

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

Vorgelegt von
Dipl.-Phys. Steffen Volz
aus Radolfzell am Bodensee

Tag der mündl. Prüfung: 17.12.2003

**Automatische und interaktive Instrumenten-
verfolgung und Flussmessungen in der
interventionellen Magnetresonanztomographie**

Gutachter: Prof. Dr. Dr. Wolfhard Semmler
Prof. Dr. Josef Bille

Automatische und interaktive Instrumentenverfolgung und Flussmessungen in der interventionellen Magnetresonanztomographie

Aufgrund des exzellenten Weichteilkontrastes, der dreidimensionalen Darstellung und funktionellen Messverfahren (z.B. Flussmessungen) bietet sich die Magnetresonanztomographie für die Durchführung minimal invasiver Eingriffe mit Kathetern oder Biopsienadeln an. Ziel dieser Arbeit war es, einem Operateur die schnelle und sichere Platzierung eines Katheters in einem Blutgefäß zu ermöglichen. Hierfür wurde eine Methode zur Lokalisierung kleiner an die Katheter angebrachter Hochfrequenzspulen implementiert. Zur Darstellung der Positionen wurden zwei Strategien verfolgt. Entweder wurde eine kontinuierliche Positionsmessung (Zeitauflösung 20 ms) mit Markierung auf einem zuvor aufgenommenen Übersichtsbild durchgeführt, oder die Positionsmessung wurde mit schneller Bildgebung abgewechselt. Um dem Operateur die Arbeit am Tomographen zu erleichtern, wurde die zweite Strategie erweitert und eine automatische Nachführung der Schichtposition und -orientierung in die Messsequenz integriert. Ein vom Untersuchungsraum bedienbares Userinterface ermöglichte die Steuerung der wichtigsten Parameter. Um den Blutfluss im Gefäß darstellen zu können, wurde eine Flussmessung mit den Katheterspulen (Zeitauflösung 10,4 ms) entwickelt. Vergleichsmessungen bestätigten den Verlauf von Flusskurven im Tierversuch. Abweichungen von Absolutwerten konnten durch Simulationen der Messungen, die das Sensitivitätsprofil der kleinen Spulen und die Dynamik der Magnetisierung berücksichtigen, erklärt werden. Mit Hilfe der automatischen Katheterverfolgung konnten 16 Nierenembolisationen erfolgreich durchgeführt werden.

Automatic and interactive device tracking and flow measurements for interventional magnetic resonance imaging.

Due to its excellent soft tissue contrast, its three dimensional imaging capability and the possibility to perform functional measurements (e.g. flow), magnetic resonance imaging would be preferred as modality for minimal invasive interventions with catheters or biopsy needles. The aim of this work was to allow a surgeon the fast and save catheter placement in blood vessels. Therefore a method for localization of small radio frequency coils attached to catheters was developed. For position visualization two different strategies were followed. Either a continuous position measurement (time resolution 20 ms) with marking on a previously acquired roadmap image was carried out, or the position measurement was alternated with fast imaging. In order to facilitate the surgeons work the second strategy was improved and an automatic slice repositioning and orientation was integrated. The most important parameters could be controlled interactively inside the scanner room through a dedicated user interface. For blood flow visualization a fast flow measurement by the catheter coils with a temporal resolution of 10.4 ms was implemented. Reference measurements have confirmed the shape of the flow curves in animal experiments. Deviations of the absolute velocity values could be explained by simulations taking into account the sensitivity profile of the small coils and the dynamics of the magnetization. With automatic catheter tracking 16 renal embolizations could be performed successfully in animal experiments.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	7
1 Einleitung.....	9
2 Grundlagen.....	11
2.1 Physikalische Grundlagen der MRT	11
2.1.1 Kernspin	12
2.1.2 Gleichgewichtsmagnetisierung	14
2.1.3 Blochgleichungen.....	15
2.1.4 Relaxationszeiten	16
2.1.5 Hochfrequenzanregung	17
2.2 MR-Bildgebung	19
2.2.1 Das MR-Signal.....	19
2.2.2 Ortskodierung.....	19
2.2.3 Schichtselektion	20
2.2.4 Frequenzkodierung.....	22
2.2.5 Phasenkodierung	23
2.2.6 Der k-Raum.....	24
2.3 Die Spin-Echo-Sequenz.....	27
2.4 Die Gradientenechosequenz	29
2.4.1 FLASH-Sequenz	31
2.4.2 Die TrueFISP-Sequenz.....	34
2.5 Flussmessungen.....	36
2.5.1 Die Phase bewegter Spins	36
2.5.2 Eigenschaften der Gradientenmomente	37
2.5.3 Geschwindigkeitskodierung.....	39
2.5.4 2D Phasenkontrast Flussmessung	40
3 Materialien und Methoden	41
3.1 Hardware	41
3.1.1 Der MR-Tomograph.....	41
3.1.2 Aktive Katheter	42
3.1.3 Das Aortenphantom	43
3.2 Katheterlokalisierung	44
3.2.1 Aktive Katheterlokalisierung	45
3.2.2 Hadamardkodierung.....	46

3.2.3 Rohdatenfilter für die Projektionen	47
3.3 Sequenz zur Katheterverfolgung	49
3.3.1 Katheterlokalisierung auf Voraufnahmen	49
3.3.2 Katheterverfolgung auf aktuellen MR-Bildern	51
3.4 Automatische Schichtnachführung	53
3.4.1 Sequenz zur automatischen Schichtnachführung	54
3.5 Sequenzsteuerung durch ein Userinterface	58
3.6 Flussmessungen	60
3.6.1 Sequenz zur Echtzeit-Flussmessung	61
3.6.2 Simulation der Flussmessungen	64
4 Messungen und Ergebnisse	67
4.1 Katheterlokalisierung	67
4.1.1 Genauigkeit der Lokalisierung	67
4.1.2 Rohdatenfilter	68
4.2 Katheterverfolgung	71
4.2.1 Katheterlokalisierung auf Übersichtsbildern	71
4.2.1 Katheterverfolgung auf aktuellen Bildern	73
4.3 Schichtnachführung und interaktive Sequenzsteuerung	74
4.4 Flussmessungen	81
4.4.1 Simulationen	81
4.4.2 Ergebnisse der Flussimulationen	82
4.4.3 Messungen am Flussphantom	84
4.4.4 Flussmessungen im Tierversuch	85
4.5 Anwendungen der Katheterverfolgung	89
4.5.1 Vorbereitung der Tierversuche	89
4.5.2 MR-geführte Nierenembolisationen	90
4.5.3 Ergebnisse der Nierenembolisationen	91
4.5.4 Katheterisierung abdomineller und thorakaler Gefäße	94
4.5.5 Ergebnisse der Katheterisierung	94
5 Diskussion	97
6 Zusammenfassung und Ausblick	105
Anhang A: Userinterface	109
Literaturverzeichnis	115
Danksagung	123

1 Einleitung

Die Kernspin- oder Magnetresonanztomographie (MRT) ist ein medizinisches Verfahren, das die magnetische Kernresonanz zur Erzeugung von diagnostischen Schnittbildern ausnutzt. Mit ihr lassen sich nichtinvasiv, d.h. ohne in den Körper einzudringen, Schichtbilder von jedem Körperteil in jeder Richtung aufnehmen. Für das MR-Signal werden in der klinischen Routine meist die Kerne der Wasserstoffatome (Protonen) verwendet. Der hohe Weichteilkontrast, ein großer Vorteil der MRT gegenüber anderen bildgebenden Methoden in der Medizin, beruht darauf, dass Wasser der wesentliche Bestandteil des menschlichen Gewebes ist. Im Vergleich dazu werden in Verfahren wie der Computertomographie (CT), die auf Röntgenstrahlen basieren, hauptsächlich knöcherne Strukturen abgebildet. Für den Gewebekontrast sind neben der Dichte der Signalträger die Relaxationszeiten T_1 und T_2 entscheidend, da sie über die Dynamik des MR-Signals entscheiden. Weiterhin sind, ebenfalls nichtinvasiv, funktionelle Messungen wie z.B. Perfusions-, Diffusions- und Flussmessungen möglich, so dass die MRT ein äußerst vielseitiges Verfahren zur Beurteilung von medizinischen Fragestellungen darstellt. Im Gegensatz zur CT kommt sie vollständig ohne ionisierende Strahlung aus. So kann eine Untersuchung ohne Gefährdung des Patienten und medizinischen Personals beliebig oft wiederholt werden.

Speziell der letzte Grund ist ein wichtiges Argument für die Durchführung von Interventionen unter MR-Kontrolle. In der interventionellen MR wird eine Operation durchgeführt, während der Patient im Tomographen liegt. Die Bildgebung wird sowohl vorbereitend (Platzierung von Instrumenten), operationsbegleitend als auch zur Erfolgskontrolle eingesetzt. Da der Operateur in der Regel während der gesamten Intervention am Tomographen steht und auch mehrere solche Eingriffe durchführen wird, profitiert er sogar noch mehr vom Fehlen ionisierender Strahlung als der Patient.

In dieser Arbeit wurden MR-Methoden speziell für minimal invasive Eingriffe an Blutgefäßen entwickelt. Hierbei wird ein Katheter in die Blutgefäße vorgeschoben. Vor Ort können dann gezielt Medikamente und Kontrastmittel mit lokal hoher

Konzentration verabreicht, oder ein Gitternetz (Stent) zur Erweiterung eines Gefäßes platziert werden.

Da der Zugang des Katheters meist in einiger Entfernung zum eigentlichen Ort des Eingriffs liegt, können solche Eingriffe auch an Standard-Tomographen mit langer Magnetbohrung und dem damit verbundenen erschwerten Patientenzugang durchgeführt werden. Mit den Standard-Untersuchungsprotokollen ist es nicht möglich, das Vorschieben des Katheters mittels MRT zu beobachten. Aus diesem Grund musste eine Messequenz entwickelt werden, mit der die Lokalisierung von Instrumenten möglich ist. Für diesen Zweck wurden kleine Hochfrequenz (HF)-Spulen an den Kathetern angebracht, die wie Bildgebungsspulen an den Tomographen angeschlossen werden können und deren MR-Signal zur Koordinatenfindung ausgewertet wurde. Desweiteren mussten schnelle Bildgebungssequenzen mit Echtzeitrekonstruktion und –anzeige mit der Lokalisierung implementiert werden.

Da sich der Operateur im Tomographenraum beim Patienten befindet, muss auch von dort der Messablauf gesteuert werden können. Hierfür wurde ein Userinterface programmiert, das die interaktive Sequenzsteuerung durch Änderung einiger wichtiger Bildgebungsparameter (z.B. Bildkontrast, Schichtorientierung) per Mausklick erlaubt. Für das Vorschieben des Katheters wurde eine automatische Schichtnachführung implementiert, damit sich der Operateur mit beiden Händen auf den Eingriff konzentrieren kann. Da funktionelle Messungen eine wichtige Rolle zur Beurteilung des Erfolges eines Eingriffes spielen, wurde eine schnelle Methode zur Flussmessung entwickelt, die das Signal der kleinen Katheterspulen vor Ort ausnutzt.

In Kapitel 2 werden zunächst die physikalischen Grundlagen der MRT behandelt. Es werden weiterhin die MR-Bildgebung im Allgemeinen sowie die Flussmessungen im Speziellen erklärt. In Kapitel 3 folgt eine Beschreibung der verwendeten Hardware und der entwickelten Sequenzen. Die Messungen und Ergebnisse werden in Kapitel 4 präsentiert. Eine Diskussion der Ergebnisse schließt sich in Kapitel 5 an und in Kapitel 6 erfolgt schließlich die Zusammenfassung der Arbeit.

2 Grundlagen

2.1 Physikalische Grundlagen der MRT

Die magnetische Kernresonanz wurde erstmals 1946 von E. M. Purcell [Purc46] und F. Bloch [Bloc46] nachgewiesen. Dabei erlangte anfangs besonders die Methode der magnetischen Kernresonanz-Spektroskopie für die Analyse chemischer Verbindungen und die Lösung von Fragestellungen aus der Festkörperphysik eine besondere Rolle. 1973 wurde von Lauterbur [Laut73] erstmals ein Bildgebungsverfahren vorgestellt, das auf magnetischen Gradientenfeldern zur Ortskodierung beruht. Für die medizinische Anwendung mussten zunächst starke (meist supraleitende), homogene Magnete, die in ihrem Inneren genügend Platz für einen Menschen boten, sowie die zugehörige Hochfrequenzelektronik entwickelt werden. Für die Bildverarbeitung waren zudem schnelle und leistungsfähige Computer nötig. Seit den 80er-Jahren hat sich die Magnetresonanztomographie (MRT) zu einem Standardverfahren in der klinischen Diagnostik entwickelt. Für die klinische Bildgebung wird dabei fast ausschließlich das Kernresonanzsignal der Wasserstoffatomkerne (Protonen) genutzt. Die Gründe dafür sind im Wesentlichen die große Häufigkeit im menschlichen Körper, sowie das größte gyromagnetische Verhältnis unter allen stabilen Atomkernen und damit insgesamt die größte Sensitivität. Einige weitere für die MRT relevante Kerne sind ^{19}F , ^{23}Na und ^{31}P . Im Prinzip könnten alle Atomkerne mit nicht verschwindendem Kernspin verwendet werden. Kerne mit Spin $> \frac{1}{2}$ bereiten dagegen größere Probleme, da die Relaxationszeiten häufig zu groß sind. Für eine ausführliche und weiterführende Darstellung von Themengebieten der MRT sei die folgende Literatur empfohlen: [Abr94], [Haak99], [Schl02], [Vlaa99].

2.1.1 Kernspin

Alle Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl besitzen im Grundzustand einen von Null verschiedenen Kernspin bzw. Eigendrehimpuls \vec{I} . Für den Betrag des Kernspins gilt:

$$|\vec{I}| = \hbar \sqrt{I(I+1)}, \quad (2.1)$$

mit dem Planckschen Wirkungsquantum $\hbar = 1,05 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$. Die Spinquantenzahl I kann die diskreten Werte $0, 1/2, 1, 3/2, \dots$ annehmen. Der in der MRT wichtigste Kern ist das Proton mit dem Spin $I = 1/2$. In einem äußeren Magnetfeld ist auch die Komponente des Drehimpulses entlang der Achse des Magnetfeldes (hier ohne Beschränkung der Allgemeinheit der z-Achse) quantisiert. Für sie gilt:

$$I_z = \hbar m. \quad (2.2)$$

Dabei ist m die magnetische Quantenzahl. Für sie sind die Werte $m = -I, -I+1, \dots, I-1, I$ erlaubt. Mit dem Eigendrehimpuls ist ein magnetisches Moment $\vec{\mu}$ verbunden:

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I}. \quad (2.3)$$

Der Faktor γ wird als gyromagnetisches Verhältnis bezeichnet. Dieses drückt man häufig durch den dimensionslosen g -Faktor aus, der mit γ durch die folgende Relation verknüpft ist:

$$\gamma = g \cdot \frac{\mu_N}{\hbar}, \quad (2.4)$$

mit μ_N dem Kernmagneton (m_P : Protonenmasse):

$$\mu_N = \frac{e\hbar}{2m_P} = 5,05 \cdot 10^{-27} \text{ Am}^2 \quad (2.5)$$

Für Nukleonen mit einem Bahndrehimpuls \vec{L} erhält man nach der klassischen Theorie $g_L = 1$ für Protonen und $g_L = 0$ für Neutronen. Für freie Nukleonen ist der im Experiment bestimmte g -Faktor, der mit dem Spin \vec{S} zusammenhängt, gegeben durch $g_S = 5,59$ für Protonen und $g_S = -3,83$ für Neutronen. Für reine Dirac-Teilchen, d.h. spinbehaftete, relativistische Teilchen ohne innere Ladungsstruktur, würde man $g_S = 2$

für Protonen und $g_S = 0$ für Neutronen erwarten. Die starke Abweichung der gemessenen Werte von der Dirac-Theorie zeigt an, dass Protonen und Neutronen Teilchen mit einer inneren Struktur sind. Nach dem Standard-Modell sind diese aus jeweils 3 Quarks zusammengesetzt.

Quantenmechanisch ist der Kernspin ein Operator mit den Eigenschaften eines Drehimpulses, und der Betrag des Kernspins ergibt sich aus der Eigenwertgleichung des Operators \hat{I}^2 im Eigenzustand $|I, m\rangle$:

$$\hat{I}^2|I, m\rangle = \hbar^2 I(I+1)|I, m\rangle. \quad (2.6)$$

Für die zum Magnetfeld parallele Komponente gilt die Eigenwertgleichung:

$$\hat{I}_z|I, m\rangle = \hbar m|I, m\rangle. \quad (2.7)$$

Bei Anlegen eines äußeren Magnetfeldes \vec{B} wird die Wechselwirkung des Kernspins mit dem Magnetfeld durch den Hamiltonoperator beschrieben:

$$\hat{H} = -\vec{\mu} \cdot \vec{B} = -\gamma \vec{I} \cdot \vec{B}. \quad (2.8)$$

Bei einem konstanten Feld der Stärke B_0 in z-Richtung vereinfacht sich dieser Ausdruck zu:

$$\hat{H} = -\gamma \hat{I}_z B_0. \quad (2.9)$$

Da die Operatoren \hat{I}^2 und \hat{I}_z mit dem Hamiltonoperator vertauschen, sind deren Eigenzustände auch Eigenfunktionen des Hamiltonoperators und über die Schrödingergleichung

$$\hat{H}|I, m\rangle = E_m|I, m\rangle \quad (2.10)$$

erhält man die Energieeigenwerte:

$$E_m = -\gamma \hbar m B_0. \quad (2.11)$$

Die Energiedifferenz zwischen den Energieniveaus beträgt:

$$\Delta E = E_m - E_{m-1} = \gamma \hbar B_0 = \hbar \omega_L. \quad (2.12)$$

Für den Wasserstoffkern mit zwei Einstellmöglichkeiten stellt die parallele Einstellung ($m = +1/2$) die energetisch günstigere Lage dar. Die Frequenz ω_L wird als Larmorfrequenz bezeichnet, und bei Protonen und einer für die MRT typischen Feldstärke von

$B_0 = 1,5 \text{ T}$ beträgt ihr Wert $63,87 \text{ MHz}$. Sie lässt sich als diejenige Frequenz eines elektromagnetischen Feldes interpretieren, mit der ein Übergang zwischen den beiden Zuständen induziert werden kann.

2.1.2 Gleichgewichtsmagnetisierung

Für die MRT ist nicht der Zustand eines einzelnen Kernspins von Bedeutung, sondern der eines Ensembles von vielen Kernspins. Die Besetzungswahrscheinlichkeit P_m eines Energieniveaus in einem solchen Ensemble wird im thermodynamischen Gleichgewicht durch die Boltzmann-Statistik beschrieben und beträgt:

$$P_m = \frac{e^{-E_m/kT}}{Z} \text{ mit } Z = \sum_{E_m} e^{-E_m/kT}, \quad (2.13)$$

mit der Boltzmannkonstante $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J/K}$.

Das Verhältnis der Besetzungszahlen (N_+ für $m = 1/2$ und N_- für $m = -1/2$) für einen Kern mit Spin $1/2$ ist gegeben durch:

$$N = \frac{N_-}{N_+} = e^{-\Delta E_m/kT} = e^{-\hbar B_0/kT}. \quad (2.14)$$

Es ergibt sich ein geringfügiger Überschuss an Kernen mit parallel zum Magnetfeld ausgerichtetem Spin. Bei Raumtemperatur ($T = 300 \text{ K}$) und einer Feldstärke von $1,5 \text{ T}$ liegt der Überschuss in der Größenordnung von nur 10^{-6} . Da die Gesamtzahl der vorhandenen Spins $N = N_+ + N_-$ jedoch sehr groß ist (in der Größenordnung von $N_A = 6,02 \cdot 10^{23} \text{ mol}^{-1}$), ist dieser ausreichend für die Beobachtung des Kernresonanzsignals. Die Kernmagnetisierung bezeichnet die Vektorsumme aller magnetischen Momente in einem bestimmten Volumen und berechnet sich gemäß:

$$\vec{M} = \sum_{i=1}^N \frac{\langle \vec{\mu} \rangle_i}{V} = \sum_{i=1}^N \frac{\gamma \langle \vec{I} \rangle_i}{V}. \quad (2.15)$$

Die transversale Komponente der Magnetisierung mittelt sich heraus. Die Komponente parallel zum Magnetfeld M_0 ergibt sich aus dem Erwartungswert der z-Komponente des Kernspins zu:

$$M_0 = \langle M_z \rangle = \frac{N}{V} \frac{\gamma \hbar}{2} \tanh\left(-\frac{\hbar \omega_L}{2kT}\right). \quad (2.16)$$

Bei Raumtemperatur ist die thermische Energie kT wesentlich größer als die Energiedifferenz ΔE der beiden Zustände ($\Delta E \gg kT$), so dass der tanh bis zur 1. Ordnung entwickelt werden kann (Hochtemperaturnäherung). Es ergibt sich:

$$M_0 \approx \frac{N}{V} \frac{\gamma \hbar}{2} \left(-\frac{\hbar \omega_L}{2kT} \right) = \rho_0 \frac{\gamma^2 \hbar^2}{4kT} B_0. \quad (2.17)$$

$\rho_0 = N/V$ ist dabei die Dichte der Wasserstoffkerne. Die Kernmagnetisierung ist eine makroskopische Größe und kann im Rahmen der klassischen Mechanik betrachtet werden. Die Übereinstimmung von klassischer und quantenmechanischer Betrachtung beim Übergang zu makroskopischen Systemen wird auch als Ehrenfestsches Theorem bezeichnet.

2.1.3 Blochgleichungen

Die allgemeine Bewegung eines Magnetisierungsvektor \vec{M} unter dem Einfluss eines statischen Magnetfeldes \vec{B} wird durch die Blochgleichungen beschrieben:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B}. \quad (2.18)$$

Diese Gleichung beschreibt eine Kreiselbewegung der Magnetisierung \vec{M} um die Achse \vec{B} mit der Präzessions- bzw. Larmorfrequenz $\omega_L = \gamma B$. Im Falle eines Magnetfeldes parallel zur z-Richtung gilt für die Magnetisierung im thermodynamischen Gleichgewicht $M_z = M_0$, $M_x = M_y = 0$.

Bei Abweichung von diesem Gleichgewicht beobachtet man, dass die Komponenten der Magnetisierung mit den Zeitkonstanten T_1 und T_2 in den thermodynamischen Grundzustand übergehen. Um den Übergang ins Gleichgewicht zu beschreiben, werden die Blochgleichungen (2.18) um Relaxationsterme erweitert [Bloc46]. Die modifizierten Blochgleichungen lauten dann:

$$\begin{aligned} \frac{dM_x}{dt} &= \gamma (\vec{M} \times \vec{B})_x - \frac{M_x}{T_2} \\ \frac{dM_y}{dt} &= \gamma (\vec{M} \times \vec{B})_y - \frac{M_y}{T_2} \end{aligned} \quad (2.19)$$

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

2.1.4 Relaxationszeiten

Die Zeitkonstante T_1 bezeichnet man als longitudinale oder Spin-Gitter Relaxationszeit. Sie beschreibt die Zeit für die Rückkehr der Kernspins in den Ausgangszustand nach einem Anregungsimpuls. Die Ursache für die Spin-Gitter Relaxation ist, dass aufgrund der thermischen Bewegung und der in der Umgebung der Spins vorhandenen Ladungen fluktuierende Magnetfelder entstehen. Diejenigen Komponenten dieser Felder, die der Larmorfrequenz entsprechen und senkrecht zum äußeren Magnetfeld stehen, sorgen für eine Umbesetzung der Energiezustände der Kernspins und tragen so zur Relaxation bei. T_2 wird als transversale oder Spin-Spin Relaxationszeit bezeichnet. Sie ist ein Maß für die Zeit, für die die transversale Magnetisierung in Phase bleibt. Befinden sich nach einer kohärenten Anregung alle Spins in Phase, so geht diese Phasenkohärenz aufgrund der Wechselwirkung benachbarter Spins mit der Zeit verloren. Damit löschen sich auch die einzelnen Magnetisierungsbeiträge nach und nach aus.

Die Relaxationszeiten sind vom Gewebe abhängig. In Tabelle 2.1 werden die Zeitkonstanten T_1 und T_2 für verschiedene Gewebearten gezeigt. Auf dieser Gewebeabhängigkeit beruht der hohe, für die anatomische Bildgebung geeignete Kontrast der MRT.

Zusätzlich zur gewebeabhängigen Relaxation sorgen Magnetfeldinhomogenitäten für eine Dephasierung der Spins. Der tatsächlich gemessene, freie Induktionszerfall (FID) wird als T_2^* -Zerfall bezeichnet. Es gilt $1/T_2^* = 1/T_2 + 1/T_2'$, wobei T_2' von den Magnetfeldinhomogenitäten herrührt. Allerdings kann durch eine Spin-Echo-Sequenz [Hahn50] dieser zusätzliche Effekt kompensiert werden.

Tabelle 2.1: Relaxationszeiten T_1 und T_2 für Wasserstoff in verschiedenen Gewebearten im menschlichen Körper bei einem statischen Magnetfeld von $B_0 = 1,5$ T und Körpertemperatur [Haak99].

Gewebe	T_1 (ms)	T_2 (ms)
Graue Hirnsubstanz	950	100
Weißer Hirnsubstanz	600	80
Muskelgewebe	900	50
Cerebrospinale Flüssigkeit	4500	2200
Fett	250	60
Blut (arteriell)	1200	100
Blut (venös)	1200	200

2.1.5 Hochfrequenzanregung

Durch ein zusätzliches, senkrecht zum statischen Grundmagnetfeld angelegtes Hochfrequenzfeld $\vec{B}_1(t)$ kann die makroskopische Magnetisierung aus dem thermodynamischen Gleichgewichtszustand ausgelenkt werden. Bei einer resonanten Anregung mit $\omega_{HF} = \omega_L = \gamma B_0$ ergibt sich für das Zusatzfeld:

$$\vec{B}_1(t) = B_1(\cos(\omega_{HF}t), \sin(\omega_{HF}t), 0). \quad (2.20)$$

Setzt man dieses zusammen mit dem Grundmagnetfeld B_0 in Glg. 2.18 ein, so erhält man die folgende Bewegungsgleichung:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times (B_1 \cos(\omega_{HF}t), B_1 \sin(\omega_{HF}t), B_0). \quad (2.21)$$

Durch Übergang in ein Koordinatensystem, das mit der Frequenz ω_{HF} um die z-Achse rotiert, vereinfacht sich die Bewegungsgleichung zu:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B}_{eff}. \quad (2.22)$$

Die Magnetisierung präzediert dann um das effektive Magnetfeld \vec{B}_{eff} (s. Abb. 2.1), das sich wie folgt zusammensetzt:

$$\vec{B}_{eff} = \vec{B}_0 + \vec{B}_\omega + \vec{B}_1. \quad (2.23)$$

Das Hochfrequenzfeld \vec{B}_1 ist im rotierenden Koordinatensystem konstant. Der Term $\vec{B}_\omega = -\omega_{HF} / \gamma \cdot \vec{e}_z$ ist ein zusätzlicher Term, der durch den Übergang in das rotierende Koordinatensystem auftritt. Im Resonanzfall $\omega_{HF} = \omega_L$ gilt $\vec{B}_{eff} = \vec{B}_1$, und die Kernmagnetisierung präzediert mit der Frequenz $\omega_1 = -\gamma B_1$ um die Richtung des zusätzlichen Hochfrequenzfeldes.

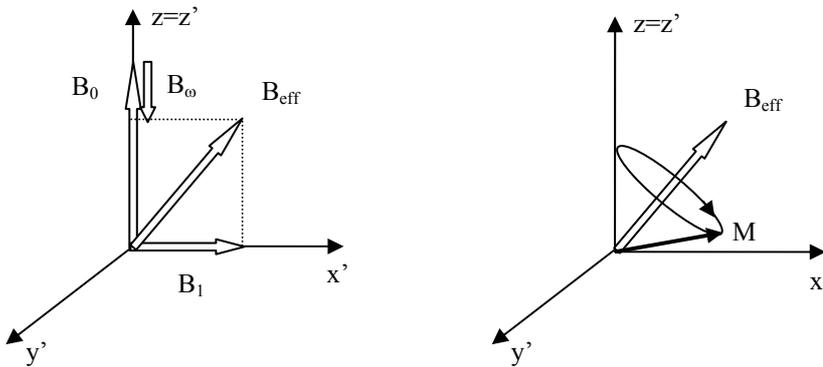


Abb. 2.1: Darstellung des effektiven Magnetfeldes im rotierenden Koordinatensystem (links). Im rechten Teil der Abbildung ist die Präzession der Magnetisierung um das effektive Magnetfeld dargestellt.

Ist die Anregungsdauer τ kurz gegenüber den Zeitkonstanten T_1 und T_2 , so dass Relaxationseffekte vernachlässigt werden können, gilt bei konstanter Amplitude B_1 für den Drehwinkel α (Flipwinkel):

$$\alpha = \gamma B_1 \tau. \quad (2.24)$$

Im Allgemeinen ist das eingestrahlte Hochfrequenzfeld amplitudenmoduliert (bei schichtselektiver Anregung wird meist eine $\sin(x)/x$ -Funktion als Einhüllende verwendet). Allgemein gilt dann für den Flipwinkel:

$$\alpha = \gamma \int_0^\tau B_1(t) dt. \quad (2.25)$$

Die so erzeugte Transversalmagnetisierung kann durch eine senkrecht zum Grundmagnetfeld polarisierte Antenne als eine induzierte Spannung, dem MR-Signal, detektiert werden (s. Kap 2.2.1).

2.2 MR-Bildgebung

2.2.1 Das MR-Signal

Nach einer HF-Anregung induziert die mit der Larmorfrequenz präzedierende Transversalmagnetisierung eine Wechselspannung in einer Empfangsspule, die mit der Sendespule identisch sein kann. Die Amplitude S der induzierten Spannung ist durch die Beziehung

$$S(t) \propto \int_V M_{\perp}(\vec{r}, t) e^{-i\omega t} dV \quad (2.26)$$

mit der komplexen Transversalmagnetisierung $M_{\perp} = M_x + i \cdot M_y$ verknüpft. Das Kernresonanzsignal zerfällt aufgrund der Relaxationsprozesse der Magnetisierung exponentiell mit der Zeitkonstante T_2^* . Die detektierte Signalstärke hängt somit von der Dichte ρ der Wasserstoffatomkerne (Spindichte) und den gewebespezifischen Relaxationsparametern T_1 und T_2 ab.

2.2.2 Ortskodierung

Um ein MR-Bild zu erzeugen, muss das gemessene Induktionssignal räumlich zugeordnet werden. Dies geschieht, indem dem homogenen Hauptmagnetfeld \vec{B}_0 zusätzliche, lineare magnetische Feldgradienten

$$G_x = \frac{\partial B_G}{\partial x}, \quad G_y = \frac{\partial B_G}{\partial y}, \quad G_z = \frac{\partial B_G}{\partial z} \quad (2.27)$$

überlagert werden. Der Vektor des Gradientenfeldes B_G zeigt dabei in z-Richtung. Dadurch wird ein ortsabhängiges, Magnetfeld erzeugt:

$$\vec{B}(x, y, z) = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ B_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ xG_x + yG_y + zG_z \end{pmatrix}. \quad (2.28)$$

Die Kernresonanzfrequenz ist damit ortsabhängig:

$$\omega(x, y, z) = \gamma(B_0 + xG_x + yG_y + zG_z). \quad (2.29)$$

Ein typisches MR-Experiment lässt sich mit Hilfe der Gradienten und HF-Impulse folgendermaßen realisieren:

Mit Hilfe eines sogenannten Schichtselektionsgradienten wird Magnetisierung in einer Messschicht senkrecht zu diesem Gradienten durch einen HF-Impuls angeregt. Während der nachfolgenden Signaldetektion wird gleichzeitig ein Feldgradient in einer anderen Richtung parallel zur angeregten Messschicht angelegt, um den Ort entlang dieser Richtung in eine Frequenz zu kodieren (Auslesegradient bzw. Frequenzkodiergradient). Zwischen Schichtanregung und Signaldetektion wird ein weiterer Gradient in der verbleibenden Raumrichtung angelegt. Dadurch wird die Phase des Signals entlang dieses Phasenkodiergradienten ortsabhängig. Indem man dieses Vorgehen mit verschiedenen Phasenkodiergradienten wiederholt, erhält man einen 2-dimensionalen Datensatz der Messschicht, der im Anschluss zu einem MR-Bild rekonstruiert wird. Die Abfolge von HF-Anregungen, Gradienten zur Ortskodierung sowie Signaldetektion nennt man Pulssequenz.

2.2.3 Schichtselektion

Prinzipiell kann man bei der HF-Anregung unterschiedlich vorgehen. Es kann das gesamte Probevolumen angeregt werden, um nachfolgend durch drei Gradientenfelder eine Raumkodierung vorzunehmen. Oder es wird gleich zu Beginn Transversalmagnetisierung in einer Schicht erzeugt, und es werden nur die zwei Dimensionen innerhalb der Schicht durch Gradientenfelder kodiert. Diese beiden Verfahren sind in Abb. 2.2 einander gegenübergestellt.

Für die Schichtanwahl wird dem Grundmagnetfeld das Gradientenfeld G_S überlagert (es sei ohne Beschränkung der Allgemeinheit der Schichtselektionsgradient in z-Richtung):

$$B_G = G_S z. \quad (2.30)$$

Dadurch gilt für die Larmorfrequenz:

$$\omega_L(z) = \gamma(B_0 + G_S z). \quad (2.31)$$

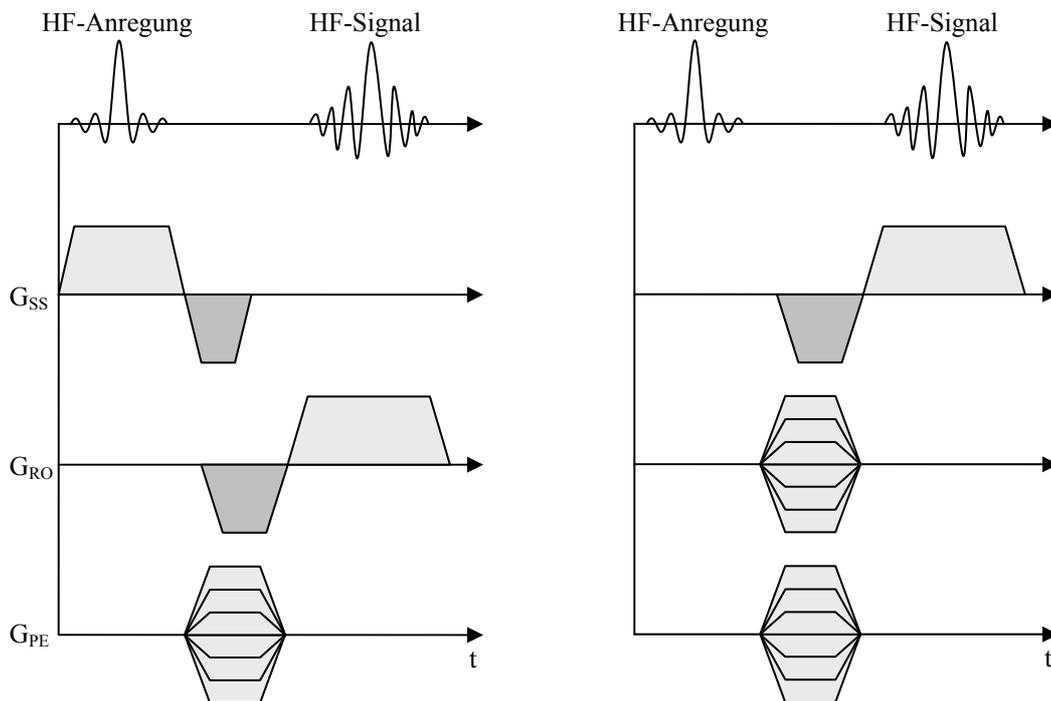


Abb. 2.2: Folge von HF-Impulsen und Gradienten bei der 2D- (links) und 3D-Fourier-Bildgebung (rechts).

Das Prinzip der schichtselektiven Anregung ist in Abb. 2.3 abgebildet. Um eine Schicht an der Position $z_0 - \Delta z \leq z \leq z_0 + \Delta z$ anzuregen, wird gleichzeitig mit dem Gradientenfeld ein HF-Impuls mit der Frequenz $\omega_{HF} = \omega_L(z_0)$ und der Bandbreite $\pm \Delta \omega_{HF} = \pm \gamma G_S \Delta z$ eingestrahlt. Damit ein möglichst homogenes, rechteckiges Schichtprofil über die Schichtdicke erzeugt wird, wird die Amplitude des HF-Impulses in der Regel durch eine sinc-Funktion moduliert. Da durch den Schichtselektionsgradienten infolge der räumlich variierenden Larmorfrequenz gleichzeitig auch eine Dephasierung der Magnetisierung entlang der Schichtselektionsrichtung eintritt, führt man im Anschluss einen Refokussierungsgradienten mit umgekehrter Polarität, sowie geeigneter Dauer und Stärke aus, so dass die Dephasierung rückgängig gemacht wird.

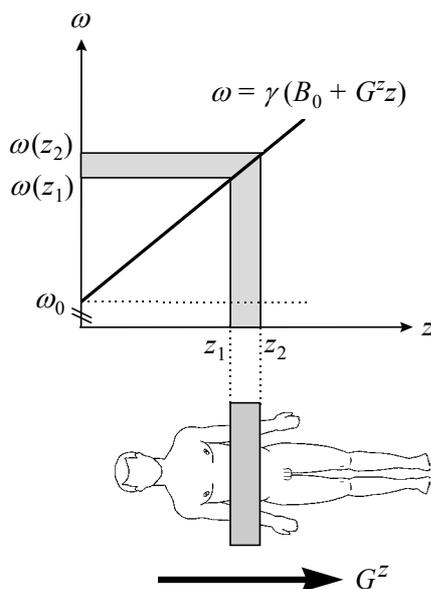


Abb. 2.3: Bei der selektiven Schichtanregung wird dem statischen Grundmagnetfeld B_0 ein magnetisches Gradientenfeld in z -Richtung überlagert, so dass die Larmorfrequenz linear von der Position z abhängt. Durch Einstrahlung eines Hochfrequenzimpulses, dessen Frequenzspektrum im Bereich von $\omega(z_1) \leq \omega \leq \omega(z_2)$ liegt, werden die Kerne im Bereich der gewünschten Schicht angeregt [Aus: Brix02].

2.2.4 Frequenzkodierung

Während der Signaldetektion wird in einer Richtung parallel zur Bildebene der sogenannte Auslesegradient (engl. readout) oder Frequenzkodiergradient G_R hinzugeschaltet. Das Einschalten des Auslesegradienten (hier in y -Richtung) hat wie bei der Schichtselektion eine ortsabhängige Präzessionsfrequenz der Spins zur Folge:

$$\omega_L(y) = \gamma(B_0 + G_R y). \quad (2.32)$$

Für das detektierte Signal gilt dann:

$$\begin{aligned} S(t) &\propto \iint M_{\perp}(x, y) e^{-i\gamma(B_0 + G_R y)t} dx dy \\ &= e^{-i\omega_0 t} \iint M_{\perp}(x, y) e^{-ik_y y} dx dy, \end{aligned} \quad (2.33)$$

$$\text{mit } k_y = \gamma \int_0^t G_R(\tau) d\tau. \quad (2.34)$$

Das Frequenzspektrum des aufgenommenen Signals entspricht der räumlichen Verteilung der Spins entlang der y-Achse. Durch Fouriertransformation kann daraus die auf die y-Achse projizierte Magnetisierungsverteilung berechnet werden.

Im Experiment wird das Signal in N_R diskreten Schritten Δt_R über einen begrenzten Zeitraum $T = N \cdot \Delta t_R$ abgetastet. Diese Bandbegrenzung hat zur Folge, dass die Ortsauflösung Δy der Projektion auf die y-Achse begrenzt ist. Für die maximale Ortsauflösung gilt das Nyquist-Theorem (Sampling-Theorem) [Jähn91]:

$$\Delta y = \frac{2\pi}{\gamma G_R N_R \Delta t_R}. \quad (2.35)$$

Dies ist analog zu der Aussage, dass zwei Bildpunkte nur dann voneinander unterschieden werden können, wenn die Phasendifferenz am Ende des Akquisitionsfensters gerade 2π beträgt.

2.2.5 Phasenkodierung

Die Phasenkodierung funktioniert analog zur Frequenzkodierung durch Hinzuschalten eines Gradienten G_P (hier in x-Richtung) für eine bestimmte Zeit t_P zwischen HF-Anregung und Signalauslese. Dadurch ist die Präzessionsfrequenz während der Zeit des Phasenkodiergradienten abhängig von der Position entlang der x-Achse, und für einen konstanten Phasenkodiergradienten der Dauer t_P wird eine Phase

$$\varphi(x) = \gamma \int_0^{t_P} G_P(\tau) x d\tau = \gamma G_P t_P x = k_x x \quad (2.4)$$

mit $k_x = \gamma G_P t_P$ erzeugt. Die Phasenkodierung wird entsprechend der Bildauflösung in N_P Phasenkodierschritten durchgeführt, wobei der Phasenkodiergradient entsprechend alle Werte zwischen $-G_P/2$ und $+G_P/2$ in äquidistanten Schritten ΔG_P annimmt. Analog zur Frequenzkodierung gilt für die Ortsauflösung:

$$\Delta x = \frac{2\pi}{\gamma \Delta G_P N_P t_P}. \quad (2.36)$$

2.2.6 Der k-Raum

Aus der Phasen- und Frequenzkodierung ergibt sich für das gemessene Signal:

$$S(k_x, k_y) \propto \iint M_{\perp}(x, y) e^{-ik_x x} e^{-ik_y y} dx dy . \quad (2.37)$$

Dabei wird ein Bild durch die Aufnahme von N_P Signalwerten, charakterisiert durch $k_x = \gamma G_P(n)t_P$, und N_R durch $k_y = \gamma G_R(m)t$ gegebene Signalwerte erzeugt.

Diese sog. Rohdaten des MR-Bildes werden durch die Wellenzahlen (k_x, k_y) gekennzeichnet. Der k-Raum stellt den Ortsfrequenzraum der Verteilung der Transversalmagnetisierung M_{\perp} , in dem die Rohdaten des MR-Bildes aufgenommen werden, dar. Die im k-Raum aufgenommenen Daten werden auch als Hologramm bezeichnet.

Um von den gemessenen Daten im k-Raum zur räumlichen Verteilung der Transversalmagnetisierung zu gelangen, wird eine Fouriertransformation der Glg. 2.37 über k_x und k_y durchgeführt:

$$M_{\perp}(x, y) = \mathcal{F}^{-1}(S(k_x, k_y)) \propto \frac{1}{(2\pi)^2} \iint S(k_x, k_y) e^{ik_x x} e^{ik_y y} dk_x dk_y . \quad (2.38)$$



Abb. 2.4: Porträt von J. B. Fourier im Ortsraum und zugehöriges fouriertransformiertes Bild im k-Raum. Die Darstellung im k-Raum ist logarithmisch skaliert. Durch Fouriertransformation bzw. inverser Fouriertransformation gelangt man von einem Raum zum anderen.

Da die Rohdaten in diskreter Form vorliegen, muss auch die Fouriertransformation in diskreter Form durchgeführt werden. Hierfür wird der FFT-Algorithmus (Fast Fourier Transform) [Cool65] angewendet. Abbildung 2.4 zeigt ein Beispiel eines Bildes im Ortsraum und der zugehörigen, durch Fouriertransformation erzeugten Darstellung des Bildes im k -Raum (Ortsfrequenzraum).

Da die Transversalmagnetisierung kohärent angeregt wird, erwartet man eine rein reelle Magnetisierungsverteilung, und der dazugehörige k -Raum sollte eine hermitesche Symmetrie aufweisen:

$$S(k_x, k_y) = S^*(-k_x, -k_y). \quad (2.39)$$

Wegen in der Praxis auftretender Magnetfeldinhomogenitäten, die wie zusätzliche Gradientenfelder wirken, wird eine zusätzliche Phase akquiriert. Dadurch ist die aufgenommene Rohdatenmatrix für ein reales Bild nicht hermitesch und das rekonstruierte Bild der Transversalmagnetisierung nicht reell. Deswegen wird in der Regel nur ein Betragsbild rekonstruiert und die Phaseninformation vernachlässigt. Allerdings lässt sich die Phaseninformation auch, wie noch in Abschnitt 3 gezeigt wird, zur Flussquantifizierung nutzen.

Eine Datenauslese umfasst eine Zeile im k -Raum. Die Zeit zwischen der Akquisition wird Repetitionszeit TR genannt. Für die Gesamtmesszeit TA eines Bildes mit N_p Phasenkodierschritten wird daher $TA = TR \cdot N_p$ benötigt. Die durch die Zeit parametrisierte Kurve im k -Raum wird als k -Raum-Trajektorie bezeichnet. Dabei gibt es verschiedene Strategien, den k -Raum abzutasten (z.B. kartesisch, radial oder spiralförmige Abtastung). In Abb. 2.5 ist zur Verdeutlichung die k -Raum-Abtastung einer Standard-Bildgebungssequenz schematisch dargestellt.

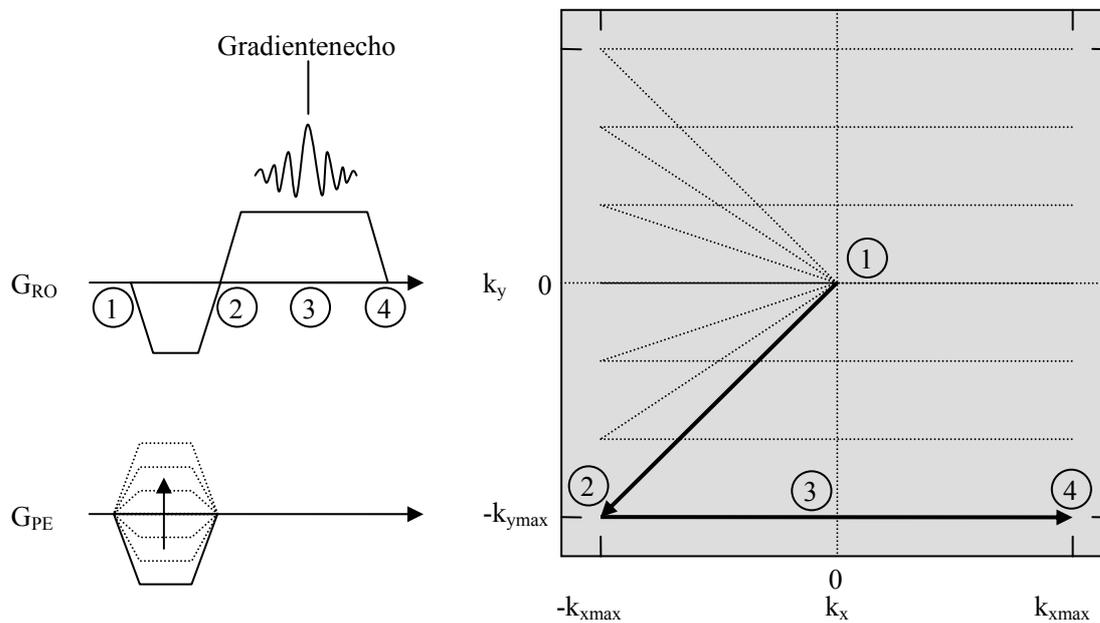


Abb. 2.5: Schema der k-Raum Abtastung einer Gradientenecho-Sequenz. Nach dem HF-Impuls befindet sich das Signal $S(k_x, k_y)$ im Zentrum des k-Raums (1). Durch den Phasenkodiergradienten und die Dephasierung in Ausleserichtung findet eine Dephasierung des Signals zum Punkt (2) statt. Während des umgekehrt gepolten Auslesegradienten wird eine k-Raum-Zeile abgetastet (3,4) und das Signal aufgenommen. An Punkt (3) findet das Gradientenecho statt. Der gesamte Vorgang wird N_P mal mit verschiedenen starken Phasenkodiergradienten wiederholt, so dass ein Abbild des gesamten k-Raums erzeugt wird.

2.3 Die Spin-Echo-Sequenz

Aufgrund technisch bedingter, räumlicher Magnetfeldinhomogenitäten zerfällt das beobachtete MR-Signal nicht mit der gewebespezifischen Zeitkonstante T_2 , sondern mit der effektiven Zeitkonstante T_2^* . Um die Wirkung der im Allgemeinen unbekanntenen Magnetfeldinhomogenitäten zu kompensieren, wurde von Hahn die sogenannte Spinecho (SE)-Sequenz eingeführt [Hahn50].

In der SE-Sequenz wird nach dem folgenden Schema vorgegangen: Am Anfang wird mit einem 90° -Impuls die gesamte Longitudinalmagnetisierung in die Transversalebene gedreht. Die Transversalmagnetisierung dephasiert daraufhin mit T_2^* . Dies ist in Abb. 2.6 als eine Auffächerung der Spins erkennbar. Nach der Zeit $\Delta t = TE/2$ wird ein 180° -Impuls eingestrahlt. Dadurch werden die Phasen der Spins invertiert. Da der Drehsinn der Spins sich nicht geändert hat, wird die Phasendifferenz zwischen schnelleren und langsameren Spins wieder geringer. Die Dephasierung aufgrund der Magnetfeldinhomogenitäten wird durch den 180° -Impuls also rückgängig gemacht. Zum Echozeitpunkt TE wird ein sogenanntes Spinecho detektiert, welches nur noch dem T_2 -Zerfall unterliegt. Vor der nächsten Hochfrequenzanregung muss eine hinreichend lange Zeit, die sogenannte Repetitionszeit TR , gewartet werden, damit sich wieder genügend longitudinale Magnetisierung ausgebildet hat. Die Signalintensität des Spinechos lässt sich für $TE \ll T_1$ in guter Näherung durch den Ausdruck

$$S_{SE} = \rho \cdot (1 - \exp(-TR/T_1)) \cdot \exp(-TE/T_2) \quad (2.40)$$

mit den drei Gewebeparametern ρ , T_1 und T_2 beschreiben.

Die Abhängigkeit des Bildsignals der SE-Sequenz von den Gewebeparametern, die sogenannte Wichtung, ergibt sich daher wie folgt aus den Aufnahmeparametern TE und TR :

1. ρ -Wichtung: Da die Signalintensität direkt zur Protonendichte ρ des beobachteten Gewebes proportional ist, lässt sich der Einfluss der Protonendichte auf den Bildkontrast nicht durch die Messparameter variieren.
2. T_1 -Wichtung: Der Gleichgewichtszustand der Longitudinalmagnetisierung wird nach etwa $5 \cdot T_1$ erreicht. Bei kürzerer Repetitionszeit TR ist die Longitudinal-

magnetisierung um den Faktor $1 - \exp(-TR/T_1)$ gegenüber dem Gleichgewichtszustand reduziert. Der Einfluss von T_1 auf den Bildkontrast lässt sich daher durch die Wahl der Repetitionszeit variieren.

3. T_2 -Wichtung: Sie wird durch den Faktor $\exp(-TE/T_2)$ beschrieben. Eine starke T_2 -Abhängigkeit lässt sich daher durch eine möglichst große TE -Zeit bei gleichzeitig großem TR (um die T_1 -Abhängigkeit zu unterdrücken) erreichen.

MR-Bilder mit verschiedenen Wichtungen der Gewebeparameter durch geeignete Einstellungen der Sequenzparameter TE und TR sind in Abb. 2.7 dargestellt.

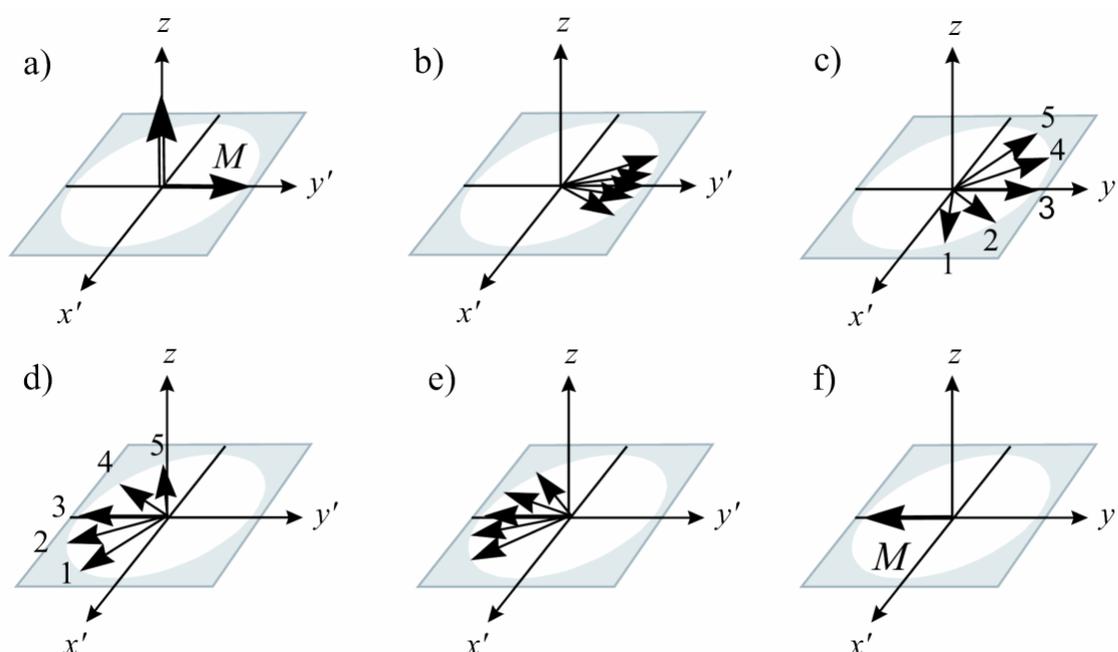


Abb. 2.6: Darstellung der Magnetisierung während der Spinecho-Sequenz. Nach dem 90° -Impuls zu Beginn der Sequenz, durch den die Longitudinalmagnetisierung in die Transversalebene geklappt wird (a), beginnt diese unter dem Einfluss der Magnetfeldinhomogenitäten zu dephasieren (b,c). Nach der Invertierung durch den 180° -Impuls (d) laufen die einzelnen Spinnpakete bis zum Spinecho (f) wieder zusammen. Die Dephasierung durch den T_2 -Effekt wurde hier nicht berücksichtigt [Aus: Brix02].

Da die gesamte Longitudinalmagnetisierung durch den 90° -Impuls in die Transversalebene gekippt wird und vor dem nächsten HF-Puls so lange gewartet werden muss, bis sich wieder eine nennenswerte Magnetisierung in z -Richtung ausgebildet hat, ergibt sich eine lange Untersuchungszeit, die zwischen etwa 2 und 10 Minuten liegt.

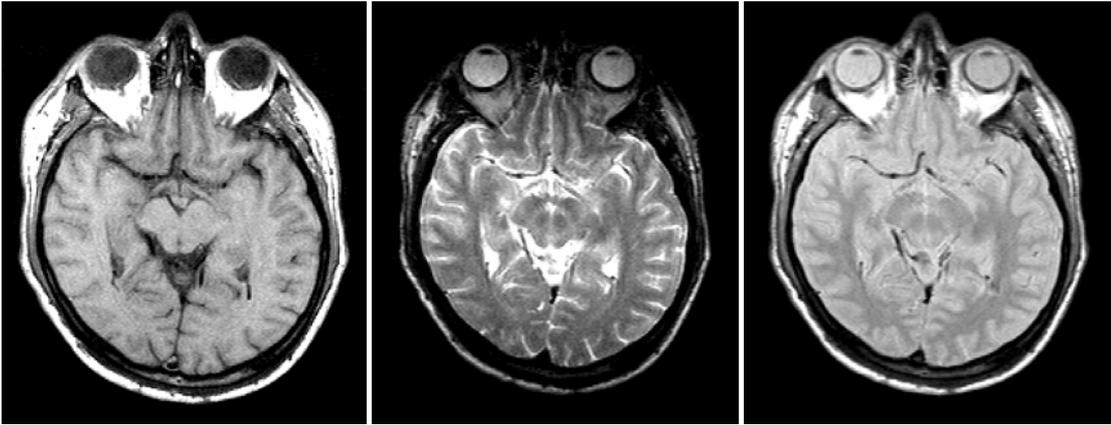


Abb. 2.7: Transversales Schnittbild eines Schädels, aufgenommen mit einer SE-Sequenz und verschiedenen Wichtungen der Gewebeparameter (links T_1 -Wichtung: $TR/TE = 600/15\text{ms}$, Mitte T_2 -Wichtung: $TR/TE = 2400/90\text{ms}$, rechts ρ -Wichtung: $TR/TE = 2400/20\text{ms}$) [Aus: Brix02].

2.4 Die Gradientenechosequenz

Man kann auch auf den 180° -Impuls verzichten und ein sogenanntes Gradientenecho erzeugen, um in der Bildgebung schneller zu werden und die HF-Belastung zu reduzieren. Zunächst werden die Spins zusätzlich zum freien Induktionszerfall durch einen Gradienten dephasiert. Durch einen anschließenden Gradienten in umgekehrter Richtung wird diese Dephasierung wieder rückgängig gemacht (s. Abb. 2.8).

Zum Echozeitpunkt TE verschwindet die durch die Gradienten erzeugte Phase:

$$\varphi(y) = \gamma \int_0^{TE} G_R(t) y dt = 0. \quad (2.41)$$

Das Integral in dieser Gleichung kann als Fläche unter der Gradienten-Zeit-Kurve interpretiert werden. Das Gradientenecho wird im Übrigen auch beim Spinecho zusätzlich erzeugt.

Durch das Verzicht auf den 180° -Puls werden beim Gradientenecho die lokalen Magnetfeldinhomogenitäten nicht kompensiert. Dadurch unterliegt die Amplitude des Gradientenechos dem T_2^* -Zerfall. Ein Vorteil von Sequenzen, die Gradientenechos verwenden, ist, dass die Zeit für die Einstrahlung des 180° -Impuls entfällt und somit kürzere TE -Zeiten als bei der SE-Sequenz erreicht werden können.

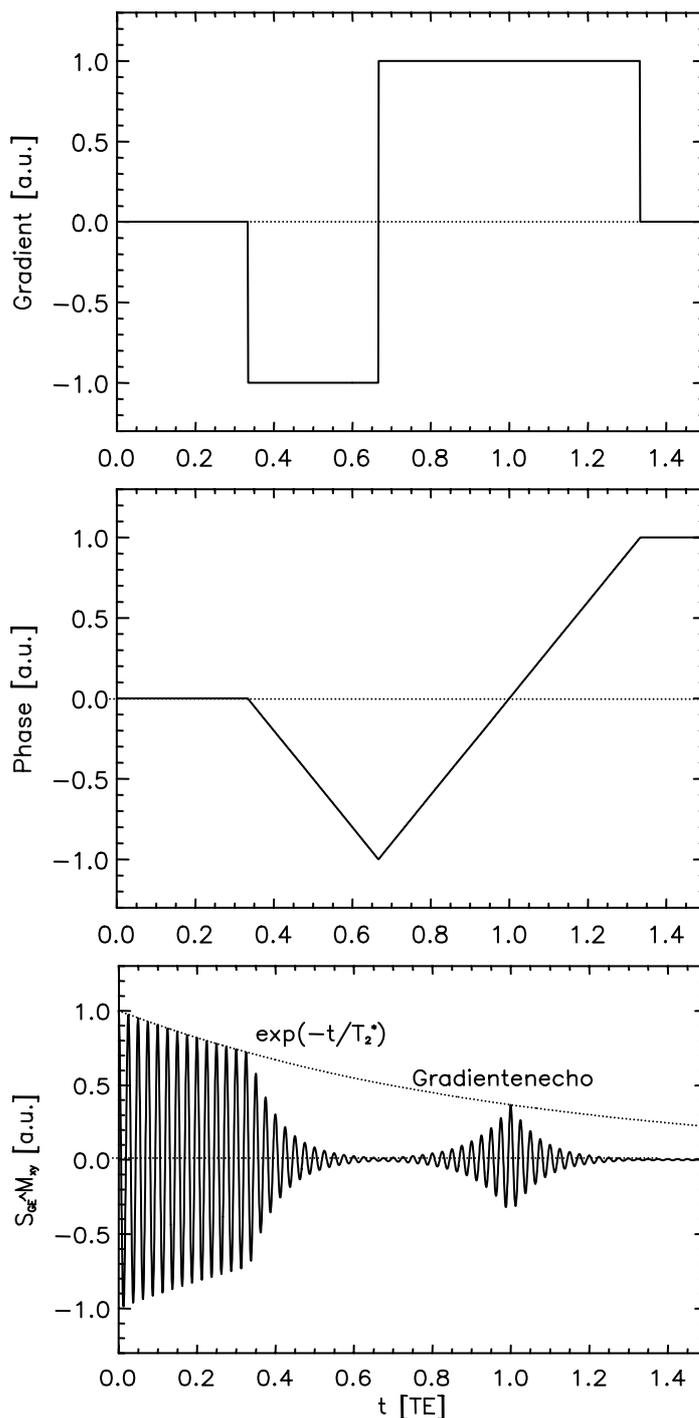


Abb. 2.8: Gradienten-, Phasen- und Signalverlauf eines Gradientenechos. Während eines konstanten Gradienten wird eine linear abfallende Phase erzeugt. Während des inversen Gradienten nimmt diese Phase wieder linear zu. Beim Nulldurchgang der Phase entsteht das Gradientenecho. Die während des ersten Gradienten bewirkte zusätzliche Dephasierung wird zu diesem Zeitpunkt gerade aufgehoben. Die Amplitude des Gradientenechos wird durch die T_2^* -Zerfallskurve bestimmt.

Zu erheblichen Zeiteinsparungen führt auch die Verwendung von Flipwinkeln mit $\alpha < 90^\circ$, wobei nur ein kleiner Bruchteil der Longitudinalmagnetisierung in die Transversalebene gedreht wird. Dadurch muss weniger lange auf die Relaxation der Magnetisierung gewartet werden.

Viele schnelle Bildgebungssequenzen beruhen auf dieser zuletzt beschriebenen Gradientenecho-Technik. Auf zwei spezielle Gradientenecho(GE)-Sequenzen, die FLASH- und die TrueFISP-Sequenz, die auch in dieser Arbeit verwendet wurden, wird im Folgenden genauer eingegangen.

2.4.1 FLASH-Sequenz

Die FLASH-Sequenz (*Fast Low Angle Shot*) wurde erstmals 1986 von Haase und Frahm vorgestellt [Haas86]. Es handelt sich dabei um eine Gradientenechosequenz mit einem niedrigen Flipwinkel $\alpha < 90^\circ$. Durch Verwendung eines kurzen TR findet keine vollständige Relaxation der Magnetisierung statt. Es stellt sich ein dynamischer Gleichgewichtszustand der Magnetisierung, der sogenannte *steady-state* ein. Zur Berechnung dieser Magnetisierung (und damit des Signals) sind zwei Beiträge zu berücksichtigen: zum einen bleibt nach der Anregung der Magnetisierung in die Transversalebene ein Restbetrag von Longitudinalmagnetisierung

$$M_{L,i}' = \cos \alpha \cdot M_{L,i-1} \quad (2.42)$$

nach der i -ten HF-Anregung übrig, wenn $M_{L,i-1}$ die vor der Anregung vorhandene Longitudinalmagnetisierung ist. Weiterhin findet im Laufe einer TR -Periode eine T_1 -Relaxation statt, so dass vor der nächsten Anregung die folgende Magnetisierung vorhanden ist:

$$M_{L,i} = M_0 + (\cos \alpha \cdot M_{L,i-1} - M_0) \cdot \exp(-TR/T_1). \quad (2.43)$$

Diese Reihe konvergiert gegen die Gleichgewichtsmagnetisierung:

$$M_{SS} = M_0 \frac{1 - \exp(-TR/T_1)}{1 - \cos \alpha \cdot \exp(-TR/T_1)}. \quad (2.44)$$

Für das gemessene Signal ist die zum Echozeitpunkt vorhandene Quermagnetisierung entscheidend, so dass sich für die FLASH-Sequenz die folgende Signalgleichung ergibt:

$$S_{FLASH} = M_0 \sin \alpha \cdot \exp(-TE/T_2^*) \cdot \frac{1 - \exp(-TR/T_1)}{1 - \cos \alpha \cdot \exp(-TR/T_1)}. \quad (2.45)$$

In Abhängigkeit von TR/T_1 wird das gemessene Signal für einen bestimmten Flipwinkel, den sogenannten Ernstwinkel α_E , maximal:

$$\alpha_E = \arccos(\exp(-TR/T_1)). \quad (2.46)$$

Aus der Signalgleichung ergeben sich für die FLASH-Sequenz die folgenden Abhängigkeiten von den Gewebeparametern T_1 und T_2^* :

1. T_1 -Wichtung: Im Vergleich mit der Spinecho-Sequenz entscheidet neben TR auch der Flipwinkel α über den Kontrast. Für einen ausgeprägten T_1 -Kontrast ist ein $TR < T_1$ und ein hoher Flipwinkel geeignet.
2. T_2^* -Wichtung: Im Gegensatz zur Spinecho-Sequenz ist bei der Gradientenechosequenz kein großes TR ($TR \gg T_1$) nötig, wenn ein niedriger Flipwinkel gewählt wird, wie in Glg. 2.45 leicht nachvollzogen werden kann. Wegen des schnellen T_2^* -Zerfalls tritt außerdem eine starke T_2^* -Gewichtung bereits bei deutlich kürzerem TE ein.

Eine weitere Eigenschaft, die auf dem Magnetisierungsgleichgewicht beruht, kann für die Angiographie zur Darstellung von Blutgefäßen ausgenutzt werden. Im Gegensatz zu statischem Gewebe befinden sich die Spins von Blut, das in die Messschicht einfließt, noch nicht im Gleichgewichtszustand, da diese noch die vollständige Longitudinalmagnetisierung besitzen. Dadurch werden Gefäße signalreicher abgebildet als umliegendes Gewebe.

In der FLASH-Sequenz kommen für die Bildgebung noch die Gradienten zur Ortskodierung hinzu. Bisher wurde vernachlässigt, was mit der verbleibenden Transversalmagnetisierung nach dem Gradientenecho passiert. Damit diese vor der nächsten HF-Anregung nicht mehr vorhanden ist, kann man ein TR wählen, das lange gegenüber T_2^* ist. Dies wird in der schnellen Bildgebung allerdings möglichst vermieden. Stattdessen wird das sogenannte HF-Spoiling eingesetzt. Dabei wird der Zerfall der Transversalmagnetisierung nach der Datenauslese durch zusätzliche Gradienten (Spoilergradienten) beschleunigt und die Phase variiert, so dass diese bei zukünftigen HF-Anregungen nicht

mehr zum Signal beiträgt. Ein Gradienten- und HF-Schema der FLASH-Sequenz ist in Abb. 2.9 dargestellt.

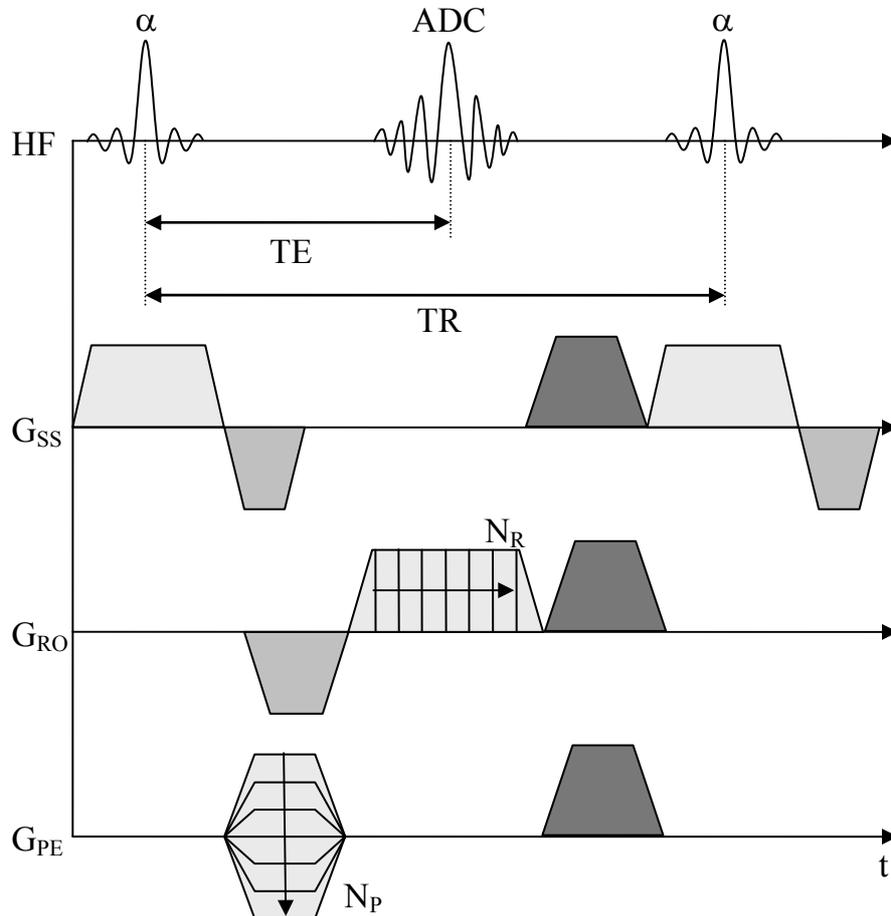


Abbildung 2.9: Gradienten- und Impulsschema der FLASH-Sequenz. Unter Zuhilfenahme des Schichtselektionsgradienten wird in einer Schicht Transversalmagnetisierung erzeugt. Anschließend wird in Schichtselektionsrichtung (SS) noch ein Gradient zur Rephasierung der Magnetisierung durchgeführt. In Ausleserichtung (RO) wird nach der Zeit TE das Gradientenecho erzeugt. Während des Auslesegradienten werden um das Echo N_R Datenpunkte aufgenommen. Zwischen HF-Anregung und Datenauslese wird die Phase der Magnetisierung in N_P Schritten kodiert (PE). Vor der nächsten HF-Anregung nach der Zeit TR wird die verbleibende Magnetisierung durch Spoiler-Gradienten dephasiert.

2.4.2 Die TrueFISP-Sequenz

Im Gegensatz zur FLASH-Sequenz wird bei der TrueFISP-Sequenz (*Fast Imaging with Steady Precession* [Oppe86]) die verbleibende Transversalmagnetisierung nach der Datenauslese nicht durch Spoilergradienten vernichtet, sondern vollständig rephasiert (s. Abb. 2.10). Durch die Rephasierung gibt es einen weiteren Signalbeitrag, der bei den nachfolgenden HF-Anregungen zur Verfügung steht. Die Gleichungen für den Gleichgewichtszustand der Magnetisierung sind komplexer als bei der FLASH-Sequenz, da alle Magnetisierungskomponenten betrachtet werden müssen [Haac99]:

$$M_x = M_0(1 - E_1) \frac{E_2 \sin \alpha \cdot \sin \beta}{d} \quad (2.47)$$

$$M_y = M_0(1 - E_1) \frac{\sin \alpha \cdot (1 - E_2 \cos \beta)}{d} \quad (2.48)$$

$$M_z = M_0(1 - E_1) \frac{E_2(E_2 - \cos \beta) + (1 - E_2 \cos \beta) \cos \alpha}{d}. \quad (2.49)$$

Dabei wurden die folgenden Abkürzungen verwendet:

$$d = (1 - E_1 \cos \alpha)(1 - E_2 \cos \beta) - E_2(E_1 - \cos \alpha)(E_2 - \cos \beta) \quad (2.50)$$

$$E_1 = \exp(-TR/T1) \quad (2.51)$$

$$E_2 = \exp(-TR/T2). \quad (2.52)$$

Der Winkel β ist dabei ein Phasenvorschub innerhalb eines TR z.B. aufgrund von Gradienten, die durch Suszeptibilitätssprünge im untersuchten Objekt verursacht werden können. Dadurch können Intensitätsschwankungen auch innerhalb homogener Objekte (sogenannte banding-Artefakte) entstehen.

Bei kurzem TR ($TR \ll T1, T2$) und für $\beta = \pi$ vereinfachte sich die Gleichung für die Transversalmagnetisierung zu:

$$M_{\perp} \cong \frac{M_0 \sin \alpha}{(T_1/T_2 + 1) - \cos \alpha (T_1/T_2 - 1)}. \quad (2.53)$$

In dieser Näherung folgt für den optimalen Flipwinkel

$$\cos \alpha_{opt} \cong \frac{T_1/T_2 - 1}{T_1/T_2 + 1} \quad (2.54)$$

mit der maximalen Transversalmagnetisierung

$$M_{\perp}|_{\alpha=\alpha_{opt}} \cong 1/2 \cdot M_0 \sqrt{T_2/T_1} . \quad (2.55)$$

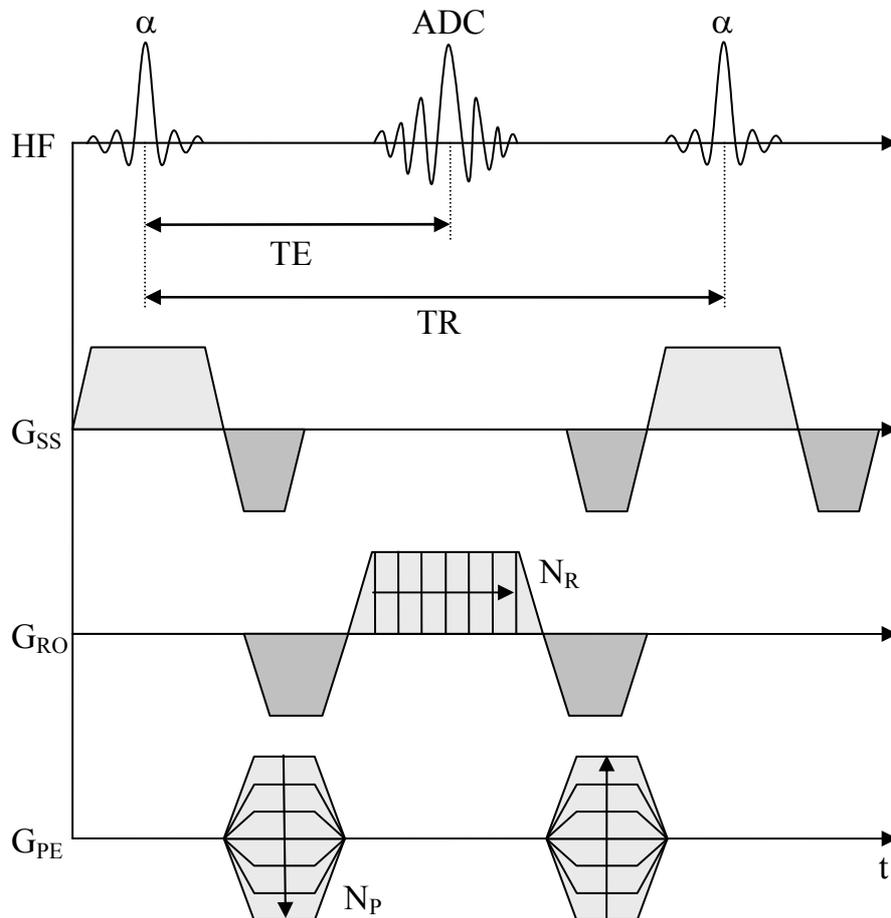


Abbildung 2.10: Gradienten- und Impulsschema der TrueFISP-Sequenz. Im Gegensatz zur FLASH-Sequenz werden über die gesamte Repetitionszeit die durch die Gradienten erzeugten Phasen vollständig refokussiert.

Für zerebrospinale Flüssigkeit ergibt sich bei einem $T_1/T_2 \approx 2$ ein optimaler Flipwinkel von 70° . Die TrueFISP-Sequenz ist T_2/T_1 -gewichtet und unabhängig vom TR . Mit dieser Technik lassen sich daher bei Verwendung des kürzestmöglichen TR MR-Bilder mit hohem Kontrast aufnehmen.

2.5 Flussmessungen

Bei der MRT wird ein Signal detektiert, das zur x- und y-Komponente der Magnetisierung proportional ist:

$$S \propto M_x + iM_y. \quad (2.56)$$

Für die Bildgebung wird nach der Fouriertransformation meist nur die Amplitudeninformation für die Bildgewinnung benutzt, da die Phase im homogenen Magnetfeld im Idealfall in jedem Bildpunkt null sein müsste. Da die Larmorfrequenz bei Anwesenheit von Gradientenfeldern ortsabhängig ist, erfahren Spins, die sich durch diese Felder bewegen, einen unterschiedlichen Einfluss auf ihre Phase als ruhende Spins. Mit geeigneten Gradientenschaltungen lässt sich so Geschwindigkeitsinformation in der Phase kodieren.

2.5.1 Die Phase bewegter Spins

Für die Phase φ , die ein sich längs der Trajektorie $r(t)$ bewegender Spin in einem Gradientenfeld $\vec{G}(t)$ akkumuliert, gilt allgemein:

$$\varphi(t) = \gamma \int_0^t \vec{G}(t') r'(t') dt' \quad (2.57)$$

Das Skalarprodukt kann dabei komponentenweise für alle drei Raumrichtungen betrachtet werden. Der Einfachheit halber wird deswegen im Folgenden eine Bewegung entlang eines Gradienten in x-Richtung betrachtet. Der Ort $x(t)$ kann in eine Taylorreihe um t_0 entwickelt werden:

$$x(t) = x_0 + v_0(t - t_0) + \frac{1}{2} a_0(t - t_0)^2 + \dots, \quad (2.58)$$

wobei x_0 , v_0 und a_0 der Ort, die Geschwindigkeit und die Beschleunigung zum Zeitpunkt t_0 sind. Damit ergibt sich für die Phase in erster Näherung der folgende Ausdruck:

$$\varphi(t) = \gamma x_0 \int_0^t \vec{G}(t') dt' + \gamma v_0 \int_0^t \vec{G}(t') t' dt' + \dots \quad (2.59)$$

Die Integralterme bezeichnet man als Gradientenmomente:

$$I_0(t) = \int_0^t \vec{G}(t') dt' \quad (2.60)$$

$$I_1(t) = \int_0^t \vec{G}(t') t' dt' \quad (2.61)$$

Die Terme höherer Ordnung können bei kleinen Echozeiten im Allgemeinen vernachlässigt werden. Die Phase zum Zeitpunkt t ist dann eine lineare Funktion der Geschwindigkeit.

2.5.2 Eigenschaften der Gradientenmomente

Das 1. Moment ist abhängig vom Startzeitpunkt t_0 . Eine Verschiebung um τ auf der Zeitachse bewirkt für das 1. Moment:

$$I_1(t)_{t_0+\tau} = I_1(t)_{t_0} + \tau I_0(t). \quad (2.62)$$

Bei verschwindendem 0. Moment ist das 1. Moment also invariant gegenüber einer zeitlichen Verschiebung. Eine weitere wichtige Eigenschaft ist die der zeitlichen Inversion. Wird ein Gradientenzug der Länge ΔT , der bei $t_0 = 0$ beginnt, in der Zeit invertiert, so gilt für sein 1. Moment:

$$\bar{I}_1 = \int_0^{\Delta t} \vec{G}(t') t' dt' = \int_0^{\Delta t} G(\Delta t - t') t' dt' = \int_0^{\Delta t} G(t') (\Delta t - t') dt' = \Delta t \cdot I_0 - I_1. \quad (2.63)$$

Bei verschwindendem 0. Moment wechselt also das 1. Moment sein Vorzeichen, wenn der Gradientenzug zeitlich gespiegelt wird.

Anhand der Gradientenmomente lässt sich die Auswirkung der Gradienten auf die Phase der Spins beschreiben. Durch geeignete Gradientenschaltungen lässt sich erreichen, dass das 1. Moment verschwindet. Die Phase ist dann unabhängig von der Geschwindigkeit, und man spricht von geschwindigkeits- oder flusskompensierten Gradienten.

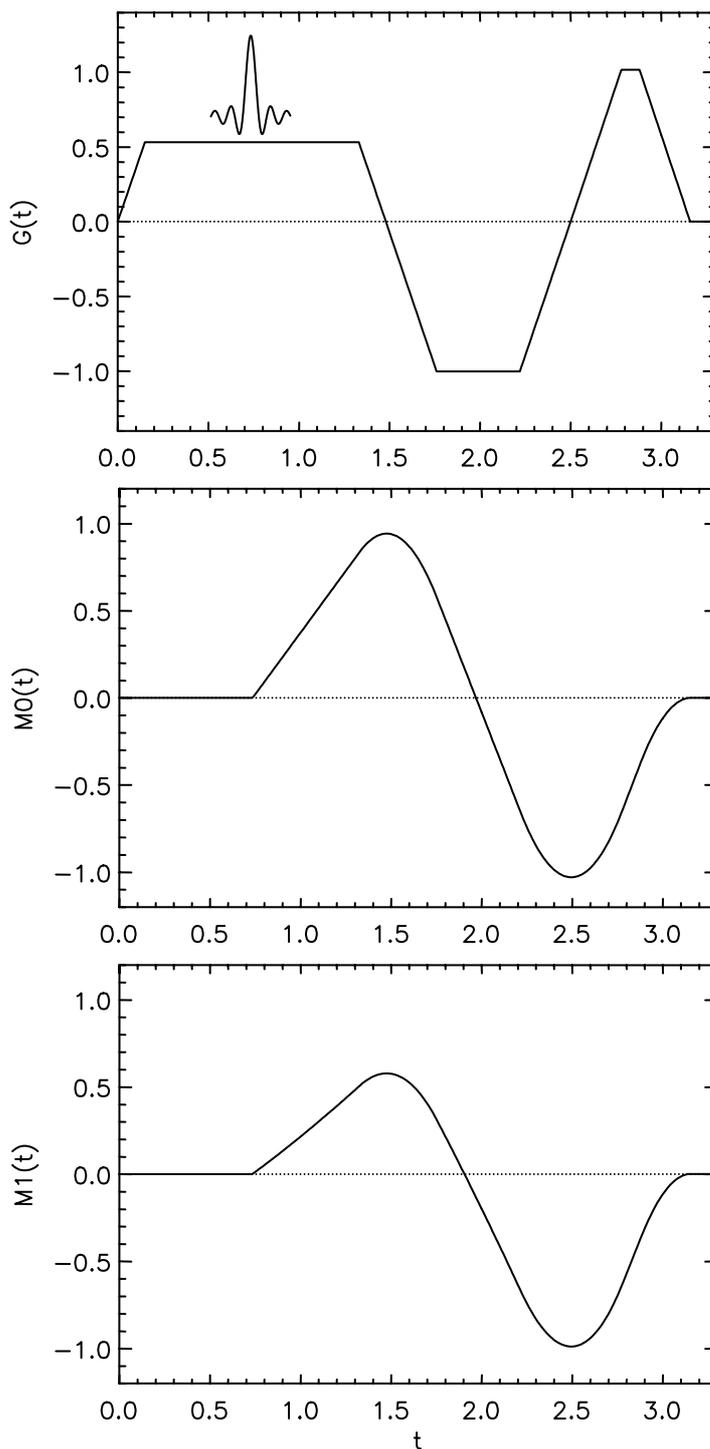


Abb. 2.10: Beispiel für 0. und 1. Moment eines flusskompensierten Schichtselektionsgradienten. Die Momentenberechnung beginnt zu dem Zeitpunkt, zu dem die Transversalmagnetisierung entsteht: in der Mitte des Anregungspulses. Durch die Abfolge zweier Gradienten mit unterschiedlicher Polarität nach dem Schichtselektionsgradienten wird erreicht, dass sowohl das 0. als auch das 1. Moment kompensiert werden.

In Abb. 2.10 ist als Beispiel ein geschwindigkeitskompensierter Schichtselektionsgradient zusammen mit seinem 0. und 1. Gradientenmoment abgebildet. Zu beachten ist hier, dass der Nullpunkt der Zeit in der Mitte des HF-Pulses liegt, da die Transversalmagnetisierung näherungsweise zu diesem Zeitpunkt entsteht. Geschwindigkeitskompensierte Gradienten werden beispielsweise eingesetzt, um bewegungsbedingte Artefakte zu beheben.

2.5.3 Geschwindigkeitskodierung

Für eine Messung der Geschwindigkeit führt man in der Richtung, in der die Geschwindigkeit gemessen werden soll (meist orthogonal zur Schichtselektionsrichtung), Gradientenzüge mit nicht verschwindendem I_1 aus und erhält so ein geschwindigkeitsempfindliches Bild $\phi(x, y)$. Zusätzlich wird in der Regel ein Bild mit geschwindigkeitskompensierten Gradienten $\phi_0(x, y)$ aufgenommen, das als Referenz dient. Für die Berechnung der Geschwindigkeitsinformation wird dann die Differenz dieser beiden Phasenbilder betrachtet:

$$v(x, y) = \frac{\phi(x, y) - \phi_0(x, y)}{\mathcal{A}_1} = \frac{\Delta\phi(x, y)}{\mathcal{A}_1}. \quad (2.64)$$

Der Grund für diese Differenztechnik ist, dass die Phase auch in geschwindigkeitskompensierten Bildern im Allgemeinen nicht genau null ist. Durch lokale Suszeptibilitätssprünge entstehen z.B. im untersuchten Objekt Magnetfeldinhomogenitäten, die sich auf die Phase auswirken.

Die Stärke der Geschwindigkeitskodierung wird durch den sogenannten VENC-Wert (engl. Velocity encoding) beschrieben. Er ist die Geschwindigkeit, für die eine Phasenverschiebung von π auftritt:

$$VENC(I_1) = \frac{\pi}{\mathcal{A}_1}. \quad (2.65)$$

2.5.4 2D Phasenkontrast Flussmessung

Eine Messung des Flusses, die auf der Kodierung der Geschwindigkeit in der Phase des MR-Signals beruht, bezeichnet man als Phasenkontrast (PC) Flussmessung ([Brya84], [Capr90], [Cons84], [Leon87]). Für eine 2D PC Flussmessung kann man eine modifizierte FLASH-Sequenz verwenden. Dabei werden nacheinander zwei Bilder aufgenommen, ein geschwindigkeitskompensiertes und ein geschwindigkeitskodiertes Bild. Für die Flussauswertung wird dann das Bild der Phasendifferenz, die proportional zur Geschwindigkeit ist, herangezogen. Bei einer typischen Repetitionszeit von $TR = 20$ ms und einer Matrixgröße von 256×256 beträgt die Aufnahmezeit $2 \times 256 \times TR$ ms = 10,2 s. Diese Zeitspanne ist zu lang, um Variationen der Geschwindigkeit innerhalb eines Herzschlages auflösen zu können. Man erhält mit dieser Technik nur den in erster Näherung zeitgemittelten Blutfluss [Hof93].

Um den Blutfluss zwischen 2 Herzschlägen als Funktion der Zeit messen zu können, verwendet man das EKG-Signal zur Synchronisation der Datenaufnahme mit dem Herzschlag [Nay186], [Pelc91]. Nach jedem EKG-Signal wird dabei eine k-Raumzeile des Bildes in N verschiedenen Bildern (Phasen) akquiriert. Je nach Dauer des Herzintervalls T_H können bei einer Zeitauflösung von $2 \times TR$ bis zu $N = T_H / 2 \times TR$ Abtastungen innerhalb des Intervalls erfolgen. Nach der Aufnahme des gesamten k-Raumes erhält man dann entsprechend bis zu N Geschwindigkeitsbilder (Phasen), die jeweils einen bestimmten Zeitpunkt innerhalb des Herzintervalls repräsentieren. Bei einer Dauer des Herzintervalls von $T_H = 800$ ms benötigt diese Technik allerdings $256 \times T_H = 3$ min 41 s. Der Fluss wird zwar innerhalb eines Herzintervalls zeitlich aufgelöst, stellt allerdings eine Mittelung über viele Herzzyklen dar.

3 Materialien und Methoden

In diesem Kapitel wird zunächst die verwendete Hardware vorgestellt. In den folgenden Abschnitten werden dann die in dieser Arbeit entwickelten Methoden diskutiert. Dazu gehört die Sequenz zur Katheterverfolgung, die zur Positionsdarstellung eine aktive Lokalisierung von kleinen HF-Spulen mit schneller Bildgebung kombiniert. Diese Sequenz wurde mit einer automatischen Schichtnachführung und -orientierung ausgestattet, so dass der Katheter immer im MR-Bild sichtbar ist. Ein zusätzlich entwickeltes Userinterface erlaubt die schnelle und bequeme Änderung der wichtigsten Sequenzparameter zur Laufzeit der Messung vom Tomographenraum aus. Im letzten Abschnitt wird eine Methode zur schnellen und automatischen Flussmessung mit den aktiven Katheterspulen vorgestellt.

3.1 Hardware

Im Folgenden werden die technischen Eigenschaften der Tomographen, an denen die Experimente durchgeführt wurden, sowie die verwendeten Katheter und das Aortenphantom beschrieben.

3.1.1 Der MR-Tomograph

Die MR-Experimente wurden zu Beginn der Arbeit an einem 1,5 T Ganzkörper-MR-Tomographen des Typs Magnetom Vision (Siemens, Erlangen) durchgeführt. Die Gradienten dieses Tomographen besitzen eine maximale Gradientenstärke von 25 mT/m und eine Slew Rate von 42 T/m/s.

Die weiteren Versuche, inklusive der Tierversuche, wurden an einem klinischen 1,5 T MR-Tomographen (Siemens Magnetom Symphony, Erlangen) der neuesten Generation durchgeführt. Für die schnelle Bildgebung ist der Tomograph mit einem Gradientensystem (Quantum Gradienten) ausgestattet, die eine maximale Gradientenstärke von 30 mT/m und eine Slewrate von 120 T/m/s ermöglichen. Darüber hinaus ist der mit einer Länge von 1,6 m verhältnismäßig kurze Grundfeldmagnet, der auch während der Intervention einen Zugang zum Patienten erlaubt. Speziell für die

Interventionen von Bedeutung ist eine abtrennbare Patientenliege, ein Monitor im Inneren des Untersuchungsraumes, der es erlaubt, MR-Bilder darzustellen und die Möglichkeit, die Messung von innen zu steuern.

3.1.2 Aktive Katheter

Für die Interventionen wurden spezielle Katheter verwendet, an denen kleine Hochfrequenz(HF)-Spulen zur Lokalisierung angebracht sind (s. Abb. 3.1) und die über eine innere Öffnung (Lumen) zur Verabreichung von z.B. Kontrastmittel oder zum Einbringen von Führungsdrähten verfügen. Es wurden sowohl mit drei HF-Spulen ausgestattete Katheter (Euronamics, Een, Niederlande) mit einem Aussendurchmesser von 5F (1F = 1/3 mm) verwendet, als auch am DKFZ hergestellte Katheter¹ mit einer Solenoidspule am Ende des Katheters. Letztere wurden aus dem Rohmaterial von 5F Ballonkathetern (Cook Pursuit, Bloomington, USA) mit einem zweiten Lumen zur Führung eines Koaxialkabels gefertigt.

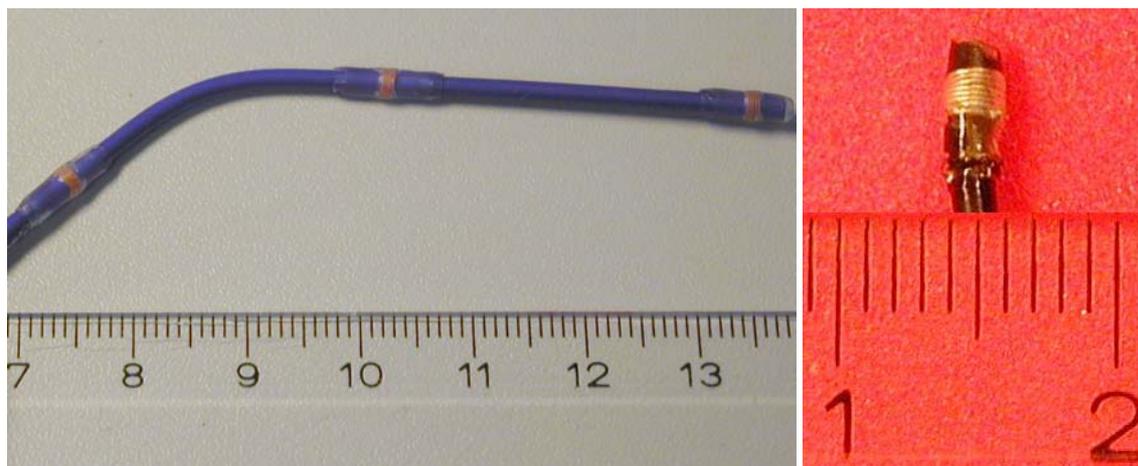


Abb. 3.1: Katheter mit 3 Spulen (links) und Spitze eines am DKFZ hergestellten Katheters (rechts).

Über das Koaxialkabel wurden die Katheterspulen mit einem Anpassnetzwerk verbunden, um als Empfangsspule an den Tomographen angeschlossen werden zu können. Die automatische Spulenidentifizierung wurde so modifiziert, dass die Katheterspulen am Tomographen automatisch erkannt werden und im Sequenzprotokoll aktivierbar sind.

¹ Sven Zühlsdorff, DKFZ Heidelberg



Abb. 3.2: Anpassungsnetzwerk für die Katheterspulen (li). Die Katheterspulen werden automatisch von der Spulenerkennungssoftware des Tomographen erkannt (re).

3.1.3 Das Aortenphantom

Für Phantomexperimente wurde aus Glas eine Nachbildung der menschlichen Aorta in der Werkstatt des DKFZ angefertigt (Abb. 3.3). Diese wurde mit Silikon-Schläuchen versehen und in einen Kunststoffbehälter eingebaut. Über eine Pumpe konnte ein konstanter Fluss erzeugt werden. Durch eine 8F-Schleuse wurde ein Zugang für den Katheter in das Glasphantom geschafft.

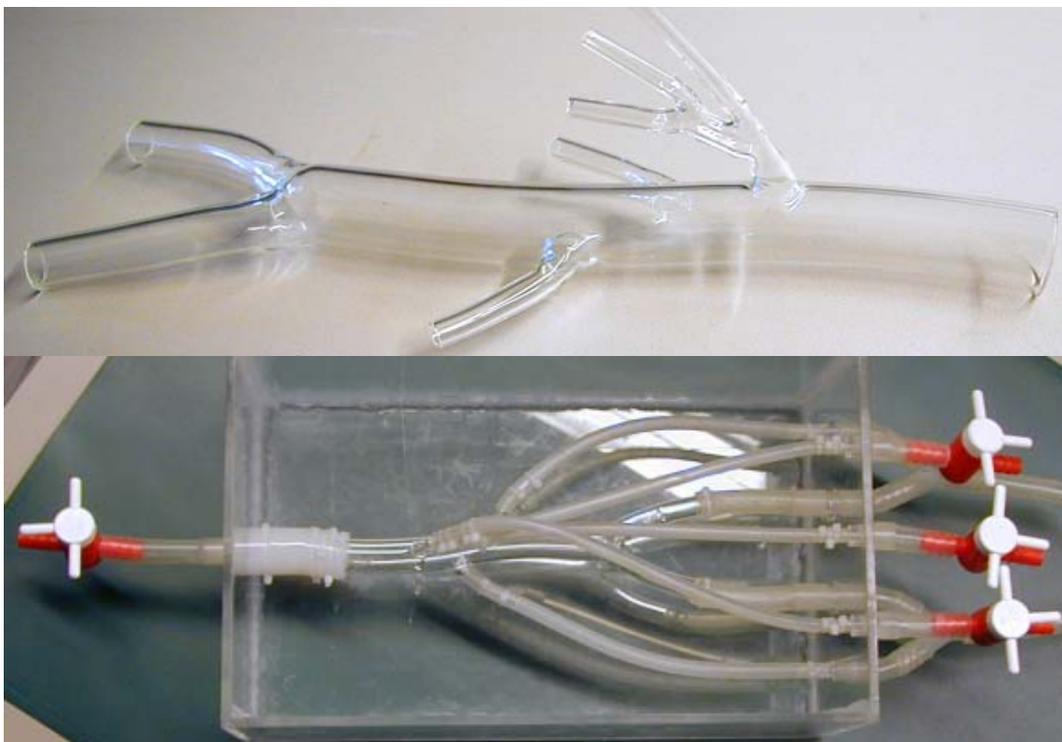


Abb. 3.3: Glasphantom als Nachbildung der menschlichen Aorta ohne (oben) und mit (unten) Anschluss an ein Schlauchsystem. Im Experiment wurde der umgebende Plexiglasbehälter mit einer Flüssigkeit gefüllt, um Gewebesignal zu simulieren.

3.2 Katheterlokalisierung

Prinzipiell unterscheidet man zwei Arten der Instrumentendarstellung: passiv und aktiv. Bei der passiven Visualisierung wird ein Instrument im Prozess der MR-Bildgebung dargestellt. Dies ist möglich, indem z.B. die Signalträger (Protonen) verdrängt werden, oder durch Suszeptibilitätssprünge zwischen dem Material der Instrumente und der Umgebung eine Signalauslöschung verursacht wird (negativer Kontrast). Die Darstellung von Biopsienadeln erfolgte bereits unter Ausnutzung des Suszeptibilitätsartefaktes [Lufk87, Lewi96]. Dysprosiumringe wurden zur Markierung an Katheter angebracht [Bakk96]. Die Darstellung der Instrumente mit dieser Methode hängt von vielen Faktoren ab: von der Form und der Orientierung der Instrumente zum Magnetfeld, von der Suszeptibilitätsdifferenz zwischen Material und Gewebe, der Orientierung der Bildkodierachsen und nicht zuletzt von der Aufnahmebandbreite. Eine Möglichkeit, einen positiven Kontrast zu erzeugen, bei der das Instrument selbst ein starkes Signal beisteuert, stellt die Verwendung von Kontrastmittel dar [Unal98].

Bei der aktiven Lokalisierung werden elektrische Komponenten eingesetzt und an den Tomographen angeschlossen. So kann z.B. ein durch Suszeptibilitätssprünge verursachter Artefakt durch einen schaltbaren Strom kontrolliert werden. Durch die Aufnahmen zweier Bilder mit und ohne Strom und anschließender Differenz beider Bilder kann der Kontrast verstärkt werden [Glow97]. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Anbringung kleiner HF-Spulen an die Instrumente [Acke86, Dumo93], deren 3D Koordinaten durch eine schnelle Projektionstechnik gemessen werden können. Es kann auch der Führungsdraht, der meist gemeinsam mit Kathetern eingesetzt wird als Antenne verwendet werden [Ladd97].

Eine weitere Methode setzt zur Lokalisation induktiv gekoppelte Spulen ein und lässt sich nicht genau zwischen passiver und aktiver Darstellung einordnen, da die Spulen nicht an das MR-System angeschlossen sind. Diese Methode beruht auf der lokalen Verstärkung des B_1 -Feldes zur Anregung der Magnetisierung und der Verstärkung des lokalen Gewebesignals [Burl96, Melz00].

3.2.1 Aktive Katheterlokalisierung

In dieser Arbeit wurde die aktive Katheterverfolgung realisiert. Am Katheter sind dazu eine oder mehrere Hochfrequenz-Empfangsspulen angebracht, deren Signal zur Lokalisierung dient. Die aktive Methode wurde implementiert, da innerhalb von etwa 20 ms die Lage der Spule im Raum gemessen werden kann und die Positionsbestimmung im Gegensatz zu den passiven Methoden unabhängig von der Lage der Messschicht möglich ist. Im Vergleich zu optischen Methoden muss auch keine starre geometrische Beziehung zu optischen Markierungen außerhalb des Körpers vorliegen. Die Katheterspule wird im Datennachverarbeitungsprozess des Tomographen wie eine übliche Bildgebungsspule behandelt. Es sind also keine zusätzlichen Schnittstellen nötig, um die Positionsinformation in die Bildgebung zu integrieren. Diese hier entwickelte Methode zur Katheterverfolgung ist mit geringfügigen Modifikationen auf andere Instrumente (z.B. Biopsienadeln) übertragbar, sofern kleine Hochfrequenzspulen an den Instrumenten angebracht werden.

Die einfachste Pulssequenz (siehe Abb. 3.4) zur Lokalisierung einer kleinen HF-Spule besteht aus einem räumlich nichtselektiven HF-Puls, mit dem alle Spins innerhalb der Anregungsspule (meist die Ganzkörperspule des Tomographen) angeregt werden. Anschließend wird ein Gradientenecho in x-Richtung erzeugt, und das Signal wird aufgenommen. Die verbleibende Transversalmagnetisierung wird durch Spoilergradienten zerstört. Dieser Vorgang wird mit Auslesegradienten in den verbleibenden Koordinatenrichtungen y und z wiederholt, um eine vollständige 3D-Koordinate zu erhalten.

Zur Berechnung der Koordinate wird im Bildrekonstruktionsprogramm von jeder Projektion zunächst eine Fouriertransformation durchgeführt, um die Projektion in den Ortsraum zu überführen. Da das Signal einer kleinen Katheterspule räumlich scharf begrenzt ist, wird anschließend durch eine einfache Maximumsuche die in Richtung des Feldgradienten kodierte Position bestimmt.

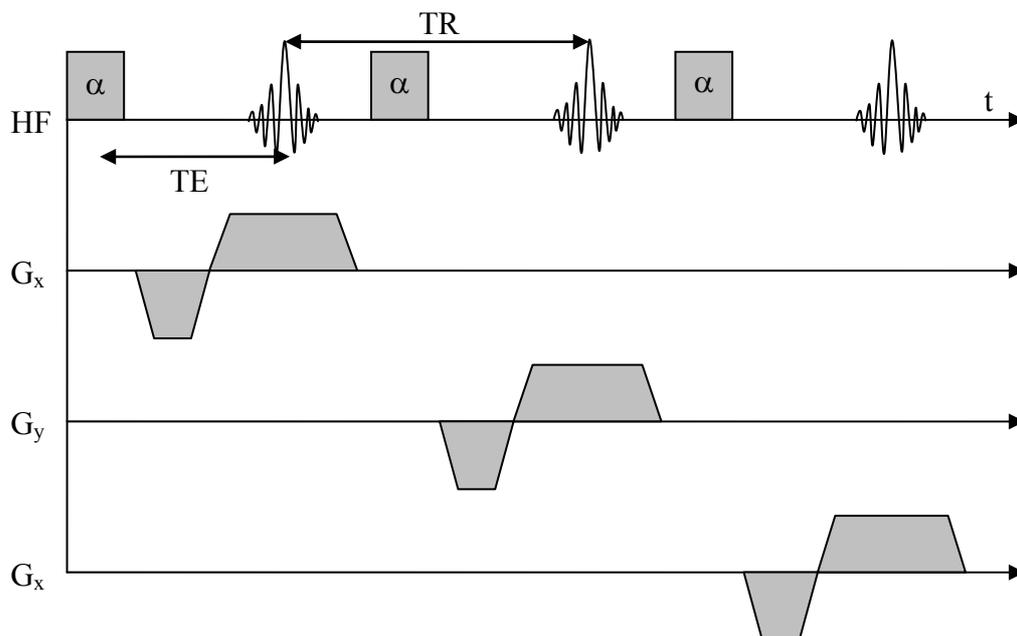


Abb. 3.4: Sequenz zur Bestimmung der Position einer kleinen HF-Spule. Nach der nichtselektiven Anregung wird Transversalmagnetisierung im gesamten Volumen der Anregungsspule erzeugt, und anschließend wird ein Gradientenecho erzeugt. Das Signal ist eine Projektion auf die Richtung des entsprechenden Auslesegradienten.

3.2.2 Hadamardkodierung

Die einfache Sequenz zur Katheterlokalisierung ist anfällig gegenüber Resonanzoffsetfehlern, welche zu einer Verschiebung der detektierten Position führen. Ursachen für diese unerwünschten Verschiebungen sind:

1. Differenz der Sender- und Empfängerfrequenz von der Larmorfrequenz
2. Inhomogenitäten des statischen Grundmagnetfeldes
3. lokale Magnetfeldinhomogenitäten verursacht durch magnetische Suszeptibilitätsunterschiede innerhalb des sensitiven Volumens der Katheterspule.

Diese Resonanzoffsetfehler können beseitigt werden, indem anstelle der drei Raumkodierungen 4 Projektionen mit gleichzeitiger Ausführung der Auslesegradienten in allen drei Raumrichtungen aufgenommen werden. Die Vorzeichen der Auslesegradienten in den aufeinander folgenden Projektionen werden gemäß dem Hadamardschema moduliert [Dumo93]. Abbildung 3.5 zeigt die Hadamarkodierung und ein Schema der Vorzeichen der Auslesegradienten für jede HF-Anregung. Die Position in

X-, Y- und Z-Koordinaten wird anschließend im Bildrekonstruktionsprogramm folgendermaßen aus den vier Projektionen P1-P4 berechnet:

$$X = +P1 + P2 - P3 - P4, \quad (3.1)$$

$$Y = +P1 - P2 + P3 - P4, \quad (3.2)$$

$$Z = +P1 - P2 - P3 + P4, \quad (3.3)$$

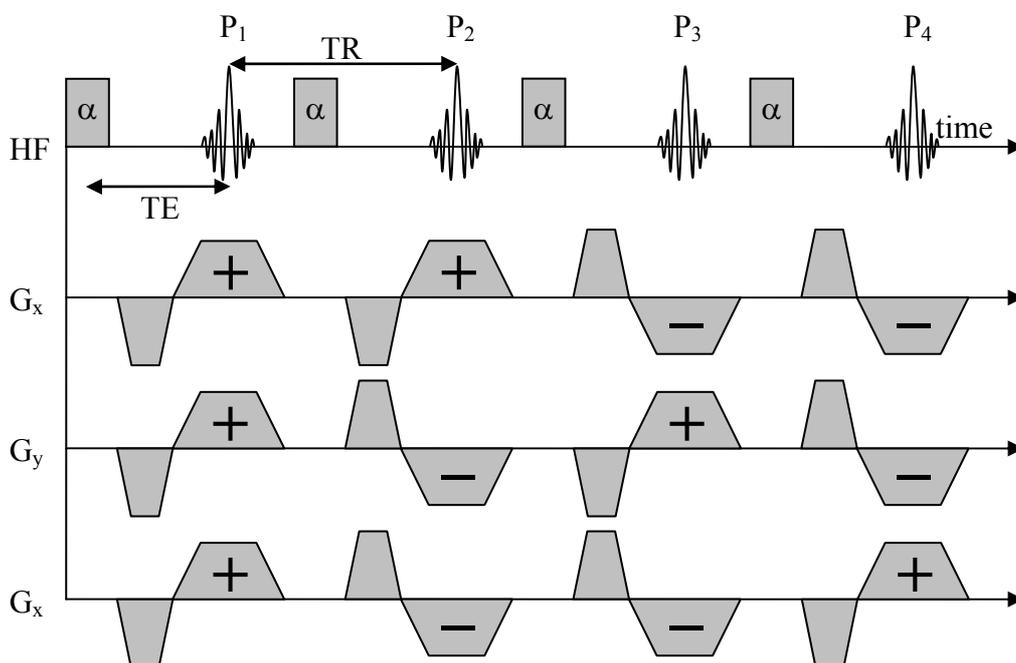


Abb. 3.5: Katheterlokalisierung mit 4 Hadamard-kodierten Projektionen. In jeder Projektion werden die Auslesegradienten in allen drei Richtungen gleichzeitig ausgeführt. Das Vorzeichen der Gradienten wird nach dem Hadamardschema moduliert.

3.2.3 Rohdatenfilter für die Projektionen

Bei der Katheterverfolgung werden neben den Katheterspulen zusätzlich bildgebende Spulen verwendet. Das MR-Signal dieser Spulen wird gleichzeitig detektiert. Es wurde beobachtet, dass dem räumlich, scharf begrenzten Signal der Katheterspulen in den Projektionen zusätzlich ein räumlich langsam variiertes Untergrundsignal überlagert sein kann, welches durch Kopplung mit den Bildgebungsspulen zustande kommt. Da der langsam variierte Untergrund im Ortsraum niedrigen Werten im k-Raum

entspricht, lassen sich solche Strukturen direkt nach Aufnahme der Projektionen herausfiltern, indem das Signal der Projektionen im Zentrum des k -Raumes unterdrückt wird. Für die Filterung wurde das Bildrekonstruktionsprogramm erweitert. Dazu wurde eine eindimensionale Filterfunktion berechnet und in einem Array gespeichert. Die Filterfunktion wurde durch einen inversen Hanningfilter mit einem Minimum in der Mitte realisiert. Im zentralen Bereich des Filters mit der einstellbaren Breite a wird der Filter durch die folgende Funktion definiert:

$$f(x) = \frac{1 - \cos\left(2\pi \frac{x - 1/2}{a}\right)}{2}, \text{ für } \frac{1}{2}(1 - a) < x < \frac{1}{2}(1 + a). \quad (3.4)$$

Die Länge des Filters ist auf 1 normiert. Dieses Intervall wird auf die von der Auflösung der Projektion abhängige Länge skaliert. Außerhalb des zentralen Bereiches ist der Wert des Filters konstant 1. Abbildung 3.6 zeigt den standardmäßig eingesetzten Filter mit $a = 0,4$. Der Filter wurde im Bildrekonstruktionsprogramm noch vor der Fouriertransformation angewendet.

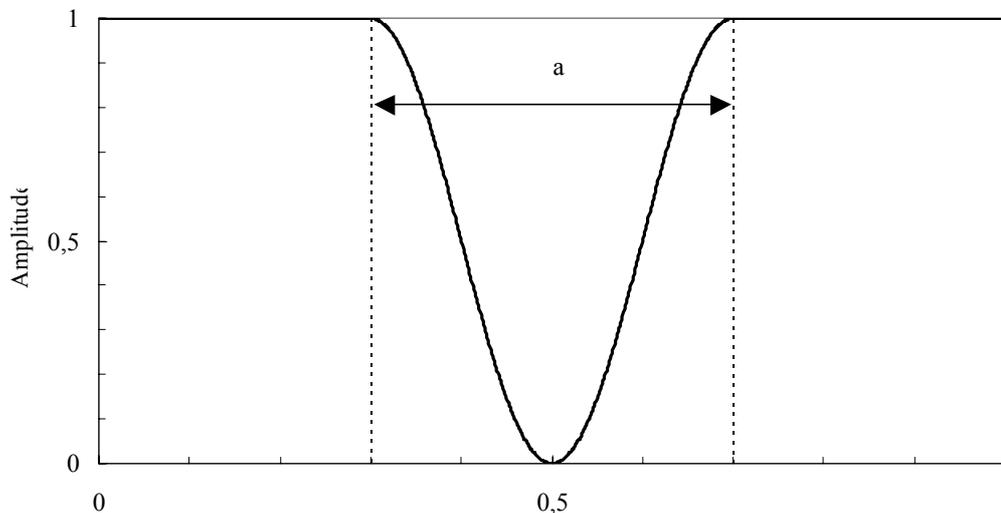


Abb. 3.6: Inverser Hanningfilter für die Rohdatenfilterung der Projektionsdaten. In einem zentralen Bereich der Breite $a = 0,4$ werden die Rohdaten unterdrückt. Am Rand des Filters, der den scharfkantigen Strukturen entspricht, findet keine Filterung statt (Wert des Filters beträgt 1).

3.3 Sequenz zur Katheterverfolgung

Um die gemessene Position einer Katheterspule angemessen darzustellen, markiert man die Spulenposition auf einem MR-Bild. Dazu wurde zunächst auf dem MR-Tomographen (Magnetom Vision) eine Methode entwickelt, bei der Bildgebung und Positionsbestimmung getrennt voneinander stattfinden. Die Katheterkoordinaten werden dabei kontinuierlich auf einem zuvor aufgenommenen MR-Bild markiert. Eine zweite Methode wurde implementiert, bei der sich Positionsmessung und Bildgebung abwechseln und die Position auf einem zeitlich aktuellen Bild dargestellt werden kann. Dies ließ sich nur mit dem neueren MR-System (Magnetom Symphony) realisieren, da dieser Tomograph über einen Rückkopplungsmechanismus zwischen Bildrechner und Gradientensteuerung verfügt. Diese Methode wurde erweitert, indem eine automatische Schichtnachführung und eine interaktive Sequenzgestaltung entwickelt wurde (s. Kapitel 4.4 und 4.5).

3.3.1 Katheterlokalisierung auf Voraufnahmen

Am Anfang des Versuchs werden Übersichtsbilder aufgenommen. Im nächsten Schritt wird dann kontinuierlich die Position der Katheterspule gemessen und auf einem der zuvor aufgenommenen Übersichtsbilder markiert (s. Abb. 3.7). Das markierte Bild wird dann mit Hilfe einer schnellen Darstellungssoftware (Online-Display) auf dem Bildschirm der Steuerkonsole dargestellt. Drei verschiedene Techniken mit zugehöriger Bildverarbeitung wurden implementiert [Volz01]:

- **2D-Tracking auf einem 2D-FLASH Bild:**

Eine Sequenz wurde implementiert, die ein FLASH-Bild mit den typischen Parametern TR / TE / Matrix / FOV / Schichtdicke = 15 ms / 6ms / 256×256 bzw. 512×512 / 400 mm / 10 mm aufnimmt und eine Kopie des Bildes im Speicher des Bildrekonstruktionsrechner ablegt. Eine weitere MR-Sequenz wurde entwickelt, die kontinuierlich Projektionen in 4 Raumrichtungen (Hadamarkodierung) mit den Parametern TR / TE = 6,0 ms / 2,6 ms aufnimmt, wobei Schichtausrichtung und Auflösung identisch zur FLASH-Aufnahme sein

mussten. Das zugehörige Bildrekonstruktionsprogramm liest die Kopie des gespeicherten MR-Bildes ein, berechnet die Koordinaten der Katheterspule, markiert die entsprechende Position auf dem MR-Bild und schickt das markierte Bild an die Darstellungssoftware.

- **3D-Tracking auf einem 3D-FLASH Datensatz:**

Anstelle eines einzelnen Bildes wurde ein Stapel aus mehreren (meist 14) FLASH-Bildern aufgenommen, der das untersuchte Objekt überdeckt. Das Bildrekonstruktionsprogramm sucht, nachdem die Koordinate berechnet wurde, zunächst das zur Position passende Bild aus dem Stapel heraus und markiert anschließend auf diesem Bild wie in der Methode zuvor die Position.

- **3D-Tracking auf beliebigem MR-Bild aus Datenbank:**

Die dritte implementierte Technik ermöglicht es, die Position der Katheterspule auf einem beliebigen zuvor aufgenommenen MR-Bild darzustellen. Die Überlagerung von MR-Bild und Katheterkoordinate findet im Gegensatz zu den beiden zuvor aufgeführten Methoden nicht auf dem Bildrekonstruktionsrechner statt, sondern auf dem Hostcomputer.

Im Bildrekonstruktionsprogramm werden lediglich die Koordinaten berechnet und zusammen mit den nötigen Aufnahmeparametern (z.B. Schichtorientierung, Bildauflösung) an den Hostcomputer übermittelt. Hier kann mittels eines zusätzlich entwickelten Programmes ein Bild aus der Datenbank ausgewählt werden, auf dem die Markierung der Katheterspulenposition erfolgen soll. Da das Koordinatensystem der gemessenen Spulenposition im Allgemeinen nicht mit dem des MR-Bildes übereinstimmt, musste ein zusätzlicher Programmabschnitt zur Umrechnung der Koordinate in das neue Koordinatensystem und zur anschließenden Markierung der Position auf dem aus der Datenbank ausgewählten Bild eingefügt werden. Dieser wurde zwischen dem Empfang des MR-Bildes vom Bildrekonstruktionsrechner und der Ablage des MR-Bildes in die Datenbank eingefügt.

Neben der Darstellung des markierten MR-Bildes auf dem Bildschirm der Steuerkonsole wurde die Möglichkeit zum Versenden der Bilder und Koordinaten über das Computernetzwerk auf einen separaten PC implementiert. Hier ermöglicht ein unter der Entwicklungsumgebung IDL (Version 5.4, Research

Systems Inc., Boulder, CO) entwickeltes Programm den Empfang von Bildern und Koordinaten, und es können auch hier MR-Bilder geladen werden, auf denen die Position markiert wird. Das Bild mit markierter Katheterposition kann dann auf einem TFT-Monitor im Untersuchungsraum direkt angezeigt werden.

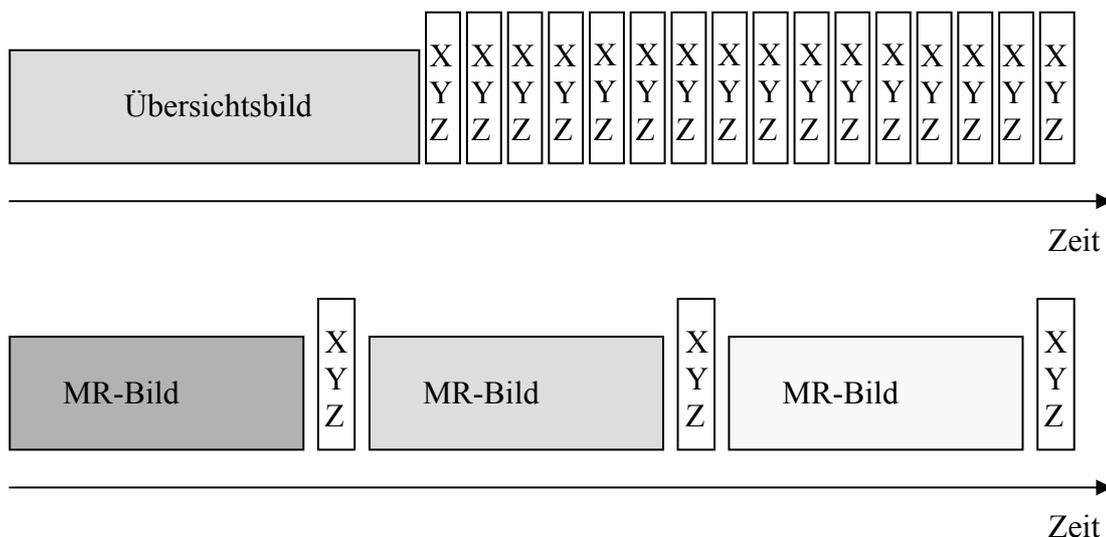


Abb. 3.7: Im Übersichtsbildmodus (oben) wird ein MR-Bild vor der Katheterverfolgung aufgenommen. Danach findet eine schnelle und kontinuierliche Positionsbestimmung statt, und die Position wird auf dem zuvor aufgenommenen Übersichtsbild markiert. Im Wechselmodus (unten) werden im ständigen Wechsel ein MR-Bild und Projektionsdaten aufgenommen. Die Markierung der Position erfolgt auf dem jeweils aktuellen Bild.

3.3.2 Katheterverfolgung auf aktuellen MR-Bildern

Um Bewegungen (z.B. durch Atmung) bei in vivo Experimenten zu berücksichtigen, muss das MR-Bild, auf dem die Katheterposition markiert wird, ständig aktualisiert werden. Dazu wurde eine Sequenz implementiert, die abwechselnd ein Bild aufnimmt und die Position bestimmt (s. Abb. 3.7). Um die Katheterverfolgung in nahezu Echtzeit durchführen zu können, wurden zur schnellen Bildgebung die Gradientenechosequenzen FLASH und TrueFISP eingesetzt. Tabelle 3.1 zeigt die typischen Sequenzparameter, die bei den Experimenten auf den zwei verschiedenen Tomographen eingestellt wurden.

Tabelle 3.1: Typische Sequenzparameter für die bei der Katheterverfolgung Bildgebungsarten FLASH und TrueFISP, sowie für die Positionsmessung. Durch leistungsfähigere Gradienten wurden am MR-Tomographen Magnetom Symphony kürzere *TR*- und *TE*-Zeiten erreicht. Für die Positionsmessung am Vision-System sind 3 *TR*- und *TE*-Zeiten für den Übersichtsbildmodus und für den Wechselmodus (FLASH, TrueFISP) angegeben.

Sequenz(Vision)	α (°)	<i>TR</i> (ms)	<i>TE</i> (ms)	FOV (cm)	Matrix
FLASH	30	4,4	2,3	350	196×256
TrueFISP	70	5,1	2,3	350	196×256
Positionsmessung	30	6,0/4,4/5,1	2,6/2,5/2,5	350	256

Sequenz(Symphony)	α (°)	<i>TR</i> (ms)	<i>TE</i> (ms)	FOV (cm)	Matrix
FLASH	30	3,8	1,8	350	153×256
TrueFISP	70	3,8	1,8	350	153×256
2D MR-DSA	90	3,5	1,5	350	153×256
Positionsmessung	30	6,3	3,0	500	512

3.4 Automatische Schichtnachführung

Der Vorteil der aktiven Katheterverfolgung ist, dass die Katheterspule unabhängig von der Bildgebung in allen drei Raumrichtungen lokalisiert wird, solange er sich innerhalb des Field-of-Views (FOV) der Lokalisierungssequenz und der anregenden Spule befindet (s. Abb. 3.8). Zur Darstellung der gemessenen Koordinate wird die Position der Projektion der Katheterspule im MR-Bild markiert. Damit sich der Katheter immer innerhalb der Messschicht befindet, wurde eine Methode entwickelt, um die Bildebene anhand der aktuellen Positionsdaten während der laufenden Sequenz automatisch nachzuführen. Dazu wurde ein Rückkopplungsmechanismus verwendet, der es gestattet, Informationen vom Bildrekonstruktionsrechner, auf dem die Koordinaten berechnet werden, an den Gradientensteuerrechner zu schicken.

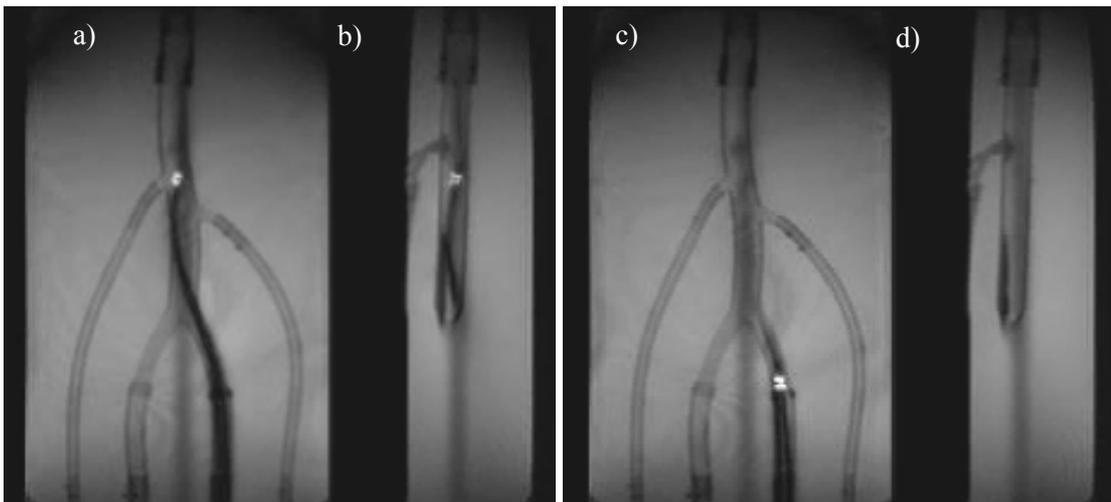


Abb. 3.8: Zwei Aufnahmen aus einer Serie von TrueFISP-Bildern, die abwechselnd in coronarer (a, c) und sagittaler (b, d) Schichtorientierung aufgenommen wurden. Der Katheter wurde während der Aufnahme verschoben. Man erkennt, dass der Katheter in (d) die sagittale Bildebene verlässt und nicht mehr auffindbar ist. Während eine passive Lokalisierung hier versagt, kann die Position bei der aktiven Lokalisierung immer noch zuverlässig bestimmt werden, da unabhängig von der aktuellen Schichtposition ein Projektionsverfahren zur Lokalisierung der Spulen verwendet wird.

3.4.1 Sequenz zur automatischen Schichtnachführung

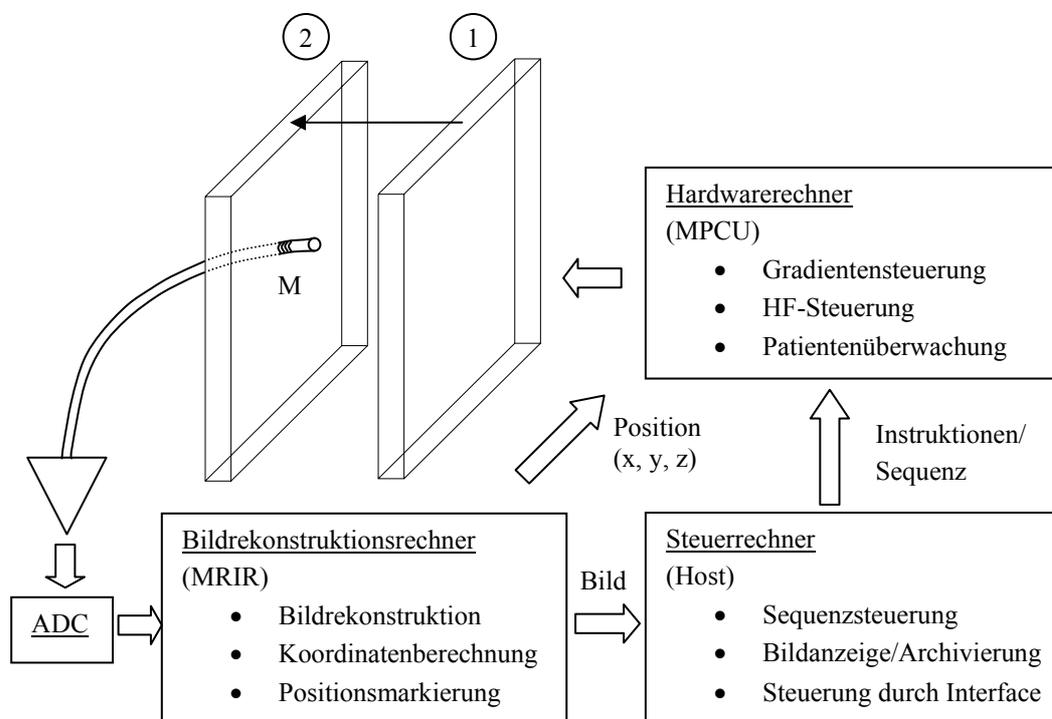


Abb. 3.9: Schema der automatischen Schichtnachführung: Zuerst wird das Projektionssignal der Mikrospule (M) verstärkt und digitalisiert (ADC). Auf dem Bildrekonstruktionsrechner wird die aktuelle Koordinate berechnet und auf dem vorher aufgenommenen Bild als Kreuz markiert. Der Steuerrechner erhält das fertige Bild zur Anzeige und Archivierung. Zusätzlich kann die Sequenz interaktiv durch das im Anhang beschriebene Interface gesteuert werden. Die Spulenkoordinate wird außerdem direkt an den Hardwarerechner weitergegeben, der daraus die neue Schichtposition berechnet: Die Schicht verschiebt sich von der ursprünglichen Position (1) zu den Spulenkoordinaten (2).

Für die automatische Schichtnachführung wurde die Sequenz zur Katheterverfolgung im Wechselmodus erweitert. Die von der Rekonstruktionssoftware ermittelten Koordinaten werden mit Hilfe eines schnellen Kommunikationskanals (HP-Feedback) an die Gradientensteuerung weitergegeben. Die so empfangenen Koordinaten werden vor der nächsten Bildaufnahme verwendet, um die neue Schichtposition zu präparieren. Abbildung 3.9 zeigt schematisch den Ablauf der automatischen Schichtverfolgung.

Die Schichtpräparation besteht aus zwei Elementen: der Schichtpositionierung, die durch einen Offsetvektor beschrieben wird und der Schichtorientierung, die durch eine Rotationsmatrix definiert wird.

a) Schichtpositionierung

Falls nur eine Katheterspule zur Verfügung steht, wird nur die Neupositionierung der Schicht ausgeführt. Hierzu wird aus der gemessenen Position der Katheterspule die Verschiebung in Schichtselektionsrichtung, d.h. parallel zur Schichtnormalen, berechnet, und die vorherige Schichtorientierung wird beibehalten. Innerhalb der Messschicht findet keine Verschiebung statt, d.h. die Katheterspule befindet sich nicht automatisch in der Mitte des Bildes.

Bei Verwendung mehrerer Katheterspulen ist nur eine Spule für die Schichtpositionierung bestimmend. Diejenige Katheterspule, deren Koordinaten zur Berechnung des Offsetvektors herangezogen werden, wird am Start der Sequenz im Messprotokoll festgelegt.

Da die Spulenpositionen im Bildkoordinatensystem bestimmt werden, müssen bei einer Änderung der Schichtorientierung die Koordinaten des Offsetvektors zunächst aus dem Bildkoordinatensystem (PRS) zurück in das raumfeste Patientenkoordinatensystem (SCT) transformiert werden und anschließend in das Bildkoordinatensystem der neuen Schichtorientierung gedreht werden. Falls also $\vec{S}_{PRS,1}$ der gemessene Offsetvektor in den Bildkoordinaten vor der Neuorientierung der Bildebene ist und $M_{PRS \rightarrow SCT,1}$ die zugehörige Transformationsmatrix für den Übergang vom Bildkoordinatensystem zum Patientensystem, so erhält man den Offsetvektor \vec{S}_{SCT} im Patientenkoordinatensystem durch:

$$\vec{S}_{SCT} = M_{PRS \rightarrow SCT,1} \cdot \vec{S}_{PRS,1} \quad (3.5)$$

Mit der Transformationsmatrix $M_{PRS \rightarrow SCT,2}$ von den Patientenkoordinaten zu den Bildkoordinaten nach der Neuorientierung lässt sich der gewünschte Offsetvektor in den aktuellen Bildkoordinaten folgendermaßen berechnen:

$$\vec{S}_{PRS,2} = M_{PRS \rightarrow SCT,2}^T \cdot \vec{S}_{SCT} = M_{PRS \rightarrow SCT,2} \cdot M_{PRS \rightarrow SCT,1} \cdot \vec{S}_{PRS,1} \quad (3.6)$$

b) Schichtorientierung

Für Katheter mit mehr als einer Spule wurden zusätzlich verschiedene Algorithmen zur automatischen Schichtorientierung implementiert. Bei drei Katheterspulen ist eine Ebene durch alle drei Punkte eindeutig festgelegt (falls die drei Punkte nicht auf einer Geraden liegen). Zur Präparation der Schicht wird eine Rotationsmatrix berechnet, so dass sich alle drei Katheterspulen innerhalb der zugehörigen Bildebene befinden. Aus den drei Koordinaten im Bildkoordinatensystem wird zunächst die Schichtnormale \vec{n} berechnet. Diese ergibt sich durch das Vektorprodukt aus den beiden Verbindungsvektoren \vec{r}_{12} und \vec{r}_{13} (siehe Abb. 3.10):

$$\vec{n} = \frac{\vec{r}_{12} \times \vec{r}_{13}}{|\vec{r}_{12} \times \vec{r}_{13}|}. \quad (3.7)$$

Nach Umrechnung in das Patientenkoordinatensystem wird die Rotationssmatrix der Schicht berechnet.

Wenn nur die Positionen von zwei Katheterspulen vorhanden sind, wird in ähnlicher Weise vorgegangen. Da zwei Punkte zur eindeutigen Definition einer Ebene nicht ausreichen, wird als weitere Randbedingung die Wahl einer Vorzugsorientierung (z.B. Ausrichtung zwischen koronar und sagittal) ergänzt. Dies bedeutet, dass die Schichtnormale orthogonal zum Verbindungsvektor zwischen zwei Koordinaten ist und in einer der drei Ebenen Transversal-Koronar, Transversal-Sagittal oder Sagittal-Koronar liegt.

Anstatt die Bildebene so zu legen, dass der Katheter sich in seinem Verlauf innerhalb der Messschicht befindet, kann die Orientierung auch so gewählt werden, dass der Katheter senkrecht auf der Messschicht steht. Für diese sogenannte through plane Orientierung wird als Schichtnormale der Verbindungsvektor zwischen zwei Katheterspulen verwendet.

Um ein sprunghaftes Verändern der Bildorientierung von einem Bild zum nächsten zu verhindern, wurde der Glättungsparameter s eingeführt, durch den ein gleitender Übergang von einer Orientierung in die andere erzwungen wird. Der Wertebereich des Parameters liegt zwischen 0 und 1. Die aktuelle Schichtnormale ergibt sich aus der alten und der Neuberechneten Schichtnormale durch:

$$\vec{n} = \|(1-s) \cdot \vec{n}_{neu} + s \cdot \vec{n}_{alt}\|. \quad (3.8)$$

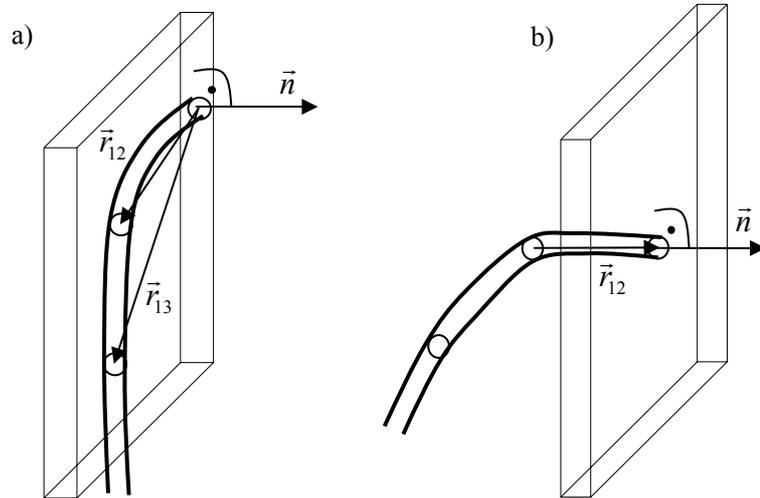


Abb. 3.10: Bildorientierung durch die 3-Pkt. Methode (a). Die Ebene wird so gedreht, dass sich alle drei Spulen innerhalb der Ebene befinden. Bei der Through-Plane Methode (b) befindet sich nur die vorderste Katheterspule in der Bildebene. Die Katheterachse definiert die Schichtnormale.

Für $s = 0$ wird die neue Orientierung also sofort angenommen, während für $s = 1$ die alte Orientierung für immer beibehalten wird.

Mit der Information der neuen Schichtposition und Orientierungsmatrix wird abschließend die Messung präpariert. In dieser Präparation wird eine Transformationsmatrix für den Übergang in das Koordinatensystem der physikalischen Gradientenspulen (x -, y -, und z -Koordinaten) berechnet, da die Gradienten in Phasenkodier-, Auslese- und Schichtselektionsrichtung in der Regel nicht mit diesem Koordinatensystem übereinstimmen.

Die hier vorgestellten Berechnungen und Präparationen werden nicht nur für die automatische Schichtnachführung eingesetzt, sondern auch bei der im nächsten Abschnitt behandelten aktiven Sequenzsteuerung durch ein User-Interface, um Schichtorientierung und Schichtposition zu verändern.

3.5 Sequenzsteuerung durch ein Userinterface

In der konventionellen klinischen MR-Untersuchung wird der Messablauf von außerhalb des Tomographenraumes überwacht. Je nach Körperregion gibt es meist ein festes Messprogramm bestehend aus verschiedenen Untersuchungsprotokollen. Vor jeder Messung werden typischerweise die Ausrichtung und Positionierung der Schnittbilder auf die interessierenden Organe sowie andere Messparameter eingestellt.

In der interventionellen MRT ist die Situation anders: Untersuchung und medizinischer Eingriff finden gleichzeitig statt, und der Operateur arbeitet direkt am Tomographen. Er muss die Messung von dort schnell und ohne großen Aufwand steuern können. Für aufwendige Einstellungen der Sequenzparameter vor jeder Untersuchung ist keine Zeit.

Für diesen Zweck wurde ein externes Interface entwickelt, um den besonderen Anforderungen der interventionellen MRT gerecht zu werden: Durch Bedienung der Computermaus der Konsole im Inneren des Tomographenraum, sowie auch von außerhalb lassen sich die wichtigsten Sequenzen und Parameter während der laufenden Messung einstellen, während parallel dazu die aktuellen MR-Bilder in Echtzeit betrachtet werden können (s. Abb. 3.11) [Volz02]. Wichtigste Bestandteile der interaktiven Sequenzsteuerung durch das Interface sind der Wechsel der Schichtorientierung in eine der drei Hauptorientierungen sagittal, koronar und transversal, sowie der Wechsel des Bildkontrastes (FLASH, TrueFISP, 2D-Angio). Für die Intervention von Bedeutung ist außerdem die Möglichkeit, eine Messung der Blutflussgeschwindigkeit starten zu können und die automatische Katheterverfolgung steuern zu können.

Das Interface wurde in der Programmiersprache Visual C++ (Visual C++[®] 6.0 Enterprise Edition, Microsoft Corporation) entwickelt. Es ist ein von der Software des Tomographen weitestgehend unabhängiges Windows-Programm. Von der Software des Tomographen wird lediglich eine zusätzliche Bibliothek zur Kommunikation benötigt. Dadurch ist ein Datenaustausch zwischen dem auf dem Steuerrechner laufenden Interface und der Sequenz auf dem Hardwarerechner (MPCU) möglich.

Eine detaillierte Beschreibung der Komponenten und der Programmierung des Userinterface ist in Anhang A zu finden.

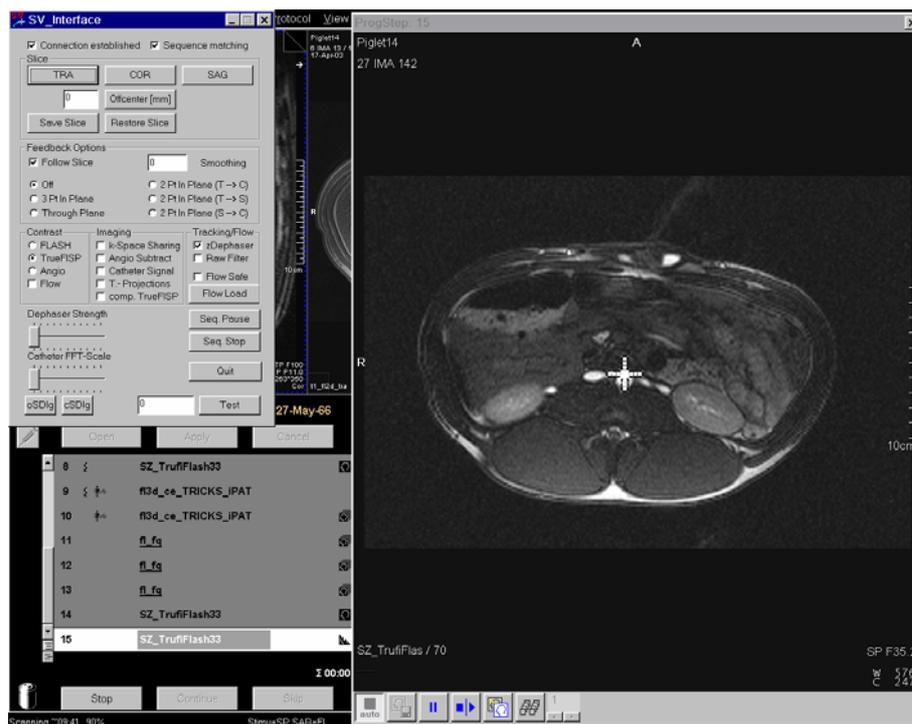


Abb. 3.11: Während der Intervention ist die Sequenzsteuerung durch Bedienung der Computermaus vom Tomographenraum aus möglich (oben). Das UserInterface erlaubt eine schnelle und einfache Steuerung der Messung, ohne die Anzeige der in Echtzeit eintreffenden MR-Bilder zu überdecken (unten).

3.6 Flussmessungen

Minimal invasive Eingriffe mit Kathetern (z.B. die Platzierung von Stents) könnten in Zukunft ein wichtiges Aufgabenfeld für die interventionelle MRT werden [Mank01, Deba99, Spue02], da diese unter den Bedingungen von herkömmlichen, geschlossenen MR-Tomographen durchgeführt werden können. Die MR-Bildgebung bietet für solche minimal invasive Eingriffe den Vorteil, dass funktionelle Messungen wie z.B. die Bestimmung des Blutflusses oder der Perfusion möglich sind. Mit Flussmessungen kann der Erfolg einer Stent-Platzierung durch die Zunahme des mittleren Blutflusses beurteilt werden.

Quantitative Flussmessungen werden in der Routineuntersuchung mittels 2D PC-Verfahren durchgeführt. Innerhalb der meisten arteriellen Blutgefäße liegt ein pulsierender Fluss vor. Deshalb müssen PC-Blutflussmessungen mit dem Herzschlag synchronisiert werden (EKG-Triggerung). Durch die EKG-Triggerung erhält man zeitaufgelöste Flussmessungen innerhalb eines Herzzyklus (Zeitauflösung 10 – 20 ms) mit einer gesamten Messzeit von 1 – 3 min. Mit View-Sharing Techniken kann diese Messzeit auf Kosten der zeitlichen Auflösung innerhalb des Herzzyklus auf 10 bis 20 s verkürzt werden, so dass die Messung in der Atemanhalte durchgeführt werden kann.

Die gegenwärtigen 2D PC-Flussmessungen sind für interventionelle Prozeduren nicht optimiert, da Änderungen des Flusses von einem Herzzyklus zum anderen nicht beobachtet werden können. Weiterhin müssen in den Geschwindigkeitsbildern Regionen zur Berechnung des Flusses definiert werden. Dies ist ein zeitraubender Vorgang in der Bildnachverarbeitung. Um Fluss-Zeit Diagramme direkt nach der Datenaufnahme anzuzeigen, sind bereits geeignete Schnittstellen zur Flussauswertung entwickelt worden [Bakk99].

Um Blutfluss in Echtzeit beurteilen zu können, wurden einige Techniken vorgeschlagen. Die RACE-Pulssequenz [Müll88] ist eine Variante der PC-Messung ohne Phasenkodierung. Sie liefert Projektionen des Flusssignals mit einer zeitlichen Auflösung von einem TR. Da das MR-Signal entlang der Phasenkodierrichtung aufsummiert wird, ist noch eine Korrektur der Flusswerte nötig [Bock95]. Eine 2D Anregung mit Flusskodierung wurde dazu benutzt, um eine stabförmige Anregung ähnlich des Navi-

gatorechos in der Herzbildgebung um das interessierende Blutgefäß zu erzeugen [Hard96]. Das Konzept der stabförmigen Anregung ist auf ein größeres Volumen erweitert worden, indem eine echoplanare Datenaufnahme durchgeführt wurde, und eine Echtzeit-Flussanzeige wurde hinzugefügt [Brau98, Wetz01]. Schließlich wurde eine nichtselektive HF-Anregung in Kombination mit einer linearen MR-Katheterantenne benutzt, um Pulswellengeschwindigkeit in Blutgefäßen zu bestimmen [Bols01]. In dieser Arbeit wurde eine Methode entwickelt, mit der die Flussgeschwindigkeit am Ort einer kleinen HF-Spule innerhalb weniger Millisekunden bestimmt wird. Da die verwendeten HF-Spulen nur ein kleines sensitives Volumen von einigen Kubikmillimetern besitzen, ist während der Datenaufnahme keine räumliche Kodierung nötig. Um Signal von ruhenden Spins innerhalb des Katheterlumens zu unterdrücken und das Signal der außerhalb des Katheters fließenden Spins zu verstärken, wurde eine schichtselektive HF-Anregung mit hohen Anregungswinkeln verwendet. Die Echtzeit-Flussmessung wurde in die Sequenz zur automatischen und interaktiven Katheterverfolgung integriert und kann zu jeder Zeit während einer MR-geführten Intervention aktiviert und deaktiviert werden. Die Messschicht wird dabei automatisch zu den Katheterkoordinaten verschoben [Volz03].

3.6.1 Sequenz zur Echtzeit-Flussmessung

Das Schema der Sequenz zur Echtzeit Flussmessung am Ort einer Katheterspule ist in Abb. 3.12 dargestellt. Eine schichtselektive HF-Anregung wird durchgeführt, um die Spins in der Umgebung der kleinen HF-Spule anzuregen (Schichtdicke = 5 mm). Um einen starken Signalbeitrag von den einströmenden Spins zu erreichen und das Signal ruhender Spins zu unterdrücken, wurde ein hoher Flipwinkel von $\alpha = 70^\circ$ gewählt. Die Schicht wird senkrecht zur Flussrichtung orientiert.

Nach der Schichtanregung wird ein Gradientenzug zur Flusskompensation des Schichtselektionsgradienten ausgeführt. Diesem werden bipolare Gradienten überlagert, um die Geschwindigkeit sich senkrecht zur Schicht bewegendender Spins zu kodieren. Für eine gegebene Geschwindigkeitskodierung wurden die Rampen- und Plateauzeiten optimiert, um die kürzest mögliche Zeit zu erreichen. Unter Berücksichtigung der maximalen

Gradientenstärke von 30 mT/m und der maximalen Slewrate des Gradientensystems (100 mT/m/ms), konnte ein VENC von 150 cm/s in 1430 μ s realisiert werden.

Direkt nach den bipolaren Gradienten wird das flusskodierte MR-Signal ohne zusätzliche Gradienten für die Raumkodierung mit einer Auslesezeit von 300 μ s aufgenommen. In zwei aufeinander folgenden Wiederholungen der Messung wechselt das Vorzeichen der bipolaren Gradienten, und die Flussgeschwindigkeit wird im Anschluss im Bildrekonstruktionsprogramm aus der Phasendifferenz berechnet. Daraus resultiert eine zeitliche Auflösung von $2 \times TR = 10,1$ ms für eine Geschwindigkeitsmessung. Da die Rohdaten als komplexer Datensatz vorliegen, werden anstelle der Differenz die Daten der ersten Messung mit den komplex konjugierten Daten der zweiten Messung multipliziert und anschließend die Phase extrahiert:

$$v = \arg(S_+ \cdot S_-^*). \quad (3.9)$$

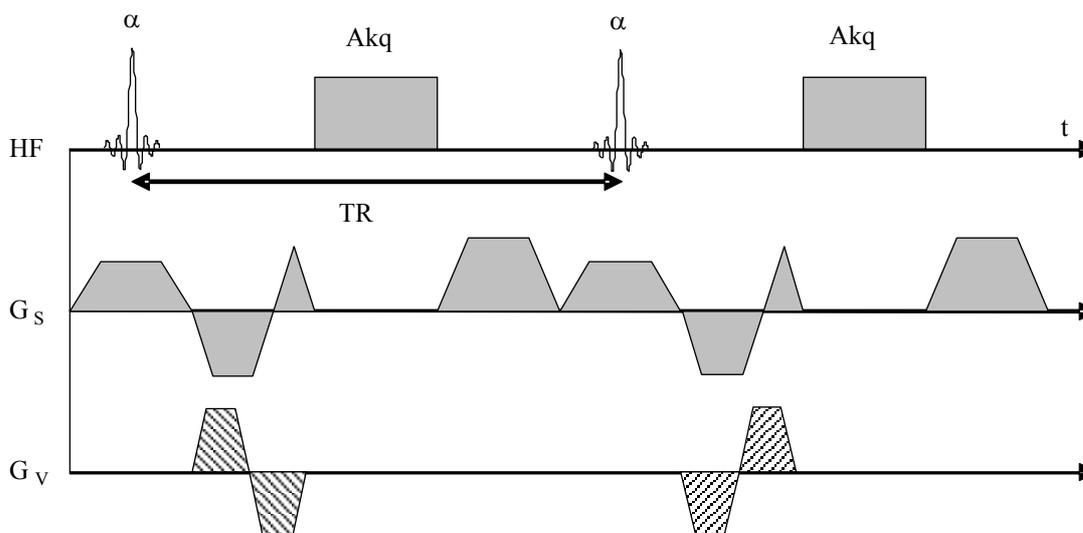


Abb. 3.12: Sequenzschema der Flussmessung: Nach einer schichtselektive HF-Anregung am Ort des Katheters wird das MR-Signal ohne zusätzliche räumliche Kodierung aufgenommen. Der Schichtselektionsgradient ist flusskompensiert. Zur Geschwindigkeitskodierung wird senkrecht zur Messschicht ein bipolarer Gradienten ausgeführt. Nach der Auslese wird die verbleibende Transversalmagnetisierung durch Spoilergradienten zerstört. Dieses Experiment wird mit unterschiedlichem Vorzeichen der bipolaren Gradienten durchgeführt. Die Geschwindigkeit wird aus der Phasendifferenz zweier aufeinander folgender Projektionen berechnet.

Um die Flussmessung während der Intervention ohne zusätzliche Schichtpositionierung starten zu können, wird die letzte gemessene Position der Katheterspule zur automatischen Positionierung der Schicht verwendet. Nach einer Serie von 256 einzelnen Flussmessungen ($TA = 2.7$ s) werden die Geschwindigkeitsdaten an das Userinterface übermittelt, und eine Kurve der berechneten Geschwindigkeitswerte wird in einem separaten Fenster angezeigt. Abbildung 3.13 zeigt ein Momentanbild der Bedienkonsole mit der Geschwindigkeitskurve und einem MR-Bild, das die aktuelle Position des Katheters anzeigt. Falls verfügbar, wurden während der Flussmessungen zusätzlich die EKG-Daten für die spätere Auswertung aufgezeichnet.

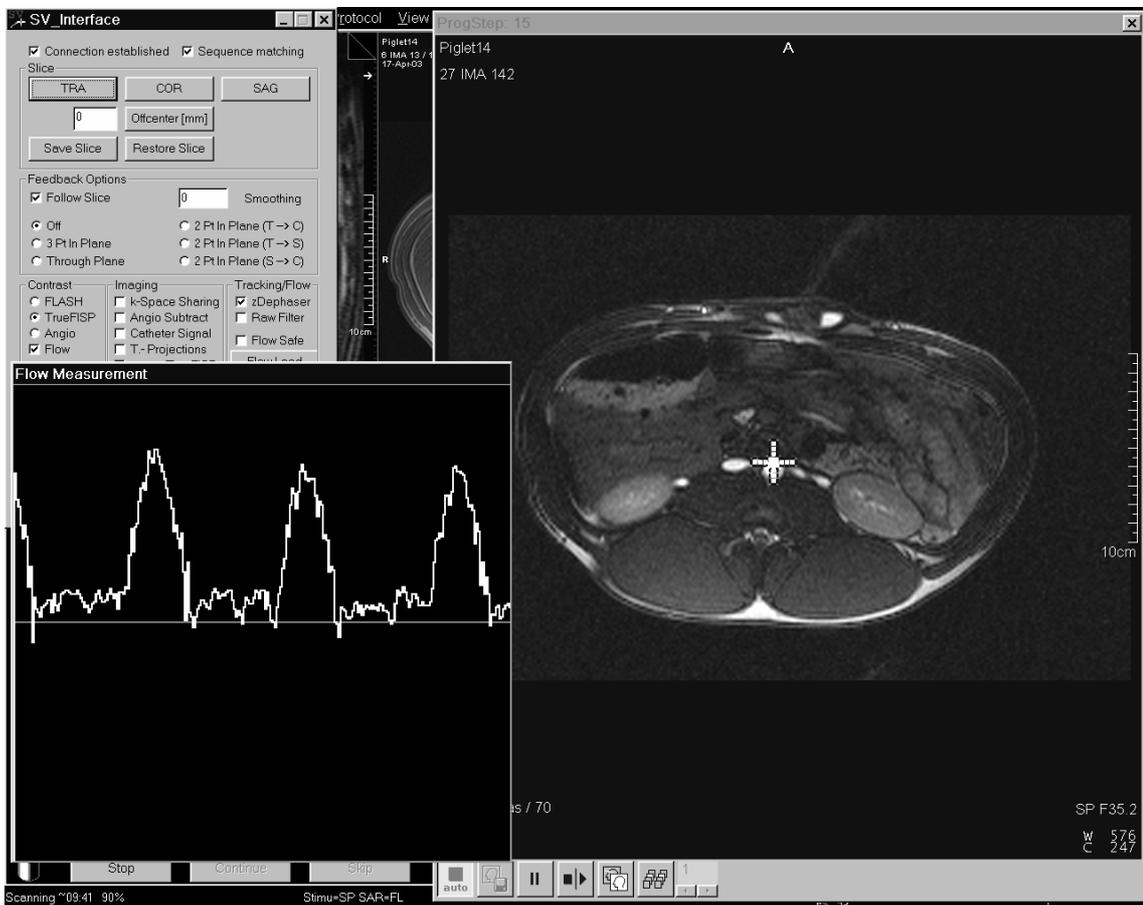


Abb. 3.13: Momentanbild der Bedienkonsole während der Echtzeit-Flussmessung. Erkennbar sind die Geschwindigkeitskurve, die aktuelle Position des Katheters auf einem MR-Bild, sowie ein Ausschnitt des Userinterface.

3.6.2 Simulation der Flussmessungen

Um den Einfluss des limitierten Sensitivitätsprofils der kleinen Katheterspulen auf die Ergebnisse der Flussmessungen zu überprüfen, wurden Simulationen mit einem unter der Software IDL (Version 5.4, Research Systems Inc., Boulder, CO) entwickelten Programm durchgeführt. Dazu wurde zuerst ein 3-dimensionales Sensitivitätsprofil der Spule berechnet, da das gemessene Signal die mit der Spulenempfindlichkeit gewichtete Summe der Einzelsignale darstellt:

$$S \propto \int_V \text{Sens}(\vec{r}) \cdot M_{xy}(\vec{r}) \exp\left(\frac{i\pi v(\vec{r})}{VENC}\right) d\vec{r}. \quad (3.10)$$

Die Transversalmagnetisierung wurde mit den zuvor angegebenen Sequenzparametern für jede Position in einem simulierten Blutgefäß berechnet. Dabei wurden die T_1 - und T_2 -Parameter von Blut und umgebendem Gewebe berücksichtigt. Zum Schluss wurde das akquirierte MR-Signal als gewichtete Summe des Sensitivitätsprofils und der dreidimensionalen Magnetisierungsverteilung berechnet und daraus die gemessene Geschwindigkeit bestimmt.

Spulensensitivität:

Das Sensitivitätsprofil $\text{Sens}(\vec{r})$ wurde für eine Solenoidspule mit den folgenden typischen Parametern berechnet: Anzahl der Windungen = 8, Länge = 1,9 mm, Durchmesser = 2,3 mm. Gemäß dem Reziprozitätsprinzip [Houl76, Chen89] ist die in der Spule induzierte Spannung, die durch eine am Ort \vec{r} präzedierende Magnetisierung verursacht wird, proportional zur Stärke des transversalen magnetischen Feldes $B_{\perp}(\vec{r})$, das durch einen Wechselstrom durch die Spule erzeugt würde. Für die Wellenlänge im Körpergewebe gilt:

$$\lambda_{HF} = \frac{c}{f_{HF}} = \frac{c_0}{f_{HF} \sqrt{\epsilon_{\text{Gewebe}} \mu_{\text{Gewebe}}}}. \quad (3.11)$$

Bei einem Grundmagnetfeld von 1,5 T liegt die verwendete Hochfrequenz bei $f_{HF} = 64$ MHz. Für die relative Dielektrizitätszahl im Gewebe gilt $\epsilon_{\text{Gewebe}} \approx 80$ [Gabr96] und für die magnetische Permeabilität $\mu_{\text{Gewebe}} \approx 1$. Mit einer Vakuumlichtgeschwindigkeit von $3 \cdot 10^8$ m/s ergibt sich für die Wellenlänge des HF-Signal im Körper $\lambda_{HF} = 52$ cm. Da die

Länge groß gegenüber den Spulenabmessungen ist, kann man zur quasistatischen Näherung übergehen, und es wurde die Spulensensitivitätskarte mit dem Biot-Savart Gesetz (gültig für Gleichstrom) berechnet:

$$d\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I \cdot d\vec{l}(\vec{r}') \times (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3}. \quad (3.12)$$

Durch Integration über den Strompfad $d\vec{l}(\vec{r}')$ durch die Spule erhält man die Sensitivität am Ort \vec{r} :

$$Sens(\vec{r}) \propto \int_{Spule} d\vec{B}(\vec{r}) = \int_{Spule} \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I \cdot d\vec{l}(\vec{r}') \times (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3}. \quad (3.13)$$

Zur numerischen Integration wurde der Strompfad in 32 Segmente pro Windung unterteilt. Die Sensitivitätskarte wurde ein Volumen von $40 \times 40 \times 40 \text{ mm}^3$ mit einer isotropen räumlichen Auflösung von 0,2 mm berechnet.

Geschwindigkeitsprofil:

Um das MR-Signal sich bewegender Spins zu beschreiben, wurde um den Katheter ein Geschwindigkeitsfeld definiert. Unter der Annahme eines laminaren Flusses wurde ein parabolisches Geschwindigkeitsprofil mit einer maximalen Geschwindigkeit v_{max} von 100 cm/s im Zentrum des Blutgefäßes verwendet:

$$v(r) = v_{max} \left(1 - \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 \right), r \leq r_0. \quad (3.14)$$

Entlang der Flussrichtung wurde keine Geschwindigkeitsvariation angenommen. Um die Simulation mit Experimenten in der Aorta eines Versuchstiers vergleichen zu können, wurde ein Gefäßradius r_0 von 5 mm gewählt. Innerhalb des durch den Katheter besetzten Volumens und außerhalb des Blutgefäßes wurde eine Geschwindigkeit von Null angenommen.

Magnetisierung:

Für jedes Volumenelement des Würfels wurde der Magnetisierungsvektor unter Berücksichtigung der Vergangenheit jedes Spins und der lokalen Geschwindigkeit

berechnet. Für stationäre Spins wurde die bekannte Signalgleichung für gespoilte Gradientenechosequenzen [Haas86] benutzt:

$$M_{xy}(TR, TE) = M_0 \sin(\alpha) \frac{1 - E_1}{1 - \cos(\alpha)E_1} E_2, \quad (3.15)$$

mit den Abkürzungen

$$E_1 = \exp(-TR/T1), \quad (3.16)$$

$$E_2 = \exp(-TR/T2). \quad (3.17)$$

Das akquirierte komplexe Signal wurde durch Integration des Produktes aus der Spulensensitivität und der transversalen Komponente des magnetischen Feldes im gesamten betrachteten Volumen berechnet (Glg. 3.10), wobei die Verteilung der Phase durch die Verteilung der Geschwindigkeit und den in der Sequenz eingestellten VENC-Wert gegeben ist. Schließlich wurde die Phase von S in eine Geschwindigkeit v_{Kat} umgerechnet.

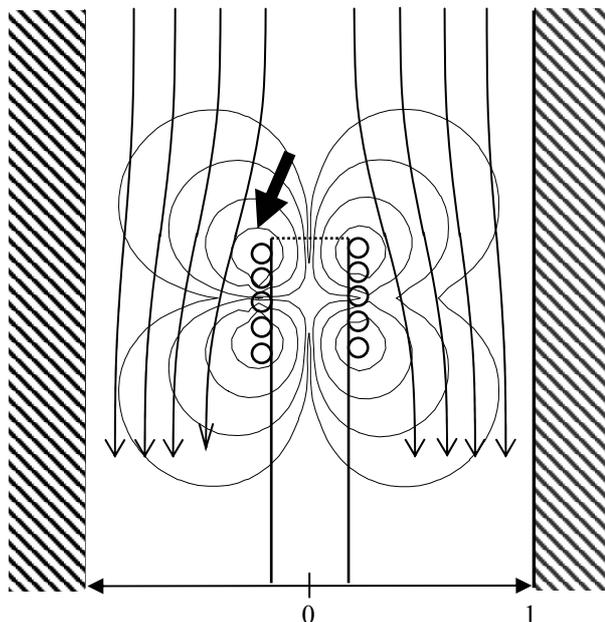


Abb. 3.14: Schema eines Katheters in der Aorta. Durch das limitierte sensitive Volumen der kleinen Katheterspule (Pfeil) wird nur das Signal der fließenden Spins in der unmittelbaren Umgebung detektiert. Durch die schichtselektive Anregung werden zusätzlich stationäre Spins unterdrückt.

4 Messungen und Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Messungen und Ergebnisse der Katheterlokalisierung und -verfolgung beschrieben. Die Katheterverfolgung wurde durch eine automatische Schichtnachführung und interaktive Sequenzsteuerung erweitert. In einem weiteren Abschnitt werden die Ergebnisse von Flussmessungen, die mit den Katheterspulen durchgeführt wurden und Simulationen zur Untersuchung der Auswirkung des eingeschränkten Sensitivitätsprofils auf die Messergebnisse behandelt. Zum Schluss werden Anwendungsbeispiele der Katheterverfolgung im Tierversuch präsentiert. Dazu gehören die Durchführung von Nierenembolisationen und die Katheterisierung verschiedener abdomineller und thorakaler Gefäße.

4.1 Katheterlokalisierung

Zunächst werden die Ergebnisse von Genauigkeitsuntersuchungen der aktiven Katheterlokalisierung und die Unterdrückung von Hintergrundsignal in den Projektionen durch eine Rohdatenfilterung vorgestellt.

4.1.1 Genauigkeit der Lokalisierung

Um die Genauigkeit der Lokalisation zu untersuchen, wurde die Position einer Katheterspule einmal mit der Projektionsmethode bestimmt und zusätzlich mit einem Lineal gemessen. Die erhaltenen Werte wurden anschließend miteinander verglichen.

Abbildung 4.1 zeigt das Ergebnis der Genauigkeitsmessung². Im Diagramm ist die Differenz zwischen der mit der Projektionsmessung bestimmten Katheterspulen-
koordinate und der geometrischen Position in Abhängigkeit der Entfernung in einem Bereich von ± 15 cm um das Isozentrum des Magnetfeldes dargestellt. Man erkennt eine lineare Abhängigkeit der Abweichung mit einer Steigung von $(38 \pm 2) \cdot 10^{-3}$ mm und einem Achsenabschnitt von (0.8 ± 0.1) mm. Zu beachten ist, dass die gleiche Abweichung, die auf Nichtlinearitäten der Magnetfeldgradienten zurückzuführen ist,

auch in den MR-Bildern auftritt, da für die Positionsmessung und Bildgebung dieselben Gradienten verwendet werden. Die Genauigkeit der Lokalisation aufgrund der Projektionstechnik mit Maximumsuche liegt in der Größenordnung der Spulengröße (ca. ± 1 mm) [Zühl01] und wird durch den Fehlerbalken im Diagramm präsentiert.

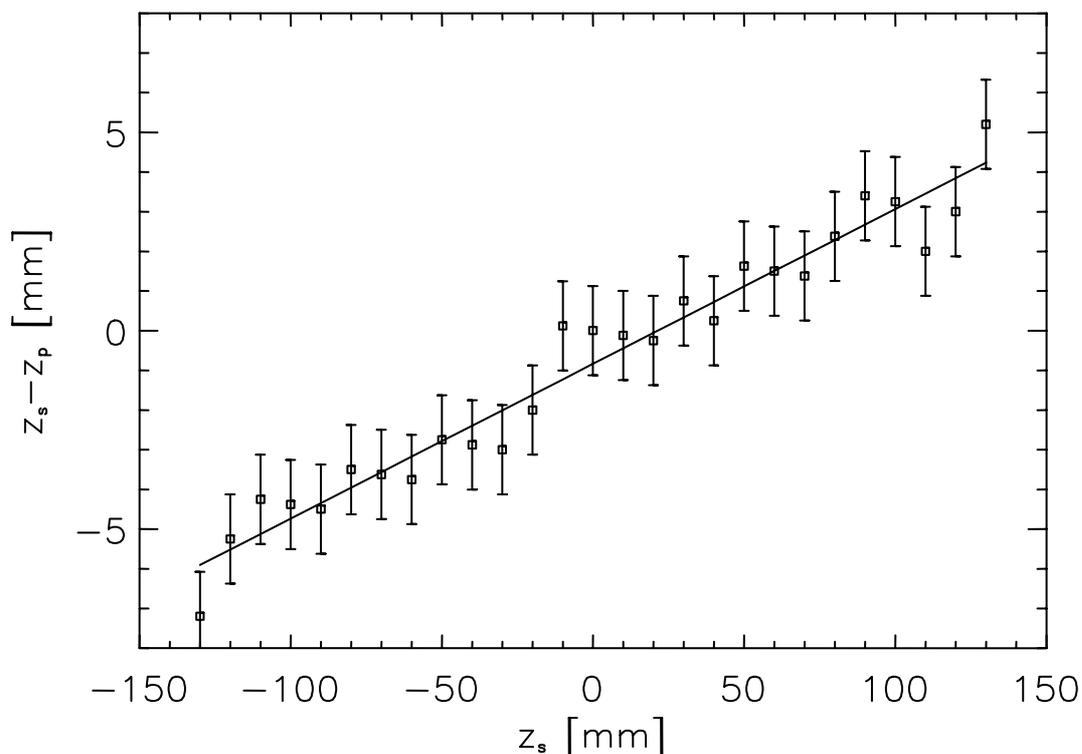


Abb. 4.1: Abweichung zwischen der durch die Projektionstechnik (z_p) gemessenen Koordinate von der tatsächlichen mit einem Lineal gemessenen Position (z_s) in Abhängigkeit vom Abstand vom Isozentrum. Die Abweichung ist auf Nichtlinearitäten der Gradienten zurückzuführen und bei der Markierung der Position auf den MR-Bildern nicht erkennbar, da sowohl die Projektionen als auch die MR-Bilder durch die gleichen Gradientenschaltungen aufgenommen werden.

4.1.2 Rohdatenfilter

Durch Kopplung mit den bildgebenden Spulen konnte den Signalprojektionen der Katheterspulen ein räumlich langsam variierendes Untergrundsignal überlagert sein. Zur Unterdrückung des Untergrundsignals wurden die niedrigen Ortsfrequenzen herausgefiltert. Um die Wirkungsweise des Rohdatenfilters zu überprüfen, wurden Projektions-

² Sven Zühlsdorff, DKFZ Heidelberg

daten mit dem Katheter unter Verwendung der typischen Sequenzparameter (s. Tab. 3.1) und mit einer variierenden Filterbreite aufgenommen. Die 4 gemessenen Hadamard-Projektionen wurden zeilenweise in die MR-Bilder eingepägt und nach dem Experiment analysiert. Anhand der Analyse wurde die optimale Filterbreite ermittelt. Abbildung 4.2 zeigt die Wirkung des Rohdatenfilters. Die Signalstärke vor und nach der Fouriertransformation ist mit und ohne Anwendung des Filters abgebildet. In den Projektionen wurden grobe Strukturen beobachtet, die auf Signaleinkopplungen aus den Bildgebungsspulen zurückgeführt werden konnten. Fehllokalisierungen, die daraus resultierten, dass diese Strukturen eine höhere Signalamplitude aufwiesen als das Kathetermaximum, konnten durch die Anwendung des Filters vermieden werden.

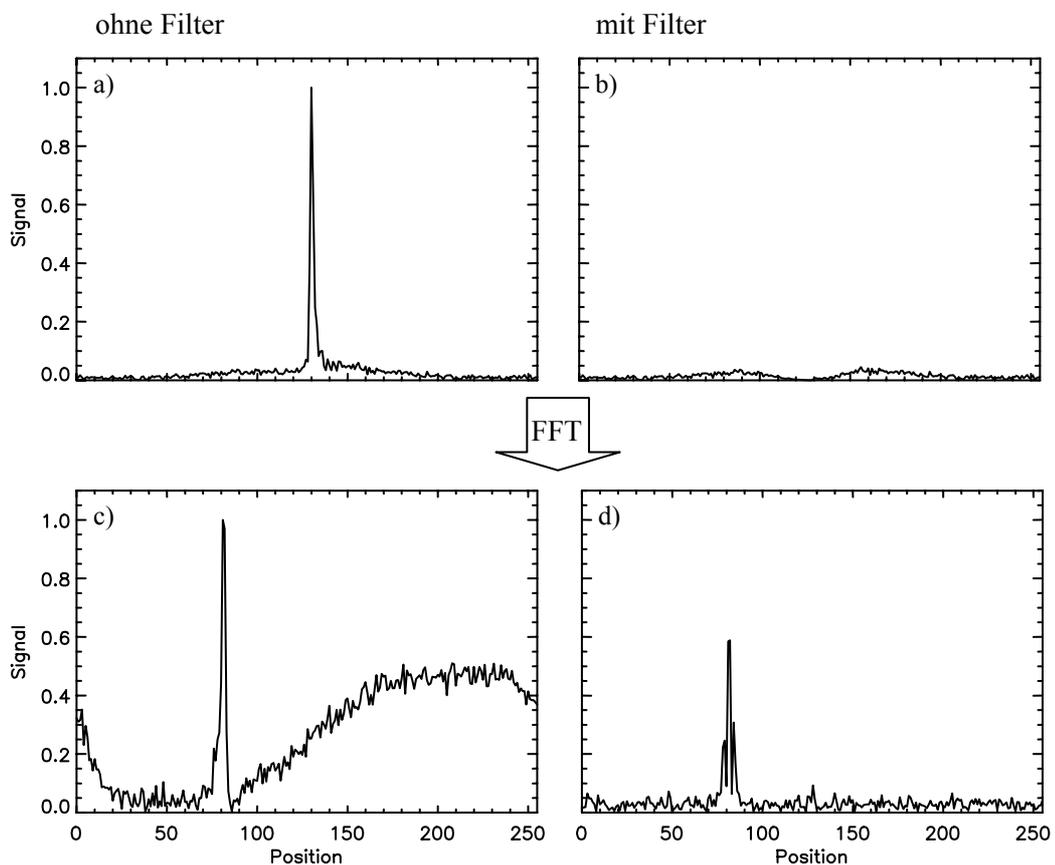


Abb. 4.2: Eine der 4 Hadamard-Projektionen ist vor (a, b) und nach (c, d) der Fouriertransformation abgebildet. In b) ist zu erkennen, wie durch den Filter die Mitte des k -Raumes unterdrückt wird. In Diagramm c) ist in der ungefilterten Projektion neben dem eng begrenzten Maximum des Kathetersignals eine grobe Struktur zu erkennen. Diese konnte durch Herausfiltern der niederfrequenten Strukturen in d) entfernt werden.

In Abb. 4.3 sind gefilterte Projektionen mit unterschiedlicher Filterbreite abgebildet. Zunächst nimmt das Verhältnis von Projektionsmaximum zu Maximum der eingekoppelten Struktur von 2,1 für die ungefilterte Projektion auf 10,5 für eine Projektion mit einer auf die Größe des Datensatzes normierten Filterbreite von 0,4 zu. Bei weiter zunehmender Filterbreite (0,81) fällt das Verhältnis auf wieder auf 4,2 ab. Dies ist auf ein abnehmendes Signal-Rausch-Verhältnis (definiert als Quotient aus dem Maximum des Kathetersignals und dem mittleren Untergrundsignal) von 27,9 auf 8,4 zurückzuführen. Als optimale Filterbreite erweist sich daher ein Wert von 0,4. Dieser wurde daraufhin für die Katheterverfolgung als Standardwert eingestellt.

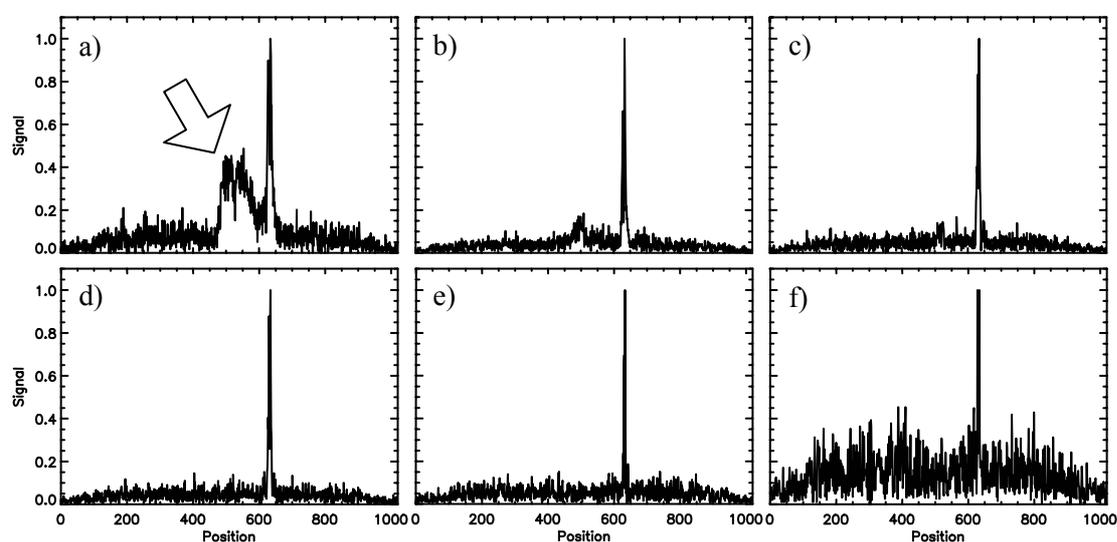


Abb. 4.3: Von a)-e) sind Projektionen mit zunehmender Filterbreite (0 / 0,02 / 0,06 / 0,4 / 0,57 / 0,81) dargestellt. Die in a) deutlich zu erkennende, dem Kathetermaximum überlagerte Struktur (Pfeil), wird zunehmend unterdrückt. Bei großer Filterbreite (f) ist ein starkes Zunehmen des Rauschens zu beobachten. Mit einer Filterbreite von 0,4 (d) wird eine optimale Kombination aus Signal-Rausch-Verhältnis und Artefaktunterdrückung erreicht.

4.2 Katheterverfolgung

Die Markierung der Katheterspulenposition konnte auf zuvor aufgenommenen Übersichtsbildern erfolgen, oder die Positionsmessung wechselte mit schneller Bildgebung ab. Die Resultate beider Methoden werden hier präsentiert.

4.2.1 Katheterlokalisierung auf Übersichtsbildern

Die Positionsbestimmung einer Katheterspule mit hadamardkodierten Projektionen konnte bei einem TR von 6,3 ms mit einer Zeitauflösung von $4 \times \text{TR} = 25$ ms entsprechend einer Frequenz von 40 Hz bei kontinuierlicher Positionsmessung durchgeführt werden. Abbildung 4.4 zeigt eine Zeitserie einer Projektionsmessung, die zur Positionsmarkierung auf einem zuvor aufgenommenen Übersichtsbild verwendet wurde.

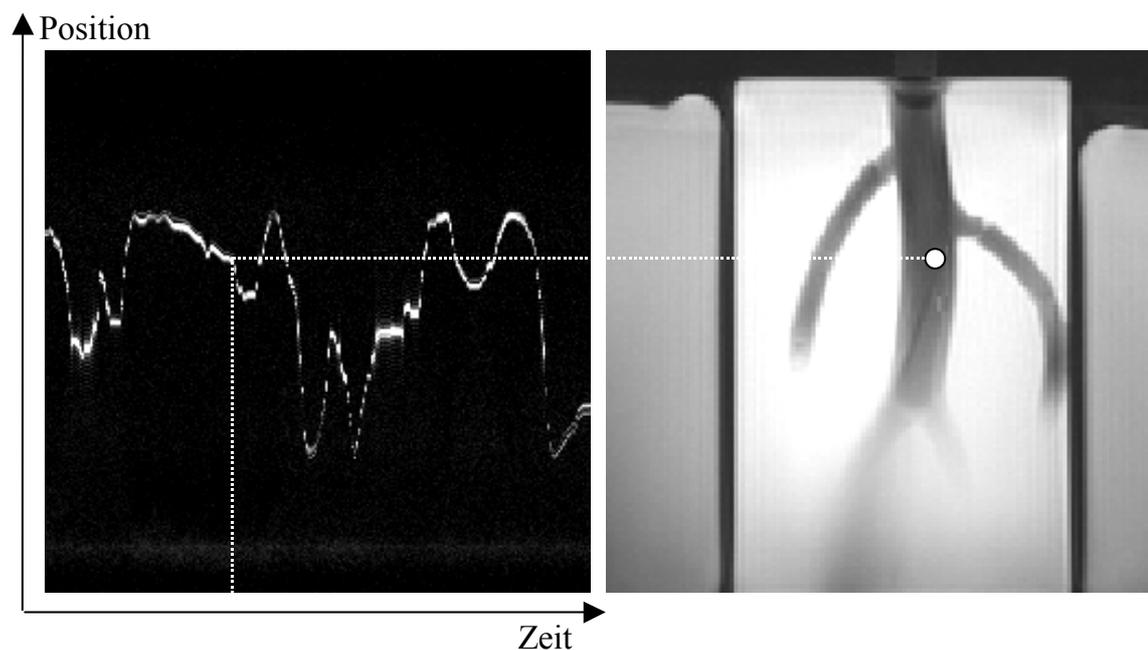


Abb. 4.4: Links ist eine kontinuierliche Zeitserie von fouriertransformierten MR-Projektionen in einer Raumrichtung zu sehen. Die durch Maximumbestimmung gefundene Position wurde auf dem rechts abgebildeten, zuvor aufgenommenen MR-Bild markiert.

Die markierten Bilder konnten jedoch nicht mit dieser hohen Frequenz dargestellt werden. Deswegen wurden erst nach 8 oder 16 Positionsmessungen (bei einer 256×256 oder 512×512 Bildmatrix), entsprechend einer Darstellungsrate von 5 oder 2,5 Hz, die Positionen auf dem vorher aufgenommenen MR-Bild markiert und anschließend angezeigt. Dieser Sachverhalt ist in Abb. 4.5 zu erkennen. Während eines Phantomversuches wurde der Katheter bewegt. Durch die mehrfache Positionsmessung ist eine Trajektorie markierter Positionen entlang der Bewegungsrichtung des Katheters zu erkennen (Pfeil).

Im Falle der vollständigen Bildverarbeitung auf dem Bildrekonstruktionscomputer war die Implementation der Katheterverfolgung innerhalb der Standard-Bildrekonstruktionssoftware des Tomographen möglich. Eine Verzögerung zwischen Koordinatenmessung und Anzeige an der Bedienkonsole von unter 1 s wurde beobachtet. Wurde als Übersichtsbilddatensatz ein Stapel von 2D-FLASH Bildern verwendet, konnte durch Wahl der entsprechenden Schicht, in der sich die Katheterspule befand, auch die dritte Raumdimension der gemessenen Koordinate berücksichtigt werden.

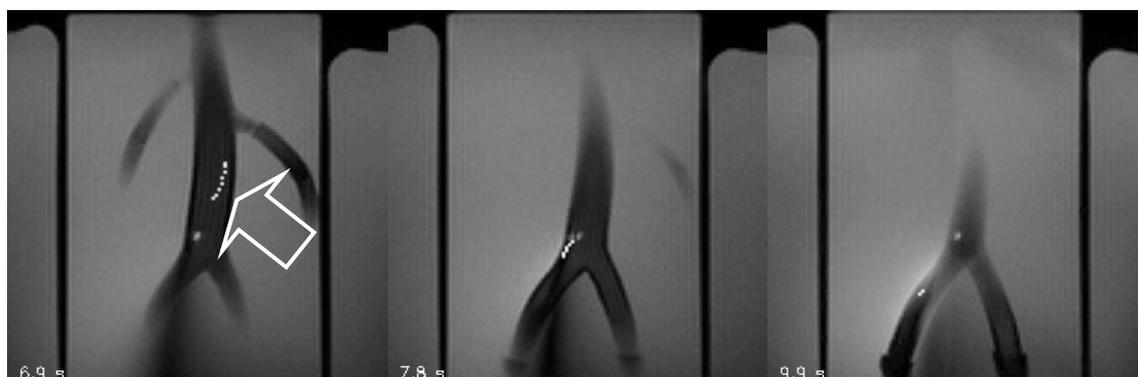


Abb. 4.5: Drei Bilder während eines Versuchs zur Katheterverfolgung mit Markierung der Position (helle Punkte) auf einem zuvor aufgenommenen 3D-Bilddatensatz. Neben der Markierung der Position innerhalb der Bildebene wurde auch die passende Bildschicht ausgewählt. Da 8 Messungen der Position abgewartet wurden, ist die Spur der Katheterbewegung zu erkennen (Pfeil).

Im Falle der Katheterverfolgung auf einem beliebigen Übersichtsbild musste in jedem Falle über 16 Positionen gemittelt werden, bevor ein neues Bild angezeigt wurde. Über einen TFT-Monitor konnte ein Bild direkt im Raum des MR-Tomographen angezeigt werden. Trotz zusätzlicher Versendung von Bilddaten über ein Computernetzwerk

wurde auch in diesem Fall eine Verzögerung der Anzeige von weniger als 1 s festgestellt. In diesem Modus konnte die Position auf MR-Bildern mit beliebigem Bildkontrast und Bildorientierungen dargestellt werden (siehe Abb. 4.6).

4.2.1 Katheterverfolgung auf aktuellen Bildern

Im Wechselmodus konnte die Bewegung des Katheters auf aktuellen MR-Bildern markiert werden. Dabei wurden mit den in Tabelle 3.1 eingestellten typischen Sequenzparametern Bildanzeigeraten von 1,1 Hz auf dem Vision und 1,6 Hz auf dem Symphony erreicht (FLASH-Bildgebung + Positionsmessung). Durch View-Sharing, einer speziellen Rekonstruktionstechnik, die Teile des k-Raumes aus aufeinander folgenden Bildern mehrfach verwendet³, konnte die Bildnachführungsrate um einen Faktor 3/2 beschleunigt werden, d.h. die Bildabtastrate wurde auf 1,7 Hz bzw. 2,4 Hz erhöht.

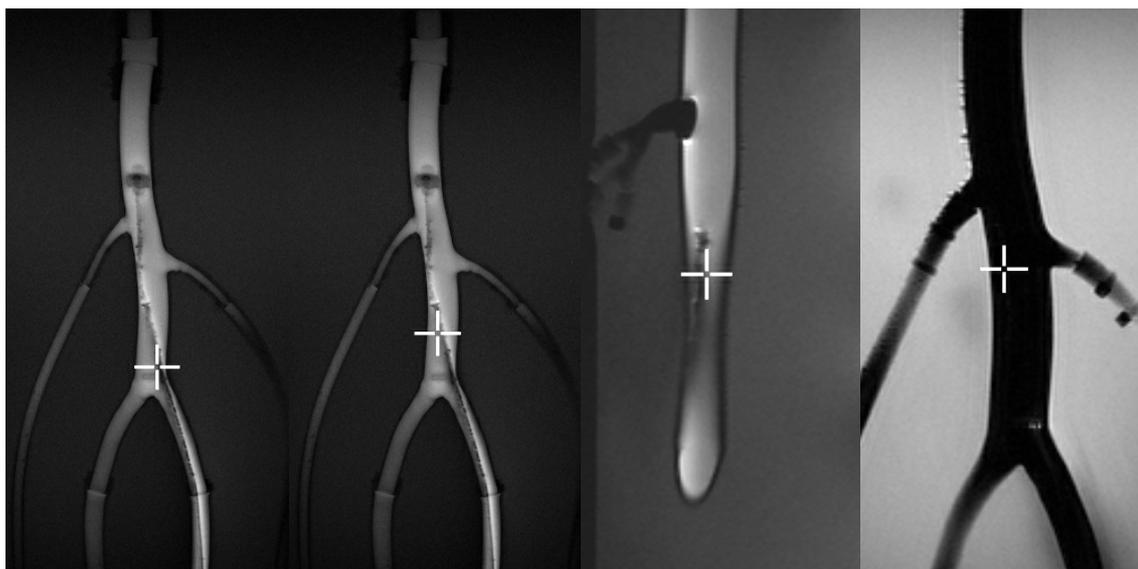


Abb. 4.6: Darstellung der Katheterposition auf einem beliebigen Übersichtsbild aus der Datenbank. Abgebildet sind links zwei hochaufgelöste, koronare Bilder mit einem FLASH-Kontrast bei verschiedenen Katheterpositionen. Ebenfalls erkennbar ist der Katheter als Signalauslöschung. Zur Aufnahmezeit war die Position des Katheters eine andere als zum Zeitpunkt der Koordinatenbestimmung. Rechts wurde die Position auf einer sagittalen T_1 - und einer koronaren T_2 -Aufnahme markiert.

³ Implementierung: Sven Zühlsdorff, DKFZ Heidelberg

4.3 Schichtnachführung und interaktive Sequenzsteuerung

Um die Genauigkeit der automatischen Schichtorientierung zu bestimmen, wurden im Phantomversuch verschiedene Winkel der Katheterachse zum raumfesten Koordinatensystem des Tomographen eingestellt. Die während der Messung für die automatische Schichtorientierung berechneten Winkel der Schichtnormalen wurden ausgegeben und mit den eingestellten Werten verglichen. Abb. 4.7 zeigt den Vergleich zwischen gemessenen und eingestellten Drehwinkel beim 2-Pkt.-Verfahren bei einer Drehung der Katheterachse um die Koronar-Achse im Patientensystem. Der Abstand der zwei verwendeten Katheterspulen betrug 1,5 cm. Als Fehlerbalken wurde im Diagramm der zu erwartende Fehler der Winkelmessung bei einer Ungenauigkeit der gemessenen Koordinate von ca. 1 mm ($3,8^\circ$) eingetragen. Im Rahmen dieser Genauigkeitsanforderungen zeigt sich eine gute Übereinstimmung der gemessenen Winkel. Für die Regressionsgerade ergibt sich eine Steigung von 0,98 und ein y-Achsenabschnitt von 1,8.

Um die automatische Schichtnachführung zu überprüfen, wurde weiterhin die Sequenz zur Katheterverfolgung so erweitert, dass während der Bildgebung ein zusätzliches 2D-Bild des Kathetersignals rekonstruiert und dem MR-Bild der Bildgebungsspulen überlagert werden kann. Abb. 4.8 zeigt solche Aufnahmen mit überlagertem Katheterbild im Wasserglasphantom mit den vorgestellten Methoden zur Schichtorientierung. Zur Überprüfung wurde das Kathetersignal mit im Bild eingeblendet. Anhand des starken Kathetersignals erkennt man, dass die Bildebene tatsächlich durch die entsprechenden Katheterspulen verläuft.

Um die Reaktionszeit der automatischen Schichtnachführung zu überprüfen, wurde eine detaillierte Untersuchung des Zeitablaufs der Sequenz durch Ausgabe der Zeit an verschiedenen Stellen im Programm durchgeführt. Die Übertragungsdauer der Katheterkoordinaten vom Bildrekonstruktionsprogramm an die Sequenz wurde dabei zu 5-10 ms bestimmt. Allerdings wurde in der ursprünglichen Sequenzversion, die nur aus einer Positionsmessung und einem Bildgebungsblock besteht, wurde eine Verzögerung von einem Bild zwischen Vorschub und Aktualisierung der Schichtposition festgestellt. Dies hatte folgende Ursache:

Die Gradienten und Hochfrequenzereignisse einer Sequenz müssen auf dem Hardware-Rechner des Tomographen berechnet werden, bevor sie ausgeführt werden. Die fertig berechneten Ereignisse werden in einen seriellen Speicherbereich, dem FIFO-Buffer (FIFO = „first in, first out“), transferiert und von digitalen Signalprozessoren (DSP) ausgelesen und ausgeführt. Die Berechnung muss schneller sein als die tatsächliche Ausführung, da die Sequenzausführung abgebrochen wird, wenn der FIFO-Buffer leer ist. Um jedoch den Ablauf der Messung bei der Schichtnachführung beeinflussen zu können, muss die Sequenz mit der Messung synchronisiert werden. Der Zeitablauf wird daher nach jeder Positionsmessung unterbrochen (s. Abb. 4.9).

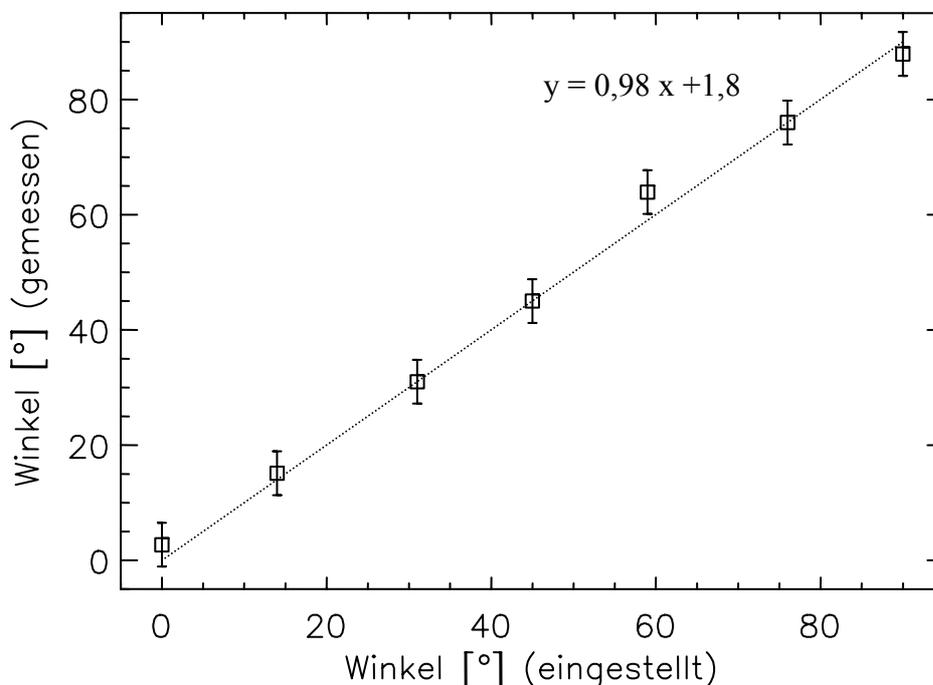


Abb. 4.7: Messung des Drehwinkels der mittels des 2-Pkt. Verfahrens automatisch orientierten Schicht in Abhängigkeit vom eingestellten Winkel. Die Katheterachse wurde in der koronaren Ebene gedreht, so dass die Bildebene zwischen den Ausrichtungen transversal und sagittal variierte.

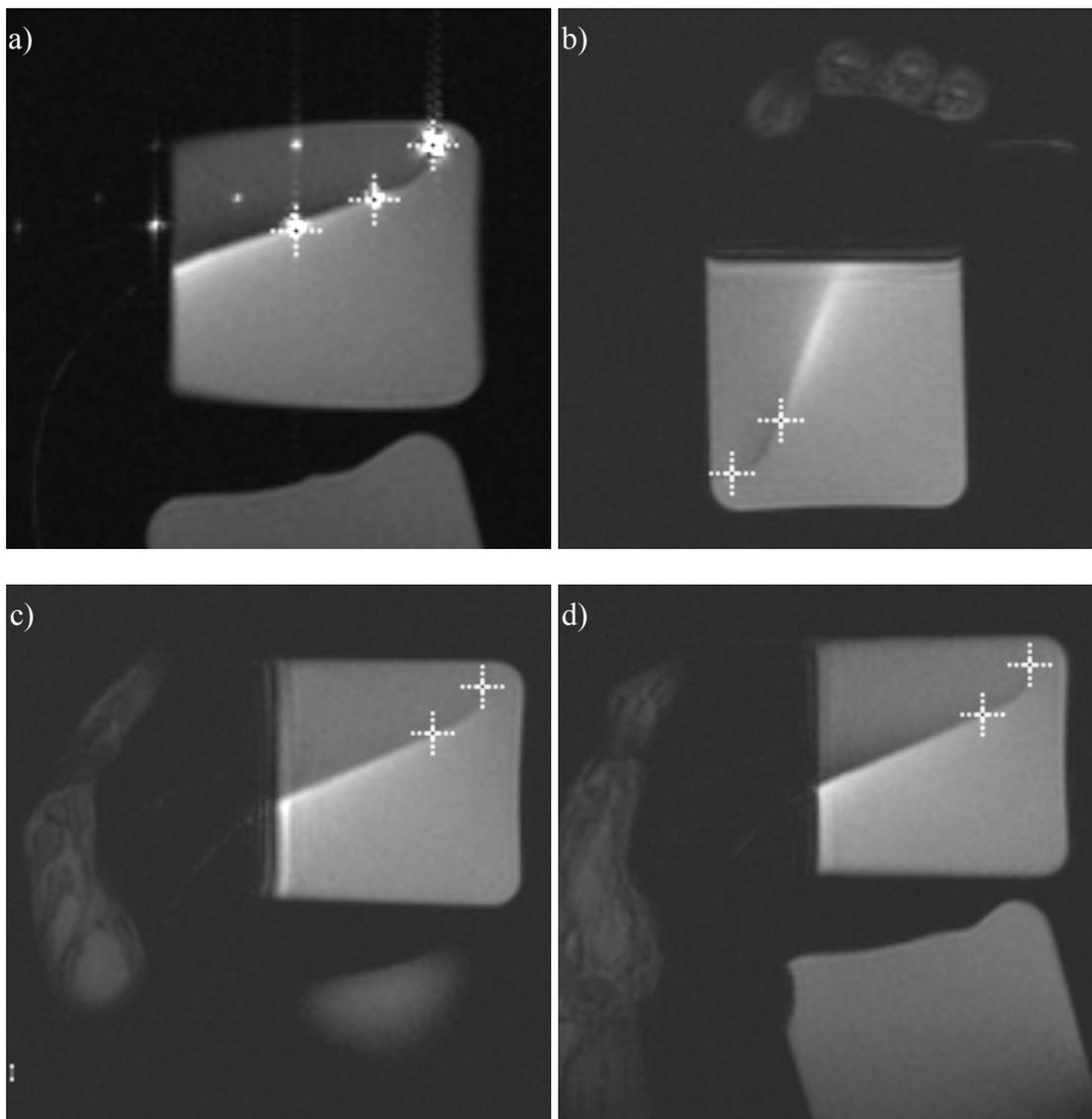


Abb. 4.8: Automatische Schichtorientierung bei Bewegung des Katheters im Wasserglas. In a) wurde die 3-Pkt. Orientierung verwendet. Zur Überprüfung der korrekten Orientierung wurde das Kathetersignal im Bild miteingeblendet und die Positionen der 3 Katheterspulen durch Kreuze markiert. In den Bildern b)-c) wurde die Orientierung mit dem 2-Pkt. Algorithmus berechnet. Das Wasserglas wurde mitsamt dem Katheter um 90° gedreht, so dass die Orientierung von transversal bis sagittal wechselte. Der Katheter ist hier nur als Signalauslöschung erkennbar, da das Kathetersignal unterdrückt wurde. Am Bildrand ist die Hand des Experimentators im Querschnitt zu sehen.

Sobald die Hardware (DSP) bei der Ausführung der Sequenzanweisungen an einen bestimmten Punkt kurz vor diesem Ereignis ankommt, sendet sie ein Signal an die

Sequenz, und die Unterbrechung wird aufgehoben (Wakeup). Zwischen diesen beiden Zeitpunkten der Unterbrechung und des Wecksignals muss genügend Zeit liegen, um die nächsten Ereignisse zu berechnen und an die DSPs zu schicken. Nun stehen allerdings die aktuellen Katheterkoordinaten zum Zeitpunkt der Berechnung der neuen Schichtorientierung und des Offsetvektors in der Sequenz noch nicht zur Verfügung. Gewöhnlich ist die Verzögerung der Schichtnachführung um ein Bild akzeptabel, da der Katheter nur langsam vorgeschoben wird. Bei Navigation in der Aorta ist allerdings eine sofortige Schichtnachführung erwünscht, da hier die schnelle Bewegung des Herzens im Bild sichtbar wird.

Deshalb wurde ein für die Schichtnachführung optimierter zeitlicher Ablauf der Sequenz entwickelt. Dieser ist in Abb. 4.9 dargestellt. Zwischen Bildgebung und Positionsmessung wurde eine Pause (P) eingefügt, damit die aktuellen Koordinaten zur Schichtberechnung in DSP-Steuerbefehle umgesetzt werden können. Um die Pause sinnvoll zu nutzen, wurden die gleichen Gradienten und HF-Anregungen wie zur Bildgebung ausgeführt, um die Magnetisierung in den Gleichgewichtszustand zu bringen.

Für die Optimierung galt zweierlei zu beachten: 1. muss die Zeit zwischen Positionsmessung und dem Wakeup-Ereignis lange genug sein, damit die aktuellen Koordinaten für die Schichtpräparation verfügbar sind. Hierfür wurde experimentell eine Zeit von $2 \times TR \approx 8$ ms festgestellt, um zu gewährleisten, dass immer die aktuellen Koordinaten verwendet werden. Dies ist in Übereinstimmung mit der Übertragungszeit vom Bildrekonstruktionsprogramm zur Sequenz. 2. muss zwischen Wakeup-Ereignis und Start der nächsten Bildmessung ausreichend Zeit für die Schichtpräparation und Erzeugung der Echtzeitereignisse liegen, damit im FIFO-Buffer immer Daten für den DSP stehen. Hierfür wurde ebenfalls eine Zeit von $2 \times TR \approx 8$ ms festgestellt. Da für die Flussmessungen (vgl. Abschnitt 3.6) weitere Präparationen nötig sind, kommen noch einmal $2 \times TR$ hinzu, so dass eine Pause von insgesamt $6 \times TR \approx 24$ ms eingefügt wurde.

Für die Berechnung der Bild- und Positionsmessung in der Sequenz wurde eine Zeit von 90ms bestimmt. Für die entsprechende Durchführung der Messung am Scanner waren 414ms nötig.

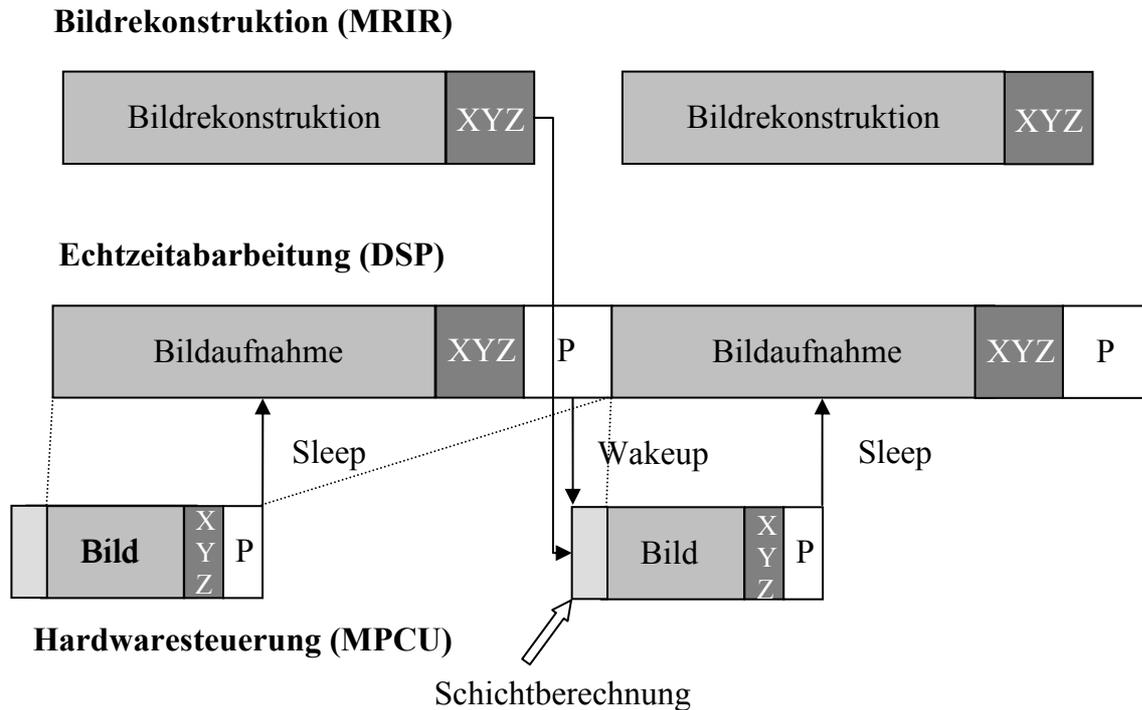


Abb. 4.9: Optimiertes Sequenztiming: Auf Bildgebungsblock und Positionsbestimmung (XYZ) folgt eine kurze Pause (P). Die Pause bis zum Wakeup-Ereignis muss dabei lange genug sein, dass die aktuellen Katheterkoordinaten für die Schichtberechnung zur Verfügung stehen. Weiterhin muss die Pause nach dem Wakeup-Ereignis so lange andauern, dass die Schichtberechnung abgeschlossen ist und die berechneten Gradienten an den DSP geschickt worden sind.

Abb. 4.10 zeigt eine Messung des Zeitablaufs im Rekonstruktionsprogramm mit den typischen Bildparametern der Tierexperimente: Es wurde eine 142×256 Akquisitionsmatrix verwendet und eine Technik, die Teile des k-Raumes in zwei aufeinander folgenden Bildern mehrfach benutzt (View-Sharing, Faktor 2/3), eingesetzt, so dass 95 Rohdatenzeilen für die Erstellung eines Bildes neu aufgenommen wurden. TE und TR betragen 1,8 ms bzw. 3,8 ms. Es wurden 6 bildgebende Spulen sowie eine Katheterspule, also 7 Empfangskanäle verwendet. Die Berechnung des Bildes benötigte 210 ms. Während dieser Zeit sammeln sich weitere Rohdaten im FIFO-Buffer des Bildrekonstruktionsrechners an. Da die Bildrekonstruktion am Ende der Bildaufnahme stattfindet, verzögert sich die Analyse der Katheterkoordinaten um diese Zeit. Deshalb

wurde für das optimierte Sequenztiming die Bildrekonstruktion hinter die Koordinatenberechnung verschoben. Man sieht auch, dass es nach der Bildrekonstruktion eine Phase gibt, in der die Rohdaten schneller verarbeitet werden, als sie in den ADC gelangen, da die Berechnung der FFT in Readoutrichtung alleine schnell genug ist. Sobald alle Daten aus dem FIFO-Buffer abgearbeitet sind, zeigt die Kurve in Abb. 4.10 eine Steigung von einer Rohdatenzeile pro TR.

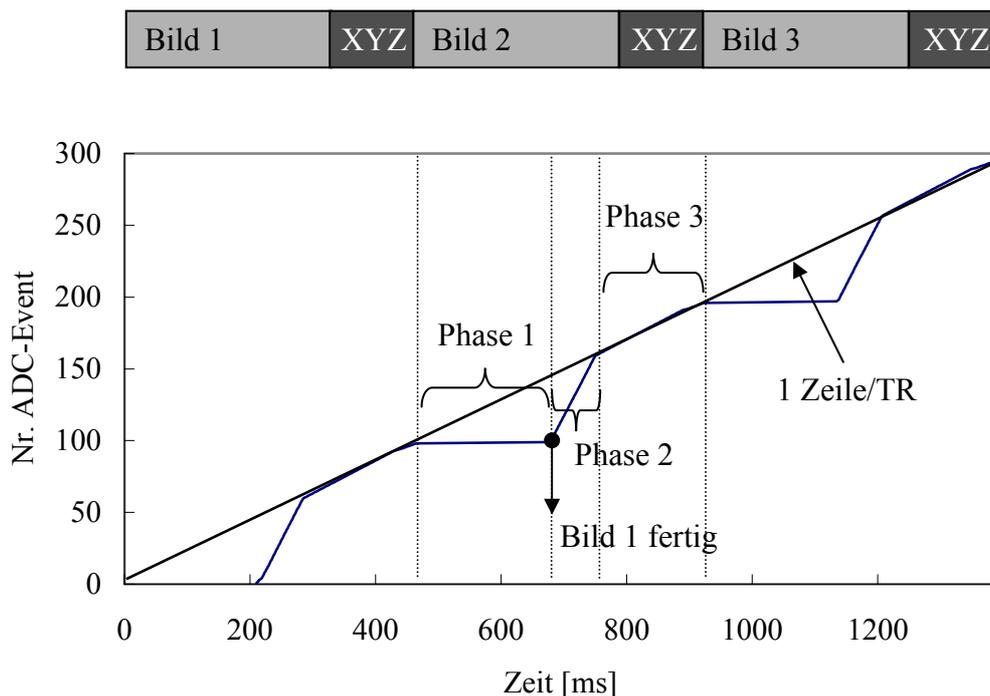


Abb. 4.10: Messung des zeitlichen Ablaufs im Bildrekonstruktionsprogramm. Beim Eintreffen jeder Rohdatenzeile (ADC-Ereignis) wurde die Zeit aufgezeichnet. Zu Anfang der Bildaufnahme findet unmittelbar nach der Koordinatenberechnung der Katheterspulen die Bildrekonstruktion in Phasenkodierichtung statt (Phase 1). Während dieser Zeit sammeln sich die Daten im FIFO-Buffer des Bildrekonstruktionscomputers an, da sie nicht weiterverarbeitet werden können. In der anschließenden Phase 2 wird dieser Überschuss aufgearbeitet. In der dritten Phase zeigt die Kurve eine Steigung von einer Rohdatenzeile pro TR, d.h. die Daten können sofort nach dem Eintreffen verarbeitet werden.

Die Auswertung ergibt, dass die Berechnung im Bildrekonstruktionsprogramm auch über längere Zeit die eintreffenden Daten ohne Latenzzeit bearbeiten kann. Falls

dennoch die Anzeige der Bilder während der Messung nicht synchron mit der Aufnahme verlief, lag dies an der Auslastung des Steuerrechners und nicht an der Bildrekonstruktion.

Ergebnisse der interaktiven Sequenzsteuerung

Die interaktive Sequenzsteuerung erwies sich in allen Phantom- und Tierversuchen als geeignetes Werkzeug zur schnellen und sicheren Navigation des Katheters. Durch den interaktiven Kontrast- und Orientierungswechsel ließ sich die Positionierung des Katheters erfolgreich überprüfen (s. Abb. 4.11). Durch die Einführung der Pause (P) in die Messsequenz wurde auch die Abarbeitung der interaktiv gegebenen Befehle (Schichtwechsel, Kontrastwechsel) beschleunigt, da hier eine analoge Befehlskette verwendet wurde. Durch das optimierte Sequenztiming ließ sich die anfängliche, um ein Bild verzögerte Reaktion der Sequenz auf einen Mausklick im Interface auf eine sofortige Reaktion verbessern.

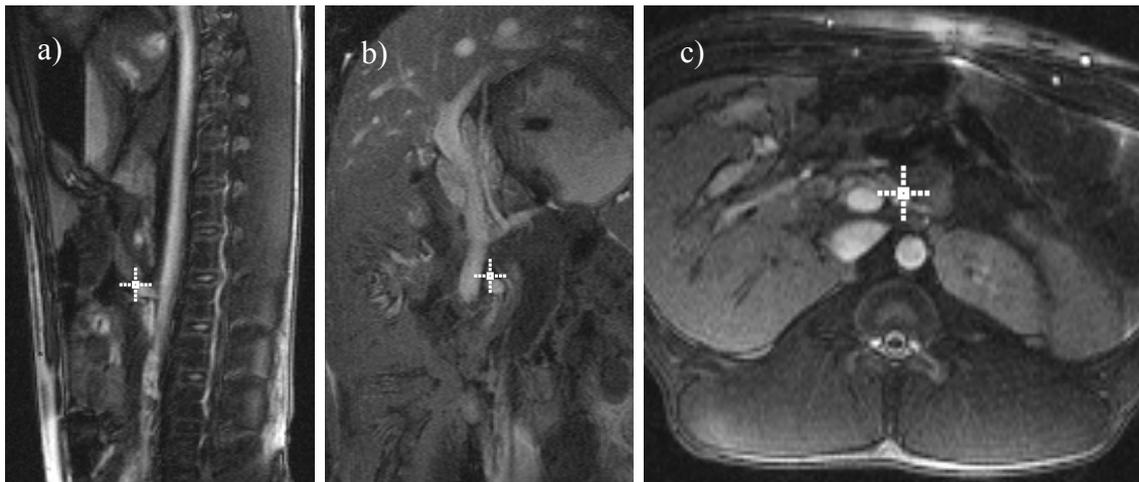


Abb. 4.11: Interaktiver Wechsel der Schichtorientierung im Tierversuch nach Erreichen der Arteria mesenterica superior zur Kontrolle der Position. Abgebildet sind eine sagittale (a), koronare (b) und transversale (c) Ansicht.

4.4 Flussmessungen

Die Flussmessungen mit den Katheterspulen wurden in Phantom- und Tierversuchen getestet. Die Auswirkungen des Empfindlichkeitsprofils der Spulen auf die Messergebnisse wurden in Simulationen untersucht, die als erstes vorgestellt werden sollen.

4.4.1 Simulationen

Abbildung 4.12 zeigt in der linken Hälfte die simulierte, ortsabhängige Signalamplitude für einen Katheter im Zentrum eines Blutgefäßes im Parallelschnitt. Diese ergibt sich aus der mit der Spulenempfindlichkeit (rechte Bildhälfte) gewichteten Transversalmagnetisierung. Die simulierte Geschwindigkeit ist eine Mittelung des MR-Signals über das gesamte Volumen.

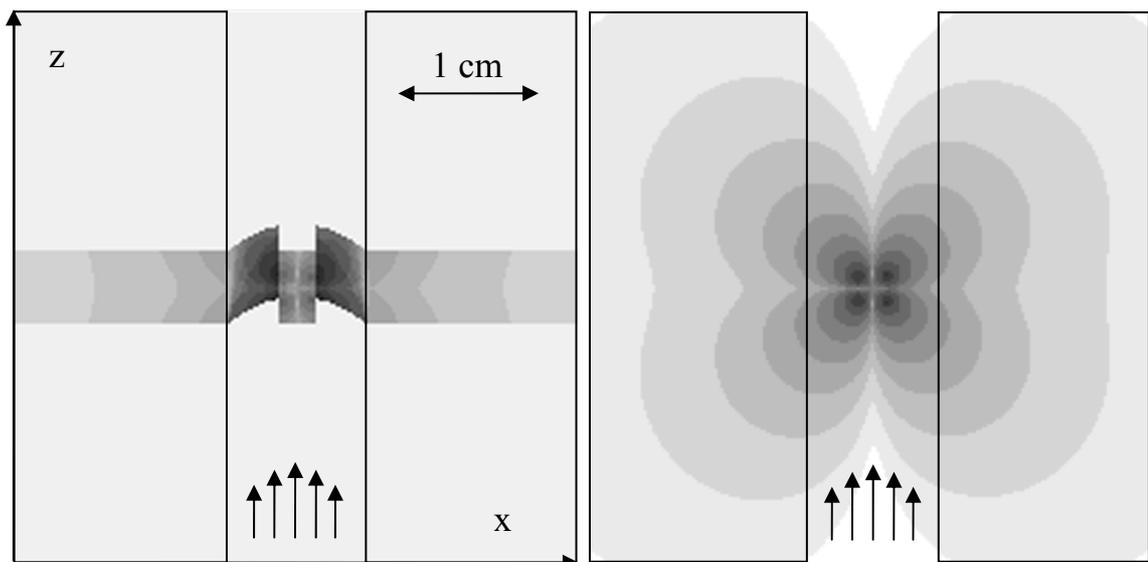


Abb. 4.12: Simulierte Signalamplitude der Katheterspule im Blutfluss (links). Die Signalamplitude ist logarithmisch dargestellt. Sie errechnet sich aus der Spulensensitivität (rechts), dem Gleichgewicht der Transversalmagnetisierung und der Bewegung der Spins.

Die Simulationen wurden für verschiedene Positionen des Katheters innerhalb des Gefäßes ausgeführt, um den Einfluss der Katheterposition auf die Genauigkeit der Flussmessungen zu untersuchen. Dazu wurde der fraktionelle Abstand vom Gefäß-

zentrum r_f definiert ($r_f = 0$ im Gefäßzentrum und $r_f = 1$ am Rand). Die Positionsabhängigkeit wurde für unterschiedliche Gefäßdurchmesser simuliert. Um die simulierte Geschwindigkeit der Kathetermessung v_{Kat} mit der PC-Flussmessung vergleichen zu können, wurde die mittlere Geschwindigkeit innerhalb des simulierten Blutgefäßes v_{PC} , die die PC-Flussmessung repräsentiert, berechnet. Aus dem Quotient dieser beiden Geschwindigkeiten wurde ein Fehlerfaktor λ berechnet:

$$\lambda = \frac{v_{Kat}}{v_{PC}}, \quad (4.1)$$

Weiterhin wurde die Geschwindigkeitsabhängigkeit der Katheterflussmessung für verschiedene Positionen des Katheters im Gefäß ($r_f = 0 / 0,5 / 1$) simuliert.

4.4.2 Ergebnisse der Flussimulationen

Die Simulationsergebnisse der Positionsabhängigkeit der Katheterflussmessungen sind in Abb. 4.13 dargestellt. In dem Diagramm ist der Fehlerfaktor λ in Abhängigkeit der

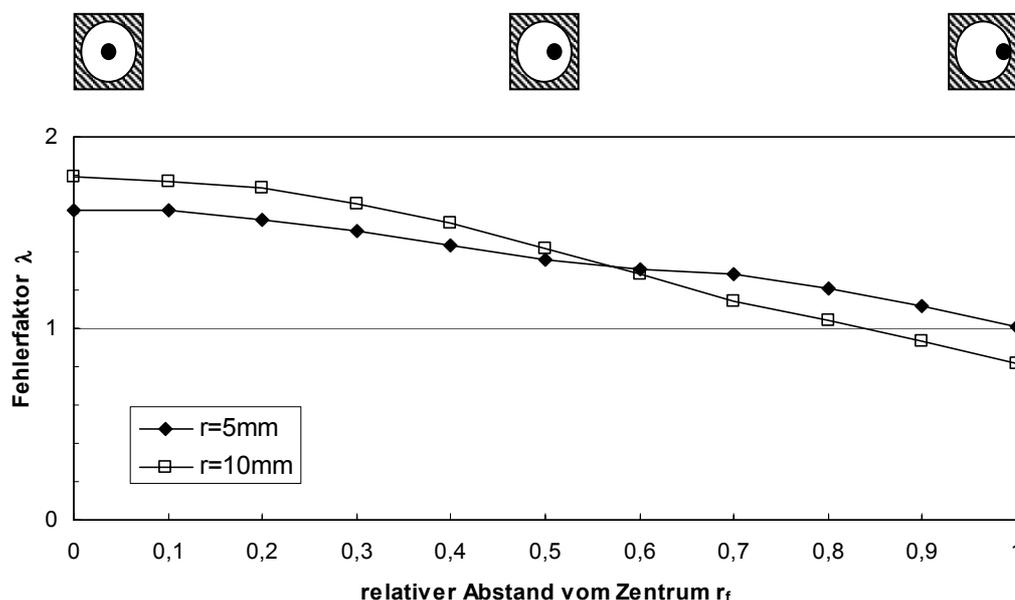


Abb. 4.13: Simulation der Abhängigkeit der Echtzeitflussmessung von der Position des Katheter innerhalb des Blutgefäßes. Unter der Annahme eines quadratischen Flussprofils und eines Gefäßradius von 5 mm nimmt der Fehlerfaktor λ von 1,62 im Zentrum auf 1,01 am Gefäßrand ab. Für ein Gefäß mit 10 mm Radius sind die entsprechenden Werte für λ 1,79 bzw. 0,82.

Position r_f des Katheters innerhalb eines Gefäßes mit den Radien 5 mm und 10 mm abgebildet. Unter der Annahme eines parabolischen Flussprofils sagt die Simulation im Zentrum des Blutgefäßes für die Katheterflussmessung eine Überschätzung des Flusses um 62% / 79% für ein Gefäßradius von 5mm / 10 mm voraus. Am Gefäßrand wird eine Überschätzung des Flusses um 1% für das Gefäß mit dem Radius 5 mm und eine Unterschätzung von 18% für das Gefäß mit dem Radius 10 mm erwartet. Abbildung 4.14 zeigt das Ergebnis der Simulation der Geschwindigkeitsabhängigkeit der Echtzeitflussmessung mit dem Katheter. Die Simulation zeigt eine gute Linearität zwischen simulierter Geschwindigkeitsmessung mit dem Katheter und mittlerer Geschwindigkeit in dem Gefäß. Eine lineare Regression ergibt Geradensteigungen von 1,63 / 1,34 / 1,03 für die Positionen $r_f = 0 / 0,5 / 1,0$ im Gefäß. Die entsprechenden Achsenabschnitte betragen 0,4 / 2,1 bzw. -0,7 cm/s. Besonders ab Geschwindigkeiten kleiner als 5 cm/s kommt es allerdings bei einer Randposition des Katheters zu größeren Abweichungen von der Linearität.

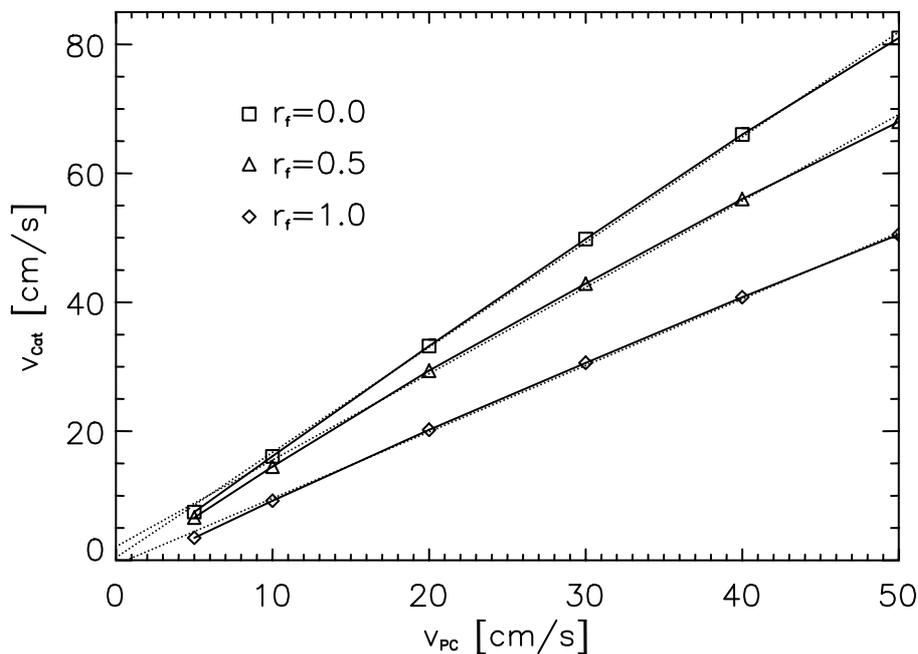


Abb. 4.14: Geschwindigkeitsabhängigkeit der Echtzeitflussmessungen für die Positionen $r_f = 0 / 0,5$ und $1,0$ des Katheter innerhalb des Blutgefäßes. Die lineare Regression ergibt Geradensteigungen von 1,63 / 1,34 und 1,03 entsprechend den λ -Werten an den entsprechenden Positionen.

4.4.3 Messungen am Flussphantom

Für Echtzeit-Flussmessungen wurde das Glasphantom der Aorta an eine Pumpe angeschlossen. Über ein Ventil wurden verschiedene konstante Flussraten zwischen 5 cm/s und 40 cm/s eingestellt und mit nachfolgenden PC-Flussmessungen verglichen. Zur Auswertung wurde in den PC-Flussbildern der gesamte Querschnitt des Gefäßes zusammen mit der durch den Katheter verursachten Signalauslöschung markiert und die dort herrschende, mittlere Flussgeschwindigkeit berechnet. Zusätzlich wurde die relative Position des Katheters innerhalb des Aortenquerschnittes bestimmt.

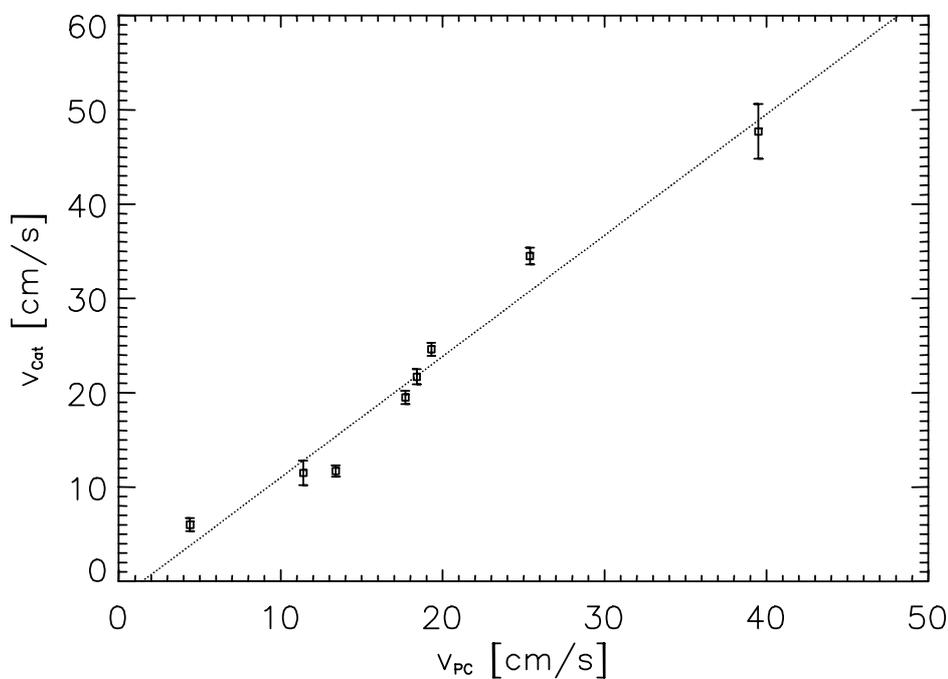


Abb. 4.15: Flussmessungen im Flussphantom bei verschiedenen konstanten Geschwindigkeiten. Die Geschwindigkeitswerte der Echtzeit-Flussmessung v_{Cat} sind gegenüber der mittleren Geschwindigkeit innerhalb des Aortenquerschnitts V_{PC} , gemessen mit der 2D PC-Methode, aufgetragen.

Abbildung 4.15 zeigt einen Vergleich zwischen der Echtzeit-Flussmessung durch den Katheter und dem 2D PC-Verfahren. Eine lineare Abhängigkeit zwischen den mit beiden Methoden gemessenen Geschwindigkeiten ist zu beobachten. Die Bestimmung

der Regressionsgeraden liefert einen Wert für die Steigung von 1,28 und einen Achsenabschnitt von -1,86 cm/s. Der Pearson'sche Korrelationskoeffizient der Regressionsgeraden beträgt 0,97. Die relative Position der Katheterspule innerhalb der Glassaorta mit einem Durchmesser von 1cm wurde zu 0,6 bestimmt. Die um 28% überschätzten Werte der Echtzeit-Flussmessung mit dem Katheter stimmen recht gut mit der simulierten Überschätzung von 31% überein.

4.4.4 Flussmessungen im Tierversuch

Insgesamt wurden 8 Echtzeitflussmessungen mit dem Katheter in 7 Tierversuchen an Hausschweinen durchgeführt, zu denen EKG-getriggerte PC Flussmessungen als Referenz vorliegen. Die Messungen waren Teil der in Kapitel 4.5 beschriebenen Tierversuche zur Nierenembolisation. Für die Flussmessungen wurde der Katheter unter MR-Kontrolle in die Aorta nahe den Abgängen zu den Nierenarterien vorschoben. Die Echtzeitflussmessungen wurden während einer Zeitspanne von 18 bis 50 Herzzyklen durchgeführt. In dieser Zeit wurden zwischen 1792 und 3840 einzelne Datenpunkte aufgenommen, entsprechend 7 bis 15 Wiederholungen der Messung.

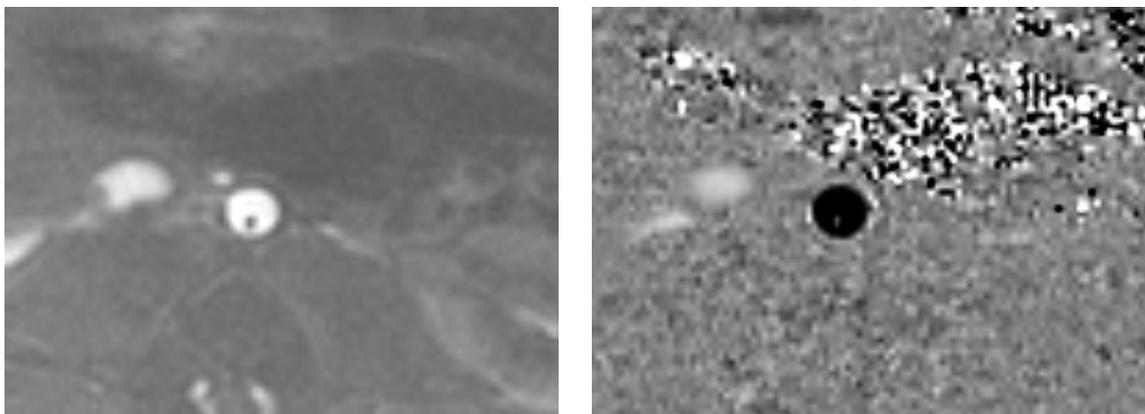


Abb. 4.16: Die Katheterposition innerhalb der Aorta wurde durch die Position der Signalauslöschung im Amplitudenbild (li) der 2D PC Flussmessung bestimmt. Im Phasenbild (re) ist die Position durch eine im Vergleich zur Umgebung niedrigere Geschwindigkeit erkennbar.

Als Referenzmessung wurden EKG-getriggerte 2D PC-Flussmessungen an den gleichen Positionen wie die Echtzeitflussmessungen durchgeführt. Für die Auswertung des mittleren Flusses wurde in den Phasenbildern nachträglich ein Auswertebereich (Region

Of Interest) definiert, die den gesamten Gefäßquerschnitt inklusive Katheter beinhaltet. In Abb. 4.16 sind ein Amplituden- und Phasenbild einer solchen Messung zu sehen. Die Position des Katheters ist im Amplitudenbild als Signalauslöschung und im Phasenbild als im Vergleich zur Umgebung niedrigere Geschwindigkeit erkennbar. Die zu den Flussmessungen gehörigen Katheterpositionen in der Aorta wurden deshalb aus der Signalauslöschung in den flusskompensierten Amplitudenbildern der PC Flussmessungen bestimmt.

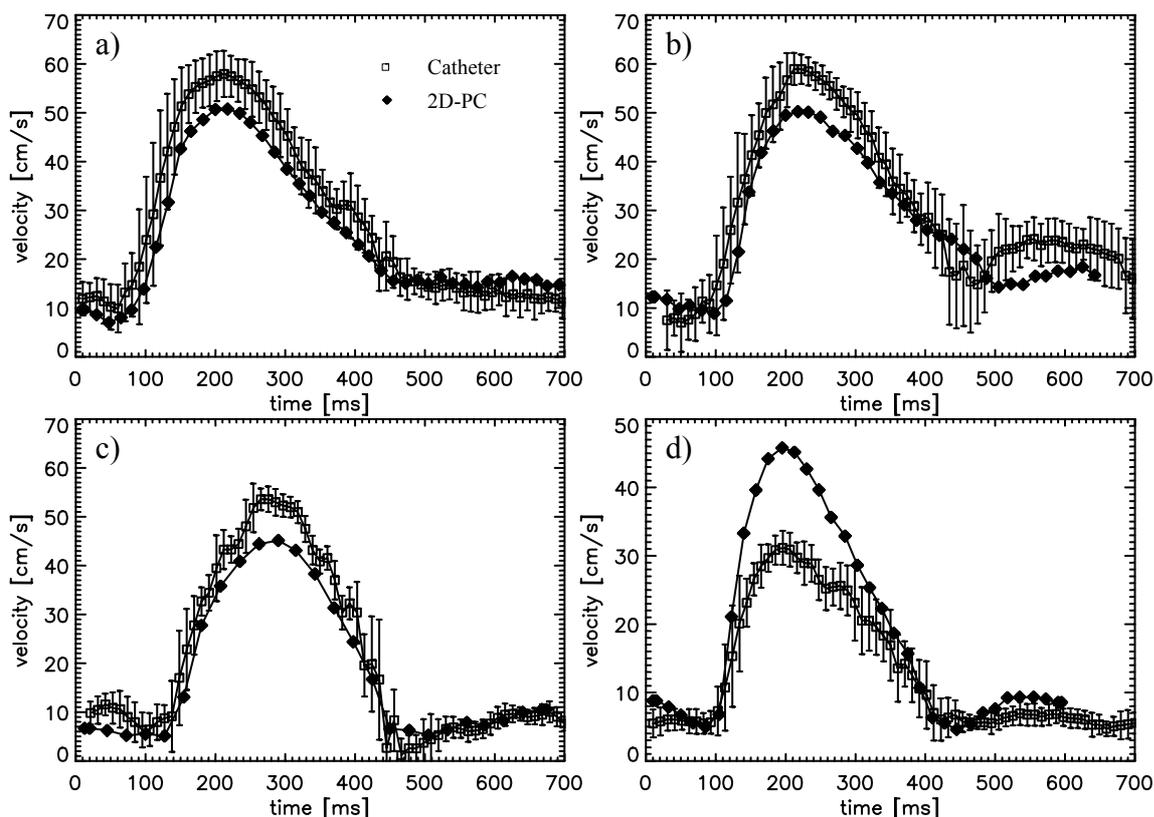


Abb. 4.17: Vergleich zwischen EKG-getriggter 2D PC Flussmessung und retrospektiv gemittelter Katheterflussmessung. Zur Mittelung über mehrere Herzzyklen wurde das zusätzlich aufgezeichnete EKG-Signal verwendet. Die Fehlerbalken zeigen die bei der Mittelung berechnete Standardabweichung an. Die Diagramme a) bis d) entsprechen den letzten 4 Experimenten in Tab. 4.1.

In 4 Experimenten (Tier 5-8) wurde während der Echtzeitflussmessungen das EKG-Signal zusammen mit den Geschwindigkeiten aufgezeichnet. Mit Hilfe der R-Zacke des EKG-Signals wurden nachträglich zeitgemittelte Geschwindigkeitsprofile aus dem

gesamten Datensatz der Echtzeitflussmessungen berechnet. In den verbleibenden 4 Experimenten ohne EKG-Signal wurde für die Zeitmittelung der Echtzeitflussmessungen anstelle der R-Zacke des EKGs ein Schwellwert definiert.

Für die EKG-gemittelten Echtzeitflussmessungen sind in Abb. 4.17 die Diagramme zum Vergleich mit der 2D PC Flussmessung dargestellt. Die zeitgemittelten Katheterflussmessungen konnten die Form des Geschwindigkeitsprofils der 2D PC Flussmessungen in allen Fällen gut reproduzieren. Die mit dem Katheter gemessenen systolischen Maximumgeschwindigkeiten weichen von der PC Flussmessung zum entsprechend gleichen Zeitpunkt im Herzzyklus um ca. $\pm 30\%$ ab.

Tab. 4.1: Übersicht über die Flussmessungen in der Aorta von Schweinen. Aufgeführt sind die Maximumgeschwindigkeiten zum Zeitpunkt der Systole innerhalb des Herzzyklus aus der zeitgemittelten Katheterflussmessung v_{Cat} und der 2D PC Flussmessung v_{PC} sowie die Abweichung der beiden Methoden Δv voneinander. Die gemessene Position r_f des Katheters innerhalb des Gefäßes, sowie der zugehörige Fehlerfaktor λ aus der Simulation werden verwendet um die Geschwindigkeitsmessungen zu korrigieren ($v_{Cat,korr}$). Die Δv_{kor} beschreiben die dann vorliegenden Abweichungen von den PC-Messungen.

Tier	v_{Cat} [cm/s]	v_{PC} [cm/s]	Δv [%]	r_f	λ	$v_{Cat,korr}$ [cm/s]	Δv_{kor} [%]
1	93.0	80.5	+14.3	0.8	1.21	76.9	-4.5
2	81.4	65.3	+24.7	0.6	1.31	62.1	-4.8
3	89.0	70.6	+26.1	0.6	1.31	67.9	-3.8
4	58.4	45.4	+28.6	0.6	1.31	44.6	-1.8
5	57.9	50.8	+14.0	0.8	1.21	47.9	-5.7
6	59.0	50.2	+17.5	0.8	1.21	48.8	-2.8
7	53.6	45.1	+18.8	0.5	1.37	39.1	-13.2
8	31.2	45.8	-30.8	1.0	1.01	30.9	-32.5

In allen Tieren, in denen Flussmessungen durchgeführt wurden, wurde ein Radius der Aorta von etwa 5 mm gemessen. Die Katheterflussmessungen wurden korrigiert, indem für ein Gefäß mit Radius 5 mm die Korrekturfaktoren entsprechend der Katheterspulenposition im Blutgefäß berücksichtigt wurde. Nach der Korrektur zeigen die Werte der Flussgeschwindigkeit Abweichungen von -2 % bis -32 %. Die Ergebnisse der Flussmessungen in der Aorta der Versuchstiere sind in Tab. 4.1 zusammengefasst.

4.5 Anwendungen der Katheterverfolgung

Um das in dieser Arbeit entwickelte Konzept zur automatischen und interaktiven Katheterverfolgung in der Praxis zu evaluieren, wurden im Tierversuch Nierenembolisationen und Katheterisierungen verschiedener abdomineller Gefäße durchgeführt.

4.5.1 Vorbereitung der Tierversuche

Insgesamt wurden Tierversuche an 17 Hausschweinen (Alter: 3-4 Monate, Gewicht: 17-32 kg) durchgeführt. Vor den Versuchen wurde als Zugang für den Katheter eine MR-kompatible 9F-Schleuse (Terumo, Leuven, Belgien) chirurgisch in die Femoralarterie (arteria iliaca femoralis) implantiert. Abbildung 4.18 zeigt den Zugangsweg des Katheters durch die Aorta.

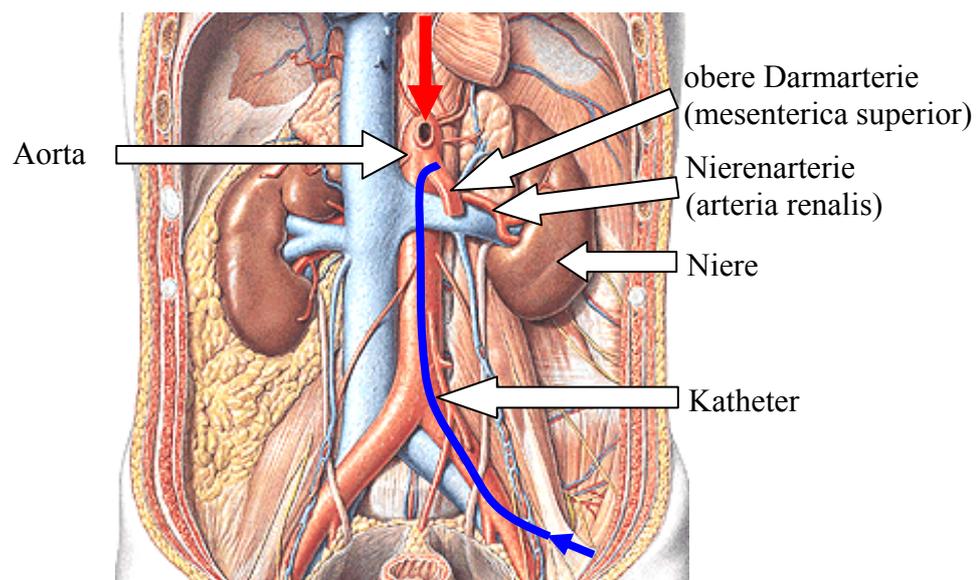


Abb. 4.18: Über eine Schleuse gelangte der Katheter in die Aorta und wurde bis kurz oberhalb der Abgänge der Nierenarterien vorgeschoben. Die Nierenarterien sind auf dem Bild zum Teil von den Nierenvenen und der oberen Darmarterie (mesenterica superior) verdeckt. Für selektive, Kontrastmittelunterstützte 3D MR-Angiographien wurde in einigen Experimenten der Katheter auch in die Darmarterie navigiert (s. nächster Abschnitt)[Aus: Nett03].

Die Tiere wurden auf dem Rücken auf der Patientenliege platziert, und zur Bildgebung wurden die Rückenspule (spine array) und die Thorsospule (body phased array) eingesetzt. Die Tiere wurden während des gesamten Versuches ruhiggestellt (Dormicum / Ketavet). Für die Aufnahme hochaufgelöster MR-Angiographien wurde eine mechanische Beatmung durch ein Halothan-NO-O₂ Gemisch durchgeführt. Der Katheter wurde zusammen mit einem konventionellen Führungsdraht (Terumo, Radiofocus Guidwire) zur Lenkung des Katheters durch die Schleuse in die Aorta eingeführt. In der Aorta angekommen wurde der Führungsdraht wieder entfernt.

4.5.2 MR-geführte Nierenembolisationen

Für die Durchführung von insgesamt 16 Nierenembolisationen wurde der Katheter zunächst unter MR-Kontrolle an eine Position oberhalb der Abgänge der Nierenarterien geschoben. Dort wurde eine selektive, Kontrastmittelunterstützte 3D MR-Angiographie mit den Sequenzparametern $TE / TR / \alpha = 1.03 \text{ ms} / 2.86 \text{ ms} / 40^\circ$ und 6 zeitaufgelösten Phasen (davon eine Leerphase) durchgeführt, um die Funktion der Nieren vor der Embolisation zu untersuchen. Bei einer Matrixgröße von $142 \times 256 \times 40$ und unter Verwendung von paralleler Bildgebung (Grappa, Faktor 2) wurde eine Zeitauflösung von 6 s pro 3D-Datensatz erreicht. Die Bilder wurden vor und nach manueller Gabe eines verdünnten Kontrastmittelbolus (Gd-DTPA, Magnevist, Schering, 5ml, 1:3) durch das Lumen des Katheters aufgenommen. Nach Subtraktion des Bilddatensatzes vor der Gabe des Kontrastmittels (Leerphase) wurden MIP-Bilder (Maximum Intensity Projection) zur Darstellung der Blutgefäße berechnet. Im weiteren Verlauf des Experimentes wurde der Katheter vorsichtig in die linke oder rechte Nierenarterie vorgeschoben. Dabei wurde vorwiegend wegen des hohen Gefäßkontrastes die TrueFISP-Sequenz verwendet. Zur Überprüfung der Position wurde mit dem Userinterface die Schichtorientierung gewechselt. Die Zielposition wurde durch Umschalten des Bildkontrastes auf den 2D MR-DSA Modus ($TR / TE / \alpha = 3.6 \text{ ms} / 1.7 \text{ ms} / 90^\circ$) und Injektion einer geringen Kontrastmittelmenge überprüft. Bei korrekter Position wurde das Embolisat (Embospheres, Biospere Medical, Roissy en France, Frankreich, s. Abb. 4.19) zusammen mit Kontrastmittel ebenfalls unter Kontrolle de 2D-MR-DSA Modus durch den Katheter injiziert [Fink03]. Zur Kontrolle der Embolisation

wurde Katheter wieder zurück in die Aorta an die Position oberhalb der Nierenarterienabgänge navigiert und eine hochaufgelöste 3D MR-DSA wie vor der Embolisation durchgeführt.

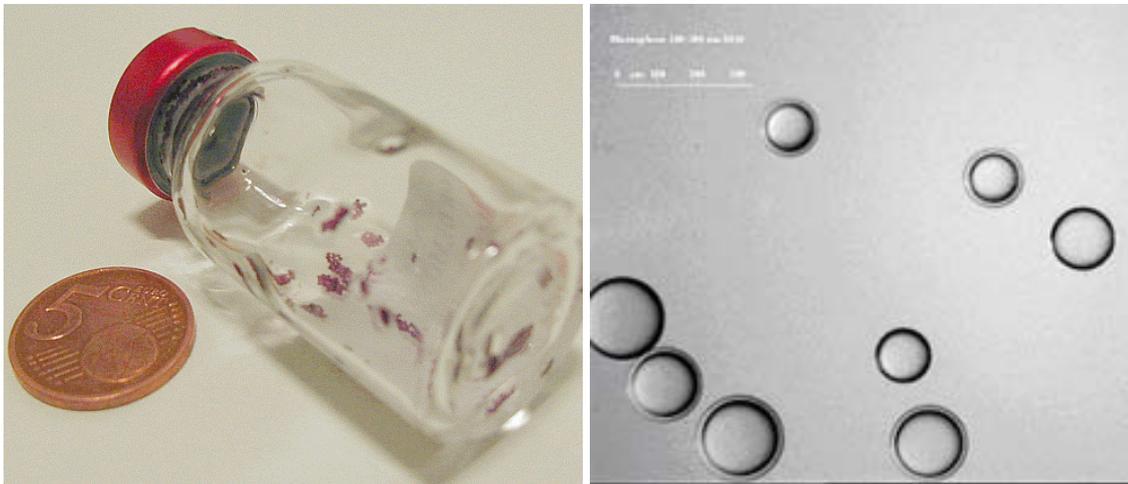


Abb. 4.19: Das Embolisationsmaterial besteht aus kleinen Acryl-Polymer Kügelchen (Durchmesser 500-700 μm), die mit Gelatine überzogen sind. Die nichtresorbierenden Kugeln verstopfen die peripheren Blutgefäße der Nieren (und anderer Organe) und schneiden das Nierengewebe von der Blutversorgung ab.

4.5.3 Ergebnisse der Nierenembolisationen

In 15 Tierversuchen wurden insgesamt 16 Nierenembolisationen bzw. Teilembolisationen durchgeführt. Ein schnelles und sicheres Vorschieben des Katheters wurde durch die automatische Schichtnachführung und durch einen interaktiven Wechsel von Schichtorientierung und Bildkontrast ermöglicht (s. Abb. 4.20). Die erfolgreiche Embolisation konnte in allen Fällen durch die hochaufgelösten 3D MR-DSA Aufnahmen nachgewiesen werden. In Abb. 4.21 sieht man eine solche Aufnahme vor und nach der Embolisation. In der dargestellten venösen Phase der Kontrastmittelanflutung ist erkennbar, dass nach der Embolisation im Nierengewebe (Parenchym) kein Kontrastmittel mehr angereichert wird, da die Embolisation die Blutgefäße verstopft hat.

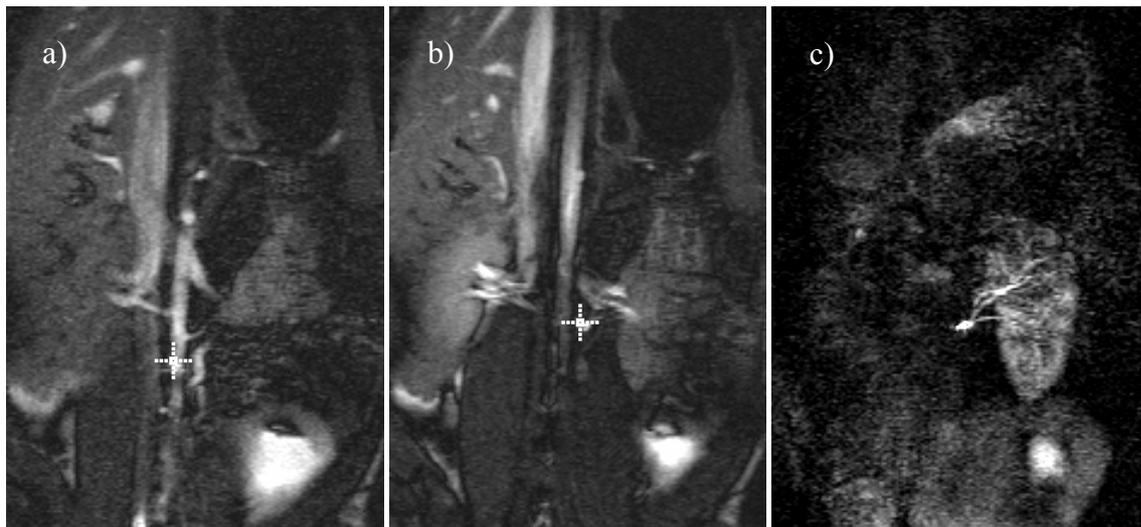


Abb. 4.20: Navigation des Katheters in die Nierenarterie. Die Position der Katheterspule an der Spitze des Katheters ist als Kreuz markiert (a, b). Die endgültige Position vor der Embolisation (b) wurde durch Injektion eines Kontrastmittelbolus auf 2D-DSA Aufnahmen (c) verifiziert.

In einem Experiment wurden zusätzlich 2D PC Flussmessungen in der Nierenarterie durchgeführt. Für die Messung durfte der Katheter selbst nicht in der Nierenarterie sein, da der Katheter das Gefäß nahezu verschlossen hat und kein Fluss messbar war. Entsprechend waren auch keine Flussmessungen mit dem Katheter durchführbar. Abbildung 4.22 zeigt zwei Flusskurven vor und nach der Embolisation. Eine deutliche Flussreduzierung ist zu erkennen. Der über einen Herzzyklus gemittelte Fluss ging von 4,88 ml/s vor der Embolisation auf 0,44 ml/s zurück.

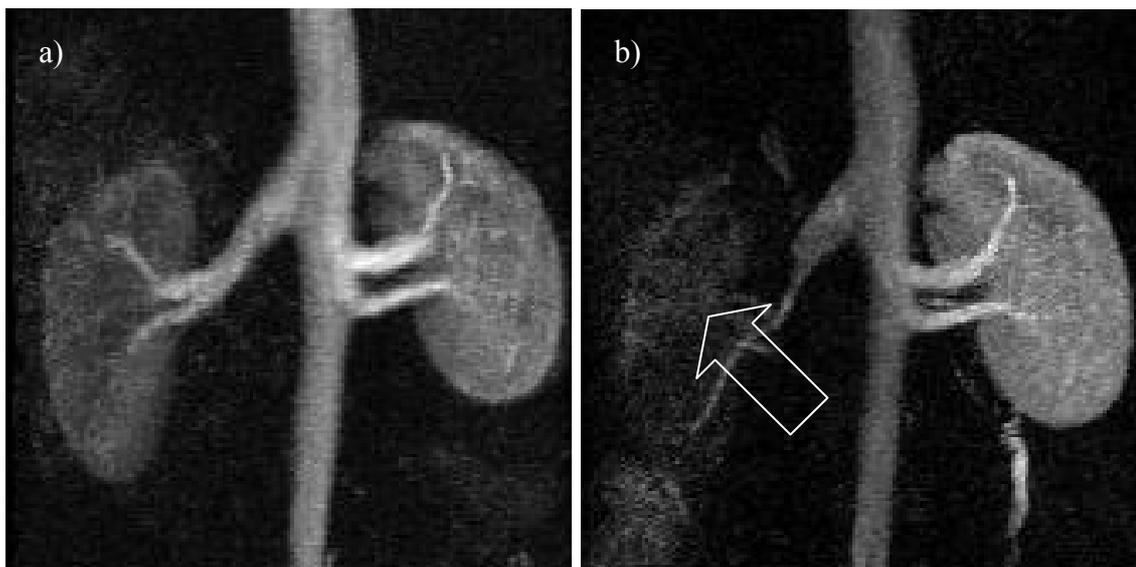


Abb. 4.21: 3D-MR-DSA Aufnahmen in der venösen Phase vor (a) und nach (b) der Embolisation. Es ist zu erkennen, dass die rechte Niere nach der Embolisation kein Kontrastmittel mehr anreichert (Pfeil).

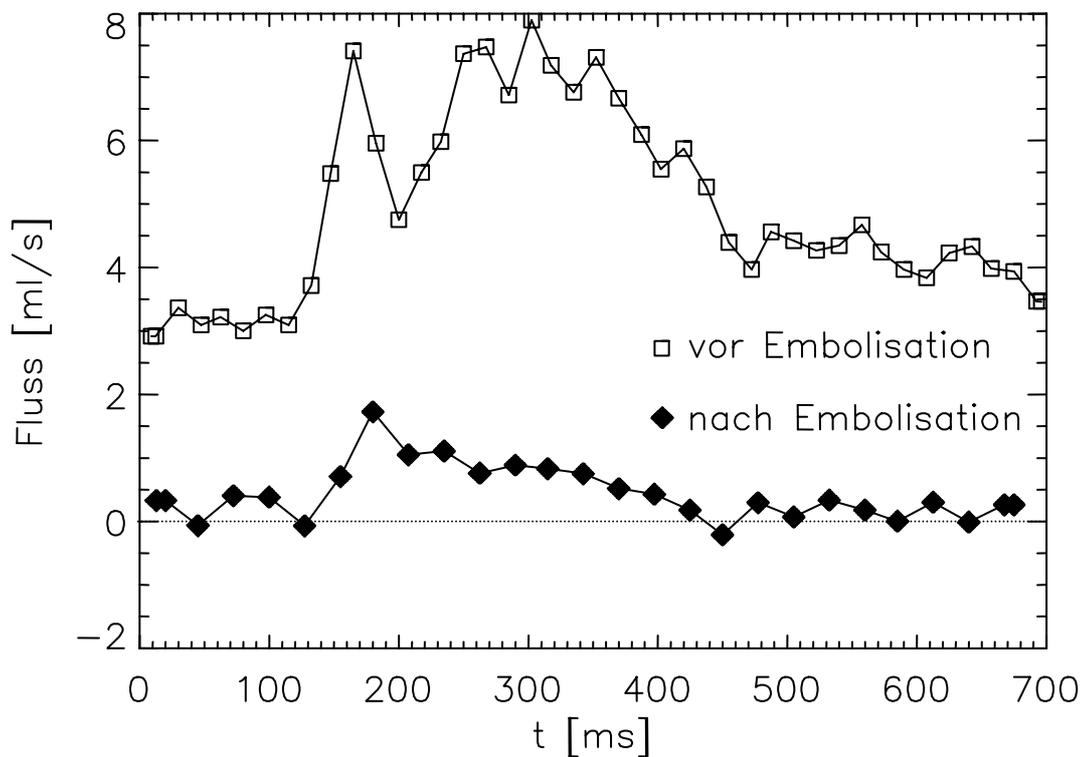


Abb. 4.22: Geschwindigkeitskurve einer 2D PC Flussmessung in einer Nierenarterie vor und nach Embolisation. Erkennbar ist ein Rückgang der Flussgeschwindigkeit um 67%.

4.5.4 Katheterisierung abdomineller und thorakaler Gefäße

Um zu zeigen, dass mit der Methode auch andere Gefäßinterventionen durchgeführt werden können, wurde versucht, neben einer Katheterisierung der Nierenarterien den Katheter in verschiedene weitere Gefäße vorzuschieben (z.B. truncus coeliacus, arteria mesenterica superior, arteria splenica). Auch hierbei wurde der Katheter unter Verwendung der Sequenz zur automatischen Katheterverfolgung und des Userinterface an den Zielort vorgeschoben und zur Überprüfung der Position sowohl 2D-MR-DSA Zeitserien wie auch 3D-MRA Aufnahmen analog zur Nierenembolisation durchgeführt.

4.5.5 Ergebnisse der Katheterisierung

Zu den Gefäßen, die erfolgreich angesteuert werden konnten, gehört neben den Nierenarterien der truncus coeliacus, die obere Darmarterie (arteria mesenterica superior) und die Milzarterie (arteria splenica). In Abb. 2.22 ist die Navigation über den Aortenbogen in die Carotiden und ins Herz dargestellt. Abb. 2.23 zeigt eine selektive 3D-Angiographie in der Mesenterika.

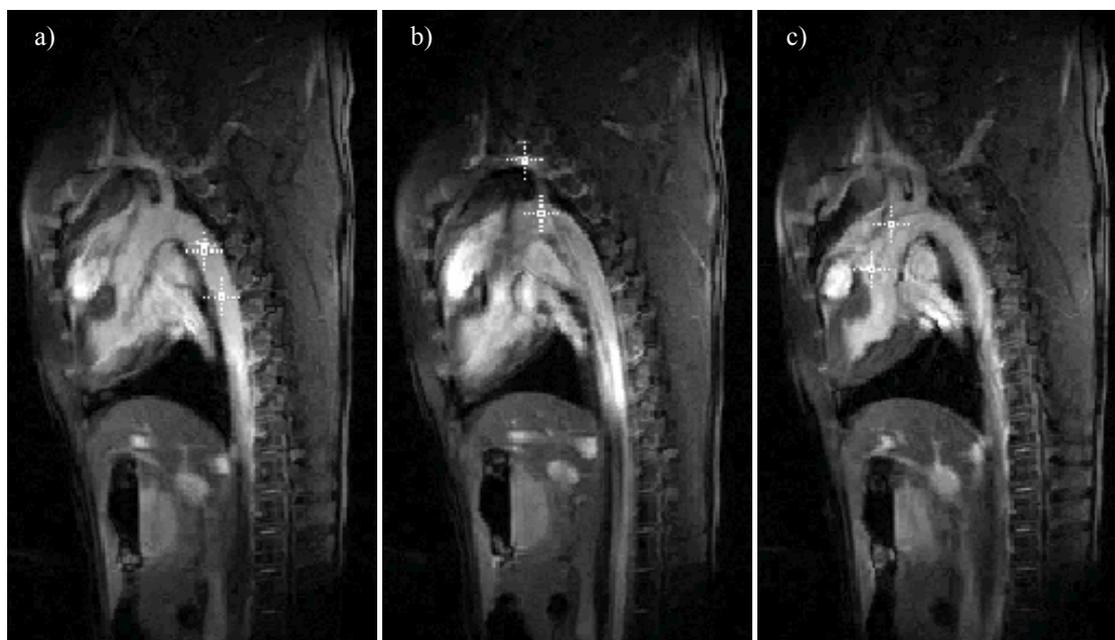


Abb. 4.22: Navigation des Katheters über den Aortenbogen (a) in die Carotiden (b) und ins Herz (c).

In einigen Experimenten gelang es nicht, den Katheter in die gewünschten Gefäße einzuführen, da es die geometrische Konfiguration und die Größe des Katheters, sowie die Winkel der Gefäße zur Aorta nicht erlaubten, den Katheter zum Ziel zu navigieren.

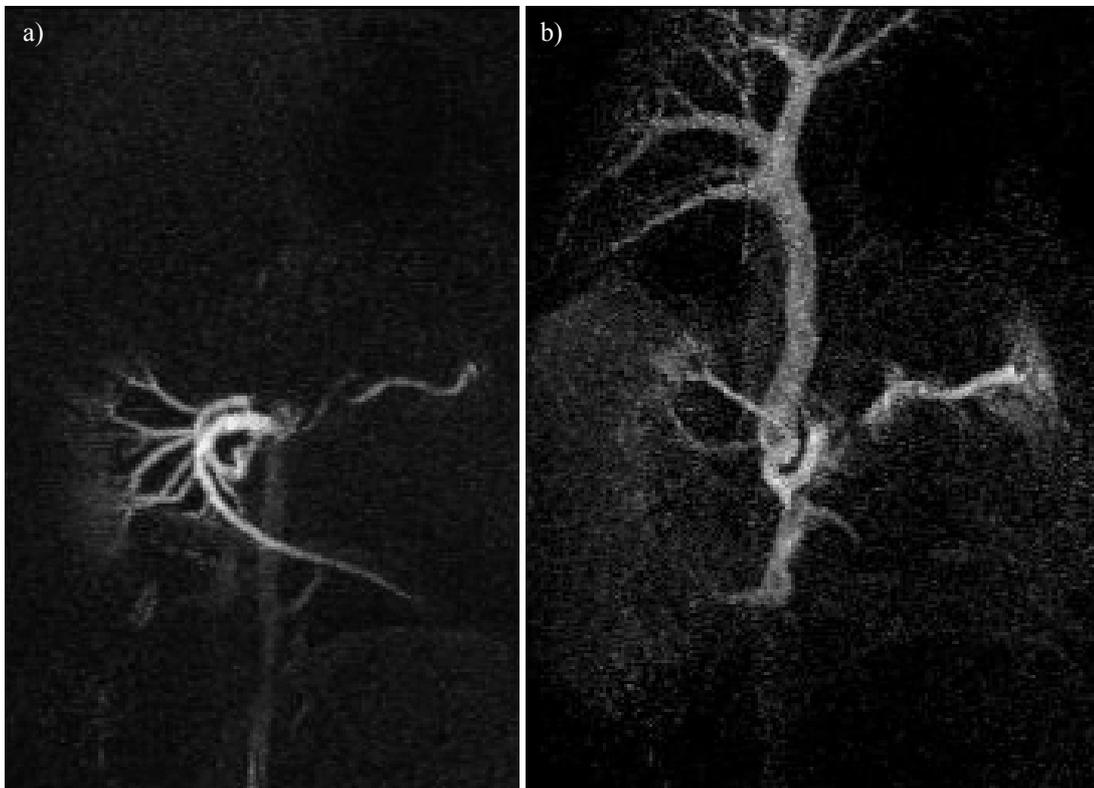


Abb. 4.23: Hier befindet sich der Katheter in der Mesenterika. Durch eine selektive 3D-Angiographie wurde die Position bestätigt. In a) ist in der arteriellen Phase die selektive Anströmung des Kontrastmittels in der Mesenterika erkennbar. In b) ist in der venösen Phase der Rückstrom erkennbar.

5 Diskussion

In dieser Arbeit wurden Methoden entwickelt, um einen mit kleinen HF-Spulen ausgestatteten Katheter unter MR-Kontrolle an ein Ziel vorzuschieben. Experimente wurden am Phantom und an Versuchstieren unternommen. Am Menschen sind Experimente derzeit noch nicht durchführbar, da hierzu nach dem Medizinproduktgesetz zugelassene Katheter nötig sind, die nur industriell gefertigt werden können. Ziel war es daher, die prinzipielle Machbarkeit und, mit den Nierenembolisationen, eine klinische Anwendungsmöglichkeit aufzuzeigen. Im Folgenden werden die entwickelten Methoden und Ergebnisse diskutiert.

Aktive Katheterverfolgung

Die in dieser Arbeit implementierte Lokalisierung mit aktiven Katheterspulen erlaubt die Bestimmung der Katheterkoordinaten durch eine schnelle Projektionstechnik in ca. 20 ms und besitzt den Vorteil, dass die Koordinaten unabhängig von der aktuellen Position der Bildebene gefunden werden können, solange sich die Katheterspulen in einem Volumen von $500 \times 500 \times 500 \text{ mm}^3$ um das Isozentrum des Magneten befinden. Die Koordinaten wurden neben der Markierung der Spulenposition auf MR-Bildern zur automatischen Schichtnachführung eingesetzt. Stand mehr als eine Katheterspule zur Verfügung, konnte auch die Schichtorientierung berechnet werden, so dass sich der Katheter in seinem Verlauf in der Bildebene befand. Eine systematische Abweichung der gemessenen Position von der wahren Position aufgrund von Gradienten-Nichtlinearitäten konnte beobachtet werden, spielt aber für die Markierung auf den MR-Bildern keine wesentliche Rolle, da für Positionsmessung und Bildgebung die identischen Gradientensysteme mit der gleichen Verzeichnung verwendet wurden. Die Genauigkeit der Projektionen mit Maximumsuche lag bei etwa 1 mm und ist damit in der gleichen Größe wie die Bildauflösung in den Versuchen. Für hochauflöste MR-Aufnahmen ist eine genauere Auswertung des Projektionsprofils z.B. durch eine Schwerpunktbestimmung erforderlich.

Für die Markierung der Katheterposition auf einem MR-Bild wurden zwei verschiedene Methoden entwickelt. Beim Übersichtbildmodus erfolgt die Markierung auf einem MR-

Bild, das unabhängig von der Lokalisierung zu einem früheren Zeitpunkt aufgenommen wurde. Der Vorteil dieser Methode besteht darin, dass die Lokalisierung alleine sehr schnell (50 Hz) ist und die Markierung auf Bildern mit beliebigem Kontrast (z.B. Angiographieaufnahmen) oder höherer räumlicher Auflösung erfolgen kann. Bedingt durch die Anzeigegeschwindigkeit des verwendeten Computersystems, musste die Anzeigerate auf 3 Hz für 256er Matrizen begrenzt werden. Von prinzipiellem Nachteil ist allerdings, dass die verwendeten MR-Bilder nicht aktuell sind. Bei dem in dieser Arbeit vorgesehenen Anwendungsgebiet im abdominellen Bereich ist insbesondere die Atmung, durch die eine Auf- und Abbewegung sämtlicher Organe im Bereich von einigen Zentimetern bedingt wird, nicht zu vernachlässigen. Hinzu kommen Herzbewegung und Pulsation. Aus diesen Gründen wurde auf dem neuen Symphony-Tomographen des DKFZ auf die Implementierung dieser Methode verzichtet. Trotzdem könnte sich in Zukunft eine parallele Darstellung der Position auf einem Übersichtsbild neben dem aktuellen MR-Bild zur Orientierung als sinnvoll erweisen, da speziell Angiographieaufnahmen für die Navigation der Katheter in den Blutgefäßen wertvolle Informationen liefern können. Bei interventionellen Eingriffen im Schädel entfällt die Problematik der Bewegung, da der Kopf fixiert werden kann.

Der Wechselmodus, in dem abwechselnd die Position gemessen und ein MR-Bild aufgenommen wird, ermöglicht hingegen die Darstellung des Katheters auf einem aktuellen, anatomischen MR-Bild. Dies geht allerdings mit einer längeren Messzeit oder einer Reduzierung der Phasenkodierschritte und damit einer reduzierten Bildauflösung einher. Für eine 256er-Matrix konnten für die TrueFISP-Sequenz eine Anzeigerate von 1,7 Hz bei voller Abtastung des k-Raumes erreicht werden. Bei eingeschränktem FoV in Phasenkodierichtung und mit der Sharing-Technik wurde die Anzeigerate auf 2,4 Hz erhöht. Diese Geschwindigkeit wurde von den Anwendern für die Katheterverfolgung im Bauchraum als völlig ausreichend angesehen. Lediglich für die Navigation im Herzen ist eine höhere Bildrate zwingend erforderlich. Zur Beschleunigung oder auch zur Verbesserung der Bildqualität könnten in Zukunft Techniken der parallelen Bildgebung wie SENSE [Prue99] oder SMASH [Sodi97] implementiert werden, die auf der Information von Mehrfachspulen beruhen. Da diese Techniken sehr rechenintensiv sind, sind schnellere Bildrekonstruktionsrechner erforderlich und es müssen effektive Echtzeit-Bildrekonstruktionsalgorithmen entwickelt werden. Eine weitere geeignete

Technik zur schnellen Bildgebung ist die radiale Abtastung des k-Raums [Rasc95, Pete00].

Ein großes Problem der aktiven Lokalisierung stellt die Gefahr durch lokale Verbrennung aufgrund starker Energieeinkopplung der aktiven HF-Komponenten des Katheters dar, wenn die Länge der leitenden Strukturen im Bereich der Resonanzlänge zu den elektrischen Feldern der HF-Anregung liegt [Koni00, Nitz01]. Im Allgemeinen mindert der Blutfluss das Ausmaß der Erwärmung, allerdings ließen sich an ungünstigen Positionen am Rand der Patientenliege, an der das elektrische Feld am größten ist, Erwärmungen von bis zu 50 K messen. Durch Mantelwellensperren ließ sich die Erwärmung im realistischen Einsatzgebiet des Katheters auf maximal 1 K reduzieren [Zühl02]. Mit induktiv gekoppelten Spulen ohne elektrische Zuleitung lässt sich die Erhitzungsproblematik umgehen, allerdings gestaltet sich die eindeutige Lokalisierung dann schwieriger.

Automatische Schichtnachführung

Durch die mit den Katheterspulen gemessenen Koordinaten konnte eine automatische Schichtnachführung implementiert werden, so dass sich der Katheter immer in der aktuellen Messschicht befand. Mit einer einzelnen Koordinate wurde eine Verschiebung orthogonal zur Bildebene implementiert. Auf eine Verschiebung innerhalb der Bildebene wurde verzichtet, so dass sich die Katheterspule nicht automatisch in der Bildmitte befand. In einer anderen Arbeitsgruppe wurde auch eine Verschiebung innerhalb der Bildebene zugelassen [Elgo02]. Diese wurde von den Anwendern allerdings als eher unruhig und verwirrend empfunden.

Standen zwei oder drei Koordinaten zur Verfügung, wurde eine Rotationsmatrix für die Orientierung der Bildebene berechnet, so dass nicht nur eine Spule, sondern auch der Katheter in seinem Verlauf in dem MR-Bild zu erkennen war. Als problematisch für die automatische Orientierung mit drei Koordinaten erwies sich, dass zumindest in der Aorta alle drei Katheterspulen annähernd auf einer Gerade lagen. Dadurch konnten bereits minimale Änderungen einer Spulenkoordinate zu großen Unterschieden des Kippungswinkels der Bildebene führen, was für den Operateur die Orientierung anhand der MR-Bilder bei der Katheterverfolgung erschwerte. Um starke Sprünge der Schichtorientierung zu vermeiden, wurde ein gleitender Übergang durch den Glättungsfaktor

ermöglicht. Auch durch die Berechnung der Schichtorientierung durch Vorgabe zweier Koordinaten und einer Vorzugsorientierung konnten Sprünge reduziert werden. Ein weiteres Problem war, dass in den Experimenten anfänglich von vier verfügbaren Empfangskanälen drei durch den Katheter belegt wurden und nur noch einer für die Bildgebung zur Verfügung stand. Dies führte zu einer schlechteren Ausleuchtung des Untersuchungsobjektes. Dieses Problem lässt sich einerseits durch die jetzt zur Verfügung stehende Erweiterung auf acht Empfangskanäle beheben, andererseits könnte auch das Signal aller drei Katheterspulen gemeinsam ausgelesen werden. Zur eindeutigen Zuordnung der bis zu drei Signalmaxima in den Projektionen wären allerdings die Aufnahme von mehr Projektionen und ein Mehraufwand in der Rekonstruktion erforderlich [Flas01].

Die Katheter der Firma Euronamics mit drei Spulen erwiesen sich als sehr empfindlich, so dass bereits nach kurzer Zeit meist eine der Spulen defekt war und Experimente mit der automatischen Schichtorientierung nur in sehr begrenztem Umfang möglich waren. Erst in jüngster Zeit ist es gelungen, einen solchen Katheter auch am DKFZ zu fertigen. Eine weitere Anwendungsmöglichkeit der Katheterkoordinaten ist die Berechnung der Geschwindigkeit des Vorschubs und die Steuerung der Bildauflösung anhand der Geschwindigkeit [Elgo02]. Bei schnellem Vorschub ist man eher an einer groben Übersicht interessiert, so dass ein großes FOV ausreicht und damit eine niedrigere Auflösung. Bei langsamem Vorschub ist hingegen eine höhere Auflösung erwünscht, so dass ein kleineres FOV eingestellt wird. Auch bei dieser Methode ist das Problem, dass die ständige Änderung der Größe des Bildausschnittes beim Betrachter eher Verwirrung stiftet, als dem Operateur von Nutzen zu sein. Anstelle dessen könnte die Bildauflösung in Zukunft auch durch das Interface gesteuert werden. Hierfür müssen allerdings die Gradienten neu berechnet werden und in die Sicherheitsüberprüfungen der Stimulationsgrenzen (dB/dt), die vor jeder Messung durchgeführt werden müssen, mit einbezogen werden.

Interaktive Sequenzsteuerung

Die in dieser Arbeit entwickelte interaktive Sequenzsteuerung erlaubt die Steuerung der wichtigsten Bildgebungsparameter wie Bildkontrast und Schichtorientierung zur Laufzeit der Messung durch einen einfachen Mausklick auf die Schaltflächen des

Userinterface. Dadurch ist es möglich, die Messung vom Innenraum des Tomographen zu steuern. Dem Operateur stehen damit verschiedene Bildgebungsarten wie FLASH, TrueFISP, Projektionsangiographie und eine Messung der Flussgeschwindigkeit zur Verfügung, ohne dass er jeweils eine neue Sequenz laden und konfigurieren muss. Die Änderungen werden bereits im nachfolgenden Bild wirksam.

Das Userinterface ist von der Sequenz aus konfigurierbar. Dem Userinterface wird dabei zu Beginn der Messung mitgeteilt, welche zur Verfügung stehenden Schaltelemente verwendet werden und welche Startwerte eingestellt sind. Zur Flexibilisierung des Userinterface soll es in Zukunft möglich sein, von der Sequenz aus Schaltflächen komplett zu generieren, so dass verschiedene Sequenzen mit einem individuell gestaltetem Userinterface ausgestattet werden können.

Das Konzept der Katheterverfolgung inklusive automatischer Schichtnachführung und aktiver Steuerung durch ein Userinterface lässt sich problemlos auf andere Instrumente (z.B. Biopsienadeln) übertragen, solange an diesen Instrumenten Hochfrequenzspulen zur Lokalisierung angebracht sind.

Flussmessungen

In dieser Arbeit wurde eine für die interventionelle MR geeignete Methode zur schnellen und automatischen Flussmessung am Ort einer kleinen Katheterspule vorgestellt. In Simulationen, Phantom- und Tierversuchen wurde die Genauigkeit der Flussmessungen untersucht.

Die Simulationen zeigen, dass bei den Flussmessungen mit Katheterspulen durch die räumliche Mittelung über den sensitiven Bereich der Spulen systematische Abweichungen auftreten, die stark von der relativen Position im Blutgefäß und dem Gefäßdurchmesser abhängen. Für Positionen des Katheters am Rand eines Gefäßes, wie sie typischerweise bei in-vivo Experimenten auftreten, liefern die Flussmessungen mit dem Katheter kleinere Werte nahe den tatsächlichen Flusswerten, als für zentralere Positionen. Allerdings wurden die Simulationen unter Annahmen durchgeführt, die in-vivo nur bedingt gültig sind:

Erstens wurde das B_1 Profil unter der Annahme berechnet, dass der Katheter parallel zum B_0 -Feld ausgerichtet ist. Für den allgemeineren Fall eines nicht verschwindenden Winkels zwischen der Katheter- und der B_0 -Achse wird das B_1 Profil und damit auch

die Gewichtung der einzelnen räumlichen Beiträge innerhalb des sensitiven Volumens verschieden sein. Zweitens ist die Bedingung für laminaren Fluss mit einem parabolischen Geschwindigkeitsprofil nicht immer erfüllt. Das Flussprofil wird nicht zuletzt auch durch die Einführung des Katheters gestört. Schließlich werden kleinere Effekte wie Inhomogenitäten des Schichtprofils und Spins, die die Schicht zum wiederholt durchqueren, vernachlässigt.

Trotzdem sind die Simulationsergebnisse in guter Übereinstimmung mit Messungen im Flussphantom. Die Phantomexperimente zeigten, dass für eine gegebene Position des Katheters in dem Schlauchphantom der relative Fehler unabhängig von der Flussgeschwindigkeit ist. Dieses Ergebnis ist insofern überraschend, als dass die dem Messprozess zugrunde liegende räumliche Mittelung keine Mittelung über die Flussphase, sondern über das komplexe Signal ist. Die Geschwindigkeitswerte werden anschließend durch Ermittlung der Phase aus diesen gemittelten Daten berechnet. Diese Art der Mittelung führt im Allgemeinen nicht zu korrekten Geschwindigkeitswerten, wie für zeitgemittelte Flussmessungen [Hofm93] und die RACE Technik [Bock95] gezeigt wurde. Allerdings werden durch die Gewichtungsfaktoren des B_1 -Feldes die Flussbeiträge von Spins in der Nähe des Katheters stärker hervorgehoben, so dass die komplexe Mittelung nahezu identisch mit der Mittelung über die Phasen ist.

In den Tierexperimenten konnte gezeigt werden, dass die Form der Echtzeitflusskurven gut reproduziert werden konnte. Obwohl die Echtzeitflusskurven ein im Vergleich zu den gemittelten Flusskurven der 2D PC Methode vermindertes Signal-Rausch-Verhältnis zeigen, sind die typischen Merkmale wie das Maximum der Systole und der Rückfluss in der frühen Diastole in den Flusskurven in Abb. 4.17 klar erkennbar. Die nachträgliche Zeitmittelung verbessert das Signal-Rausch-Verhältnis erheblich, wie man anhand der Fehlerbalken in Abb. 4.17 erkennen kann. In der zukünftigen, klinischen Anwendung könnte die Mittelung in Echtzeit über eine begrenzte Anzahl von Herzintervallen durch eine lineare Filterung in der Zeitdomäne geleistet werden.

In 7 von 8 Tierexperimenten konnte das Ergebnis der Flussmessungen durch die simulierten, positionsabhängigen Korrekturfaktoren verbessert werden. Im letzten Tierversuch wurde der Fehler jedoch durch die Korrektur um 2% verschlechtert. In diesem Fall war die Katheterposition sehr nahe dem Gefäßrand, so dass eine relative, radiale Position von $r_f = 1$ angenommen wurde. Gemäß der Definition von r_f würde dies

eine Eindellung der Gefäßwand durch den Katheter bedeuten, so dass ein größerer Fehler erwartet werden kann.

Die durchgeführten Simulationen zeigen, dass der systematische Fehler der absoluten Geschwindigkeitsbestimmung für größere Gefäße zwischen -15% und 80% liegt und dass die Form der Flusskurven zuverlässig reproduziert werden kann. In der klinischen Anwendung ist die Form der Flusskurve alleine oft ausreichend. Zum Beispiel benötigt die Berechnung des Widerstandsindex (Maximumgeschwindigkeit der Systole – niedrigste Geschwindigkeit der Diastole / Maximumgeschwindigkeit der Systole [Don89]) keine absoluten Geschwindigkeitswerte und liefert wichtige Informationen über den Zustand eines Blutgefäßes und den nachfolgenden Organen.

Momentan werden die Geschwindigkeitswerte sofort nach der Datenaufnahme berechnet und dem Radiologen alle 2,7 s als Geschwindigkeitskurve präsentiert. Durch Modifikationen des Rekonstruktionsprogrammes und einer geeigneten Echtzeitgeschwindigkeitsanzeige an der Konsole des Tomographen könnte die Präsentation der Geschwindigkeit ähnlich der Doppler Ultraschall Geschwindigkeitsmessung in nahezu Echtzeit erfolgen.

Die Flussmessung kann während der Prozedur des Vorschiebens des Katheters durch einen Mausklick gestartet werden, wenn das Ziel-Blutgefäß erreicht ist. So kann die Messung zu jedem Zeitpunkt der Intervention ohne weitere manuelle Einstellungen durchgeführt werden. Für die Messung ist kein EKG oder weitere Hardware nötig.

Die gegenwärtigen Katheter sind für Flussmessungen in kleineren Gefäßen (z.B. Nierenarterie und Mesenterialarterie) ungeeignet, da durch die Größe der Katheter der Blutstrom fast vollständig blockiert wird. Um diese Technik in kleineren Blutgefäßen einsetzen zu können, müssen Katheter mit kleinerem Durchmesser hergestellt werden. Da für die Katheter die aktiven Komponenten unter dem Mikroskop angebracht werden müssen, ist dies eine herausfordernde Aufgabe. Durch Fortschritte in der Mikrotechnologie sollte eine weitere Miniaturisierung der aktiven Katheter allerdings zukünftig möglich sein.

Die Technik zur schnellen Flussmessung mit aktiven Kathetern könnte in intravaskulären Prozeduren sehr nützlich sein, da sie lokale Geschwindigkeitsinformationen in nahezu Echtzeit liefert. Durch die Integration der Messung in das Konzept der automatischen Schichtverfolgung und interaktiven Sequenzsteuerung, kann

die Flussmessung durch den Radiologen jederzeit während der Intervention ohne weitere manuelle Einstellungen gestartet werden. Trotz der Einschränkungen in der absoluten Geschwindigkeitsquantifizierung, wird eine schnelle Beobachtung von Änderungen der Flusskurve ähnlich wie bei Doppler Ultraschall Messungen ermöglicht.

Tierversuche

Durch die durchgeführten Tierversuche konnte gezeigt werden, dass es den Operateuren alleine mit Hilfe der in dieser Arbeit entwickelten Sequenz zur Katheterverfolgung möglich war, den Katheter kontrolliert in verschiedene Gefäße vorzuschieben. Kleinere Gefäße konnten zum Teil aufgrund der Größe und der mechanischen Eigenschaften der Katheter nicht erreicht werden. Während die Blockade des Blutflusses durch die Katheter in den Flussmessungen unerwünscht war, war es für die Nierenembolisationen von Vorteil, dass kaum Rückfluss des Embolisationsmaterials erfolgte. Bei einer zukünftigen Verwendung kleinerer Katheter könnte dieser durch aufpumpbare Ballons am Ende der Katheter (Dilatationskatheter) unterdrückt werden. Dafür müsste allerdings das Koaxialkabel bereits bei der Fabrikation in den Katheter eingebaut werden.

Durch die kontinuierliche Bildgebung entstand während der Tierversuche eine enorme Datenmenge. Pro Tierversuch wurden so bis zu 12500 Bilder entsprechend 2000 MB innerhalb von 3 Stunden erzeugt. Bei einer Beschleunigung der Bildgebung wird diese Datenmenge in Zukunft entsprechend vergrößert. Es ist daher nötig, Kriterien aufzustellen, welche Daten für die Dokumentation von Interventionen erforderlich sind. In den Tierversuchen wurden alle Bilder in die Datenbank aufgenommen, da vorher nicht bekannt war, welche Daten für die nachträgliche Auswertung von besonderer Bedeutung waren. Es könnte aber genauso gut die Aufzeichnung der Bilder während der Messung durch das Userinterface ein- und ausgeschaltet werden.

6 Zusammenfassung und Ausblick

In der interventionellen MRT möchte man die Vorteile dieses Schnittbildverfahrens gegenüber anderen Bildgebungstechniken (z.B. CT), den hohen Weichteilkontrast, eine beliebige Schichtorientierung, funktionelle Messungen und das vollständige Fehlen ionisierender Strahlung nutzen, um unter MR-Beobachtung Instrumente zu navigieren, aktuelle diagnostische Bilder zu erstellen, und funktionelle Messungen zur Erfolgskontrolle durchführen zu können. Sogenannte minimal invasive Eingriffe, bei denen Katheter in Blutgefäßen vorgeschoben werden, können auch an klinischen Hochfeldgeräten mit ihrer gegenüber offenen Niederfeldgeräten (ca. 0,3 T) wesentlich besseren Bildqualität durchgeführt werden. Da der Zugang für den Katheter in einiger Entfernung vom eigentlichen Einsatzort liegen kann, ist die Intervention auch unter dem im geschlossenen Tomographen erschwerten Patientenzugang möglich.

Das Ziel dieser Arbeit war es, den Katheter während eines Eingriffes auf MR-Bildern verfolgen zu können. Da sich der Operateur auf den Eingriff konzentrieren soll, wurde die Messung automatisiert. Ein Mausklick auf ein Userinterface ermöglichte die schnelle Kontrolle der wichtigsten Messparameter wie dem Bildkontrast, der Schichtorientierung und die Ausführung einer schnellen Flussmessung am Ort der Katheterspule. Dadurch entfällt die zeitraubende Präparation und Parametereinstellung der Sequenzen vor jeder Messung.

Zur Lokalisierung wurde eine aktive Methode mit kleinen, an den Kathetern angebrachten Hochfrequenzspulen, implementiert. Diese besitzt den Vorteil, dass eine 3D Koordinaten der Spulenposition unabhängig von der aktuellen Schichtposition bestimmt werden kann. Die Katheterspulen können an einen Empfänger des Tomographen angeschlossen werden und somit in den gleichen Rekonstruktionsprozess wie die Bildgebung integriert werden. Durch eine spezielle Rohdatenfilterung war es möglich, Untergrundsignal zu unterdrücken, das aus der Kopplung mit anderen Spulen resultierte. Eine schnelle Projektionstechnik mit einer Genauigkeit von etwa 1 mm und einer Zeitauflösung von 20 ms je Koordinatenmessung wurde implementiert. Mittels einer

speziellen Gradientenkodierung (Hadamard-Schema) konnten Resonanzoffsetfehler korrigiert werden.

Die Positionsdarstellung erfolgte entweder auf zuvor aufgenommenen Übersichtsbildern oder auf aktuellen, durch schnelle Gradientenecho-Bildgebung erhaltenen MR-Bildern. Die erste Methode besitzt den Vorteil, dass die hohe Zeitauflösung der Positionsmessung für die Darstellung auf MR-Bildern mit hoher Ortsauflösung und beliebigem Kontrast genutzt werden kann. Allerdings ist eine Fehllokalisierung aufgrund von Patientenbewegungen möglich, da die Übersichtsbilder während des Eingriffes nicht aktualisiert werden. Aus diesem Grund wurde die zweite Methode implementiert. Die Positionsmessung wechselt hierbei mit schnellen Gradientenechosequenzen (erreichte Bildrate bis zu 2,4 Hz) ab. Hierzu war eine schnelle Echtzeit-Bildrekonstruktion nötig. Neben der Positionsmarkierung der Mikrospulen auf aktuellen Bildern diente die Koordinate einer Spule zur automatischen Nachführung der Schichtposition und bei Verwendung des Signals von zwei bzw. drei Katheterspulen auch der Schichtorientierung. Bei der Schichtorientierung konnte dabei zwischen der Darstellung des Katheters innerhalb der Bildebene oder der sogenannten through-plane Orientierung mit einer orthogonal zur Katheterachse verlaufenden Bildebene gewählt werden. Durch einen optimierten zeitlichen Ablauf der Messung und Datenrekonstruktion konnte die Schichtposition und -orientierung nach der Positionsmessung mit einer Zeitverzögerung von nur 24 ms aktualisiert werden. Dieselbe Verzögerung galt für die Steuerung der Bildgebungsparameter durch das vom Untersuchungsraum aus bedienbare Userinterface.

Neben dem Bildkontrast und der Bildorientierung ermöglichte das Userinterface die Steuerung einer schnellen Flussmessung durch die Katheterspulen, mit einer Echtzeitgeschwindigkeitsberechnung und automatischen Anzeige der Geschwindigkeitskurve auf dem Monitor. Durch die auf ein kleines Volumen beschränkte Empfindlichkeit der Katheterspulen war eine schnelle Geschwindigkeitsmessung ohne Ortskodierung mit einer Zeitauflösung von 10,4 ms möglich. Da bei dieser Messung eine komplexe Mittelung über das mit der Spulenempfindlichkeit gewichtete MR-Signal auftritt, wurden Simulationen durchgeführt, die diesen Effekt berücksichtigen. Der Verlauf von mit dieser Methode gemessenen Flusskurven im Tierversuch konnte durch Vergleichsmessungen bestätigt werden. Abweichungen von Absolutwerten konnten durch die Simulationen erklärt werden.

Um die prinzipielle Durchführbarkeit von minimal invasiven Interventionen mit Hilfe der in dieser Arbeit entwickelten Methoden zu demonstrieren, wurden diese in Tierversuchen evaluiert. Durch die automatische und interaktive Katheterverfolgung konnte in allen 16 Tierversuchen der Katheter sicher ans Ziel navigiert werden und Nierenembolisationen durchgeführt werden. Verschiedene weitere Blutgefäße wie z.B. Darmarterie und Milzarterie wurden angesteuert. Die Navigation in einige kleinere Gefäße war zum Teil aufgrund der geometrischen Konfiguration und Größe der Katheter nicht möglich. Die hier vorgestellten Techniken zur interaktiven und automatischen Katheterverfolgung sind mit geringfügigen Modifikationen auch auf die Verfolgung andere Instrumente wie z.B. Biopsienadeln übertragbar.

Anhang A: Userinterface

1. Programmierung

Das Interface wurde in der Programmiersprache Visual C++ (Visual C++[®] 6.0 Enterprise Edition, Microsoft Corporation) entwickelt. Es ist ein von der Software des Tomographen unabhängiges Windows-Programm. Es musste lediglich eine zusätzliche Bibliothek zur Kommunikation zwischen dem auf dem Steuerrechner laufenden Interface und der Sequenz auf dem Hardwarerechner eingebunden werden. Die Sequenz wiederum verfügt über zwei Routinen (fSEQReceive, fSEQDeliver), die Daten entgegennehmen und zurückschicken können.

Bei Start des Interface werden Informationen zur Konfiguration des Interface von der Sequenz abgefragt. Das Interface erhält dazu die Informationen, welche Elemente von der Sequenz verwendet werden und welche Startwerte einzelne Parameter besitzen: z.B. soll ein Kontrastwechsel von der Sequenz unterstützt werden, und bei Start der Messung wird standardmäßig TrueFISP eingestellt. Die nicht unterstützten Elemente werden deaktiviert und lassen sich nicht betätigen. Wird das Interface durch die aktuelle Sequenz überhaupt nicht unterstützt, so wird dies ebenfalls registriert, und alle Bedienelemente werden deaktiviert.

Außerdem wird bei jeder Aktion (z.B. Aktivierung einer Schaltfläche durch einen Mausklick) die Sequenz informiert, welche Eingabe am Interface stattgefunden hat (Art der Aktion und Parameter, die geändert wurden). Des Weiteren wird durch einen Zeitgeber einmal pro Sekunde ein Datenkanal zur Sequenz geöffnet, um den aktuellen Zustand der Messung abzufragen. Dazu gehört auch, dass beim Neustart der Sequenz ebenfalls das Interface konfiguriert wird.

Alle Aktionen des Interface sowie die zwischen Interface und Sequenz ausgetauschten Informationen werden zur Dokumentation in einer Textdatei protokolliert.

2. Steuerelemente des Interface

Das User-Interface fungiert als Schnittstelle zwischen Anwender und Sequenz. Die Umsetzung dieser Befehle geschieht vollständig auf der Seite der Sequenzprogrammierung und kann somit von Sequenz zu Sequenz unterschiedlich sein.

In Abb. A.1 ist das Interface dargestellt. Die Steuerelemente sind entsprechend den Anforderungen an das Interface in verschiedene Gruppen unterteilt und werden im Folgenden vorgestellt.

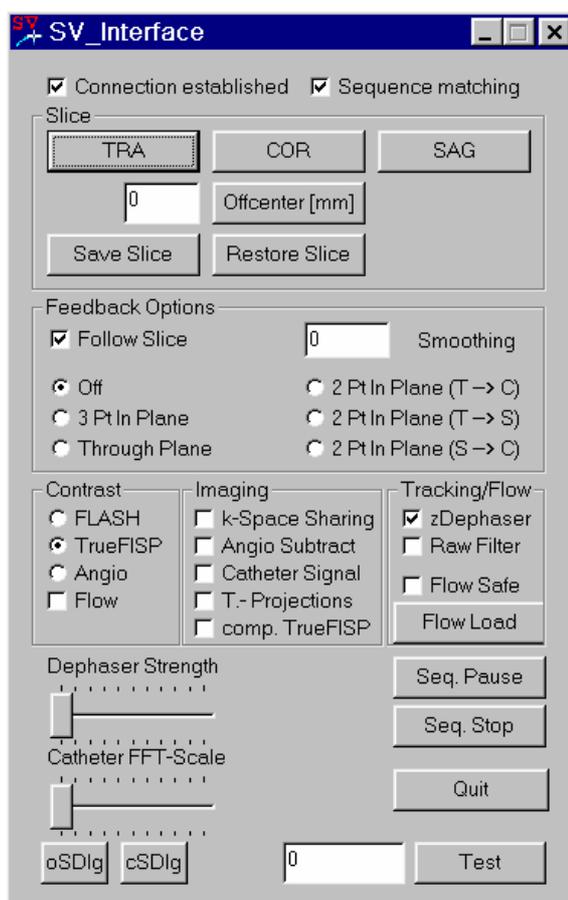


Abb. A.1: Ansicht des Userinterface.

Schichtausrichtung (Slice)

In dieser Gruppe werden die Elemente zur aktiven Steuerung der Schichtführung zusammengefasst. Dazu gehört die Ausrichtung der Schicht in eine der drei Hauptorientierungen transversal, koronar und sagittal. Um die Bildebene parallel zu verschieben, kann in einem numerischen Feld der Betrag der Verschiebung in mm

eingegeben werden. Es besteht außerdem die Möglichkeit, die aktuelle Schichteneinstellung (Orientierung und Verschiebung) zu sichern (save slice) und zu einem späteren Zeitpunkt wieder herzustellen (restore slice).

Schichtnachführung (Feedback Options)

Neben der aktiven Steuerung werden in einer weiteren Gruppe die Optionen für die automatische Schichtnachführung zusammengefasst. Dabei ist es möglich, die automatische Verschiebung der Bildebene an die Katheterposition und die automatische Schichtorientierung getrennt oder auch gemeinsam zu aktivieren. Für die Schichtorientierung stehen die folgenden Optionen zur Verfügung: 3-Pkt. Orientierung, Through-Plane Orientierung und 2-Pkt. Orientierung. Für die 2-Pkt. Orientierung gibt es drei Möglichkeiten für die Wahl einer Vorzugsausrichtung der Schicht: Sie kann von transversal nach koronar, von transversal nach sagittal und von sagittal nach koronal gekippt werden. Um den Übergang der Schichtorientierung fließender zu gestalten, kann in einem numerischen Feld (Smoothing) ein Wert zwischen 0 und 1 eingegeben werden.

Die Implementierung der automatischen Schichtnachführung wurde ausführlich in Kapitel 4.3 behandelt.

Bildkontrast (Contrast)

In dieser Gruppe sind die Schaltflächen zur Wahl des Bildkontrastes angeordnet. Es kann zwischen einem FLASH- und TrueFISP-Bildkontrast gewählt werden. Weiterhin ist ein FLASH-Sequenztyp mit nichtselektiver Schichtanregung auswählbar. Dieser Projektionsmodus wird in der Angiographie eingesetzt. Auch die Flussmessung wurde dieser Gruppierung zugeordnet.

Bildgebung (Imaging)

Durch Aktivierung und Deaktivierung von Elementen aus dieser Gruppe kann die Bildgebung modifiziert werden. Das sogenannte View-Sharing dient zur Beschleunigung der Bildgebung. Bei diesem Verfahren werden Teile des k-Raumes der aufgenommenen Daten mehrfach bei der Rekonstruktion aufeinander folgender Bilder verwendet. Beim Angiomodus kann eine früher akquirierte Aufnahme vom jeweils

aktuellen Bild abgezogen werden (Angio Subtract). Dieser Subtraktionsmodus wird verwendet, um störende Hintergrundsignale zu entfernen. Das Signal der Katheterspule kann im Bild ein- und ausgeblendet werden (Catheter Signal). Durch einen Regler, der außerhalb dieser Gruppe angeordnet ist, kann die Stärke dieses Signals gesteuert werden. Des Weiteren können die vier Projektionssignale der Katheterspulenlokalisierung im Bild eingeblendet werden. Die beiden letzten Optionen dienen zur Kontrolle der Positionierung und des Kathetersignals. Die TrueFISP-Sequenz kann schließlich in einem flusskompensierten Modus durchgeführt werden.

Katheterverfolgung/Fluss (Tracking/Flow)

Falls durch Kopplung der Katheterspulen mit den Bildgebungsspulen eine eindeutige Lokalisation in den Projektionen nicht möglich ist, sind zur Beseitigung des eingekoppelten Signals zwei Möglichkeiten vorgesehen: Grobe Strukturen können durch Dephasiergradienten unterdrückt werden (zDephaser) oder alternativ kann eine Rohdatenfilterung, wie in Kapitel 3.2.3 beschrieben, durchgeführt werden.

Weiterhin gibt es eine Schaltfläche (Flow Load), durch die bereits vergangene Flussmessungen in einem extra Grafikfenster angezeigt werden können.

The screenshot shows a dialog box titled "Sequence Data" with a blue header. It contains several input fields and labels:

- A text box at the top left contains "Timer 2 ct = 149".
- A section titled "Rotation Matrix" contains a 3x3 grid of input fields with the following values:

90	SI	0.00000	-1.0000	0.00000
196	Ro	-1.0000	0.00000	0.00000
26	Pe	0.00000	0.00000	-1.0000
- A section titled "Catheter Coordinate" contains three input fields with the values 53, 0, and 0, each followed by a label: SI, Ro, and Pe respectively.
- The label "Slice Offcenter" is positioned to the right of the Ro and Pe labels.

Abb. A.2: Über ein zusätzliches, vom Userinterface aktivierbares Dialogfenster lassen sich die aktuellen Daten über die Schichtführung, wie z.B. die Rotationsmatrix anzeigen.

Zu weiteren Elementen des Interface, die nicht speziellen Gruppierungen zugeordnet wurden, gehört eine Schaltfläche mit der sich die Messung unterbrechen lässt. Die Messung kann nach der Unterbrechung mit exakt den gleichen Einstellungen fortgesetzt werden. Eine weitere Schaltfläche erlaubt es, die Messung abubrechen.

Durch zwei Schieberegler ist es möglich, die Stärke der Dephasiergradienten sowie des Kathetersignals einzustellen.

Zu Kontrollzwecken gibt es ein weiteres Dialogfenster, das zusätzlich aktiviert werden kann (oDlg) und auf dem Informationen über die aktuelle Schichtführung wie z.B. Orientierungsmatrix und Katheterspulenpositionen angezeigt werden.

Literaturverzeichnis

- [Abra94] Abragam A.
Principles of Nuclear Magnetism.
Oxford University Press, New York (1994)
- [Acke86] Ackerman JL, Offut MC, Buxton RB, Brady TJ.
Rapid 3D Tracking of Small RF Coils.
In: Proc of the 5th Ann Meet of the Soc for Magn Reson In Med,
Montreal, Canada, 1986;1131.
- [Bakk96] Bakker CJ,Hogeveen RM,Weber J,van Vaals JJ,Viergever MA,Mali WP.
*Visualization of Dedicated Catheters Using Fast Scanning Techniques
with Potential for MR-Guided Vascular Interventions.*
Magn Reson Ima 1996;36:816-820.
- [Bakk99] Bakker CFG, Van der Weide R, Smits HFM.
*Facilities for Monitoring Blood Flow During MR-Guided Diagnostic and
Therapeutic Interventions.*
J Magn Reson Ima 1999;10:845-850.
- [Bloc46] Bloch F:
Nuklear Induction.
Phys Rev 1946; 70:460.
- [Bock95] Bock M, Schad LR, Müller E, Lorenz WJ.
Pulswave Velocity Measurement Using a New Real-Time MR-Method.
Magn Reson Med 1995; 13:21-29.
- [Bols01] Bolster BD, Serfaty JM, Atalar E.
*In Vivo Measurement of Pulsedwave Velocity in Small Vessels Using
Intravascular MR.*
Magn Reson Med 2001; 45:53-60.
- [Brau98] Braunschweig M, Heid O.
Real Time 2D Flow Quantification.
Proc Int Soc Mag Reson Med 1998; 6:2144.

- [Brix02] Brix G.
Magnetresonanztomographie.
In: W. Schlegel, J. Bille: Medizinische Physik 2, Medizinische Strahlenphysik. Springer, Berlin, 2002.
- [Brya84] Bryandt DJ, Payne JA, Firmin DN, Longmore DB.
Measurement of Flow with NMR Imaging Using a Gradient Pulse and Phase Difference Technique.
J Comput Assist Tomogr 1984;8:588-593.
- [Burl96] Burl M, Coutts GA, Young IR.
Tuned Fiducial Markers to Identify Body Locations with Minimal Perturbation of Tissue Magnetization.
Magn Reson Med 1996; 36:491-493.
- [Capr90] Caprihan A, Fukushima E.
Flow Measurements by NMR.
Physics Reports 1990; 198:195-235.
- [Chen89] Chen CN, Hoult DI.
Biomedical Magnetic Resonance Technology.
Bristol, England: Institute of Physics Publishing;1989.
- [Cons84] Constantinesco A, Mallet JJ, Bonmartin A, Lallot C, Briguet A.
Spatial or Flow Velocity Phase Encoding Gradients in NMR Imaging.
Magn Reson Ima 1984; 2:335-340.
- [Cool65] Cooley JW, Tukey JW.
An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series.
Math Comput 1965; 19:297-301.
- [Dama77] Damadian R, Goldsmith M, Minkoff L.
Fonar Image of Live Human Body.
Physiol Chem Phys 1977; 9:100.
- [Deba99] Debatin JF, Wildermuth S, von Schultheiss GK.
Intravascular Interventions with Active MR Tracking.
In: Debatin JF, Adam G, editors. Interventional Magnetic Resonance Imaging. Berlin, Springer 1999; 269-282.

- [Don89] Don S, Kopecky KK, Filo RS, et al.
Duplex Doppler US of Renal Allografts: Causes of Elevated Resistive index.
Radiology 1989;171:709-712.
- [Dumo93] Dumoulin C, Souza SP, Darrow RD:
Real-time Position Monitoring of Invasive Devices Using Magnetic Resonance
Magn Reson Med 1993;29:411-415.
- [Elgo02] Elgort D, Wong E, Lewin J, 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, Zühlsdorff 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 JL:
A Method for Fast 3D Tracking Using Tuned Fiducial Markers and a Limited Projection Reconstruction FISP (LPR-FISP) Sequence.
J Magnetic Resonance Imaging 2001; 14:616-627.
- [Gabr96] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E.
The Dielectric Properties of Biological Tissues: I. Literature Survey.
Physi Med Biol 1996; 41:2231-2249.
- [Glow97] Glowinski A, Adam G, Bucker A, Neuerburg J, Vanvaals JJ, Gunther RW:
Catheter Visualization Using Locally Induced, Actively Controlled Field Inhomogeneities.
Magn Reson Med 1997; 38:253-258.
- [Haak99] Haacke ME, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R.
Magnetic Resonance Imaging, Physical Principles and Sequence Design.
John Wiley & Sons, New York 1999.

- [Haas86] Haase A, Frahm J, Matthaei D, Hänike W, Merboldt KD.
FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip-Angle Pulses.
J Magn Reson 1986;67:258.
- [Hahn50] Hahn EL.
Spin Echoes.
Phys Rev 1950; 80:580-594.
- [Hard96] Hardy CJ, Bolster BD, Mc Veigh ER, Iben IE, Zerhouni EA.
Pencil Excitation with Interleaved Fourier Velocity Encoding: NMR Measurement of Aortic Distensibility.
Magn Reson Med 1996; 35:814-819.
- [Hofm93] Hofman MB, Kouwenhoven M, Sprenger M, van Rossum AC, Valk J, Westerhof N.
Nontriggered Magnetic Resonance Velocity Measurement of the Time-Average of Pulsatile Velocity.
MRM 29:648-655; 1993.
- [Houl76] Hoult DI, Richards RE.
The Signal-to-Noise Ratio of the Nuclear Magnetic Resonance Experiment.
J Magn Reson 1976; 24:71-85.
- [Jähn91] Jähne B.
Digitale Bildverarbeitung.
Berlin, 1991.
- [Koni00] Konings MK, Bartels LW, Smits HFM, Bakker CJG.
Heating Around Intravascular Guidewires by Resonating rf Waves.
J Magnetic Resonance Imaging 2000; 12:79-85
- [Ladd97] Ladd ME, Erhart P, Debatin JF, Hofmann E, Boesiger P, von Schulthess GK, Mc Kinnon GC.
Guidewire Antennas for MR Fluoroscopy.
Magnetic Resonance in Medicine 1997; 37:891-897.

- [Ladd00] Ladd ME, Quick HH.
Reduction of Resonant RF Heating in Intravascular Catheters Using Coaxial Chokes.
Magnetic Resonance in Medicine 2000; 43:615-619.
- [Laut73] Lauterbur PC.
Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance.
Nature 1973; 242:190.
- [Leon87] Leon A, Morton D.
MR Flow Imaging by Velocity-Compensated/ Uncompensated Difference Images.
J Comput Assist Tomogr 1987; 11:31-34.
- [Lewi96] Lewin JS, Duerck JL, Jain VR, Petersilge CA, Chao CP, Haaga JR.
Needle Localization in MR-Guided Biopsy and Aspiration: Effects of Field Strength, Sequence Design, and Magnetic Field Orientation.
AJR 166:1337-1345.
- [Lufk87] Lufkin RB, Teresi L, Hanafee WN.
New Needle for MR-Guided Aspiration Cytology of the Head and Neck.
AJR 149:380-382.
- [Mank01] Manke C, Nitz WR, Djavidani B, Strotzer M, Lenhart M, Voelk M, Feuerbach S, Link J.
MR Imaging-Guided Stent Placement in Iliac Arterial Stenoses: A Feasibility Study.
Radiology 2001;219:527-534.
- [Melz00] Melzer A, Busch MH, Bertsch T, 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.
- [Müll88] Müller E, Laub G, Graumann R, Loeffler W.
RACE - Real Time Acquisition and Evaluation of Pulsatile Blood Flow on a Whole Body MR Unit.
In: Book of Abstracts: 7th Ann. Meet. of the SMRM 1988; 729.

- [Nayl86] Nayler GL, Firmin DN, Longmore DB.
Blood Flow Imaging by CINE Magnetic Resonance.
J Comput Assist Tomogr 1986; 10:715-722.
- [Nitz01] Nitz WR, Oppelt A, Renz W, Manke C, Lenhart M, Link J.
On the Heating of Linear Conductive Structures as Guide Wires and Catheters in Interventional MRI.
Journal Of Magnetic Resonance Imaging In Medicine 2001; 13:105-114.
- [Nett03] Netter FH.
Atlas der Anatomie des Menschen.
Thieme, Stuttgart 2003.
- [Oppe86] Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, Fischer H, Hartl W, Schajor W.
FISP - Eine neue schnelle Pulssequenz für die Kernspintomographie.
Electromedica 1986; 54:15.
- [Pelc91] Pelc NJ, Herfkens RJ, Shimakawa A, Enzmann DR.
Phase Contrast Cine Magnetic Resonance Imaging.
Magn Reson Q 1991; 7:229-254.
- [Pete00] Peters D, Korosec FR, Grist TM, Block WF, Holden JE, Vigen KK, Mistretta CA.
Undersampled Projection Reconstruction Applied to MR Angiography.
Magn Reson Med 2000; 43:91-101.
- [Pres88] Press WH, Flannery BP, Teukolsky SA, Vetterling WT.
Numerical Recipes - The Art of Scientific Computing.
Cambridge 1988.
- [Prue99] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P.
SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI.
Magn Reson Med 1999; 42:9952-962
- [Purc46] Purcell EM, Torrey HC, Pound RV.
Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid.
Phys Rev 1946; 69:37-38.
- [Rasc95] Rasche V, de Boer RW, Holz D, Proksa R.
Continuous Radial Data Acquisition for Dynamic MRI.
Magn Reson Med 1995; 34:754-761.

- [Reis92] Reiser M, Semmler W.
Magnetresonanztomographie.
Springer, Berlin 1992.
- [Schl02] Schlegel W, Bille J.
Medizinische Physik 2, Medizinische Strahlenphysik.
Springer Berlin 2002.
- [Sodi97] Sodicksen D, Manning WJ.
Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH): Fast Imaging with Radio Frequency Coil Arrays.
Magnetic Resonance In Medicine 1997; 38:591-603.
- [Spue02] Spuentrup E, Ruebben A, Schäffter T, Manning WJ, Günther RW, Brücker A.
Magnetic Resonance-Guided Coronary Artery Stent Placement in a Swine Model.
Circulation 2002;105:874-879.
- [Unal98] Unal O, Korosec FR, Frayne R, Strother CM, Mistretta CA.
A Rapid 2D Time-Resolved Variable-Rate k-Space Sampling MR Technique for Passive Catheter Tracking During Endovascular Procedures.
Magn Reson Med 1998; 40:356-362.
- [Vlaa99] Vlaardingerbroek MT, den Boer JA:
Magnetic Resonance Imaging.
Springer Berlin 1999.
- [Volz01] Volz S, Bock M, Zühlsdorff S, Semmler W.
Eine einfache Methode zur aktiven Katheterverfolgung mit Mikrospulen.
In: Medizinische Physik 2001.
- [Volz02] Volz S, Zühlsdorff S, Thesen S, Meyer H, Nitz W, Umathum R, Semmler W, Bock M.
Automatic and Interactive Device Tracking in Interventional MR.
Eur Radiol 2002; 12:F36.

- [Volz03] Volz S, Zühlsdorff S, Bock M, Semmler W.
Automated near Real-Time Flow Velocity Measurements with Active Intravascular Catheters.
Proc Intl Soc Magn Reson Med 2003; 11:1195.
- [Wetz01] Wetzel SG, Lee VS, Tan AGS, Heid O, Cha S, Johnson G, Rofsky N.
Real-Time Interactive Duplex MR Measurements: Application in Neurovascular Imaging.
AJR 2001;177:703-707.
- [Zühl01] Zühlsdorff S, Bock M, Volz S, Semmler W.
Aktive Katheterverfolgung mit Mikrospulen.
4.Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM e.V.: 3-4 (2001).
- [Zühl02] Zühlsdorff S, Umathum R, Volz S, Semmler W, Bock M.
Reduzierung der Hochfrequenzerhitzung bei aktiven Kathetern mit Mantelwellensperren.
In: Medizinische Physik 2002.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, durch deren Hilfe und Unterstützung dieses Werk ermöglicht wurde:

Zunächst bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Josef Bille vom Kirchhoff-Institut für Physik der Universität Heidelberg für sein Interesse und der Vertretung dieser Arbeit gegenüber der Fakultät.

Herr Prof. Dr. Dr. Wolfhard Semmler hat mich in die Abteilung Medizinische Physik in der Radiologie aufgenommen. Für die Möglichkeit, die Arbeit am Deutschen Krebsforschungszentrum durchzuführen und seine Unterstützung möchte ich mich bei ihm herzlich bedanken.

Die direkte und intensive Betreuung erfolgte durch Herrn Dr. Michael Bock. Dafür und für das große Vertrauen, dass er mich als ersten Doktoranden in die damals neu gegründete Arbeitsgruppe Interventionelle Verfahren aufnahm, möchte ich mich bei ihm besonders bedanken.

Herr Prof. Dr. Wolfgang Schlegel und Prof. Dr. Josef Bille haben mich als externes Mitglied des Graduiertenkollegs Tumordiagnostik und -therapie unter Einsatz radiologischer und lasermedizinischer Verfahren aufgenommen. Dadurch haben sie mir eine breite Ausbildung auf dem Gebiet der medizinischen Physik und das Kennenlernen anderer Doktoranden außerhalb der eigenen Abteilung ermöglicht. Organisation und Formalitäten wurden von Frau Susanne Schmitt hervorragend gemeistert.

Allen Kollegen aus der Arbeitsgruppe Interventionelle Methoden, Herrn Sven Zühlsdorff, Hendrik Zimmermann, Sven Müller, Frau Barbara Dillenberger, dem Leiter des HF-Labors, Herrn Dr. Reiner Umathum und seinem Vorgänger Herrn H.-J. Zabel sowie den ehemaligen Mitgliedern Stefano Ferrari und Jana Sikora für die angenehme Arbeitsatmosphäre und Hilfsbereitschaft ein herzliches Dankeschön.

Ebenso war die Zusammenarbeit mit den Mitgliedern der benachbarten Arbeitsgruppen MR-Bildgebung unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. Lothar Schad sowie

Spektroskopie unter der Leitung von Herrn Priv. Doz. Dr. Peter Bachert von einer angenehmen Atmosphäre geprägt. Hierzu gehören und gehörten:

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, Sonia Nielles-Vallespin, Dr. Guido Rademaker, Karaneh Razavi, Frank Risse, Peter Siegler, Ulrich Felzmann, Stefan Kirsch, Marion Lang, Dr. Steffen Sammet, Christian Schmitz, Dr. Leif Schröder, Christian Schuster, Markus Streckenbach, Dr. Markus Wenke, Dr. Thomas Wilhelm und Michael Wormit.

Für die Unterstützung der Siemensianer und ehemaligen Kollegen Dr. Stefan Thesen und Heiko Meyer bei Fragen zur Sequenzprogrammierung möchte ich mich ebenfalls bedanken.

Die in dieser Arbeit entwickelten Methoden durften in Tierversuchen von Herrn Dr. Peter Hallscheidt und Dr. Christian Fink erprobt werden. Die Tiere wurden von Herrn Dr. Roland Galmbacher vorbereitet.

Am Schluss möchte ich mich auch noch bei meinen Eltern für ihr Vertrauen und ihre Unterstützung bedanken.