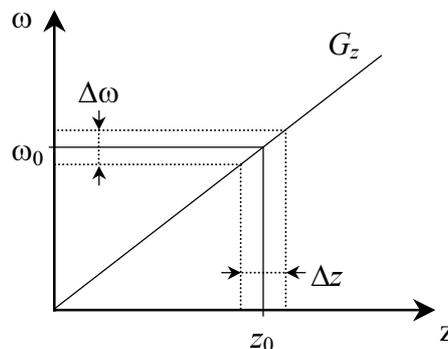


Abb. 1.4: Schichtauswahl. Mit einem Schichtauswahlgradienten G_z wird die Schicht z_0 mit Schichtdicke Δz in eine Frequenzinformation ω_0 mit Frequenzbreite $\Delta\omega$ übersetzt.

stehende Transversalmagnetisierung $M_T = M_x + i \cdot M_y = M_0 \cdot \sin \alpha$ wird als MR-Signal detektiert. In der zweidimensionalen Bildgebung wird nicht das gesamte Meßvolumen, sondern nur eine ausgewählte Schicht z_0 mit Schichtdicke Δz angeregt. Hierzu wird entlang der

Schichtnormalen, die ohne Beschränkung der Allgemeinheit entlang der z -Richtung liegt, ein *Schichtauswahlgradient* G_z angelegt.

Die Resonanzfrequenz hängt nun von der z -Position ab. Die Ortsinformation wird mit dem Gradienten in eine Frequenzinformation ω_0 mit Frequenzbreite $\Delta\omega$ übertragen (Abb. 1.4):

$$\omega(z) = \gamma \cdot (B_0 + G_z z) \quad (1.14)$$

$$\Delta\omega = \gamma \cdot \Delta z \cdot G_z \quad (1.15)$$

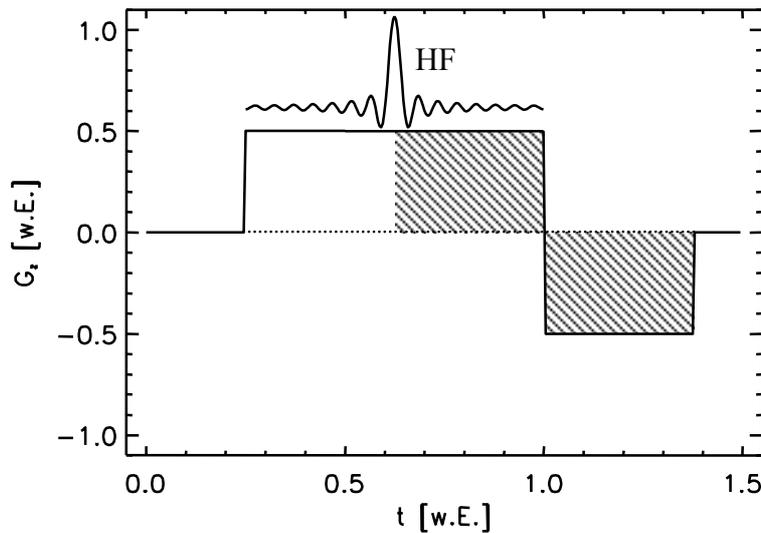


Abb. 1.5: Schichtanregung. Ein modulierter Hochfrequenzpuls $B_1(t)$ mit einer *sinc*-Einhüllenden regt in Kombination mit einem Schichtauswahlgradienten G_z eine Schicht an. Die Dephasierung der Transversalmagnetisierung setzt in guter Näherung beim Amplitudenmaximum des HF-Pulses ein, da erst hier ein nennenswerter Anteil der Transversalmagnetisierung erzeugt wird. Diese Dephasierung wird mit einem entgegengesetzten Gradienten kompensiert (schattierte Flächen).

Zur Beschreibung der Wirkung eines Hochfrequenzpulses $B_1(t)$ betrachtet man die Bloch-schen Gleichungen im rotierendem Bezugssystem bei Anwesenheit des Gradienten G_z :

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} M_x &= +\gamma \cdot M_y z G_z \\
\frac{d}{dt} M_y &= -\gamma \cdot M_x z G_z + \gamma \cdot M_z B_1(t) \\
\frac{d}{dt} M_z &= -\gamma \cdot M_z B_1(t)
\end{aligned} \tag{1.16}$$

Die Änderung der Transversalmagnetisierung läßt sich näherungsweise schreiben als:

$$dM_T = M_0 \gamma B_1(t) \exp(-i\gamma G_z z t) dt \tag{1.17}$$

Bei der Herleitung der Gleichung wurde die *Kleinwinkelnäherung* verwendet: Rotationen um verschiedene Achsen kommutieren im Allgemeinen nicht ($\mathbf{R}_y \cdot \mathbf{R}_x \neq \mathbf{R}_x \cdot \mathbf{R}_y$). Für kleine Flipwinkel α läßt sich jedoch diese Näherung machen. Nach (1.17) legt dann die Fouriertransformierte der Einhüllenden der Hochfrequenzanregung das Anregungsprofil fest. Für die Bildgebung ist das Rechteckprofil als Ortsfunktion wichtig, da hier über eine Schichtdicke Δz eine konstante Transversalmagnetisierung erzeugt wird. Die Einhüllende ist dann die Fouriertransformierte der Rechteckfunktion:

$$B_1(t) = B_1 \frac{\sin\{\Delta\omega(t-t_p/2)\}}{\Delta\omega(t-t_p/2)} = B_1 \cdot \text{sinc}\{\Delta\omega(t-t_p/2)\} \tag{1.18}$$

Diese Funktion hat ihr Maximum bei $t = t_p/2$. In guter Näherung kann man annehmen, daß zu diesem Zeitpunkt die Transversalmagnetisierung erzeugt wird. Für die restliche Pulsdauer wird diese Magnetisierung bereits im Feld des Gradienten dephasiert, da die Spins aufgrund des Gradienten G_z mit unterschiedlichen Frequenzen präzedieren. Durch einen nachgeschalteten Gradienten umgekehrter Polarität wird die Magnetisierung nach der Hochfrequenzanregung wieder rephasiert (Abb. 1.5). Dieser Gradient muß das nullte Moment m_0 der HF-Anregung kompensieren (1.13).

1.2.3 Ortskodierung

Nach der Anregung einer Schicht ist das dreidimensionale Ortskodierungsproblem auf zwei Dimensionen reduziert. Das MR-Signal selbst enthält zunächst keine zusätzliche Ortsinformation. Diese wird mit Gradienten in x -Richtung (der Frequenzkodierung) und y -Richtung (der Phasenkodierung) aufgeprägt. In Abb. 1.6 ist das Schema einer FLASH-

Sequenz (vgl. Abschnitt. 1.3.1) gezeigt. Nach schichtselektiver Anregung wird in einem ersten Schritt ein Phasenkodiergradient G_y für eine Zeit t_p dem Grundfeld B_0 überlagert. Damit wird dem System eine bestimmte Phasenverteilung aufgeprägt:

$$M_T(x, y) = |M_T(x, y)| \exp(i \cdot k_y \cdot y) \quad \text{mit} \quad k_y = \gamma G_y t_p \quad (1.19)$$

Nach dieser Phasenpräparation wird ein Gradientenecho (vgl. Abschnitt 1.2.1) erzeugt, indem für die Dauer t_{acq} ein Frequenzkodiergradient G_x in x -Richtung dem Grundfeld B_0 überlagert wird:

$$M_T(x, y) = |M_T(x, y)| \exp(i \cdot k_y \cdot y) \cdot \exp(i \cdot k_x \cdot x) \quad \text{mit} \quad k_x = \gamma G_x t_{acq} \quad (1.20)$$

Bei der Messung integriert die Empfangsspule über die Einzelbeiträge der makroskopischen Magnetisierung.

$$S(k_x, k_y) = \iiint M_T(x, y) | \exp(i \cdot k_x \cdot x) \cdot \exp(i \cdot k_y \cdot y) dx dy \quad (1.21)$$

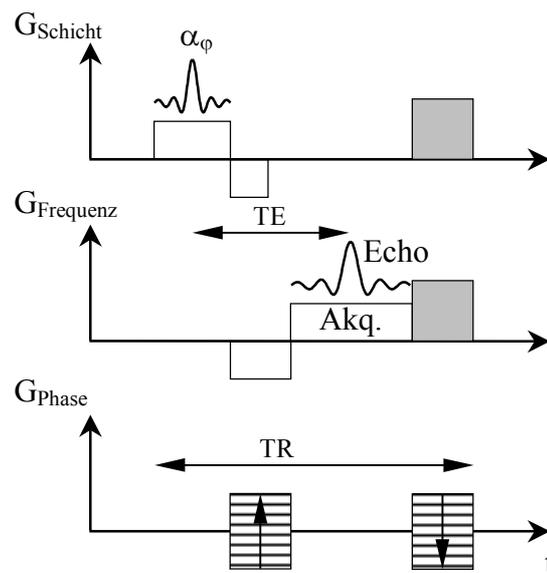


Abb. 1.6: Schema einer FLASH-Sequenz. Nach schichtselektiver Anregung mit Flipwinkel α und Phasenwinkel φ wird ein Gradientenecho aufgenommen. Nach der Datenaufnahme wird die Transversalmagnetisierung durch starke Gradienten zerstört.

Dieses Experiment wird mit der Repetitionszeit TR zeilenweise mit einer jeweils anderen Präparation der Magnetisierung in Phasenkodierrichtung wiederholt, bis der sogenannte k -Raum vollständig abgetastet wurde.

Das Meßsignal in der MR-Bildgebung ist also die Fouriertransformierte des MR-Bildes. Um das Bild zu rekonstruieren, muß ein vollständiges Rohdatenbild oder *Hologramm* $S(k_x, k_y)$ vorliegen. Der Betrag der inversen Fouriertransformation dieses k -Raums liefert

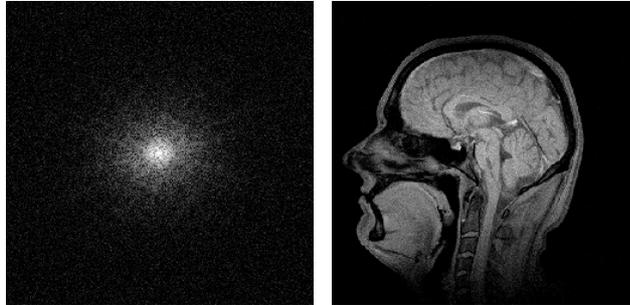


Abb. 1.7: Rohdaten im k -Raum und MR-Bild im Ortsraum. Wenn ein vollständiges Hologramm vorliegt, kann das MR-Bild (Amplitudenverteilung) mit einer inversen Fouriertransformation rekonstruiert werden.

schließlich das Bild:

$$M_T(x, y) = \frac{1}{2\pi} \iint S(k_x, k_y) \cdot \exp(-i \cdot k_x \cdot x) \cdot \exp(-i \cdot k_y \cdot y) dk_x dk_y \quad (1.22)$$

Um ein ganzes Volumen abzubilden, kann man das Volumen in viele dünne Schichten zerlegen und dann für jede einzelne Schicht ein Hologramm aufnehmen. Das Konzept der Phasenkodierung läßt sich aber auch auf drei Dimensionen erweitern: Nach Anregung des gesamten Volumens wird zusätzlich zur Phasenpräparation in y -Richtung eine Präparation in z -Richtung durchgeführt und so ein dreidimensionales Hologramm gemessen.

1.2.4 Diskretisierung

In der MR-Bildgebung werden die Daten nicht kontinuierlich aufgenommen, sondern können nur in diskreten Schritten abgetastet werden. Die obigen Gleichungen (1.19)-(1.22) müssen daher in diskreter Form verwendet werden.

In Richtung der Frequenzkodierung wird die Datenaufnahme in N gleichgroße Abschnitte unterteilt, zu denen jeweils diskrete k_x -Werte gehören:

$$k_x^n = n\Delta k_x = \frac{n\gamma G_x t_{acq}}{N} \quad \text{mit} \quad n \in \left[-\frac{N}{2}, \frac{N}{2} - 1\right] \quad (1.23)$$

Hier ist t_{acq} die Zeitdauer der Datenaufnahme für eine k -Raumzeile. Es wurde angenommen, daß das Echo im Datenaufnahmefenster zentriert ist. In analoger Weise können die diskreten Phasenkodierschritte definiert werden.

Die zweidimensionale Fouriertransformation (1.22) schreibt sich in diskreter Form:

$$M_T(x_i, y_j) \propto \sum_{n,m} S(k_x^n, k_y^m) \cdot \exp(-i \cdot m x_i \Delta k_x) \cdot \exp(-i \cdot n y_j \Delta k_y) \quad (1.24)$$

Oft wird der Fast Fourier Transform-Algorithmus (*FFT*) zur Rekonstruktion von Bildern verwendet [Cool65]. Der Algorithmus erfordert eine Anzahl von Schritten, die einer Zweierpotenz entspricht, so daß oft Matrixgrößen von 128^2 , 256^2 und 512^2 gewählt werden.

Eine wichtige Konsequenz aus der Diskretisierung der Meßwerte ergibt sich aus dem Abtasttheorem. Hiernach können zwei Bildpunkte nur dann unterschieden werden, wenn die Phasendifferenz nach N Abtastschritten gerade 2π beträgt [Jähn01]. Die minimale Bildauflösung ist dann bei einem konstanten Auslesegradienten gegeben durch:

$$\Delta x = \frac{2\pi}{\gamma G_x t_{acq}} = \frac{\text{FOV}}{N} \quad (1.25)$$

Hierbei ist FOV das Gesichtsfeld (*Field of View*), daß heißt die laterale Ausdehnung, des Bildes. Liegen Strukturen außerhalb des Gesichtsfeldes, so werden sie in das Innere des Bildes abgebildet (Einfaltung). Ursache hierfür ist die Periodizität der diskreten Fouriertransformation: Die Rekonstruktion ergibt eine Abfolge von Bildern, die jeweils um die Positionen x_i verschoben sind:

$$x_i = i \cdot \frac{2\pi}{\Delta k_x} \quad (1.26)$$

Um diese Einfaltungen zu vermeiden kann in Richtung der Frequenzkodierung die Anzahl der Meßpunkte verdoppelt werden (*oversampling*), so daß sich auch das Gesichtsfeld verdoppelt. Diese *Oversampling*-Technik funktioniert in Phasenkodierichtung nur mit doppeltem Zeitaufwand, da hier eine Verdopplung der Abtastpunkte mit der zweifachen Meßzeit einhergeht.

1.3 Gradientenechosequenzen

In dieser Arbeit werden zwei Varianten von Gradientenechosequenzen verwendet: Die FLASH-Sequenz (*Fast Low Angle Shot*) kann T_1 -gewichtete MR-Bilder liefern [Haas86], und eignet sich zur Durchführung von kontrastverstärkten Studien. Die TrueFISP-Sequenz (*True Fast Imaging with Steady State Precession*) hat einen Mischkontrast (T_1/T_2), der es erlaubt, Blut mit hohem Signal-zu-Rausch Verhältnis (SNR) darzustellen [Oppe86]. Das MR-Signal ist jedoch sehr empfindlich gegenüber Feldinhomogenitäten. Bei beiden Sequenzvarianten erreicht die Magnetisierung zwischen zwei Hochfrequenzanregungen nicht mehr den Gleichgewichtszustand M_0 , sondern einen dynamischen Gleichgewichtszustand M_{SS} (*Steady State*).

1.3.1 FLASH-Sequenz

Die FLASH-Sequenz ist die einfachste Gradientenechosequenz. Gradientenechos werden hier nach einer Anregung mit kleinem Flipwinkel ($\alpha < 90^\circ$) aufgenommen. Aufgrund der im Vergleich zu den Relaxationszeiten kurzen Repetitionszeiten TR und Echozeiten TE erreicht die Magnetisierung nicht mehr den Gleichgewichtszustand M_0 . Die stetig wiederholten Hochfrequenzanregungen und Relaxationsprozesse führen zu einem dynamischen Gleichgewichtszustand M_{SS} , der sich nach einigen Wiederholungen einstellt.

Für die Herleitung der Signalgleichung geht man davon aus, daß die Transversalmagnetisierung zwischen zwei Anregungen vollständig zerfällt. Deshalb reicht es, die z -Komponente der Magnetisierung zu betrachten. Das Gleichgewicht ist genau dann erreicht, wenn die Magnetisierung vor ($-$) dem i -ten Puls gleich der Magnetisierung vor dem $(i+1)$ -ten Puls ist. Mit dem Blochschen Gleichungen (1.9) erhält man:

$$M_{i+1}^- = M_i^- = M_0 + (M_i^- \cos \alpha - M_0) \cdot E_1 \quad \text{mit} \quad E_1 = \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \quad (1.27)$$

Diese Gleichung kann man analytisch lösen. Man erhält für die Gleichgewichtsmagnetisierung:

$$\mathbf{M}_{SS}^- = M_{SS}^- \cdot \mathbf{e}_z = M_0 \frac{1 - E_1}{1 - E_1 \cos \alpha} \cdot \mathbf{e}_z \quad (1.28)$$

Das gemessene Signal des Gradientenechos nach (+) der Anregung ist dann:

$$S_{FLASH} = M_{SS}^+ \cdot \exp(-TE/T_2^*) = M_{SS}^- \sin \alpha \cdot \exp(-TE/T_2^*) \quad (1.29)$$

Die Abhängigkeit des Signals vom Flipwinkel α und T_1 ist in Abb. 1.8 dargestellt. Für kleine Flipwinkel ist das Signal unabhängig von der Relaxation und wird durch die

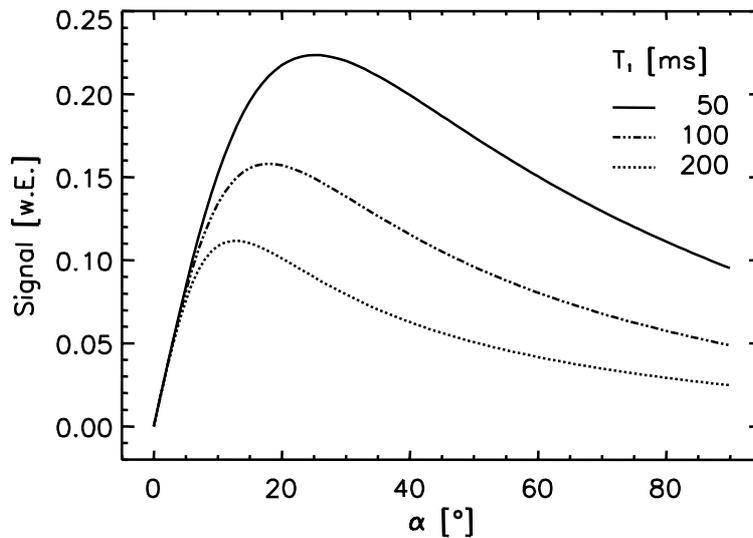


Abb. 1.8: Signalgleichung (FLASH) in Abhängigkeit vom Flipwinkel α und verschiedene T_1 für eine Repetitionszeit $TR = 5$ ms. Für kleine Flipwinkel wird der Kontrast von der Spindichte ρ bestimmt. Für größere Flipwinkel erhält man T_1 -gewichtete Bilder.

Spindichte ρ bestimmt. Erst für größere Flipwinkel entsteht ein T_1 -gewichteter Kontrast.

Die Signalgleichung (1.29) wird maximal bei dem *Ernst-Winkel* α_E :

$$\alpha_E = \arccos(E_1) \quad (1.30)$$

Das Signal für Gewebe mit kurzer Relaxationszeit T_1 ist groß. Kontrastmittel verkürzen T_1 für Blut und Gewebe, die Kontrastmittel anreichern. Für kontrastverstärkte Studien wird daher oft eine FLASH Sequenz verwendet. Die kurze Meßzeit ermöglicht es, die Anflutung von Kontrastmittel in Blutgefäßen oder Organen zeitaufgelöst zu beobachten.

In Abb. 1.6 wird das Schema der FLASH-Sequenz gezeigt. In einem TR -Intervall wird ein Gradientenecho aufgenommen, welches einer Zeile im k -Raum entspricht. Die Anregung mit dem Flipwinkel α findet unter einer Phasenzyklierung ϕ statt. Die Phase wächst

quadratisch mit der Nummer der Anregung. Man kann zeigen, daß dann Echopfade höherer Ordnung nicht mehr zur FLASH-Signalgleichung beitragen [Haac99] (*RF-Spoiling*). Starke Gradienten nach der Datenaufnahme (*Spoiler*) zerstören die Transversalmagnetisierung.

Ersetzt man die schichtselektive Anregung durch eine globale Anregung, so werden alle Spins im sensitiven Volumen der Spule angeregt, und es wird eine zweidimensionale Projektion senkrecht zur Schichtebene gemessen. Mit einem sehr großen Flipwinkel ($\alpha \sim 90^\circ$) läßt sich das Signal für Gewebe mit langem T_1 sättigen (Abb. 1.8). Man kann nun den Durchgang eines Bolus von Kontrastmittel durch die Blutgefäße sehr leicht visualisieren, da nur die Blutgefäße in den Projektionsaufnahmen Signalbeiträge liefern [Wang96, Henn97]. Diese Technik ist vergleichbar mit der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA), bei der unter Röntgenkontrolle Kontrastmittel injiziert wird. Von der aktuellen Aufnahme wird ein Referenzbild subtrahiert. Daher werden nur die Blutgefäße dargestellt.

1.3.2 TrueFISP-Sequenz

In der TrueFISP-Sequenz werden die starken Dephasiergradienten der FLASH-Sequenz durch rephasierende Gradienten in allen Raumrichtungen (Abb. 1.9) ersetzt. Dadurch wird

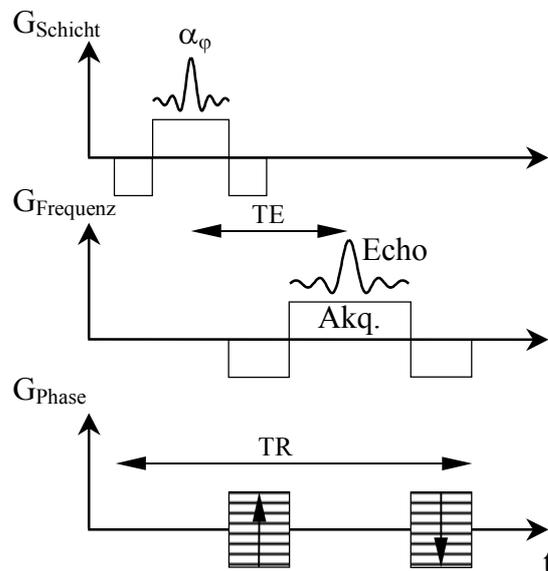


Abb. 1.9: Sequenzschema einer TrueFISP-Sequenz. Nach der Datenaufnahme wird die Transversalmagnetisierung nicht zerstört, sondern wieder rephasiert. Die Anregung mit hohem Flipwinkel ($\alpha \sim 70^\circ$) findet zusammen mit einer Phasenalternierung statt. Es stellt sich in allen drei Raumrichtungen ein dynamischer Gleichgewichtszustand ein.

die Transversalmagnetisierung nicht zerstört und trägt zur Ausbildung des dynamischen Gleichgewichtes bei. Der dynamische Gleichgewichtszustand kann analytisch durch eine Matrixinversion berechnet werden. Das Verhalten der Magnetisierung in der Transversalebene hängt stark von Magnetfeldinhomogenitäten ΔB ab, die bis zur Echozeit zu einem zusätzlichen Phasenwinkel δ führen:

$$\delta = \int \Delta\omega dt = \gamma \cdot \int \Delta B dt \quad (1.31)$$

Ursache für die Inhomogenitäten sind nicht-kompensierte Gradientenschaltungen und Gradienten, die durch das Objekt selbst, zum Beispiel durch Suszeptibilitätssprünge, hervorgerufen werden.

Der dynamische Gleichgewichtszustand nach (+) der Hochfrequenzanregung schreibt sich für ein Anregungsschema mit Phasenalternierung (d.h. der Phasenunterschied zweier aufeinanderfolgender Anregungen beträgt 180°):

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

$$d = (1 - E_1 \cos \alpha)(1 + E_2 \cos \delta) - E_2(E_1 - \cos \alpha)(E_2 + \cos \delta)$$

$$E_1 = \exp(-TR/T_1) \quad \text{und} \quad E_2 = \exp(-TR/T_2)$$

Wie erwartet gehen diese Gleichungen für den Grenzfall verschwindender Transversalmagnetisierung ($E_2 \rightarrow 0$) in die FLASH-Signalgleichung über.

Abb. 1.10 zeigt den Betrag der Transversalmagnetisierung M_T in Abhängigkeit vom Dephasierwinkel δ (spektrale Antwortfunktion) für Liquor ($T_1/T_2 = 4500 \text{ ms}/2200 \text{ ms}$) und graue Hirnsubstanz ($T_1/T_2 = 950 \text{ ms}/100 \text{ ms}$) bei einem Flipwinkel $\alpha=70^\circ$ und $TR = 5 \text{ ms}$. Die Schwankungen im Signal führen zur Ausbildung streifenartiger Strukturen im Bild (*banding artifacts*) durch Magnetfeldinhomogenitäten. Ohne Phasenalternierung wäre das Minimum von M_T bei $\delta=0^\circ$.

In der TrueFISP-Bildgebung gilt meist $TR \ll T_1, T_2$. E_1 und E_2 können daher bis zur linearen Ordnung entwickelt werden. Für einen speziellen Flipwinkel α_{opt} erhält man einen T_2/T_1 -gewichteten Kontrast:

$$M_y^+ \Big|_{\alpha_{\text{opt}}} = \frac{1}{2} M_0 \sqrt{\frac{T_2}{T_1}} \quad \text{mit} \quad \cos \alpha_{\text{opt}} = \frac{T_1/T_2 - 1}{T_1/T_2 + 1} \quad (1.32)$$

Man kann für $TR < T_2$ zeigen, daß das TrueFISP-Signal ($\alpha = \alpha_{\text{opt}}$) stets größer ist, als das entsprechende FLASH-Signal ($\alpha = \alpha_E$), was für praktisch alle Fälle erfüllt ist.

Die dynamische Gleichgewichtsmagnetisierung M_{SS} stellt sich erst nach vielen Wiederholungen der Hochfrequenzanregung ein. Ist die Magnetisierung zu Beginn des Experimentes im thermodynamischen Gleichgewicht (M_0), beobachtet man beim Übergang

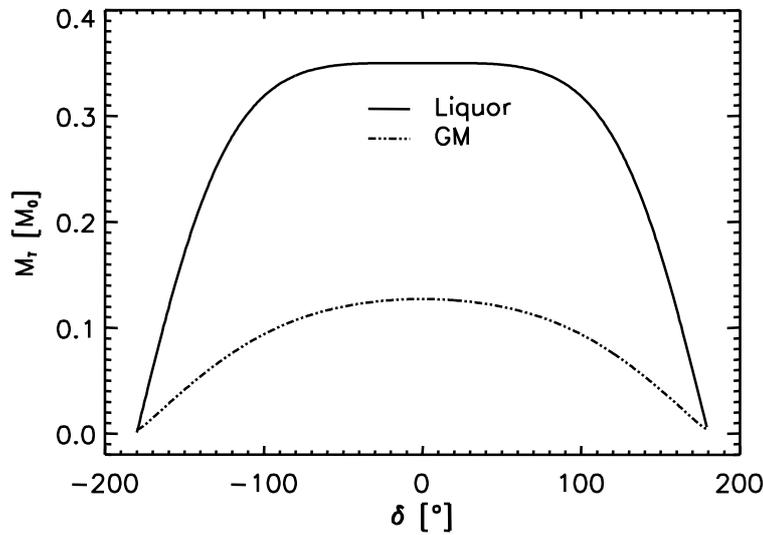


Abb. 1.10: Transversalmagnetisierung nach der Anregung mit dem Flipwinkel $\alpha = 70^\circ$ in Abhängigkeit vom Dephasierwinkel δ . Die Signalschwankungen führen zu streifenartigen Artefakten in den Bildern. Zur Berechnung wurde eine Repetitionszeit TR von 5 ms angenommen.

zu M_{SS} starke Signaloszillationen nach Anregung, die je nach Parameter T_1 , T_2 nur langsam abklingen [Henn02, Sche03a, Sche03b]. In Abb. 1.11 (links) wurde der Übergang in das Gleichgewicht simuliert. M_{SS} wird nur asymptotisch erreicht. Erst nach 200 Wiederholungen ist die Abweichung von M_{SS} kleiner als 5%. Periodische Oszillationen im MR-Signal führen im MR-Bild zu diskreten, zusätzlichen Bildern (Geister), die im Ortsraum verschoben sind und sich dem ursprünglichen Bild überlagern.

Der Winkel β zwischen z -Achse und Magnetisierungsvektor nach der HF-Anregung beträgt etwa $\alpha/2$. Für die typischen Werte von $TR/\alpha = 5 \text{ ms} / 70^\circ$ erhält man: $\beta_{\text{Liquor}} = 43^\circ$, $\beta_{\text{WM,GM}} = 40^\circ$, $\beta_{\text{Fett}} = 38^\circ$. Zur Präparation der Magnetisierung wird daher oft ein zusätz

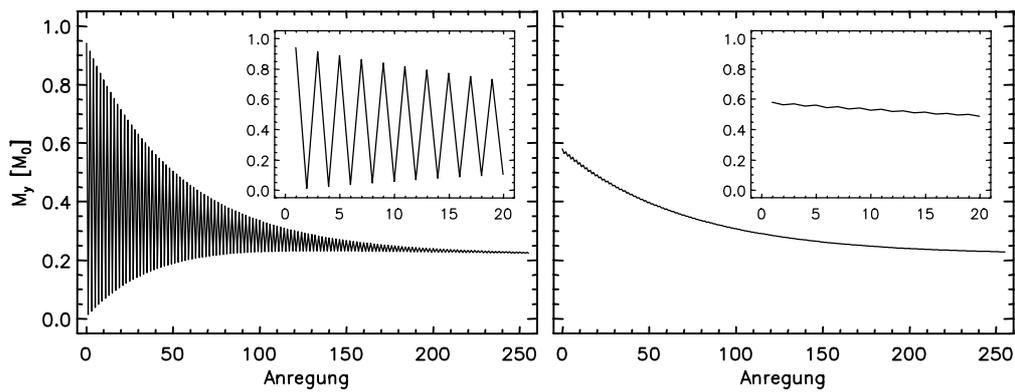


Abb. 1.11: Simulierter Übergang von der thermodynamischen Magnetisierung M_0 in den dynamischen Gleichgewichtszustand M_{ss} . Ohne Präparation der Magnetisierung (links) sind starke Signaloszillationen zu beobachten, die erst nach vielen Wiederholungen abklingen. Mit einem $\alpha/2$ -Puls vor Beginn der TrueFISP-Sequenz (rechts) lassen sich die Oszillationen stark reduzieren. Die Ausschnitte zeigen die Oszillationen im Detail. Simulationsparameter: $T_1/T_2/TR/\alpha = 600\text{ms}/130\text{ms}/3,8\text{ms}/70^\circ$.

licher $\alpha/2$ -Puls vor Beginn der TrueFISP Sequenz eingefügt, der Transversalmagnetisierung erzeugt [Deim94, Sche01a]. Signaloszillationen werden mit dieser Technik signifikant reduziert und die Intensität von Bildartefakten minimiert. In Abb. 1.11 (rechts) wird eine Simulation der Magnetisierung nach Präparation mit einem $\alpha/2$ Puls gezeigt.

In Abb. 1.12 wird ein Vergleich zwischen FLASH- und TrueFISP-Bildern gezeigt: Das TrueFISP-Bild hat im Gegensatz zum FLASH-Bild ein höheres Signal-zu-Rausch Verhältnis. Allerdings erkennt man die streifenartigen Artefakte aufgrund von Magnetfeldinhomogenitäten.

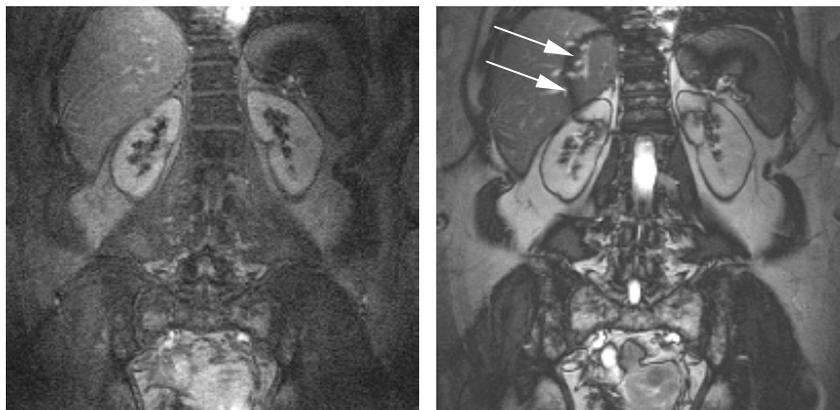


Abb. 1.12: FLASH- (links) und TrueFISP- (rechts) Bild des Abdomens. Das T_1 -gewichtete FLASH-Bild hat im Vergleich zum TrueFISP-Bild ein schlechtes Signal-zu-Rausch Verhältnis SNR. Im TrueFISP-Bild erkennt man die streifenartigen Signalauslöschungen aufgrund von Inhomogenitäten (Pfeile).

Kapitel 2

Material und Methoden

In dieser Arbeit wurden minimal invasive Eingriffe unter Magnetresonanz-(MR)-Beobachtung mit Hilfe von aktiven Kathetern durchgeführt. Der erste Teil dieses Kapitels beschreibt zunächst die Eigenschaften von Kathetern und die Entwicklung aktiver Katheter mit Mikrospulen. Die elektromagnetischen Eigenschaften der Empfangsspulen wurden simuliert und mit Phantommessungen bestätigt. Es wird eine Spulenanordnung vorgestellt, die Spitzenvisualisierung und Detektion miteinander kombiniert. Mit Mantelwellensperren kann die dabei auftretende Hochfrequenzerhitzung minimiert werden. Hierzu wurden Temperaturmessungen an der Spitze eines aktiven Katheters durchgeführt.

Ein weiterer Teil des Kapitels stellt die MR-Sequenz vor, mit der die Mikrospulen lokalisiert werden. Diese Sequenz wurde mit einer 2D-Bildgebung kombiniert, bei der die Schicht automatisch nachgeführt wurde. Die verwendeten Gradientenechosequenzen wurden für intravasculäre Eingriffe optimiert. Dazu mußten zusätzliche HF- und Gradientenpulse eingeführt werden, um Artefakte in den MR-Bildern zu minimieren oder unerwünschte Untergrundsignale zu unterdrücken.

Der letzte Teil stellt Messungen am Phantom vor, mit denen die Lokalisationsgenauigkeit überprüft und die optimale Kontrastmittelkonzentration für die Darstellung von Gefäßen bestimmt wurde. Schließlich wurden MR-geführte Nierenembolisationen im Tierexperiment durchgeführt.

2.1 Eigenschaften von Kathetern

Katheter sind flexible Röhreninstrumente, die benutzt werden, um in Hohlorgane (z.B. Blase, Magen oder Blutgefäße) vorzudringen. Über den Katheter können dann Körperflüssigkeiten entnommen oder Medikamente eingebracht werden.

Das wichtigste Ausgangsprodukt für einen Katheter ist ein Kunststoffschlauch aus Polyurethan, Polyamid oder Polyvinylchlorid (PVC), der im Verlauf der Herstellung durch Verformung und Verklebung mit einem Anschlusskonus zum medizinischen Katheter wird. Für die Katheterschlauchproduktion wird ein Kunststoffgranulat durch Erwärmen in eine zähflüssige Konsistenz überführt. Diese Kunststoffmasse wird mit einem Extruder verdichtet und zur Formgebung durch ein Extrusionswerkzeug gepresst. Der Massefluß wird zur Herstellung eines Schlauches innerhalb des Werkzeuges mit einem Dornhalter aufgespalten und umfließt den Dorn, welcher den Hohlraum des Schlauches formt. Die einfachste Form des Katheterschlauches hat nur eine Öffnung (Monolumenkatheter). Es lassen sich aber auch Katheter mit mehreren Öffnungen fertigen (Mehrlumenkatheter).

An die Kathetereigenschaften werden zahlreiche Forderungen gestellt. Dazu gehören Bioverträglichkeit, Stabilität gegenüber Körperflüssigkeiten, dauerhafte Flexibilität und Verwindungssteifigkeit. Oft werden dazu die Oberflächeneigenschaften verändert, indem die Oberfläche silikonisiert wird. Alternativ kann in einem Plasmareaktor eine dünne Kohlenstoffschicht abgeschieden werden, die eine diamantähnliche Struktur aufweist. Diese Katheter besitzen dann eine gute chemische Resistenz, gute Gleiteigenschaften und eine große Oberflächenhärte.

Katheter sind in der Diagnostik und Therapie unentbehrlich geworden. In der Kardiologie werden Katheter zum Einbringen von Kontrastmittel in die Herzkranzgefäße verwendet. Damit kann man Verengungen oder Verschlüsse unter Röntgenkontrolle darstellen. Die Herzkranzgefäße können mit Hilfe kleiner aufblasbarer Ballons (Ballondilatation) oder durch das Plazieren von *Stents* wieder erweitert werden. In der Radiologie werden lange Katheter z.B. über eine Arterie in der Leistenbeuge in das Gefäßsystem des Körpers vorgeschoben. Hier können mit Hilfe von Kontrastmittel einzelne Organe dargestellt werden oder Gefäßverengungen (z.B. Arteriosklerose) minimal invasiv erweitert werden.

2.2 Katheterverfolgung

Minimal invasive Eingriffe über Zugänge durch die Blutbahn wurden bereits erfolgreich unter MR-Beobachtung durchgeführt. Hierbei trägt das Material konventioneller Katheter allerdings nicht zum MR-Signal bei, so daß Katheter nur durch Signalauslöschung beobachtbar sind. Um die Sichtbarkeit von Kathetern zu erhöhen, wurden unterschiedliche

Ansätze verfolgt: Katheter wurden mit Dysprosiumringen bestückt, um kontrollierte Signalauslöschungen zu erzeugen [Smit99a]. Mit zusätzlichen Gradienten konnte sogar ein positiver Kontrast zur Markierung erreicht werden [Sepp03, *The White Marker Phenomenon*]. Alternativ wurden zusätzliche Schichten oder Füllungen in die Katheter eingefügt. Dabei wurden Kontrastmittellösungen verwendet, um das Signal zu verstärken [Omar00, Patz02, Unal02]. Mit zusätzlichen Gleichstromleitungen im Katheterlumen konnten Feldverzerrungen geschaltet werden [Glow99]. Um den Katheter über die ganze Länge zu visualisieren, wurden an den Katheter Empfangsspulen angebracht [Ocal97, Quic99, Quic03a, Quic03b]. Induktiv gekoppelte Hochfrequenzspulen konnten als positive Marker [Burl96, Melz00, Egge03, Weis03] verwendet werden.

Mit kleinen Empfangsspulen (Mikrospulen) war es möglich, die Spitze eines sogenannten aktiven Katheters zu lokalisieren [Dumo93, Smit99b, Zhan00, Sant01]. Die so gewonnene Ortsinformation konnte zur Schichtdefinition verwendet werden. Diese Spulen sollen punktförmige Sonden darstellen, da nur ein räumlich eng begrenztes Empfindlichkeitsprofil eine Lokalisation ermöglicht. Andererseits muß eine solche Spule auch groß genug sein, daß sie eine nennenswerte Signalintensität liefern kann. Die Eigenschaften der Katheterspitze sollen dabei nur wenig verändert werden. Insbesondere muß der Durchmesser der Spitze stets kleiner sein als der der Gefäße, die angesteuert werden sollen. Zudem darf die Flexibilität und Windungssteifigkeit nicht eingeschränkt werden. Schließlich soll der Katheter, insbesondere an Stellen, an denen die Mikrospule befestigt ist, sterilisierbar sein. Die elektrischen Anschlüsse des Katheters müssen so gestaltet sein, daß die Führung des Katheters nie eingeschränkt ist. Die elektronischen Komponenten müssen vollständig von der Umgebung isoliert sein. Insbesondere darf es nie zu Überschlägen oder Erhitzungen der Spule aufgrund der Hochfrequenzanregung während eines MR-Experimentes kommen. In diesem Abschnitt wird zunächst der Aufbau aktiver Katheter vorgestellt. Die elektromagnetischen Eigenschaften der Empfangsspulen werden betrachtet und elektrische Schaltungen zu Leistungsanpassung eingeführt.

2.2.1 Aufbau aktiver Katheter mit Lokalisationsspulen

Aktive Katheter wurden aus Rohmaterial zweilumiger 5 Fr ($\sim 1,6$ mm) Katheter, die zur Erweiterung (*Dilatation*) von Blutgefäßen eingesetzt werden, gefertigt (Cook Pursuit, Bloomington, U.S.A.). Das kleinere Lumen ($\text{Ø } 0,3$ mm) diente zur Führung eines Mikro

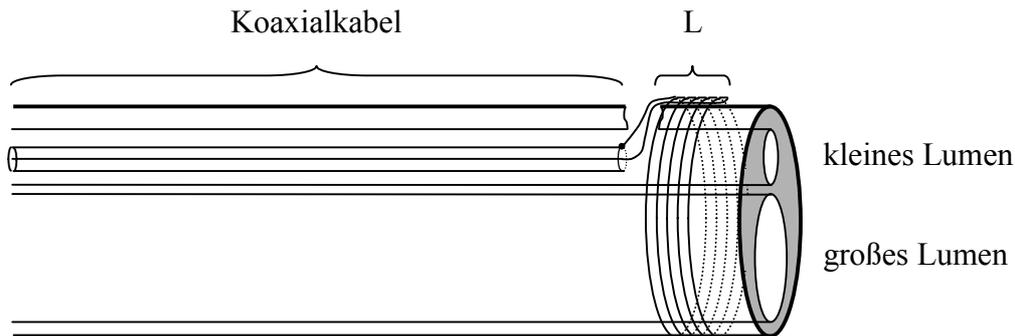


Abb. 2.1: Mikrospeule L an der Spitze eines doppellumigen Katheters. Das kleinere der beiden Lumen diente zur Führung eines Koaxialkabels. Das große Lumen blieb unberührt und wurde für Führungsdrahte und Applikation von Kontrastmittel oder Medikamenten verwendet.

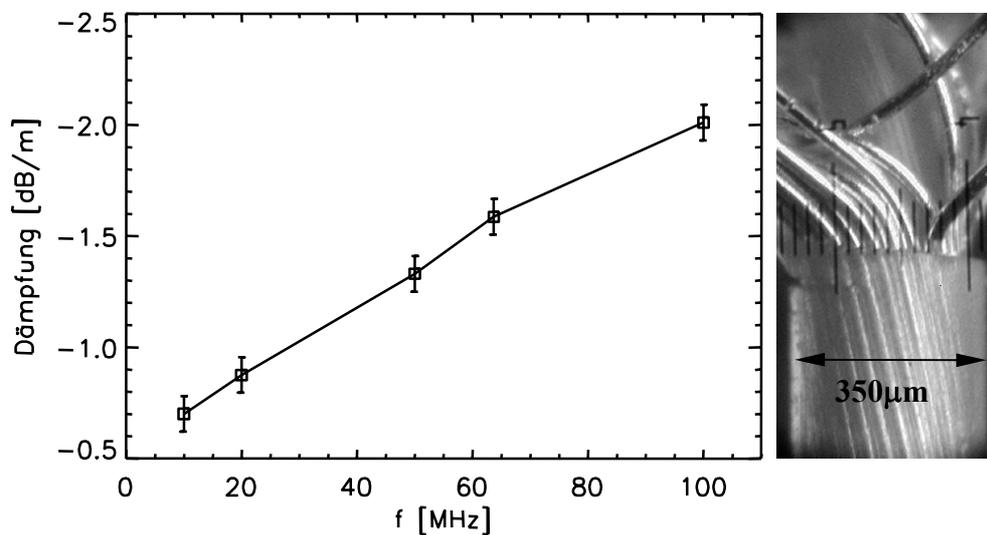


Abb. 2.2: Kabeldämpfung und Mikrokoaxialkabel. Die Dämpfung des 50 Ω -Mikrokoaxialkabels bei 64 MHz ist mit $-1,6$ dB sehr hoch, so daß die Länge des Kabels zu minimieren ist.

koaxialkabels (Abb. 2.2, \varnothing 0,3 mm, Dämpfung: $-1,6$ dB/m, Axon Cable GmbH, Leonberg). Das Hauptlumen ($\varnothing = 0,8$ mm) blieb unberührt, um die Möglichkeit zu erhalten, Führungsdrähte einführen zu können. Abb. 2.1 zeigt eine Skizze eines aktiven Katheters mit einer Mikrospule an der Spitze.

Eine Solenoidspule wurde an die Spitze des Katheters angebracht. Dazu wurde entweder der isolierte Innenleiter des Koaxialkabels ($\varnothing = 200$ μm , ohne Isolierung $\varnothing \sim 80$ μm) oder lackierter Kupferdraht ($\varnothing = 90$ μm) verwendet. Zur Fixierung und Isolierung (Abb. 2.3) diente entweder Schrumpfschlauch oder Flüssigkunststoff (Faust, GPM Consulting GmbH & Co, KG, Düsseldorf). Das Mikrokoaxialkabel wurde am Luerlock Anschluß des Katheters mit einem nichtmagnetischen 50 Ω Koaxialkabel (G 02232, Huber+Suhner AG, Herisau, Schweiz) verbunden, um die Gesamtdämpfung der Leitungen zu minimieren und

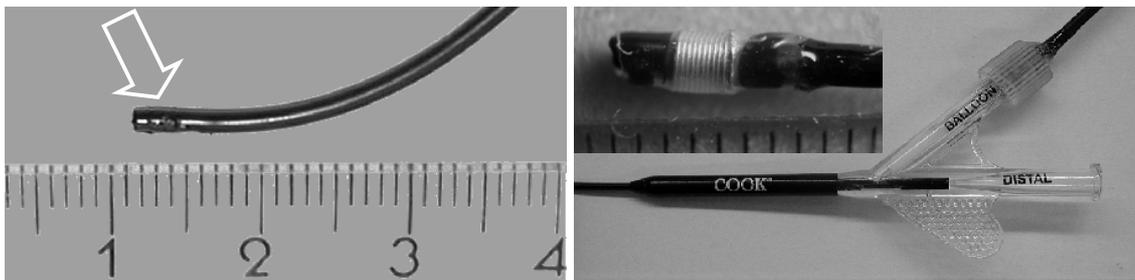


Abb. 2.3: Spitze (links und Bildausschnitt) und Anschluss (rechts) eines aktiven Katheters. Die Spule an der Spitze des Katheters (Pfeil) wurde mit Flüssigkunststoff oder Schrumpfschlauch fixiert und isoliert. Das Mikrokoaxialkabel verlief in einem Lumen des Katheters und wurde am Luerlock-Anschluß des Katheters mit einem 50 Ω Koaxialkabel verbunden.

mechanische Stabilität zu gewährleisten. Als elektrischer Anschluß wurde ein nichtmagnetischer BNC Stecker verwendet. Mit einem Heißluftgebläse (120 °C) wurde die Spitze des Katheters so geformt, daß die Navigation des Katheters in die Zielgefäße erleichtert wird (Konfiguration).

2.2.2 Aktive Ballonkatheter

Mit Ballonkathetern werden Engstellen in Blutgefäßen aufgedehnt oder Gefäße kurzzeitig verschlossen. Dies geschieht, um sicherzustellen, daß eingebrachte Medikamente ausschließlich in die Zielorgane gelangen und ein Rückfluß (*Reflux*) in andere Gefäße ausgeschlossen ist. Zu diesem Zweck wurde ein Katheterprototyp mit einer Mikrospule hinter dem Ballon entwickelt. Als Basis diente ein 5 Fr Ballon Katheter (Ultra-thin Diamond, Meditech, Watertown, U.S.A.). Direkt hinter dem Ballon wurde aus lackiertem Kupferdraht eine Solenoid Mikrospule mit sechs Windungen befestigt. Im Gegensatz zu

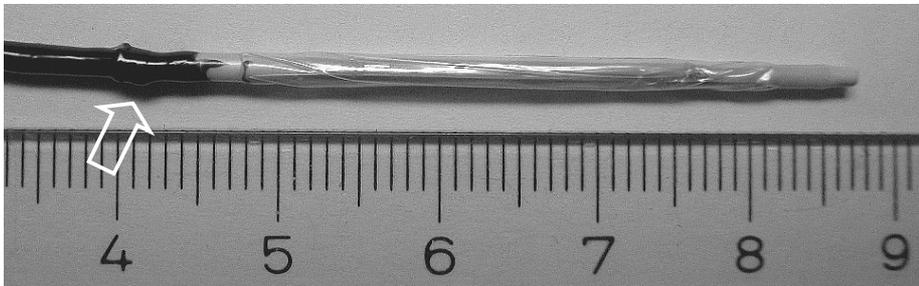


Abb. 2.4: Katheterprototyp mit Mikrospule (Pfeil) und Ballon. Das Mikrokoaxialkabel wurde außen entlang der Katheterwand geführt und mit mehreren Schichten Kunststoff fixiert. Die Funktionalität des Ballons war nicht eingeschränkt

dem bisherigen Katheteraufbau wurde das Mikrokoaxialkabel außen an der Katheterwand geführt. Die Fixierung von Kabel und Spule wurde durch mehrere Schichten von Flüssigkunststoff (Faust, GPM Consulting GmbH & Co, KG, Düsseldorf) realisiert, der nach Aufrauhen der Katheterwand mit Aceton unverdünnt mit einem Pinsel aufgetragen wurde. Hierbei wurde ein Enddurchmesser an der Mikrospule von 2,4 mm erreicht.

2.2.3 Anpassnetzwerke für Mikrospulen

In der Gleichstromtechnik wird die Leistung $P_L = U_L^2 / R_L$ eines Lastwiderstandes R_L genau dann maximiert (Abb. 2.5), wenn R_L gleich dem Innenwiderstand R_i einer Spannungsquelle U ist:

$$P_L = U^2 \cdot \frac{R_L}{(R_L + R_i)^2} \quad (2.1)$$

$$\frac{\partial}{\partial R_L} P_L \equiv 0 \leftrightarrow R_L = R_i \quad (2.2)$$

Für diesen Fall ist $P_L = 1/4 \cdot P_{i,\max}$, wobei $P_{i,\max} = U^2/R_i$ die Kurzschlußleistung ist.

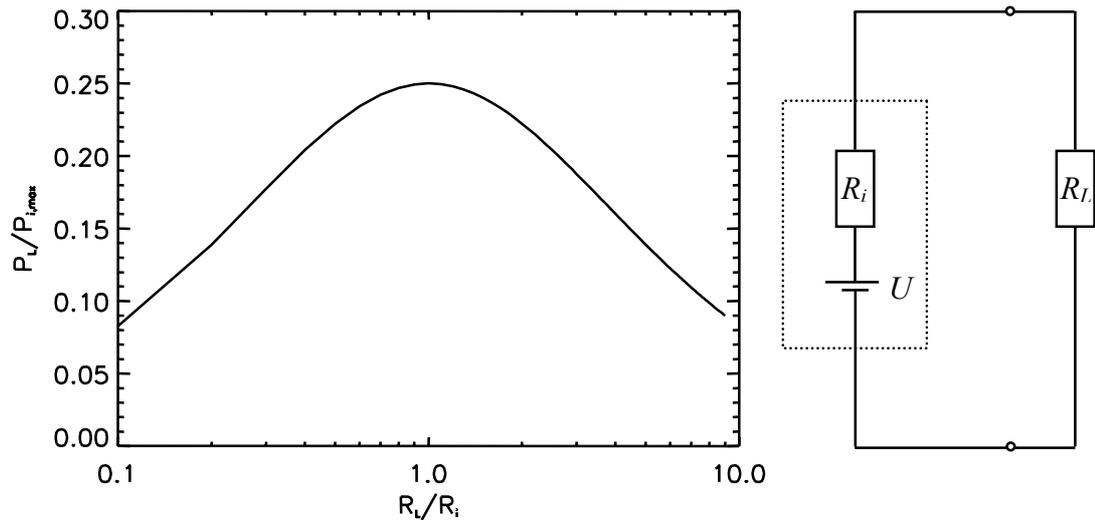


Abb. 2.5: Wirkleistung P_L eines Lastwiderstandes R_L an einer Spannungsquelle U mit Innenwiderstand R_i und Schaltbild. Für $R_L = R_i$ wird P_L maximiert und beträgt 25% der Kurzschlußleistung $P_{i,\max} = U^2/R_i$.

In der Kernspinresonanz wirken Empfangsspulen als Spannungsquellen mit komplexer Impedanz Z . Um die schwachen Signale zu detektieren, werden die Spulen über Verstärker mit dem MR-Tomographen verbunden. Das Signal am ersten Verstärker (Eingangsimpedanz Z_0) wird wiederum maximiert, wenn gilt: $Z=Z_0$. Dies erreicht man, indem man die gegebene Spulenimpedanz Z auf Z_0 transformiert. Aus technischen Gründen haben die Verstärker oft eine Systemimpedanz von $Z_0=50 \Omega$. Das Netzwerk zur Leistungsanpassung läßt sich mit Hilfe eines Schmitt-Diagramms (Anhang A) graphisch bestimmen. Eine typische Größe für die Impedanz einer Spule eines aktiven Katheters war $Z = 5 \Omega + i \cdot 14 \Omega$ (bei 64 MHz). Die Anpassung konnte mit einem Netzwerk aus Koaxialkabel (l_s), einem Parallelkondensator (C_p) und einem Serienkondensator (C_s) realisiert (Abb. 2.6) werden. Ohmsche Widerstände verwendet man nicht als Elemente des Netzwerkes, da an diesen eine Wirkleistung umgesetzt wird, was zu Signalverlusten führt.

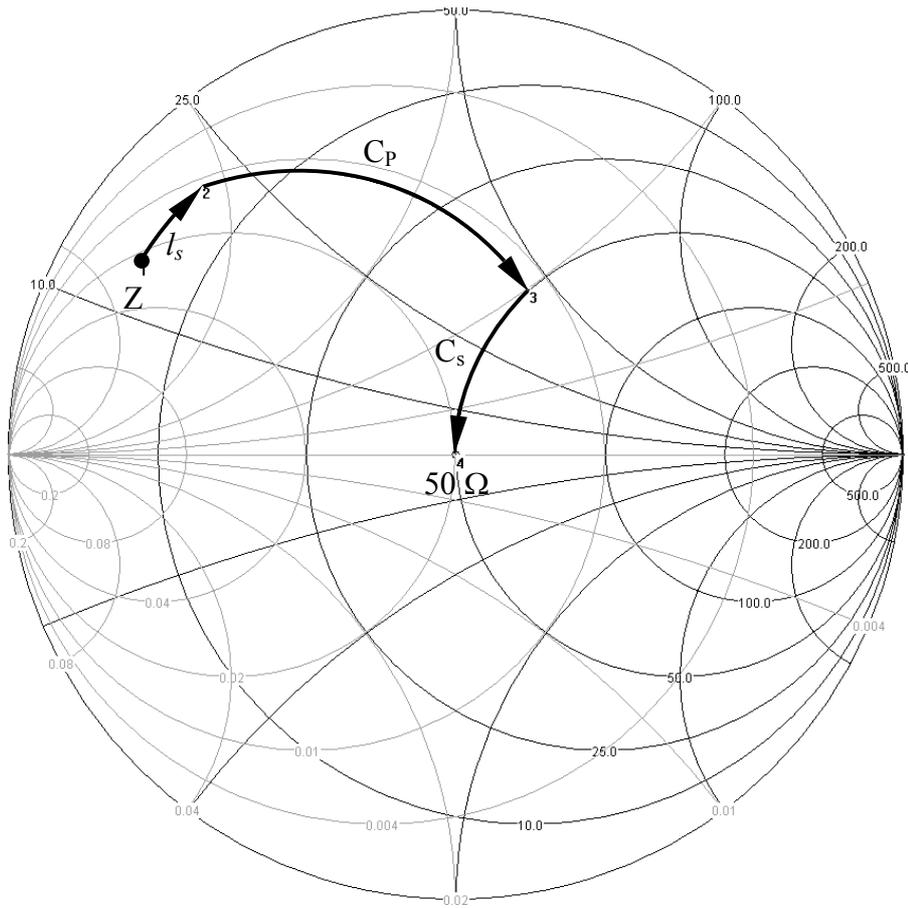
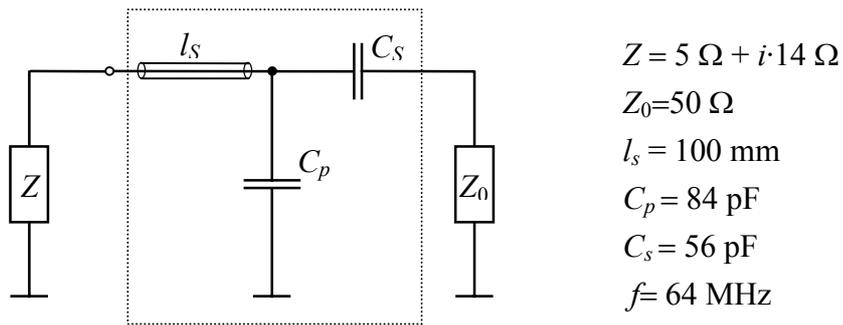


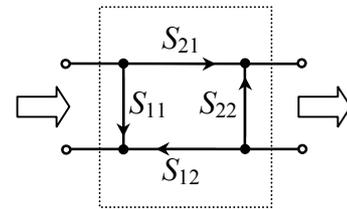
Abb. 2.6: Beispiel einer Leistungsanpassung im Schmitt-Diagramm. Die komplexe Impedanz der Spule Z wurde mit einer Koaxialleitung (l_s), einem Parallelkondensator (C_p) und einem Serienkondensator (C_s) auf $Z_0 = 50 \Omega$ transformiert.

Reflexion und Transmission

Ein beliebiges elektronisches Bauteil kann durch vier frequenzabhängige komplexe Streuparameter S_{ab} beschrieben werden [Pehl84]:

Tab. 2.1: Definition der Streuparameter nach der Vierpoltheorie.

Streuparameter	Name
S_{11}	Eingangsreflexion
S_{12}	Rücksteilheit
S_{21}	Transmission
S_{22}	Ausgangsreflexion



Von besonderer Bedeutung für diese Arbeit sind die Parameter S_{21} (Transmission) und S_{11} (Reflexion) der Katheterspulen bei der Resonanzfrequenz des Tomographen (63,6847 MHz). Eine auf diese Frequenz leistungsangepasste Empfangsspule zeigt dann eine minimale Reflexion und eine maximale Transmission. Zur Messung der Transmission und Reflexion wurde ein Meßaufbau entwickelt, bei dem die Empfangsspule L_{em} genau in

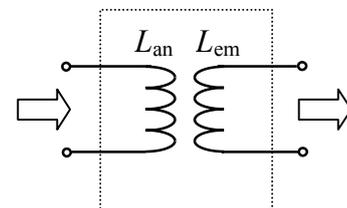
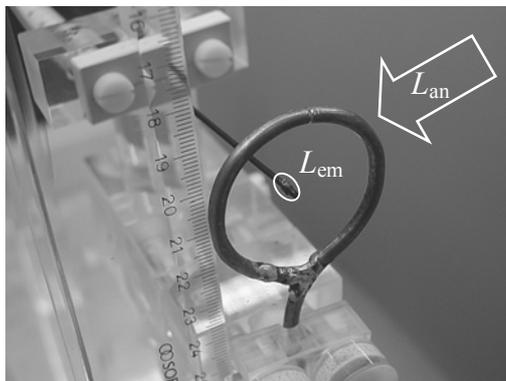


Abb. 2.7: Transmissionsmessung. In das Zentrum einer Anregungsspule L_{an} (Pfeil) wurde die Empfangsspule L_{em} platziert und das empfangene Signal detektiert (links). Der Versuchsaufbau läßt sich als passives Bauteil (Transformator) entsprechend der Vierpoltheorie darstellen (rechts).

der Mitte einer Anregungsspule L_{an} platziert werden konnte. Der Versuchsaufbau läßt sich als ein passives Bauteil (Transformator) gemäß der Vierpoltheorie beschreiben (Abb. 2.7). Die Anregungsspule wurde aus einem Semi-Rigid Kabel gefertigt. Die Abschirmung soll hierbei sowohl dielektrische Verluste als auch Verstimmungen der Anregungsfrequenz verhindern. Zusätzlich sorgt sie für eine rein magnetische Kopplung der Empfangsspule [Zabe87]. Diese Kopplung sollte jedoch klein sein, um den Einfluß der Anregung auf das

Empfangssystem zu minimieren. Eine kleine Kopplung wird bei Verwendung einer Anregungsspule erreicht, deren Durchmesser deutlich größer (hier: 35 mm) ist als der der Empfangsspule (1-2 mm). Aus den Größenverhältnissen folgt, daß nur eine schwache Kopplung zwischen Anregungsspule und Empfangsspule wirkt. Eine noch größere Spule würde das in der Empfangsspule induzierte Signal zu stark reduzieren. Zur Messung der Transmission und Reflexion mit einem Netzwerkanalysator (Advantest R3765CG, Tokyo, Japan) wurde ein Protokoll festgelegt:

Tab. 2.2: Meßparameter zur Messung von Transmission und Reflexion.

	Reflexion	Transmission
Meßfrequenz [MHz]	63,6847	63,6847
Meßfenster [MHz]	20	20
Anregungspegel [dBm]	-10	10
Filterbandbreite [kHz]	10	10
Meßpunkte	201	201
Kalibrierung	Kurzschluß	50 Ω Kabel (RG58C/U)
Messung [S-Parameter]	S_{11}	S_{21}

Mit Hilfe des Meßaufbaus wurden folgende Eigenschaften der Mikrospulen bestimmt:

Optimale Anzahl der Windungen

Zur Bestimmung der optimalen Windungsanzahl von Mikrospulen wurden abgeschnittene Katheterspitzen mit 1 bis 15 Windungen und jeweils 71 cm Mikrokoaxialkabel hergestellt. Der Durchmesser (2 mm) und die Länge (je nach Anzahl der Windungen bis 2,5 mm) entsprachen den Größenverhältnissen der Katheterprototypen. Das Transmissionssignal der Mikrospulen wurde in Abhängigkeit von der Windungszahl bei 64 MHz gemessen.

Dieser experimentelle Zugang wurde gewählt, da eine Berechnung der Signalstärke in Abhängigkeit von der Windungszahl sehr schwierig ist. Das Mikrokoaxialkabel und Verluste in der Spule sind schwer zu modellieren [Mina01a, Mina01b], da die einzelnen Verlustterme nur durch semiempirische Gleichungen beschrieben werden, deren Parameter einer Messung schwer zugänglich sind.

Anordnung des Anpassnetzwerkes

Das Netzwerk zur Leistungsanpassung (T/M) kann entweder am Katheterende oder direkt an der Mikrospule mit Hilfe kleiner elektronischer Komponenten plaziert werden. Generell ist zu erwarten, daß die Transmission bei direkter Anpassung größer ist, da hier hauptsächlich die Impedanz der Mikrospule dominiert, während bei der Leistungsanpas-

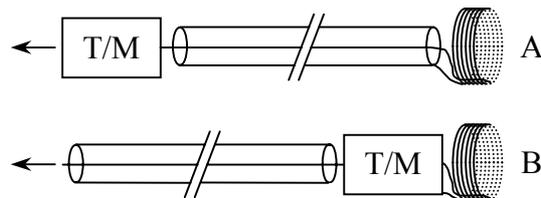


Abb. 2.8: Abstimmung (T/M) des Katheters. Es wurden zwei Katheterprototypen gefertigt, bei denen sich das Netzwerk zur Leistungsanpassung entweder außerhalb (A) oder direkt an der Spitze (B) des Katheters befand. Mit beiden Konfigurationen wurde die Transmission bei 64 MHz gemessen.

sung am Ende des Katheters die Gesamtimpedanz aus Mikrospule und verlustbehaftetem Mikrokoaxialkabel maßgeblich ist. In dieser Arbeit wurden zwei Prototypen mit jeweils einer Mikrospule (sechs Windungen) an der Spitze gefertigt. Für beide Prototypen wurde eine 75 cm lange Leitung aus Mikrokoaxialkabel verwendet. Das Netzwerk zur Anpassung war entweder am Ende des Koaxialkabels oder zwischen Kabel und Mikrospule (Abb. 2.8) plaziert. Es wurde die Transmission beider Prototypen gemessen und miteinander verglichen.

Kopplungen mehrerer Mikrospulen

Bei einigen aktiven Kathetern wurden mehr als eine Mikrospule integriert, um den Verlauf des Katheters beobachten und nicht nur dessen Spitze verfolgen zu können. In einem Katheterprototypen mit drei Mikrospulen (Euronamics, Een, Niederlande) wurden Kopp

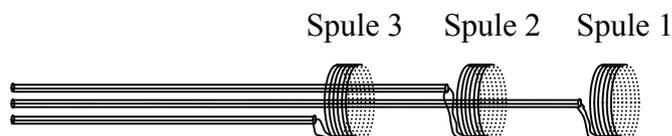


Abb. 2.9: Kabelführung bei drei Mikrospulen. Das Anschlußkabel von Spule 1 wird durch die empfindlichsten Bereiche von Spule 2 und Spule 3 geführt, das Anschlußkabel von Spule 2 durch Spule 3. Es wird vermutet, daß aufgrund des schlechten Schirmmaßes der Mikrokoaxialkabel die Spulen miteinander koppeln.

lungen zwischen den Spulen beobachtet. Die Ursache dieser Kopplungen wurde in der Kabelführung der einzelnen Mikrokoaxialleitungen im Katheter vermutet. Die Koaxialleitungen haben ein geringes Schirmmaß, so daß Kabelsignale nicht optimal voneinander entkoppelt sind. Zudem wurde aus bautechnischen Gründen die Zuleitung für die vorderste Mikrospule durch das Innere der beiden anderen geführt (Abb. 2.9). Einen weiteren Beitrag zur Kopplung liefert das Netzwerk zur Leistungsanpassung.

Es wurden Messungen durchgeführt, um den Beitrag der Kopplung von Katheter und Netzwerk zu separieren. Dazu wurden zunächst die Kopplungen der Spulen inklusive Anpassung bestimmt, indem die Transmission zwischen den einzelnen Spulen gemessen wurde. Danach wurden die Katheterspulen durch nicht koppelnde Ersatzschaltungen gleicher Impedanz ersetzt, um die Kopplungen des Netzwerkes allein zu bestimmen.

2.2.4 Lokalisation von Mikrospulen

Die Position der Mikrospulen im Raum kann mit Hilfe der MR schnell bestimmt werden [Dumo93]. Dazu wird nach nicht-selektiver Anregung mit dem Flipwinkel α ein Gradientenecho aufgenommen. Werden nur Frequenzkodiergradienten in einer Raumrichtung geschaltet, so ist das MR-Signal eine Projektion des Objekts auf diese Raumrichtung. Auf

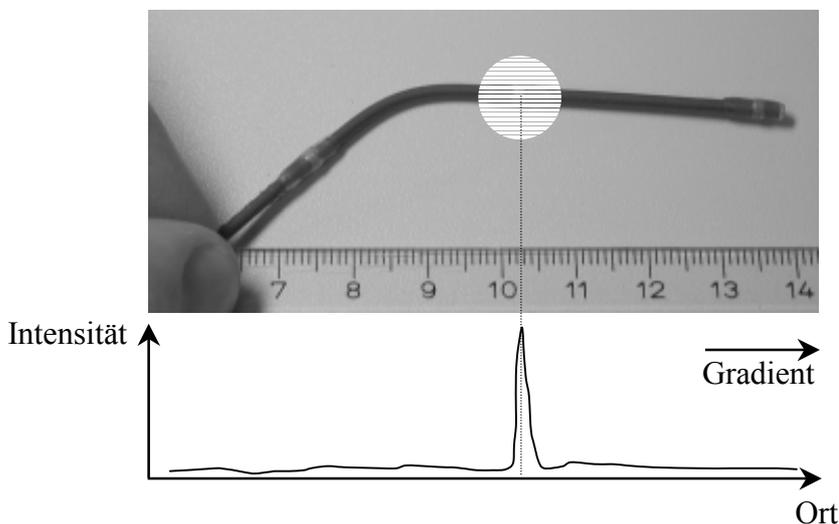


Abb. 2.10: Lokalisation einer Mikrospule in einer Raumrichtung. Aufgrund des eng begrenzten Empfindlichkeitsprofils besteht das Signal eines Gradientenechos aus einer einfachen Struktur mit einem Maximum am Ort der Spule.

grund des räumlich eng begrenzten Empfindlichkeitsprofils der Mikropule tragen nur Spins in der Nähe der Spule zum Signal bei (Abb. 2.10). Durch nacheinanderfolgende Aufnahme von Gradientenechos in drei Raumrichtungen läßt sich die Mikropule lokalisieren (Abb. 2.11).

Innerhalb von Geweben kann es insbesondere an Grenzflächen zu Suszeptibilitätssprüngen $\Delta\chi$ und damit zu zusätzlichen Magnetfeldgradienten kommen, was zu einer lokalen Verschiebung Δx der Lage des Maximums x_0 führt:

$$x_{\text{Messung}} = x_0 + \Delta x \quad (2.3)$$

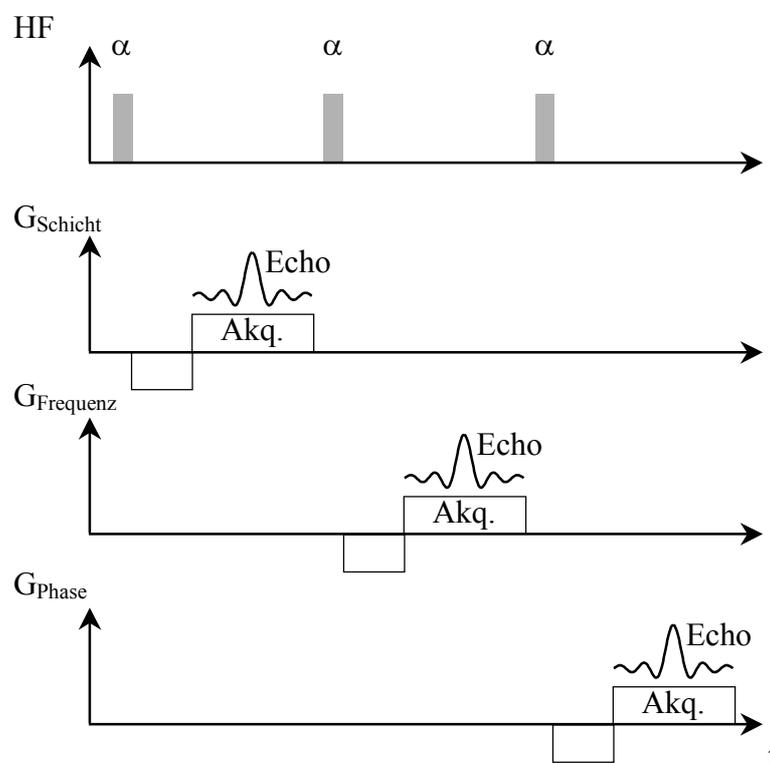


Abb. 2.11: Sequenzschema zur Lokalisation einer Mikropule in drei Raumrichtungen. Nach nicht-selektiver Anregung (Flipwinkel α) wird ein Gradientenecho in jeder Raumrichtung aufgenommen.

Um den wahren Ort x_0 zu bestimmen, kann man zwei Echos mit Projektionsgradienten entgegengesetzter Polarität aufnehmen. Da sich dabei ausschließlich die Polarität des externen Gradienten ändert, nicht jedoch die der Suszeptibilitätssprünge, kann x_0 aus dem Mittelwert der zwei Projektionen bestimmt werden:

$$x_0 = \frac{1}{2} (x_{\text{Messung}}^{(+)} + x_{\text{Messung}}^{(-)}) \quad \text{mit} \quad x_{\text{Messung}}^{(\pm)} = x_0 \pm \Delta x \quad (2.4)$$

Um die Fehllokalisierung Δy und Δz zu eliminieren wären so sechs Messungen nötig. Die Anzahl der Messungen kann mit der sogenannten Hadamardkodierung [Dumo93] auf vier reduziert werden. Für jede Projektion P_j werden Gradienten in allen drei Raumrichtungen x, y, z mit positiver (+) und negativer (-) Polarität nach folgendem Schema geschaltet:

Tab. 2.3: Polarität der Auslesegradienten bei Hadamardkodierung. Während der Aufnahme von vier Gradientenechos werden Gradienten unterschiedlicher Polarität P_i geschaltet.

	x	y	z
P_1	-	-	-
P_2	+	+	-
P_3	+	-	+
P_4	-	+	+

Der Ort der Mikrospule \mathbf{x} läßt sich aus der Lage der Signalmaxima \mathbf{x}_{Had} mit Hilfe der Matrix $\mathbf{M}_{\text{Hadamard}}$ dekodieren:

$$\mathbf{x} = \mathbf{M}_{\text{Hadamard}} \cdot \mathbf{x}_{\text{Had}} \quad \text{mit} \quad \mathbf{M}_{\text{Hadamard}} = \frac{1}{4} \begin{pmatrix} -1 & +1 & +1 & -1 \\ -1 & +1 & -1 & +1 \\ -1 & -1 & +1 & +1 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

In dieser Dekodierung kommen positive und negative Wichtungen in jeweils gleicher Anzahl vor, so daß die Fehllokalisierung $\Delta \mathbf{x}$ in erster Ordnung eliminiert wird.

2.2.5 Magnetfeld von Mikrospulen

In diesem Abschnitt werden die elektromagnetischen Eigenschaften von kleinen Empfangsspulen (Mikrospulen) vorgestellt, um das Projektionssignal eines Lokalisationsexperimentes theoretisch berechnen zu können. In Simulationen und Messungen wurde die Genauigkeit bestimmt, mit der die Spulen im Raum lokalisiert werden können. Dazu wurde das Empfangssignal der Mikrospulen simuliert, indem das Magnetfeld der Mikrospule berechnet wurde. Hierbei wurde das sogenannte Reziprozitätstheorem (Umkehrbar

keitsaussage) [Houl76, Insk98] für die Verknüpfung von induziertem Strom und zeitlich veränderlicher Magnetfelder ausgenutzt.

Die Larmorfrequenz f_0 von Protonen beträgt bei $B_0=1,5$ T etwa 64 MHz. Die Wellenlänge λ einer elektromagnetischen Welle dieser Frequenz in Wasser ist dann:

$$\lambda = \frac{c_m}{f_0} = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}} \sim 0.52 \text{ m} \quad \text{mit} \quad \epsilon_r = \epsilon_{\text{Wasser}} \sim 80 \quad (2.6)$$

Hierbei ist c und c_m die Lichtgeschwindigkeit im Vakuum und im Medium mit relativer Dielektrizitätskonstante ϵ_r . Die typischen Dimensionen der verwendeten Spulen sind wesentlich kleiner (~ 1 mm) als die Wellenlänge. Deshalb darf eine quasistatische Näherung der *Maxwell*-Gleichungen durchgeführt werden und für die Simulation der Spulenempfindlichkeit das Magnetfeld für den Gleichstromfall betrachtet werden. Man erhält zur Berechnung eines Magnetfeldes \mathbf{B} bei gegebenem Strom I und Pfad I das *Biot-Savart* Gesetz:

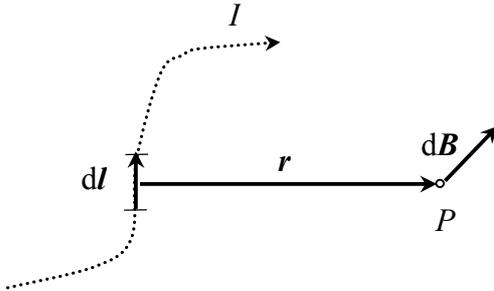
$$d\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I(d\mathbf{l} \times \mathbf{r})}{r^3} \quad (2.7)$$


Abb. 2.12: *Bio-Savart* Gesetz. Bei gegebenem Strompfad I läßt sich das Magnetfeld \mathbf{B} an jedem Punkt $P(x,y,z)$ durch Integration berechnen.

Hierbei ist \mathbf{r} der Abstand des betrachteten Punktes $P(x,y,z)$. Zur Berechnung des Magnetfeldes wurden die geometrischen Parameter eines Katheterprototyps (Euronamics, Een, Niederlande) verwendet (Windungszahl n / Durchmesser d_{Spule} / Länge $l_{\text{Spule}} = 5/2$ mm/ 1 mm). Der spiralförmige Strompfad der in der x - z -Ebene liegenden Spule wurde mit der Laufvariable θ parametrisiert:

$$\mathbf{l}(\theta) = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} -d_{\text{Spule}} \sin(\theta) \\ l_{\text{Spule}} \theta / n \cdot \pi \\ d_{\text{Spule}} \cos(\theta) \end{pmatrix} \quad \text{mit} \quad \theta = [-n \cdot \pi; n \cdot \pi] \quad (2.8)$$

Die Spulenachse ist hier parallel zur y -Richtung ausgerichtet. Die Ableitung $d\mathbf{l}$ erhält man durch Differentiation und den Abstandsvektor \mathbf{r} durch Subtraktion:

$$d\mathbf{l}(\theta) = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} -d_{\text{Spule}} \cos(\theta) \\ d_{\text{Spule}} / n \cdot \pi \\ -d_{\text{Spule}} \sin(\theta) \end{pmatrix} d\theta \quad \text{und} \quad \mathbf{r} = \begin{pmatrix} x + d_{\text{Spule}} \sin(\theta) / 2 \\ y - d_{\text{Spule}} / n \cdot \pi \\ x - d_{\text{Spule}} \cos(\theta) / 2 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

$$|\mathbf{r}| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2 + \frac{1}{4} d_{\text{Spule}}^2 + \frac{l_{\text{Spule}}^2 \theta^2}{4n^2 \pi^2} - d_{\text{Spule}} z \cdot \cos(\theta) + d_{\text{Spule}} x \cdot \sin(\theta) - \frac{l_{\text{Spule}} \theta \cdot y}{n \cdot \pi}}$$

Mit (2.8) und (2.9) wurde das Magnetfeld nach (2.7) numerisch berechnet. Dazu wurde der Strompfad in 50 äquidistante Stücke unterteilt. Eine feinere Unterteilung zeigte keine signifikante Steigerung der Genauigkeit. Die Hin- und Rückleitung der Spule wurde in der Modellierung vernachlässigt. Die transversale Komponente des Magnetfeldes wurde in einer 256^3 -Matrix mit einer Kantenlänge von 30 mm unter IDL 5.4 (RSI, Boulder, U.S.A.) berechnet. Zur Simulation des Kathetersignals während eines Lokalisationsexperimentes wurde das berechnete Magnetfeld auf eine Achse projiziert. Hierbei wurde angenommen, daß das Kathetermaterial und Fixierung (Schrumpfschlauch) keinen Beitrag zum MR Signal liefern. Der Katheter wurde in der Simulation als Hohlzylinder (Durchmesser / Wandstärke = 2,5 mm / 1,15 mm) modelliert.

2.2.6 Magnetfeldmessung

Zur vergleichenden Messung der Feldverteilung wurde eine dreidimensionale hochauflösende FLASH-Sequenz an einem klinischen 1,5 T MR-Tomographen (Siemens Magnetom Vision) implementiert ($TE/ TR/ \text{FOV}/ \text{Matrix}/ \text{Bandbreite}/ \alpha = 13 \text{ ms}/ 30 \text{ ms}/ 30 \text{ mm}/ 256/ 65\text{Hz}/ \text{Pixel}/ 10^\circ$). Die Mikrospule befand sich bei diesem Experiment im homogenen Medium (Wasser) senkrecht zum Magnetfeld \mathbf{B}_0 im Isozentrum des Tomographen. Es wurde nur das MR-Signal der Mikrospule aufgenommen und mit dem berechneten Signal verglichen. Die Amplituden wurden hierbei mit einem variablen Faktor skaliert, da MR-Signale nicht in normierten Einheiten gemessen werden.

In einem zweiten Experiment wurde das Projektionssignal nach nicht-selektiver Anregung mit der Mikrospule aufgenommen und wiederum mit den berechneten Projektionssignal verglichen.

2.2.7 Visualisierung

Die Mikrospulen dienen zur Lokalisation eines Punktes am Operationsinstrument. Zur Visualisierung des Katheterverlaufes eignen sich diese Spulen nicht, da das MR-Signal der Mikrospulen in den MR-Bildern auf einen engen Sensitivitätsbereich beschränkt ist. Um

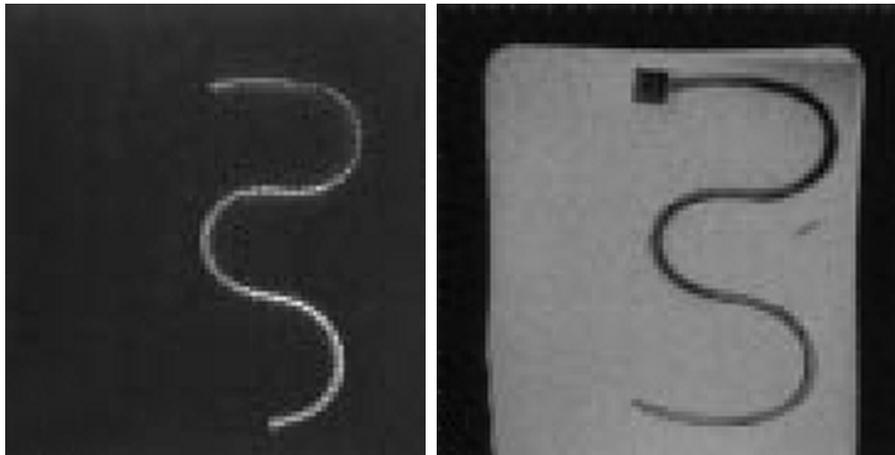


Abb. 2.13: Kathetervisualisierung mit einem *Twisted Pair* Kabel als Empfangsspule [aus: Burl99]. Das Kathetersignal (links) liefert einen positiven Kontrast über den gesamten Verlauf des Katheters und kann mit dem Signal der Bildgebungsspulen (rechts) kombiniert werden.

diesen Nachteil zu umgehen, wurden bereits Empfangsspulen in die Wand von Kathetern eingebracht, die über die gesamte Länge empfindlich sind [Burl99, Quic03a, Quic03b]. Als Spule diente hier ein bifilar gedrehtes Kabel (*Twisted Pair* Kabel). Hiermit war es möglich, einen positiven Kontrast entlang des Katheters zu erzeugen (Abb. 2.13, aus: Burl99). Im Folgenden sollen zwei neue Spulenanordnungen vorgestellt werden, die Visualisierung und Spitzenlokalisierung miteinander kombinieren.

2.2.8 Visualisierung und Spitzenlokalisierung

Eine Möglichkeit, Lokalisation und Visualisierung zu realisieren, ist die Verwendung von zwei oder mehreren Empfangsspulen. Zur Lokalisation eignet sich eine Mikrospule, während zur Visualisierung eine *Twisted Pair* Spule verwendet werden kann. Dieser Ansatz war nicht umsetzbar, da der Platz des nutzbaren Lumens sehr eingeschränkt war und genau ein Mikrokoaxialkabel aufnehmen kann. Zudem müssen mehrere Empfangskanäle des Tomographen verwendet werden, was die Zahl der Bildgebungsspulen einschränkt und

die Rekonstruktionszeit erhöht. Aus diesem Grunde wurden zwei Spulenanordnungen entwickelt, die nur ein einziges Kabel benötigen und dennoch Visualisierung und Spitzenlokalisierung ermöglichen.

- Mikerspule und Twisted Pair Kabel

In einem ersten Ansatz wurde ein Katheter entwickelt, der an der Spitze eine Mikerspule L_1 zur Lokalisation besitzt und bei dem das Mikrokoaxialkabel durch eine *Twisted Pair*

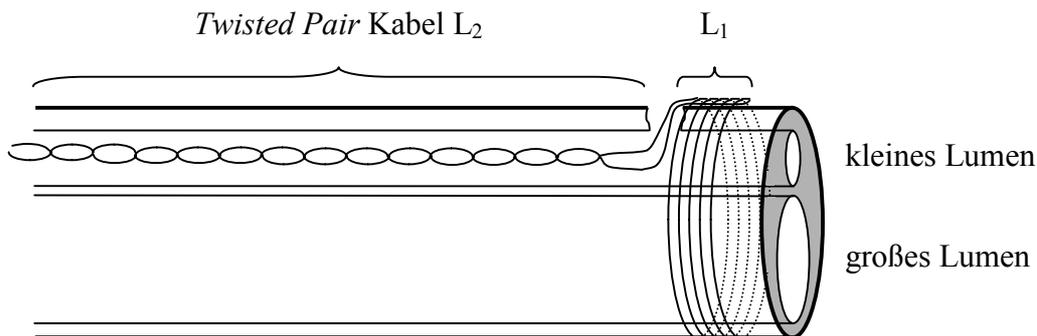


Abb. 2.14: Lokalisation und Visualisierung. Eine Mikerspule zur Spitzenlokalisierung wurde mit einem *Twisted Pair* Kabel zur Visualisierung verbunden. Das *Twisted Pair* Kabel befand sich im kleinen Lumen des Katheters.

Spule L_2 zur Visualisierung ersetzt wurde. Dabei wurde aus lackiertem Kupferdraht (\varnothing 130 μm) zunächst eine Mikerspule mit 16 Windungen gefertigt und dann das *Twisted Pair* Kabel (Steigung pro Windung: 1 mm) aus den Enden gefertigt, so daß an der Katheter

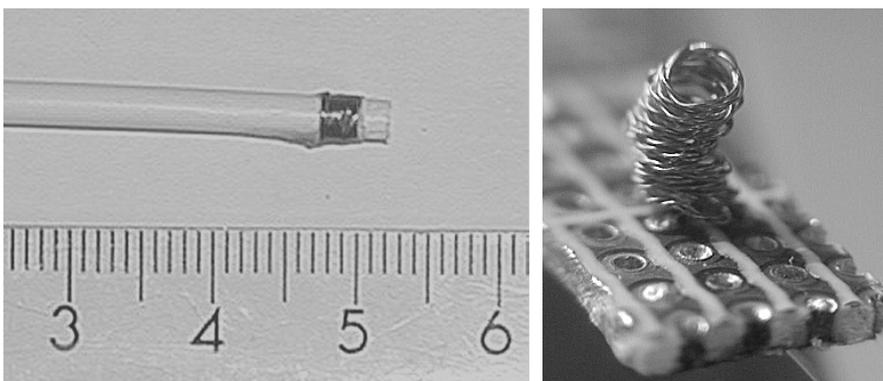


Abb. 2.15: Katheter mit Mikerspule und *Twisted Pair* Kabel (links) und Transformator (rechts). Das *Twisted Pair* Kabel zur Kathetervisualisierung wurde in ein Lumen des Katheters eingebracht. Der Transformator sorgte für den Übergang des erdsymmetrischen Aufbaus des Katheters zum unsymmetrischen Aufbau des Vorverstärkers.

spitze keine Lötstelle nötig war. Abb. 2.14 zeigt ein Schema des Katheterprototypen und Abb. 2.15 die Realisierung. Die gesamte Spule stellt eine erdsymmetrische Schaltung dar, daß heißt die verwendeten Leitungen haben gegenüber Masse dasselbe Potential. Da die Empfangskanäle des Tomographen jedoch unsymmetrisch aufgebaut sind, mußte ein Trenntransformator (*Balun*) entwickelt werden, um das Signal der Katheterspule detektieren zu können [Kris02]. Dazu wurden zwei *Twisted Pair* Kabel so miteinander verdreht, daß eine gute Kopplung erreicht wurde (Abb. 2.15): der Transformator dämpfte ein Signal bei 64 MHz in Transmission um nur 0,2 dB. Diese Dämpfung war gegen die Verluste der anderen Komponenten zu vernachlässigen, da das Mikrokoaxialkabel mit einer Dämpfung von 1,5 dB/m den größten Anteil der Verluste des Gesamtsystems trägt. Ein konventioneller Transformator mit Eisenkern konnte im Magnetfeld des MR-Tomographen nicht verwendet werden.

Mit diesem Katheter wurden MR-Bilder und Projektionsdaten aufgenommen, um die Effektivität der Spulenanordnung beurteilen zu können. Im Vergleich zu einer Koaxialkabelanordnung wurden signifikant höhere Untergrundsignale aufgrund der schlechten Abschirmung des *Twisted Pair* Kabels erwartet [Leun95].

- Mikrospeule und *Twisted Pair* Kabel mit Schaltelement

In einem zweiten Ansatz wurde zwischen die beiden Spulen L_1 und L_2 ein Schaltelement (Diode D) eingefügt [Zühl03a]. Dazu wurde zunächst an der Spitze des Katheters eine Mikrospeule L_1 (8 Windungen/ $\varnothing=2,1$ mm) aus lackiertem Kupferdraht ($\varnothing=0,13$ mm) angebracht. Die *Twisted Pair* Spule L_2 (Steigung pro Windung/ Länge: 10 mm/35 mm) wurde aus dem Innenleiter des Mikrokoaxialkabels und aus Kupferdraht konstruiert (Abb. 2.16). Ein nichtmagnetischer Kondensator C (1 nF, X7R-GO805, Länge / Breite / Dicke = 2,0 mm / 1,18 mm / 0,5 mm) wurde zwischen die Spulen eingefügt. Eine nichtmagnetische Diode D (BA 792, Philips, Länge / Breite / Dicke = 2 mm / 1 mm / 1,2 mm) wurde parallel zur Mikrospeule geschaltet. Mit dieser Schaltung wurde es möglich, über einen Gleichstrom zwischen zwei Zuständen hin- und herzuschalten (Abb. 2.17).

$I > 0$:

Für $I > 0,5$ mA stellt die Diode D eine signifikant kleinere Impedanz bei 64 MHz dar, als die Mikrospeule L_1 , so daß L_1 deaktiviert wird.

$I = 0$:

Für einen verschwindenden Strom stellt die Diode D eine sehr hohe Impedanz dar und beide Spulen L_1 und L_2 werden in Serie geschaltet. Während der Signalaufnahme ist der induzierte Strom in den Spulen nicht groß genug, um die Diode kurzzuschließen.

In den Experimenten wurde ein Strom $I = 1 \text{ mA}$ verwendet, um zwischen den zwei

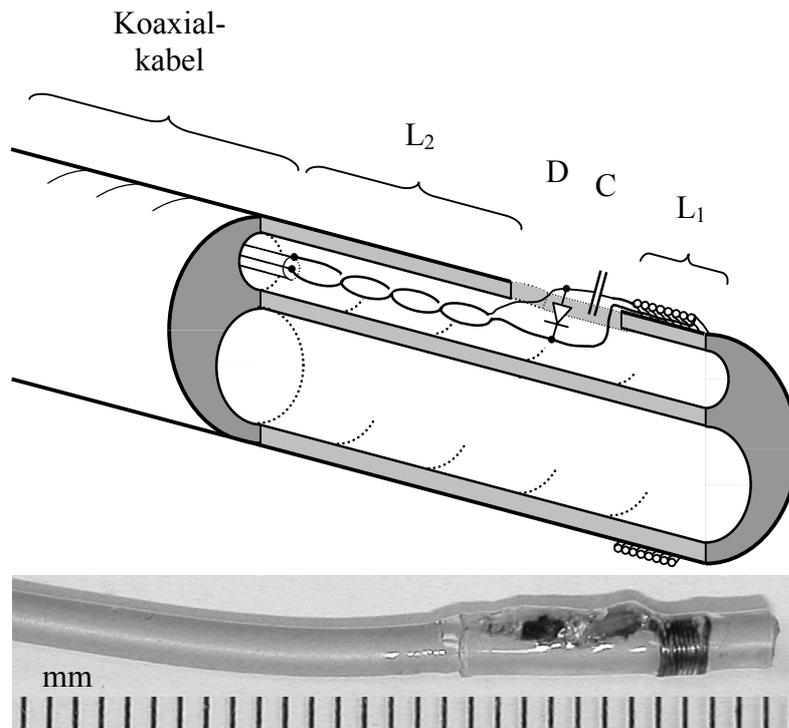


Abb. 2.16: Katheterprototyp mit Lokalisationsmikrospule L_1 und *Twisted Pair* Spule L_2 zur Visualisierung. An der Spitze des Katheters wurde eine Mikrospule angebracht und mit einer *Twisted Pair* Spule und einem Kondensator in Reihe geschaltet. Eine nichtmagnetische Diode parallel zur Mikrospule ermöglichte es, über einen Gleichstrom zwischen zwei Zuständen der Spulenordnung hin- und herzuschalten.

Zuständen der Spulenordnung zu schalten. Das Kabel und die elektronischen Komponenten wurden mit Schrumpfschlauch fixiert. Der Maximaldurchmesser an der Katheterspitze betrug 8 Fr ($\sim 2,7$ mm). Zum Schalten zwischen den beiden Zuständen des Katheters wurde ein optisches Schaltsignal (*Trigger*, Abb. 2.18) des Tomographen ver-

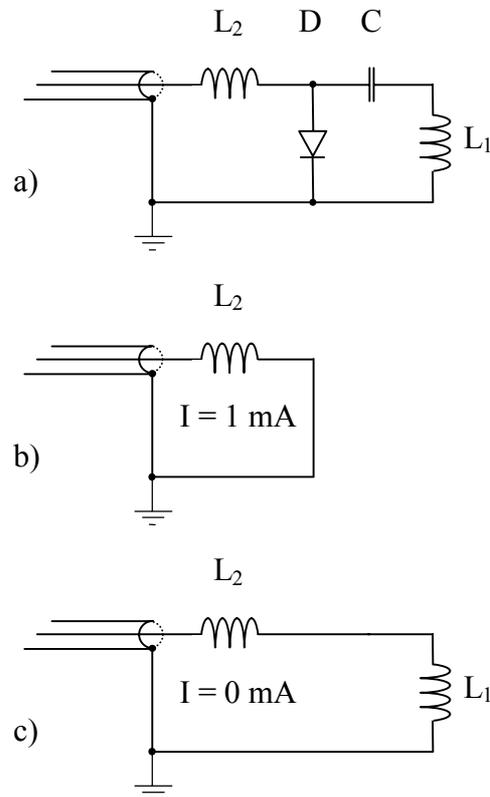


Abb. 2.17: Schaltbild des Spulenordnung (a) und Ersatzschaltbild mit (b) und ohne (c) Stromfluß. Die Mikrospule L_1 kann mit einem Gleichstrom $I = 1 \text{ mA}$ kurzgeschlossen werden.

wendet. Das optische Signal wurde mit einer Glasfaserleitung durch die hochfrequenzdichte Kabine in den Untersuchungsraum geleitet. Ein Empfänger (HFBR-2528, Agilent Technologies, Palo Alto, U.S.A.) und ein TTL Invertierer (74HCT04) konvertierten das Lichtsignal in eine Gleichspannung. Als Stromquelle dienten zwei schwach magnetische Lithiumbatterien (3,0 V, Silberkraft GmbH, Duisburg), die nahezu ohne Kraftwirkung im Streufeld des MR-Magneten betrieben werden konnten. Der Ausgang (3,8 V) konnte mit maximal 20 mA belastet werden. Dieser Gleichstromschalter (Konvertierer) wurde zwischen dem Katheter und einem Netzwerk zur Leistungsanpassung (Kondensatoren C_i und C_m) eingefügt.

Über einen variablen Widerstand R kann der Gleichstrom durch den Katheter justiert werden. Eine Hochfrequenzdrossel schützt den optischen Empfänger vor hochfrequenten Strömen während der Anregung und trennt während der Datenaufnahme den optischen Empfänger vom Empfangspfad des MR-Signals ab [Susi02]. Umgekehrt wurde der Vorverstärker für das MR-Signal vor Gleichströmen mit einem Kondensator $C = 2$ pF (Gleichstromsperre) geschützt.

Die Schaltgeschwindigkeit des Netzwerkes wurde gemessen (Abb. 2.19). Dazu wurde ein amplitudenmodulierbarer Diodenlaser ($\lambda=675$ nm, Linos Photonics, Göttingen) mit einem Rechtecksignal von 5 kHz moduliert und das Lichtsignal über eine Glasfaserleitung auf den Empfänger gegeben. Mit einem Digitaloszilloskop (Tektronix TDS3012, Bracknell,

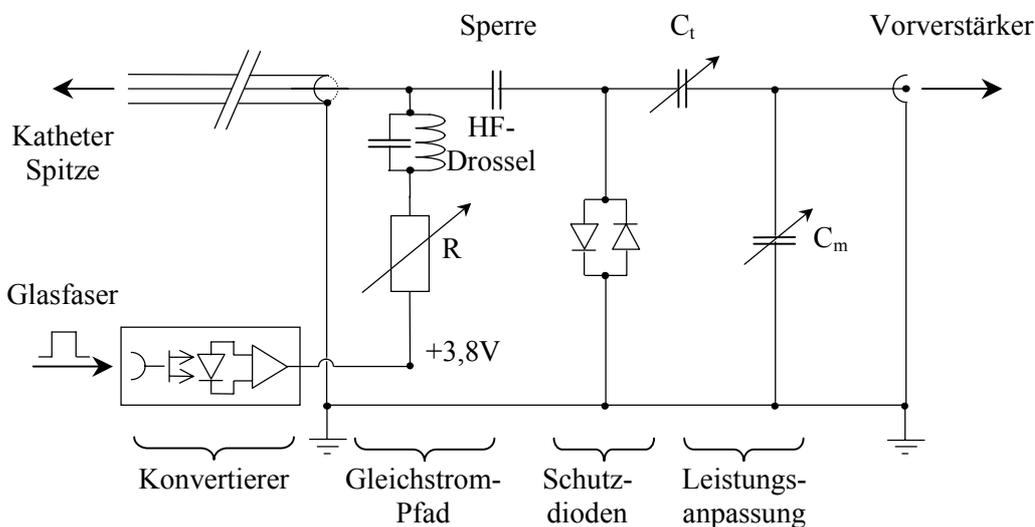


Abb. 2.18: Netzwerk der Leistungsanpassung und Gleichstromschaltung. Der Konvertierer wurde zwischen Katheter und Netzwerk zur Leistungsanpassung eingefügt. Über einen Widerstand R konnte der Schaltstrom justiert werden. Eine HF-Drossel schützte den optischen Empfänger. Der Vorverstärker für das MR-Signal wurde mit einem Kondensator ($C = 2$ pF) vor Gleichströmen geschützt.

England) wurde das Referenzsignal zur Triggerung mit der Diodenspannung an der Spitze des Katheters verglichen. Die gemessenen Zeitverzögerungen von $9 \mu\text{s}$ bei steigender und $15 \mu\text{s}$ bei fallender Flanke waren um zwei Größenordnungen kleiner als die der verwendeten Gradientenschaltungen, so daß die Schaltung nicht mehr optimiert werden mußte.

In einem Phantomexperiment wurden MR-Bilder mit Gleichströmen bis zu 3 mA aufgenommen, um zu evaluieren, ob der Gleichstrom durch die *Twisted Pair* Spule zu Feldverzerrungen im MR-Bild führt. Dabei wurden keine Artefakte in der Nähe des Katheters

aufgrund des Stromflusses beobachtet. Dies ist konsistent mit anderen Studien, bei denen wesentlich höhere Ströme (~ 100 mA) nötig waren, um signifikante Bildartefakte aufgrund von Feldinhomogenitäten zu erhalten [Glow99].

Der entwickelte Katheterprototyp wurde in einem Glasphantom und im Tierversuch getestet. Dabei wurden MR-Bilder und Projektionsdaten zur Lokalisation in den zwei Schaltzuständen aufgenommen, um die Effektivität der Signalunterdrückung der Mikrospeule zu messen.

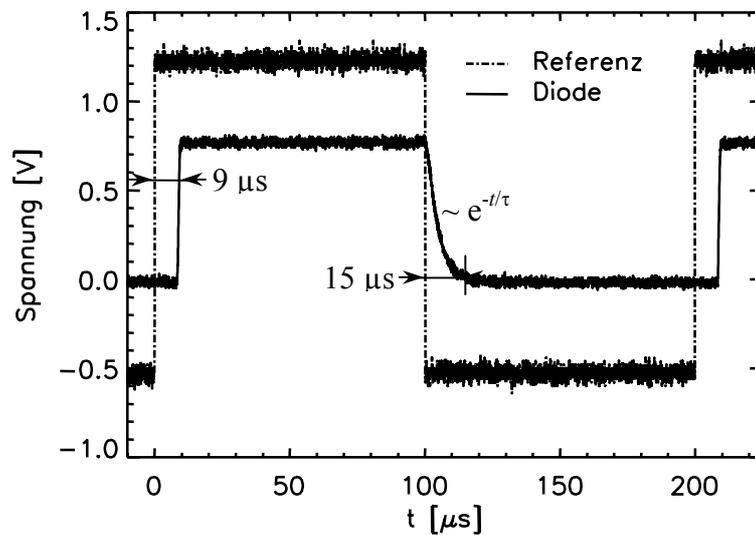


Abb. 2.19: Schaltgeschwindigkeit des Netzwerkes. Die Verzögerung bei steigender Flanke ($9 \mu\text{s}$) und fallender Flanke ($15 \mu\text{s}$) zwischen Triggersignal (Referenz) und Diodenspannung waren ausreichend, da wesentlich mehr Schaltzeit (> 1 ms) zur Verfügung stand. Die Zeitkonstante bei fallender Flanke betrug $\tau = 4 \mu\text{s}$.

2.3 Hochfrequenzerhitzung

Katheter, die mit Mikrospulen bestückt sind, bilden lineare Leiterstrukturen. Durch eine Kopplung dieser Leitungen mit dem elektrischen Feld des HF-Senders wird über die

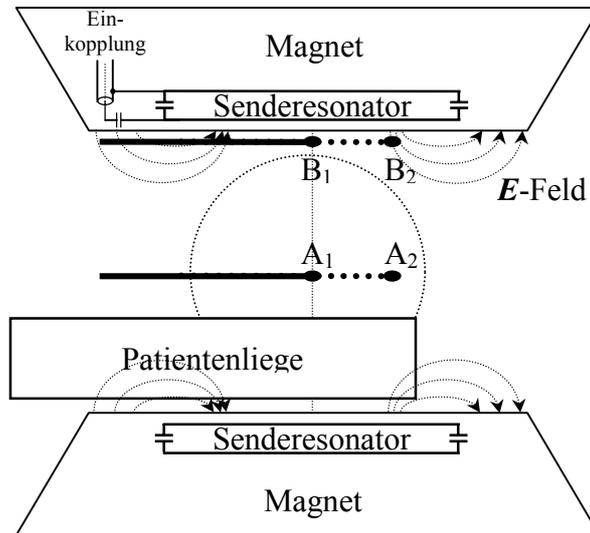


Abb. 2.20: Versuchsaufbau zur Temperaturmessung. Die Katheterspitze wurde entlang der z -Achse in typischer Position (A) und in extremer Position (B) verschoben und so unterschiedliche Kopplungen mit dem E -Feld des Senderresonators erreicht.

Abschirmung des Kabels ein Strom induziert. Dieser Strom setzt sich am Ende der Leitung als Verschiebestrom im Gewebe fort und kann zu einer starken Erhitzung an der Katheterspitze führen [Nitz01, Oppe02]. Die Hochfrequenzerhitzung lässt sich durch Strukturierung spezieller Koaxialkabel [Atal99] oder $\lambda/4$ -Drosseln [Ladd00, Quic01] reduzieren. In dieser Arbeit wurde die Erwärmung eines aktiven Katheters im typischen Aktionsradius des Katheters gemessen und mit dem Einbau einer externen Mantelwellensperre reduziert [Duer90, Vioh02, Zühl02c].

Ein aktiver Katheter (Euronamics, Een, Niederlande) wurde dazu in einen mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllten Silikonschlauch (Innendurchmesser: 10 mm) eingebracht. An vier Positionen des Katheters wurde mit einem MR-tauglichen Fluoroskophtermometer (Modell 3100, Luxtron, Santa Clara, U.S.A.) die Temperatur gemessen. Der Abstand zwischen Katheter und Glasfasermeßfühler betrug jeweils 2 mm. Für die Messung wurde

eine TrueFISP-Sequenz ($TR/\alpha = 4,4 \text{ ms}/ 70^\circ$, vgl. Abschnitt 1.3.2) verwendet, da diese eine hohe HF-Belastung aufweist und starke Erwärmungen zu erwarten waren.

Die Temperaturerhöhung wurde bei verschiedenen Anordnungen des Katheters im MR-Tomographen gemessen, da die Erwärmung stark von der geometrischen Lage der Leiter-

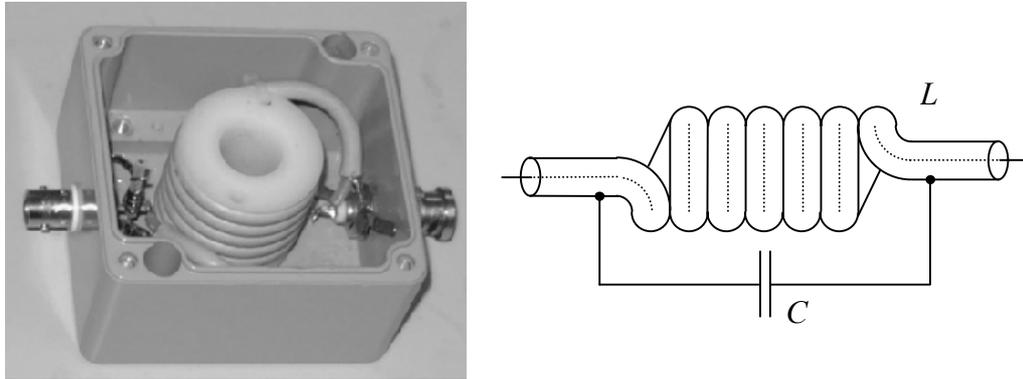


Abb. 2.21: Verwendete Mantelwellensperre (links) und schematischer Aufbau (rechts). Ein Koaxialkabel wurde um einen Teflonkern gewickelt. Diese Induktivität wurde mit einem Parallelkondensator C auf die Resonanzfrequenz von 63,68 MHz abgestimmt. Für Mantelwellen stellt dieser Schwingkreis eine sehr hohe Impedanz dar.

strukturen abhängt. Abb. 2.20 zeigt den Versuchsaufbau zur Temperaturmessung. Schematisch sind dort der Tomograph mit dem Senderesonator (*Birdcage* Resonator) und E -Feldlinien gezeichnet [Oppe02, Jung99, S. 86]. Der Katheter befand sich entweder auf der Höhe des Isozentrums (Pos. A) oder nahe der Bohrung (4 cm Abstand) des Magneten (Pos. B). Die Position A befand sich im spezifizierten Meßfeld ($FOV = 500 \text{ mm}$) des Tomographen, in dem auch Interventionen durchgeführt werden. Die Position B beschreibt geometrische Lagen, die zur Bildgebung und Intervention ungeeignet sind, die jedoch während der Intervention prinzipiell erreichbar sind. Die Mikerspule an der Katheterspitze wurde parallel der z -Achse in unterschiedliche Positionen zum Isozentrum ($z = 0 \text{ mm}$ und 400 mm) gebracht.

Zwischen Katheter und Abstimmkreis wurde eine auf die Resonanzfrequenz des Tomographen abgestimmte Mantelwellensperre geschaltet, die für Ströme auf dem Außenleiter der Koaxialleitung eine hohe Impedanz darstellt und den induzierten Strom dämpft. Die externe Mantelwellensperre [Tisc39, Kris02, Zühl02c] wurde aus doppelt geschirmtem 50Ω -Koaxialkabel (RG178) aufgebaut (Abb. 2.21). Zur Bildung des Schwingkreises wurde das Kabel in sechs Windungen um einen Teflonkern (Durchmesser: 20 mm)

gewickelt. Neben der erwünschten Induktivität erzeugte dieser Aufbau auch eine Kapazität, die sich zwischen den Kabelwindungen ausbildete. Zur Feinabstimmung auf die Resonanzfrequenz des Tomographen von 63,68 MHz wurde ein Parallelkondensator hinzugefügt. Für resonante Mantelwellen stellt der entstandene Schwingkreis eine sehr hohe Impedanz dar und dämpft diese.

In einem zweiten Schritt wurde die Mantelwellensperre in das gesamte Anpassnetzwerk

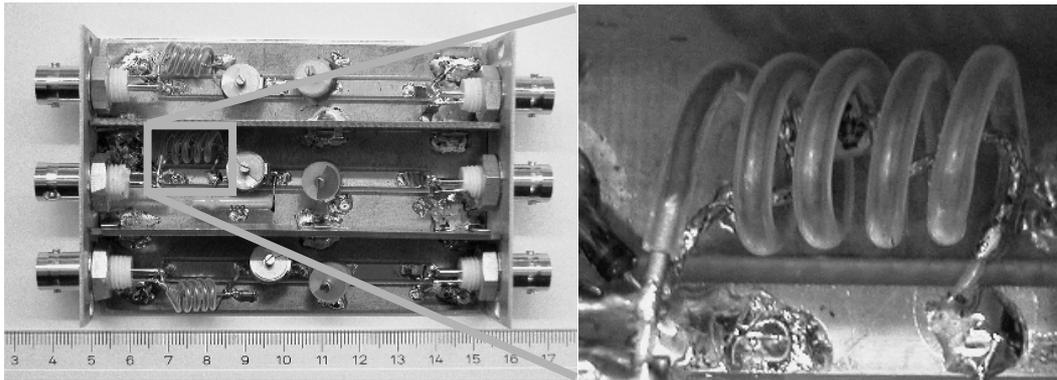


Abb. 2.22: Netzwerk zur Leistungsanpassung mit Mantelwellensperre für drei Mikrosolen. Das Netzwerk wurde auf Streifenleitungen ($Z = 50 \Omega$) aufgebaut. Die Mantelwellensperre wurde mit *Semi-Rigid* Kabeln und hochspannungsfesten Kondensatoren realisiert.

der Katheterspule integriert. Es wurde ein Parallelschwingkreis aus einer Spule (Windungen: 5, $\varnothing \sim 6$ mm) aus *Semi-Rigid* Kabel ($\varnothing 0,83$ mm, $Z = 50 \Omega$) und hochspannungsfesten Kondensatoren ($C = 56$ pF, ATC 100B, San Diego, U.S.A.) aufgebaut und auf 63,68 MHz abgestimmt (Abb. 2.22). Die hochspannungsfesten Kondensatoren waren nötig, da übliche Röhrenkondensatoren durch die hohen induzierten Spannungen zerstört werden können. Für Ströme auf dem Innenleiter wirkt die Mantelwellensperre wie eine zusätzliche Leitung einer Länge l ($l \sim 100$ mm) und transformiert die Impedanz der Anordnung (vgl. Anhang A). Daher mußte das nachfolgende Netzwerk so angepaßt werden, daß diese Transformation gerade wieder ausgeglichen wird.

2.4 Sequenzschema

In dieser Arbeit wurde ein Meßablauf (Sequenzschema) entwickelt, der die Lokalisierung von Mikrospulen mit MR-Bildgebung kombiniert: Zwischen zwei Bildern wurden hadamardkodierte Projektionen aufgenommen und so die Position einer oder mehrerer Mikrospulen lokalisiert. Zur Steigerung der Zeitauflösung wurden äußere Zeilen des k -Raums mehrfach verwendet (*View Sharing*). Bildartefakte konnten durch zusätzliche Pulse minimiert werden, die die dynamische Gleichgewichtsmagnetisierung (*Steady State*) speichern und präparieren. Schließlich wurden mit schwachen Dephasiergradienten störende Hintergrundsignale in MR-Bildern und Projektionsdaten unterdrückt. Die Sequenzen wurden an einem klinischen 1,5 T MR-Tomographen (Siemens Magnetom Symphony, Siemens Medical Solutions, Erlangen) implementiert. Die einzelnen Entwicklungsschritte sollen im Folgenden erläutert werden.

2.4.1 Kombination von Bildgebung und Lokalisation

In Abb. 2.23 ist die prinzipielle Abfolge von Bildaufnahme und Lokalisationsmessung gezeigt. Zwischen der Aufnahme zweier Bilder wurden vier hadamardkodierte Projektionen zur Lokalisation von Mikrospulen aufgenommen. Die Bildrekonstruktion und Analyse der Projektionsdaten (x_i, y_i, z_i) erfolgten zur Laufzeit der Sequenz. Die Position der

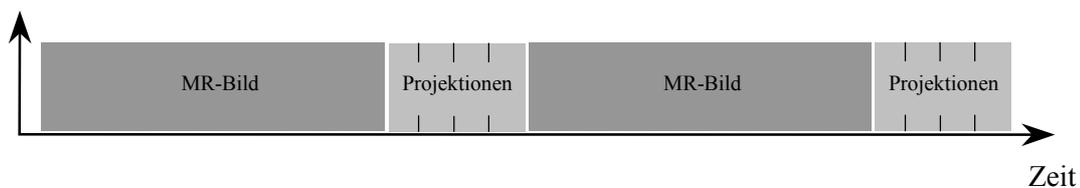


Abb. 2.23: Sequenzschema. Zwischen der Aufnahme von den k -Raumdaten der MR-Bilder wurden zur Lokalisierung von Mikrospulen vier hadamardkodierte Projektionen aufgenommen.

Meßschicht des nächsten MR-Bildes wurde verschoben, so daß sich eine Mikrospule innerhalb der Meßschicht befand [Leun95, Zühl02a]. Lagen Positionsdaten von nur einer Mikrospule vor, so fand nur eine einfache Verschiebung der Schicht statt. Die Orientierung der Schicht wurde beibehalten. Bei drei Spulen konnten die Positionsdaten verwendet werden, um zusätzlich die Schichtorientierung zu definieren. Die Voraussetzung dafür ist,

daß die Positionen der Spulen nicht kollinear sind. Bei Kenntnis der Positionen von nur zwei Spulen wurde die Schichtorientierung so gelegt, daß sich beide Spulen innerhalb der Meßschicht befanden. Dabei wurde als weitere Nebenbedingung eine verschwindende Komponente des Normalenvektors der Meßschicht eingeführt, um eine eindeutige Schichtdefinition zu erhalten. Um die Gleichgewichtsmagnetisierung innerhalb der Meßschicht nicht zu stören, wurde die Meßschicht in Schichtauswahlrichtung nicht kontinuierlich verschoben, sondern in Schritten, die der Schichtdicke (typischerweise 5 mm) entsprachen. Die automatische Schichtnachführung und diskrete Schrittweite ließen sich zur Laufzeit der Sequenz abschalten und justieren.

In dieser Arbeit wurden zur Lokalisierung von Mikrospulen stets hadamardkodierte Projektionen aufgenommen (vgl. Abschnitt 2.2.4). Hierbei wurde für den nichtselektiven Anregungspuls ($\tau_{\text{Puls}} = 320 \mu\text{s}$) ein kleiner Flipwinkel ($\alpha = 5 \dots 10^\circ$) verwendet. Zusätzlich wurde nach der Datenaufnahme die Transversalmagnetisierung mit starken Gradienten zerstört (Spoiler). Das verwendete Gesichtsfeld war stets 500 mm bei einer typischen Matrixgröße von 512, womit die Ortsauflösung der erreichbaren Detektionsgenauigkeit der Mikrospulen aufgrund ihrer magnetischen Eigenschaften entsprach. Die erreichte Zeitauflösung für die Lokalisierung lag bei 25 ms ($TE/TR = 3,0 \text{ ms} / 6,3 \text{ ms}$).

2.4.2 View Sharing

Für die Durchführung von Interventionen unter MR-Beobachtung ist eine hohe Bildrate wichtig, um eine möglichst kontinuierliche Abfolge von MR-Bildern zu erhalten. Zur Steigerung der Zeitauflösung wurden Teile des k -Raumes zur Rekonstruktion zweier Bilder

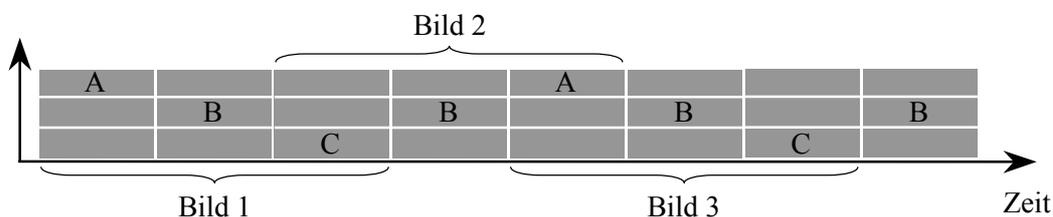


Abb. 2.24: *View Sharing*. Zur Steigerung der Zeitauflösung wurde ein ABCB-Schema der k -Raumabtauschritte implementiert. Das zentrale k -Raumdrittel B wird für jedes MR-Bild aufgenommen, während die äußeren k -Raumdrittel A, C jeweils für zwei Bilder verwendet wurden.

verwendet, so daß nicht für jedes MR-Bild alle k -Raum Zeilen neu aufgenommen wurden. Dabei wird das k -Raumzentrum mit einer höheren zeitlichen Auflösung abgetastet als die äußeren k -Raumzeilen. Dieses Verfahren nennt man *View Sharing* [Ried88, Buss99]. Ein wichtiges Anwendungsgebiet ist die Aufnahme von zeitaufgelösten, kontrastverstärkten 3D MR-Angiographien. Hier soll der Durchfluß eines Kontrastmittelbolus beobachtet werden können, so daß die Zeitauflösung eine besonders wichtige Größe ist. Ein Beispiel für eine *View Sharing* Sequenz ist die sogenannte TRICKS-Sequenz (*Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics*) [Koro96, Mist98, Du02, Mado02].

In dieser Arbeit wurde ein einfaches Schema des *View Sharing* implementiert, bei dem die äußeren Drittel A, C des k -Raumes halb so oft abgetastet wurden, wie das zentrale Drittel B des k -Raumes (Abb. 2.24): Die äußeren k -Raumdrittel A, C wurden für jeweils zwei aufeinanderfolgende MR-Bilder verwendet, und so ein ABCB-Schema der k -Raumabtastung realisiert. Die Aufnahme der k -Raum Zeilen in den äußeren Dritteln geschah stets von hohen k -Raumkomponenten zu kleineren. Die Zeitauflösung wurde dadurch im Vergleich zu einer Sequenz ohne *View Sharing* Technik um 33% gesteigert.

2.4.3 Bildkontraste

Die Details der zeitlichen Abfolge der Gradientenschaltung bestimmen den Kontrast in den MR-Bildern. In dieser Arbeit wurden Gradientenechosequenzen verwendet, um eine möglichst hohe Zeitauflösung zu erreichen. Hierbei wurden drei Sequenzvarianten implementiert. In Abb. 2.25 wird das Sequenzschema für die MR-Bildgebung gezeigt. Die Sequenzparameter sind in Tab. 2.4 zusammengefaßt.

FLASH

Eine FLASH-Sequenz (vgl. Abschnitt 1.3.1) wurde zur Navigation von MR-Kathetern und Visualisierung der Morphologie und Kontrastmittel in schichtselektiver Darstellung implementiert. Typische Parameter waren hierbei: $TE/ TR/ \alpha = 1,8 \text{ ms}/ 3,8 \text{ ms}/ 30^\circ$ bei einer Bandbreite von 850 Hz/pixel. Nach der Datenaufnahme wurde die Transversalmagnetisierung durch Gradienten zerstört und zusätzliche Echopfade durch Phasenvariation unterdrückt (*RF-Spoiling*).

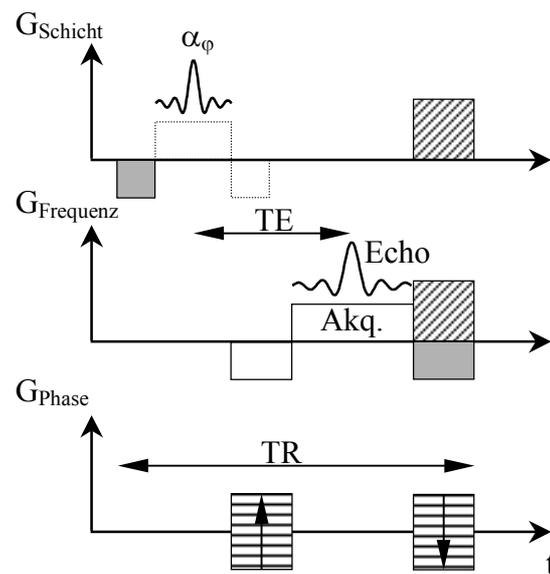


Abb. 2.25: Sequenzschema für die MR-Bildgebung. Die Gradiententenschaltung stellt drei Sequenzvarianten zur Verfügung. Die TrueFISP-Sequenz wurde durch Austausch der *Spoiler* der FLASH-Sequenz (schraffiert) durch Rephasierer (grau) realisiert. Beim Angio-Modus wurde der schichtselektive HF-Puls mit Auswahlgradient (gepunktet) durch eine globale Anregung ersetzt (vgl. Abschnitt 1.3).

Tab. 2.4: Sequenzparameter für die MR-Bildgebung und Lokalisation.

	TE [ms]	TR [ms]	α [°]
FLASH	1,8	3,8	30
Angio-Modus	1,5	3,5	90
TrueFISP	1,8	3,8	70
Lokalisation	3,0	6,3	5...10

Angio-Modus

Der schichtselektive HF-Puls der FLASH-Sequenz wurde in einer zweiten Sequenzvariante, dem Angio-Modus, durch eine globale Anregung mit hohem Flipwinkel $\alpha = 90^\circ$ ersetzt. Die MR-Bilder sind dann eine Projektion des angeregten Volumens auf die Meßschicht. Aufgrund des hohen Flipwinkels werden Gewebe mit langer Relaxationszeit T_1 gesättigt und nur Gewebe mit kurzer Relaxationszeit tragen zum MR-Signal bei (vgl. Gleichung (1.29) und Abb. 1.8).

Die Sequenz wurde verwendet, um den Transit eines Kontrastmittelbolus zu beobachten. Dazu wurde über den aktiven Katheter Kontrastmittel (Magnevist, Schering AG, Berlin) und physiologische Kochsalzlösung im Verhältnis 1:3 gegeben (vgl. Abschnitt 2.5.2). Zusätzlich konnte ein vor Gabe des Kontrastmittels aufgenommenes Bild subtrahiert werden, um die Blutgefäße mit verstärktem Kontrast darzustellen. Typische Parameter waren hierbei: $TE/ TR/ \alpha = 1,5 \text{ ms}/ 3,5 \text{ ms}/ 90^\circ$ bei einer Bandbreite von 850 Hz/ pixel.

Zu einer weiteren Steigerung des Kontrastes der Blutgefäße trug die Einführung eines schwachen Dephasiergradienten bei. Hintergrundstrukturen können mit dieser Technik effektiv unterdrückt werden (vgl. Abschnitt 2.4.4).

TrueFISP

Zur Navigation in Blutgefäßen eignet sich die TrueFISP Sequenz, da Blut aufgrund des günstigen T_1/T_2 -Verhältnisses in TrueFISP Bildern hell dargestellt wird. Typische Parameter waren $TE/ TR/ \alpha = 1,8 \text{ ms}/ 3,8 \text{ ms}/ 30^\circ$ bei einer Bandbreite von 850 Hz/pixel. Die Sequenz wurde realisiert, indem die *Spoiler*gradienten der FLASH-Sequenz durch Rephasierer ersetzt wurden. Das *RF-Spoiling* wurde deaktiviert und stattdessen ein alternierendes Anregungsschema verwendet (vgl. Abschnitt 1.3.2): Der Phasenunterschied zwischen zwei aufeinanderfolgenden HF-Pulsen betrug 180° .

2.4.4 Dephasiergradienten

Ein Problem von Projektionsaufnahmen, wie sie in dieser Arbeit sowohl zur Lokalisation als auch zur Gefäßdarstellung verwendet werden, ist das störende Untergrundsignal von ausgedehnten Strukturen. Das Untergrundsignal stammt aus nicht vollständig gesättigtem Gewebe und Kopplung der Mikrospulen mit den Bildgebungsspulen.

Die signifikanten Strukturen in den Projektionsdaten bestehen jedoch aus eng begrenzten Strukturen im Ortsraum: Der Durchmesser von Blutgefäßen ist klein im Vergleich zum Gesichtsfeld der Messung. In den Projektionsdaten liefert die Mikrospule ein eng lokalisiertes Signal. Um diese großen Signalstrukturen zu unterdrücken, wurden zusätzliche Dephasiergradienten in Projektionsrichtung vor der Datenaufnahme eingeführt [Dixo86, Unal98]. Homogene Strukturen der Größe Δx werden ausgemittelt, sobald ein Phasenunterschied von $\delta > \pi$ erreicht wird:

$$\delta = 2\pi\gamma \cdot \int \Delta B dt = 2\pi\gamma \cdot \int (G \cdot \Delta x) dt \equiv 2\pi \cdot n \quad \text{mit } n = 1, 2, 3, \dots \quad (2.10)$$

Zur Veranschaulichung der Signalunterdrückung wurde das MR-Signal $S(\delta)$ einer homogenen Struktur der Länge Δx berechnet. Hierbei wurde über Δx eine lineare Phasenverteilung $\varphi(x)$ mit $\varphi(0) = 0$ und $\varphi(\Delta x) = \delta$ angenommen, die durch den Dephasiergradienten erzeugt wird. Sobald die Bedingung $\delta = 2\pi \cdot n$ (2.10) erfüllt ist, interferieren

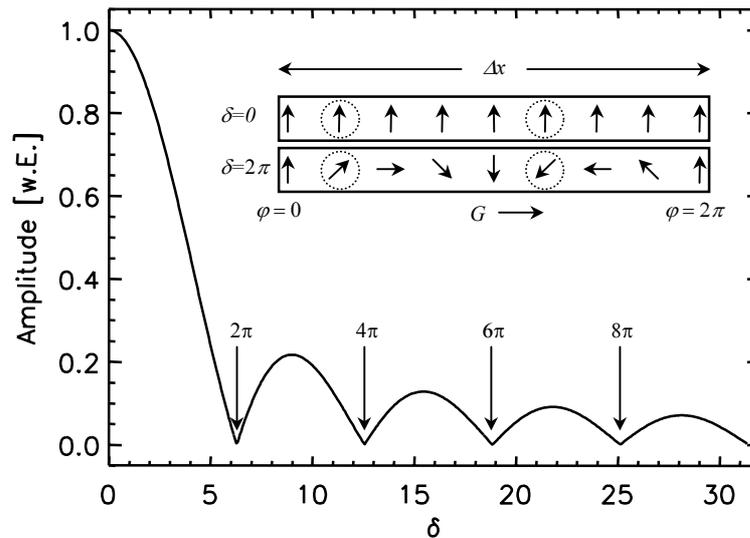


Abb. 2.26: MR-Signal $S(\delta)$ einer homogenen Struktur der Länge Δx in Abhängigkeit vom Dephasierwinkel δ . Eine vollständige Signalauslöschung wird beobachtet, wenn die Bedingung (2.10) erfüllt ist, da dann jeweils zwei Spins destruktiv interferieren (z.B. die beiden Spins in den Kreisen). Für alle anderen δ tritt eine starke Dämpfung des MR-Signals auf.

jeweils zwei Spins destruktiv miteinander, und das gesamte MR-Signal verschwindet (Abb. 2.26). Für alle anderen δ wird das MR-Signal effektiv gedämpft.

Für $S(\delta)$ erhält man:

$$S(\delta) = S(\delta = 0) \cdot \left| \frac{\sin(\delta/2)}{\delta/2} \right| \quad (2.11)$$

In dieser Arbeit wurde ein dreieckförmiger Gradient mit Rampenzeit $200 \mu\text{s}$ und einer Gradientenstärke von 2 bis 10 mT/m gewählt. Bei dieser Einstrahldauer und einer Stärke von 2 mT/m betrug $\Delta x = 6 \text{ cm}$.

2.4.5 Magnetisierungspräparation

Zwischen der Aufnahme zweier MR-Bilder werden zur Lokalisation Projektionsdaten nach nichtselektiver HF-Anregung aufgenommen, während bei der TrueFISP- und FLASH-Bildgebung schichtselektive HF-Pulse verwendet werden. Dieser Wechsel stört das dynamische Gleichgewicht (*Steady State*) der Bildgebung innerhalb der Meßschicht und erzeugt Transversalmagnetisierung außerhalb der Meßschicht, was sich in Artefakten in den MR-Bildern manifestiert.

Um diese Störungen zu minimieren, wurde das Signalverhalten von FLASH- und TrueFISP-Sequenzen simuliert und Techniken zur Präparation der Gleichgewichtsmagnetisierung entwickelt.

Der dynamische Gleichgewichtszustand der FLASH-Sequenz hängt von der longitudinalen Relaxationszeit T_1 , dem Flipwinkel α und der Repetitionszeit TR ab und liegt direkt vor (+) der HF-Anregung parallel zum statischen Magnetfeld \mathbf{B}_0 . Die Datenaufnahme von vier hadamardkodierten Projektionen wurden mit $TR_{\text{Lokalisation}} \sim TR_{\text{FLASH}}$ realisiert. Für den Flipwinkel $\alpha_{\text{Lokalisation}}$ wurde der Flipwinkel α_{FLASH} der FLASH-Sequenz verwendet. Dadurch wird die Magnetisierung innerhalb der Meßschicht nicht gestört. Die durch die nicht-selektive Anregung der Lokalisationsmessung erzeugte Transversalmagnetisierung wurde zuverlässig durch die *Spoiler*gradienten der Lokalisations- und FLASH-Sequenz zerstört (vgl. Abschnitt 1.3.1 und 2.2.4), so daß keine Artefakte in den MR-Bildern zu beobachten waren.

Beim TrueFISP-Kontrast hängt der dynamische Gleichgewichtszustand \mathbf{M}_{SS} von den Relaxationszeiten T_1 , T_2 , dem Flipwinkel α und der Repetitionszeit TR ab. Im Gleichgewicht beträgt der Winkel zwischen äußeren Magnetfeld \mathbf{B}_0 und Magnetisierung \mathbf{M}_{SS} etwa $\alpha/2$ (vgl. Abschnitt 1.3.2). Bei typischen Meßparametern wird erst nach 100 ... 200 Anregungen \mathbf{M}_{SS} asymptotisch erreicht. Dieser Einschwingvorgang wird von Signaloszillationen begleitet, die zu Geisterbildern in den MR-Bildern führen. Bereits kleine Störungen der Magnetisierung \mathbf{M}_{SS} führen erneut zu einem langen Einschwingvorgang und zu Bildartefakten. Es wurden daher drei verschiedene Verfahren zur Präparation von \mathbf{M}_{SS} entwickelt und bezüglich ihres Signal-zu-Artefakt Verhältnisses (S/A) miteinander verglichen [Zühl02b].

1. $\alpha/2$ -Methode

Einschwingvorgänge und Signaloszillationen lassen sich minimieren, indem vor Beginn der TrueFISP Sequenz der ursprünglich longitudinal ausgerichtete Magnetisierungsvektor um einen Winkel $+\alpha/2$ -Puls parallel zur erwarteten Gleichgewichtsposition eingestellt wird [Deim94]. Nach Erreichen des Gleichgewichtes kann diese Magnetisierung zu jedem Zeitpunkt mit einem $-\alpha/2$ -Puls in die z -Richtung zurückgekippt und gespeichert werden. Mit dieser Technik wurden z.B. nichtselektive Fettsättigungspulse in eine TrueFISP Sequenz eingefügt, indem vor den Sättigungspulsen die Magnetisierung gespeichert und danach wieder abgerufen wurde [Sche01b].

Die Kombination von TrueFISP-Bildgebung und Lokalisation wurde ebenfalls mit zwei

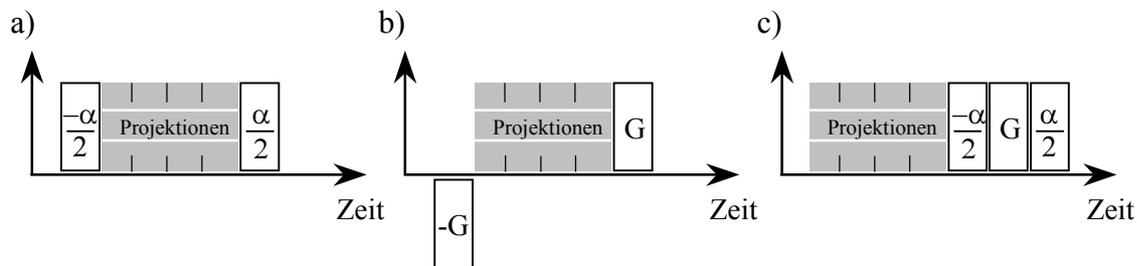


Abb. 2.27: Magnetisierungspräparation. (a) $\alpha/2$ -Methode, (b) TrueFISP-Lokalisierung und (c) TrueFISP-Lokalisierung mit Präparation. In allen drei Verfahren wird die Gleichgewichtsmagnetisierung innerhalb der Meßschicht erhalten. Die durch die Lokalisationsmessung erzeugte Transversalmagnetisierung außerhalb der Meßschicht wird zerstört.

$\alpha/2$ -Pulsen realisiert. Vor der Aufnahme von Projektionsdaten wurde die Magnetisierung mit einem ersten $-\alpha/2$ -Puls entlang der z -Richtung gespeichert. Für die Akquisition von vier Projektionen wurde ein sehr kleiner Flipwinkel (5°) verwendet, so daß diese vier Anregungen die gespeicherte Magnetisierung nur wenig veränderten. Ein weiterer $+\alpha/2$ -Puls präparierte die Magnetisierung wieder (Abb. 2.27 a).

Das Verhalten der Magnetisierung nach der Lokalisation wurde für dieses Verfahren simuliert. Die Oszillationen des Signals bei Verwendung der $\alpha/2$ -Methode wurden für typische Parameter analysiert und mit dem Verhalten der Magnetisierung ohne Präparation verglichen.

2. TrueFISP-Lokalisierung

Ähnlich der FLASH-Bildgebung wird der Gleichgewichtszustand innerhalb der Meßschicht genau dann nicht gestört, wenn die Lokalisationssequenz ebenfalls als TrueFISP-Sequenz mit nicht-selektiver Anregung realisiert ist. Außerhalb der Meßschicht wird dann die während der Lokalisation angeregte transversale Magnetisierung refokussiert, da in alle Raumrichtung das nullte Moment m_0 des zeitlichen Gradientenverlaufes verschwindet.

Um die Transversalmagnetisierung außerhalb der Meßschicht zu unterdrücken, wurde ein TrueFISP-Sequenzablauf zur Lokalisation zwischen zwei gegenpolige Gradienten ($G/ t_{\text{Puls}}/ t_{\text{Rampe}} = 20 \text{ mT/m}/ 2600 \text{ } \mu\text{s}/ 600 \mu\text{s}$) in alle Raumrichtungen eingefügt (Abb. 2.27 b). Der Flipwinkel von schichtselektiver Bildgebung und Lokalisation war identisch ($\alpha = 70^\circ$). Für Spins innerhalb der Meßschicht verschwindet das nullte Moment der zwei Gradienten, so daß die Magnetisierung refokussiert wird. Der zweite Gradient zerstört jedoch die Magnetisierung (*Spoiler*) außerhalb der Meßschicht.

3. TrueFISP-Lokalisierung mit Präparation

Eine weitere Möglichkeit, das Signal der transversalen Magnetisierung außerhalb der Meßschicht zu unterdrücken besteht in einer Kombination der $\alpha/2$ -Puls Methode mit einem *Spoiler*gradienten. Wieder speichert die erste schichtselektive $-\alpha/2$ -Anregung die Magnetisierung entlang der z -Richtung. Der darauffolgende *Spoiler*gradient ($G/ t_{\text{Puls}}/ t_{\text{Rampe}} =$

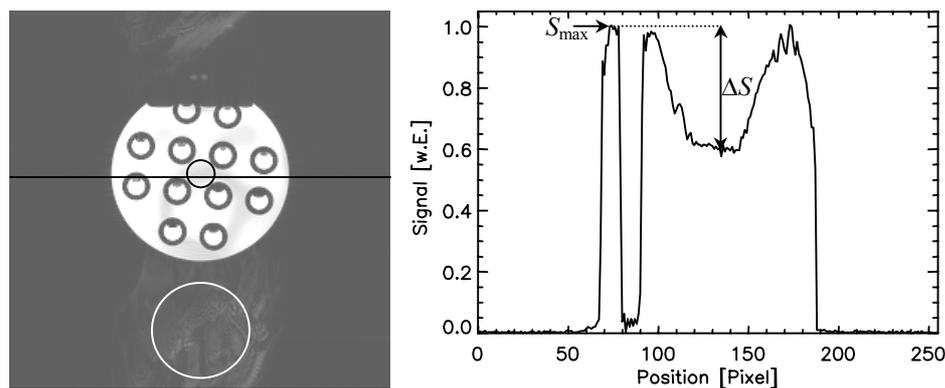


Abb. 2.28: Bildartefakte (links) und Profil (rechts). Die Störung der Gleichgewichtsmagnetisierung bei TrueFISP-Sequenzen durch die Lokalisierung von Mikrospulen führt zu Artefakten in den MR-Bildern. Ein Signal-(schwarzer Kreis)-zu-Artefakt-(weißer Kreis)-Verhältnis (S/A) wurde gebildet, um die Verfahren zur Magnetisierungspräparation zu vergleichen. Zur Beurteilung der Homogenität des Bildes wurde ein zentrales Profil gelegt (schwarze Linie) und S_{max} sowie ΔS gemessen.

Bildgebungsparameter: $TE/TR/\alpha = 2,6 \text{ ms}/5,4 \text{ ms}/ 70^\circ$

20 mT/m/2600 μ s/ 600 μ s) zerstört außerhalb der Meßschicht die transversale Magnetisierung (Abb. 2.27 c). Ein abschließender zweiter $\alpha/2$ -Puls ruft die gespeicherte Magnetisierung wieder ab.

Zum Vergleich der einzelnen Verfahren wurde ein Phantom mit zwölf Flaschen verwendet, die mit Kontrastmittellösungen (Magnevist, Schering AG, Berlin) unterschiedlicher Konzentration gefüllt waren, so daß longitudinale Relaxationszeiten $T_1 = 350 \dots 1400$ ms erreicht wurden. Zur Bestimmung des Signal-zu-Artefakt Verhältnisses (S/A) wurden geeignete Bildregionen (Abb. 2.28) gewählt. Die Homogenität H des Bildes wurde beurteilt, in dem ein zentrales Profil durch das Bild gelegt wurde und der relative Intensitätsunterschied ΔS gemessen wurde:

$$H = 1 - \frac{\Delta S}{S_{\max}} \quad (2.12)$$

2.4.6 Gesamtes Sequenzschema

In (Abb. 2.29) ist das vollständige Sequenzschema mit der $\alpha/2$ -Methode gezeigt, welches die bereits erläuterten Sequenzelemente enthält. Für die Aufnahme von MR-Bildern wurde

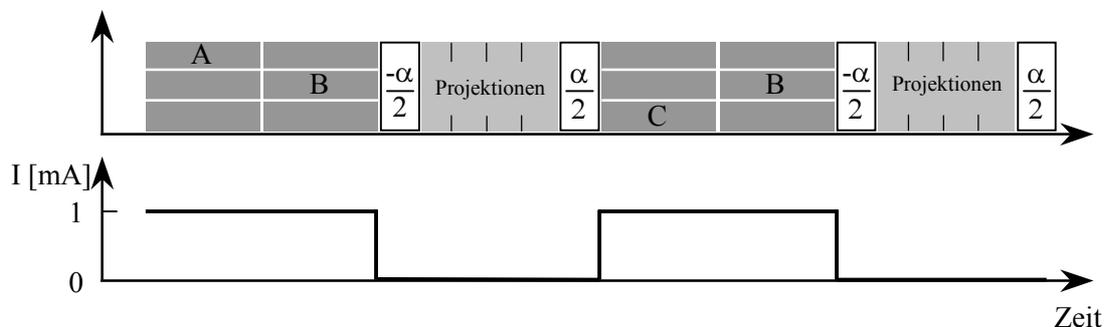


Abb. 2.29: Vollständiges Sequenzschema mit $\alpha/2$ Methode. Zwischen der Aufnahme zweier MR-Bilder nach einem ABCB-Schema werden vier hadamardkodierte Projektionen aufgenommen. Zur Ansteuerung eines aktiven Katheters mit Schaltelement (vgl. Abschnitt 2.2.8) ist unten der Schaltstrom gezeigt.

ein ABCB-Schema (*View Sharing*) verwendet, so daß vier hadamardkodierte Projektionen bereits nach der Aufnahme von $2/3$ des k -Raums akquiriert wurden. Zur Ansteuerung eines aktiven Katheters mit Schaltelement ist zusätzlich das Zeitschema des Schaltstromes gezeigt (vgl. Abschnitt 2.2.8).

2.4.7 Lokalisationsalgorithmen

- Bestimmung des Ortes

Aus den gemessenen Projektionsdaten wurde die Position der Mikrospule mit Hilfe der Hadamardkodierung berechnet. Dies geschah mit einer Kombination aus Maximumsuche und Schwellwertalgorithmus.

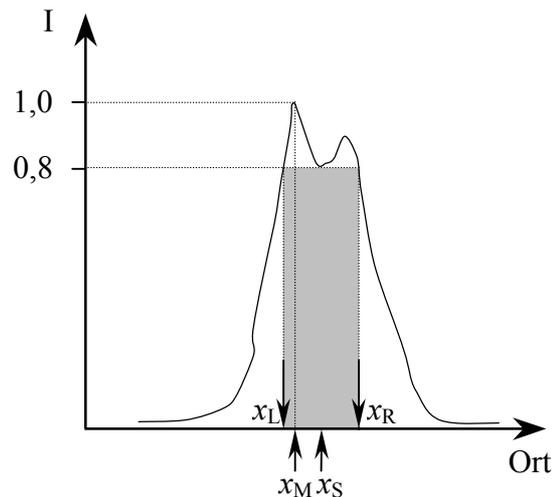


Abb. 2.30: Lokalisierungsalgorithmus. Nach der einfachen Maximumbestimmung x_M wurde um diese Position mit einem Schwellwert (80%) ein Auswertebereich festgelegt und darin der Schwerpunkt $x_S = 1/2(x_L + x_R)$ bestimmt.

Zunächst wurde im Amplitudensignal der Ort x_M des globalen Maximums gesucht. Daraufhin wurden die beiden Orte um das Maximum x_L und x_R gesucht, bei denen das Signal auf 80% des Maximalwertes abgefallen war. Als berechnete Spulenposition wurde dann der Mittelwert $x_S = 1/2(x_L + x_R)$ angegeben, falls $|x_S - x_M| < 5$ Pixel (4,8 mm).

- Konsistenztest

Dem Lokalisierungsalgorithmus folgte ein Konsistenztest, um fehlerhafte Messungen über einen Vergleich mit vorangegangenen Messungen auszuschließen. Fehlmessungen können durch defekte Mikrospulen oder Untergrundsignale und Artefakte in den Projektionsdaten auftreten. Es wurde daher die jeweils aktuelle Position x_{akt} mit der Position x_{alt} aus der vorherigen Messung verglichen. Dabei wurde angenommen, daß der Abstand der zwei Positionen klein sein muß, da Lokalisierungsmessungen mit einer Rate von $\sim 3 \text{ s}^{-1}$ durch

geführt wurden und sich in diesem Zeitraum die Position der Mikrospule durch Katheter- oder Atembewegung kaum änderte. Erst bei Abständen $|x_{\text{akt}} - x_{\text{alt}}| > 20$ Pixel (19,5 mm) wurde angenommen, daß eine Fehlmessung vorliegt. Das entsprach einer Verschiebegeschwindigkeit des Katheters von 58 mm/s bei einer Bildrate von 3 s^{-1} . Diese Abhängigkeit von der Verschiebegeschwindigkeit von der Bildrate wurde akzeptiert, da für typische Meßparameter eine Bildrate von $2,5 \text{ s}^{-1}$ bis $3,5 \text{ s}^{-1}$ erreicht wurde. (Das entspricht Geschwindigkeiten von 48 mm/s bis 68 mm/s.)

Im Falle einer Fehlmessung wurde x_{alt} weiterhin als Schätzung der aktuellen Koordinate verwendet und die Position der Mikrospule im MR-Bild nicht markiert. Nach drei Fehlmessungen in Folge wurde die gemessene Position x_{akt} unabhängig von der Abweichung akzeptiert, aber ebenfalls nicht markiert, da die Position x_{akt} nicht ausgezeichnet werden sollte. Dieser Konsistenztest der Spulenposition wurde für jede Mikrospule in allen drei Raumrichtungen durchgeführt.

- Nachverarbeitung

Das Signal der Mikrospule ist in den Projektionsdaten im Ortsraum eng lokalisiert, da der Empfindlichkeitsbereich der Spule sehr viel kleiner ist als das Gesichtsfeld der Messung.

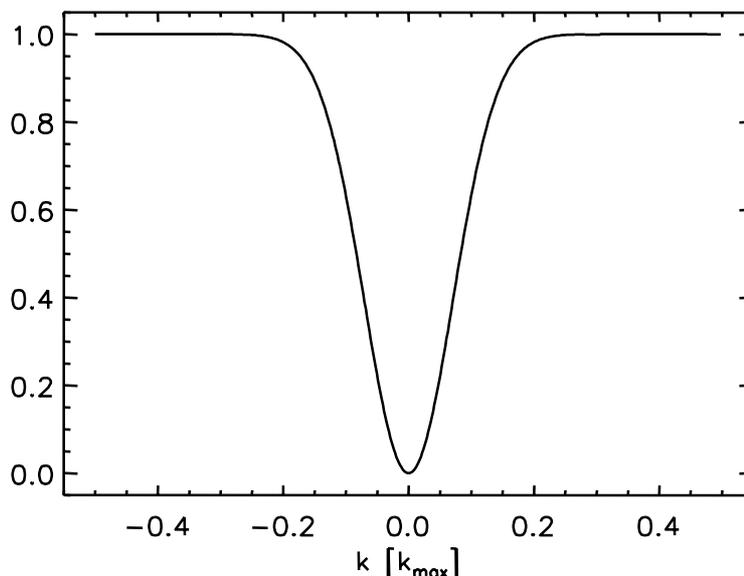


Abb. 2.31: Normierte Filterfunktion. Niedrige k -Raumkomponenten, die räumlich weit ausgedehnten Strukturen entsprechen, werden unterdrückt und so Untergrundsignale im Ortsraum gedämpft.

Um breite Untergrundsignale zu unterdrücken, wurden niedrige k -Raumkomponenten, denen ausgedehnte Strukturen im Ortsraum entsprechen, mit Hilfe einer Filterfunktion im k -Raum unterdrückt (Abb. 2.31). Es wurde eine auf k_{\max} bezogene inverse Gaußkurve als Filterfunktion f gewählt, deren Breite $a=0,4$ empirisch bestimmt wurde:

$$f(k) = 1 - \exp\left(-\frac{k^2}{a^2}\right) \quad \text{mit} \quad k = \left[-\frac{k_x}{2k_{\max}}; \frac{k_x}{2k_{\max}}\right] \quad \text{und} \quad a = 0,4 \quad (2.13)$$

Im Folgenden soll die Auswirkung des Filters gezeigt werden. Hierzu werden Ortsstrukturen durch einfache auf x_0 bezogene Gaußkurven der Breite b betrachtet:

$$g(x_0) = S_0 \exp\left(-\frac{x_0^2}{b^2}\right) \quad \text{mit} \quad x_0 = \left[-\frac{x}{2x_{\max}}; \frac{x}{2x_{\max}}\right] \quad (2.14)$$

Im nächsten Schritt wird die Fouriertransformierte $g'(k)$ von $g(x_0)$ mit $f(k)$ multipliziert:

$$g'(k) = \underbrace{\frac{S_0 b}{\sqrt{2}} \exp\left(\frac{-k^2 b^2}{4}\right)}_{g_v(k)} \cdot \underbrace{\left[1 - \exp\left(-\frac{k^2}{a^2}\right)\right]}_{f(k)} \quad (2.15)$$

Das Signal S der Rücktransformierten $g'(x_0) = \text{FT}^{-1}(g'(k_0))$ wurde in Abhängigkeit von der Breite b und des Parameters a bestimmt:

$$S = g'(x_0 \equiv 0) \quad \text{mit} \quad (2.16)$$

$$g'(x_0) = S_0 \exp\left(-\frac{x_0^2}{b^2}\right) - S_0 \sqrt{\frac{a^2 b^2}{a^2 b^2 + 4}} \cdot \exp\left(-\frac{a^2}{b^2 a^2 + 4} \cdot x_0^2\right) \quad (2.17)$$

Eine hinreichend große Unterdrückung großer Strukturen ist dann gegeben, wenn das Signal S um die Hälfte unterdrückt wird. Es muß dann gelten:

$$S_{1/2} = g'(x_0) \equiv \frac{1}{2} g(x_0) = \frac{1}{2} S_0 \quad (2.18)$$

Die Breite b leitet sich aus (2.17) und (2.18) ab:

$$b_{1/2} = \sqrt{\frac{4}{15}} \frac{1}{a} \quad (2.19)$$

Die Parameter a, b sind nach Definition (2.13) und (2.14) dimensionslos. Abb. 2.32 zeigt die Dämpfung eines Signals mit Parameter b .

Für die verwendeten Messparameter (FOV/ Matrix = 500 mm /512) muß (2.19) angepasst werden. Für die Breite b erhält man dann: 1,32 mm. Alle Signale, die eine räumlich größere Ausdehnung haben, werden um mehr als 50% gedämpft.

Das Signalrauschen hat oft sehr hohe k -Raumkomponenten, die durch diesen Filter nicht

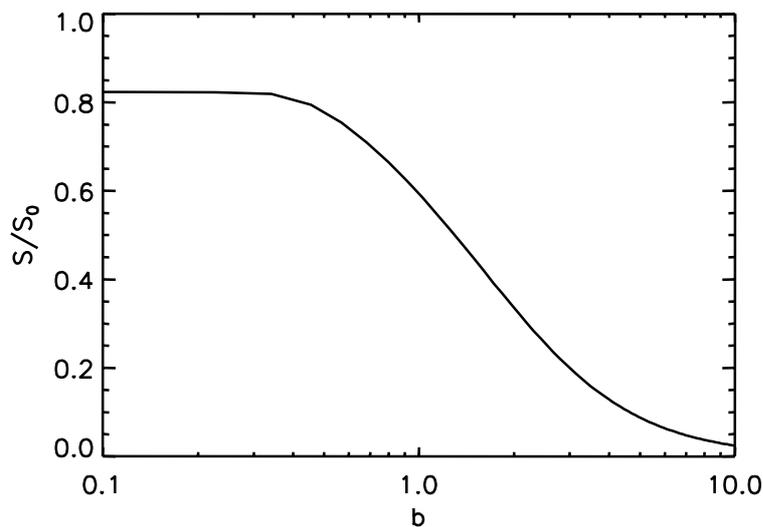


Abb. 2.32: Filterfunktion. Der Parameter b ist ein Maß für die räumliche Ausdehnung eines Signals. Für $b > 1,29$ wird das Signal um mehr als 50 % gedämpft.

gedämpft werden. Das Nutzsignal jedoch, dessen Breite in der Größenordnung von ~ 2 mm liegt, wird bereits gedämpft. Aus diesem Grund wurde ein signifikant schlechteres Signal-zu-Rausch Verhältnis in den gefilterten Projektionsdaten erwartet.

2.4.8 2D-Bildrekonstruktion

Die Software zur Bildrekonstruktion und Koordinatenberechnung wurde vollständig mit der Entwicklungsumgebung des Tomographen (*Image Calculation Environment, ICE*) implementiert. In Abb. 2.33 wird der Fluß der MR-Daten gezeigt. Am Steuerrechner (HOST) wird der Meßablauf in Form eines Meßprotokolls festgelegt. Der Ablauf der Gradienten-

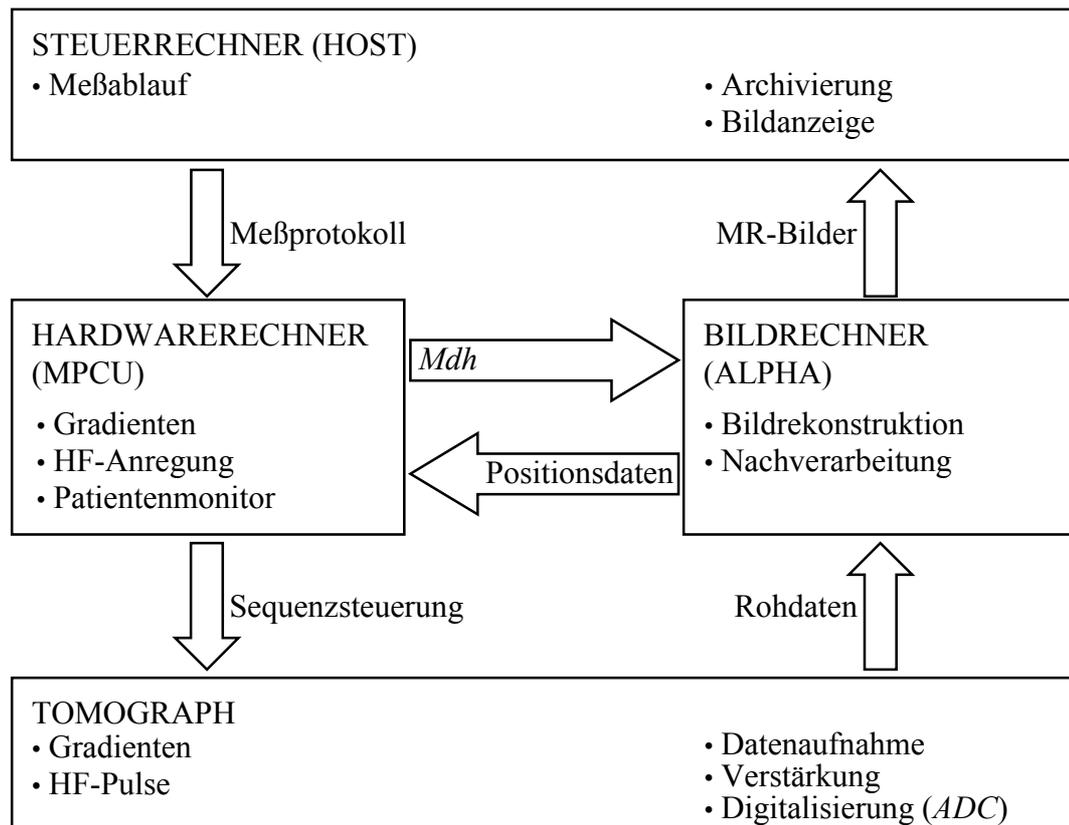


Abb. 2.33: Datenfluß. Am Steuerrechner (HOST) wird der Meßablauf in Form eines Meßprotokolls festgelegt. Der Ablauf der Gradienten- und HF-Pulse wird vom Hardwarerechner (MPCU) gesteuert. Die aufgenommenen Daten werden digitalisiert (*Analog-Digital-Converter, ADC*) und an den Bildrechner gesendet. Dort findet die Bildrekonstruktion und Berechnung der Koordinaten statt. Die rekonstruierten Bilder werden zur Archivierung und Echtzeitanzeige an den Steuerrechner und die Spulenkoordinaten zur Berechnung Schichtorientierung an den Hardwarerechner gesendet.

und HF-Pulse wird vom Hardwarerechner (MPCU) gesteuert. Die aufgenommenen Daten werden verstärkt, digitalisiert und an ein *ICE*-Programm auf dem Bildrechner gesendet. Dort werden die Bilder rekonstruiert und die Koordinaten der Mikrospulen berechnet. Die

rekonstruierten Bilder werden wieder an den Steuerrechner gesendet, auf dem die Archivierung stattfindet und die MR-Bilder auf einem Echtzeitmonitor angezeigt werden können. Die Koordinaten werden an den Hardwarerechner zur Berechnung der Schichtorientierung und Position zurückgegeben. Ausgangspunkt war ein bestehendes Programm (*Ice-ProgramOnline2D*) für die Rekonstruktion zweidimensionaler MR-Bilder zur Laufzeit der Sequenz. Diesem Programm wurden weitere Funktionen hinzugefügt:

- Analyse der verwendeten Spulen

Vor Start der Sequenz wurde die aktuelle Spulenkonfiguration analysiert. Zunächst wurden die aktivierten Mikrospulen gezählt und den Empfangskanälen des Tomographen zugeordnet. War keine Mikrospule aktiviert, wurde eine Fehlermeldung ausgegeben.

- Datenaufnahme

Die Meßdaten des Tomographen werden in einen seriellen Speicher (*First-In-First-Out buffer, FIFO buffer*) abgelegt. Zu jeder k -Raumzeile von Daten gehören Zusatzinformationen (*Measurement Data Header, Mdh*), in denen unter Anderem die Position im k -Raum, die Schichtorientierung und Anweisungen für das Rekonstruktionsprogramm zu finden sind. Diese Zusatzinformationen wurden um folgende Parameter erweitert: Art der Daten (Bildzeile, Projektionsdaten), Bildkontrast (FLASH, TrueFISP, 2D Projektionen), *View Sharing*, Unterdrückung des Spulensignals für die Rekonstruktion von MR-Bildern, Orientierungswechsel zur Laufzeit der Sequenz, Speichern/Wiederherstellen einer speziellen Schichtorientierung und Speichern eines Bildes zur automatischen Subtraktion eines Referenzbildes im Angio-Modus.

- Projektionsdaten

Nach Aufnahme von vier Projektionen wurde der Lokalisierungsalgorithmus (vgl. Abschnitt 2.4.7) gestartet und der Konsistenztest durchgeführt. Die aktuelle Position wurde über eine schnelle Datenleitung an den Gradientenrechner übertragen und dort die neue Schichtorientierung und -position eingestellt.

- Bilddaten

Nach der Aufnahme aller nötigen k -Raum Zeilen eines MR-Bildes wurden bei aktiviertem *View Sharing* (vgl. Abschnitt 2.4.1) die fehlenden k -Raum Zeilen aus dem vorherigen Bild kopiert und das MR-Bild rekonstruiert. Die Position der Mikrospulen

wurde im Bild mit einem Kreuz markiert, wenn die Spulenposition konsistent zur vorherigen Messung war und keine 2D Projektionsbilder aufgenommen wurden. Um keine Bildinformation zu überschreiben wurde zur Markierung das 15. Datenbit ($16384=2^{14}$) gesetzt, welches in der Bildgebung nicht verwendet wird. Das Bild wurde nach optionaler Subtraktion eines Referenzbildes an den Steuerrechner gesendet, dort dargestellt und in der Datenbank archiviert.

2.5 Phantomexperimente

2.5.1 Flußphantom

Aus Glas wurde nach MR-Bildern einer menschlichen Aorta ein Flußphantom nachgebildet. Das Glasmodell wurde in einen Plexiglasbehälter eingefügt und Anschlüsse für Silikonschläuche gefertigt (Abb. 2.34). Zur Simulation von Blutfluß wurde entweder eine

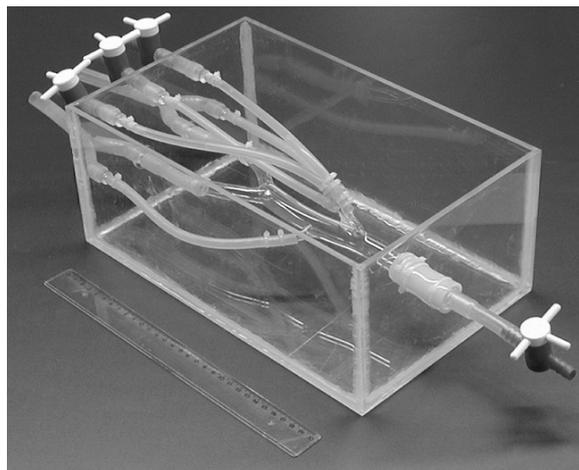


Abb. 2.34: Phantom. Aus Glas wurde ein Modell einer menschlichen Aorta nachgebildet und in einen Plexiglasbehälter eingefügt. Mit Hilfe einer Tauchpumpe kann der Blutfluß simuliert werden.

Tauchpumpe (Typ 01, 18 l/min, Conrad Elektronik, Hirschau) oder zwei Wasserreservoirs verwendet, die sich auf unterschiedlicher Höhe befanden. Über Zwei-Wege-Hähne (Bürkle GmbH, Lörrach) konnte der Fluß in einzelnen Gefäßsegmenten separat geregelt werden. Katheter und Führungsdrähte konnten über eine 8 Fr Schleuse in das Modell eingeführt werden. Für Messungen mit dem Phantom wurde der Plexiglasbehälter mit Leitungswasser gefüllt, um Signal von umliegendem Gewebe zu simulieren. In den gläsernen Blutgefäßen

befand sich Wasser, welches mit Kontrastmittel (Magnevist, Schering AG, Berlin) angereichert war. Mit diesem Phantom war es möglich, die Funktionalität der entwickelten Katheter reproduzierbar zu testen und die Form der Katheterspitze (Konfiguration) den Zielgefäßen anzupassen.

2.5.2 Kontrastmittelkonzentration

Um den Durchgang eines Bolus von Kontrastmittel beobachten zu können, wurden 2D Projektionsbilder mit hohem Flipwinkel ($\alpha=90^\circ$) aufgenommen (Angio-Modus, vgl. Abschnitt 2.4.3). Der dreieckige Dephasiergradient zur Unterdrückung von Untergrundsignalen betrug 2 mT/m bei einer Rampenzeit von 200 μ s. Um das Signal-zu-Rausch Verhältnis SNR zu optimieren, wurden verschiedene Konzentration von Kontrastmittel verwendet. Dazu wurde der aktive MR-Katheter über die Schleuse in das Glasphantom eingebracht und mit der Tauchpumpe ein Fluß von 145 ml/s um die Katheterspitze erzeugt (Leitungswasser), was bei einer konstanten Geschwindigkeit über den Gefäßquerschnitt einer mittleren Geschwindigkeit von 0,45 m/s entspricht. Über den Katheter wurden Mischungen aus physiologischer Kochsalzlösung und Gd-DTPA (Magnevist, Schering AG, Berlin) unterschiedlicher Konzentration (1:1 ... 1:40) gegeben und das SNR bestimmt. Die injizierte Menge betrug jeweils 10 ml bei einer Injektionsrate von 5 ml/s.

Zur Visualisierung von Ballonkathetern wurde der Ballon ebenfalls mit einer Mischung aus physiologischer Kochsalzlösung und Kontrastmittel unterschiedlicher Konzentrationen gefüllt (1:3 ... 1:100). Hier wurde ein Katheterprototyp mit einem 50 mm langem Ballon verwendet und wiederum das SNR der 2D-Projektionsbilder bestimmt.

2.5.3 Gradientenlinearität

Bei der Lokalisation wurde davon ausgegangen, daß der Magnetfeldgradient zur Ortskodierung linear innerhalb des Gesichtsfeldes ist. Um Fehler der Positionsbestimmung durch nichtlineare Gradientenfelder abzuschätzen, wurde eine Vergleichsmessung mit einer externen Referenz durchgeführt. Die Spitze eines aktiven MR-Katheters wurde dazu in einem mit Wasser gefüllten Silikonschlauch fixiert und im Isozentrum des Tomographen platziert. Mit dem Versuchsaufbau konnten mit einem Lineal reproduzierbar Verschiebungen entlang des Magnetfeldes B_0 (z -Richtung) und senkrecht dazu (x -Richtung) reali

siert werden. Die so eingestellte Position der Mikrospeule wurde mit der durch Projektionsmessungen ermittelten Position verglichen.

2.6 Tierexperimente

Die in den vorigen Abschnitten entwickelten Verfahren wurden schließlich an einem Tiermodell (Schwein) evaluiert. Es wurde ein Katheter unter MR-Kontrolle in die Nierenarterie des Tieres eingeführt und dort 2D Projektionsbilder und zeitaufgelöste Angiographien aufgenommen. Daraufhin wurde ein Segment der Niere (Pol) mit über den Katheter injizierten Mikrokügelchen auf Gefäßebene verschlossen (Embolisation).

2.6.1 Katheterverfolgung und Visualisierung

Um den Katheter in das Blutgefäßsystem einzuführen, wurde außerhalb des MR-Tomographen eine 9 French Schleuse an die Femoralarterie operiert. Durch diese Schleuse wurde der Katheter mit Hilfe eines MR-kompatiblen Führungsdrahtes (Radiofocus Guidewire M, Terumo, Leuven, Belgien) eingebracht. In der Aorta wurde der Katheter meist ohne Führungsdraht in die Nierenarterie navigiert. Hierbei wurde die entwickelte Echtzeitbildgebung mit automatischer Lokalisation der Katheterspitze und Schichtnachführung verwendet.

Es wurden zwei verschiedene aktive Katheter eingesetzt: Ein Katheter mit einer Mikrospeule zur Lokalisation diente zur Navigation im Blutgefäß. Es wurde mit einer koronaren Schichtorientierung unter Verwendung des TrueFISP-Kontrastes gestartet. Zur Verbesserung der Bildqualität wurde die $\alpha/2$ -Methode (vgl. Abschnitt 2.4.5) zur Präparation der dynamischen Gleichgewichtsmagnetisierung verwendet und mit Bildern ohne Magnetisierungspräparation verglichen. Mit einem weiteren Katheter, der zusätzlich mit einer Spule zur Visualisierung (vgl. Abschnitt 2.2.7) ausgerüstet war, wurden Bilder mit aktiver Visualisierungsspule aufgenommen und mit Bildern ohne Kathetersignal verglichen.

2.6.2 Embolisation

- Motivation

Bei Patienten mit Nierenzellenkarzinom (*renal cell carcinoma*) wird oft vor der operativen Entfernung (Resektion) des Tumors eine Embolisation des Tumorareals vorgenommen. Eine Embolisation ist ein kathetergesteuerter Gefäßverschluss mit Gewebeklebern oder Mikropartikeln. Diese präoperative Maßnahme soll den Tumor vorschädigen und die während der Operation auftretenden Blutungen des gut mit Blutgefäßen durchsetzten (hypervaskulären) Tumors verhindern. Darüber hinaus wird auch das Verschleppungsrisiko von Tumorzellen (Metastasierung) minimiert.

- Durchführung

Während der Navigation des Katheters wurde der TrueFISP-Kontrast zur Beobachtung des Katheters und der Blutgefäße verwendet. Wurde das Zielgefäß erreicht, so konnte der Radiologe interaktiv den Kontrast wechseln und 2D-Projektionsbilder (Angio-Modus) aufnehmen. Die Position der Katheterspitze im Blutgefäß wurde dann durch intravasale Injektionen kleiner Kontrastmittelmengen verifiziert [Bock03a].

Zur genaueren Gefäßdarstellung wurden ebenfalls zeitaufgelöste 3D-MRA-Datensätze aufgenommen, bei denen wie vorher das Kontrastmittel über den Katheter injiziert wurde. Hierbei wurde eine NaCl-Lösung mit Kontrastmittel im Volumenverhältnis 1:3 verwendet (vgl. Abschnitt 2.5.2).

Schließlich wurde eine Embolisation eines Pols der Niere durchgeführt [Fink03]. Dies geschah mit kleinen Acrylkügelchen (*Microspheres*, 300 ... 700 µm Durchmesser, BioSphere Medical, Roissy-en-France, Frankreich), die durch den Katheter zusammen mit einer NaCl-Kontrastmittellösung zur Visualisierung injiziert wurden. Die Anflutung des Embolisates wurde in 2D-Projektionsbildern (Angio-Modus) beobachtet. Abschließend wurde der Erfolg der Embolisation mit Hilfe einer zeitaufgelösten Angiographie verifiziert, in dem die Signalausfälle in den embolisierten Arealen in den MRA-Datensätzen qualitativ bewertet wurden.

Kapitel 3

Ergebnisse

3.1 Lokalisierungsgenauigkeit von Mikrospulen

In dieser Arbeit wurden Katheter eingesetzt, die mit Mikrospulen bestückt sind und mit einer Projektionstechnik lokalisiert werden können. In diesem Abschnitt soll die Genauigkeit der Lokalisation abgeschätzt werden. Man kann grundsätzlich zwischen drei verschiedenen Ursachen unterscheiden, die Einfluß auf die Genauigkeit der Lokalisation haben:

- **Magnetfeld von Mikrospulen**
Das eng begrenzte Empfindlichkeitsprofil der Mikrospulen führt zu charakteristischen Signal-Ortsverläufen, die zur Lokalisation verwendet werden. Die Struktur des Signals kann zu einem Fehler führen.
- **Lokalisationsalgorithmus**
Aufgrund der Struktur des Ortsverlaufes der Projektionen wurde eine Kombination aus Maximumsuche und Schwellwertalgorithmus implementiert. Das Ergebnis des Algorithmus kann mit einem Fehler behaftet sein, dessen Größe abgeschätzt wird.
- **Gradientenlinearität**
Die Projektionsmessung ist eine frequenzkodierte Messung. Die Kodierung wird mit Gradienten erreicht, die insbesondere am Rand des Gesichtsfeldes keinen linearen Verlauf mehr aufweisen. Diese Nichtlinearitäten können zu einem weiteren systematischen Fehler führen, die prinzipiell durch das Einführen von Korrekturtermen korrigierbar sind.

Im Folgenden werden die Fehler der Lokalisierungsmessung abgeschätzt.

3.1.1 Magnetfeld von Mikrospulen

Das Magnetfeld einer Mikrospule wurde nach dem Bio-Savart Gesetz berechnet und gemessen. In Abb. 3.1 wird exemplarisch das berechnete und gemessene Magnetfeld in willkürlichen Einheiten entlang der x -Richtung und y -Richtung gezeigt. Die x - y -Ebene befand sich hierbei bei $z = 2$ mm, so daß sich die Spule und der Katheter gerade nicht mehr in der betrachteten Schicht befanden, und daher im MR-Bild keine Signalauslöschung durch den Katheter beobachtet wurde.

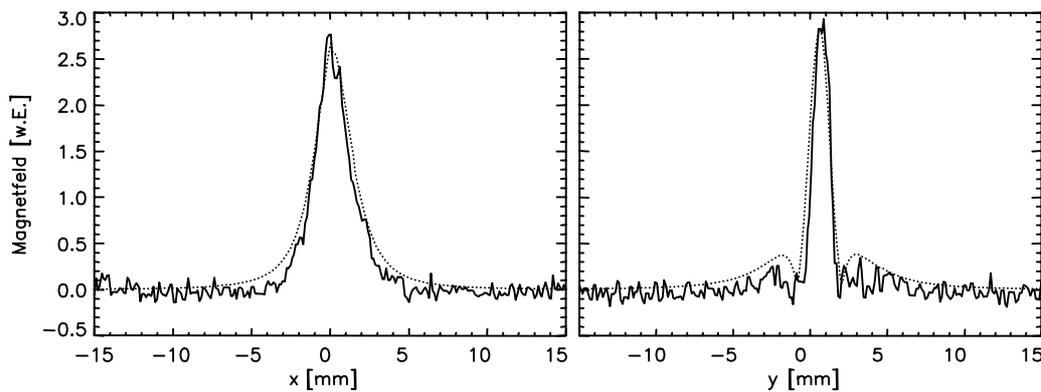


Abb. 3.1: Berechnetes (gestrichelt) und gemessenes (durchgezogen) Magnetfeld. Das Magnetfeld wird hier exemplarisch bei $z = 2$ mm entlang der x - und y -Richtung gezeigt. Der Kurvenverlauf wird qualitativ richtig durch die Berechnung wiedergegeben.

Der Kurvenverlauf des experimentell bestimmten Signalverlaufes wird durch die Berechnung qualitativ richtig beschrieben. Insbesondere die räumliche Ausdehnung des Feldes wird korrekt wiedergegeben, so daß die quasistatische Berechnung nach Bio-Savart eine hinreichend gute Näherung darstellt.

Zur Lokalisation von Mikrospulen wurde das Signal der Projektionen analysiert. In Abb. 3.2 wurden aus dem dreidimensionalen Datensatz des MR-Signals Projektionen in eine Raumrichtung berechnet und mit gemessenen Projektionen verglichen. Die Signalstruktur wird gut wiedergegeben: Die Lage der Maxima zwischen Berechnung und Messung stimmen miteinander überein (Abweichung $< 0,5$ mm). Die Abweichungen resultieren aus Suszeptibilitätsunterschieden zwischen Katheter und umliegendem Signalträger (Wasser). Zur Berechnung des Projektionssignals wurde der Katheter zudem als Hohlzylinder modelliert. Der reale Katheter bestand jedoch aus einem Schlauch mit zwei Lumina, was zu einer systematischen Abweichung zwischen Messung und Berechnung führt. Die

Projektionen zeigten entweder eine Struktur mit zwei lokalen Maxima (Abb. 3.2, x -Richtung), oder einem globalen Maximum (Abb. 3.2, y -Richtung), die je nach Orientierung der Spule im Magnetfeld \mathbf{B}_0 ineinander übergehen. Bei einer Struktur mit zwei Maxima sind die Intensitäten nicht gleich, befinden sich jedoch in guter Näherung symmetrisch um das Zentrum der Spule.

Zur automatischen Lokalisierung muß das Projektionssignal schnell und einfach analysiert werden. Die einfachste Implementation verwendet einen Algorithmus, der das Maximum

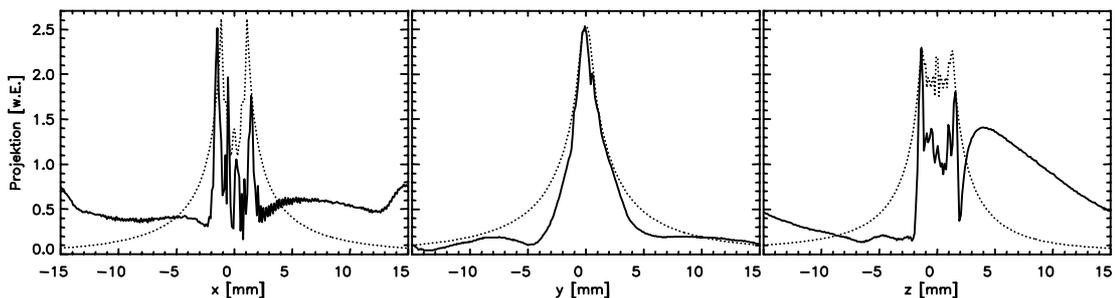


Abb. 3.2: Berechnetes (gestrichelt) und gemessenes (durchgezogen) Projektionssignal. Der Kurvenverlauf wird qualitativ richtig wiedergegeben: Insbesondere stimmt die Lage der Maxima überein. Die Mikrospule befand sich genau im Isozentrum des Tomographen.

des Projektionssignals sucht. Liegt die Orientierung der Mikrospule allerdings so, daß zwei lokale Maxima im Projektionssignal auftreten, so findet der Algorithmus die Position des linken oder rechten Maximums (z.B. Abb. 3.2, x -Richtung). Der Ort der Mikrospule befindet sich in guter Näherung genau zwischen den zwei Maxima, so daß in diesem Fall eine einfache Lokalisierung mit einer Maximumsuche fehlerbehaftet ist. Die Genauigkeit dieser Methode wurde durch die Abweichung der Lage des Maximums von der Spulenposition abgeschätzt und liegt in der Größenordnung der Spulengeometrie (~ 2 mm). Zur Messung der Projektionen wurde daher ein Gesichtsfeld von 500 mm bei einer Matrixgröße von 512 Bildpunkten ($\Delta x = 0,98$ mm) gewählt, um die Signalstrukturen sicher auflösen zu können.

3.1.2 Lokalisationsalgorithmus

Um die Genauigkeit der Lokalisation weiter zu steigern, wurde eine Kombination aus Maximumsuche und Schwellwertalgorithmus (vgl. Abschnitt 2.4.7) implementiert, die

insbesondere systematische Fehler minimiert, wenn eine Struktur aus zwei lokalen Maxima vorliegt.

In Abb. 3.3 wird ein Projektionssignal gezeigt, das aufgrund der Orientierung der Mikrospule aus zwei lokalen Maxima unterschiedlicher Intensität besteht. Die Lokalisation durch eine Maximumbestimmung ergab eine Position von $x_M = 9,3$ mm. Mit dem Schwellwertalgorithmus wurde eine Position von $x_S = 10,3$ mm ermittelt. Dieser Wert gibt die Spulenposition genauer wieder, da die lokalen Maxima symmetrisch um den Mittelpunkt der Spule verteilt sind (vgl. Abschnitt 3.1.1).

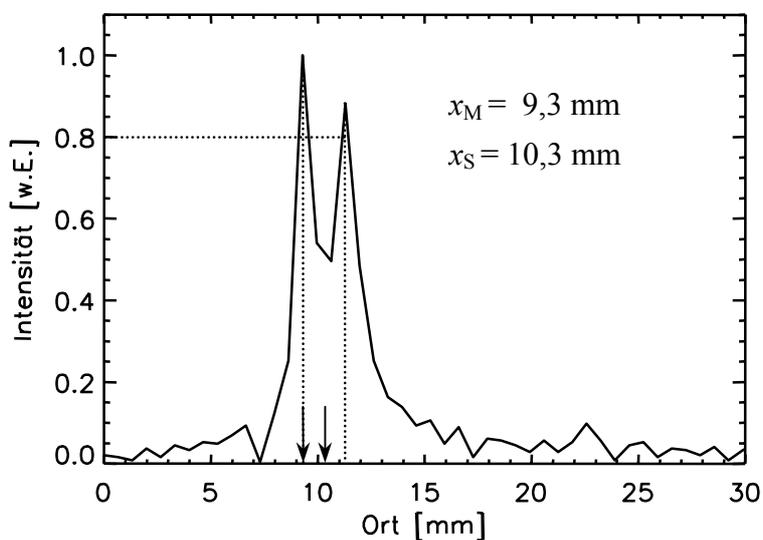


Abb. 3.3: Projektionssignal einer Mikrospule. Die Lokalisierung mit der Maximumsuche (x_M) war in den hier gezeigten Daten aufgrund der symmetrischen Lage der lokalen Maxima nicht so genau wie der Schwellwertalgorithmus (x_S).

Für den Grenzfall einer Signalstruktur, die nur ein globales Maximum aufweist, liefern Maximumsuche und Schwellwertalgorithmus dieselbe Position, da der Ort des Maximums mit dem Signalschwerpunkt zusammenfällt. Für Spulenorientierungen zwischen diesen beiden Grenzfällen ist entweder die Lokalisation durch die Maximumsuche oder der Schwellwertalgorithmus genauer. Die Abweichung beider Methoden voneinander beträgt typischerweise ~ 1 mm (= Spulenlänge / 2), so daß die Genauigkeit der Lokalisation mit dieser Größenordnung abgeschätzt wurde. Diese Lokalisationsgenauigkeit entspricht der Auflösung der Lokalisationsmessungen ($\Delta x = 0,98$ mm).

3.1.3 Gradientenlinearität

In einem Experiment zur Messung der Gradientenlinearität wurde die Abweichung der mit Projektionen gemessenen Spulenposition mit der in einem externen Referenzsystem eingestellten Position in x - und z -Richtung vom Isozentrum verglichen. Die Projektionsmessung wurde mit einer Ortsauflösung von 1,125 mm durchgeführt. Eine analoge Messung in y -Richtung konnte nicht durchgeführt werden, da die Positionierung mit dem Re-

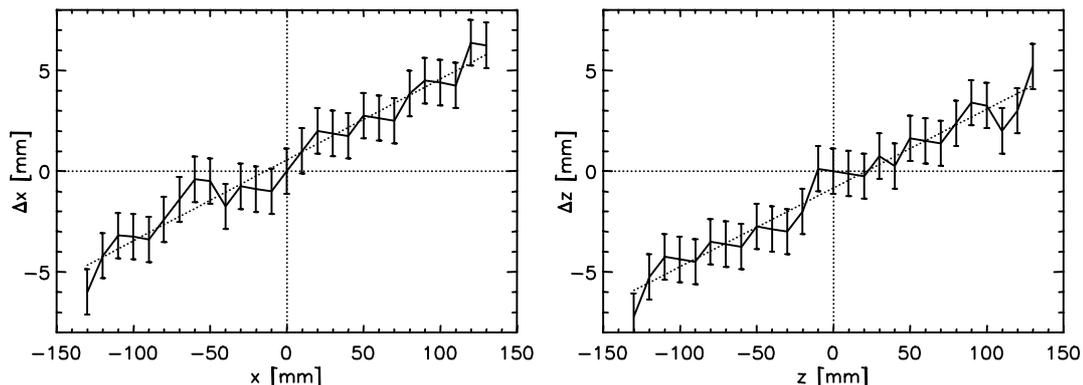


Abb. 3.4: Differenz zwischen gemessener und eingestellter Position in x -Richtung (links) und z -Richtung (rechts). Außerhalb des Isozentrums wurde ein Fehler von über 5 mm aufgrund von Nichtlinearitäten der Gradienten gemessen.

ferenzsystem in dieser Richtung nicht hinreichend genau war. Die Abweichung wird in Abb. 3.4 gezeigt. Die Größe der Fehlerbalken entspricht der Ortsauflösung. Aus der Ausgleichsgeraden wurde eine Abweichung Δx , Δz von mehr als 2 mm bereits für $x > 36$ mm und $z > 72$ mm beobachtet. Nur innerhalb dieses Bereiches um das Isozentrum ist der systematische Fehler der Lokalisation aufgrund Gradientennichtlinearitäten kleiner als die typische Mikrospulenlänge (2 mm). Außerhalb dieses Bereiches hat die Nichtlinearität der Gradienten den größten Anteil am Fehler der Lokalisationsmessung und kann daher ohne Korrektur nie als Referenzmessung für externe Messungen dienen.

Da für die MR-Bildgebung dieselben Gradienten wie für die Lokalisationsmessung verwendet werden, führen die Gradientennichtlinearitäten auch zu einer Verzerrung der MR-Bilder. Diese Verzerrung entspricht dem Fehler der Lokalisationsmessung, so daß eine korrekte Markierung der Position der Mikrospule im MR-Bild möglich ist.

Die Nichtlinearitäten der Gradienten des Tomographen sind bekannt und werden vom Hersteller als Koeffizienten geeigneter Orthonormalpolynome angegeben. Diese können in

Zukunft verwendet werden, um die gemessene Position zu korrigieren und die MR-Bilder zu entzerren [Rome84, Glov86].

3.2 Empfangseigenschaften von Mikrospulen

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse von Reflexions- und Transmissionsmessungen von Katheterspulen vorgestellt. Ziel der Messungen war eine Optimierung der Spulenparameter, insbesondere der Windungszahl und Minimierung von Signalkopplungen der Spulen untereinander.

3.2.1 Transmission und Reflexion

Eine leistungsangepasste Katheterspule wies wie erwartet maximale Transmission und minimale Reflexion bei 63,6 MHz (Abb. 3.5) auf. Allerdings zeigte sich, daß der Signal-

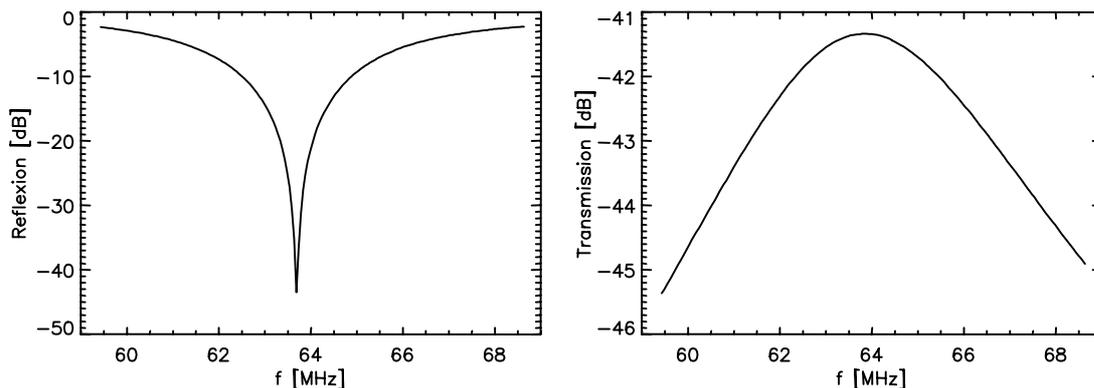


Abb. 3.5: Reflexion und Transmission einer leistungsangepassten Katheterspule. Bei der Resonanzfrequenz (~ 63.6 MHz) wird ein Signal minimal reflektiert und die Transmission ist maximal.

gewinn im Vergleich zu einer Transmissionsmessung ohne jedes Netzwerk zur Leistungsanpassung mit 3 ... 4 dB nicht hoch war. Darüber hinaus war die Reflexion und Transmission nur eine sehr schwach vom Füllfaktor der Spule abhängig. Die Impedanz der gesamten Anordnung mit Mikrokoaxialkabel wurde hauptsächlich von den elektromagnetischen Eigenschaften des Kabels bestimmt und nicht von der Mikrospule an der Spitze des Katheters.

3.2.2 Windungszahl

Zur Maximierung des Spulensignals wurde die Transmission der Mikrospulen in Abhängigkeit von der Windungszahl gemessen (Abb. 3.6). Das Transmissionssignal erreichte bei

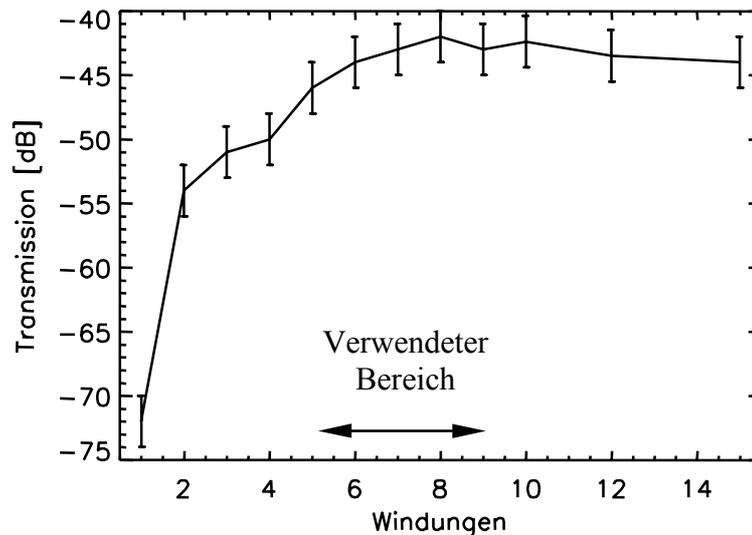


Abb. 3.6: Transmission in Abhängigkeit von der Windungszahl. Ab acht Windungen war kein Signalgewinn mehr zu beobachten. Die verwendeten Mikrospulen hatten 5...9 Windungen.

sechs Windungen ein *Plateau*. Eine weitere Steigerung der Windungszahl führte zu keiner signifikanten Steigerung der Transmissionsleistung. Die entwickelten Katheterprototypen hatten daher typischerweise 5...9 Windungen. Für eine sehr große Anzahl von Windungen wurde erwartet, daß das Signal sogar wieder abnimmt, da in diesem Bereich ohmsche und kapazitive Verluste die Empfangseigenschaften der Mikrospule bestimmen. Dieser Effekt wurde bei Spulen bis 15 Windungen jedoch nicht beobachtet. Mikrospulen mit mehr Windungen hätten die geometrischen Randbedingungen (Länge und Durchmesser) nicht mehr hinreichend erfüllt und wurden daher nicht untersucht.

3.2.3 Anpassnetzwerk

Abb. 3.7 zeigt die Transmission aktiver Katheterspulen, bei denen sich (A) das Netzwerk zur Anpassung außerhalb des Katheters befand und (B) die Anpassung direkt an der Spitze des Katheters stattfand. Der Verlauf der Transmission in Abhängigkeit von der Frequenz

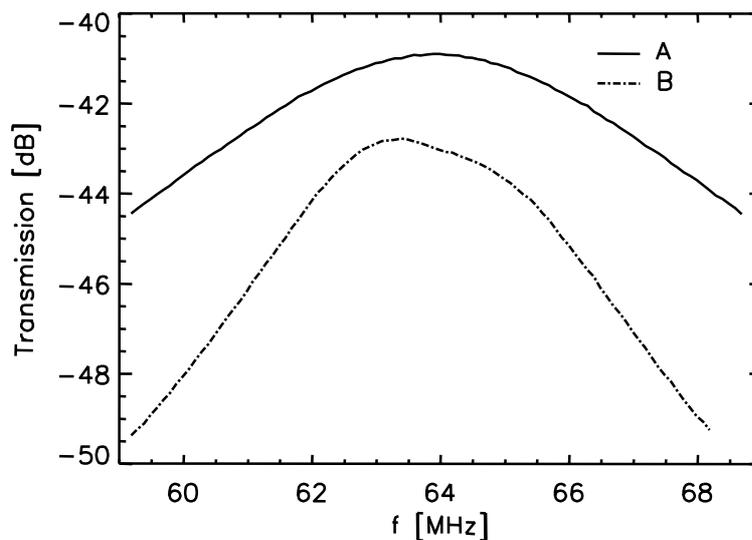


Abb. 3.7: Transmission aktiver Katheter mit Netzwerk zur Anpassung außerhalb des Katheters (A) und an der Spitze des Katheters (B). Eine Anpassung der Spule direkt an der Spitze des Katheters führte zu keinem Signalgewinn, sondern sogar zu einem Signalverlust.

war für (A) und (B) ähnlich (3 dB-Breite A/B: 6,8 MHz / 5,3 MHz). Gegen die Erwartung wurde für (B) sogar ein leichter Signalverlust (2 dB) beobachtet. Dies ist mit den Netzwerken zur Leistungsanpassung zu erklären, die aus Bauteilen mit unterschiedlichem Verlustverhalten realisiert wurden, da jeweils andere Impedanztransformationen realisiert werden mußte. Auch hier zeigte sich, daß die Signaleigenschaften der aktiven Katheter stark durch die Eigenschaften des verwendeten Mikrokoaxialkabels bestimmt waren, welches eine hohe Dämpfung aufwies. Aufgrund dieser Messungen und der einfachen Realisierbarkeit wurde die Leistungsanpassung stets außerhalb des Katheters durchgeführt.

Eine Leistungsanpassung direkt an der Spitze des Katheters wäre viel schwieriger zu realisieren, da an der Spitze des Katheters weitere kleine und nichtmagnetische Komponenten angebracht werden müssten. Mit einer Anpassung an der Spitze ließe sich aller

dings mit einem idealen Mikrokoaxialkabel eine bessere aktive Entkopplung während der HF-Anregung erreichen. Bei einer Kabellänge von $\lambda/4$ kann die niedrige Impedanz einer während der HF-Anregung kurzgeschlossenen Diode auf eine sehr große Impedanz an der Spitze des Katheters transformiert (vgl. Anhang A) und so ein Stromfluß an der Spitze unterdrückt werden.

3.2.4 Signalkopplung

Mit einer Anregungsspule wurde nur eine Mikrospule eines Katheters mit drei Mikrospulen angeregt und das transmittierte Signal der leistungsangepassten Empfangsspulen gemessen: Die symmetrische Kopplungsmatrix $\mathbf{K}=K_{ij}(\mathbf{e}_i \otimes \mathbf{e}_j)$ beschreibt das transmittierte Signal der j -ten Spule, wenn die i -te Spule angeregt wurde. Es wurde gemessen:

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} -12 & -19 & -26 \\ -19 & -12 & -36 \\ -26 & -35 & -12 \end{pmatrix} \text{dB} \quad (3.1)$$

Der Signalabstand betrug im schlechtesten Fall nur 7 (7 ... 23) dB.

In einer zweiten Messung wurde der Katheter durch nicht-koppelnde Widerstände gleicher Impedanz ersetzt und wiederum eine Kopplungsmatrix \mathbf{K}' gemessen, um die Kopplungen durch das Netzwerk zu bestimmen:

$$\mathbf{K}' = \begin{pmatrix} -39 & -63 & -62 \\ -61 & -42 & -65 \\ -57 & -61 & -43 \end{pmatrix} \text{dB} \quad (3.2)$$

Die Kopplungsmatrix ist nicht mehr symmetrisch, da hier das Signal aufgrund der kleinen Kopplungen bereits ein sehr kleines SNR hatte. Der Signalabstand betrug im schlechtesten Fall 19 (19 ... 24) dB.

Die Kopplung der drei Mikrospulen war hauptsächlich durch den Katheter bestimmt und nicht durch das Anpassnetzwerk. Dieses wurde so realisiert, daß eine maximale Abschirmung der verschiedenen Kanäle bautechnisch gewährleistet ist.

3.3 Visualisierung aktiver Katheter

In diesem Abschnitt werden MR-Bilder und Projektionsdaten gezeigt, die mit Katheterprototypen mit Visualisierungsspulen erstellt wurden. Hierbei wurde ein Katheter mit einer *Twisted Pair* Spule zur Visualisierung und einer Lokalisationsspule bestückt. In einem weiteren Schritt wurden diese beiden Spulen mit einem Schaltelement voneinander getrennt, so daß mit einem Gleichstrom zwischen zwei Zuständen des Katheters hin- und hergeschaltet werden konnte.

3.3.1 Twisted Pair Spule und Mikrospule

Es wurde ein Katheterprototyp entwickelt, dessen Spitze mit einer Mikrospule zur Lokalisation bestückt wurde. Das Mikrokoaxialkabel wurde durch ein *Twisted Pair* Kabel zur Visualisierung ersetzt. Es wurden FLASH-Bilder des Katheterprototypen in einem Wasserphantom aufgenommen. Der Verlauf des Katheters war gut zu erkennen, wenn

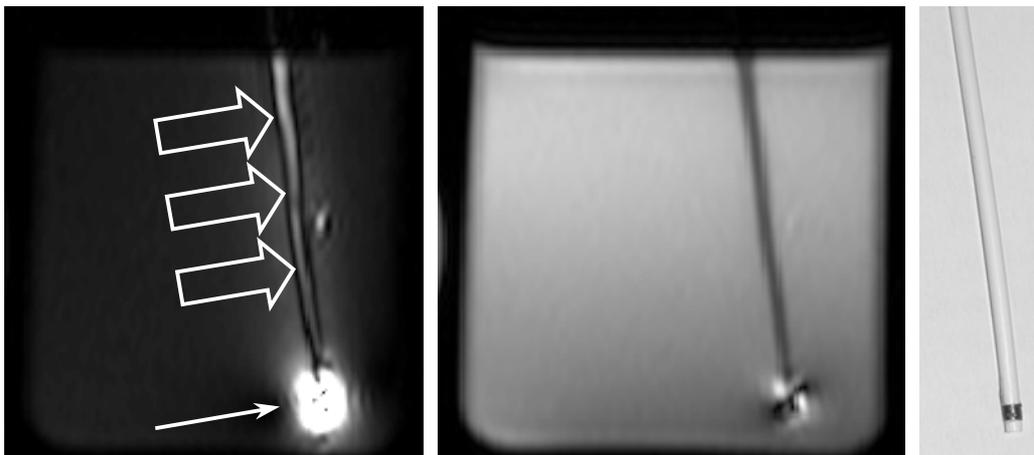


Abb. 3.8: TrueFISP-Bilder mit der Katheterspule (links) und mit zusätzlichen Bildgebungsspulen (Mitte) des Katheterprototypen (rechts). Der Verlauf der Spule war zu erkennen (offene Pfeile). Die Signalintensität der Mikrospule war jedoch wesentlich höher (Pfeil). Eine Anpassung der Signalintensitäten war daher nicht möglich.

ausschließlich das Signal der Katheterspule zu Bildrekonstruktion verwendet wurde. Das Signal der Mikrospule wies im MR-Bild typischerweise eine siebenfach größere Intensität als die *Twisted Pair* Spule ($S_{\text{Mikrospule}}/S_{\text{Twisted Pair}} = 239/32$) auf und überstrahlte Teile des Bildes (Abb. 3.8, links). In MR-Bildern, bei denen zur Rekonstruktion das Signal von zusätzlichen Bildgebungsspulen verwendet wurden, war eine Anpassung der Signalintensität

ten von Katheterspule und Bildgebungsspulen nicht möglich, um gleichzeitig den Katheterverlauf zu visualisieren, ohne übersteuerte Signalintensitäten an der Katheterspitze zu erhalten (Abb. 3.8, Mitte). Im klinischen Einsatz würde das starke Signal der Mikrospeule anatomische Strukturen überstrahlen, was die Steuerung des Katheters erschwert.

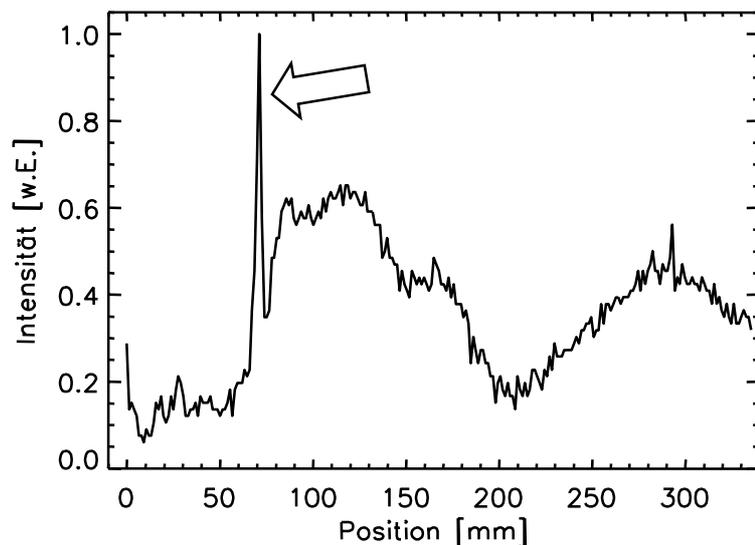


Abb. 3.9: Projektionssignal. Die Mikrospeule an der Spitze führte zu einem scharfen lokalen Signalmaximum (Pfeil). Breite Untergrundstrukturen aufgrund des Signals des *Twisted Pair* Kabels erschwerten die automatische Lokalisation der Mikrospeule.

In den Projektionsdaten führte das Signal der Mikrospeule zur Ausbildung eines scharfen Maximums, welches zur Lokalisation verwendet wurde (Abb. 3.9). Die *Twisted Pair* Spule zeigte wie erwartet breite Untergrundsignale mit Signalintensitäten von über 60 % des Maximums [vgl. Leun95]. In ungünstigen Orientierungen überstieg das Untergrundsignal sogar das Signal der Mikrospeule, so daß eine Lokalisierung durch eine einfache Maximumsuche fehlschlug.

Die gewünschten Eigenschaften der *Twisted Pair* Spule während der Bildgebung und Lokisationsmessung sind gegensätzlich: Während der Bildgebung soll die *Twisted Pair* Spule ausreichend Signal des umliegenden Gewebes empfangen können, um den Katheter zu visualisieren. Während der Lokalisation hingegen soll die Abschirmung des *Twisted Pair* Kabels so groß sein, daß keine Untergrundstrukturen in den Projektionsdaten entstehen. Ein möglicher Kompromiß dieser beiden Bedingungen stellte das verwendete *Twisted*

Pair Kabel mit einer kleinen Steigung (*Pitch*: 1 mm) dar. Dennoch war die Signalintensität entlang des Kabels für eine Visualisierung nicht ausreichend. Aufgrund der schwer auszuwertenden Struktur der Projektionsdaten und der Schwierigkeiten, die Signalintensitäten der Spulen in den MR-Bildern anzupassen, wurde dieses Spulenkonzert für aktive Katheter nicht weitergeführt.

3.3.2 Schaltbare Mikrospule

Das Spulenkonzert mit *Twisted Pair* Spule und Mikrospule wurde um ein Schaltelement (Diode und Kondensator) erweitert: Es wurden Experimente mit dem Katheterprototypen mit schaltbarer Mikrospule L_1 und Visualisierungsspule (*Twisted Pair* Spule) L_2 durch

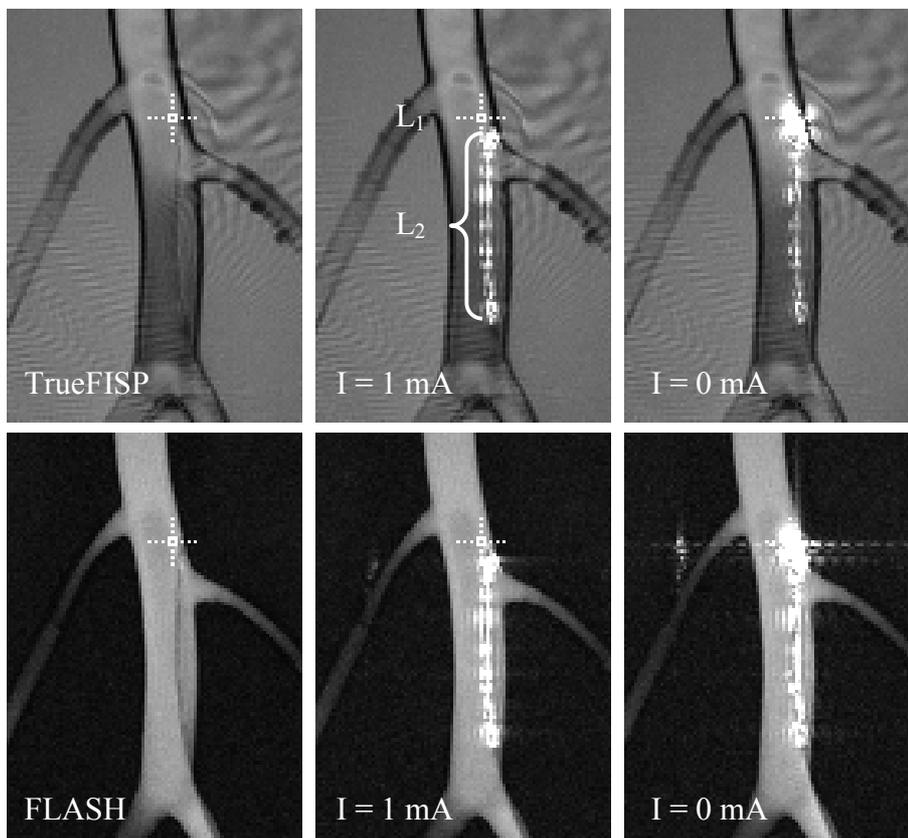


Abb. 3.10: TrueFISP- (oben) und FLASH-Bilder (unten) mit unterdrücktem Spulensignal (links), deaktivierter (Mitte) und aktivierter (rechts) Mikrospule. Ohne Visualisierung der Spule war der Katheter nur durch Signalauslöschung erkennbar. Das Signal der Mikrospule wurde vollständig mit einem Strom $I = 1$ mA unterdrückt. Die Position der Mikrospule wurde im MR-Bild markiert.

geführt. Der Katheter befand sich hierbei in einem Glasphantom, und es wurden FLASH- und TrueFISP-Bilder mit den zwei Schaltzuständen aufgenommen (Abb. 3.10). Das Signal der Mikrospule wurde im MR-Bild effektiv unterdrückt: Es war in den MR-Bildern kein Signal der Mikrospule mehr beobachtbar. Der verwendete Schaltstrom (1 mA) führte zu keinen erkennbaren Bildartefakten. Um Artefakte durch Feldverzerrungen zu erzeugen ist ein wesentlich höherer Strom (> 100 mA) notwendig [Glow99]. In den TrueFISP- und FLASH-Bildern war der Verlauf des Katheters klar erkennbar, wenn sich der Katheter innerhalb der Meßschicht befand. Hierbei war zu beachten, daß die relativen Signalintensitäten zwischen Bildgebungsspulen und Katheterspule angepasst werden mussten. Dies war zur Laufzeit der Sequenz mit einem Regler eines externen *User-interfaces* (vgl. Anhang B) möglich.

Zur Lokalisation der Katheterspitze wurden Projektionsdaten aufgenommen. Im aktivierten Zustand ($I = 0$ mA) dominierte das Signal der Mikrospule die Projektion (Abb. 3.11). Dieses war in den Projektionen auf einen Bereich von ~ 10 mm beschränkt. Die Maximumsuche im Signal zur Lokalisation dadurch war stets erfolgreich durchführbar, da die zusätzliche *Twisted Pair* Spule L_2 nur ein schwaches Untergrundsignal lieferte. Im kurz

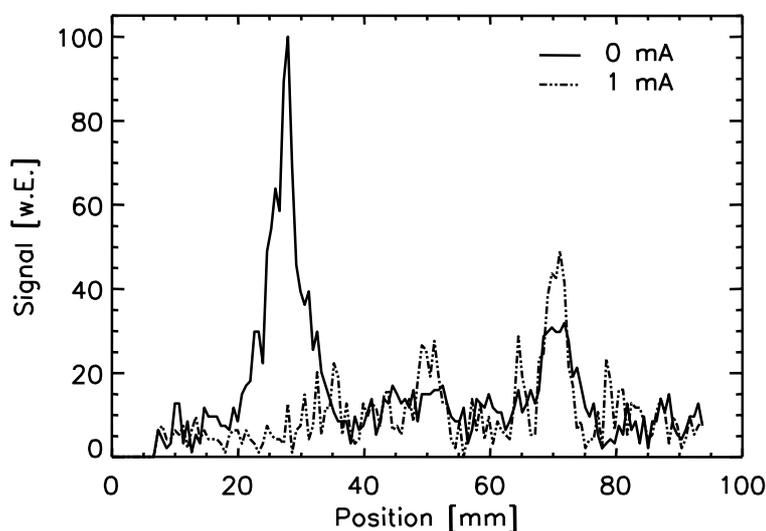


Abb. 3.11: Projektionsdatensatz im aktivierten (0 mA) und deaktivierten (1 mA) Zustand der Mikrospule. Die aktivierte Mikrospule dominiert das Projektionssignal. Die *Twisted Pair* Spule lieferte nur ein schwaches Untergrundsignal, so daß der Lokalisationsalgorithmus erfolgreich durchgeführt werden konnte. Die Mikrospule wurde effektiv mit dem Gleichstrom deaktiviert.

geschlossenen Zustand ($I = 1 \text{ mA}$) wurde das Signal der Mikrospeule sehr effektiv unterdrückt und das relative Maximumsignal $S_{\text{Mikrospeule}}/S_{\text{Twisted Pair}}$ von 2,8 im aktivierten auf 0,4 im kurzgeschlossen Zustand reduziert.

3.4 Hochfrequenzerhitzung

In den Experimenten zur Hochfrequenzerhitzung wurde der Einfluß von Mantelwellensperren auf die Erhitzung der Katheterspitze untersucht.

Befand sich der Katheter in Position A₂ (Abb. 2.20, eine typische Position des Katheters während einer Intervention) so wurde ohne Mantelwellensperre eine Erwärmung von 2,8 K (über 3 min Meßzeit) an der Spitze gemessen (Abb. 3.12). In Position B₂ (eine Extremposition, wie sie während einer Intervention nicht vorkommen sollte) wurde bereits nach 2 min ein Erhitzung von über 50 K detektiert und die Messung zum Schutz des Katheters abgebrochen. Bei Verwendung der Mantelwellensperre verringerte sich die Erwärmung auf 0,6 K (A₂) respektive 7 K (B₂) über 3 min Meßzeit. Befand sich der Katheter in den Posi-

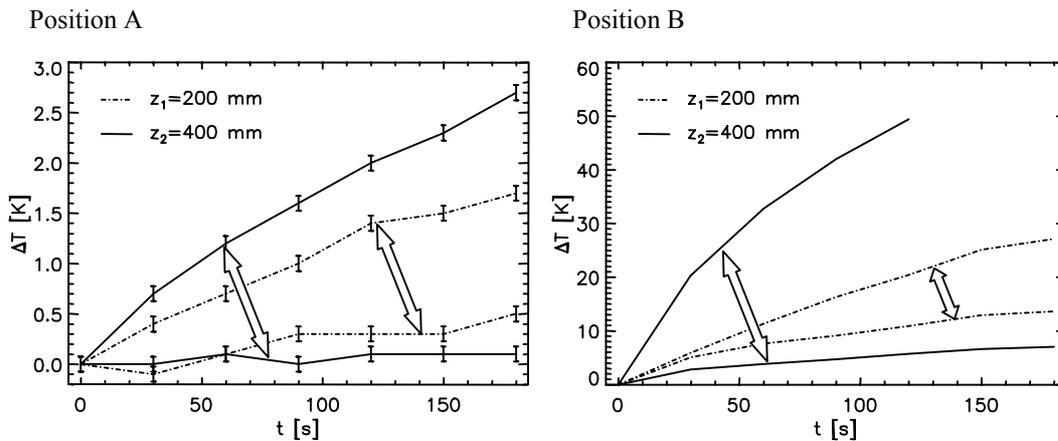


Abb. 3.12: Temperaturanstieg in Abhängigkeit von der Meßzeit. Die Erhitzung der Katheterspitze wird bei typischen Positionen (A) innerhalb des Gesichtsfeldes bei Verwendung von Mantelwellensperren auf unter 1 K reduziert (Pfeile). In geometrisch ungünstigen Lagen (B) wird die starke Erhitzung besonders effektiv reduziert.

tionen A₁ und B₁, also in der Nähe des Isozentrums, so reduzierte die Mantelwellensperre die schwächere Erhitzung nicht mehr effektiv, da die effektive Einkoppellänge des Koaxialkabels reduziert war. Im Gesichtsfeld des Tomographen erreichte man jedoch eine Temperaturerhöhung von unter 1 K.

Der Temperaturanstieg war besonders stark ausgeprägt, wenn sich der Katheter in voller Länge im Tomographen befand ($z = 400$ mm), weil dann das elektrische Feld gut ein-koppeln kann. In dieser Lage wirkte die Mantelwellensperre sehr effektiv, weil der Strom über die Sperre fließen musste. Der Temperaturanstieg entlang des Katheters war im Vergleich zur Erhöhung an der Spitze in der Position B (10 K versus 1 K bei Verwendung der Mantelwellensperre) klein und in der Position A vernachlässigbar. Der Einbau der Mantelwellensperre war einfach zu realisieren. Sie minimiert die Erhitzung in vielen geometrischen Lagen sehr effektiv, allerdings nicht für jede beliebige Anordnung von Katheter und Anregungsspule. Daher stellt die Verwendung einer Mantelwellensperre allein keine Lösung des Problems der Hochfrequenzerhitzung dar; sie erlaubt es jedoch, die Gefährdung durch Erhitzung deutlich zu reduzieren. Insbesondere in dem typischen Aktionsradius des Katheters, dem Gesichtsfeld des Tomographen, wurde die Erhitzung signifikant reduziert, so daß in diesem Bereich eine Gefährdung minimiert wird.

3.5 Dephasiergradient

In Messungen wurde die Wirkung schwacher Dephasiergradienten untersucht. In 2D Projektionsbildern (Angio-Modus) führt der Dephasiergradient zu einer effektiven Unterdrückung großer homogener Strukturen. Diese Gradienten wurden ebenfalls vor der Aufnahme von Projektionsdaten eingefügt und die resultierende Signalstruktur mit rohdatengefilterten Daten verglichen.

3.5.1 Angio-Modus

Es wurden 2D Projektionsbilder bei verschiedenen Gradientenstärken (0 ... 6 mT/m) aufgenommen und das Signal-zu-Rausch Verhältnis SNR einer homogenen Struktur (Leitungswasser) in MR-Bildern gemessen (Abb. 3.13). Die Blutgefäße aus Glas waren mit einer Lösung aus Leitungswasser und GD-DTPA gefüllt ($T_1 < 300$ ms), um einen starken Kontrast zu erzeugen. Mit zunehmender Stärke G des dreieckförmigen Dephasiergradienten (Rampenzeit: 200 μ s) wurde eine steigende Signalunterdrückung der homogenen Strukturen und damit ein sinkendes SNR beobachtet (Tab. 3.1).

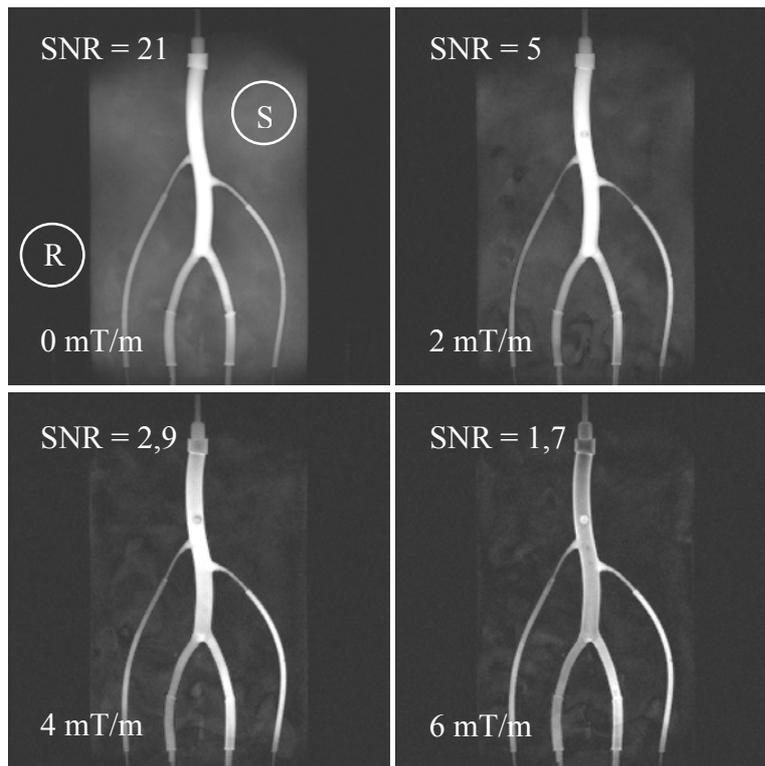


Abb. 3.13: Dephasiergradient bei 2D-Projektionsbildern und Bildausschnittwahl zur Bestimmung des Signal-zu-Rausch Verhältnisses SNR. Mit steigender Stärke des Dephasiergradienten wurde der homogene Untergrund effektiv unterdrückt. Bei zu starkem Gradient (6 mT/m) werden auch die Zielstrukturen nicht mehr korrekt abgebildet. Als Kompromiß wurde eine Gradientenstärke von 2 mT/m gewählt.

Tab. 3.1: SNR als Funktion des Dephasiergradienten im Phantom.

G [mT/m]	SNR
0	21
2	5
4	2,9
6	1,7

Bei einer Gradientenstärke von 6 mT/m wurden die Gefäße des Flußphantoms bereits inhomogen abgebildet (Durchmesser Glasaorta: 15 ... 20 mm), ohne das SNR weiter signifikant zu verringern. Eine Gradientenstärke von 2 mT/m unterdrückte den Untergrund bereits effektiv (23 % des ursprünglichen Signals) bei homogener Abbildung der Zielstrukturen, so daß 2 mT/m für alle weiteren Messungen als Startwert festgelegt wurde.

In einer tierexperimentellen Studie wurde ebenfalls das SNR im Angio-Modus für verschiedene Gradientenstärken gemessen (Abb. 3.14). Die Bildausschnitte zur Bestimmung des SNR wurden in homogene Bildbereiche gelegt. Erwartungsgemäß wurde auch

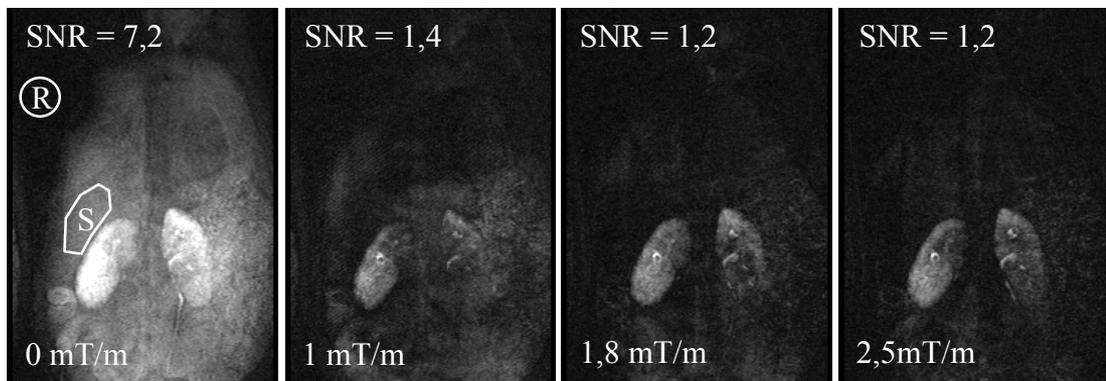


Abb. 3.14: MR-Bilder im Angio-Modus bei verschiedenen Dephasiergradienten. Das Hintergrundsignal wurde bei einer Gradientenstärke von 2mT/m bereits effektiv unterdrückt. Die Niere mit ihrem Kelchsystem ist aufgrund vorheriger Gabe von Kontrastmittel deutlich zu erkennen.

hier bei einer Gradientenstärke von ~ 2 mT/m eine effektive Unterdrückung der homogenen Strukturen erreicht:

Tab. 3.2: SNR als Funktion des Dephasiergradienten.

G [mT/m]	SNR
0	7,2
1	1,4
1,8	1,2
2,5	1,2

3.5.2 Projektionen

In Projektionsmessungen mit einem aktiven Katheter konnten Untergrundsignale durch einen Dephasiergradienten (2 mT/m) ebenfalls unterdrückt werden (Abb. 3.15). Diese Unterdrückung war bei Kathetern mit zusätzlichen Visualisierungsspulen besonders wichtig, da hier ein weiterer Beitrag zum Untergrundsignal durch die Visualisierungsspulen erzeugt wurde. In ungünstigen Fällen war das Signalmaximum nicht mehr durch die Lo

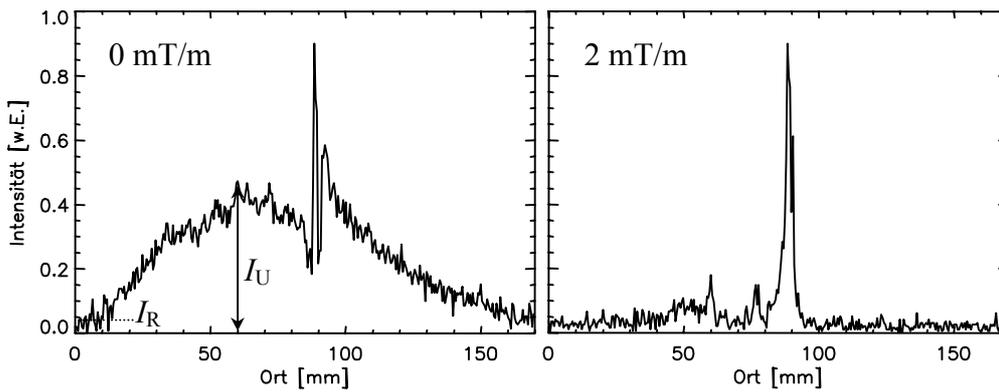


Abb. 3.15: Unterdrückung von Untergrundsignalen in Projektionsdaten. Ein Dephasiergradient von 2 mT/m unterdrückte die Hintergrundsignale effektiv.

kalisationsspule an der Katheterspitze gegeben, sondern durch ein räumlich ausgedehntes Untergrundsignal. Dieses Signal wurde einerseits mit Hilfe des Dephasiergradienten und andererseits mit einer Rohdatenfilterung (Abb. 3.16) unterdrückt. Um die beiden Verfahren miteinander vergleichen zu können, wurde das Projektionssignal auf das Maximum normiert und das Maximum der Untergrundsignalintensität I_U vor und nach Unterdrückung bestimmt. Zusätzlich wurde eine mittlere Rauschintensität I_R abgeschätzt (Abb. 3.15).

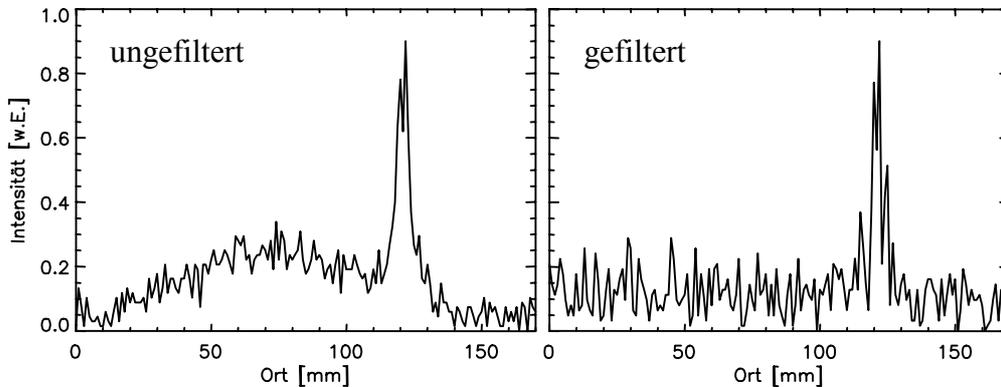


Abb. 3.16: Rohdatenfilterung. Kleine k -Raum Komponenten wurden gefiltert und so das Untergrundsignal unterdrückt.

Diese Auswertung wurde für zwei Projektionsdatensätze unter Verwendung eines Dephasiergradienten (Abb. 3.15) und der Rohdatenfilterung (Abb. 3.16) durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Tab. 3.3 dargestellt.

Tab. 3.3: Vergleich der Verfahren zur Unterdrückung von Untergrundsignalen.

	I_U [w.E.]	I_R [w.E.]		I_U [w.E.]	I_R [w.E.]
0 mT/m	0,47	0,04	Ungefiltert	0,34	0,8
2 mT/m	0,18	0,04	Gefiltert	0,28	0,15

Der Dephasiergradient unterdrückte das Untergrundsignal sehr effektiv auf 38% der ursprünglichen Signalintensität, während die mittlere Rauschintensität bei diesem Verfahren unverändert blieb. Bei Verwendung des Rohdatenfilters wurde eine signifikante Steigerung (Faktor: ~ 2) der mittleren Rauschintensität beobachtet. Die gute Unterdrückung des Untergrundsignals wurde durch die Steigerung der Rauschintensität teilweise wieder aufgehoben. Dies kann bei schwachem Mikrospulensignal dazu führen, daß das Signal der Mikrospule kein globales Maximum mehr liefert und so der Lokalisationsalgorithmus fehlschlagen kann. Der Dephasiergradient wurde außerdem eingesetzt, wenn die Mikrospule nur sehr schwache Signale lieferte.

3.6 Magnetisierungspräparation

Bei der Kombination von schichtselektiver TrueFISP-Bildgebung und Lokalisation wird der dynamische Gleichgewichtszustand der Magnetisierung gestört, was zu Artefakten in den MR-Bildern führt. So werden homogene Strukturen nicht mit konstanter Signalintensität abgebildet und zusätzliche Bilder (Geister) beobachtet. Die entwickelten Präparationsverfahren lassen sich miteinander vergleichen, indem die Homogenität H und das Signal-zu-Artefakt Verhältnis S/A gemessen werden.

Dazu wurden zunächst TrueFISP-Bilder ohne Lokalisation von Mikrospulen aufgenommen, um MR-Bilder mit ungestörter Gleichgewichtsmagnetisierung zu erhalten. In den MR-Bildern (Abb. 3.17 oben) wurden nur sehr schwache Artefakte beobachtet und das Signal-zu-Artefakt Verhältnis S/A (172) und die Homogenität H (93%) bestimmt.

Wurden zwischen der Aufnahme zweier TrueFISP Bilder Projektionen zur Lokalisation aufgenommen, sank die Homogenität der MR-Bilder auf 68% und die Signalintensität der Geisterbilder stieg signifikant an, so daß S/A auf 15 sank (Abb. 3.17 unten). Diese Messung wurde ohne Magnetisierungspräparation durchgeführt.

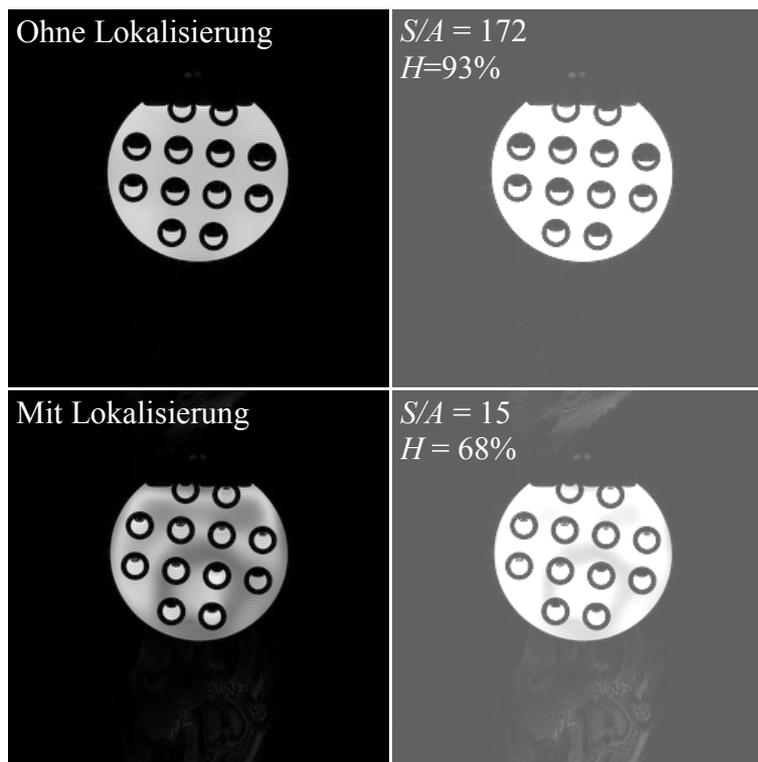


Abb. 3.17: TrueFISP Bilder ohne (oben) und mit (unten) Störung des dynamischen Gleichgewichtszustandes. Durch die Störung der dynamischen Gleichgewichtsmagnetisierung aufgrund der Projektionsmessungen zur Spulenlokalisierung kam es zur Ausbildung signifikanter Artefakte (unten). Das Signal-zu-Artefakt Verhältnis S/A sank von 172 auf 15. Zusätzlich wurde das Phantom stark inhomogen ($H = 90\% \rightarrow 68\%$) abgebildet.

3.6.1 $\alpha/2$ -Methode

- Simulation

Das Verhalten der Magnetisierung während TrueFISP-Bildgebung und Lokalisation wurde simuliert. Ohne Präparation wurden nach der Lokalisation starke Oszillationen der Transversalmagnetisierung beobachtet, da sich die Gleichgewichtsmagnetisierung erst langsam wieder ausbildet (vgl. Abschnitt 1.3.2). Der Gleichgewichtszustand wird hauptsächlich durch die Zerstörung der transversalen Komponente der Magnetisierung gestört, während die Magnetisierung in longitudinaler Richtung nicht signifikant beeinflusst wird, da für die Lokalisation vier Anregungen mit sehr kleinem Flipwinkel ($5^\circ \dots 10^\circ$) verwendet wurden.

Mit der $\alpha/2$ -Methode wird die Gleichgewichtsmagnetisierung entlang der z -Richtung gespeichert und nach der Lokalisationsmessung mit einem weiteren Puls wieder abgerufen, was die Oszillationen wesentlich reduziert. Abb. 3.18 zeigt die Simulation des MR-Signals nach der Lokalisationsmessung ohne Präparation und mit der $\alpha/2$ -Methode ($T_1/T_2/TR/\alpha = 600\text{ms}/130\text{ms}/3,8\text{ms}/70^\circ$). Zur Quantifizierung wurde ein Konvergenz-

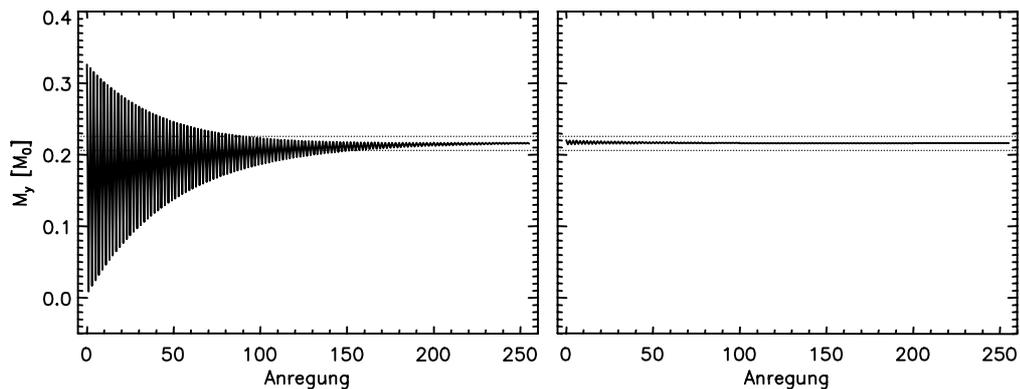


Abb. 3.18: Simulation der Modulationen ohne Präparation (links) und $\alpha/2$ -Methode (rechts). Ohne Magnetisierungspräparation wurden starke Oszillationen nach dem Lokalisationsteil (Flipwinkel: 10°) der Sequenz beobachtet. Diese ließen sich mit der Zwei-Puls Methode signifikant innerhalb eines 5% Konvergenzintervalls reduzieren. Simulationsparameter: $T_1/T_2/TR/\alpha = 600\text{ms}/130\text{ms}/3,8\text{ms}/70^\circ$.

intervall von 5% um die Gleichgewichtsmagnetisierung definiert. Ohne Präparation wurde dieses Intervall erst nach 151 Anregungen erreicht, während mit der $\alpha/2$ -Methode dieses Intervall bereits nach der ersten Anregung erreicht wurde. Bei der Simulation wurden typische Gewebeparameter (Tab. 1.1) verwendet.

- Experiment

Zur Beurteilung der Artefaktintensität und Homogenität der MR-Bilder wurden TrueFISP-Bilder ohne Präparation und mit der $\alpha/2$ -Methode aufgenommen. In den TrueFISP-Bildern (Abb. 3.19) wurde die Intensität der Artefakte reduziert ($S/A=15 \rightarrow 72$) und die Homogenität stieg gleichzeitig wieder an ($H = 68\% \rightarrow 90\%$).

3.6.2 TrueFISP Lokalisierung

Es wurden zu dieser Technik keine Simulationen durchgeführt, da idealerweise der Gleichgewichtszustand nicht gestört wird und die Einflüsse der Gradienten schwer zu simulieren sind. Die Intensität der Artefakte in den MR-Bildern wurde minimiert und S/A

auf 46 gesteigert. Das gesamte Phantom wurde jedoch stark inhomogen ($H = 16\%$) abgebildet (Abb. 3.19). Eine Ursache hierfür liegt in nicht völlig kompensierten Gradientenschaltungen. Dadurch werden in einem TE -Intervall zusätzliche Phasen akkumuliert, die zu Signalauslöschungen führen (vgl. Abschnitt 1.3.2). Zusätzliche, nicht zerstörte Magnetisierung außerhalb der Meßschicht kann sich destruktiv mit Magnetisierung innerhalb der Meßschicht überlagern und so weitere Signalvariationen erzeugen. Es ist nicht gelungen, die Homogenität durch Wahl der Gradientenstärke und Gradientendauer zur Dephasierung und Rephasierung wesentlich zu verbessern.

3.6.3 TrueFISP Lokalisierung mit Präparation

Auch bei dieser Methode wurden keine Simulationen durchgeführt, da idealerweise die Magnetisierung innerhalb der Meßschicht nicht gestört werden sollte. Die Intensität der Artefakte in den MR-Bildern wurde effektiv minimiert und ein S/A von 76 erreicht. Das Phantom wurde jedoch inhomogen ($H = 70\%$) abgebildet (Abb. 3.19).

3.6.4 Methodenvergleich

In Tab. 3.4 sind die Ergebnisse der drei vorgestellten Verfahren zur Magnetisierungspräparation zusammengefasst.

Tab. 3.4: Vergleich der Präparationsverfahren. Die $\alpha/2$ -Methode stellt den besten Kompromiss zwischen Homogenität H und Signal-Artefakt Verhältnis S/A dar.

	H [%]	S/A
Keine Lokalisation	93	172
Keine Präparation	68	15
$\alpha/2$-Methode	90	72
TrueFISP Lokalisation	16	46
TrueFISP Lokalisation mit $\alpha/2$	70	76

Bei Verwendung der $\alpha/2$ -Methode wurde die Intensität der Geisterbilder signifikant reduziert und die Homogenität der MR-Bilder stark gesteigert. Der zusätzliche Zeitaufwand für die zwei verwendeten $\alpha/2$ -Pulse betrug mit der dazu nötigen Gradientenschaltung zur Schichtauswahl 5,2 ms. Die Bildrate von typischerweise $2,5\text{ s}^{-1}$ wird dadurch subjektiv

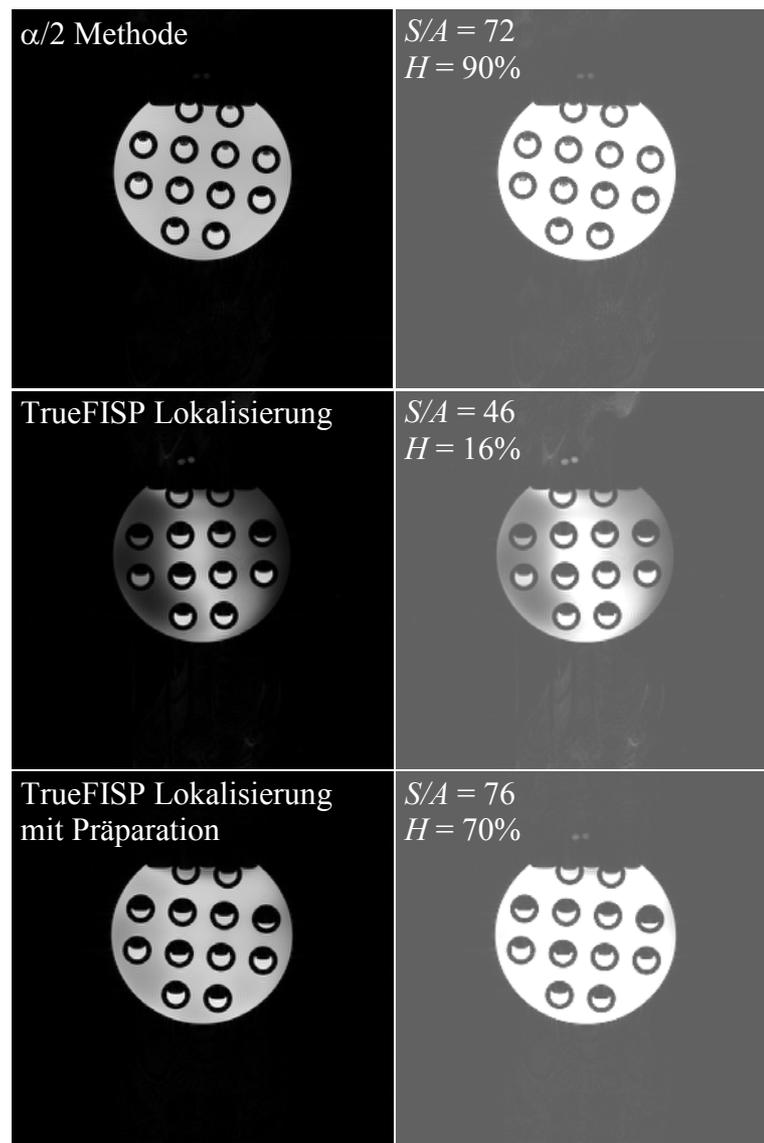


Abb. 3.19: TrueFISP-Bilder mit Magnetisierungspräparation. Die $\alpha/2$ -Methode (oben), TrueFISP-Lokalisierung ohne (Mitte) und mit (unten) zusätzlichen Präparationspulsen wurden hinsichtlich Homogenität H und Signal-zu-Artefakt Verhältnis S/A miteinander verglichen.

nicht vermindert, so daß dieses Verfahren in zukünftigen Experimenten eingesetzt wurde. In einer tierexperimentellen Studie wurde die Effektivität der $\alpha/2$ -Methode bestätigt: Ohne Präparation der Magnetisierung war das MR-Bild inhomogen und es wurde ein S/A von 15 gemessen (Abb. 3.20). Bei Verwendung der $\alpha/2$ Methode wurde das S/A fast verdoppelt (29). Hierbei war die Definition der Bildausschnitte zur Messung der Signal- und Artefaktintensität schwierig, da nur wenige homogene Bereiche des Bildes zur Verfügung standen.

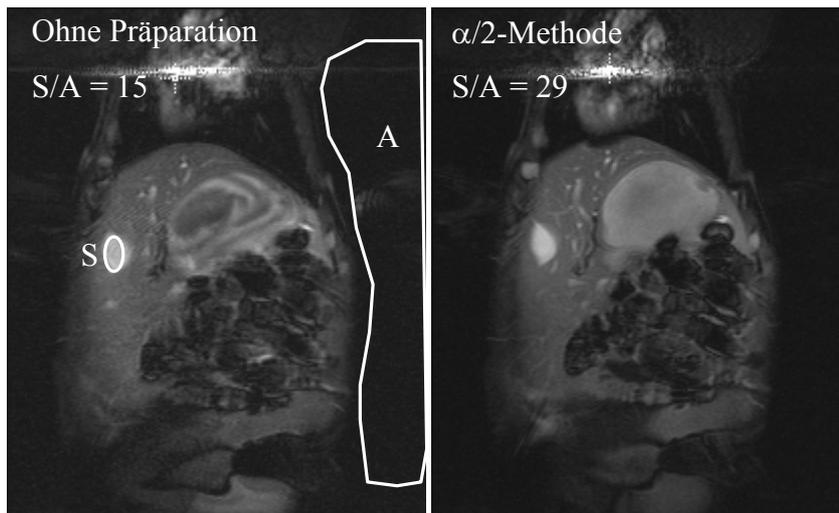


Abb. 3.20: $\alpha/2$ -Methode *in vivo*. Ohne Magnetisierungspräparation (links) war das Bild inhomogen und wies ein schwaches Signal-zu-Artefakt Verhältnis $S/A = 15$ auf. Dies konnte mit der $\alpha/2$ -Puls Methode auf $S/A = 29$ verdoppelt werden (rechts).

Zur Artefaktintensität trug nicht nur der Anteil bei, dessen Ursache in der gestörten Gleichgewichtsmagnetisierung lag, sondern auch Artefakte durch Pulsation und Atmung. Die Homogenität konnte hier nur qualitativ bewertet werden, wobei eine Verbesserung bei der $\alpha/2$ -Methode beobachtet wurde. Bei weiteren tierexperimentellen Studien wurde diese Methode verwendet.

3.7 Phantomexperimente

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse von Phantomexperimenten vorgestellt, bei denen die Navigierbarkeit der aktiven Katheter getestet wurde. Außerdem wurden Kontrastmittelkonzentrationen festgelegt, mit denen der Bolus des Kontrastmittels im Angio-Modus und Ballons zur Dilatation visualisiert werden können.

3.7.1 Navigation aktiver MR-Katheter

Abb. 3.21 zeigt eine Serie von TrueFISP-Bildern eines aktiven MR-Katheters mit zusätzlicher Spule zur Visualisierung des Verlaufs nahe der markierten Katheterspitze. Zusätzlich wurde die Meßschicht automatisch nachgeführt. Der Verlauf des Katheters längs der Visualisierungsspule ist als positiver Kontrast erkennbar, während der restliche

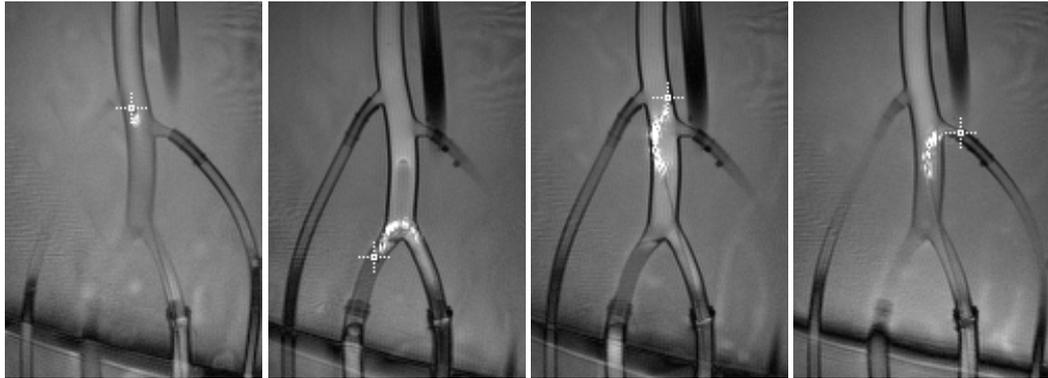


Abb. 3.21: TrueFISP Bilder der Navigation eines aktiven MR-Katheters. Nach Optimierung der Konfiguration der Katheterspitze war es möglich, die Spitze in die Zielgefäße einzuführen. Im MR-Bild war der Katheter nur dann zu sehen, wenn er sich innerhalb der Meßschicht befand.

Katheter nur als Signalauslöschung innerhalb der Meßschicht abgebildet wird. Mit der zusätzlichen Information über Form und Lage des Katheters war es möglich, die Spitze sehr viel schneller und sicherer in die Zielgefäße (hier das Modell einer Nierenarterie) einzuführen. Zudem konnte an diesem Prototypen die Form der Katheterspitze optimiert werden. Mit einer um 45° abgelenkten Spitze wurde eine für die Nierenarterie günstige Form gefunden, die das Einfädeln wesentlich erleichterte.

3.7.2 Kontrastmittelkonzentration

Zur Bestimmung der optimalen Kontrastmittelkonzentrationen wurden 2D Projektionsbilder (Angio-Modus, TE/ TR/ $\alpha=1,5$ ms/ 3,5 ms/ 90°) aufgenommen, um einerseits den Transit eines Bolus (Konzentration Magnevist:NaCl-Lösung 1:1 ... 1:10) und andererseits den Füllvorgang eines Ballonkatheters (Abb. 3.22) zu beobachten (Konzentration 1:3 ... 1:100).

Aus der Bestimmung des Signal-zu-Rausch Verhältnisses von dem Signalmaximum des Bolus oder von dem gefüllten Ballon wurde die optimale Konzentration bestimmt. Für die Darstellung von Blutgefäßen mit 2D Projektionsbildern stellte eine Konzentration von 1:3 ... 1:5 einen guten Kompromiß zwischen hohem SNR und möglichst geringer Kontrastmittelmengemenge dar (Abb. 3.23). Bei der Visualisierung von Ballons wurde eine geringere Konzentration benötigt, da es im Ballon zu keiner weiteren Vermischung des Kontrastmittels mit Blut kommt. Zur optimalen Darstellung wurde ein Volumenverhältnis von 1:20 verwendet.

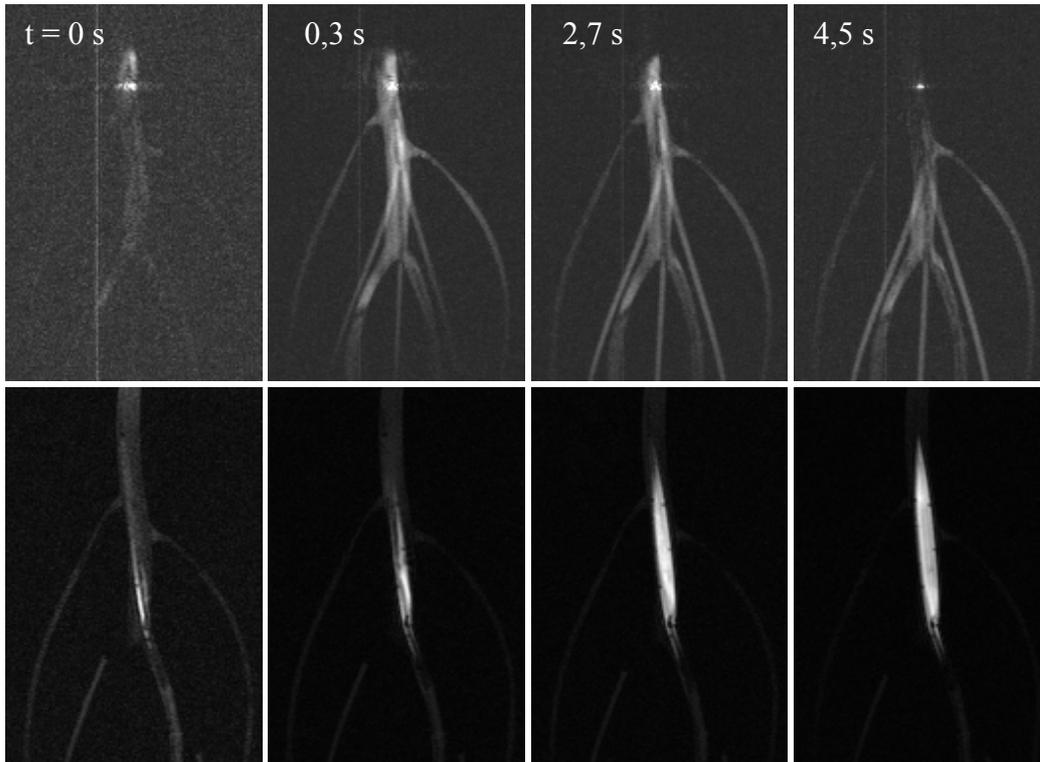


Abb. 3.22: 2D Projektionsbilder. Der Durchgang eines Kontrastmittel Bolus (1:3) konnte gut beobachtet werden (oben). Zur Visualisierung eines Ballons wurde eine 1:20 Konzentration verwendet (unten).

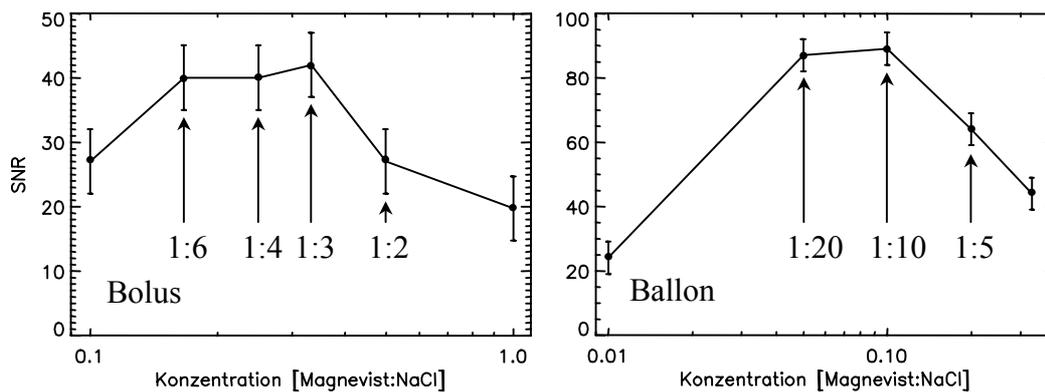


Abb. 3.23: Bestimmung der Kontrastmittelkonzentration. Mit einer Konzentration von 1:3 ... 1:5 konnte der Bolus gut beobachtet werden (links). Ein Ballon konnte mit einer Konzentration von 1:20 visualisiert werden.

3.8 Tierexperimentelle Studien

In diesem Kapitel werden exemplarisch Ergebnisse aus einer Serie aus tierexperimentellen Studien vorgestellt [Bock03c]. Es wurden an insgesamt 17 Schweinen (Alter: 3 ... 4 Monate, Gewicht: 24 ... 55 kg) Nierenembolisationen durchgeführt.

3.8.1 Lokalisierung und Visualisierung aktiver Katheter

Die Navigation eines aktiven Katheters von der Schleuse über die Aorta in das Zielgefäß, die Nierenarterie eines Schweines, wurde mit Hilfe des TrueFISP Kontrastes durchgeführt, weil Blut aufgrund der Relaxationsparameter signalreich und mit hohem Kontrast zum



Abb. 3.24: Navigation in die rechte Nierenarterie. Ohne Kathetersignal konnte der Verlauf des Katheters nur durch Signalauslöschung beobachtet werden (links). Bei Verwendung der Visualisierungsspule konnte die Lage im Blutgefäß wesentlich besser erkannt werden (Mitte). In eine Skizze der Blutgefäße und Nieren (aus: Nett03) ist die Lage des Katheters eingezeichnet (rechts).

umliegenden Gewebe dargestellt wird. In Abb. 3.24 sind Momentaufnahmen mit TrueFISP Kontrast während des Einfädels des Katheters in die rechte Nierenarterie gezeigt. Die Spitze der Mikropule wurde markiert (Kreuz) und die Meßschicht automatisch nachgeführt. Ohne das Signal der Visualisierungsspule war der Verlauf des Katheters nur als Signalauslöschung zu erkennen (Abb. 3.24, links). Bei aktivierter Visualisierungsspule

konnte Lage und Form der Katheterspitze wesentlich besser erkannt werden, so daß der Katheter leichter navigiert werden konnte (Abb. 3.24, Mitte).

Bei einigen Experimenten gelang es, den Katheter innerhalb von 2 min in die Nierenarterie einzuführen. Die Signalintensität der Visualisierungsspule wurde während der Messung mit einem externen *Userinterface* an die Intensität der Bildgebungsspulen angepasst. In einigen Bildern war das Signal der Katheterspule über einen größeren Bereich ($\sim 2 \dots 3$ Katheterdurchmesser) verbreitert, da sich der Katheter während der Messung im pulsativen Blutstrom bewegen kann.

Bei einigen Kathetern war die Lokalisation der Spitze im Verlauf der Experimente nicht mehr reproduzierbar durchführbar. Der Grund lag dann meist in defekten Katheterspulen oder fehlendem Signalträger innerhalb des Katheters. In letzteren Fällen konnte die Lokalisation der Spitze durch Injektionen kleiner Kontrastmittelmengen stabilisiert werden. Fehlerhafte Messungen wurden dann überwiegend vom Konsistenztest der Rekonstruktionssoftware erfolgreich erkannt und zur Schichtdefinition nicht verwendet.

3.8.2 Aktive Ballonkatheter

Der Prototyp eines aktiven Ballonkatheters (vgl. Abschnitt 2.2.2) wurde ebenfalls bei Tierexperimenten eingesetzt. Es gelang nicht, diesen Katheter in die Nierenarterie einzuführen, da die Spitze zu steif war, so daß nur eine Navigation innerhalb der Aorta möglich war.

Abb. 3.25 (oben) zeigt TrueFISP-Bilder während der Navigation des Ballonkatheters innerhalb der Aorta. Die Mikropule wurde markiert und die Meßschicht automatisch nachgeführt. Oberhalb der Nieren wurde in den Angio-Modus gewechselt und 2D-Projektionsbilder aufgenommen (Abb. 3.25, unten). Das Kelchsystem und die Blase zeigten hier aufgrund vorheriger Kontrastmittelgaben bereits einen starken Kontrast. Der Ballon wurde mit einer Kontrastmittellösung aus physiologischer NaCl-Lösung und GD-DTPA (Magnevist) im Volumenverhältnis 1:20 innerhalb von vier Sekunden gefüllt. Am Ende der Füllung konnte der Ballon mit einem hohen SNR (8,1) in den MR-Bildern beobachtet werden.

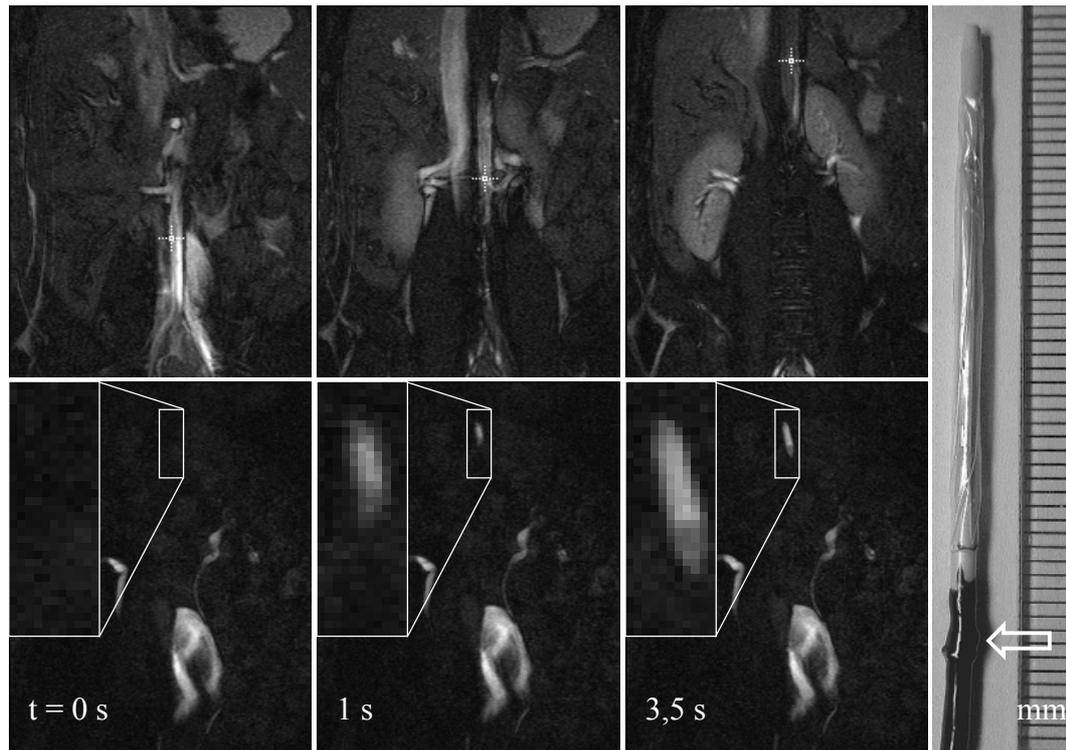


Abb. 3.25: Navigation und Visualisierung eines aktiven Ballonkatheters (rechts). Zur Navigation des Katheters in der Aorta wurde die TrueFISP-Sequenz verwendet (oben). Der gefüllte Ballon selbst wurde im Angio-Modus visualisiert (unten).

3.8.3 Angio-Modus

Nach Einführen des Katheters in die linke Nierenarterie wurde eine Kontrastmittellösung (Konzentration 1:3) in die Nierenarterie injiziert. In den 2D-Projektionsbildern (Angio-Modus) konnte der Transit des Kontrastmittels durch die Niere gut beobachtet werden (Abb. 3.26). In diesem Beispiel wurde ein Katheter mit zusätzlicher Visualisierungsspule verwendet. Das Signal dieser Spule konnte während der Kontrastmittelgabe (10 ml in ~10 s) zur Lage- und Positionskontrolle verwendet werden. Das Kelchsystem der Niere erscheint schon am Anfang der Zeitserie vor der Kontrastmittelinjektion hell, da bereits in vorherigen Experimenten Kontrastmittel gegeben wurde.

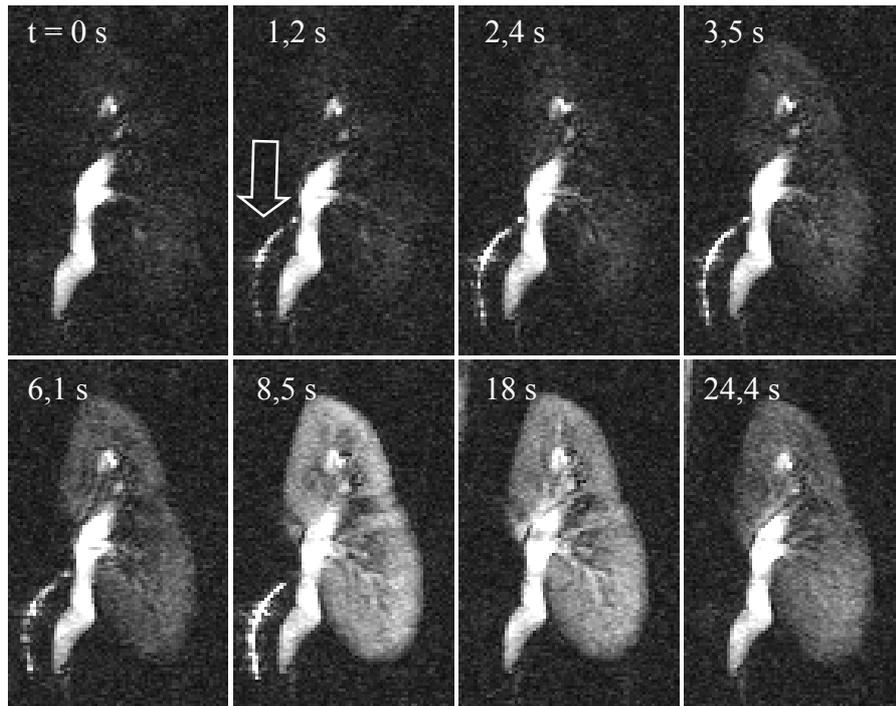


Abb. 3.26: Anflutung von Kontrastmittel in einer Niere. Während der Gabe des Kontrastmittels lieferte die Visualisierungsspule (Pfeil) des Katheters ein starkes Signal und konnte zur Positionskontrolle verwendet werden.

3.8.4 Embolisation

Im Tierexperiment wurde das Verschließen von Blutgefäßen (Embolisation) evaluiert. Dazu wurde Embolisat zusammen mit einer Kontrastmittellösung (Volumenverhältnis 1:20) über den Katheter injiziert. Die Anflutung des Embolisats in der Niere war im Angio-Modus gut zu beobachten (Abb. 3.27). Danach wurde das Kontrastmittel vom Parenchym der Niere nicht mehr aufgenommen (vgl. Abb. 3.26), da das Embolisat die Mikroblutgefäße (*Arteriae arcuatae*, *Arteria interlobaris*) verschlossen hatte.

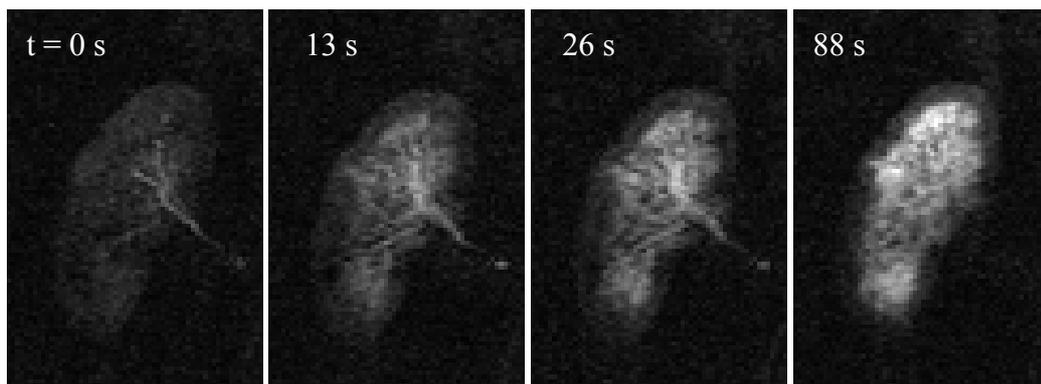


Abb. 3.27: Embolisation der rechten Niere eines Schweines. Das Embolisat wurde zusammen mit Kontrastmittel injiziert, um die Akkumulation im Gewebe beobachten und darstellen zu können.

3.8.5 Kontrastverstärkte 3D Angiographie

Zur Verifikation der Embolisation wurden dreidimensionale Angiographiezeitserien ($TE/TR/\alpha = 1,03\text{ ms}/2,8\text{ ms}/40^\circ$) mit einer Zeitauflösung von 6 s aufgenommen (sieben Phasen, eine Leerphase). Eine Steigerung der Zeitauflösung wurde durch TRICKS-Abtast-schemata [Koro96, Mist98, Du02, Mado02] erreicht. Das Kontrastmittel wurde über den Katheter injiziert. Nach Datenaufnahme wurde die Leerphase subtrahiert und Ansichten der Gefäße und Nieren unter verschiedenen Projektionswinkeln berechnet (Maximum Intensity Projection Rekonstruktion, MIP). In den MR-Bildern kann klar erkannt werden, daß die embolisierte Niere kein Kontrastmittel aufnimmt (Abb. 3.28): Nach der Embolisation konnte das Kontrastmittel die embolisierte, rechte Niere nicht mehr passieren, so daß im MR-Bild die Niere nicht sichtbar wurde.



Abb. 3.28: Zeitaufgelöste Angiographie vor (links) und nach (rechts) Embolisation. Die embolisierte Niere nahm kein Kontrastmittel mehr auf.

3.8.6 Flußmessung

In einem weiteren Tierexperiment wurde nur das untere Segment (Pol) einer Niere vollständig embolisiert. Im Verlauf des Experimentes kam es zu einem Rückfluß des Embo-

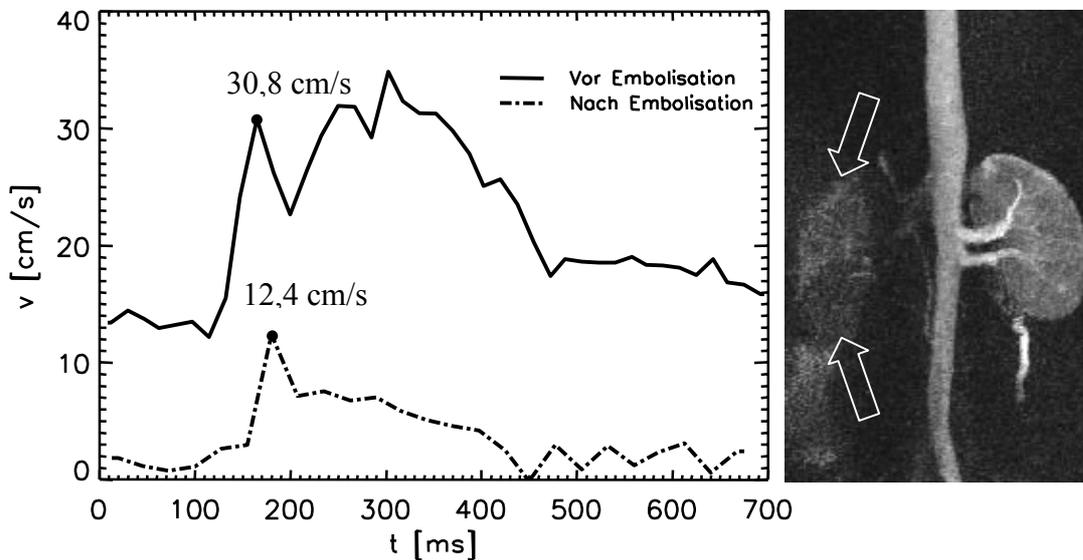


Abb. 3.29: Fließgeschwindigkeit des Blutes in der Nierenarterie vor und nach Embolisation. Es wurde das untere Segment der Nierenarterie embolisiert (rechts). Aufgrund von Rückfluß des Embolisates kam es im oberen Pol zu einem teilweisen Verschuß des Oberpols: Nur noch sehr wenig Kontrastmittel konnte das Nierensegment passieren. Zur Verrifikation wurde die mittlere und maximale Blutflußgeschwindigkeit vor und nach Embolisation gemessen (links).

lisates, was zu einem teilweisen Verschuß des oberen Poles führte. Um die mit der Embolisation assoziierte Reduktion des renalen Blutflusses nachzuweisen, wurde die Blutflußgeschwindigkeit in der Nierenarterie vor ($TE/ TR/ VENC = 3.6 \text{ ms}/ 17 \text{ ms} / 75 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$) und nach ($TE/ TR/ VENC = 5.5 \text{ ms}/ 27 \text{ ms}/ 40 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$) Embolisation mit einer EKG-getriggerten Phasenkontrastsequenz gemessen (Abb. 3.29). Die Messung fand in der Nierenarterie statt, die sowohl den Unterpol als auch den Oberpol der Nieren versorgte. Die über den Herzzyklus gemittelte Geschwindigkeit (und damit der renale Blutfluß) wurde von 21,5 cm/s vor Embolisation auf 3,48 cm/s reduziert.

Diskussion

In dieser Arbeit wurden methodische Entwicklungen für MR-geführte, intravasale Interventionen durchgeführt. Die interventionelle Magnetresonanztomographie mit aktiven Kathetern hat bisher nicht den Stand der klinischen Routine erreicht. In diesem Kapitel werden die erreichten Ergebnisse diskutiert und Probleme vorgestellt, die zu lösen sind, um Interventionen mit aktiven Kathetern unter MR-Kontrolle als ein sicheres und robustes Verfahren zu etablieren.

Aktive Katheter

In dieser Arbeit wurden Katheter mit Mikrospulen verwendet, deren Spitze automatisch lokalisiert werden konnte. Eine Erweiterung dieses Konzeptes stellte der Einbau einer Empfangsspule dar, die für die Visualisierung des Katheterverlaufs nahe der Spitze verwendet wurde. Dazu gebaute Katheterprototypen wurden in Phantom- und Tierexperimenten getestet.

Es mussten für die Entwicklung dieser aktiven Katheter Mikrospulen, zusätzliche elektronische Komponenten und Koaxialkabel in die Katheterprototypen eingebaut werden. Zunächst wurde das Mikrokoaxialkabel durch ein Lumen des Katheters gefädelt, an dessen Ende eine Mikrospule angebracht wurde. Die Befestigung der Mikrospule und Lötstelle bestand entweder aus Schrumpfschlauch oder Flüssigkunststoff und vergrößerte den Durchmesser der Katheterspitze um mindestens 0,3 mm (1 French). Zudem wurde die Flexibilität der Spitze reduziert, so daß dadurch die Navigation des Katheters in die Zielgefäße erschwert wurde. In Weiterentwicklungen sollten daher Mikrospule und Kabel vollständig in die Wand des Katheters eingearbeitet sein, was bereits während der Herstellung der Katheter geschehen könnte. Ebenso können mit dieser Technik dünnere Katheter (2 ... 4 French) hergestellt werden, um auch kleinere Blutgefäße ansteuern zu können. Einen weiteren Schwachpunkt stellt die Lötstelle zwischen dem Innenleiter des Koaxialkabels (~80

μm) und dem Außenleiter dar. Aufgrund der mechanischen Belastungen des Katheters während einer Intervention kann es leicht zu Brüchen des Innenleiters an der Lötstelle kommen. In Zukunft kann die Verbindung durch ein *Bonding*verfahren erreicht und die wesentlich kleinere Kontaktstelle mechanisch (z.B. durch Verwendung von Teflonröhrchen) stabilisiert werden.

Das verwendete Mikrokoaxialkabel stellte ein generelles Problem dar, da aufgrund der hohen Dämpfung das Kabel nicht als verlustfreier Leiter betrachtet werden konnte. Die Eigenschaften, die sich aus der Anordnung von Mikrospule und Kabel ergaben, wurden daher hauptsächlich von der Impedanz des Mikrokoaxialkabels bestimmt. Zudem hatte das Kabel ein geringes Schirmmaß, so daß Kopplungen mit anderen Spulen beobachtet wurden. Ein Kabel mit einer höheren Abschirmung und geringeren Dämpfung (bei unverändertem Kabeldurchmesser) würde das SNR des Mikrospulensignals steigern und Kopplungen minimieren.

Bei Verwendung mehrerer Mikrospulen könnte die Meßschicht in Lage und Orientierung durch die Positionsdaten definiert werden. Dazu müßte jede Spule über ein Koaxialkabel an jeweils einen Empfangskanal des Tomographen angeschlossen werden. Mit dem zur Verfügung stehenden Rohmaterial ist es jedoch nicht gelungen, mehr als ein Mikrokoaxialkabel durch den Katheter zu fädeln, ohne den Gebrauch von Führungsdrähten einzuschränken. In einem anderen Ansatz könnten mehrere Mikrospulen an einen Empfangskanal des Tomographen angeschlossen werden. Um die Position der Mikrospulen eindeutig zu bestimmen, müßte der Lokalisationsalgorithmus dann aber erheblich erweitert werden [Flas01], so daß es praktikabler erscheint, mehrere Koaxialkabel durch den Katheter zu führen, und für jede Mikrospule einen separaten Empfänger zu verwenden. In Zukunft wird die Anzahl der zu Verfügung stehenden Empfangskanäle für die Datenaufnahme von mehreren Mikrospulen und Bildgebungsspulen ausreichend sein [Dumo03a,b].

Es gelang in Tierexperimenten nicht, den Prototypen eines aktiven Ballonkatheters in die Nierenarterie einzuführen, da die Spitze sehr steif war und nicht konfiguriert werden konnte, ohne den Ballon zu beschädigen. Zudem wurde das Kabel entlang der Außenseite der Katheterwand geführt und nur mit zusätzlichen Kunststoffschichten fixiert. Ein idealer Ballonkatheter sollte an der Spitze und direkt hinter einem kurzen Ballon ($< 10\text{ mm}$) eine Mikrospule besitzen. Der Ballon soll für einen kurzzeitigen Gefäßverschluß geeignet sein, um einen Rückfluß injizierter Flüssigkeiten auszuschließen. So können die Vorteile der

aktiven Katheterverfolgung mit der Funktionalität eines Ballons kombiniert werden und der Füllvorgang unter MR-Beobachtung visualisiert werden.

Das kombinierte Design aus Mikropule und Visualisierungsspule nutzt den zur Verfügung stehenden Platz effektiv, weil nur ein Kabel für zwei Funktionen der Katheterspule verwendet wird. Dieses Konzept ist erweiterbar, so daß die Position mehrerer Mikropulen lokalisiert und ein längerer Teil des Katheters visualisiert werden könnte. Die einfachste Erweiterung stellt eine zweite Mikropule an der anderen Seite der Visualisierungsspule dar, um auch die Schichtorientierung so nachzuführen, daß sich die gesamte Katheterspitze stets in der Bildebene befindet.

An die verwendeten elektronischen Bauteile an der Spitze des Katheters werden vielfältige Forderungen gestellt: Diese sollten unmagnetisch sein, um keine Bildverzerrungen hervorzurufen. Weiterhin müssen die Bauteile sehr klein (< 1 mm) und robust sein. Solche Bauteile sind schwer erhältlich und die Verarbeitung ohne spezielles Werkzeug stellt eine Herausforderung dar. Mit spezieller Mikrotechnik in Kombination mit biegsamen integrierten Schaltungen könnte die Schaltung der Katheterspitze mit Mikropule und Visualisierungsspule auf ein Substrat gebaut werden. Die Koaxialkabel könnten bereits beim Bau des Rohmaterials eingebracht werden, so daß auch zwei oder mehr Kabel verwendet werden können, ohne den Durchmesser oder die Biegsamkeit des Katheters zu stark zu beeinflussen.

Ein optisches Triggersignal wurde zum Schalten der zwei Zustände des Katheters verwendet, da nur optische Ausgangssignale am Tomographen zur Verfügung standen. Diese Signalübertragung hat den Vorteil, daß die Katheterschaltung galvanisch von der restlichen MR-Technik getrennt ist. Im Prinzip könnte man sogar das optische Signal bis zur Katheterspitze führen und dort mit Hilfe einer Fotodiode zwischen den beiden Zuständen hin- und herschalten. Dazu müßte allerdings eine zusätzliche faseroptische Leitung in die Katheterwand eingebracht werden, was aus Platzgründen kaum möglich ist.

Die entwickelten Prototypen sind nicht für den Einsatz am Patienten zugelassen, da Katheter nach dem Medizinproduktegesetz als Risikoklasse III eingestuft werden und in einem besonders strengen Zulassungsverfahren geprüft werden. In Zusammenarbeit mit einer Firma (Cook – William Cook Europe, Bjæverskov, Dänemark) wird jedoch zur Zeit an der Entwicklung von aktiven Kathetern für den Einsatz am Menschen gearbeitet.

Hochfrequenzerhitzung

Ein generelles Problem bei aktiven Kathetern ist die Gefahr der Hochfrequenzerhitzung der Katheterspitze und des umliegenden Gewebes. Die langen Koaxialkabel im Katheter können immer genau dann einen signifikant großen Anteil der Hochfrequenzleistung der Anregung absorbieren, wenn die effektive (elektrische) Kabellänge in der Größenordnung einer Wellenlänge ist und eine starke Kopplung zum elektrischen Feld der Anregung vorliegt. In dieser Arbeit wurde die Hochfrequenzerwärmung mit externen Mantelwellensperren für den typischen Aktionsradius des Katheters auf unter 1 K (über 3 min Meßzeit) reduziert. Im Körper hat man durch den Blutfluß einen zusätzlichen kühlenden Effekt, so daß die Gefährdung kalkulierbar scheint. Allerdings sind auch hier geometrische Konfigurationen möglich, die zu einer sehr starken Erhitzung führen können (*worst case*). Es reicht daher nicht, zu zeigen, daß ein spezieller Katheter für eine Prozedur mit dedizierten Sequenzen sicher ist. Es müssen vielmehr Katheter entwickelt werden, die sich auch unter den ungünstigsten Umständen nicht erhitzen können, um stets die größtmögliche Sicherheit für den Patienten zu gewährleisten. Die Risiken einer MR-gestützten Intervention müssen sorgfältig mit den Risiken der alternativen Verfahren wie etwa Strahlenbelastung oder Röntgenkontrastmittelgabe abgewogen werden.

Die vielversprechendsten Ansätze zur Lösung sind strukturierte Kabel, deren Impedanz für Wellen auf dem Außenleiter für eine spezielle Frequenz sehr hoch ist und diese Wellen dadurch stark gedämpft werden [Atal99, Ladd00]. Weitere Alternativen dazu sind induktiv gekoppelte Spulen, die gar keine langen Kabel mehr verwenden [Burl96]. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, magnetfeldabhängige optische Eigenschaften spezieller Kristalle zu verwenden und somit die Ortsbestimmung im Gradientenfeld des Tomographen ermöglichen. Ein auf dem Faraday-Effekt beruhender Sensor [Bock03b] würde sogar ohne elektrisch leitende Strukturen auskommen und wäre damit grundsätzlich MR-sicher.

Sequenzdesign

In dieser Arbeit wurde eine MR-Sequenz vorgestellt, die zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bildern die Spitze eines Katheters lokalisiert. Zur Laufzeit der Sequenz kann interaktiv der Bildkontrast gewechselt werden. Im Falle eines TrueFISP Kontrastes wurden Hochfrequenzpulse eingefügt, um die dynamische Gleichgewichtsmagnetisierung zu präparieren. Der zusätzliche Zeitaufwand von einigen Millisekunden für die Präparations-technik wurde durch die signifikant bessere Bildqualität gerechtfertigt. Die Lokalisation

erfolgte durch die Aufnahme von vier hadamardkodierten Projektionsdatensätzen, aus denen die Position der Mikrospule bestimmt wurde. Gleichzeitig wurden konstante Abweichungen durch lokale Feldverzerrungen eliminiert. Systematische Abweichungen der gemessenen von der tatsächlichen Position der Katheterspitze von bis zu 6 mm bei einem Gesichtsfeld von 300 mm konnten durch Gradientennichtlinearitäten erklärt werden. Da jedoch die Aufnahme von MR-Bildern und Lokalisationsdaten mit dem gleichen Gradientensystem durchgeführt wurde, sind die Fehler aufgrund der Gradientennichtlinearitäten in den markierten Bildern nicht mehr beobachtbar. Zur Umrechnung der gemessenen Position in ein anderes (externes) Koordinatensystem müßte jedoch eine Korrektur stattfinden.

Die zeitliche wie räumliche Auflösung war für die Navigation des Katheters in abdominellen Bereich ausreichend. Eine Verdopplung der räumlichen Auflösung ist für einige Anwendungen wünschenswert (z. B. die Behandlung von Stenosen in Blutgefäßen). Für die Navigation im Herzen ist eine Bildrate von 10 s^{-1} nötig, die mit einer geeigneten EKG Triggerung verbunden werden sollte. Eine Möglichkeit, die Bildgebung zu beschleunigen, stellen parallele Bildgebungstechniken wie SMASH [Sodi97] oder SENSE [Prüs99] dar, die zur Bildrekonstruktion die Ortsinformation von *Array* Spulen verwenden und so eine Reduktion der zu messenden k -Raumzeilen erlauben. Andere schnelle Bildgebungstechniken verwenden nicht kartesische Abstastschemata, um den k -Raum zu füllen. Radialtrajektorien ermöglichen eine Rekonstruktion des Bildes zu intermediären Zeiten (*sliding window reconstruction*), die zu sehr hohen Bildraten führen [Pete00, Rasc97]. Für solche Verfahren sind sehr schnelle Rekonstruktionsrechner und effiziente Algorithmen nötig, die hier bisher nicht zur Verfügung standen.

Die Sequenz, das *Userinterface* und die Rekonstruktionssoftware wurden vollständig in die vorhandene Software des Tomographen integriert. Das zusätzliche *Userinterface* stellte im Gegensatz zum Standard-*Interface* des Tomographen nur die wichtigsten Funktionen bereit, so daß der Radiologe auch in der direkten Umgebung des Tomographen unter ungünstigen Bedingungen effektiv damit arbeiten konnte. Dieses Konzept sollte in Zukunft weiterverfolgt werden, da zur Laufzeit der Sequenz nur wenige Funktionen wie Orientierungswechsel und Kontrastwechsel benötigt werden.

Phantomexperimente

In dieser Arbeit wurde ein Phantom aus Glas entwickelt, welches die Form einer menschlichen Aorta hatte. Durch eine 9 French Schleuse konnte der Katheter eingebracht werden. Der Blutfluß konnte mit einem Silikonschlauchsystem und einer Tauchpumpe simuliert werden. Mit Hilfe des Phantoms wurde erfolgreich die Funktionalität der entwickelten Katheter getestet und Flußmessungen durchgeführt. Allerdings konnte die Flußgeschwindigkeit nicht geregelt werden und ebenfalls keine realistischen Pulsationsverläufe simuliert werden. Kommerziell erhältliche Phantome bieten eine Vielfalt an gesunden und krankhaften Gefäßmodellen an, die aus Silikon hergestellt sind und dadurch die Elastizität der Gefäße besser simulieren können. Dazu gibt es Pumpsysteme, deren Zeitverläufe frei programmierbar sind (Shelly Medical Imaging Technologies, London, Kanada). In diesen Phantomen kann ein pulsativer Fluß erzeugt werden. Für Flußmessungen mit Katheterspulen [Volz03] in Blutgefäßen ist die Anschaffung eines solchen Phantoms wichtig, um die Meßsequenzen zu optimieren.

Tierexperimente

In Experimenten am Versuchstier wurden die implementierten Techniken evaluiert. Für die Navigation des Katheters wurde meist ein TrueFISP-Kontrast gewählt, da hiermit bereits die Zielgefäße identifiziert werden konnten. Eine Positionskontrolle war stets durch die Aufnahme von 2D-Projektionsbildern und Gabe einer kleinen Menge an Kontrastmittel möglich. Der dazu nötige Wechsel des Bildkontrastes geschah zur Laufzeit der Sequenz. Um die nötigen Interaktionen weiter zu minimieren, ist vorgeschlagen worden, die Parameter (z.B. das Gesichtsfeld) automatisch an die Versuchsbedingungen (z.B. Verschiebegeschwindigkeit des Katheters) anzupassen [Elgo02]. Damit soll der Radiologe die Intervention ohne weitere manuelle Einstellungen kontrollieren können. Um Abstände während der Katheterbewegung abschätzen zu können, sind jedoch feste Parameter sinnvoll.

Die Durchführung einer Intervention unter MR-Kontrolle stellte trotzdem eine große Herausforderung dar. Wegen der starken Geräusentwicklung durch die Gradienten müssen während der gesamten Meßzeit Ohrenschützer getragen werden. Die Kommunikation zwischen Bedienraum und Tomograph war somit schwierig, da das Lautsprechersystem nur vom Bedienraum aktiviert werden konnte. Zur Zeit versuchen die Hersteller von Tomographen, die Geräusentwicklung zu minimieren, in dem das Gradientensystem mechanisch vom Tomographen getrennt wird oder sich in einem Vakuum befindet. Ein weiterer

Ansatz sind die für Flugreisen entwickelten Kopfhörer mit aktiver Rauschunterdrückung (Bose Corporation, Massachusetts, U.S.A.). Weiterentwicklungen dieser Technik könnten in Zukunft die Kommunikation am Tomographen während einer Messung erleichtern.

Trotz eines sehr kurzen Magneten (160 cm) mußten die Radiologen in gebückter Haltung arbeiten, um Zugang zur operierter Schleuse zu erhalten. Tomographen mit offenem Magnetdesign und besserem Patientenzugang haben jedoch oft ein niedriges Magnetfeld ($B_0 < 1 \text{ T}$) und weisen ein schwaches Signal-zu-Rausch Verhältnis auf. Auf die wesentlich bessere Bildqualität eines 1,5 T Systems kann bei Interventionen jedoch nicht verzichtet werden.

Es zeigte sich, daß es schwierig war, mit den entwickelten aktiven Kathetern die gewünschten Zielgefäße anzusteuern, da der Katheterdurchmesser (6 French an der Spitze) für viele Abgänge zu groß war. In zukünftigen Entwicklungen müssen deshalb dünnere Katheter entwickelt werden.

Für die vorgestellten Probleme existieren Lösungsmöglichkeiten, so daß in einigen Jahren eine ganze Reihe von minimal invasiven Interventionen allein unter MR-Kontrolle durchgeführt werden können.

Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung von MR-Sequenzen und aktiven Kathetern sowie deren Optimierung für Interventionen unter MR-Kontrolle. Dazu mußten Hardware und MR-Sequenzen entwickelt und diese an Phantomen und tierexperimentellen Studien evaluiert werden.

Zunächst wurden Katheterprototypen mit einer Mikrospule zur Spitzenlokalisierung aus Katheterrohmaterial gefertigt und optimiert, so daß der Durchmesser an der Spitze im günstigsten Fall nur um 0,3 mm vergrößert wurde. Das Magnetfeld der Mikrospule konnte simuliert und in Experimenten bestätigt werden. Das MR-Signal der Mikrospule während eines Lokalisationsexperimentes wurde aus dem berechneten Magnetfeld bestimmt und gemessen. Daraus konnte die Lokalisierungsgenauigkeit einer Mikrospule abgeschätzt werden. In einer Erweiterung des Spulenkongzeptes wurde eine Empfangsspule hinzugefügt, um den Verlauf des Katheters im Blutgefäß zu visualisieren.

Die Hochfrequenzerhitzung an der Katheterspitze wurde für eine TrueFISP-Sequenz gemessen und durch den Einbau externer Mantelwellensperren minimiert. In einem weiteren Schritt wurde die Mantelwellensperre miniaturisiert und in das Netzwerk zur Impedanzanpassung integriert.

An einem klinischen MR-Tomographen wurde eine Sequenz implementiert, die schnelle Gradientenechobildgebung mit der Lokalisation von Mikrospulen kombiniert. Zur Lokalisation wurden zwischen zwei MR-Bildern vier hadamardkodierte Projektionen aufgenommen. Die Kombination der TrueFISP-Bildgebung und Lokalisation führte zu Bildartefakten aufgrund der Störung der dynamischen Gleichgewichtsmagnetisierung. Daraufhin wurde das Verhalten der Magnetisierung mit den *Blochschen* Gleichungen simuliert und Verfahren zur Präparation der Gleichgewichtsmagnetisierung abgeleitet. Mit zwei zusätzlichen HF-Pulsen konnte die Intensität der Bildartefakte signifikant reduziert werden.

Es konnte während der Messung zwischen drei Sequenzvarianten gewechselt werden: Zur Katheterverfolgung standen ein TrueFISP-Kontrast und ein FLASH-Kontrast zur Verfügung. Der TrueFISP Kontrast war aufgrund des hohen Signal-zu-Rausch Verhältnisses für die Darstellung von Blutgefäßen und zur Katheternavigation geeignet. Der FLASH-Kontrast eignete sich zur Darstellung kontrastmittelverstärkten Gewebes. Schließlich konnte eine FLASH-Sequenz mit nicht-selektiver Anregung und hohem Flipwinkel aktiviert werden (Angio-Modus). In diesen 2D-Projektionsbildern konnte der Transit von Kontrastmittel beobachtet werden und diente zur Positionskontrolle des Katheters und der Erstellung dynamischer Angiographien. Die Bildqualität wurde durch zusätzliche schwache Dephasiergradienten verbessert, die die Signalintensität von homogenen Strukturen unterdrücken konnten. Zur Steigerung der zeitlichen Auflösung wurde eine *View Sharing* Technik implementiert, indem die äußeren k -Raumdrittel für zwei aufeinanderfolgende Bilder verwendet wurden. Die Auswertung der Projektionsdatensätze zur Lokalisation der Mikrospulen fand während der Messung statt. Dazu wurde ein Algorithmus entwickelt, der eine einfache Maximumsbestimmung mit einem Schwellwertverfahren kombiniert. Diesem Algorithmus wurde ein Konsistenztest nachgeschaltet und die so bestimmten Positionen im MR-Bild markiert und schließlich zur Berechnung von Schichtposition und Orientierung verwendet. Zur Unterdrückung von Hintergrundsignalen durch Kopplungen der Mikrospule mit anderen Spulen wurde entweder eine Rohdatenfilterung oder zusätzliche schwache Dephasiergradienten eingesetzt.

Aus Glas wurde ein Modell einer menschlichen Aorta gebildet und über ein Schlauchsystem an eine Pumpe angeschlossen. Mit diesem Phantom konnten die entwickelten Katheter und Sequenzen weiterentwickelt und optimale Kontrastmittelkonzentrationen zur Darstellung von Blutgefäßen und Ballons im Angio-Modus bestimmt werden.

In Tierexperimenten wurde ein aktiver Katheter in die Aorta eingeführt und unter MR-Kontrolle in die Nierenarterien navigiert. Selektive Angiographien und Embolisationen von Nierensegmenten konnten im Angio-Modus durchgeführt werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Technik entwickelt, die es erlaubt, minimal invasive und intravaskuläre Interventionen unter MR-Kontrolle durchzuführen.

Anhang A: Schmitt-Diagramm

Passive Bauteile mit der komplexen Impedanz $Z = \operatorname{Re}(Z) + i \cdot \operatorname{Im}(Z)$ werden durch Punkte in der rechten Halbebene der Impedanzebene beschrieben, da der Ohmsche Anteil (Wirkwiderstand) $\operatorname{Re}(Z)$ nie negativ sein kann. Der Blindwiderstand $\operatorname{Im}(Z)$ kann positive (induktive) als auch negative (kapazitive) Werte annehmen. Das sogenannte Schmitt-Diagramm ist eine Darstellung der komplexen Impedanzebene (*Gaußschen Zahlenebene*), die durch die Möbiustransformation, einer speziellen konformen Abbildung, entsteht, die hier beschrieben werden soll. Dazu müssen zunächst einige Begriffe der Funktionentheorie definiert werden.

Definitionen der Funktionentheorie

Eine Menge $M \subseteq \mathbb{C}$ heißt *offen*, wenn gilt:

$$\forall z_0 \in M \exists \varepsilon > 0 : |z - z_0| < \varepsilon \Rightarrow z \in M \quad [\text{A.1}]$$

Eine Menge $M \subseteq \mathbb{C}$ heißt *zusammenhängend*, wenn gilt:

Alle Punkte $p, q \in M$ können durch einen Polygonzug verbunden werden, der vollständig in M liegt. Eine Menge M heißt *Gebiet* G , wenn sie offen und zusammenhängend ist.

Eine Funktion $f(z)$ heißt in $z_0 \in G$ *komplex differenzierbar*, wenn für $z \in G$ existiert:

$$\left(\frac{f(z + z_0) - f(z_0)}{z} \right) \Bigg|_{z \rightarrow 0} \quad [\text{A.2}]$$

$f(z)$ heißt im Punkt z_0 *holomorph*, wenn es eine offene Umgebung U von z_0 gibt, so daß f in allen $z \in U$ differenzierbar ist.

Konforme Abbildungen

Eine eindeutige holomorphe Funktion $f: G_1 \rightarrow G_2$ heißt *konforme Abbildung* von G_1 nach G_2 . Ist $G_1 = G_2$, so nennt man f einen *Automorphismus*.

(Satz)

Eine konforme Abbildung $w = f(z)$ läßt den Schnittwinkel von Kurven invariant.

(Beweis)

Für eine winkeltreue Abbildung muß gelten:

$$\frac{w_2 - w_0}{w_1 - w_0} \equiv \frac{z_2 - z_0}{z_1 - z_0} \text{ mit } z_1 = z_0 + \rho \cdot e^{i\varphi_1}, z_2 = z_0 + \rho \cdot e^{i\varphi_2} \text{ und } w_{1,2} = f(z_{1,2}) \quad [\text{A.3}]$$

Für $\rho \rightarrow 0$ läßt sich $f(z)$ in eine Taylorreihe entwickeln:

$$z_{1,2} = z_0 + f'(z_0)\rho \cdot e^{i\varphi_{1,2}} \quad [\text{A.4}]$$

Man erhält:

$$\frac{w_2 - w_0}{w_1 - w_0} = \frac{f(z_2) - f(z_0)}{f(z_1) - f(z_0)} = \frac{f'(z_0)\rho \cdot e^{i\varphi_1}}{f'(z_0)\rho \cdot e^{i\varphi_2}} = e^{i(\varphi_2 - \varphi_1)}, \quad [\text{A.5}]$$

$$\frac{z_2 - z_0}{z_1 - z_0} = e^{i(\varphi_2 - \varphi_1)} \quad [\text{A.6}]$$

Möbiustransformation

Eine *gebrochen lineare Abbildung* nennt man *Möbiustransformation* und ist ein Automorphismus:

$$f(z) = w = \frac{az + b}{cz + d}, \quad a, b, c, d \in \mathbb{C} \quad \text{und} \quad ad - bc \neq 0 \quad [\text{A.7}]$$

Die Umkehrfunktion ist ebenfalls eine Möbiustransformation:

$$f^{-1}(w) = z = \frac{dw - b}{cw + a} \quad [\text{A.8}]$$

(Satz)

Jede gebrochen lineare Abbildung ist *kreistreu*.

(Beweis)

Jeder Kreis und jede Gerade ist die Nullstellenmenge eines Terms, der eine reelle Linearkombination aus $x^2 + y^2$, y , x und 1 darstellt. Mit $z = x + iy$ und reellem A, C gilt:

$$Azz\bar{z} + B\bar{z} + \bar{B}z + c = A(x^2 + y^2) + (B + \bar{B})x + (\bar{B} - B)iy + C = 0 \quad [\text{A.9}]$$

Die gebrochen linearen Abbildungen können aus Drehstreckungen, Verschiebungen (beide kreistreu) und der Abbildung $w=1/z$ zusammengesetzt werden. $w=1/z$ ist ebenso kreistreu, da für die Transformation eines Kreises gilt:

$$\frac{A}{w\bar{w}} + \frac{B}{\bar{w}} + \frac{\bar{B}}{w} + C = Cw\bar{w} + Bw + \bar{B}\bar{w} + A = 0 \quad [\text{A.10}]$$

(Satz)

Eine Möbiustransformation mit mehr als zwei Fixpunkten ist die Identität.

(Beweis)

Für einen Fixpunkt z_0 gilt:

$$z_0 = \frac{az_0 + b}{cz_0 - d} \Rightarrow cz_0^2 + (d - a)z_0 - b = 0 \quad [\text{A.11}]$$

Bei mehr als zwei Lösungen muß $c = b = 0$ und $d = a$ gelten. Dann erhält man die Identität.

(Satz)

Gegeben sind die sechs komplexen Zahlen $z_{1,2,3}$ und $w_{1,2,3}$. Es gibt dann nur eine Möbiustransformation:

$$\frac{w - w_1}{w - w_2} \frac{w_3 - w_2}{w_3 - w_1} = \frac{z - z_1}{z - z_2} \frac{z_3 - z_2}{z_3 - z_1} \quad [\text{A.12}]$$

(Beweis)

Durch Einsetzen der Punkte läßt sich zeigen, daß [A.12] eine Möbiustransformation ist. Nun ist die Eindeutigkeit zu zeigen: Seien f, g zwei Möbiustransformationen, mit $w_i = f(z_i) = g(z_i)$. Es sind f^{-1} und $f^{-1} \circ g$ ebenfalls Möbiustransformationen. Nach Voraussetzung gilt $(f^{-1} \circ g)(z_i) = z_i$, mit drei Fixpunkten. $(f^{-1} \circ g)(z_i)$ ist also die Identität, woraus $f = g$ folgt.

Schmitt-Diagramm

Für das Schmitt-Diagramm wird eine spezielle Möbiustransformation verwendet:

$$w = \frac{z-1}{z+1} \quad [\text{A.13}]$$

mit den Fixpunkten $z = \pm i$. Der Punkt $z = 1$ wird auf $w(1) = 0$ abgebildet. Die Abbildung einer Geraden $\text{Re}(z) = a$, die parallel zur imaginären Achse in der Gaußschen Ebene verläuft, ist ein Kreis mit Mittelpunkt $(a/a-1+i \cdot 0)$ und Radius $1/a+1$. Die imaginäre Achse selbst wird auf den Einheitskreis abgebildet. Das Bild einer Geraden $\text{Im}(z) = a$ ist ein Kreis mit Mittelpunkt $(1+i \cdot 1/a)$ und Radius $1/a$ (Abb. A.1).

Für die Kehrwerte $z' = 1/z$ gelten ähnliche Transformationseigenschaften:

$\text{Re}(z') = a$ wird auf einen Kreis mit Mittelpunkt $(a/1-a+i \cdot 0)$ und Radius $1/a+1$ abgebildet.

Das Bild der Geraden $\text{Re}(z') = a$ ist ein Kreis mit Mittelpunkt $(-1-i \cdot 1/a)$ und Radius $1/a$.

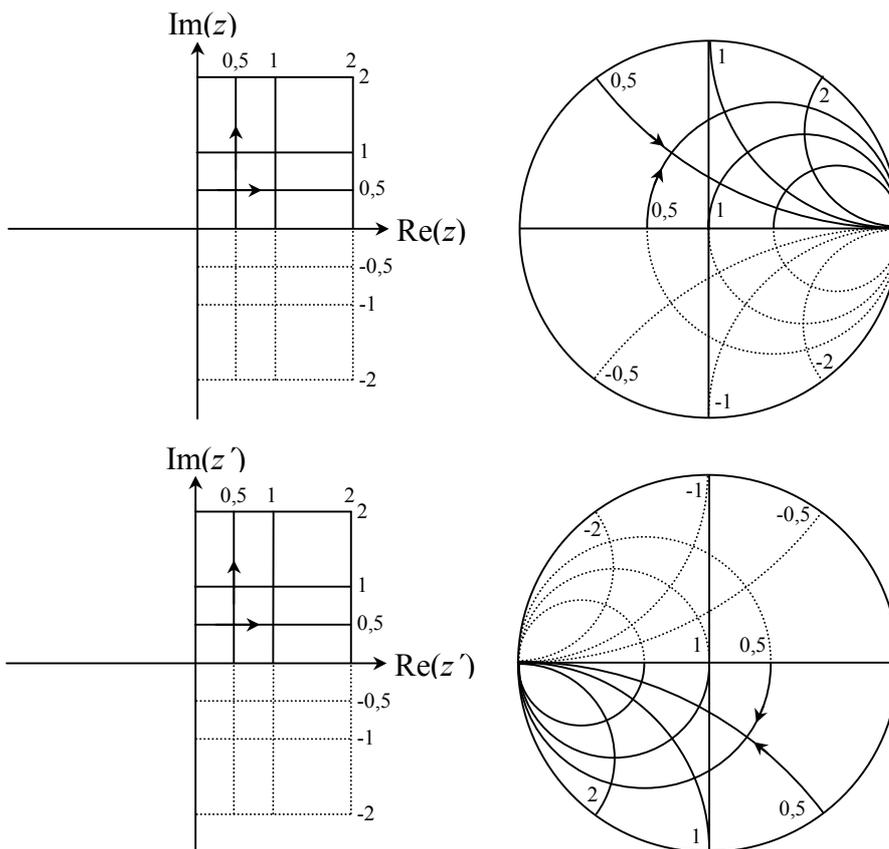


Abb. A.1: Transformation der Geraden $\text{Re}(z) = a$, $\text{Im}(z) = a$ (oben), der Geraden $\text{Re}(z') = a$ und $\text{Im}(z') = a$ mit $z' = 1/z$ (unten). Die Möbiustransformierten sind Kreise.

In der Hochfrequenztechnik wird das Schmitt-Diagramm verwendet, um komplexe Reflexionskoeffizienten darzustellen. Der reflektierte Anteil Γ einer elektromagnetischen Welle in einem Wellenleiter mit der charakteristischen Impedanz Z_0 beträgt bei einem Abschluß des Leiters mit einer Impedanz Z :

$$\Gamma = \frac{Z - Z_0}{Z + Z_0} = \frac{z - 1}{z + 1} \equiv w(z) \quad \text{mit} \quad z = \frac{Z}{Z_0} \quad [\text{A.14}]$$

Aus technischen Gründen wird eine Normierung von $Z_0 = 50 \Omega$ durchgeführt, da Verstärker und Meßgeräte oft eine *Systemimpedanz* von 50Ω haben. Abb. A.2 zeigt das Schmitt-Diagramm.

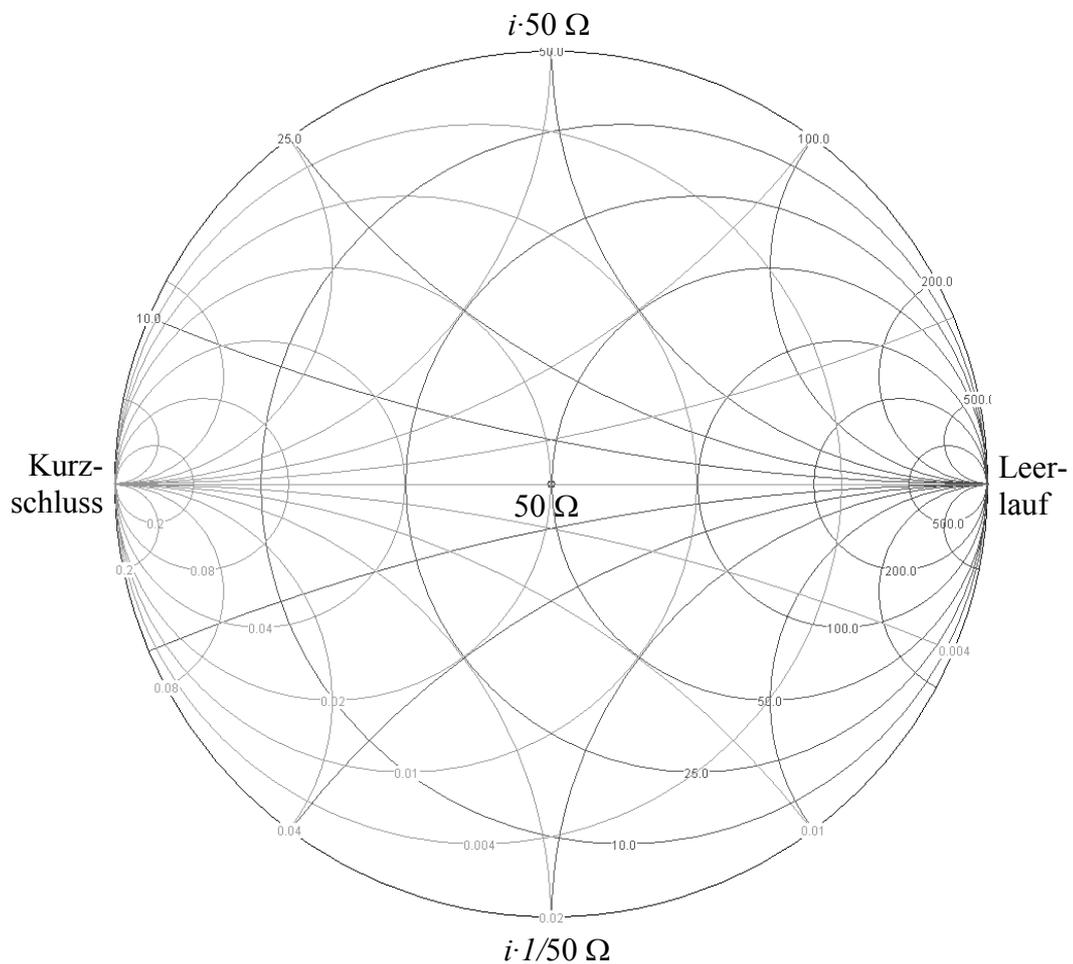


Abb. A.2: Schmitt-Diagramm.

Impedanztransformationen

Eine Impedanz Z wird durch das Hinzufügen passiver Elemente auf eine andere Impedanz transformiert. Für eine Impedanztransformation hat man ohmsche Widerstände R , kapazitive Blindwiderstände $X_c=1/i\omega C$, induktive Blindwiderstände $X_L=i\omega L$ und Wellenleiter mit der Impedanz Z_0 zur Verfügung, die parallel oder in Serie zu Z geschaltet werden können. Im Schmitt-Diagramm lassen sich die Transformationen an Beispielen darstellen, die in Abb. A.3 veranschaulicht werden.

Transformation serieller Elemente

Gegeben sei eine Impedanz $Z = 5 \Omega + i \cdot 14 \Omega$ bei einer Frequenz von 64 MHz. Ein Kondensator in Serie $C_s = 100 \text{ pF}$ transformiert Z auf $Z' = 5 \Omega - i \cdot 11 \Omega$ entlang des Kreises $\text{Re}(Z) = 5 \Omega$ gegen den Uhrzeigersinn. Eine Serieninduktivität $L_s = 100 \text{ nH}$ vermittelt eine Transformation auf $Z' = 5 \Omega + i \cdot 54 \Omega$ entlang des Kreises $\text{Re}(Z) = 5 \Omega$ im Uhrzeigersinn. Der ohmsche Widerstand $R_s = 100 \Omega$ dreht Z entlang des Kreises $\text{Im}(Z) = 14 \Omega$ auf $Z' = 105 \Omega + i \cdot 14 \Omega$ nach links.

Der Wellenleiter $l_s = 600 \text{ mm}$ ($=0,128 \lambda$, $Z = 50 \Omega$) vermittelt eine Rechtsdrehung um den Mittelpunkt des Schmitt-Diagramms ($Z' = 20,3 \Omega + i \cdot 90 \Omega$). Eine sogenannte $\lambda/4$ -Leitung entspricht einer $1/Z$ -Transformation. Diese Transformation wird oft zur Entkopplung von Empfangsspulen während der HF-Anregung verwendet.

Transformation paralleler Elemente

Bei der Betrachtung von Parallelschaltungen passiver Bauteile addieren sich nicht die komplexen Impedanzen, sondern die komplexen Leitwerte $Y = 1/Z$.

Gegeben sei eine Impedanz $Z = 5 \Omega + i \cdot 14 \Omega$ bei einer Frequenz von 64 MHz. Für den Leitwert erhält man $Y = 1/Z = 1/221 \Omega (5 - i \cdot 14)$. Ein Parallelkondensator $C_p = 100 \text{ pF}$ transformiert Z entlang des Kreises $\text{Re}(1/Z) = 5/221 \Omega$ auf $Z' = 21,6 \Omega + i \cdot 22,1 \Omega$ nach rechts. Analog vermittelt eine Induktivität $L_p = 50 \text{ nH}$ eine Linksdrehung auf $Z' = 1,7 \Omega + i \cdot 8,5 \Omega$. Ein Widerstand $R_p = 10 \Omega$ transformiert Z auf dem Kreis $\text{Im}(1/Z) = -14/221 \Omega$ auf $Z' = 6,4 \Omega + i \cdot 3,3 \Omega$ nach rechts.

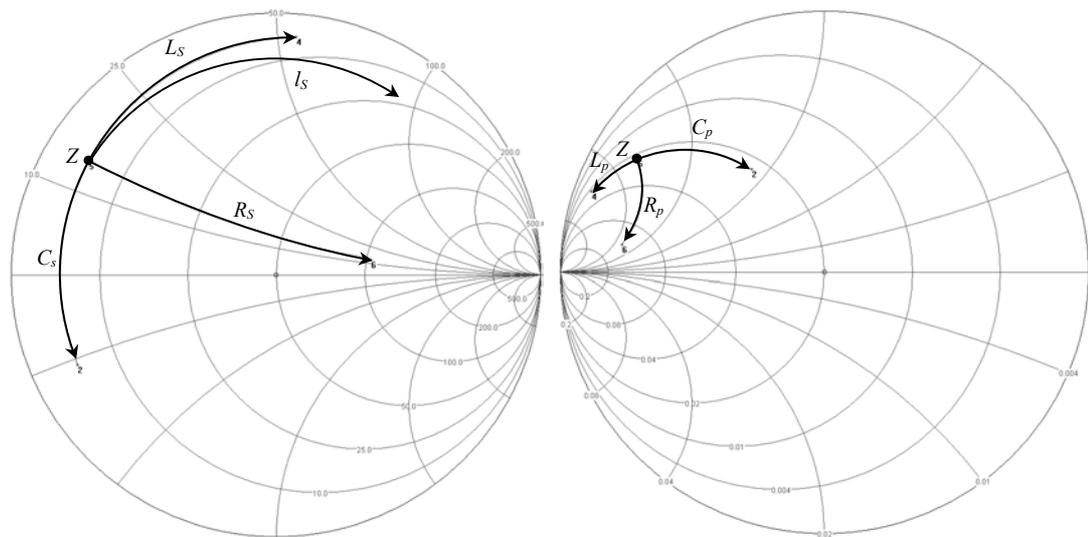


Abb. A.3: Serienschaltung (links) und Parallelschaltung (rechts) einer komplexen Impedanz Z mit jeweils einem passiven Element Kondensator C_s , C_p , Induktivität L_s , L_p , ohmscher Widerstand R_s , R_p und Wellenleiter der Länge l_s . Zur Veranschaulichung wurden folgende Werte gewählt:

$$Z = 5 \, \Omega + i \cdot 14 \, \Omega, C_s = 100 \, \text{pF}, L_s = 100 \, \text{nH}, l_s = 600 \, \text{mm}, R_s = 100 \, \Omega,$$

$$C_p = 100 \, \text{pF}, L_p = 50 \, \text{nH}, R_p = 10 \, \Omega, \text{Frequenz } f = 64 \, \text{MHz}.$$

Anhang B: Interaktive Meßsteuerung

Zur Veränderung der wichtigsten Parameter zur Laufzeit der Sequenz wurde unter Visual C++ ein externes *Userinterface*¹ entwickelt (Abb. B.1). Dieses nutzt den Rückkopplungs-

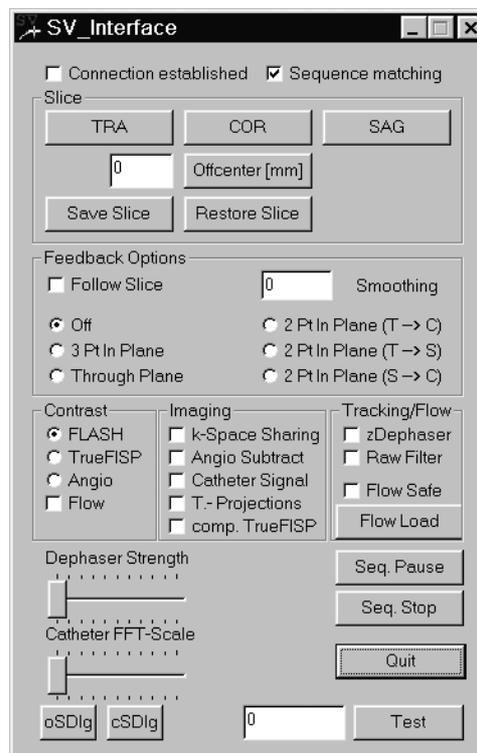


Abb. B.1: Entwickeltes *Userinterface*. Über einen Rückkopplungsmechanismus (*HP-Feedback*) wurden dem Hardwarerechner (MPCU) zur Laufzeit der Sequenz die Ereignisse (*Events*) mitgeteilt.

mechanismus (*HP-Feedback*), welcher verwendet wird, um Daten zwischen Rekonstruktionsrechner und Hardwarerechner (MPCU) auszutauschen. Die Ereignisse (*Events*) wurden dem Hardwarerechner zur Laufzeit der Sequenz mitgeteilt.

¹ Steffen Volz, DKFZ Heidelberg

- *Contrast*

Der Bildkontrast (FLASH, TrueFISP, 2D Projektionsbilder) konnte während der Messung gewählt werden. Der Ablauf der Gradienten und HF-Anregungen wurden zur Laufzeit für das jeweils nächste MR-Bild angepasst.

- *Imaging und Tracking*

In diesen Feldern konnten verschieden Aufnahmeoptionen aktiviert werden, wie z.B. die Beschleunigung der Bildrate durch *View Sharing* und die Dephasierung von Hintergrundsignalen durch zusätzliche Dephasiergradienten (*zDephaser*).

- *Regler*

Zur Einstellung der Stärke des Dephasiergradienten und zur Anpassung der Bildintensität der Katheterspule konnten zwei Regler verwendet werden. Dies war insbesondere bei Verwendung aktiver Katheter mit Visualisierungsspule wichtig.

- *Slice*

Die Schichtorientierung und Verschiebung konnte frei gewählt werden. Für den Ablauf einer Intervention waren das die wichtigsten Parameter, da während der Navigation des Katheters in die Zielgefäße oft die Schichtorientierung geändert werden musste.

Die Startwerte der Sequenz wurden über die Standardsoftware des Tomographen zur Sequenzkontrolle vorgegeben. Auf einer Registerkarte der Software (*Special Card*) konnten spezifische Parameter initialisiert werden wie die Flipwinkel der einzelnen Sequenzbausteine oder die Art der Magnetisierungspräparation.

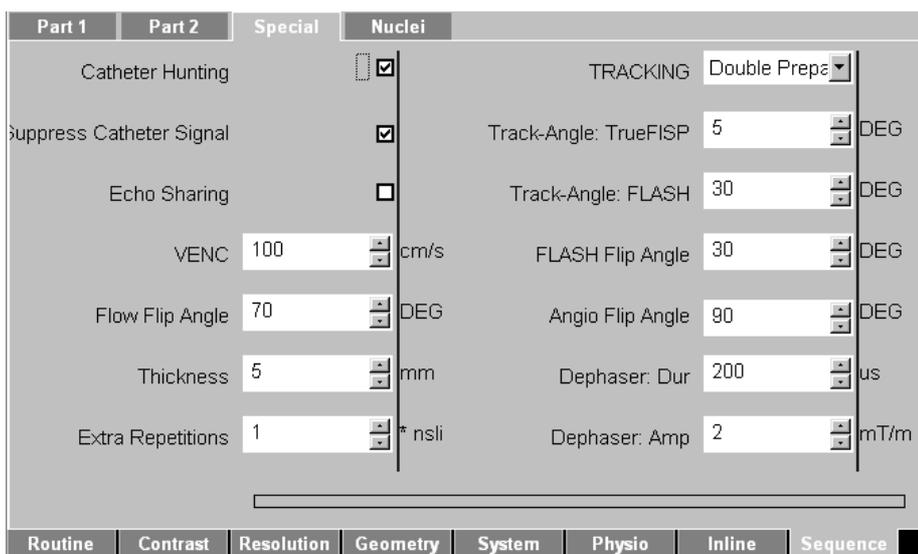


Abb. B.2: Die programmierbare Karte der Tomographensoftware wurde verwendet, um die Startwerte der einzelnen Sequenzparameter festzulegen.

Literatur

- [Abra89] Abragam A.
Principles of Nuclear Magnetism.
Oxford Univ. Press, Oxford; 1989.
- [Atal99] Atalar E, Ocali O.
Enhanced Safety Coaxial Cables.
Patent 1999: US 6,284,971 B1.
- [Bloc46] Block F.
Nuclear Induction.
Phys Rev 1946; 70: 460.
- [Bloe48] Bloembergen N, Purcell EM, Pound RV.
Relaxation Effects in Nuclear Magnetic Resonance Absorption.
Phys Rev 1948; 73: 679.
- [Blue94] Bluemel S, Schad LR, Stepanow, Lorenz WJ.
Spin-Lattice Relaxation Time Measurements by Means of a TurboFLASH Technique.
Magn Reson Med 1993; 30: 289-295.
- [Bock03a] Bock M, Hallscheidt P, Fink C, Volz S, Zuehlsdorff S, Umathum R, Nitz W, Wiesel M, Semmler W.
MR-guided Intravascular Angiography of the Abdominal Arteries using Automatic Image Slice Positioning.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2003; 11: 1194.
- [Bock03b] Bock M, Sikora J, Umathum R, Semmler W.
An Fiber-Optical Position Sensor for Interventional MRI.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2003; 11: 231.
- [Bock03c] Bock M, Volz S, Zuehlsdorff S, Umathum R, Fink C, Hallscheidt P, Semmler W.
Automatische Schichtverfolgung in der interventionellen Magnetresonanztomographie.
Z Med Phys 2003; 13: 177-182.

- [Burl96] Burl M, Coutts GA, Young IR.
Tuned Fiducial Markers to Identify Boldy Locations with Minimal Perturbation of Tissue Magnetization.
Magn Res Med 1996; 36: 491-493.
- [Burl99] Burl M, Coutts GA, Herlihy DJ, Hill-Cottingham R, Eastham JF, Hajnal JV, Young IR.
Twisted Pair RF Coil Suitable for Locating the Track of a Catheter.
Magn Reson Med 1999; 41: 636-638.
- [Buss99] Busse RF, Kruger DG, Debbins JP, Fain SB, Riederer SF.
A Flexible View Ordering Technique for High-Quality Real-Time 2DFT MR Fluoroscopy.
Magn Res Med 1999; 42: 69-81.
- [Cool65] Cooley JW, Tukey JW.
An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series.
Math Comput 1965; 19: 297-301.
- [Deba99] Debatin JF, Wildermuth S, von Schultheiss GK.
Intravascular Interventions with Active MR Tracking.
In: Debatin JF, Adam G, editors.
Interventional Magnetic Resonance Imaging.
Springer, Berlin 1999: 269-282.
- [Deim96] Deimling M, Heid O.
Magnetization Prepared TrueFISP Imaging.
Proc SMR 1994: 495.
- [Dixo86] Dixon WT, Du LN, Faul DD, Gado M, Rossnick S.
Projection Angiograms of Blood Labeled by Adiabatic Fast Passage.
Magn Reson Med 1986; 3: 454-462.
- [Du02] Du J, Carroll TJ, Wagner HJ, Vigen K, Fain SB, Block WF, Korosec FR, Grist TM, Mistretta CA.
Time-Resolved, Undersampled Projection Reconstruction Imaging for High-Resolution CE-MRA of the Distal Runoff Vessels.
Magn Reson Med 2002; 48: 516-522.
- [Duer90] Duerr W, Oppelt R.
Arrangement for Operating a Symmetrical radio-frequency Antenna in a Nuclear Magnetic Resonance Apparatus.
Patent 1990: US 4,922,204.

- [Dumo93] Dumoulin CL, Souza SP, Darrow RD.
Real-time Position Monitoring of Invasive Devices using Magnetic Resonance.
Magn Reson Med 1993; 29: 411-415.
- [Dumo03a] Dumoulin CL, Khan IJ, Darrow RD, Rossi CJ, Vij K, Buyer CO, Sierocuk T, Inderbitzen M.
Active MR-Tracking Catheters Employing a Large Number of Independent Tracking Coils.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2003; 11: 314.
- [Dumo03b] Dumoulin CL, Giaquinto RO, Rohling KW, Rossi CJ, Watkins RD, Hardy CJ, Darrow RD.
A 32 Channel Coil for Phased Array Imaging at 1.5 Tesla.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2003; 11: 431.
- [Egge03] Eggers H, Weiss S, Boernert P, Boesinger P.
Image-Based Tracking of Optically Detunable Parallel Resonant Circuits.
Magn Reson Med 2003; 49: 1163-1174.
- [Elgo02] Elgort D, Wong E, Lewin JS, Hillenbrand C, Wacker FK, Duerck JL.
Adaptive Image Parameters Based on Automated Realtime Catheter Tracking.
Eur Radiol 2002; 12: F12.
- [Fink03] Fink C, Hallscheidt P, Volz S, Zuehlsdorff S, Umathum R, Galmbacher R, Semmler W, Wiesel M, Nitz W, Bock M.
MR-Guided Renal Embolisation using Intra-Arterial CE-MRA and Active Catheter Tracking
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2003; 11: 1188.
- [Flas01] Flask C, Elgort D, Wong E, Shankaranarayanan A, Lewin J, Wendt M, Duerck J.
A Method for Fast 3D Tracking Using Tuned Fiducial Markers and a Limited Projection Reconstruction FISP (LPR-FISP) Sequence.
J Magn Reson Imaging 2001; 14: 617-627.
- [Glov86] Glover GH, Pelc J.
Method for Correcting Image Distortion due to Gradient Nonuniformity.
Patent 1986: US 4,591,789.
- [Glow99] Glowinski A.
Field Inhomogeneity-Based Catheter Visualization.
In: Debaton JF, Adam G, editors.
Interventional Magnetic Resonance Imaging.
Springer, Berlin 1999.

- [Haac99] Haacke EM, Brown RW, Thomson MR, Venkatesan R.
Magnetic Resonance Imaging
John Wiley & Sons, New York, U.S.A. 1999.
- [Haas86] Haase A, Frahm J, Matthaei D, Häniki W, Merboldt D.
FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip-Angle Pulses.
J Magn Reson 1986; 67:258.
- [Hahn50] Hahn EL.
Spin Echos.
Phys Rev 1950; 80: 580-594.
- [Henn97] Hennig J, Scheffler K, Laubenberger J, Strecker R.
Time-Resolved Projection Angiography after Bolus Injection of Contrast Agent
Magn Reson Med 1997; 37: 341-345.
- [Henn02] Hennig J, Speck O, Scheffler K.
Optimization of Signal Behavior in the Transition to Driven Equilibrium in Steady-State Free Precession Sequences.
Magn Reson Med 2002; 48: 801-809.
- [Houl76] Hoult DI, Richards RE.
Signal-to-noise Ratio of the Nuclear Magnetic Resonance Experiment.
J Magn Reson 1976; 24: 71-85.
- [Insk98] Insko EK, Elliot MA, Schotland JC, Leigh JS.
Generalized Reciprocity.
J Magn Reson 1998; 131: 111-117.
- [Jähn01] Jähne B.
Digitale Bildverarbeitung.
Springer, Heidelberg, 2001.
- [Jung99] Junge S.
Simulation und Optimierung von HF-Resonatoren für die Magnetresonanztomographie bei hohen Feldern.
Dissertation 1999, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg.
- [Koro96] Korosec FR, Frayne R, Grist TM, Mistretta CA.
Time-Resolved Contrast-Enhanced 3D MR-Angiographie.
Magn Reson Med 1996; 36: 345-351.
- [Kris02] Krischke A.
Rothammels Antennenbuch.
DARC Verlag, Baunatal 2002;

- [Ladd00] Ladd ME, Quick HH.
Reduction of Resonant RF Heating in Intravascular Catheters using Coaxial Chokes.
Magn Reson Med 2000; 43: 615-619.
- [Leun95] Leung DA, Debatin JF, Wildermuth S, McKinnon GC, Holtz D, Dumoulin CL, Darrow RD, Hofmann E, von Schulthess GK.
Intravascular MR Tracking Catheter: Preliminary Experimental Evaluation.
Am J Röntgen 1995; 164: 1265-1270.
- [Mado02] Madore B, Pelc NJ.
New Approach to 3D Time-Resolved Angiography.
Magn Reson Med 2002; 47: 1022-1025.
- [Mank01] Manke C, Nitz WR, Djavidani B, Strotzer M, Lenhart M, Völk M, Feuerbach S, Link J.
MR Imaging-guided Stent Placement in Iliac Arterial Stenosis. A Feasibility Study.
Radiology 2001; 219: 527-534.
- [Melz00] Melzer A, Busch MH, Bertsch Tm Wetzler R, Toennissen F.
Active MRI Catheters with Integrated Resonating Circuit and RF Antenna without Lead Connection to the MR System.
Radiology 2000; 217:913.
- [Mina01a] Minard KR, Wind RA.
Solenoidal Microcoil Design – Part I: Optimizing RF Homogeneity and Coil Dimensions
Concepts Mag Res 2001; 13: 128-142.
- [Mina01b] Minard KR, Wind RA.
Solenoid Microcoil Design – Part II : Optimizing Winding Parameters for Maximum Signal-to-Noise Performance.
Concepts Mag Res 2001 13: 190-210.
- [Mist98] Mistretta CA, Grist TM, Korosec FR, Frayne R, Peters DC, Mazaheri Y, Carroll TJ.
3D Time-Resolved Contrast-Enhanced MR DSA – Advantages and Tradeoffs.
Magn Reson Med 1998; 40: 571-581.
- [Nett03] Netter FH.
Atlas der Anatomie des Menschen.
Thieme, Stuttgart 2003.

- [Nitz01] Nitz WR, Oppelt A, Renz W, Manke C, Lenhart M, Link J.
On the Heating of Linear Structures as Guide Wires and Catheters in Interventional MRI.
J Magn Reson Imaging 2001; 13: 104-114.
- [Ocal97] Ocali O, Atalar E.
Intravascular Magnetic Resonance Imaging Using a Loopless Catheter Antenna.
Magn Res Med 1997; 37: 112-118.
- [Omar00] Omary RA, Unal O, Koscielski DS, Frayne R, Korosec FR, Mistretta CA, Strother CM, Grist TM.
Real-Time MR imaging-Guided Passive Catheter Tracking with Use of Gadolinium-Filled Catheters.
J Vasc Interv Radiol 2000; 11: 1079-1085.
- [Oppe86] Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, Fischer H, Hartl W, Schajor W.
FISP-Eine neue schnelle Pulssequenz für die Kernspintomographie.
Electromedia 1986; 54: 15.
- [Oppe02] Oppelt A, Delakis I.
Sicherheitsaspekte bei der interventionellen MRT.
Z Med Phys 2002; 13: 104-114.
- [Patz02] Patz S, Zhong S, Sahatjian R.
A Novel Approach to MRI Visibility of Catheters in Real-Time Studies.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2002; 10: 2255.
- [Pehl84] Pehl E.
Mikrowellentechnik. Band 1: Wellenleiter und Leitungsbausteine.
Dr. Alfred Hüthing Verlag GmbH, Heidelberg, 1984.
- [Pete00] Peters D, Korosec FR, Grist TM, Block WF, Holden JE, Vigen KK, Mistretta CA.
Undersampled Projection Reconstruction applied in MR Angiography.
Magn Reson Med 2000; 43: 91-101.
- [Prüs99] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesinger P.
SENSE: Sensitivity Encoding for fast MRI.
Magn Reson Med 1999; 42: 952-962.
- [Quic99] Quick HH, Ladd ME, Zimmermann-Paul GG, Erhart P, Hofmann E, von Schulthess GK, Debatin JF.
Single-Loop Coil Concepts for Intravascular Magnetic Resonance Imaging.
Magn Reson Med 1999; 41: 751-758.

- [Quic01] Quick HH, Serfaty JM, Pannu HK, Genadry R, Yeung CJ, Atalar E.
Endouretral MRI.
Magn Reson Med 2001; 45: 138-146.
- [Quic03a] Quick HH, Kuehl H, Kaiser G, Hornscheidt D, Mikolajczyk KP, Aker S, Debatin JF, Ladd ME.
Interventional MRA Using Actively Visualized Catheters, TrueFISP, and Real-Time Image Fusion.
Magn Reson Med 2003; 49: 129-137.
- [Quic03b] Quick HH, Ladd ME.
Interventionelle MRA: Konzepte zur aktiven Visualisierung von Kathetern und Stents.
Z Med Phys 2003; 13: 188-192.
- [Rasc97] Rasche V, Holz D, Köhler J, Proska R, Röschmann P.
Catheter Tracking using Continuous Radial MRI.
Magn Reson Med 1997; 37: 963-968.
- [Ried88] Riederer SJ, Tasciyan T, Farzaneh F, Lee JN, Wright RC, Herfkens RJ.
MR Fluoroscopy: Technical Feasibility.
Magn Reson Med 1988; 8: 1-15.
- [Rome84] Roméo F, Hoult DI.
Magnetic Field Profiling: Analysis and Correcting Coil Designs.
Magn Reson Med 1984; 1: 44-65.
- [Sant01] Santos JM, Scott GC, Paily JM.
Real-Time Imaging and Active Device Tracking for Catheter Based MRI.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2001; 9: 2169.
- [Sche01a] Scheffler K, Heid O, Hennig J.
Magnetization Preparation during the Steady State: Fat Saturated 3D TrueFISP.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2001; 9: 440.
- [Sche01b] Scheffler K, Heid O, Hennig J.
Magnetization Preparation during the Steady State: Fat Saturated 3D TrueFISP.
Magn Reson Med 2001; 45: 1075-1080.
- [Sche03a] Scheffler K, Hennig J.
Is TrueFISP a Gradient-Echo or a Spin-Echo Sequence ?
Magn Reson Med 2003; 49: 395-397.

- [Sche03b] Scheffler K.
On the Transient Phase of Balanced SSFP Sequences
Magn Reson Med 2003; 49: 781-783.
- [Sepp03] Seppenwoolde JH, Viergever MA, Bakker CJG.
Passive Tracking Exploiting Local Signal Conservation: The White Marker Phenomenon.
Magn Reson Med 2003; 50: 784-790.
- [Slic90] Slichter CP.
Principles of Magnetic Resonance.
Springer, Heidelberg; 1990.
- [Smit99a] Smits HFM, Bakker CJG.
Susceptibility-Based Catheter Visualization.
In: Debatin JF, Adem G, editors.
Interventional Magnetic Resonance Imaging.
Springer, Berlin 1999.
- [Smits99b] Smits HFM, Bos C, van der Weide R, Bakker CJG.
Interventional MR: Vascular Applications.
Eur Radiol 1999; 9: 1488-1495.
- [Sodi97] Sodicksen D, Manning WJ.
Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH); Fast Imaging with Radiofrequency Arrays.
Magn Reson Med 1997; 38: 591-603.
- [Spue02] Spuentrup E, Ruebben A, Schaeffter T, Manning WJ, Guenther RW, Buecker A.
Magnetic Resonance-Guided Coronary Stent Placement in a Swine Model.
Circulation 2002; 105: 874-879.
- [Susi02] Susil RC, Yeung CJ, Halperin HR, Lardo AC, Atalar E.
A Combined Electrophysiology/MRI Catheter.
Magn Reson Med 2002; 47: 594-600.
- [Tisc39] Tischer F.
Anordnung zur Unterdrückung des auf die Außenseite des Mantels einer konzentrischen Ultrakurzwellenleitung an einer Unterbrechungsstelle übertretenden Hochfrequenzstromes.
Patent 1939: DE 733697 A.
- [Unal98] Unal O, Korosec RF, Frayne R, Strother CM, Mistretta CA.
A Rapid 2D Time Resolved Variable k-space Sampling MR Technique for Passive Catheter Tracking during Endovascular Procedures.
Magn Reson Med 1998; 40: 356-362.

- [Unal02] Unal O, Li J, Yu H, Strother CM.
MR Visible Coated-Devices: In vitro and in vivo Evaluation.
Eur Radiol 2002; 12: F12.
- [Vioh02] Viohl I, Lardo A, Tully S, Karmakar P.
The efficacy of Decoupling Methods to Minimize RF Heating due to Internal Conductive Devices used in MRI.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2002; 10: 702.
- [Volz03] Volz S, Zuehlsdorff S, Bock M, Semmler W.
Automated near Real-Time Flow Velocity Measurements with Active Intravascular Catheters.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2003; 11: 1195.
- [Wang96] Wang Y, Johnston DL, Breen JF, Huston J, Jack CR, Julsrud PR, Kiely MJ, King BF, Riederer SL, Ehman RL.
Dynamic MR Digital Subtraction Angiography Using Contrast Enhancement, Fast Data Acquisition, and Complex Subtraction.
Magn Reson Med 1996; 36: 551-556.
- [Weis03] Weiss S, Schaeffter T, Brinkert F, Kühne T, Bucker A.
Ein Verfahren zur sicheren Visualisierung und Lokalisierung von Kathetern für MR-geführte intravaskuläre Prozeduren.
Z Med Phys 2003; 13: 172-176.
- [Zabe87] Zabel HJ, Bader R, Gehring J, Lorenz WJ.
High Quality MR Imaging with Flexible Transmission Line Resonators.
Radiology 1987; 165: 857-859.
- [Zhan00] Zhang Q, Wendt M, Aschoff AJ, Zheng L, Lewein JS, Duerck JL.
Active MR Guidance of Interventional Devices with Target-Navigation.
Magn Reson Med 2000; 44: 56-65.
- [Zühl02a] Zühlsdorff S, Volz S, Thesen S, Meyer H, Nitz W, Semmler W, Bock M.
Interactive Catheter Tracking: Automatic Slice Respositioning Controlled by the Catheter.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2002; 10: 2272.
- [Zühl02b] Zühlsdorff S, Volz S, Semmler W, Bock M.
Comparison of Different Steady State Preparation Techniques in Tracking Sequences.
Eur Radiol 2002; 12: F11.
- [Zühl02c] Zühlsdorff S, Umathum R, Volz S, Semmler W, Bock M.
Reduzierung der Hochfrequenzerhitzung bei aktiven Kathetern mit Mantelwellensperren.
In: Medizinische Physik 2002.

- [Zühl03a] Zühlsdorff S, Ferrari S, Umathum R, Volz S, Semmler W, Bock M.
Catheter Tip Tracking and Visualization with a Single Receiver Coil.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 2003; 11: 2401.

Danksagung

Das Gelingen der Doktorarbeit hing von vielen Menschen ab, bei denen ich mich bedanken möchte.

Herr Prof. Dr. B. Jähne vom *Interdisziplinären Zentrum für wissenschaftliches Rechnen* der *Universität Heidelberg* hat die Arbeit gegenüber der Fakultät vertreten und stets mit viel Interesse verfolgt.

Herr Prof. Dr. Dr. W. Semmler hat mich in der *Abteilung Medizinische Physik in der Radiologie* des *Deutschen Krebsforschungszentrums* aufgenommen und mir die Möglichkeit gegeben, die Arbeit durchführen zu können.

Für die gute Betreuung durch **Herrn Dr. M. Bock** der Arbeitsgruppe *Interventionelle Verfahren* und die stetige gewinnbringende fachliche Diskussion möchte ich mich herzlich bedanken.

Herr Prof. Dr. W. Schlegel und **Herr Prof. Dr. J. Bille** haben mich als externes Mitglied des Graduiertenkollegs *Tumordiagnostik und -Therapie unter Einsatz radiologischer und lasermedizinischer Verfahren* aufgenommen und mir so einen breiten Überblick über die Medizinphysik ermöglicht.

Die Mitarbeiter der Arbeitsgruppe *Interventionelle Verfahren*, **Dr. R. Umathum** und sein Vorgänger **H.-J. Zabel**, **B. Dillenberger**, **Steffen Volz**, **Hendrik Zimmermann**, **Sven Müller** und die ehemaligen Kollegen **Jana Sikora** und **Stefano Ferrari** sorgten stets für eine dynamische Arbeitsatmosphäre. Dr. Reiner Umathum hat mich an der Magie der Hochfrequenztechnik teilhaben lassen. Barbara Dillenberger hat mit viel Engagement und Geduld zuverlässig zahllose Katheter aufgebaut und Messungen durchgeführt.

Dr. Peter Hallscheidt und **Dr. Christian Fink** haben die entwickelten Techniken im Rahmen tierexperimenteller Studien ausprobiert und haben sich auch durch manchen Absturz der Rechner nicht aus dem Konzept bringen lassen. Die Tiere wurden von **Dr. Roland Galmbacher** vorbereitet und betreut.

Den Kollegen aus den Arbeitsgruppen *MR-Bildgebung* (**Prof. Dr. L. Schad**) und *Spektroskopie* (**Priv. Doz. Dr. P. Bachert**) möchte ich für viele gute Diskussionen danken: **Dr. Michael Amann, Dr. Achim Bankamp, Dr. Klaus Baudendistel, Dr. Jan Boese, André Bongers, Dr. Matthias Günther, Melanie Heilmann, Dr. Renate Jerečić, Dr. Roland Krug, Alexander Kroll, Falco Lohberger, Jurek Maßner, Sònia Nielles-Vallespin, Dr. Guido Rademaker, Karaneh Razavi, Frank Risse, Peter Siegler, Thomas Sobkowiak, Ulrich Felzmann, Stefan Kirsch, Marion Lang, Dr. Steffen Sammet, Christian Schmitz, Dr. Leif Schröder, Christian Schuster, Markus Streckenbach, Dr. Markus Wenke, Michael Wormit und Dr. Thomas Wilhelm.** Ich habe in diesem Kollegenkreis beeindruckende Persönlichkeiten kennengelernt und einige gute Freundschaften knüpfen können, die ich nicht missen möchte.

Das *MTA-Team* um **Jürgen Heiß** sorgt für ein sehr angenehmes Umfeld. Leider war die Zeit für ein Schwätzchen oft zu knapp.

Das *Werkstatt-Team* um **Herrn Rühle** fertigt Teile schnell und präzise. So mancher Tipp war Gold wert.

Ohne die Hilfe von *Siemens Medical Solutions* wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Ich bedanke mich für die geduldige Unterstützung bei **Dr. W. Nitz, Dr. S. Thesen, Dr. H. Meyer, Dr. P. Speier, Dr. M. Zwanger und Dr. J. Roland.**

Das Leben ohne Freunde wäre nicht lebenswert. Ich möchte mich sehr für die gemeinsame Zeit bedanken: **Bernd, Karolina, Steffi, Safwan, Svenja und Evelyn.** Ihr wart immer für mich da. Das außergewöhnliche Wochenende in Berlin wird mir immer im Gedächtnis bleiben. Hoffentlich verlieren wir nicht den Kontakt.

Schließlich habe ich eine **Familie**, die stets an mich glaubt und mir ideelle und auch materielle Hilfestellungen in einem Umfang gegeben hat, die man so nicht erwarten darf. Dafür gilt mein ganz besonderer Dank.