

# **INAUGURAL-DISSERTATION**

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

vorgelegt von  
Dipl.-Phys. Hendrik Zimmermann  
aus Bad Kissingen

Tag der mündlichen Prüfung: 22. Juni 2005



# **Hochfrequenzspulen und Meßtechniken zur Instrumentenlokalisation in der Interventionellen Magnetresonanzbildgebung**

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



# Inhaltsverzeichnis

<b>Symbole und Abkürzungen</b>	<b>X</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2 Grundlagen</b>	<b>4</b>
2.1 Das Proton im statischen Magnetfeld . . . . .	4
2.2 Makroskopische Magnetisierung . . . . .	7
2.3 Kernspinresonanz . . . . .	8
2.4 Blochgleichungen und Relaxation . . . . .	10
2.5 MR-Bildgebung . . . . .	12
2.5.1 Die Komponenten eines MR-Tomographen . . . . .	12
2.5.2 Gradienten . . . . .	15
2.5.3 Schichtauswahl . . . . .	18
2.5.4 Frequenzkodierung . . . . .	19
2.5.5 Phasenkodierung . . . . .	21
2.5.6 $k$ -Raum, Partial-Fourier und View-Sharing . . . . .	22
2.5.7 Räumliche Auflösung . . . . .	24
2.5.8 Bildkontrast . . . . .	25
2.5.9 Pulssequenzen . . . . .	26
Spinecho . . . . .	27
Gradientenecho . . . . .	28
trueFISP . . . . .	30
RARE und HASTE . . . . .	31
2.5.10 DEFT . . . . .	33
2.6 Solenoidspule . . . . .	35
2.6.1 Induktiv gekoppelte Solenoidspule . . . . .	35
<b>3 Material und Methoden</b>	<b>38</b>
3.1 Ganzkörpertomograph . . . . .	39
3.2 MR-Marker . . . . .	39
3.2.1 $\vec{B}$ -Feld einer Solenoidspule . . . . .	40
3.2.2 Induktiv gekoppelte Mikrospule . . . . .	41
3.2.3 Aktive Mikrospulen . . . . .	42
3.3 Lokalisation von MR-Markern . . . . .	44
3.3.1 Projektionsmessungen . . . . .	44
Filter . . . . .	46

Dephasiergradient . . . . .	48
3.4 Temperaturmessung . . . . .	50
3.5 Bewegungskorrektur mit induktiv gekoppelter Markerspule . . . . .	51
3.5.1 Bildartefakte durch Bewegung . . . . .	51
3.5.2 Retrospektive Triggerung . . . . .	53
3.6 Detektion der inneren Organbewegung . . . . .	55
3.6.1 Lokalisation, Bildgebung und Nachverarbeitung . . . . .	56
3.7 Nadelverfolgung mit aktiven Markerspulen . . . . .	56
3.7.1 Nadelhalter . . . . .	58
3.7.2 Assistenzsystem INNOMOTION . . . . .	59
3.8 Automatische und interaktive Schichtorientierung . . . . .	61
3.8.1 Pulssequenzen . . . . .	64
trueFISP . . . . .	64
HASTE . . . . .	65
TASTE . . . . .	66
3.8.2 User Interface . . . . .	67
<b>4 Messungen und Ergebnisse</b>	<b>69</b>
4.1 Ortsabhängigkeit der Resonanzfrequenz . . . . .	69
4.2 Temperaturmessung . . . . .	70
4.3 Bewegungskorrektur mit induktiv gekoppelter Markerspule . . . . .	71
4.3.1 Eigenschaften der Markerspule . . . . .	71
4.3.2 Optimierung von Anregungswinkel und Dephasiergradient . . . . .	73
4.3.3 Vergleich Atemgurt und Markerposition . . . . .	73
4.3.4 Retrospektive Bewegungskorrektur . . . . .	76
4.4 Messung der Atembewegung mit induktiv gekoppelter Markerspule . . . . .	82
4.5 Nadelverfolgung mit aktiven Markerspulen . . . . .	86
4.5.1 Messungen mit Nadelhalter . . . . .	86
4.5.2 HASTE . . . . .	89
4.5.3 TASTE . . . . .	89
4.5.4 DEFT . . . . .	90
4.5.5 Assistenzsystem INNOMOTION . . . . .	94
Phantomversuche . . . . .	94
Erprobung im Tierversuch . . . . .	97
<b>5 Diskussion</b>	<b>101</b>
<b>6 Zusammenfassung</b>	<b>107</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>111</b>
<b>Danksagung</b>	<b>117</b>
<b>Erklärung</b>	<b>119</b>

# Abbildungsverzeichnis

2.1	Darstellung der Kreisbewegung der Magnetisierung im Laborsystem . . . .	8
2.2	Simulierte $T_1$ - und $T_2$ -Relaxation . . . . .	10
2.3	Physikalisches Koordinatensystem des Tomographen und Feldlinienverlauf .	13
2.4	Sinc-Puls und Frequenzprofil . . . . .	17
2.5	Schichtauswahl durch Gradienten . . . . .	19
2.6	Bildrekonstruktion aus zentralem und äußerem Teil des $k$ -Raumes . . . . .	22
2.7	Spin- und Gradientenecho-Sequenz . . . . .	27
2.8	trueFISP-Sequenz . . . . .	30
2.9	Die HASTE-Sequenz . . . . .	32
2.10	Kontrastverhalten von SE und TSE . . . . .	33
2.11	Prinzip von DEFT . . . . .	34
3.1	Simulation des empfangenen Signals einer Solenoidspule . . . . .	40
3.2	Orientierungsabhängigkeit der Solenoidspule . . . . .	41
3.3	Solenoidspule mit Flüssigkeitsreservoir als Signalquelle . . . . .	42
3.4	Ersatzschaltbild von Mikrospeule mit Netzwerk zur Leistungsanpassung . . .	43
3.5	Darstellung einer Impedanztransformation im Smith-Diagramm . . . . .	43
3.6	Projektionssignal der induktiv gekoppelten Spule . . . . .	45
3.7	Passive Markerspule auf Thorax . . . . .	46
3.8	Unterdrückung von Hintergrundsignal durch Filterung . . . . .	47
3.9	Trackingsequenz mit optionalen Dephasiergradienten . . . . .	48
3.10	Abhängigkeit des Projektionssignals vom Dephasierwinkel . . . . .	49
3.11	Unterdrückung von Hintergrundsignal durch Dephasiergradienten . . . . .	49
3.12	Simulation von Bewegungsartefakten . . . . .	52
3.13	SE-Datensatz unter freier Atmung und dazugehörige Markerpositionen . . .	53
3.14	trueFISP-Aufnahmen des Leberpols und entsprechende Navigatorpositionen	55
3.15	Nadelhalter in Aortenphantom . . . . .	57
3.16	Prototyp eines MR-kompatiblen Nadelhalters . . . . .	59
3.17	Assistenzsystem INNOMOTION . . . . .	60
3.18	Interventionsplanung mit INNOMOTION am Phantom . . . . .	60
3.19	Punktion an einer Honigmelone mit Nadelhalter und trueFISP-Bildgebung .	64
3.20	Prinzip von targeted-HASTE-, Inner-Volume- bzw. Local-Look-Techniken . .	66
3.21	Vergleich der Bildschärfe von HASTE und TASTE . . . . .	67
3.22	User Interface zur interaktiven Kontrolle der Schichtorientierung . . . . .	68
4.1	Genauigkeit der Markerlokalisierung . . . . .	70

---

4.2	Temperaturmessung an der induktiv gekoppelten Markerspule . . . . .	71
4.3	Flipwinkelüberhöhung innerhalb der Markerspule . . . . .	72
4.4	Parameteroptimierung zur Unterdrückung von Hintergrundsignal . . . . .	74
4.5	Vergleich der Daten des Atemgurtes mit der Position der Markerspule . . . . .	75
4.6	Histogramm der Markerpositionen . . . . .	77
4.7	Vergleich zwischen prospektiver und retrospektiver Triggerung . . . . .	78
4.8	Artefaktverhalten in Abhängigkeit von der Anzahl verwendeter Datensätze . . . . .	79
4.9	Artefaktverhalten in Abhängigkeit von der Breite des Akzeptanzfensters . . . . .	80
4.10	Retrospektive Bewegungskorrektur . . . . .	81
4.11	Messung der Organbeweglichkeit . . . . .	82
4.12	Korrelation zwischen Marker- und Navigatorposition . . . . .	83
4.13	Darstellung von Marker-, Atemgurt- und Navigatorpositionen . . . . .	84
4.14	Marker- und Navigatorpositionen bei koronarer Schnittführung . . . . .	85
4.15	Punktion einer Melone mit dem Nadelhalter . . . . .	87
4.16	Punktion einer Melone: Kontrollaufnahmen . . . . .	88
4.17	Detailaufnahme: Schärfevergleich zwischen HASTE und TASTE . . . . .	90
4.18	Die D-HASTE-Sequenz . . . . .	91
4.19	Die TASTE-Sequenz . . . . .	92
4.20	Die D-TASTE-Sequenz . . . . .	92
4.21	TASTE-Bildgebung ohne/mit DEFT . . . . .	93
4.22	Echtzeit trueFISP-Bildung am Thorax-Phantom . . . . .	95
4.23	Erste Versuche am Assistensystem INNOMOTION . . . . .	96
4.24	Interventionsplanung im Tierversuch . . . . .	98
4.25	Echtzeit TASTE-Bildung mit Schichtnachführung im Tierversuch . . . . .	99
4.26	Echtzeit trueFISP-Bildung im Tierversuch . . . . .	100

# Tabellenverzeichnis

2.1	Eigenschaften einiger für die MRT wichtiger Isotope . . . . .	5
2.2	Relaxationszeiten von Protonen am Menschen . . . . .	11
3.1	Vorzeichen der Gradientenamplituden bei den 4 Hadamard-Projektionen . . . . .	46
4.1	Sequenzparameter der Vergleichsmessungen prospektiv/retrospektiv . . . . .	77
4.2	Sequenzparameter bei Optimierung der retrospektiven Bewegungskorrektur . . . . .	78
4.3	Kreuzkorrelation der Positionsdaten von Marker, Navigator und Atemgurt . . . . .	84
4.4	Sequenzparameter zur Bestimmung der Organbeweglichkeit . . . . .	84
4.5	Sequenzparameter bei Punktion mit Nadelhalter unter MR-Beobachtung . . . . .	89
4.6	Sequenzparameter bei TASTE-Bildgebung am Phantom und des Gehirn . . . . .	91
4.7	Sequenzparameter bei Intervention mit Assistenzsystem . . . . .	98

# Symbole und Abkürzungen

<u>Phys. Größe</u>	<u>Einheit</u>	<u>Bezeichnung</u>
$A_D$	$\text{mT/m}$	Amplitude des Dephasiergradienten
$B$	$\text{Vs/m}^2 = \text{T}$	Induktionsflußdichte
$BW$	$\text{Hz/Px}$	Auslesebandbreite pro Pixel
$C_c$		Signal-Skalierung durch Empfangsspule (Sensitivität etc.)
$D$	$\text{mm}$	Schichtdicke
$E_m$	$\text{J}$	Energieeigenwerte des Protons im Magnetfeld
$FOV$	$\text{mm}^2$	<b>F</b> ield of <b>V</b> iew, Gesichtsfeld
$G_\xi$	$\text{Vs/m}^3 = \text{T/m}$	$\frac{\partial B_\xi}{\partial \xi}$
$H$	$\text{J/Tm}^3$	magnetische Feldstärke
$H_z$		Zeeman-Anteil des Hamilton-Operator
$\hbar$	$\frac{1}{2\pi} \cdot 6,62606877 \text{ Js}$	Planksches Wirkungsquantum
$I$	$\hbar$	Kernspin
$I(x, y)$	1	Intensität eines Bildpixels
$\vec{j}$	$\text{A/m}^2$	Stromdichte
$k$	$1,3807 \cdot 10^{-23} \text{ J/K}$	Boltzmann-Konstante
$\vec{k}$	$1/\text{m}$	Wellenvektor
$k_x$	$1/\text{m}$	Wellenzahl der Frequenzkodierung
$k_y$	$1/\text{m}$	Wellenzahl der Frequenzkodierung
$M$	1	Dimension der Bildmatrix in Frequenzkodierrichtung
$M_0$	$\text{J/Tm}^3$	Gleichgewichtsmagnetisierung
$m_I$	1	magnetischen Quantenzahl des Kernspins
$N$	1	Dimension der Bildmatrix in Phasenkodierrichtung
$N_A$	$6,022 \cdot 10^{23} \text{ 1/mol}$	Avogadro-Konstante (1 bar, 0°C)
$\vec{O}$		Vektor vom Ursprung zur Mitte der Bildgebungsschicht
$\text{Pos}_W$	$\text{mm}$	Position des Akzeptanzfensters
$\hat{R}$		Rotationsmatrix
$S(t)$	1	empfangenes Signal
$T$	$\text{K}$	Temperatur
$T_1$	$\text{s}$	Spin-Gitter-Relaxationszeit
$T_2$	$\text{s}$	Spin-Spin-Relaxationszeit
$T_2^*$	$\text{s}$	transv. Relaxationszeit inklusiv $T_2'$

$T'_2$	s	transv. Relaxationszeit aufgrund von Inhomogenitäten
$T_{\text{acq}}$	s	Akquisitionszeit
$X_n$	sT/m	n. Gradientenmoment
$\alpha$	°	nomineller Flipwinkel
$\alpha_i$	°	Flipwinkel innerhalb Markerspule
$\Delta W$	1	Breite des Akzeptanzfensters
$\mu$	Am <sup>2</sup>	magnetisches Moment
$\mu_N$	$5,0507866 \cdot 10^{-27}$ J/T	Kernmagneton
$\tau_{\text{Dw}}$	s	Dwell-Time
$\tau_D$	s	Dauer, die der Dephasiergradient anliegt
$\chi$	1	magnetische Suszeptibilität
$\omega_L$	$2\pi\nu = 2\pi \cdot 63,866$ MHz	Larmor-Frequenz von Protonen bei 1,5 T

**Abkürzung****Bezeichnung**

CPMG	<b>Carr-Purcell-Meiboom-Gill</b>
DEFT	<b>Driven Equilibrium Fourier Transform</b>
D-HASTE	HASTE mit DEFT-Puls
D-TASTE	TASTE mit DEFT-Puls
FISP	<b>Fast Imaging with Steady State Precession</b>
FLASH	<b>Fast Low Angle Shot</b>
GRE	<b>Gradientenecho</b>
HASTE	<b>Half Fourier Acquired Single-Shot Turbo Spin Echo</b>
MRS	<b>Magnetresonanzspektroskopie</b>
MRT	<b>Magnetresonanztomographie</b>
PE	<b>Phase Encoding, Phasenkodierung</b>
RO	<b>Readout, Auslese</b>
SE	<b>Spinecho</b>
SL	<b>Slice, Schicht</b>
SNR	<b>Signal-to-Noise Ratio</b>
TASTE	<b>targeted-HASTE</b>
TSE-X	<b>Turbo-Spinecho mit Beschleunigungsfaktor X</b>



## **Hochfrequenzspulen und Meßtechniken zur Instrumentenlokalisierung in der Interventionellen Magnetresonanzbildgebung**

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Prototyp eines Nadelhalters für perkutane Interventionen an MR-Tomographen entwickelt. Mittels kleiner, am Nadelhalter angebrachter aktiver Markerspulen ist dieser durch Projektionstechniken lokalisierbar und es ist möglich, die Schichtorientierung für die Bildgebung automatisch einer bewegten Nadel nachzuführen. Zur Darstellung der Nadel, die nur indirekt durch ihr Artefakt sichtbar ist, wurden schnelle MR-Pulssequenzen (trueFISP, HASTE) implementiert, die den Eingriff in nahezu Echtzeit darstellen können und die Artefaktgröße im Vergleich zu konventionellen Gradientenecho-Sequenzen verkleinern. Zur Nadelverfolgung wurde eine neuartige targeted-HASTE-Sequenz (TASTE) entwickelt, die es ohne Einfaltungsartefakte ermöglicht, einen schmalen Streifen um die Nadel abzubilden. Im Vergleich zu konventionellen HASTE-Sequenzen konnte dadurch sowohl die räumliche Auflösung als auch die Bildwiederholrate gesteigert werden. Im Tierversuch wurde die TASTE-Bildgebung in Kombination mit einer robotischen Positionierungshilfe und automatischer Schichtnachführung evaluiert. Nach vorheriger Interventionsplanung konnten mehrere Nadelvorschübe mit Hilfe der Echtzeitbildgebung erfolgreich durchgeführt werden.

Ein weiterer Teil der Arbeit beschäftigte sich mit der Lokalisation von induktiv gekoppelten passiven Markerspulen. Mit einer passiven Spule, die auf die Thoraxwand von Probanden angebracht wurde, konnte die Atembewegung direkt gemessen und zur retrospektiven Bewegungskorrektur von Spinecho-Bildern genutzt werden.

Mit einer schnellen Positionsbestimmung der Spule konnte in Verbindung mit abdomineller trueFISP-Bildgebung die äußere Atembewegung mit der inneren Organbewegung korreliert werden. Im Rahmen einer klinischen Studie wurde diese Methode genutzt, um die Bewegung von inneren Organen bei verschiedenartigen Atemmanövern zu untersuchen. Diese Methode soll die Grundlage darstellen für ein verbessertes Behandlungskonzept der Strahlentherapie bewegter Tumore.

## **Radio Frequency Coils and Measurement Techniques for Device Localization in Interventional Magnetic Resonance Imaging**

In this work a prototype needle holder was developed for percutaneous interventions in MR-scanners. Using small active coils attached to the needle holder its position could be detected by projection techniques and, thus, slice orientation for imaging could automatically be tracked the needle motion. For visualization of the needle only visible by its artefact fast MR pulse sequences (trueFISP, HASTE) have been implemented, which can image the intervention in near real-time and which can reduce the size of the artefact in comparison to conventional gradient echo sequences. For needle tracking a novel targeted-HASTE sequence (TASTE) was developed, which allows for imaging of a small strip in the vicinity of the needle without aliasing artefacts. Compared to conventional HASTE sequences both spatial resolution and image frame rate could be increased. In an animal experiment the TASTE imaging with automatic slice positioning has been evaluated in combination with a robotic assistance system. After intervention planning several needle insertions were successfully performed using real-time imaging.

Another part of this work dealt with the localization of inductively coupled passive marker coils. Using a passive coil fixed on the thoracic wall of a volunteer, the respiratory motion could directly be measured and could be utilized for a retrospective motion correction of spin echo images.

With the fast localization of the coil in combination with abdominal trueFISP imaging the external motion could be correlated with the internal organ motion. In a clinical study this method was used to explore the movements of inner organs due to different breathing manoeuvres. This method has the potential to improve treatment concept for the radiation therapy of moving tumors.



# 1 Einleitung

Mit dem ersten experimentellen Nachweis des Spins 1921 durch Otto Stern (Nobelpreis für Physik 1943) und Walther Gerlach wurde eine Entwicklung eingeleitet, die, wie auch die Röntgenverfahren, zu neuen und bahnbrechenden Erkenntnissen in der medizinischen Diagnostik führte. Die ersten Kernspinresonanz-Experimente, die Detektion der Resonanzlinie an  $^1\text{H}$ -Kernen von Felix Bloch und Edward Mills Purcell (Nobelpreis für Physik 1952), wurden 1946 durchgeführt. In den 70er Jahren hatten Paul C. Lauterbur und Sir Peter Mansfield die entscheidenden Ideen für die Rekonstruktion orts aufgelöster Bilder (beide Nobelpreis für Medizin 2003), was bis heute zu einer Vielzahl von Anwendungen in der Kernspin- oder Magnetresonanztomographie (MRT) bzw. -spektroskopie (MRS) führte.

Die heutigen MRT- und MRS-Verfahren ermöglichen die Darstellung und Differenzierung verschiedener Gewebearten, wie beispielsweise die Unterscheidung zwischen gesundem und malignen Strukturen. Darüber hinaus können Stoffkonzentrationen aber auch funktionelle Parameter wie Blutfluß, Diffusion oder Hirnaktivität bestimmt werden. Wie bei Röntgenverfahren ( $\lambda \sim 10^{-9} \text{ m}$ ) sind die Patienten zeitweilig elektromagnetischer Strahlung ausgesetzt, die jedoch aufgrund ihrer niedrigen Energie ( $\lambda \sim 1 \text{ m}$ ,  $E \sim \frac{1}{\lambda}$ ) nicht zu Zellschädigungen aufgrund von Ionisation führt. Auch nach jahrelanger klinischer Routine sind bis zum heutigen Zeitpunkt keine persistierenden Nebenwirkungen von MR-Untersuchungen bekannt. Wurde zur Anfangszeit der MRT in den 70er Jahren noch Stunden zur Akquisition und Rekonstruktion eines Bildes benötigt, gelingt dies heute teilweise im Bruchteil einer Sekunde. Dank des Einsatzes immer schneller werdender Computer ist es nun möglich, die immense Datenmenge zu bewältigen und somit sogar bewegte Objekte in „Echtzeit“ darzustellen. Dies ist besonders für die *interventionelle MRT* wichtig, bei der minimal invasive Eingriffe während der MR-Untersuchung direkt im Tomographen durchgeführt werden. Kontrolliert und navigiert

wird der Eingriff von einem zusätzlichen Monitor im Magnetraum mit Hilfe schneller MR-Bildgebung. Zu den möglichen Eingriffen im Tomographen gehören u. a. Entnahmen von Gewebeproben (Biopsien) oder die Behandlung von Gefäßkrankheiten durch das Einführen von Kathetern. Die Lage der Instrumente bleibt dabei solange unbekannt, bis sie sich in der Bildgebungsschicht befinden. Das Auffinden der Instrumentenposition kann einige Zeit in Anspruch nehmen und geschieht normalerweise manuell. Befindet sich beispielsweise eine Nadel in der Schmittebene, ist sie nur indirekt im Bild als Signalauslöschung wahrzunehmen, da die Nadel selbst kein Protonensignal liefert. Bei Abbildungen, die nicht direkt vom Objekt selbst, sondern durch vielfältige physikalische Effekte erzeugt werden können, spricht man auch von Bildartefakten (z. B. Suszeptibilitäts- oder Bewegungsartefakte). Die Größe des Nadelartefakts ist u. a. von der verwendeten Bildgebungssequenz (Pulssequenz) abhängig und kann bei Gradientenechosequenzen ein Vielfaches der Ausdehnung des eigentlichen Objektes erreichen. Spinechosequenzen (SE-Sequenz) kompensieren lokale Inhomogenitäten des Magnetfeldes und verursachen damit ein kleineres Nadelartefakt. Nachteil von herkömmlichen SE-Sequenzen ist die lange Akquisitionszeit eines Bildes, in der Größenordnung von einer Minute, so daß sich diese Sequenzen nicht für die Echtzeitbildgebung eignen. Es existieren jedoch sehr schnelle, auf der Aufnahme von Spinechoes basierende *Single-Shot-Techniken*, die die Akquisition eines Bildes in weniger als einer Sekunde ermöglichen. Ein Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung sehr schneller, speziell auf die Abbildung von Nadeln optimierte Single-Shot-Sequenzen mit automatischer Schichtnachführung.

Seit längerem werden in der interventionellen MR die verschiedensten Methoden zur Instrumentenlokalisierung angewendet, beispielsweise kleine Spulen, um die Bildgebungsschicht dem Instrument automatisch nachzuführen zu können. Im Rahmen dieser Arbeit wurden passive (induktiv gekoppelte) und aktive Spulen (Empfangsspulen) zur Lokalisation konstruiert und die Möglichkeiten dieser beiden Methoden erprobt. Die Kombination von zur Nadeldarstellung optimierten Bildgebungssequenzen mit automatischer Schichtnachführung verspricht eine wesentliche Vereinfachung von Nadeleingriffen und ist damit ein Schritt in Richtung eines nutzbringenden und schonenden Einsatz am Menschen.

Nach dem einleitenden Kapitel wird im 2. Kapitel dieser Arbeit ein kurzer Überblick über die Grundlagen der Kernspinresonanz, der Magnetresonanzbildgebung und der verwendeten

Sequenzen gegeben.

Kapitel 3 beschreibt die zur Lokalisation verwendeten Konzepte und die entwickelten Pulssequenzen. In ersten Experimenten mit induktiv gekoppelten Mikrospulen konnte die äußere Atembewegung der Thoraxwand von Probanden gemessen und die Positionsdaten der Spule zur nachträglichen (*retrospektiven*) Bewegungskorrektur von SE-Bilddaten verwendet werden. In weiteren Untersuchungen konnte eine Korrelation zwischen aus schneller trueFISP-Bildgebung extrahierter innerer Organbewegung und der äußerlichen Bewegung gefunden werden. Weiterhin wird die Konstruktion und eine aktive Methode zur Lokalisation des Nadelhalters durch kleine Empfangsspulen dargestellt. Am Ende des 3. Kapitels wird eine neuartige Single-Shot-Sequenz (TASTE) vorgestellt, die zur schnellen Darstellung von Nadelinterventionen sowie zur örtlich hochaufgelösten Bildgebung geeignet ist.

In Kapitel 4 werden alle Messungen und Experimente und schließlich die Erprobung der TASTE-Sequenz in einem Tierversuch vorgestellt.

Die letzten beiden Kapitel enthalten die Diskussion der gewonnenen Erkenntnisse, einen Ausblick auf weitere mögliche Entwicklungen sowie eine Zusammenfassung der Arbeit.

## 2 Grundlagen

In diesem Kapitel werden die Grundlagen der  $^1\text{H}$ -Kernspinresonanz und der MR-Bildgebung erläutert. In einem Abschnitt zum Schluß des Kapitels wird kurz auf die Eigenschaften der verwendeten Solenoidspulen eingegangen.

### 2.1 Das Proton im statischen Magnetfeld

Kerne mit einem von Null verschiedenen Kernspin  $I$  besitzen in einem statischen Magnetfeld einen quantenmechanischen Drehimpuls, der mit einem magnetischen Moment  $\mu$  verbunden ist. Im einfachsten Fall, bei einem Spin- $\frac{1}{2}$ -System, besitzt dieser Drehimpuls im Magnetfeld zwei verschiedene Zustände. Übergänge zwischen diesen Niveaus können durch elektromagnetische Wechselfelder geeigneter Energie erzwungen werden. Beim Vorhandensein vieler Kerne der gleichen Sorte resultieren diese Zustandsänderungen in einer meßbaren, zeitlich veränderlichen makroskopischen Magnetisierung. Dadurch wird eine kleine veränderliche Spannung in der Größenordnung einiger Mikrovolt in Empfangsspulen induziert. Durch die Aufnahme dieses Signals ist es möglich, Spektren (MRS) oder anatomische Darstellungen des Meßobjektes (MRT) zu erhalten.

Im folgenden werden kurz die Grundlagen der Kernspinresonanz dargestellt. Ausführliche Herleitungen können der Standardliteratur [Abr61], [Sli96] entnommen werden. Alle natürlich vorkommenden, stabilen Atomkerne bestehen aus maximal zwei Arten von Spin- $\frac{1}{2}$ -Teilchen, den Neutronen und Protonen, deren Spins  $\vec{S} = (S_x, S_y, S_z)$  sich zum Gesamtspin des Kerns  $\vec{I} = (I_x, I_y, I_z)$  addieren. Betrachtet wird nun der Kernspin in einem äußeren

Isotop	I	$\gamma \cdot \text{rad} \cdot 10^7 \frac{\text{Hz}}{\text{T}}$	nat. Häufigkeit [%]	rel. Empfindl. <sup>a</sup> [%]
<sup>1</sup> H	1/2	26,752	99,985	100,0
<sup>13</sup> C	1/2	6,7283	1,11	1,59
<sup>23</sup> Na	3/2	7,0801	100,0	9,25
<sup>31</sup> P	1/2	10,841	100,0	6,63

**Tab. 2.1:** Eigenschaften einiger für die MRT wichtiger Isotope<sup>a</sup>normiert auf <sup>1</sup>H

statischen Magnetfeld  $\vec{B}_0$ , welches o. B. d. A. immer in  $z$ -Richtung zeigen soll:

$$\vec{B}_0 = (0, 0, B_0) \quad (2.1)$$

Dabei nimmt die Gesamtkomponente des Kernspins ganzzahlige, positive Vielfache von  $\frac{1}{2}\hbar$  ein und die Komponente  $I_z$  des Kernspins ist nur von der magnetischen Quantenzahl  $m_I$  abhängig:

$$\vec{I}^2 |I, m_I\rangle = \hbar^2 I(I+1) |I, m_I\rangle \quad I = 0, 1/2, 1, 3/2, \dots \quad (2.2)$$

$$I_z |I, m_I\rangle = m_I \hbar |I, m_I\rangle \quad m_I = -I, -I+1, \dots, +I \quad (2.3)$$

Es sind Kerne mit einer Kernspinquantenzahl bis zu  $I = 15/2$  bekannt. Tabelle (2.1) listet einige Isotope auf, die in der klinischen MRS und MRT von Bedeutung sind. Im Magnetfeld ist der Gesamtspin durch die kernspezifische Proportionalitätskonstante  $\gamma$  (gyromagnetisches Moment) mit einem magnetisches Dipolmoment  $\vec{\mu}$  verbunden. Das gyromagnetische Verhältnis läßt sich als Produkt aus dem Kernmagneton  $\mu_N$  und dem  $g$ -Faktor darstellen, welcher von der Kernsorte abhängig ist:

$$\vec{\mu} = \frac{g_I \mu_N}{\hbar} \vec{I} = \gamma \vec{I} \quad \text{mit} \quad \mu_N = \frac{e\hbar}{2m_P} \quad (2.4)$$

Für die  $z$ -Komponente des magnetischen Moments folgt mit den Gleichungen (2.2) und (2.4):

$$\vec{\mu}_z |I, m\rangle = \gamma I_z |I, m\rangle = \gamma \hbar m |I, m\rangle \quad (2.5)$$

Aus der Schrödingergleichung für Teilchen im Magnetfeld ergibt sich ein zusätzlicher Term  $H_z$  für den Hamiltonoperator freier Teilchen, der die Wechselwirkung des Kerns mit dem Magnetfeld beschreibt (Zeeman-Effekt) und die dazugehörigen Energieeigenwerte liefert:

$$H_z = -\mu_N \vec{I} \vec{B} = -\vec{\mu}_z \vec{B} \quad (2.6)$$

$$E_m = -g_I \mu_N m_I B_0 = -\gamma \hbar m_I B_0 \quad (2.7)$$

Die Energiedifferenz für einen magnetischen Dipolübergang mit  $\Delta m_I = \pm 1$  beträgt somit:

$$\Delta E = \hbar \gamma B_0 = h\nu = \hbar \omega_L \quad \implies \quad \omega_L = \gamma B_0 \quad (2.8)$$

Bei einer Flußdichte von  $B_0 = 1,5$  T besitzen die Photonen der Wechselwirkung eine Frequenz von  $\omega_L = 2\pi\nu = 2\pi \cdot 63,866$  MHz (Larmor-Frequenz) und sind senkrecht zu  $\vec{B}_0$  polarisiert.

Die Zeitentwicklung des magnetischen Moments kann im Heisenberg-Bild mit Hilfe der Vertauschungsrelationen für Drehimpulsoperatoren folgendermaßen dargestellt werden:

$$\frac{d}{dt} \langle \vec{\mu} \rangle = -\frac{i}{\hbar} \langle [\vec{\mu}, H_z] \rangle = -\frac{i}{\hbar} \langle [\hbar \gamma \vec{I}, -\hbar \gamma \vec{I} \vec{B}] \rangle = \langle \vec{\mu} \rangle \times \gamma \vec{B} \quad (2.9)$$

Unter Berücksichtigung der Gleichungen (2.1) und (2.8) existieren Lösungen der Form:

$$\vec{\mu}(t) = \begin{pmatrix} \mu_x \\ \mu_y \\ \mu_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a \cdot \cos(\omega_L t) \\ -a \cdot \sin(\omega_L t) \\ c \end{pmatrix} \quad \text{mit} \quad a, c = \text{const} \quad (2.10)$$

Da für Protonen stets  $\vec{\mu}_z \pm \frac{1}{2} \gamma \hbar$  ist, präzediert die Transversalkomponente des Moments mit der Larmor-Frequenz  $\omega_L$  um die Achse von  $B_0$ .

## 2.2 Makroskopische Magnetisierung

Im thermischen Gleichgewicht kann die Besetzungswahrscheinlichkeit  $N_m$  der Energieniveaus  $E_m$  vieler<sup>1</sup> identischer Teilchen  $N$  semi-klassisch mittels der Boltzmann-Statistik beschrieben werden:

$$N_m = N \frac{e^{-\frac{E_m}{kT}}}{\sum_{m=-I}^{+I} e^{-\frac{E_m}{kT}}} \quad (2.11)$$

Wegen  $E_m \ll kT$  können die  $e$ -Funktionen in eine Taylorreihe entwickelt und näherungsweise durch die ersten beiden Terme beschrieben werden (Hochtemperaturnäherung:  $e^{-\frac{E_m}{kT}} \approx 1 - \frac{E_m}{kT}$ ). Mit den Gleichungen (2.5) und (2.7) findet sich folgender Ausdruck für die makroskopische Gleichgewichtsmagnetisierung  $M_0$  pro Volumen  $V$ :

$$\begin{aligned} M_0 &= -\frac{N}{V} \langle \mu_z \rangle = -\frac{N}{V} \sum_{m=-I}^{+I} N_m \langle m | \mu_z | m \rangle \\ &= -\frac{N}{V} \sum_{m=-I}^{+I} N_m \gamma \hbar m \approx \frac{N \gamma^2 \hbar^2 I(I+1) B_0}{3V kT} \end{aligned} \quad (2.12)$$

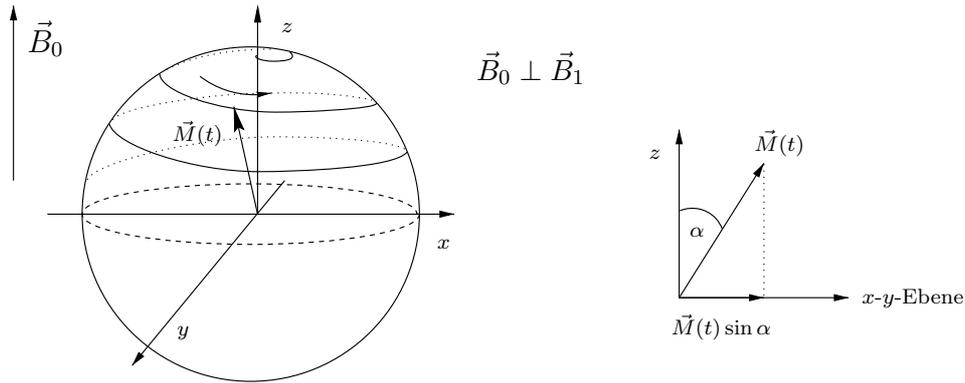
Ohne Störung des Systems existiert nur longitudinale Magnetisierung entlang der  $z$ -Richtung, also in Richtung von  $\vec{B}_0$ . Die transversalen Komponenten der einzelnen magnetischen Momente  $\mu_x$  und  $\mu_y$  sind zufällig verteilt und tragen zu keiner makroskopischen Magnetisierung bei.

Bei Vernachlässigung jeglicher Wechselwirkungen der Spins untereinander (z. B. Dipol-Dipol-WW, Skalare Kopplung) ist die Gesamtmagnetisierung eines Spinensembles durch die Summe der Erwartungswerte aller magnetischen Kernmomente gegeben:

$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N \langle \mu_i \rangle \quad (2.13)$$

---

<sup>1</sup>1 mol H<sub>2</sub>O  $\cong$  18 g H<sub>2</sub>O  $\cong N_A$  Teilchen



**Abb. 2.1:** Darstellung der Kreisbewegung der Magnetisierung im Laborsystem (links) unter Einfluß eines in der  $x$ - $y$ -Ebene zirkular polarisiertes  $B_1$ -Feldes. Die resultierende Transversalmagnetisierung nach dem HF-Puls ist durch die Projektion (rechts) auf die  $x$ - $y$ -Ebene gegeben.

Daraus folgt unter Anwendung von Gleichung (2.9) die Zeitabhängigkeit der makroskopischen Magnetisierung:

$$\frac{d}{dt} \vec{M}(t) = \vec{M}(t) \times \gamma \vec{B}(t) \quad (2.14)$$

## 2.3 Kernspinresonanz

Um die Magnetisierung aus der Gleichgewichtslage auszulenken, wird dem konstanten  $\vec{B}_0$ -Feld zeitweise ein hochfrequentes Magnetfeld ( $\vec{B}_1$ -Feld) überlagert (HF-Anregung), dessen Feldkomponenten senkrecht zu  $\vec{B}_0$  stehen. Für den Fall eines zirkular polarisierten  $\vec{B}_1$ -Feldes gilt:

$$\vec{B}(t) = \vec{B}_0 + \vec{B}_1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ B_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} B_1 \cos(\omega t) \\ B_1 \sin(\omega t) \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} B_1 \cos(\omega t) \\ B_1 \sin(\omega t) \\ B_0 \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

Der Einfluß des  $\vec{B}_1$ -Feldes läßt sich einfacher in einem im Uhrzeigersinn um die  $z$ -Achse rotierenden Koordinatensystem (gestrichene Größen) erkennen, wobei das System mit der gleichen Frequenz  $\omega$  rotiert wie die Polarisation des  $\vec{B}_1$ -Feldes. Mit Hilfe der Transformati-

onsmatrix  $\hat{R}$

$$\vec{B}'(t) = \hat{R}\vec{B}(t) = \begin{bmatrix} \cos(\omega t) & \sin(\omega t) & 0 \\ -\sin(\omega t) & \cos(\omega t) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \vec{B}(t) = \begin{pmatrix} B_1 \\ 0 \\ B_0 \end{pmatrix} \quad (2.16)$$

und der Operator-Identität

$$\left(\frac{d}{dt}'\right) = \left(\frac{d}{dt} - \vec{\omega} \times\right) \quad \text{mit} \quad \vec{\omega} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -\omega \end{pmatrix} \quad (2.17)$$

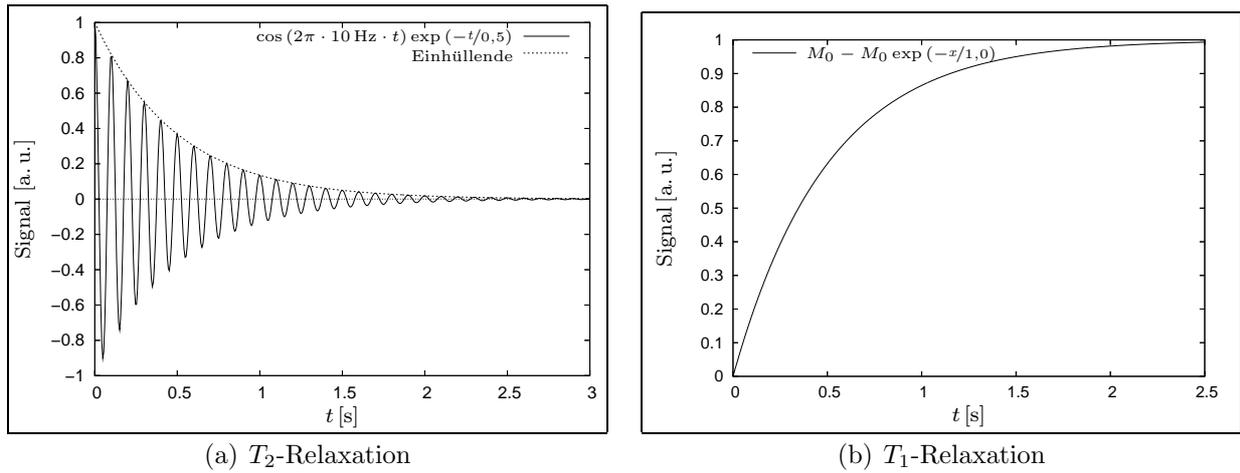
läßt sich Gleichung (2.14) folgendermaßen im gestrichenen Koordinatensystem darstellen:

$$\frac{d}{dt}\vec{M}'(t) = \gamma\vec{M}(t) \times \vec{B}(t) - \vec{\omega} \times \vec{M} = \gamma\vec{M}(t) \times \begin{pmatrix} B_1 \\ 0 \\ B_0 - \frac{1}{\gamma}\omega \end{pmatrix} \quad (2.18)$$

Für den Fall  $\omega = \gamma B_0 \equiv \omega_L$  verschwindet die  $z$ -Komponente des Gesamtfeldes. Im rotierenden Koordinatensystem wird die  $\vec{B}_1$ -Komponente statisch und verschwindet völlig entlang der  $y'$ -Achse. Dies bewirkt für die Dauer des  $\vec{B}_1$ -Feldes  $\tau$  - typischerweise im Bereich einiger Millisekunden - eine Drehung der Magnetisierung um den sogenannten Flipwinkel  $\alpha$  um die  $x'$ -Achse:

$$\alpha = \gamma \int_{t=0}^{\tau} B_1(t) dt \quad (2.19)$$

Im ortsfesten Laborsystem beschreibt die Magnetisierung eine spiralförmige Bewegung um  $\vec{B}_0$  (s. Abb. 2.1), da in diesem Koordinatensystem die  $x'$ -Achse mit  $\omega_L$  um die  $z$ -Achse rotiert.



**Abb. 2.2:** Zeitverlauf der (a) Transversalmagnetisierung vom Startwert  $M_{xy}(t_0) = M_0 = 1$  und (b) Longitudinalmagnetisierung vom Startwert  $M_z(t_0) = 0$  anhand Gleichungen (2.25) und (2.26) mit  $T_1 = 1$  s,  $T_2 = 0,5$  s und Offresonanz = 10 Hz.

## 2.4 Blochgleichungen und Relaxation

Lösungen von Gleichung (2.14) sind, in Analogie zu Gleichung (2.10), für eine bezüglich  $\vec{B}$  gekippte Magnetisierung durch eine permanente Kreisbewegung von  $\vec{M}$  um die  $z$ -Achse gegeben. Im Experiment wird jedoch nach der HF-Anregung ein exponentieller Zerfall der Transversalkomponenten und eine exponentielle Zunahme der Longitudinalkomponente beobachtet. Felix Bloch berücksichtigte als erster diese Vorgänge [Blo46] durch eine phänomenologische Erweiterung der Bewegungsgleichung (2.14) um die sogenannten Relaxationsterme mit den Parametern  $T_1$  für die  $z$ -Komponente und  $T_2^*$  für die Transversalkomponenten:

$$\frac{d}{dt}M_x(t) = \gamma M_y(t)B_0 - \frac{M_x(t)}{T_2^*} \quad (2.20)$$

$$\frac{d}{dt}M_y(t) = -\gamma M_x(t)B_0 - \frac{M_y(t)}{T_2^*} \quad (2.21)$$

$$\frac{d}{dt}M_z(t) = -\frac{M_z(t) - M_0}{T_1} \quad (2.22)$$

Die Blochgleichungen (2.20)-(2.22) sind in dieser Form nur für Protonen in biologischem Gewebe oder in wässriger Umgebung gültig, da die Relaxation i. A. richtungsabhängig, wie z. B. in Festkörpern, ist. Mit dem Parameter  $T_1$  wird der Zerfall der Longitudinalkomponente aufgrund der Wechselwirkung der Spins mit ihrer magnetischen Umgebung (Gitter)

	$T_1$ [s]	$T_2$ [ms]
Skelettmuskel	$0,87 \pm 0,16$	$47 \pm 13$
Leber	$0,50 \pm 0,11$	$43 \pm 14$
Liquor	4,5	2200
Fett	$0,26 \pm 0,07$	$84 \pm 36$
Graue Hirnsubstanz	$0,92 \pm 0,16$	$101 \pm 13$
Weißer Hirnsubstanz	$0,79 \pm 0,13$	$92 \pm 22$

**Tab. 2.2:** Mittlere Relaxationszeiten von Protonen am Menschen in Abhängigkeit von ihrer Umgebung bei 1,5 T und Körpertemperatur [HBTv99], [RS02]

beschrieben (*Spin-Gitter-Relaxation* oder  $T_1$ -*Relaxation*).

Am Ort des einzelnen Spins kommt es aufgrund der Brownschen Molekularbewegungen und den inneren Rotationsfreiheitsgraden von Molekülen zu Fluktuationen des lokalen  $\vec{B}$ -Feldes. Befindet sich ein Spin im energiereicheren Zustand ( $m_I = -1/2$  oder *spin-down*), so können Frequenzanteile der Fluktuationen im Bereich der Larmor-Frequenz den Übergang in den Grundzustand induzieren ( $m_I = 1/2$  oder *spin-up*) und der Spin relaxiert in den Grundzustand. Dies geschieht je nach chemischer Umgebung des Protons mit einem charakteristischen Parameter  $T_1$ .

Die makroskopische Transversalmagnetisierung resultiert aus der Summation phasengleich rotierender magnetischer Kernmomente. Ist die Magnetisierung vollständig in die  $x$ - $y$ -Ebene geklappt, bedeutet dies, daß alle magnetischen Momente mit derselben Phase rotieren und sich die Hälfte aller Spins im energiereicheren Zustand befinden. Aufgrund von Dipol-Dipol-Wechselwirkungen der Spins ändert sich die Phasenbeziehung der Spins zueinander, d. h. die Amplitude der Transversalmagnetisierung nimmt ab, bis alle Phasen der magnetischen Momente wieder statistisch verteilt sind. Dies wird als *Spin-Spin-Relaxation* oder  $T_2$ -*Relaxation* bezeichnet.

Die im Experiment beobachtete Relaxationszeit  $T_2^*$  setzt sich aus der eigentlichen Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2$  und einem Term  $T_2' \sim \frac{1}{B_0}$  zusammen, der lokale Feldinhomogenitäten berücksichtigt:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta B_0 \quad (2.23)$$

Die Inhomogenitäten führen zu einem beschleunigten Zerfall der Transversalmagnetisierung. Eine ausführlichere Behandlung der Relaxation wurde von Bloembergen, Purcell und Pound (*BPP-Theorie*) erarbeitet [BPP47].  $T_1$  ist u. a. von der Temperatur und der Feldstärke abhängig, während  $T_2$  in erster Näherung nicht von der Feldstärke, sondern nur von der Temperatur abhängt. Einige typische Werte für Relaxationszeiten im menschlichen Körper sind in Tabelle 2.2 aufgelistet.

Sei  $\vec{M}(t_0)$  die Magnetisierung direkt nach Einwirkung eines HF-Pulses und

$$M_{xy} = M_x + iM_y \quad (2.24)$$

die Transversalmagnetisierung in komplexer Schreibweise, dann ergibt die Integration der Gleichungen (2.20) - (2.22) über das Zeitintervall  $t_0$  bis  $t$  in Abwesenheit eines  $\vec{B}_1$ -Feldes:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(t_0)e^{i\omega_L t - \frac{t}{T_2^*}} \quad (2.25)$$

$$M_z(t) = M_0 - [M_0 - M_z(t_0)]e^{-\frac{t}{T_1}} \quad (2.26)$$

Abbildung 2.2 zeigt den Verlauf von  $M_{xy}$  und  $M_z$  für typische Werte von  $T_1$  und  $T_2$ .

## 2.5 MR-Bildgebung

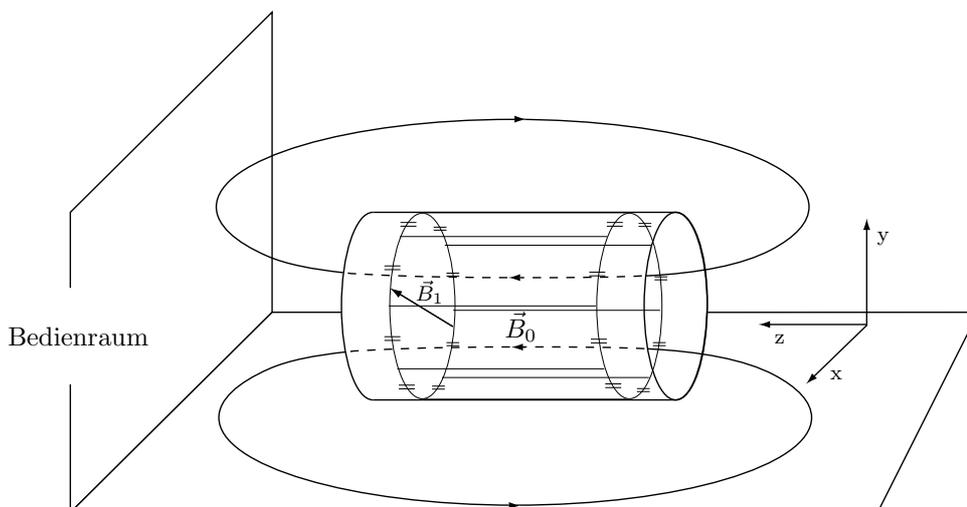
In den folgenden Abschnitten werden kurz die technischen Komponenten eines Magnetresonanztomographen und die einzelnen Schritte von der Signalerzeugung bis zur Bildrekonstruktion erklärt [RS02].

### 2.5.1 Die Komponenten eines MR-Tomographen

Trotz der Vielfalt an verschiedenen Bauformen für Tomographen, die an die jeweilige Anwendung angepaßt ist, sind die grundlegenden Komponenten identisch.

MAGNET

Zur Erzeugung des statischen Grundmagnetfeldes wird ein Magnet benötigt, dessen Feldli-



**Abb. 2.3:** Physikalisches Koordinatensystem des Tomographen und Feldlinienverlauf. Der Birdcage-Resonator erzeugt ein in der  $x$ - $y$ -Ebene zirkular polarisiertes  $\vec{B}_1$ -Feld.

nien am Ort des zu detektierenden Signals möglichst parallel verlaufen (gute Homogenität). Je nach Anwendung oder gewünschter Feldstärke werden Permanentmagnete, Widerstandsmagnete<sup>2</sup> für niedrigere Feldstärken  $< 1$  T oder supraleitende Magnete für hohe Feldstärken  $\geq 1$  T verwendet. Für den interventionellen Bereich eignen sich besonders Magnete mit offener Bauform (C-Bogen), die einen einfachen Zugang zum Patienten ermöglichen. In offener Bauweise ist es jedoch sehr schwierig, hohe Feldstärken bei gleichzeitig guter Homogenität des Grundfeldes zu erreichen. Deshalb wird auch im interventionellen Bereich auf geschlossene Hochfeld-Tomographen zurückgegriffen, die eine bessere Bildqualität liefern und zudem günstiger in der Anschaffung sind.

#### GRADIENTENSYSTEM

Das Gradientensystem besteht aus drei unabhängig voneinander steuerbaren Gradientenverstärkern mit Spulen, die dem Grundfeld zeitweise zusätzliche Magnetfelder überlagern, wodurch die Ortskodierung des MR-Signals ermöglicht wird. Das Feld einer einzelnen Gradientenspule prägt dem Hauptfeld eine lineare Ortsabhängigkeit entlang einer durch die Geometrie der Gradientenspule festgelegten Koordinatenachse auf. Dadurch wird das Koordinatensystem der Gradienten festgelegt (s. Abb. 2.3). Durch gleichzeitiges Anlegen aller Gradienten können in Verbindung mit der Hochfrequenzanregung (HF-Anregung) MR-

<sup>2</sup>z. B. nicht-supraleitende Elektromagnete

Signale in beliebig orientierten Schichten erzeugt und ausgelesen werden. Die Steuerung der Gradientenverstärker übernimmt der Gradientenrechner (hier: MPCU).

#### HOCHFREQUENZANREGUNG

Das hochfrequente  $\vec{B}_1$ -Feld wird durch einen Hochfrequenzsender erzeugt, der einen Oszillator enthält, mit dem ein Signal mit gleichbleibender Frequenz  $\omega_R \approx \omega_L$  und konstanter Phase erzeugt wird. Über Modulatoren wird die Resonanzfrequenz und damit die Anregungsschicht zu verschoben. Zuletzt wird das HF-Signal verstärkt (Kilowatt-Bereich) und in die Sendespule (Ganzkörperspule) eingekoppelt, die in die Bohrung des Tomographen integriert ist. Zur Auslenkung der Magnetisierung aus einer Lage parallel zur  $z$ -Richtung des Gradientensystems werden  $\vec{B}_1$ -Feld-Komponenten benötigt, die in der  $x$ - $y$ -Ebene polarisiert sind. Aus diesem Grund ist die Bauform der Sendespule kein Solenoid (s. Kap. 2.6), sondern ein sog. *Birdcage-Resonator* (s. Abb. 2.3).

#### SIGNALEMPFANG UND SNR

Aufgrund des Reziprozitätsprinzips<sup>3</sup> [HR76] ist eine Sendespule auch zum Empfang von Signal geeignet. Ein wesentlicher Faktor, der die Bildqualität beeinflusst, ist das Signal/Rausch-Verhältnis (SNR). Das SNR in einem MR-Experiment ist gegeben durch [WW97]:

$$\text{SNR} = \frac{U_S(\omega_{\text{HF}}, M_{xy})}{U_{\text{Rausch}}} \cdot \sqrt{n} = \frac{U_S(\omega_{\text{HF}}, M_{xy})}{\sqrt{4k_B T \cdot \Delta f \cdot R_{\text{eff,Coil}}}} \cdot \sqrt{n} \quad (2.27)$$

Ohne Variation der Umgebungstemperatur  $T$ , Empfangsspule oder Anzahl der Mittelungen  $n$  ist demnach das Rauschen nur durch die Bandbreite  $\Delta f \approx 1/\tau_D$  des Empfängers beeinflussbar. Wird das SNR pro Pixel betrachtet, spielt die gewählte Matrixgröße eine entscheidende Rolle. Wird die Größe einer quadratischen  $N \times N$ -Matrix bei gleichbleibendem FOV verdoppelt, so vervierfacht sich die Anzahl der Pixel bei gleichbleibendem SNR. Das SNR/Pixel wird demnach um den Faktor 4 reduziert.

In Gleichung (2.27) ist  $R_{\text{eff,Coil}}$  der effektive, seriell gemessene Widerstand der Empfangsspule, der alle Verluste, wie z. B. thermisches Rauschen des Meßobjektes, zusammenfaßt. Je besser die Empfangsspule vom Meßobjekt ausgefüllt wird, desto größer wird der sog.

<sup>3</sup>Eine in die Spule induzierte Spannung, die durch eine am Ort  $\vec{r}$  präzedierende Magnetisierung verursacht wird, ist proportional zur Stärke des transversalen magnetischen Feldes, welches durch einen durch die Spule geleiteten Wechselstrom erzeugt würde.

Füllfaktor und desto niedriger  $R_{\text{eff,Coil}}$ . Um ein möglichst hohes SNR zu erreichen, wird das MR-Signal aus diesem Grund nicht mit der Ganzkörperspule sondern mit in unmittelbarer Nähe zum Meßobjekt liegenden Empfangsspulen detektiert. Diese sind beispielsweise in die Patientenliege integriert oder werden direkt auf das Meßobjekt aufgelegt.

Die Stärke des empfangenen Signals vom Ort  $\vec{r}$  ist von Art und Lage der Spule abhängig. Für alle weiteren Betrachtungen werden alle Skalierungsfaktoren, die von der verwendeten Spule abhängig sind, in einer Spulenkonstanten  $C_c$  zusammengefaßt.

Da es einfacher ist, Signale niedriger Frequenzen zu digitalisieren, wird das Kernresonanzsignal mit dem Referenzsignal  $\omega_R$  multipliziert. Daraus ergibt sich ein Signal, welches sich in die Summe und die Differenz der beiden Mischfrequenzen<sup>4</sup> zerlegen läßt. Nach Anwendung eines Tiefpaßfilters kann nun das langsam mit  $\Delta\omega = \omega_{\text{ref}} - \omega_L$  oszillierende Signal digitalisiert und dargestellt werden (s. auch Abb. 2.2(a)).

Die in einer Spule induzierte Spannung  $U$  (und damit das empfangene Signal  $S$ ) ist somit proportional zu  $|\vec{M}| = M_{xy}(t_0) = M_0 \sin(\alpha)$  und mit den Gleichungen (2.12) und (2.25) ergibt sich:

$$S(t) \approx U(t) \approx M_0 \sin(\alpha) e^{i\Delta\omega t - \frac{t}{T_2^*}} \approx \gamma^2 B_0 e^{i\Delta\omega t - \frac{t}{T_2^*}} \quad (2.28)$$

## BILDREKONSTRUKTION UND STEUERRECHNER

Nach der Digitalisierung durch Analog-Digital-Konverter (ADC) können auf dem Bildrekonstruktionsrechner die Berechnung der Bilddaten oder Spektren oder zusätzliche, beliebige Schritte zur Datenverarbeitung durchgeführt werden. Zur Darstellung und Archivierung der Bilddaten werden diese an den Steuerrechner weitergeleitet. Der Steuerrechner bildet die Schnittstelle zum Benutzer und erlaubt das Abrufen archivierter Daten sowie deren Weiterverarbeitung.

### 2.5.2 Gradienten

Um Schnittbilder zu erzeugen, werden die Spins nur in einem Teil des Objekts, z. B. innerhalb einer ebenen Schicht, angeregt. Dazu werden mit Gradientenspulen dem Hauptmagnet-

<sup>4</sup> $\cos(a) \cos(b) = \frac{1}{2} [\cos(a-b) + \cos(a+b)]$

feld zusätzliche, zeitabhängige Magnetfelder überlagert. Das  $\vec{B}$ -Feld im Vakuum erfüllt die folgenden Maxwell-Gleichungen, wobei aufgrund der vernachlässigbaren Stromdichten und schwachen Änderungen des  $\vec{E}$ -Feldes innerhalb der Ganzkörperspule<sup>5</sup> die rechte Seite von (2.30) vernachlässigt werden kann:

$$\nabla \vec{B} = 0 \quad (2.29)$$

$$\nabla \times \vec{B} = \mu_0 \left( \vec{j} + \epsilon_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \right) \stackrel{!}{=} 0 \quad (2.30)$$

Daraus ergeben sich folgende Bedingungen für die partiellen Ableitungen des  $\vec{B}$ -Feldes:

$$\frac{\partial B_x}{\partial x} + \frac{\partial B_y}{\partial y} + \frac{\partial B_z}{\partial z} = 0 \quad (2.31)$$

$$\frac{\partial B_x}{\partial y} = \frac{\partial B_y}{\partial x}, \quad \frac{\partial B_y}{\partial z} = \frac{\partial B_z}{\partial y}, \quad \frac{\partial B_z}{\partial x} = \frac{\partial B_x}{\partial z} \quad (2.32)$$

Mit den Abkürzungen

$$G_x \equiv \frac{\partial B_z}{\partial x}, \quad G_y \equiv \frac{\partial B_z}{\partial y}, \quad G_z \equiv \frac{\partial B_z}{\partial z} \quad (2.33)$$

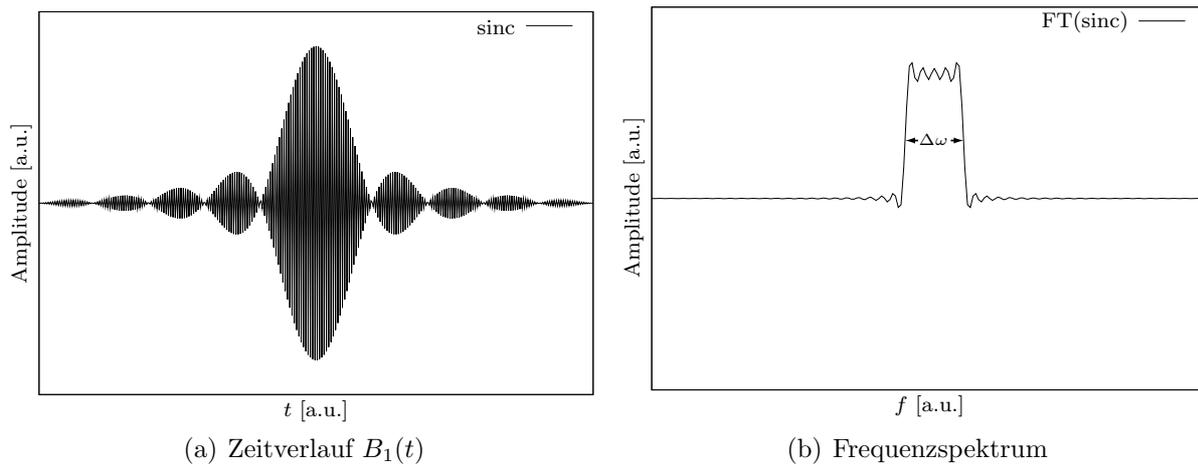
$$\eta \equiv \frac{-1}{G_z} \left( \frac{\partial B_x}{\partial x} \right) \quad \text{bzw.} \quad 1 - \eta = \frac{-1}{G_z} \left( \frac{\partial B_y}{\partial y} \right) \quad (2.34)$$

$$G_{\perp} \equiv \frac{\partial B_x}{\partial y} = \frac{\partial B_y}{\partial x} \quad (2.35)$$

und linearem Anstieg des Magnetfeldes durch konstante Gradienten in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung läßt sich das Gesamtfeld beschreiben durch:

$$\vec{B} = \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} & \frac{\partial B_x}{\partial y} & \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} & \frac{\partial B_y}{\partial y} & \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} & \frac{\partial B_z}{\partial y} & \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\eta G_z & G_{\perp} & G_x \\ G_{\perp} & (\eta - 1)G_z & G_y \\ G_x & G_y & G_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (2.36)$$

<sup>5</sup>  $\vec{E}$ -Feldänderungen sind hauptsächlich in der Nähe von Spulenwindungen vorhanden



**Abb. 2.4:** Durch Fouriertransformation des Zeitverlaufes eines sinc-Pulses (a) erhält man näherungsweise das Frequenzprofil (b)

Der Betrag des Gesamtfeldes kann durch Taylorentwicklung der Amplitude des Feldes  $B = \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2}$  berechnet werden [BZP<sup>+</sup>]. Für die in der in der MR-Bildgebung verwendeten zylindrischen Gradientenspulen gilt  $G_{\perp} \approx 0$  und  $\eta \approx 1/2$ . Unter Vernachlässigung von Termen höherer Ordnung ergibt sich:

$$\begin{aligned}
 B &= B_0 + G_x x + G_y y + G_z z \\
 &+ \frac{1}{2B_0} \left[ \frac{G_z^2}{4} (x^2 + y^2) (G_x^2 + G_y^2) z^2 - G_x G_z x z + G_y G_z y z \right] \\
 &= B_0 + \vec{G} \vec{r} + B_c
 \end{aligned} \tag{2.37}$$

Auch wenn Gradienten nur in eine Raumrichtung geschaltet werden, sind immer auch zu dieser Richtung senkrechte Komponenten vorhanden und das Gesamtfeld zeigt nicht mehr exakt in Richtung von  $\vec{B}_0$ . Da diese Feldkomponenten (sog. *concomitant fields* oder *Maxwell-Terme*) bei höheren Feldstärken im Vergleich zu  $B_0$  relativ klein sind, werden sie für die meisten Anwendungen in der MRT vernachlässigt. In Gegenwart von Gradientenfeldern wird somit die Larmorfrequenz aus Gl. (2.8) in folgender Weise ortsabhängig:

$$\omega_L(\xi) = \gamma B_0 + \gamma G_{\xi} \xi \quad \text{mit} \quad \xi = x, y, z \tag{2.38}$$

### 2.5.3 Schichtauswahl

Mit den im letzten Abschnitt eingeführten Vereinfachungen läßt sich die Wirkungsweise von Schichtselektionsgradienten veranschaulichen. In Anwesenheit eines HF-Feldes ( $\vec{B}_1$ -Feld) lautet nun das resultierende Magnetfeld:

$$\vec{B}(t) = \vec{B}_0 + \vec{B}_1 + \vec{G}\vec{r} \quad (2.39)$$

Da die Dauer des HF-Pulses sehr kurz im Vergleich zu den  $T_1$ - und  $T_2$ -Zeiten der Gewebe ist, werden die Relaxationsterme in den Gleichungen (2.20)-(2.22) vernachlässigt. Für einen Gradienten in  $z$ -Richtung können die Blochgleichungen im rotierenden Koordinatensystem folgendermaßen geschrieben werden:

$$\frac{d}{dt}M_{x'}(t) = \gamma M_{y'}G_z z \quad (2.40)$$

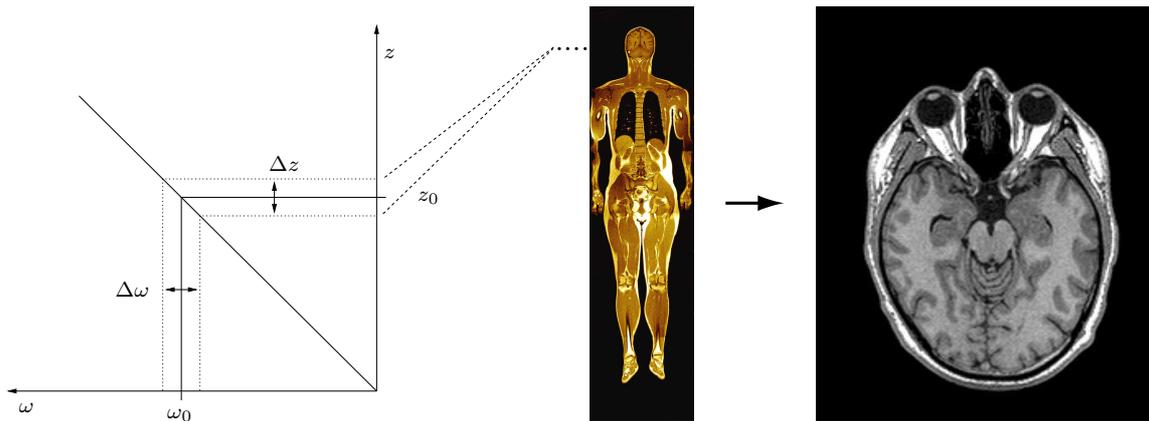
$$\frac{d}{dt}M_{y'}(t) = -\gamma M_{x'}G_z z + \gamma B_1 M_z \quad (2.41)$$

$$\frac{d}{dt}M_{z'}(t) = -\gamma B_1 M_{y'} \quad (2.42)$$

Die Lösung der Gleichungen (2.40)-(2.42) ist nur näherungsweise möglich. Wird die zeitliche Änderung der Magnetisierung in  $z$ -Richtung vernachlässigt und angenommen, daß bei Drehungen mit kleinen Winkeln die Rotationen um  $x$ - und  $y$ -Achse kommutieren (Kleinwinkelnäherung), so ergibt sich für die Transversalmagnetisierung bei einem HF-Puls der Dauer  $\tau$  und dem Gradienten  $G_z$  folgender Ausdruck:

$$M'_{xy}(z, t) = -\gamma M_0 e^{-i\gamma G_z z \frac{\tau}{2}} \int_0^{\tau} B_1(t) e^{i\gamma G_z z t} dt \quad (2.43)$$

Somit ist  $M'_{xy}$  in  $z$ -Richtung durch die Fouriertransformierte von  $B_1(t)$  gegeben. Soll nur innerhalb eines vorgegebenen Ortsintervalls  $\Delta z$  eine Anregung erfolgen (Schichtselektion), so muß der zeitliche Verlauf von  $B_1(t)$  so gewählt werden, daß die Fouriertransformierte eine Rechteckfunktion ergibt. Die Dicke der Schicht wird durch die Gradientenstärke  $G$  und die



**Abb. 2.5:** Durch Anlegen eines Gradienten  $G_z$  in  $z$ -Richtung und einem HF-Puls der Bandbreite  $\Delta\omega$  erfolgt die Schichtauswahl

Frequenzbandbreite  $\Delta\omega$  des HF-Pulses bestimmt. Anhand von Gl. (2.43) ist nun verständlich, wie ein HF-Puls der Bandbreite  $\Delta\omega$  und ein Gradient in  $z$ -Richtung Signal aus einer Schicht  $\Delta z$  erzeugt (Abb. 2.5). Aus Gleichung (2.38) ergibt sich die zur Schichtdicke  $\Delta z$  gehörende Gradientenamplitude  $G_z$ :

$$\omega_L(z) = \gamma(B_0 + G_z z) \quad \implies \quad \Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_z} \quad (2.44)$$

Abbildung 2.4(a) zeigt einen typischen Zeitverlauf für einen Anregungspuls der Form  $\frac{\sin(x)}{x} = \text{sinc}(x)$ . Idealerweise erhält man nur Signal aus einer Schicht der Dicke  $\Delta z$  (s. Abb. 2.5). Um die Schicht zu verschieben und dabei die Dicke konstant zu halten, wird die Frequenz des applizierten  $B_1$ -Pulses geändert, so daß mit einer Änderung von  $\omega_L(z)$  auch eine Änderung der  $z$ -Koordinate in Gl. (2.44) verbunden ist.

### 2.5.4 Frequenzkodierung

Das empfangene Signal  $S(t)$  ist proportional zum Integral der Transversalmagnetisierung im angeregten Volumen:

$$S(t) = C' \cdot \int_{\text{Schicht}} \left[ \iint M_{xy}(t) dx dy \right] dz \quad (2.45)$$

Die Konstante  $C'$  berücksichtigt dabei alle Skalierungen des Signals, die von der verwendeten Hardware herrühren (Empfangsspule, Verstärker, ADC etc.). Es existieren zwei Arten, der Larmorfrequenz eine Ortsabhängigkeit aufzuprägen, so daß eine Zuordnung des Signals im Raum möglich ist. Eine Möglichkeit ist die sogenannte Frequenzkodierung. Dazu wird zeitgleich zur Datenaufnahme für eine Zeitdauer  $\tau_R$  ein sog. Auslese- bzw. Readout-Gradient (RO-Gradient) geschaltet, der eine lineare Abhängigkeit zwischen Ort und Frequenz erzeugt. Die Richtung der Frequenzkodierung sei o. B. d. A. entlang der  $x$ -Achse und mit RO-Richtung bezeichnet. Die durch den Gradienten resultierende, ortsabhängige Phasenverschiebung  $\varphi$  ist dann gegeben durch:

$$\varphi(x) = \omega_L(x)\tau_R = \gamma \int_0^{\tau_R} G_R(t) dt \cdot x \stackrel{!}{=} k_x x \quad (2.46)$$

Bei konstantem Gradienten  $G_R$  mit rechteckförmigen Zeitverlauf liefert die Integration von Gl. (2.46) für die Wellenzahl:  $k_x = \gamma G_R \tau_R$ . Für das gemessene Zeitsignal gilt dann mit einer Konstanten  $C$ :

$$S(t) = C \cdot \iint M_{xy}(t_0) \cdot e^{ik_x x} dx dy = C \cdot \int I(x) \cdot e^{ik_x x} dx \quad (2.47)$$

$$\text{mit} \quad I(x) = \int M_{xy}(t_0) dy \quad (2.48)$$

$$\text{woraus folgt} \quad I(x) = \frac{C}{2\pi} \int S(k_x) \cdot e^{-ik_x x} dk_x \quad (2.49)$$

Durch Fouriertransformation des Zeitsignals nach dem Parameter  $k_x$  erhält man eine Intensitätsverteilung in  $x$ -Richtung, die ihrerseits noch die Projektion aller Intensitäten in  $y$ -Richtung enthält. In der Praxis wird nur eine begrenzte Anzahl von  $M$  Datenpunkten zu normalerweise äquidistanten Zeitpunkten mit Intervallen  $\tau_{Dw}$  (Dwell Time) aufgenommen. Eine bestimmte Wellenzahl  $k_x$  ist dann gegeben durch:

$$k_x^m = m\Delta k_x = \frac{m\gamma G_x \tau_R}{M} \quad \text{mit} \quad m = -\frac{M}{2}, -\frac{M}{2} + 1, \dots, \frac{M}{2} - 1 \quad (2.50)$$

Die Darstellung der Intensitätsverteilung durch die diskrete Fouriertransformation eines Datenvektors lautet somit:

$$I(x_k) \approx \frac{1}{M} \sum_{m=-\frac{M}{2}}^{\frac{M}{2}-1} S(k_x^m) \cdot e^{-imx_k \Delta k_x} \quad (2.51)$$

Diese Art der Ortskodierung wird zur Lokalisation von Markerspulen (s. Kap. 3.3.1) angewendet, um die Position entlang einer Raumrichtung zu bestimmen (s. Abb. 3.6(a)). Da die Intensitäten der zweiten und dritten Raumrichtung bei einer eindimensionalen Ortskodierung auf die Lokalisationsachse projiziert werden, spricht man von einer Projektion.

Die Berechnung der diskreten FT kann sehr zeiteffizient durch den Fast-Fourier-Transform-Algorithmus (FFT) erfolgen [CT65]. Die FFT erfolgt allein durch logische Operationen auf Bitebene mit einem Zeitaufwand, der nur wie  $M \log_2 M$  anwächst.

Zur Vereinfachung sei der Zusammenhang zwischen zwei Größen, die durch kontinuierliche oder diskrete Fouriertransformation  $\mathcal{F}$  ineinander übergeführt werden können, folgendermaßen dargestellt:

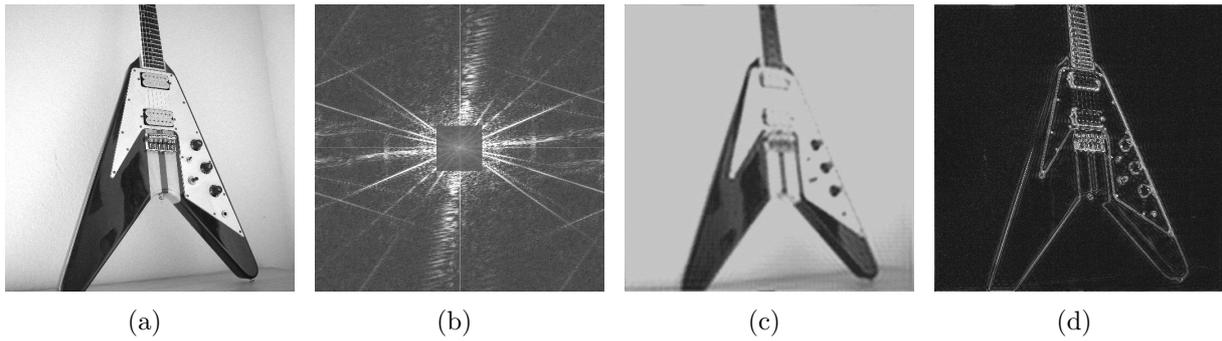
$$f(x) \quad \circ \text{---} \bullet \quad \mathcal{F}f(k) \quad \text{bzw.} \quad \mathcal{F}f(k) \quad \bullet \text{---} \circ \quad f(x) \quad (2.52)$$

### 2.5.5 Phasenkodierung

Für die Kodierung einer Raumrichtung senkrecht zur RO-Richtung muß eine andere Strategie verwendet werden, da das gleichzeitige Anlegen eines weiteren Readout-Gradienten lediglich die Richtung der Frequenzkodierung drehen würde. Zur Phasenkodierung wird dazu in o. B. d. A.  $y$ -Richtung (PE-Richtung) vor der Datenaufnahme für die Zeitdauer  $\tau_P$  ein sog. Phasenkodier- bzw. Phase-Encoding-Gradient (PE-Gradient) der Stärke  $G_y$  geschaltet, dessen Wellenzahl folgendermaßen lautet:

$$k_y^n = n \Delta k_y = \frac{n \gamma G_y \tau_P}{N} \quad \text{mit} \quad n = -\frac{N}{2}, -\frac{N}{2} + 1, \dots, \frac{N}{2} - 1 \quad (2.53)$$

Nun kann in Analogie zur Frequenzkodierung die Gradientenstärke jeweils vor der Datenaquisition einen von  $N$  Werten annehmen, die typischerweise in äquidistanten Abständen



**Abb. 2.6:** (a) Originalbild. (b) logarithmische Darstellung der  $k$ -Raum-Daten. (c) Rekonstruktion eines Bildes aus dem zentralen Teil des  $k$ -Raums (dunkler dargestellt). (d) Rekonstruktion aus den peripheren  $k$ -Raum-Daten.

symmetrisch um Null liegen. Zur Vereinfachung sei angenommen, daß  $G_y$  konstant Gradientenstärke ist, für die Dauer  $\tau_P$  anliegt und der zeitliche Verlauf der Gradientenstärke rechteckförmig verläuft. Nach der FT bezüglich  $k_y$  erhält man ein Bild der Matrixgröße  $N \times M$ :

$$I(x_k, y_l) \approx \frac{1}{MN} \sum_{m=-\frac{M}{2}}^{\frac{M}{2}-1} \sum_{n=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}-1} S(k_x^m, k_y^n) \cdot e^{-imx_k \Delta k_x} \cdot e^{-iny_l \Delta k_y} \quad (2.54)$$

Die Phasenkodierung ist im Vergleich zur Frequenzkodierung der zeitaufwendige Teil der Datenakquisition, da für einen vollständigen Datensatz das Kodierschema  $N$ -mal angewendet werden muss.

## 2.5.6 $k$ -Raum, Partial-Fourier und View-Sharing

### $k$ -RAUM

Beim Meßprozeß wird zur eindeutigen Bestimmung des Signalverlaufs ein Referenzsignal sowie ein um  $90^\circ$  phasenverschobenes Referenzsignal mit dem Empfangssignal multipliziert. Nach Durchgang durch einen Tiefpaßfilter und Digitalisieren entsprechen die beiden Meßwerte dem Real- und dem Imaginärteil eines komplexen Meßwertes im Frequenz- oder  $k$ -Raum. Idealerweise wird so aus den reellen Meßwerten ein hermitescher Datensatz erzeugt,

für den gilt:

$$S(k_x, k_y) = S^*(-k_x, -k_y) \quad (2.55)$$

Die Fouriertransformation eines hermiteschen Datensatzes ist reell. Feldinhomogenitäten im Meßobjekt sowie Bewegungen führen zu Verletzungen der Hermitezität des  $k$ -Raums, weshalb nach der Fouriertransformation komplexe Bildwerte mit von Null verschiedenem Imaginärteil entstehen. Ein nach Gleichung (2.54) berechnetes Pixel ist demnach eine komplexe Zahl:

$$I(x, y) = |I(x, y)| \cdot e^{i\varphi(x, y)} \quad (2.56)$$

Üblicherweise wird die rekonstruierte Bildmatrix in Amplituden- (s. Abb. 3.13(a)) und Phasendarstellung (s. Abb. 3.13(b)) abgebildet. Die Helligkeit eines Pixels im Amplitudenbild skaliert mit  $|I(x, y)|$  und die Phase  $-\pi \leq \varphi \leq \pi$  wird durch graduelle Helligkeitsunterschiede von schwarz nach weiß dargestellt. Ein Intensitätssprung im Bild von schwarz nach weiß entspricht einem Phasenunterschied von  $2\pi$  oder ganzzahligen Vielfachen<sup>6</sup> davon.

Im  $k$ -Raum erhält man dort die größte Signalamplitude, wo das Signal nicht moduliert worden ist, d. h. bei  $k = 0$ . Die betragsmäßig kleinen  $k$ -Werte bestimmen somit die Intensitätsverteilung und grobe Struktur im Bild (s. Abb. 2.6(c)) während die peripheren Werte Information über die feineren Strukturen des Objektes (s. Abb. 2.6(d)) enthalten. Die besondere Betonung der Kanten<sup>7</sup> in Abbildung 2.6(d) ist zu verstehen, wenn man beachtet, daß ein Ableitungsoperator im reziproken Raum eine Wichtung der Daten vornimmt; hohe Frequenzen betont und niedrige unterdrückt [Jäh02]:

$$\frac{\partial f(x)}{\partial x} \quad \circ \text{---} \bullet \quad 2\pi i k \mathcal{F}f(k) \quad (2.57)$$

#### PARTIAL-FOURIER

Eine weitere Konsequenz aus Gleichung (2.55) ist die Möglichkeit, auch aus der Hälfte eines vollständigen  $k$ -Raum-Datensatzes, also nur mit den positiven oder negativen  $k$ -Raum-Werten, ein vollständiges Bild zu rekonstruieren. MR-Sequenzen, bei denen nur ein Teil der

<sup>6</sup>falls eine physikalisch größere Phase wieder in den Wertebereich abgebildet wird

<sup>7</sup>Eine Kante kann als Ableitung eines Pixelvektors nach der Intensität definiert werden

$k$ -Raum-Daten gesammelt wird, heißen *Partial-Fourier-Techniken*. Idealerweise kann so die Meßzeit für Bild maximal um den Faktor 2 verringert werden, da nur die Hälfte aller Phasenkodierschritte aufgenommen werden müssen. Typischerweise wird etwas mehr als die Hälfte aller Kodierschritte angewendet, um eine Phasenkorrektur durchführen zu können.

#### PHASENKORREKTUR

Die Korrektur wird angewendet, da bei falscher Phaseninformation die Intensität bei der Rekonstruktion von Amplitudenbildern (s. Gl. (2.56)) fehlerhaft berechnet wird. Ist die Information über die Rohdaten symmetrisch um  $k = 0$  bekannt, kann die Hermitezität dieser Teilmatrix erzwungen werden. Dies bewirkt eine Korrektur von Phasenunterschieden, die durch Inhomogenitäten verursacht worden sind. Da nur niedrige Frequenzen berücksichtigt werden, entspricht dies einer Korrektur von globalen Magnetfeldinhomogenitäten.

#### VIEW-SHARING

Ein weitere Methode, um die Bilderzeugung zu beschleunigen, ist das sog. *View-Sharing* [RTF<sup>+</sup>88]. Hierbei werden Teile der Rohdaten mehrmals für die Bildrekonstruktion verwendet. Die Bildrekonstruktion gelingt bei statischen Objekten perfekt, bei Bewegung genügen die Rohdaten nicht mehr Gleichung (2.55) und es entstehen Bildartefakte (s. auch Kap. 3.5.1).

### 2.5.7 Räumliche Auflösung

Die Ortsauflösung  $\Delta x$  ist durch die größte in der Frequenzkodierung vorkommende Frequenz  $\nu_{\max}$  bestimmt. Die Auflösung ist eine Funktion der Dauer des Readout-Gradienten:

$$\nu_{\max} = \frac{1}{\tau_R} \quad (2.58)$$

Die Ortsauflösung in Readout-Richtung findet man durch Kombination von Gl. (2.44) und (2.50):

$$\Delta x = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_x} = \frac{2\pi}{\Delta k M} \quad (2.59)$$

Sei  $FOV_x$  (Field Of View) die Bildausdehnung in  $x$ -Richtung, dann erhält man aus (2.59) die dazu notwendige Gradientenstärke:

$$\Delta x \stackrel{!}{=} \frac{FOV_x}{M} \quad \Longrightarrow \quad G_x = \frac{2\pi M}{\gamma\tau_R FOV_x} \quad (2.60)$$

Und analog findet man für die Auflösung in Phasenkodierrichtung:

$$\Delta y \stackrel{!}{=} \frac{FOV_y}{N} \quad \Longrightarrow \quad G_y = \frac{2\pi N}{\gamma\tau_P FOV_y} \quad (2.61)$$

Zur eindeutigen Digitalisierung eines Signals besagt das Nyquist-Theorem, daß die Abtast-rate  $1/\tau_{Dw}$  mindestens das doppelte der maximal vorkommenden Frequenz sein muß. Die zeitlichen Abstände, mit denen ein Signal digitalisiert wird, heißt auch die *Dwell Time*  $\tau_{Dw}$  des ADCs. Der Zusammenhang zwischen Abtastrate und maximaler Frequenz lautet somit:

$$\frac{1}{\tau_{Dw}} \geq 2\nu_{\max} \quad (2.62)$$

### 2.5.8 Bildkontrast

In diesem Abschnitt werden die gewebespezifischen Größen sowie den Meßablauf betreffenden Einstellungen beschrieben, die den Kontrast des rekonstruierten Bildes beeinflussen. Betrachtet man zwei verschiedene Gewebearten, so muß man zwischen der Intensität, die sie im Bild hervorrufen, und dem relativen Intensitätsunterschied der beiden Areale im Bild unterscheiden. Die im nachfolgenden Abschnitt beschriebenen Signalgleichungen liefern ein Maß für die Intensität im Bild, jedoch nicht, wie gut zwei verschiedene Gewebearten voneinander getrennt werden können. Da im menschlichen Körper oft sehr viele verschiedene Gewebearten aneinandergrenzen, ist eine quantitative Aussage über den besten Bildkontrast oft schwierig. Die Signalgleichungen stellen die Grundlage zum Verständnis der Signalentstehung und damit des Kontrastverhaltens dar. Diese sind von den gewebespezifischen Relaxationszeiten  $T_1$  und  $T_2$  und den Parametern des Sequenzablaufs abhängig ( $T_R$ ,  $T_E$ , Flipwinkel).

Bei biologischem Geweben variiert die in Gl. (2.13) beschriebene Gesamtmagnetisierung  $\vec{M}$

mit dem Ort und wird auch als Spindichte  $\rho$  bezeichnet. Sie ist neben  $T_1$  und  $T_2$  ein wesentlicher gewebespezifischer Parameter, der das Signal und damit den Bildkontrast beeinflusst. Ein Sequenzparameter, der zur Beschreibung der zeitlichen Abfolge von Pulsen dient, ist die sog. Repetitionszeit  $T_R$ . Sie ist als die Zeitdauer zwischen zwei Anregungspulsen  $\alpha$  definiert und beträgt, je nach Sequenz-Typ oder gewünschtem Bildkontrast, zwischen einigen Millisekunden bis hin zu wenigen Sekunden.

Ein weiterer Sequenzparameter ist die Echozeit  $T_E$ , die nach einer Anregung vergeht, bis das Maximum des entstehenden Echosignals erreicht ist (Spinecho s. Abb. 2.7(a), Gradientenecho s. Abb. 2.7(b)).

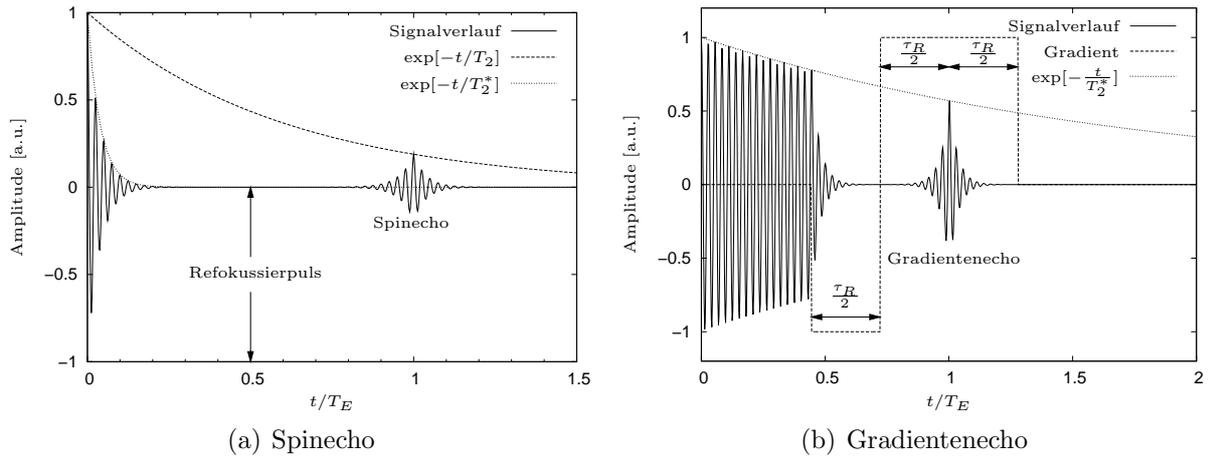
Man unterscheidet in der MRT prinzipiell drei Arten des Kontrastes bzw. der Wichtung, die bei der diagnostischen Beurteilung von MR-Bildern eine wesentliche Rolle spielen:

- Spindichte-Kontrast
- $T_1$ -Kontrast
- $T_2$ -Kontrast

Diese Kontraste werden in Abhängigkeit von den abzubildenden Gewebearten durch eine geeignete Wahl von Repetitionszeit, Echozeit und Flipwinkel erreicht. In der Regel sind jedoch aufgrund endlich langer Echozeiten, einer begrenzten Meßdauer oder des Sequenztyps nur Mischkontraste realisierbar.

### 2.5.9 Pulssequenzen

Eine Abfolge von HF-Pulsen, Gradienten und Datenakquisitionen zur Erzeugung von Spektren oder MR-Bildern [Lau73], [Man77] wird als Pulssequenz bezeichnet. Alle modernen Pulssequenzen beruhen prinzipiell auf der Aufnahme von sog. Gradienten- oder Spinechos [Hah50]. Diese grundlegenden sowie weitere in dieser Arbeit verwendeten Sequenzen werden im folgenden kurz erläutert. Eine gute Übersicht über aktuelle in der Bildgebung verwendete Sequenzen ist in [BKZ04] zu finden. Zum Verständnis der physikalischen und mathematischen Grundlagen der Bildgebung sei [HBTV99] empfohlen.



**Abb. 2.7:** Signalverlauf bei der grundlegenden Spin- und Gradientenecho-Sequenz

### Spinecho

Eine Abfolge zweier HF-Pulse im Abstand  $T_E/2$  führt zur Formation eines Spinechos (SE) zur Zeit  $t = T_E$  (s. Abb. 2.7(a)) mit folgender Intensität [DBB<sup>+</sup>95]:

$$S_{SE} = C_c M_0 \frac{\sin \alpha \left[ 1 - \cos \beta \cdot e^{-\frac{T_R}{T_1}} - (1 - \cos \beta) e^{-\frac{T_R}{T_1}} e^{\frac{T_E}{2T_1}} \right]}{1 - \cos \alpha \cos \beta \cdot e^{-\frac{T_R}{T_1}}} \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad (2.63)$$

Gilt  $T_1 \ll (T_R - T_E/2)$ , so nimmt die obige Signalgleichung für  $\alpha = 90^\circ$  und  $\beta = 180^\circ$  ein Maximum an, und vereinfacht sich zu:

$$S_{SE} = C_c M_0 \left[ 1 + e^{-\frac{T_R}{T_1}} - 2e^{-\frac{T_R}{T_1}} e^{\frac{T_E}{2T_1}} \right] \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad (2.64)$$

Zur vereinfachten Schreibweise mit anschließender Datenakquisition (ACQ) sei dieses Sequenzschema mit  $\alpha_\xi - \frac{T_E}{2} - \beta_\xi - \frac{T_E}{2} - \text{ACQ}$  abgekürzt, wobei sich  $\xi = x', y', z'$  auf die Drehachse des Pulses im rotierenden Koordinatensystem bezieht und  $C_c$  alle Skalierungen des Signals durch die Empfangsspule berücksichtigt. SE-Sequenzen kompensieren den durch lokale Inhomogenitäten (s. Gl. (2.23)) verursachten  $T_2'$ -Zerfall.

Nach einem ersten Puls  $\alpha_{x'}$ -Puls, der um die  $x'$ -Achse dreht, akkumuliert sich aufgrund von Inhomogenitäten während der Zeit  $T_E/2$  eine Phase von  $\phi = \gamma \Delta B_0 \frac{T_E}{2}$ . Durch den refokussie-

renden  $180^\circ_{y'}$ -Puls<sup>8</sup> wird die Phase invertiert  $\phi \rightarrow -\phi$  und in einer weiteren Zeitspanne  $T_E/2$  durch erneute Phasenakkumulation von  $\phi$  wieder abgebaut. Zum Echozeitpunkt  $t = T_E$  wird also die Magnetisierung entlang  $y'$ -Richtung refokussiert und das Spinechosignal ist maximal.

### Gradientenecho

Die einfachste Art ein Echo zu erzeugen gelingt mit einer Gradientenecho-Sequenz (GRE) nach dem Schema  $\alpha - T_E - \text{ACQ}$ . Nach einem Anregungspuls wird ein Gradient für die Dauer  $\frac{\tau_R}{2}$  in Schichtselektionsrichtung angelegt. Dies führt während dieser Zeit zu unterschiedlichen Larmorfrequenzen entlang dieser Richtung und einer daraus resultierenden Dephasierung der Spins innerhalb der Schicht. Die Addition nicht-phasengleicher magnetischer Momente führt zu einer Abnahme der Transversalmagnetisierung. Nach Ablauf der Zeitdauer  $\frac{\tau_R}{2}$  wird die Amplitude des Gradienten für eine weitere Zeitspanne  $\tau_R$  invertiert, wodurch die Spins rephasiert werden und sich ein sog. Gradientenecho (s. Abb. 2.7(b)) formiert. Zum Zeitpunkt des Echomaximums ist das Integral der durch die Gradienten verursachten akkumulierten Phase  $\phi$  gleich Null, d. h. es gilt:

$$\phi(t) = \gamma \int_{t=0}^{\tau_R} G(t) dt \cdot z = 0 \quad (2.65)$$

Für eine Betrachtung der Phase  $\phi(t)$  in Abhängigkeit der sog. Gradienten-Momente  $X_n$  kann der Ort  $z(t)$  in eine Taylor-Reihe entwickelt werden und  $\phi(t)$  durch die Momente ausgedrückt werden:

$$\phi(t) = \gamma \left[ x_0 \int G(t) dt + v_0 \int G(t)t dt + \frac{a_0}{2} \int G(t)t^2 dt + \dots \right] \quad (2.66)$$

$$= \gamma \left[ x_0 X_0 + v_0 X_1 + \frac{a_0}{2} X_2 + \dots \right] \quad (2.67)$$

Dabei ist  $x_0$  der Ort,  $v_0$  die Geschwindigkeit und  $a_0$  die Beschleunigung des Spins bei  $t = 0$ . Diese Art der Betrachtung ist hilfreich für Pulssequenzen, die eine Geschwindigkeitskodie-

<sup>8</sup>Ein  $\pi$ -Puls um die  $x'$ -Achse refokussiert die Magnetisierung auf negativer Seite der  $y'$ -Achse

rung von bewegten Spins erlauben oder Sequenzen mit sog. balancierten Momenten, wie z. B. der trueFISP-Sequenz.

In der ersten zur Bildgebung genutzten Variante der GRE-Bildgebung, der sog. FLASH-Sequenz<sup>9</sup> [HFM<sup>+</sup>86] werden am Ende der Auslese Dephasiergradienten (*Spoiler*, *Crusher*) geschaltet, um eventuell verbleibende Transversalmagnetisierung zu zerstören (*spoiled gradient echo*). Im Vergleich zur SE-Sequenz ist somit eine kürzere Repetitionszeit möglich, jedoch werden lokale Inhomogenitäten nicht refokussiert.

Für die Akquisition von  $N$  Phasenkodierschritten muß das GRE-Schema  $N$ -mal wiederholt werden. In der Zeit nach der Anregung bis zur Datenaufnahme unterliegt die transversale Komponente der Magnetisierung dem  $T_2$ -Zerfall während die longitudinale Komponente zwischen den HF-Pulsen wieder relaxiert. Diesen Prozessen wirkt die HF-Anregung entgegen, da sie immer wieder neue Transversalmagnetisierung erzeugt. Nach einigen Repetitionen des GRE-Schemas stellt sich zum Zeitpunkt der Datenaufnahme ein gleichbleibendes Signal ein. Die Magnetisierung hat dann einen (dynamischen) Gleichgewichtszustand (*Steady State*) erreicht. Die Signalgleichung im Gleichgewichtszustand für FLASH-Sequenzen lautet:

$$S_{\text{GRE}} = C_c M_0 \frac{\sin \alpha (1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}})}{1 - \cos \alpha \cdot e^{-\frac{T_R}{T_1}}} e^{-\frac{T_E}{T_2^*}} \quad (2.68)$$

Maximales Signal für gegebenes  $T_R$  und  $T_1$  wird beim sog. Ernst-Winkel erreicht:

$$\alpha_E = \arccos(e^{-T_R/T_1}) \quad (2.69)$$

Für möglichst schnelle Bildgebung kann mit kurzen Repetitionszeiten gearbeitet werden woraus sich aus Gl. (2.69) bei typischen  $T_1$ -Zeiten von Geweben optimale Anregungswinkel  $\alpha_E < 90^\circ$  ergeben.

---

<sup>9</sup>Fast Low Angle Shot

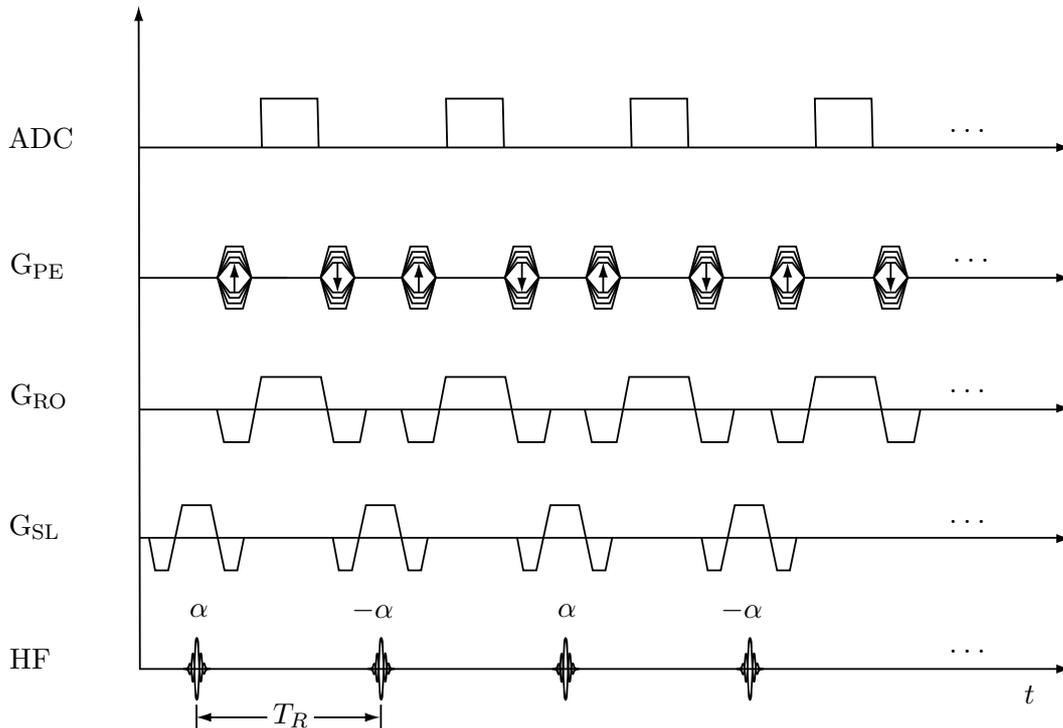


Abb. 2.8: trueFISP-Sequenz

### trueFISP

Eine Variante der GRE-Sequenzen ist die trueFISP-Sequenz<sup>10</sup> (s. Abb. 2.8), bei der die Gradienten so geschaltet werden, daß sich die 0. Momente (s. Gl. (2.66)) kompensieren. Die Kompensation hat zur Folge, daß der Betrag der Magnetisierung immer maximal gehalten wird [OGB<sup>+</sup>86]. Die Signalgleichung ist in komplizierter Weise von  $\alpha$ ,  $T_R$ ,  $T_1$ ,  $T_2$  und der Phasenentwicklung  $\delta$  zwischen zwei HF-Pulsen abhängig:

$$\delta(T_R) = \gamma \Delta B_0 T_R + \gamma \int_0^{T_R} \vec{G}(t) dt \quad (2.70)$$

Für kleine Flipwinkel  $\alpha$  ist das Signal minimal für  $\delta = 180^\circ$  und maximal für  $\delta = 0^\circ, 360^\circ$ . Bei größeren Anregungswinkeln und Relaxivitäten, wie sie in biologischem Gewebe vorkommen, ist der Signalverlauf in einem breiten Bereich um  $\delta = 180^\circ$  nahe dem Maximalwert. Für eine typische trueFISP-Bildgebung in klinischen Anwendungen mit  $T_R \ll T_1, T_2$  und  $\delta = 180^\circ$  kann ein einfacher Ausdruck für die Signalgleichung gefunden werden, der interessanterweise

<sup>10</sup>true Fast Imaging with Steady State Preprocessing

nicht mehr von der Repetitionszeit abhängig ist:

$$S_{\text{trueFISP}}(\alpha_{\text{opt}}) = \frac{1}{2}M_0\sqrt{\frac{T_2}{T_1}} \quad \text{mit} \quad \cos \alpha_{\text{opt}} = \frac{T_1 - T_2}{T_1 + T_2} \quad (2.71)$$

Um die Phase  $\delta$  in der Nähe des angestrebten Wertes von  $180^\circ$  zu halten, wird mit einer möglichst kurzen Repetitionszeit und einer HF-Phasentalternierung von  $180^\circ$  gearbeitet. Die Anregung erfolgt somit mit folgendem Sequenzschema:  $(\alpha_{\pm x'} - \frac{T_R}{2} - \text{ACQ})_{N-\text{mal}}$ . Entstehen größere Abweichungen von  $\delta$  um den optimalen Wert, z. B. durch lokale Inhomogenitäten, äußert sich dies durch Helligkeitsschwankungen im Bild. Für die in Gewebe vorkommenden  $T_1/T_2$ -Verhältnisse, die häufig im Bereich von 3-20 liegen (s. Tab. 2.2), ergibt sich aus Gl. (2.71) ein günstiger Anregungswinkel  $\alpha = 70^\circ \pm 10^\circ$ .

## RARE und HASTE

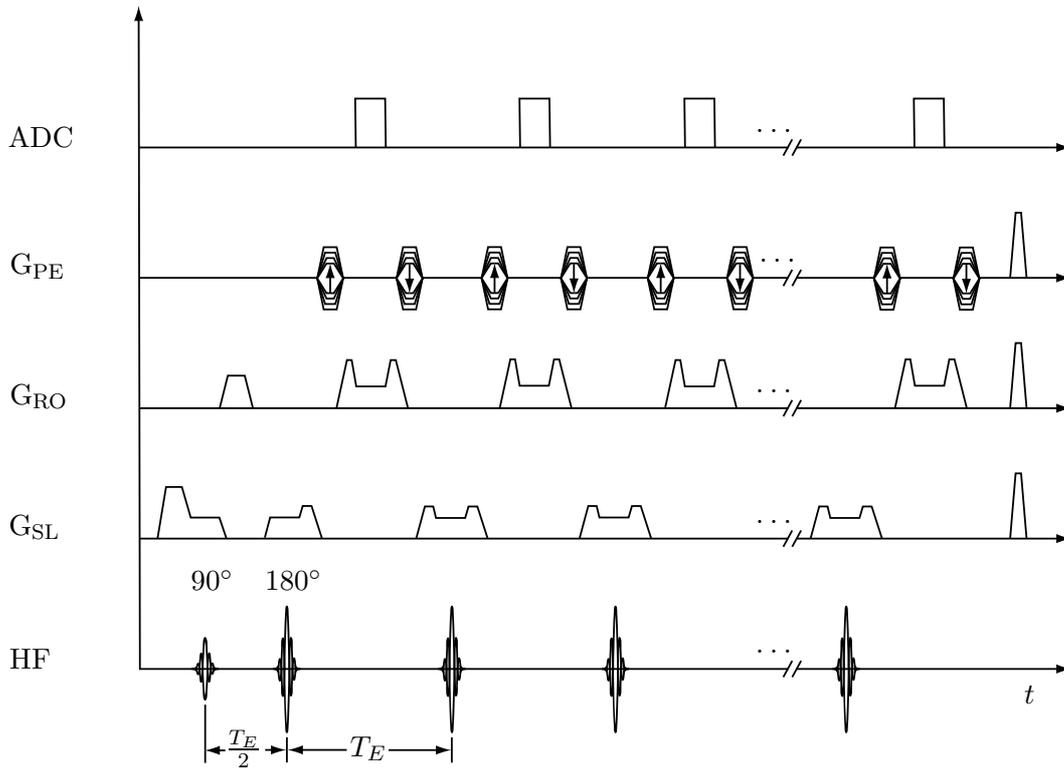
Die Aufnahmezeit von Spinecho-Sequenzen kann deutlich verkürzt werden, indem ein Spinecho mehrfach refokussiert und ausgelesen wird. Die Zeitspanne von der Anregung bis zum Ende der darauf folgenden sequentiellen Echoauslese bezeichnet man als Echozug. Bei sog. Turbo-Spin-Echo-Sequenzen (TSE) erfolgen nach einer Anregung während des Echozuges mehrere X Echo-Akquisitionen (Turbo-Faktor), die die Datenaufnahme im Vergleich zu herkömmlichen Spinecho-Sequenzen etwa um den Faktor X beschleunigen.

Bei der RARE-Sequenz<sup>11</sup> handelt es sich um eine Multiecho-Sequenz mit nur einem Anregungspuls und anschließender sequentieller Aufnahme aller  $k$ -Raum-Zeilen [HNF86]. Die Partial-Fourier-Variante der RARE-Sequenz, die nur die knapp mehr als die Hälfte aller Phasenkodierschritte zur Rekonstruktion des Bildes nutzt, wird als HASTE<sup>12</sup> bezeichnet.

Bei den meisten Multiecho-Sequenzen [LEOK92] wird das Schema nach *Carr-Purcell-Meiboom-Gill* (CPMG) angewendet, bei dem die Refokussierpulse um  $90^\circ$  versetzt um die  $y'$ -Achse drehen:  $90^\circ_{x'} - (\frac{T_E}{2} - 180^\circ_{y'} - \frac{T_E}{2} - \text{ACQ})_{N-\text{mal}}$ . Dies bewirkt auch bei nicht exakten  $180^\circ$ -Pulsen eine vollständige Refokussierung der Magnetisierung in die Transversalebene. Techniken, die mit einem einzelnen Anregungspuls auskommen, werden auch *Single-Shot*-Sequenzen

<sup>11</sup>Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement

<sup>12</sup>Half Fourier Acquired Single-Shot Turbo Spin Echo



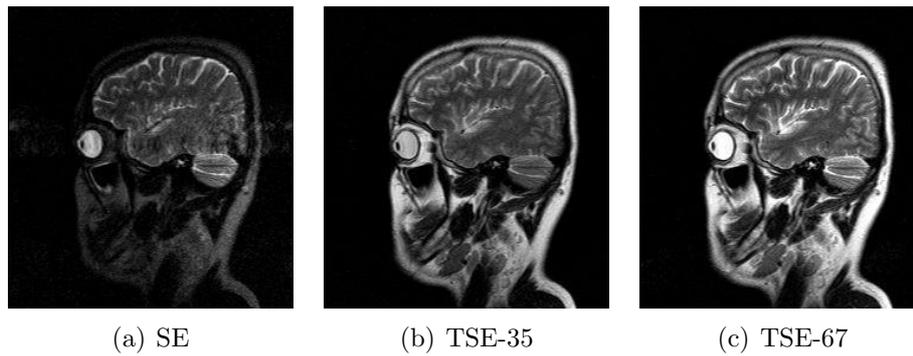
**Abb. 2.9:** HASTE-Sequenz: Die Half-Fourier-Variante von RARE

genannt. Die RARE- und HASTE-Sequenzen haben sich für die schnelle Bildgebung mittlerweile in der klinischen Routine etabliert und weitgehend konventionelle Spinecho-Sequenzen ersetzt. Wenn sehr schnelle Bildgebungstechniken benötigt werden, beispielsweise für die abdominale Bildgebung im Zeitfenster einer Atemanhalteperiode oder die Lungenbildgebung, sind sie die Techniken der Wahl.

Die Signalamplitude nimmt während eines Echozuges aufgrund des  $T_2$ -Zerfalls kontinuierlich ab. Das Kontrastverhalten des rekonstruierten Bild wird somit durch die Mischung aller vorkommenden Vielfachen von  $T_E$  bestimmt. Das  $n$ -te Echo liefert folgenden Beitrag zum Gesamtsignal:

$$S_{\text{HASTE}}(n) = C_c M_0 \cdot e^{-\frac{nT_E}{T_2}} \quad (2.72)$$

Da der Bildkontrast hauptsächlich von den um  $k = 0$  akquirierten Daten bestimmt wird (s. Abb. 2.6(c)), ist das effektive  $T_E$  für eine Single Shot-Technik als der Zeitpunkt definiert, bei dem in Phasenkodierrichtung der Wert  $k = 0$  durchlaufen wird.



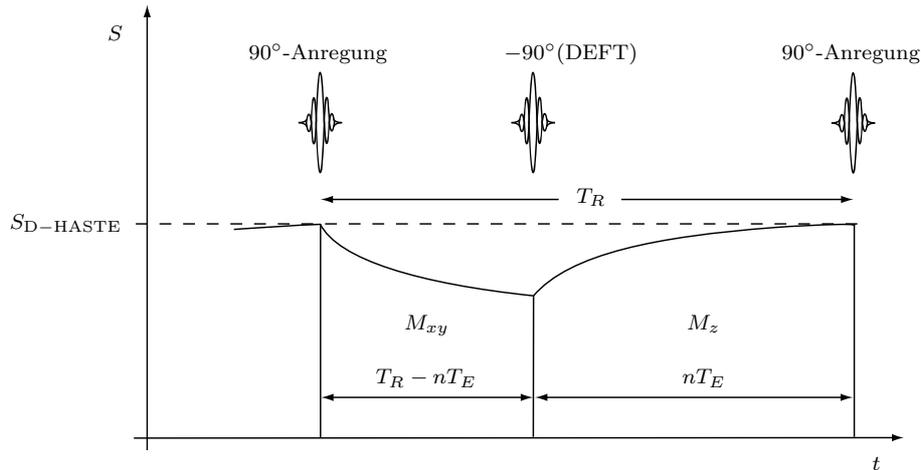
**Abb. 2.10:** Vergleich des Kontrastverhaltens zwischen (a) SE ( $T_R = 3$  s,  $T_E = 150$  ms) und (b),(c) TSE ( $T_R = 3$  s,  $T_{E_{\text{eff}}} = 150$  ms) mit jeweils gleichem Echoabstand  $T_E = 6,46$  ms.

Bei einer mehrfach wiederholten HASTE- oder RARE-Messung derselben Region - wie in der Echtzeitbildgebung üblich - ist vor dem  $90^\circ$ -Puls nur noch diejenige Longitudinalmagnetisierung  $M'_0 < M_0$  vorhanden, die während des vorangegangenen  $T_R$ -Intervalls bereits relaxiert ist. Dies ist ein Nachteil bei der Echtzeitbildgebung, da bei kurzen Repetitionszeiten die Magnetisierung noch nicht vollständig wieder relaxiert ist und eine Sättigung auftritt. Hat sich nach mehreren Repetitionen ein Gleichgewichtszustand etabliert, kann der Signalbeitrag des  $n$ -ten Echos nach Gleichung (2.72) berechnet werden, wenn  $M_0$  durch  $M'_0$  ersetzt wird.

Im Vergleich zu konventionellen SE-Bildern mit nur einem  $180^\circ$ -Puls erzeugen Multiecho-Sequenzen in  $T_2$ -gewichteten Bildern ein höheres Signal von Körperfetten (s. Abb. 2.10(a) - 2.10(c)). Da Fett im Vergleich zu anderen Gewebearten relativ kurze Relaxationszeiten besitzt (s. Tab. 2.1), ist dies nicht anhand von Gleichung (2.72) zu erklären. Das hohe Fettsignal stammt vermutlich von benachbarten Protonen in Lipiden, die durch skalare Kopplung ( $J$ -Kopplung) wechselwirken und nur bei schnellen Multiecho-Sequenzen wesentliche Signalbeiträge liefern [SKA<sup>+</sup>99], [SKAG99].

### 2.5.10 DEFT

Sind die Relaxationszeiten lang im Vergleich zur Repetitionszeit, ist am Ende einer Auslese noch Transversalmagnetisierung vorhanden. Diese wird üblicherweise zur Vermeidung von Bildartefakten durch Gradienten vollständig dephasiert (Spoiling), so daß sie für die nächste Auslese nicht mehr zur Verfügung steht. Allein die während eines Repetitionsintervalls rela-



**Abb. 2.11:** Erreichen einer Gleichgewichtsmagnetisierung durch Einsatz eines  $-90^\circ$ -DEFT-Pulses. Durch den DEFT-Puls wird die transversale Komponente der Magnetisierung in die  $z$ -Richtung geklappt und relaxiert bis zum nächsten  $90^\circ$ -Anregungspuls. Dadurch wird der Zerfall der Transversalmagnetisierung während der Echoauslese durch die Relaxation der longitudinalen Magnetisierung kompensiert.

xierte Longitudinalmagnetisierung wird zur Signalerzeugung verwendet. Bei Messungen mit kurzem  $T_R$  kann ein Signalgewinn erreicht werden, wenn die am Ende einer Auslese noch vorhandene restliche Transversalmagnetisierung größer als die schon relaxierte Longitudinalmagnetisierung ist, und in  $z$ -Richtung zurück gelenkt wird, so daß sie für die nächste Anregung zur Verfügung steht. Für eine Multiecho-Sequenz kann folgendes Schema angewendet werden:  $90^\circ_{x'} - (\frac{T_E}{2} - 180^\circ_{y'} - \frac{T_E}{2} - \text{ACQ})_{N-\text{mal}} - \frac{T_E}{2} - 90^\circ_{-x'}$ . Diese sogenannte DEFT-Technik<sup>13</sup> wurde erstmalig 1969 in der Spektroskopie [BF69] und erst einige Jahre später (1984) auch in der Bildgebung [UB84] angewandt.

Im Steady-State wird durch den DEFT-Puls der  $T_2$ -Zerfall während eines Repetitionsintervalls genau durch die Relaxation in longitudinaler Richtung kompensiert (s. Abb. 2.11), wodurch sich folgende Signalgleichung [HN01] ergibt:

$$S_{D-HASTE} = C_c M_0 \frac{1 - \exp\left(-\frac{T_R - nT_E}{T_1}\right)}{1 - \exp\left(\frac{-nT_E}{T_2}\right) \exp\left(-\frac{T_R - nT_E}{T_1}\right)} \quad (2.73)$$

<sup>13</sup>Driven **E**quilibrium **F**ourier **T**ransform

Für den Fall, daß  $(T_R - nT_E) \ll T_2$  und  $nT_E \ll T_1$  ergibt sich ein Kontrastverhalten, welches hauptsächlich vom Verhältnis  $T_2/T_1$  abhängig ist:

$$S_{D-HASTE} = C_c M_0 \frac{1}{1 + \frac{T_R - nT_E}{nT_E} \frac{T_2}{T_1}} \quad (2.74)$$

## 2.6 Solenoidspule

Die Empfangs- oder Sendeempfindlichkeit einer Spule ist proportional zur Feldliniendichte der Spule, die durch einen durch die Spule fließenden Strom erzeugt wird (Reziprozität). Die magnetischen Feldlinien im Inneren einer Solenoidspule verlaufen parallel zur Flächennormalen  $\vec{n}$  (s. Abb. 3.2) der Wicklungen. Bei einer idealen, unendlich langen Solenoidspule wäre es demnach nicht möglich, durch senkrecht zu  $\vec{n}$  verlaufenden  $\vec{B}$ -Feld-Komponenten eine Spannung zu induzieren. Da der Feldlinienverlauf geschlossen ist, existieren bei Spulen mit endlicher Länge immer auch Feldlinienkomponenten senkrecht zu  $\vec{n}$  (Streifelder). Diese ermöglichen die Einkopplung von  $\vec{B}$ -Feld-Komponenten bei nahezu beliebiger Orientierung der Spule. Je kürzer die Spule, d. h. das Verhältnis von Durchmesser zu Länge, desto ausgehnter werden die Streifelder und damit die Empfindlichkeit zur Detektion von parallel zu  $\vec{n}$  verlaufender Feldkomponenten (s. Abb. 3.1).

### 2.6.1 Induktiv gekoppelte Solenoidspule

Eine kleine Solenoidspule mit Induktivität  $L$  und parallel dazu geschalteter Kapazität  $C$  bildet einen elektrischen Schwingkreis mit der Eigenresonanzfrequenz  $\omega$ . Durch ein äußeres Magnetfeld kann diesem Schwingkreis induktiv Energie zugeführt werden. In Analogie zur Bewegungsgleichung eines getriebenen Pendels gilt folgende Differentialgleichung für die Amplitude  $A(t) = U(t)C$ :

$$\ddot{A}(t) + \frac{\omega_0}{Q} \dot{A}(t) + \omega_0^2 A(t) = A(0)\omega_0^2 \cos(\omega_f t) \quad (2.75)$$

Die Eigenfrequenz und die Güte  $Q$  des  $LC$ -Gliedes mit dem seriellen Verlustwiderstand  $R_s$  sowie Amplitude der treibenden Schwingung sind gegeben durch:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (2.76)$$

$$Q = \frac{1}{R_s} \sqrt{\frac{L}{C}} = \frac{\omega_0 L}{R_s}, \quad A(0) = U_0 C \quad (2.77)$$

Bei sehr schwacher Dämpfung ( $Q \gg 1$ ) gilt:

$$\omega_0 = \omega_f \quad \text{und} \quad A_{\max} = Q \cdot A(0) \quad (2.78)$$

Die Spannung  $U$  und somit das erzeugte  $\vec{B}_1$ -Feld der Spule wird somit um den Gütefaktor  $Q$  verstärkt. Wird in das Innere der Spule ein wäßriges Signalreservoir eingebracht, resultiert dort nach Gl. (2.19) auch ein verstärkter Anregungswinkel  $Q \cdot \alpha$ . Zur Unterscheidung sei der außerhalb der induktiv gekoppelten Markerspule erzielte Flipwinkel mit  $\alpha$  (nomineller Flipwinkel) und der verstärkte Flipwinkel mit  $\alpha_i$  bezeichnet:

$$\alpha_i = Q \cdot \alpha \quad (2.79)$$

Zur Verwendung im Sendefeld des Tomographen muß die Resonanzfrequenz der Spule mit der  $^1\text{H}$ -Sendefrequenz übereinstimmen. Die Größe der Induktivität ist die durch die geometrischen Abmessungen der Spule (Radius der Wicklungen  $r$ , Länge  $\ell$ , Anzahl der Windungen  $N$ ) gegeben:

$$L = \frac{\mu_0 N^2 r^2 \pi}{\ell} \quad (2.80)$$

Durch Wahl einer geeigneten Kapazität  $C$  kann nach Gl. (2.76) die Resonanzfrequenz der Spule abgestimmt werden.

Induktiv gekoppelte Spulen wurden als Markierungssysteme vorgeschlagen [BHCY95], [BCY96] und werden teilweise auch für die Bildgebung genutzt [SBSL86], [GMS<sup>+</sup>03].

Im nächsten Kapitel werden die verwendeten Methoden und Materialien zur passiven wie

---

aktiven Instrumentenverfolgung erläutert. Es folgen Beschreibungen der Markerspulen und der zur Lokalisation entwickelten Sequenzen.

## 3 Material und Methoden

Ziel dieser Arbeit war die Bereitstellung von Lokalisationsverfahren und Implementierung von Pulssequenzen für Interventionen unter MR-Beobachtung. Dazu wurden kleine, induktiv gekoppelte und aktive Markerspulen [BHCY95], [BCY96] konstruiert, deren Funktionsweise in diesem Kapitel dargelegt wird.

Mit Hilfe einer induktiv gekoppelten Markerspule konnte eine retrospektive Bewegungskorrektur von Spinecho-Bildern durchgeführt werden. In weiteren Messungen mit schneller trueFISP-Bildgebung konnte mit Hilfe der Markerspule die Bewegung der inneren Organe mit der äußeren Bewegung der Bauchdecke korreliert werden.

Für Interventionen, bei denen Nadeln durch die Haut (perkutan) eingeführt werden, wurde ein MR-kompatibler Nadelhalter entworfen und mit aktiven Markerspulen bestückt [SDK<sup>+</sup>02]. Mit speziell entwickelten Pulssequenzen zur Detektion der Markerspulen wurde eine automatische Lokalisation und Schichtnachführung im Tomographen realisiert. Dieses Markierungssystem wurde auch am Assistenzsystem INNOMOTION befestigt, welches für Nadeleingriffe mit automatischer Positionierung unter MR-Beobachtung entwickelt wurde [GLFM03], [BZG<sup>+</sup>04a].

Ein weiterer Schwerpunkt der Arbeit war die Entwicklung und Implementierung verschiedener MR-Bildgebungssequenzen, die für die automatische Nadelverfolgung optimiert sind. So wurde eine auf der HASTE-Sequenz basierende Bildgebungstechnik (TASTE) mit automatischer Schichtnachführung entwickelt, die extrem eingeschränkte Bildausschnitte (FOV) schnell und ohne Einfaltungsartefakte abbildet.

## 3.1 Ganzkörpertomograph

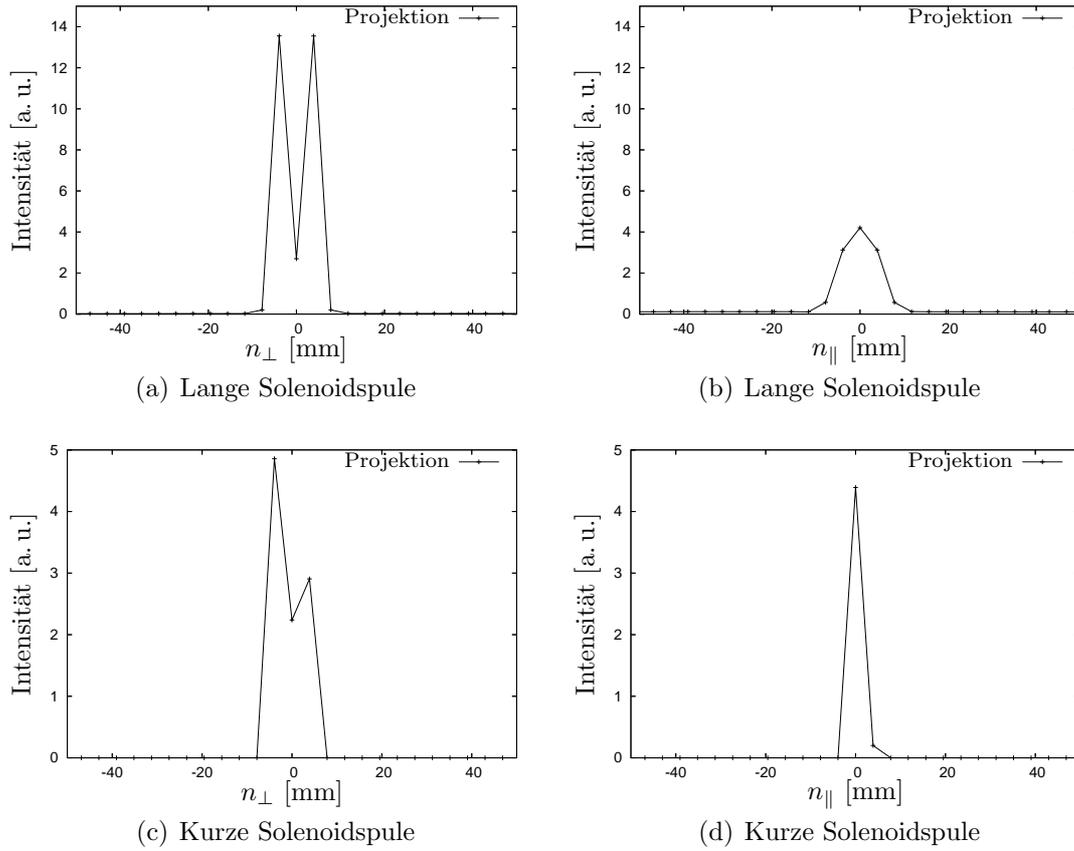
Die Experimente wurden an einem klinischen Ganzkörpertomographen (Magnetom Symphony, Siemens, Erlangen) mit einer Feldstärke von 1,5 T durchgeführt. Der Tomograph besitzt einen aktiv geschirmten Magneten von 1,6 m Länge, was bei Interventionen den Zugang zum Patienten erleichtert. Das Gradientensystem besitzt eine maximale Stärke von  $30 \text{ mT/m}$  und eine Slew Rate von  $120 \text{ T/m.s}$ . Ein Monitor erlaubt die Steuerung und Kontrolle der Experimente direkt im Untersuchungsraum durch eine Computermaus.

Der Anschluß der aktiven Markerspulen erfolgt über ein Vorverstärker-Interface mit vier getrennten Eingangskanälen. Insgesamt besitzt der Tomograph acht getrennte Empfangskanäle. Bei der Verwendung von drei aktiven Markern, die jeweils einen Empfangskanal benötigen, können die restlichen Kanäle für die Bildgebung genutzt werden.

## 3.2 MR-Marker

In der Literatur [DWL02] werden eine Reihe von Markern aufgeführt, die durch Methoden der Kernspinresonanz lokalisiert werden können. Eine Möglichkeit zur Unterscheidung stellt die Einteilung in passive und aktive Marker dar. Passive Marker werden im MR-Bild durch ihren besonderen Kontrast erkennbar, falls sie in der Bildgebungsebene liegen. Der Kontrast wird entweder durch Signalauslöschung („negativer Kontrast“) oder Signalverstärkung („positiver Kontrast“) wie bei der induktiv gekoppelten Spule (s. Abb. 4.3) hervorgerufen. Signalauslöschungen werden beispielsweise durch Suszeptibilitäts-Marker aus Dysprosiumoxyd  $\text{Dy}_2\text{O}_3$  [BHW<sup>+</sup>96], [BHH<sup>+</sup>97] verursacht. Die Suszeptibilitätsunterschiede zwischen den Markern und dem umliegenden Gewebe führen zu Feldgradienten, die eine schnellere Dephasierung der Magnetisierung und damit eine Signalminderung verursachen. Durch Rephasierung der Magnetisierung kann auch eine Signalverstärkung erreicht werden (*White Marker* [SVB03]) bei gleichzeitiger Unterdrückung des Hintergrundsignals. Es existieren auch Systeme, die schaltbare Signaländerungen verursachen und so beispielsweise durch Änderung des Signals detektiert werden können [BHW<sup>+</sup>96], [BHH<sup>+</sup>97].

Systeme mit direkter Signalauslese, wie z. B. kleine Empfangsspulen, werden als aktive



**Abb. 3.1:** Simulation des empfangenen Signals zweier Solenoidspulen mit Orientierung  $\vec{n} \parallel \vec{B}_0$ . Dargestellt sind die Signalintensitäten bei Projektionen parallel zu  $\vec{n}$  ( $n_{\parallel}$ -Koordinate) und senkrecht dazu ( $n_{\perp}$ -Koordinate) bei zwei verschiedenen Geometrien und Windungszahlen  $N$ .

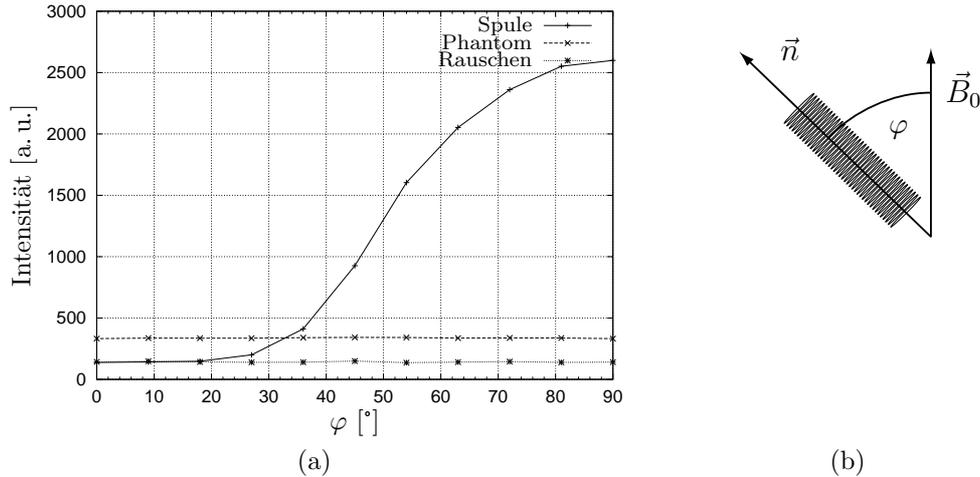
(a),(b) Lange Spule:  $\varnothing = 5$  mm,  $\ell = 20$  mm,  $N = 21$ .

(c),(d) Kurze Spule:  $\varnothing = 2,5$  mm,  $\ell = 3$  mm,  $N = 6$ .

Markersysteme bezeichnet.

### 3.2.1 $\vec{B}$ -Feld einer Solenoidspule

Abbildung 3.1 zeigt die Berechnung des empfangenen Projektionssignals durch Simulation des  $\vec{B}$ -Feldes zweier Solenoidspulen nach dem Gesetz von Biot-Savart. Bei langen Spulen  $\frac{\varnothing}{\ell} < 1$  (s. Abb. 3.1(a),(b)) ist eine verringerte Empfindlichkeit bei Projektionen in Richtung von  $\vec{n}$  zu erkennen. Daraus resultiert demnach eine Abhängigkeit der Empfindlichkeit von der Orientierung (s. Abb. 3.2(a)). Eine andere, in [BHCY95] vorgeschlagene Möglichkeit, die Orientierungsabhängigkeit (s. Abb. 3.2) zu verringern, ist die Konstruktion von jeweils



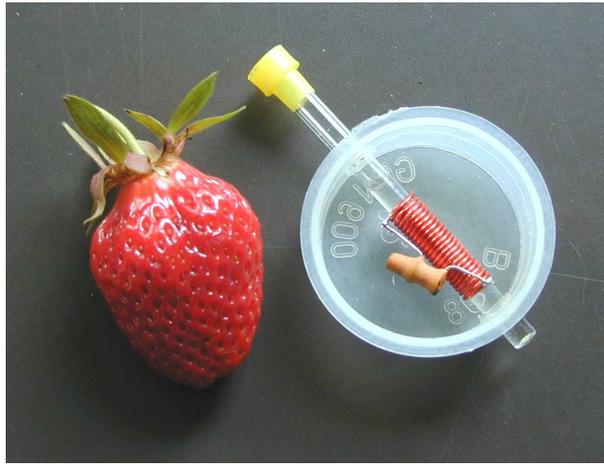
**Abb. 3.2:** Abhängigkeit des Signals aus dem Flüssigkeitsreservoir der induktiv gekoppelten Solenoidspule von der Orientierung bezüglich  $\vec{B}_0$ .

zwei senkrecht zueinander gewickelten Spulen. Für diese Arbeit wurden die Spulen für die aktiven Marker so konstruiert, daß das Verhältnis Durchmesser ( $\varnothing$ ) zu Länge  $\ell$  ungefähr eins beträgt. Ausreichende Empfindlichkeit ist somit auch für eine Projektion in Richtung von  $\vec{n}$  gegeben, die kaum geringer als die Empfindlichkeit senkrecht dazu ist (s. Abb. 3.1(c) u. (d)).

### 3.2.2 Induktiv gekoppelte Mikrospule

Für Experimente zur Positionsbestimmung von MR-Markern wurde eine induktiv gekoppelte Solenoidspule entworfen. Sie stellt die einfachste Möglichkeit dar, ohne zusätzliche Verbindungen zum Tomographen die Positionsbestimmung durchzuführen. Im Rahmen der Experimente zur Lokalisation wurde die Spule zur Bewegungsdetektion des Thorax verwendet.

Um nach Gl. (2.77) einen hohen Gütefaktor und Verstärkung (s. Gl. (2.78)) des Flipwinkels, die ungefähr im Bereich zwischen 10 und 50 sein sollte, zu erreichen, wurde eine Solenoidspule (s. Abb. 3.3) aus 21 Windungen der Länge  $\ell = 2\text{ cm}$  mit einem Innendurchmesser der Wicklungen von  $\varnothing_{\text{innen}} = 5\text{ mm}$  konstruiert. Aus den geometrischen Abmessungen berechnet sich nach Gl. (2.80) eine Induktivität von  $L = 544\text{ nH}$ . Zur Signalerzeugung wurde ein mit Kontrastmittellösung ( $[\text{Gd-DTPA}]/[\text{H}_2\text{O}] \approx 1/100$ ) gefülltes Glasröhrchen in der Spule



**Abb. 3.3:** Solenoidspule mit Flüssigkeitsreservoir als Signalquelle. Die Kapazität des hochspannungsfesten Kondensators beträgt  $C = 10 \text{ pF}$ . Daraus ergibt sich für  $\omega_L = 2\pi\nu = 2\pi \cdot 63,866 \text{ MHz}$  nach Gl. (2.77) eine Induktivität der Spule von  $L = 625 \text{ nH}$

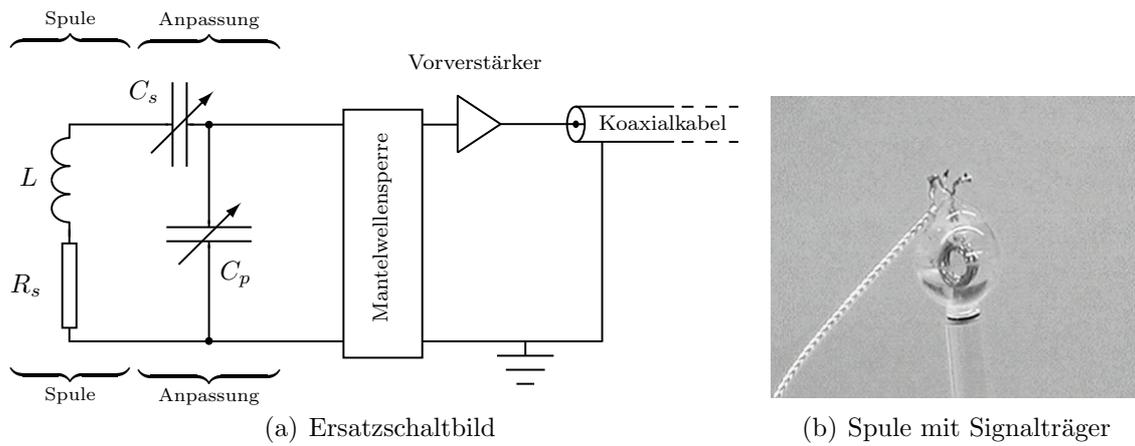
befestigt. Dadurch wird eine beschleunigte Relaxation der Flüssigkeit erzeugt ( $T_1 \approx 50 \text{ ms}$ ), so daß auch bei schnellen Projektionssequenzen ausreichend Signal zur Verfügung steht (s. Gl. (2.68)).

Nach Beladung der Spule mit dem Signalreservoir konnte diese mit einem hochspannungsfesten Kondensator einer Kapazität von  $C = 10 \text{ pF}$  auf die  $^1\text{H}$ -Sendefrequenz  $\nu = 63,866 \text{ MHz}$  abgestimmt werden. In Kapitel 4.3.1 ist beschrieben, wie durch Messung der Gütefaktor sowie die reale Verstärkung des Flipwinkels des Schwingkreises bestimmt wurde.

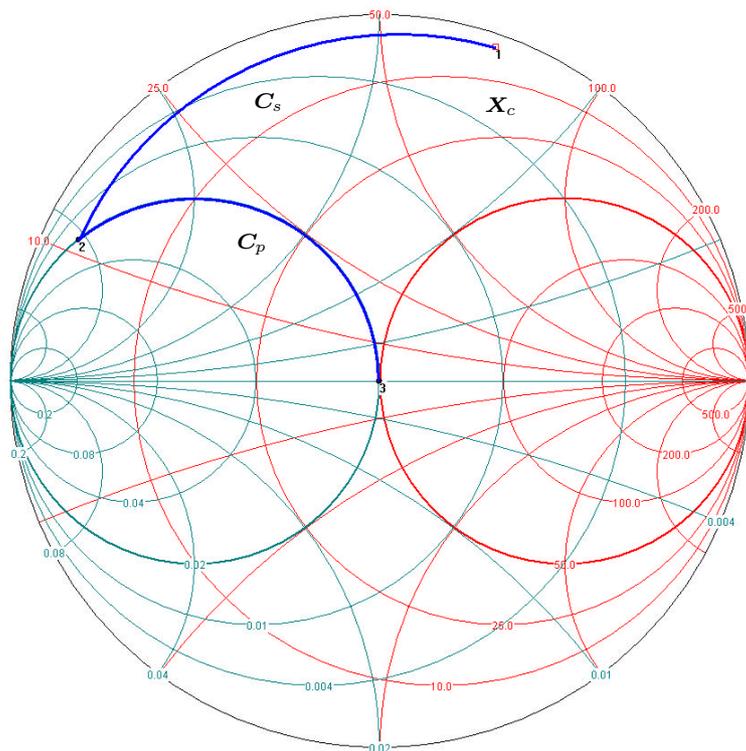
### 3.2.3 Aktive Mikrospulen

Wird das Signal einer Spule direkt an einen Empfangskanal des Tomographen geleitet, so spricht man von einer aktiven Signalauslese. Aufgrund der getrennten Empfangswege entstehen bei der Auswertung des Projektionssignals keine Mehrdeutigkeiten und es können gleichzeitig mehrere Markerspulen detektiert werden.

Die in dieser Arbeit verwendeten aktiven Spulen ( $\varnothing_{\text{innen}} = 3 \text{ mm}$ , 6 Windungen) wurden so konstruiert, daß sie vom Signalträger vollständig umgeben sind (s. Abb. 3.4(b)), um auch die Signalbeiträge des Streufeldes der Spule zu detektieren. Durch ein Netzwerk zur Leistungsanpassung (s. Abb. 3.4(a)) wurde die Impedanz  $X_c = R_s + i\omega_0 L$  der Spule auf einen reellen Widerstand von  $50 \Omega$  transformiert, um Verluste durch Reflexion zu verhindern, da



**Abb. 3.4:** Ersatzschaltbild von Mikrospeule mit Netzwerk zur Leistungsanpassung (a) und Detailaufnahme (b) der im Signalträger eingebetteten Spule.



**Abb. 3.5:** Darstellung der Impedanztransformation von  $X_c = 2,7 \Omega + i70 \Omega$  auf reelle  $50 \Omega$  (Mitte) im Smith-Diagramm

der Eingangswiderstand der nachgeschalteten Verstärker und die Wellenwiderstände der angeschlossenen Koaxialkabel  $50 \Omega$  betragen.

Eine typische Impedanz der aktiven Spulen beträgt  $X_c = 2,7 \Omega + i70 \Omega$ . In Abbildung 3.5 ist die Anpassung im Smith-Diagramm auf  $50 \Omega$  (Mitte) mit einer seriellen Kapazität  $C_s = 42,5 \text{ pF}$  und einer parallelen  $C_p = 209,9 \text{ pF}$  dargestellt. In der Praxis wurde die Anpassung durch eine variable serielle Kapazität  $C_s = (0 - 50) \text{ pF}$  und zwei konstante parallele Kapazitäten  $C_{p,1} = 100 \text{ pF}$  und  $C_{p,2} = 68 \text{ pF}$  erreicht.

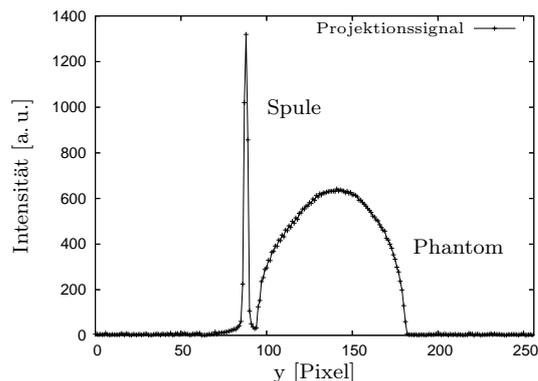
Bei allen Anwendungen im MR-Tomographen muß auf die Verwendung völlig unmagnetischer Bauteile geachtet werden, weil schon kleinste Magnetfeldinhomogenitäten die Bildqualität und die Lokalisationsmessungen negativ beeinflussen.

### 3.3 Lokalisation von MR-Markern

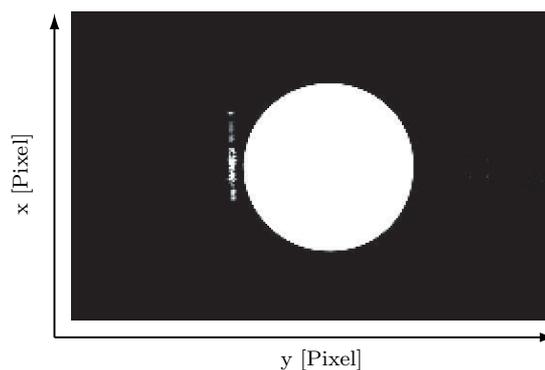
Im folgenden Abschnitt werden die Pulssequenzen zur Lokalisation der Markerspulen beschrieben. Hierbei werden einige Möglichkeiten vorgestellt, das erzeugte Markersignal möglichst optimal vom Untergrundsignal zu trennen.

#### 3.3.1 Projektionsmessungen

Sowohl passive als auch aktive Marker besitzen ein Signalreservoir. Da die Empfindlichkeit dieser Spulen örtlich sehr begrenzt ist (s. Abb. 3.1), trägt hauptsächlich der Signalträger der Spule zum Markersignal bei. Die Lokalisierung der Marker im Tomographen (Tracking [AOBB86]) erfolgt mit Hilfe der in Kapitel 2.5.4 beschriebenen Frequenzkodierung. Das Signal dieser Trackingsequenzen ist durch die Projektion des Markersignals in einer der drei Richtungen  $x$ ,  $y$  oder  $z$  gegeben. Der Anregungswinkel für die Projektionsmessungen wird dabei so klein gewählt, daß ausreichend Signal von der Markerspule empfangen wird, jedoch kaum noch Signal von umliegenden Strukturen (s. Abb. 3.7(a)). Die Zeit  $t_P$  zwischen zwei Projektionen bei den verwendeten Trackingsequenzen (s. Abb. 3.9(a)) beträgt nur etwa 6 ms. Durch einfache Maximumsuche im Ortsraum [AOBB86] konnte die Position des Markers bestimmt werden.



(a) Intensitätsprojektion bei kleinem nominellen Flipwinkel  $\alpha = 0,2^\circ$



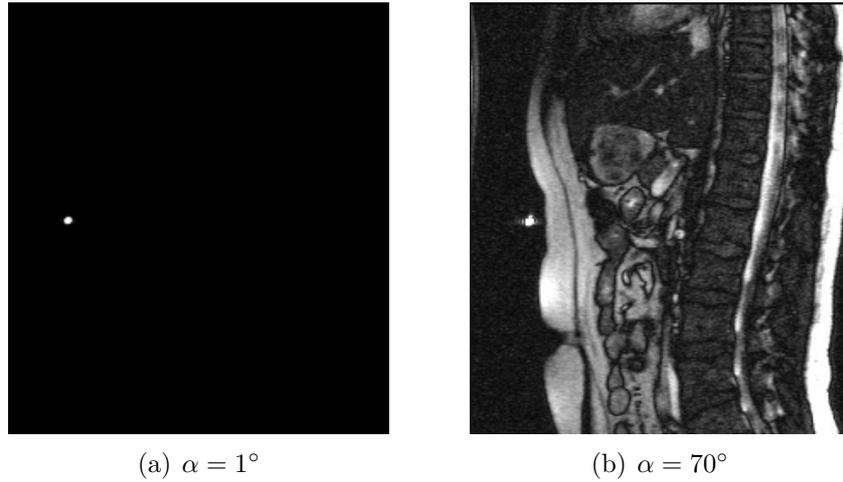
(b) SE-Bild von Spule und Wasserflasche mit Flipwinkel  $\alpha = 70^\circ$

**Abb. 3.6:** (a) Projektionssignal der induktiv gekoppelten Spule entlang einer Raumrichtung und (b) Veranschaulichung der Geometrie im MR-Bild.

Bei der Verwendung von aktiven Systemen ist die Lokalisierung immer eindeutig, da die einzelnen Markersignale durch getrennte Kanäle empfangen werden.

Bei induktiv gekoppelten Markern und Signalauslese durch geeignete Empfangsspulen erzeugt jeder Marker pro Projektion ein örtlich scharf begrenztes Signal im Ortsraum (Peak). Die Zuordnung der Peaks zu den Markerspulen ist ohne aufwendige Lokalisationsalgorithmen [FEW<sup>+</sup>01], [SDK<sup>+</sup>02] nicht mehr möglich. Um diese Mehrdeutigkeiten bei der aktiven Schichtnachführung, die die eindeutige Bestimmung einer Ebene erfordert (s. Kap. 3.7), zu umgehen, wurden für diese Anwendung aktive Markerspulen verwendet.

Eine Fehlerquelle bei der Lokalisierung sind lokale Feldinhomogenitäten  $\delta$ , die durch Suszeptibilitätssprünge an Grenzflächen verschiedener Gewebe oder Materialien oder durch Inhomogenitäten des statischen Grundfeldes verursacht werden. Wird die Frequenzkodierung der Projektion mit einem der Gradienten auf der Achse  $\xi$  durchgeführt, führt dies bei positiver Gradientenamplitude zu einer Lokalisation  $p_1 = p_\xi + \delta$  und bei negativer Amplitude zu  $p_2 = -p_\xi + \delta$  mit dem Fehler  $\delta$ . Die wahre Position  $p_\xi$  ist somit durch  $p_\xi = \frac{1}{2}(p_1 - p_2)$  gegeben. Die Positionsbestimmung in drei Dimensionen kann demnach durch sechs Projektionsmessungen durchgeführt werden. Unter Verwendung des Hadamard-Schemas [DSD93] ist es allerdings schon mit vier Projektionen und geschickter Addition der Meßergebnisse möglich, die linearen Fehler für die Ortsbestimmung entlang der drei Gradientenachsen zu eliminieren, was zu einer Zeitersparnis von  $1/3$  führt. Die Position bezüglich einer Gradienten-



**Abb. 3.7:** Echtzeit trueFISP-Aufnahmen ( $T_R = 3,9$  ms,  $T_E = 1,9$  ms) (sagittale Schnittführung) des Abdomens mit aufgelegter passiver Spule (heller Punkt). (a) Bei kleinem nominellen Flipwinkel ist auch bei Bildgebungssequenzen nur die Markerspule sichtbar. (b) Flipwinkel  $\alpha = 70^\circ$ , wie normalerweise bei trueFISP-Bildgebung üblich.

Proj.	Phase	Read	Slice
$p_1$	+	+	+
$p_2$	-	-	+
$p_3$	-	+	-
$p_4$	+	-	-

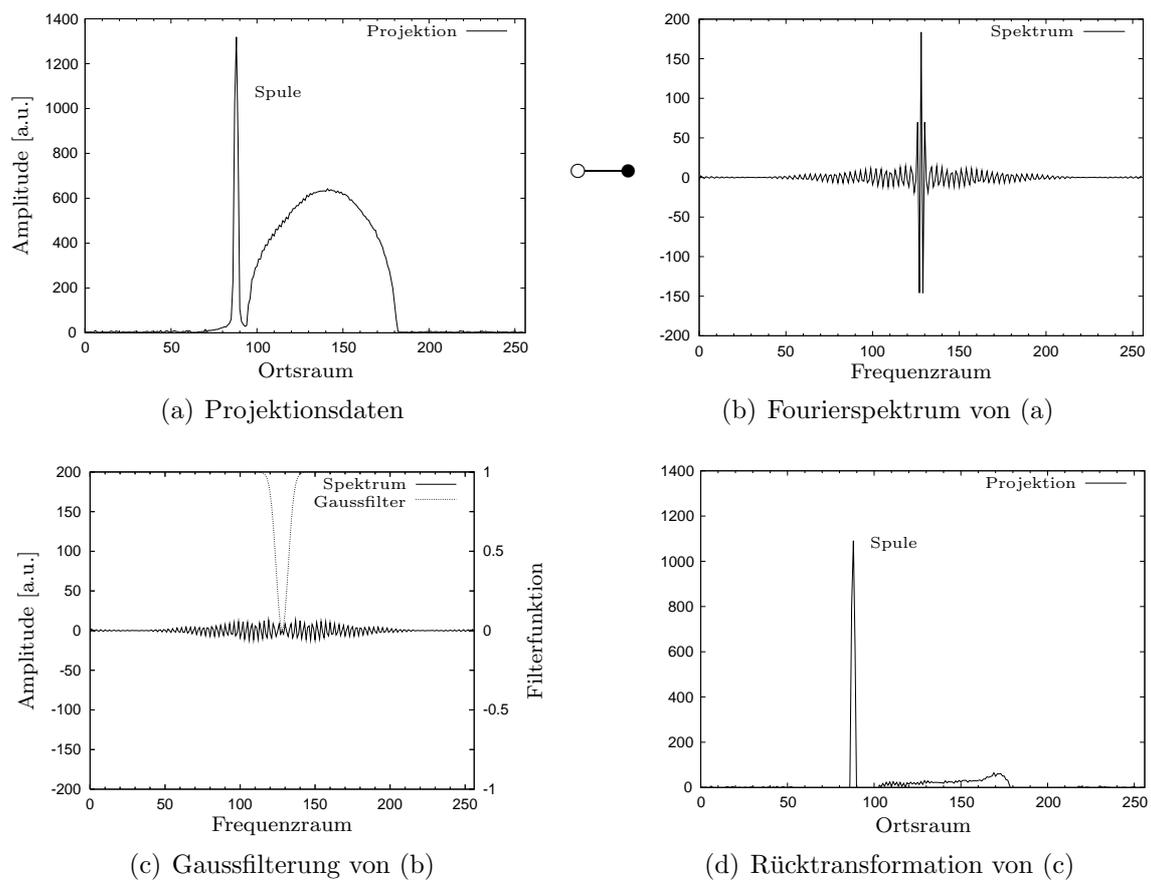
**Tab. 3.1:** Vorzeichen der Gradientenamplituden bei den 4 Hadamard-Projektionen

tenachse kann durch folgende Rechenvorschrift ermittelt werden:

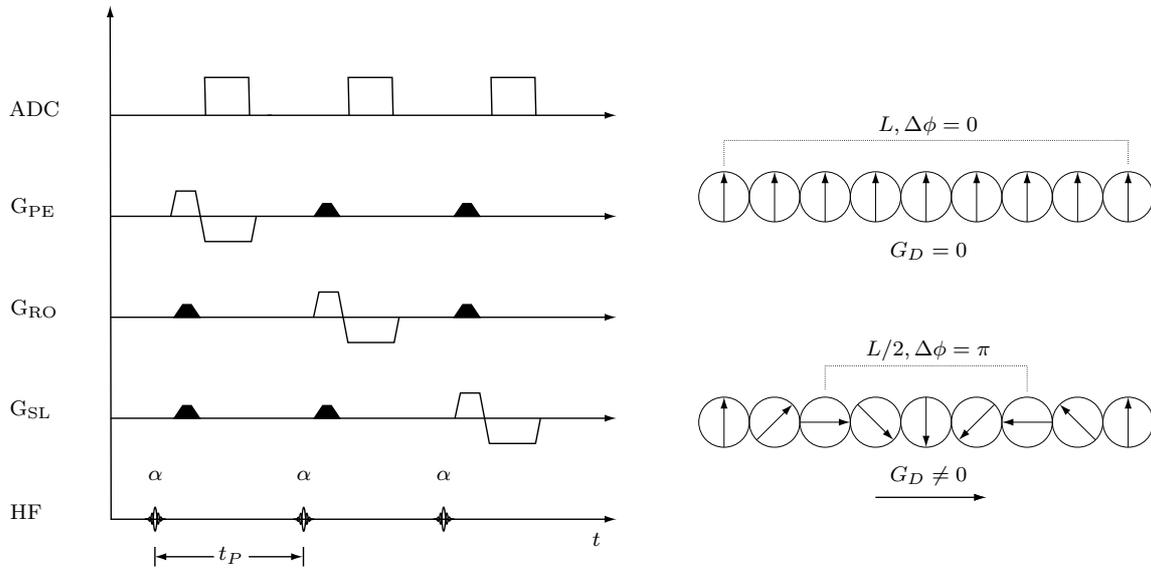
$$\begin{pmatrix} p_{\text{Phase}} \\ p_{\text{Read}} \\ p_{\text{Slice}} \end{pmatrix} = \frac{1}{4} \begin{pmatrix} -p_1 + p_2 + p_3 - p_4 \\ -p_1 + p_2 - p_3 + p_4 \\ -p_1 - p_2 + p_3 + p_4 \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

## Filter

Bei ungünstiger Wahl des Anregungswinkels (s. Abb. 4.3) oder hohen Signalbeiträgen außerhalb des Markers kann es vorkommen, daß das Spulensignal von Hintergrundsignalen überragt wird (s. Abb. 3.11(a)). In diesem Fall führt die Maximumsuche zu einer Fehllokalisierung der Spule. Während der Spulenpeak im Ortsraum scharf lokalisiert ist, sind die



**Abb. 3.8:** Unterdrückung von Hintergrundsignal durch Filterung.



(a) Projektionsschema für die konsekutive Lokalisierung entlang  $G_{PE}$ ,  $G_{RO}$  und  $G_{SL}$  und Dephasiergradienten (schwarz)

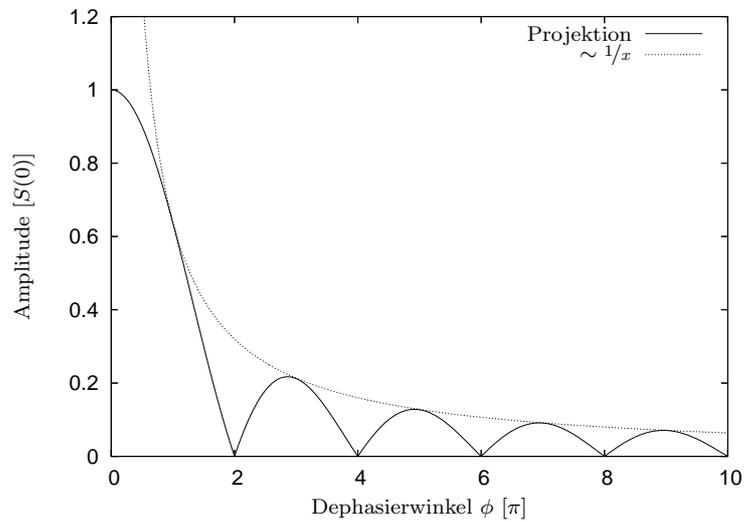
(b) Bei Anlegen eines Dephasiergradienten löschen sich die Signale zweier Isochromate im Abstand von  $\frac{L}{2}$  aus.

**Abb. 3.9:** Trackingsequenz mit optionalen Dephasiergradienten

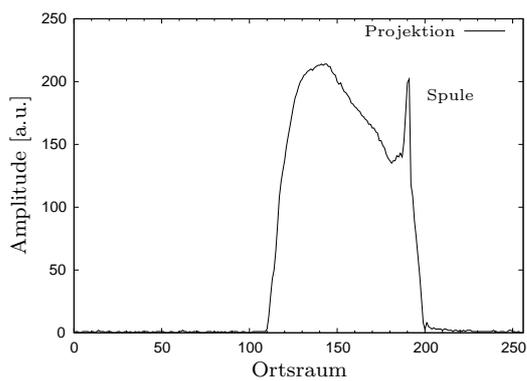
Intensitätsprofile anderer Objekte aufgrund ihrer größeren räumlichen Ausdehnung meist verbreitert. Im Frequenzraum werden ausgedehnte Objekte hauptsächlich durch die niedrigen Frequenzen repräsentiert. Somit ermöglicht die Filterung der niedrigen Frequenzen, wie in es Abbildung 3.8(a)-(d) verdeutlicht ist, eine Unterdrückung des Hintergrundsignals. Die Filterung erfolgt durch glatte Funktionen wie beispielsweise Hanning- oder Gaussfilter, um abrupte Signalsprünge (Kanten) im  $k$ -Raum zu vermeiden, da diese nach der Fouriertransformation zu unerwünschten Modulationen im Bildraum führen.

## Dephasiergradient

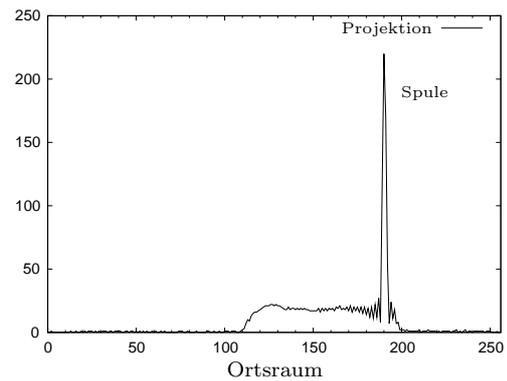
Eine weitere Möglichkeit, in der Projektion Signale von unerwünschten Strukturen zu unterdrücken ist die Anwendung von sogenannten Dephasiergradienten [DWL02]. Diese können vor der Datenaufnahme senkrecht zur Achse des Auslesegradienten geschaltet werden (s. Abb. 3.9(a)). Da das Projektionssignal die Summe aller Signale entlang der Projektionsrichtung ist, bewirken zusätzliche Gradienten eine Phasenakkumulation (s. Gl. (2.65)) der Momente entlang dieser Richtung und eine Abschwächung des Projektionssignals. Die Abschwächung ist wirkungsvoller bei großen Strukturen, da dort auch die akkumulierte Phase



**Abb. 3.10:** Abhängigkeit des Projektionssignals über eine Strecke  $L$  vom Dephasierwinkel  $\phi$ . Die ungeschwächte Signalamplitude ohne Dephasier-Gradient sei  $S(\phi = 0) = S_0$ .



(a) Projektionsdaten ohne Dephaser



(b) Projektionsdaten mit Dephaser

**Abb. 3.11:** Unterdrückung von Hintergrundsignal durch Anwendung von Dephasiergradienten.

größer ist. Unter der Annahme, daß das Signal über die Strecke  $L$  konstant ist und keine zusätzlichen Phasenänderungen auftreten, resultiert bei einer Phasendifferenz von  $n \cdot 2\pi$  ( $n \in \mathbb{N}$ ) eine völlige Signalauslöschung (s. Abb. 3.9(b)), da sich die Transversalkomponenten aller Isochromate im Abstand  $L/2$  gerade kompensieren. Wird die Projektionsamplitude über eine feste Einheitsstrecke  $L$  integriert<sup>1</sup>, so ergibt sich in Abhängigkeit vom gesamten Dephasierwinkel  $\phi > 0$  (s. Abb. 3.10):

$$S = \left| \int_{l=0}^{L=1} \cos\left(\frac{\phi}{2} l\right) dl \right| = \left| \frac{2}{\phi} \cdot \sin\left(\frac{\phi}{2}\right) \right| \quad (3.2)$$

Ist umgekehrt ein trapezförmiger Gradientenverlauf mit der maximalen Amplitude  $G_D$  und effektiver Dauer  $\tau_D$  (Anstieg plus Plateau) gegeben, läßt sich die Länge  $L$  berechnen, für die das Signal zum ersten Mal völlig ausgelöscht wird:

$$L = \frac{2\pi}{\gamma G_D \tau_D} \quad \text{mit} \quad G_D \tau_D = \int G_D(t) dt \quad (3.3)$$

Zur Anpassung von Stärke und Dauer des Gradienten wurden in Phantomexperimenten Meßwertreihen aufgenommen (s. Kap. 4.3.2) und bestimmt, welche Werte eine optimale Unterdrückung des Hintergrundsignals gewährleisten.

### 3.4 Temperaturmessung

Im Sendefall fließen Ströme durch die induktiv gekoppelte Markerspule die durch die ohmschen Verluste im Schwingkreis zu Erwärmungen führen. Mit Hilfe eines faseroptischen Thermometers wurden diese Erwärmungen während kontinuierlicher Bildgebung gemessen [NOR<sup>+</sup>01], [OD02].

Dazu wurden drei temperatursensitive Meßfasern des Thermometers (Luxtron Modell 755, Polytec, Waldbronn) innerhalb der Markerspule, an ihrem Rand sowie an der dem Patienten zugewandten Unterseite angebracht. Mit einer trueFISP-Sequenz und einer HASTE-Sequenz, die jeweils hohe HF-Leistung abgeben, wurden über einen Zeitraum von maximal fünf Minu-

---

<sup>1</sup>normiert auf  $S_0$

ten kontinuierlich Bilddaten akquiriert und dabei alle 30 s die Temperatur gemessen (s. Kap. 4.2). Dabei wurden die für die spezifische Absorptionsrate (SAR) relevanten Meßparameter der trueFISP-Sequenz wie Anregungswinkel und Repetitionszeit genau wie bei den späteren Probandenmessungen eingestellt.

## 3.5 Bewegungskorrektur mit induktiv gekoppelter Markerspule

### 3.5.1 Bildartefakte durch Bewegung

Bewegungen des Meßobjektes innerhalb der Zeitspanne, die für die Aufnahme der Bilddaten benötigt wird, verursachen Artefakte im rekonstruierten Bild. Generell erzeugt Bewegung eine Modulation der  $k$ -Raum-Daten. Bei Bewegungen, die im menschlichen Körper oft periodisch während der Datenaufnahme auftreten und z. B. durch Blutfluß, Peristaltik oder Atmung verursacht werden, entstehen die Modulation v. a. in Phasenkodierrichtung. Die Zeitdauer, die der Auslesegradient anliegt, ist sehr kurz, weshalb in Readout-Richtung die Signalmodulation vernachlässigt werden kann. Eine periodisch modulierte Signal kann folgendermaßen beschrieben werden:

$$S(x, y, t) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} S_m(x, y) \cdot e^{im\omega t} \quad (3.4)$$

Nach der Fouriertransformation gilt für das rekonstruierte Bild [WH85], [HP86]:

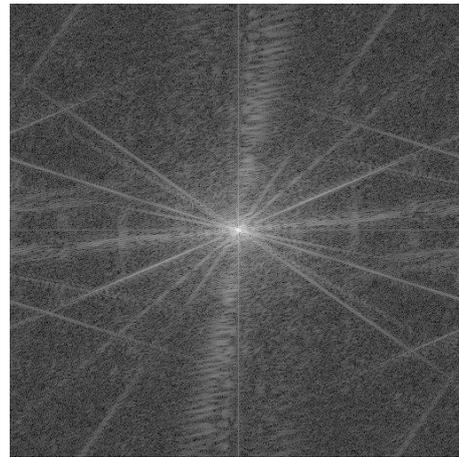
$$I(x, y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \int S_m(x, y') \cdot e^{im\omega \frac{N}{2} T_R} \cdot \delta\left(y - y' + \frac{m\omega T_R FOV_y}{2\pi}\right) dy' \quad (3.5)$$

Neben dem eigentlichen Bild ( $m = 0$ ) entstehen in äquidistanten Abständen zueinander verschobene sog. „Geisterbilder“. In Abbildung 3.12 ist durch Modulation<sup>2</sup> der  $k$ -Raum-Daten entlang einer Richtung die periodische Bewegung und die daraus entstehenden Bildartefakte simuliert (s. auch Abb. 3.13(a)).

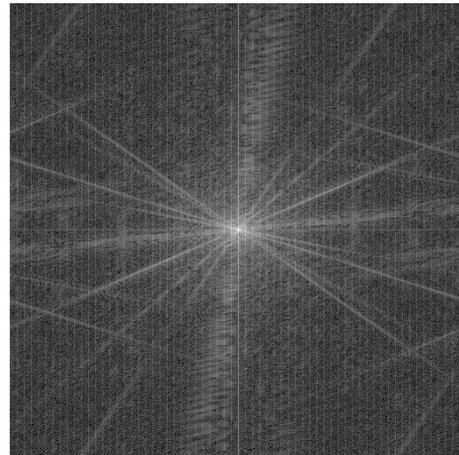
<sup>2</sup>Die Intensität jeder 8. Spalte wurde mit 3 multipliziert



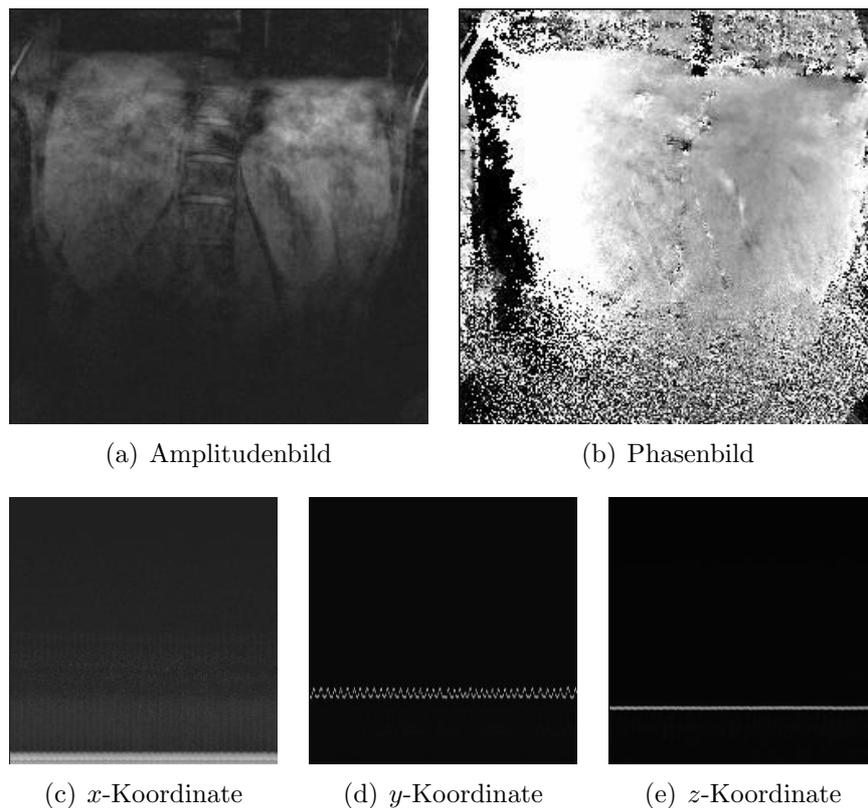
(a) Originalbild

(b)  $k$ -Raum

(c) Rekonstruiertes Bild

(d) Modulierter  $k$ -Raum

**Abb. 3.12:** Simulation von Bewegungsartefakten durch Manipulation der Originaldaten. In (d) wurde jede 8. Zeile der originalen  $k$ -Raum-Daten mit dem Faktor 3 multipliziert. Das daraus rekonstruierte Bild und die simulierten Bewegungsartefakte sind in (c) zu sehen.



**Abb. 3.13:** (a) Amplitudendarstellung und (b) Phasendarstellung der Bildinformation eines Empfangskanals während freier Atmung und (c)-(e) Zeitverlauf der Markerprojektionen. Die  $y$ -Koordinate entspricht der Atembewegung entlang anterior-posterior.

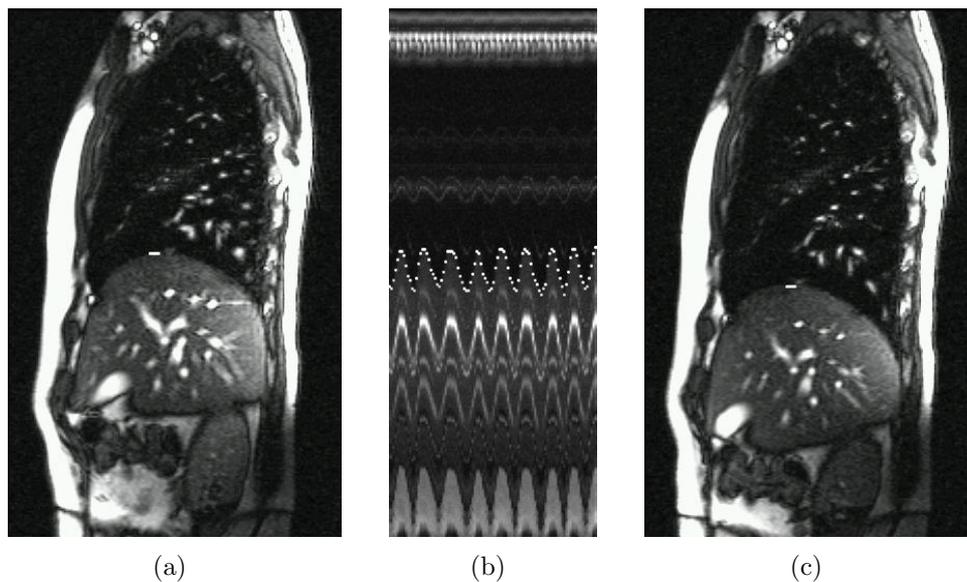
### 3.5.2 Retrospektive Triggerung

Etablierte Verfahren für die Bewegungsmessung basieren auf externen Markierungssystemen [RS02] oder auf der Extraktion von Bewegungsinformationen aus kontinuierlich akquirierten Bilddaten. In der MR-Tomographie werden als externe Systeme meist Druckkissen oder Atemgurte eingesetzt, die um den Bauch des Patienten gespannt werden und deren Kompression oder Dehnung während der Atmung gemessen wird. Da diese Informationen separat digitalisiert werden müssen, erfordert die Technik zusätzliche in den Tomographen zu integrierende Hardware-Komponenten. Darüber hinaus kann es bei adipösen Patienten oder extremen Atemexkursionen bei diesen Systemen zu Problemen mit der Signalaussteuerung kommen, da z. B. die Atemgurte nur für eine bestimmte maximale Ausdehnung konfiguriert sind.

Um die Bewegung der Bauchdecke zu detektieren, wurde die Markerspule in Nabelhöhe

auf den Bauch aufgelegt, da hier die größte Amplitude der Bewegung zu erwarten ist. Zur gleichzeitigen Aufnahme von Bilddaten und Positionsdaten der Spule (s. Abb. 3.13) wurde ein Projektionsschema (s. Abb. 3.9(a)) in eine Spinecho-Sequenz implementiert, welches die Spulenposition  $(x, y, z)$  nach jeder Datenakquisition protokolliert. Jede Spulenposition ist dabei einer der  $N$  Phasenkodierschritte zugeordnet. Ziel ist es, einen neuen Datensatz aus  $N$   $k$ -Raum-Zeilen zu sammeln, die an der gleichen Spulenposition akquiriert worden sind. Da während der Atmung die Spulenpositionen variieren, ist es aus nur einem Datensatz nicht möglich, eine Bewegungskorrektur vorzunehmen, da die gewünschte Spulenposition während der Messung nicht  $N$ -mal eingenommen wird. Die Datenaufnahme während der MR-Bildgebung erfolgte deshalb über mehrere Datensätze. Es wurde untersucht, wie viele Datensätze durchschnittlich aufgenommen werden müssen, um eine gute Bewegungskorrektur durchführen zu können [ZZV<sup>+</sup>03b]. Diese retrospektive Bewegungskorrektur führt zu einer Verringerung der in Kapitel 3.5.1 erwähnten Modulationen des Datensatzes und somit zu weniger Bewegungsartefakten im neu rekonstruierten Bild.

Voraussetzung für das Gelingen dieser Methode ist eine Korrelation zwischen der Bewegung der Bauchdecke und der Bewegung der abzubildenden Organe. Die Ergebnisse der Bewegungskorrelation von Atmung und Organbewegung werden in Kapitel 4.3.4 vorgestellt. Die Zusammenstellung der korrigierten Datensätze erfolgte in mehreren Schritten am PC mit Hilfe von IDL. Zur Nachverarbeitung wurde für jeden Empfangskanal einzeln aus den am Tomographen abgespeicherten Amplituden- und Phasenbildern auf die Rohdaten zurückgerechnet. Dann wurde aus der Verteilung der Markerpositionen ein Häufigkeitshistogramm erstellt. Die am häufigsten vorkommende Position wurde als Referenzposition gewählt. Aus allen aufgenommenen Rohdatensätzen wurden nun diejenigen Zeilen des  $k$ -Raums ausgewählt, die an der Referenzposition oder in einem gewissen Akzeptanzfenster aufgenommen worden sind und ein neuer, vollständiger Rohdatensatz zusammengestellt. Ist für einen bestimmten Phasenkodierschritt keine Spulenposition innerhalb des Akzeptanzfensters vorhanden, so wurde die am nächsten liegende Position des entsprechenden Kodierschrittes verwendet. Aus dem neuen Rohdatensatz wurde dann durch Rücktransformation in den Ortsraum ein bewegungskorrigiertes Bild rekonstruiert.



**Abb. 3.14:** Zwei Atemlagen (a), (c) aus einer trueFISP-Serie. Hell überlagert sind die Positionen der detektierten Navigatorposition zu sehen. (b) Alle Navigatorpositionen aus der entsprechenden Serie aneinandergereiht, zur Kontrolle als helle Punkte dargestellt.

### 3.6 Detektion der inneren Organbewegung

Für verschiedene diagnostische oder therapeutische Anwendungen ist es von Vorteil, wenn die Bewegung der inneren Organe bekannt ist. In der Strahlentherapie von Lungentumoren zum Beispiel entstehen durch die Atembewegung erhebliche Abweichungen von der vorgesehenen Dosis, wenn die Bewegung der Lunge nicht berücksichtigt wird. Bei starken Atemexkursionen verschieben sich die inneren Organe aufgrund der Größenänderung der Lunge um mehrere Zentimeter.

Bei der MR-Bildgebung wird durch Triggerung oder Navigator-Techniken [OHM<sup>+</sup>96] versucht, die Bewegung der inneren Organe zu verfolgen und gegebenenfalls zu korrigieren. Neben dem erhöhten Zeitaufwand für die Akquisition der Navigator-Daten entstehen möglicherweise in den Bildern Sättigungsbänder, die diagnostisch relevante Informationen überdecken.

Es wurde mit Hilfe der induktiv gekoppelten Mikrospeule untersucht, inwieweit die Bewegung der inneren Organen (z. B. Leber), mit der Bewegung der Thoraxwand korreliert, die durch die Markerposition wiedergegeben wird. Dies erscheint möglich, da Organe wie Nieren, Leber oder Milz nicht starr mit ihrer Umgebung verbunden sind und demzufolge periodisch mit

der Atembewegung innerhalb des Thorax verschoben werden. Es wurde daher mittels Positionsbestimmung der Mikerspule versucht, eine schnelle Methode zur Positionsanalyse von inneren Organen abzuleiten, die in ähnlicher Form auch bei Anwendungen wie der Strahlentherapie von Nutzen sein könnte, und mit minimalen Anforderungen an die verwendete Hardware auskommt [ZUP<sup>+</sup>05].

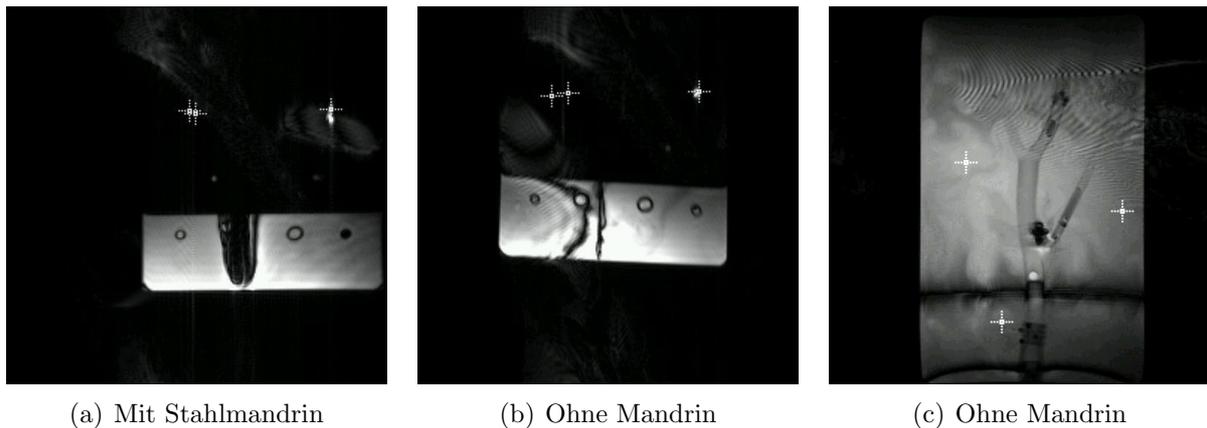
### 3.6.1 Lokalisation, Bildgebung und Nachverarbeitung

Durch Integration der Projektionsmessungen in eine schnelle Bildgebungstechnik, die mehrere Aufnahmen pro Sekunde ermöglicht, kann die Bewegung der inneren Organe abgebildet und nahezu gleichzeitig die Markerposition bestimmt werden. Dazu ist eine trueFISP-Sequenz (s. Abb. 2.8) so modifiziert worden, so daß zwischen der Akquisition der Bilddaten die Position der Markerspule entlang einer Raumachse bestimmt werden konnte. Zur Positionsbestimmung wurden jeweils zwei Projektionen mit positiver Gradientenamplitude und zwei Projektionen mit negativer Amplitude aufgenommen, um die Reproduzierbarkeit der Positionsbestimmung zu überprüfen und gegebenenfalls Meßwertmittelungen durchführen zu können. Die Bildgebung konnte durch Anwendung eines View-Sharing-Verfahren um 1/3 beschleunigt werden, d. h. jeweils ein Drittel der  $k$ -Raum-Daten wurden zur Rekonstruktion des nachfolgenden Bildes verwendet.

Mittels Schwellwertsuche wurde in den trueFISP-Bildserien automatisiert der Übergang Lunge-Leber gesucht (s. Abb. 3.14) um so Korrelationsanalysen zwischen Markerposition und Organbewegung durchzuführen.

## 3.7 Nadelverfolgung mit aktiven Markerspulen

In der interventionellen MRT wird versucht, die Vorteile der MR-Bildgebung und minimal invasiver Eingriffen zu kombinieren. Es existieren eine Reihe von Eingriffen, die mit Nadeln unter lokaler Anästhesie durchgeführt werden. Diese Eingriffe sind im Vergleich zu offenen Operationen besonders schonend für den Patienten und verringern die Gefahr von postoperativen Komplikationen. Dazu zählen u. a. Biopsien oder Punktionen von Gelenken, Pankreas,



**Abb. 3.15:** Nadelhalter im mit Wasser befüllten Aortenphantom. Bei (a),(b) liegt die Nadel in der Bildgebungsebene. (c) Orientierung senkrecht zur Nadel: Nur der Querschnitt des Nadelartefaktes ist zwischen den Markerprojektionen (Kreuze) zu sehen.

Nieren, Prostata oder Leber oder auch lokale Tumor- oder Metastasentherapien wie Thermoablationen, Kryotherapie oder Alkoholinjektionen.

Manche dieser Eingriffe werden ohne optische Kontrolle durch bildgebende Methoden durchgeführt oder sind nur durch zeitaufwendige Positionierung mit Hilfe von CT- oder statischen MR-Aufnahmen realisierbar. Die schnelle Kernspinresonanzbildgebung bietet mit ihrem guten Kontrast in Weichteilgeweben die Möglichkeit, solche Eingriffe in nahezu Echtzeit mit guter räumlicher Auflösung zu visualisieren. Bei zu den Hauptebenen gekippten Schichten ist das erstmalige Auffinden einer Ebene, die die Nadel enthält, wiederum eine zeitaufwendige Prozedur. Da die Nadel im Bild nur indirekt durch ihr Artefakt zu erkennen ist und dieses um ein Vielfaches größer als der eigentliche Nadeldurchmesser sein kann, ist die Positionierung zudem nicht immer eindeutig. Ist das medizinische Instrument mit Markern ausgerüstet, besteht durch Lokalisationssequenzen die Möglichkeit der automatischen Positionierung und anschließenden Nachführung der Schicht, so daß die Nadel immer im Bild sichtbar bleibt.

Je nach Orientierung der Nadel bezüglich  $\vec{B}_0$ , verwendeter Sequenz oder Material von Nadel und Nadelinnerem (Mandrin) ist die Größe des abgebildeten Artefaktes unterschiedlich (s. Abb. 3.15). Das Artefakt resultiert aus Unterschieden in der magnetischen Suszeptibilität  $\chi$  zwischen Nadel und Gewebe. Es gilt folgende Beziehung zwischen Flußdichte  $\vec{B}$  und

Feldstärke  $\vec{H}$ :

$$\vec{B} = \mu_0(1 + \chi)\vec{H} = \mu_0\mu_r\vec{H} \quad (3.6)$$

Für para- und diamagnetische Substanzen ist die Suszeptibilität die Proportionalitätskonstante zwischen Feldstärke und Magnetisierung  $\vec{M}$ :

$$\vec{M} = \chi\vec{H} \quad (3.7)$$

Treffen Substanzen mit stark unterschiedlicher Suszeptibilität aufeinander, entstehen an den Grenzflächen lokale Magnetfeldgradienten. Dies führt zu einer Dephasierung benachbarter Spins und somit zu einer Signalauslöschung im Bereich der Grenzflächen. Je stärker die Suszeptibilitätsunterschiede, desto größer sind die entstehenden Artefakte. Die meisten Gewebearten sind diamagnetisch, und besitzen somit eine kleine, negative Suszeptibilität<sup>3</sup>. Für die Experimente mit dem Nadelhalter und dem Assistenzsystem wurden MR-kompatible Nadeln (MRI-Devices/Daum, Schwerin) aus einer Titanlegierung verwendet, die relativ kleine Artefakte hervorrufen. Maßgeblich für die Artefaktgröße ist weiterhin das Material des verwendeten Mandrins, der bei den verwendeten Nadeln aus Kunststoff, Stahl oder einer Titanlegierung bestand.

### 3.7.1 Nadelhalter

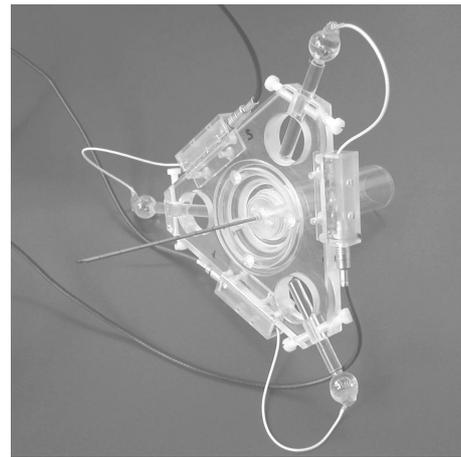
Um die Vorteile der schnellen und eindeutigen Lokalisation von kleinen Empfangsspulen in Kombination mit Nadeleingriffen nutzen zu können, wurde ein Prototyp eines nicht-magnetischen Nadelhalters aus PMMA (Plexiglas) für eine Punktionsnadel konstruiert (s. Abb. 3.16). In der Mitte des Halter befindet sich die Haltevorrichtung für die Nadel. Diese ist austauschbar und wurde für die Nadelformen verschiedener Hersteller angepaßt. Der Griff des Halters ist durch wenige Umdrehung abnehmbar, um nach erfolgtem Einstich schnell an den Nadeladapter (Luerlock-Anschluß) zu gelangen (Entfernen des Mandrins, Kontrastmittelgabe, Einführen einer Biopsieeinheit etc.).

---

<sup>3</sup>z. B. Wasser:  $\chi = -0,72 \cdot 10^{-6}$



(a) Aus Plexiglas gefertigte Komponenten des Nadelhalters



(b) Halter inklusive Mikrospulen und Tune/Match-Netzwerk

**Abb. 3.16:** Prototyp eines MR-kompatiblen Nadelhalters für Nadeleingriffe mit aktiver Schichtnachführung

Der Nadelhalter wurde mit drei kleinen Empfangsspulen zur Lokalisation ausgerüstet. Durch die drei Spulen ist die Lagebestimmung des Halters eindeutig möglich. Jede der Spulen ist mit einem Netzwerk zur Leistungsanpassung (Tune/Match) versehen (s. Abb. 3.4(a)) und über drei Mantelwellensperren (nicht im Bild) [Tis39] mit dem Vorverstärker verbunden. Für eine kompakte Bauweise wurden im Tune/Match-Netzwerk kleine regelbare Kondensatoren (Temex, Trimmer Capacitor AT 9410-5,  $C = 8 \text{ pF} - 50 \text{ pF}$ ) und Chip-Kondensatoren (Bürklin, Nr. 54D972,  $C = 68 \text{ pF}$  u. Nr. 54D974,  $C = 100 \text{ pF}$ ) verwendet.

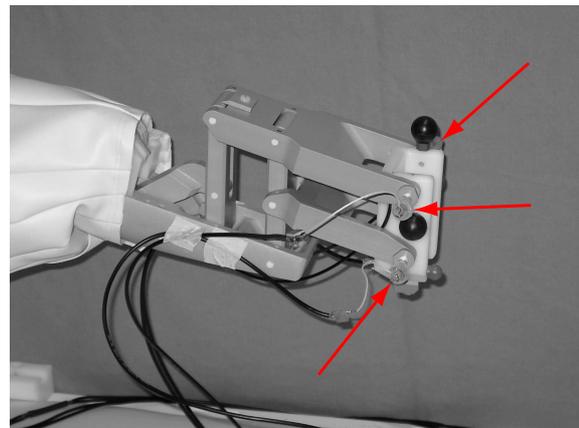
### 3.7.2 Assistenzsystem INNOMOTION

Da in geschlossenen Tomographen eine stabile, manuelle Nadelführung sehr mühsam ist, und durch unabsichtliches Verbiegen der Nadel leicht der geplante Stichkanal verlassen werden kann, wurde von der InnoMedic GmbH (Herxheim) in Zusammenarbeit mit dem Forschungszentrum Karlsruhe ein MR-kompatibles Positionierungssystem (INNOMOTION) für perkutane Eingriffe entwickelt [HFG<sup>+</sup>03], [GLFM03] (s. Abb. 3.17(a)).

Der Kopf (s. Abb. 3.17(b)) des pneumatisch gesteuerten Roboterarms kann mit einem für MR-Interventionen üblichen Koaxialnadelsystem bestückt werden. Mit dem Assistenzsystem ist es auf vor dem Eingriff akquirierten Übersichtsbildern möglich, das Einstechen der Nadel



(a) Auf Patientenliege montiertes Assistenzsystem



(b) Beweglicher Kopf des Systems, ausgerüstet mit 3 aktiven Markerspulen (Pfeile)

**Abb. 3.17:** Assistenzsystem INNOMOTION für perkutane Interventionen im geschlossenen Tomographen



**Abb. 3.18:** Planung eines Einstichversuchs mit Assistenzsystem INNOMOTION am Kiwi-Phantom

in eine bestimmte Zielstruktur zu planen und den Kopf des System automatisch zum Penetrationspunkt zu bewegen. Rotationen und Translationen der angebrachten Nadel sind dabei in sechs Freiheitsgraden möglich. Der ungefähre Einstichwinkel ist dabei manuell durch Verschieben des Arms auf dem Haltebogen (s. Abb. 3.17(a)) möglich. Das Absenken des Armes und die Feinpositionierung wird durch fünf pneumatisch gesteuerte Achsen erreicht.

Zur Überprüfung der erreichten Endposition sind am Kopf des Systems insgesamt 4 kugelförmige, mit Kontrastmittellösung befüllte Signalreservoirs angebracht, die als passive Marker dienen. Nach Erreichen der Endposition wird anhand der Markersignale in erneut akquirierten Übersichtsaufnahmen vom Assistenzsystem überprüft, ob im Rahmen einer gewissen Fehlertoleranz die Position korrekt erreicht wurde.

Der Positioniervorgang kann vom Benutzer direkt im Tomographenraum gesteuert werden. Zusätzliche Kontrolle und Interaktion ist im Bedienraum des Tomographen über einen Touch Screen möglich. Mögliche Anwendungsgebiete am Menschen sind u. a. die spinale Anästhesie oder Biopsien in der Nähe von Risikostrukturen, die hohe Präzision beim Einführen der Nadel erfordern. Breite Einsatzmöglichkeiten ergeben sich auch in der Schmerztherapie des *Plexus Coeliacus*. Dieses Nervengeflecht ist für die Schmerzweiterleitung der Eingeweide verantwortlich. Bei starken Eingeweideschmerzen durch chronische Erkrankungen oder Tumore ist die lokale Betäubung die effizienteste Methode zur Linderung.

Die zusätzlichen drei Markerspulen für die automatische Schichtnachführung wurden seitlich (s. Abb. 3.17(b)) an der Halterung für die Nadel angebracht.

## 3.8 Automatische und interaktive Schichtorientierung

Zur Definition einer Ebene sind mindestens drei Koordinaten notwendig, die nicht auf einer Geraden liegen. Es wurde deshalb in dieser Arbeit mit drei aktiven Markern gearbeitet, um die Position von Nadelhalter oder Roboterkopf zu detektieren. Alle verwendeten Bildgebungssequenzen mit automatischer Schichtnachführung beinhalten ein Lokalisationschema (s. Abb. 3.9(a)), welches die Hadamard-Kodierung (s. Tab. 3.1) verwendet. Dieses wurde jeweils vor der Datenakquisition für eine MR-Aufnahme eingefügt, so daß dem Bildrekonstruktionsrechner abwechselnd Projektionsdaten und Bilddaten zugeführt werden. Das

Phase-Read-Slice-Koordinatensystem der Bildgebung ist folgendermaßen festgelegt:

$$\vec{G}_P \times \vec{G}_R = \vec{G}_S \quad (3.8)$$

Die Positionsbestimmung geschieht im physikalischen Koordinatensystem der Gradientenspulen. Durch die geometrische Anordnung der Markerspulen können zwei senkrecht aufeinanderstehende, normierte Richtungsvektoren definiert und nach Gleichung (3.8) die Schichtselektionsrichtung bestimmt werden. Der Übergang von der Darstellung einer Koordinate  $(p, r, s)$  der Bildgebung zum physikalischen Koordinatensystem des Tomographen (s. Abb. 2.3) wird durch Multiplikation mit der Rotationsmatrix  $\hat{R}$  vollzogen:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \hat{R} \cdot \begin{pmatrix} p \\ r \\ s \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

Die Lage der Bildgebungsschicht ist eindeutig durch eine Rotation und eine Translation durch einen Offsetvektor  $\vec{O}$  beschrieben, der vom Isozentrum des Tomographen zum Mittelpunkt der Bildschicht zeigt.

Die ersten Versuche mit aktiver Schichtnachführung wurden mit einer in [Vol03] und [Züh03] beschriebenen, modifizierten trueFISP-Sequenz durchgeführt, die Schichtnachführung nur in  $\vec{G}_S$ -Richtung erlaubt.

Für alle nachgeführten HASTE- und TASTE-Sequenzen wurde die Positionsbestimmung der Mikrospulen im Gradienten-Koordinatensystem durchgeführt und die Schichtnachführung für alle Richtungen  $\vec{G}_P, \vec{G}_R, \vec{G}_S$  implementiert, so daß sich ein beliebiger Punkt, z. B. die Nadelspitze, immer in der Bildmitte befindet. Zur Berechnung der Rotationsmatrix  $\hat{R}$  wurden aus den jeweiligen Positiondaten  $(p_i, r_i, s_i)$  der Spule  $i$  die normierten Differenzvektoren zwischen Spule 1 und 2 bzw. zwischen Spule 2 und 3 sowie das Kreuzprodukt der beiden

Vektoren berechnet:

$$\vec{d}_{12} = \frac{1}{|\vec{d}_{12}|} \cdot \begin{pmatrix} p_2 - p_1 \\ r_2 - r_1 \\ s_2 - s_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{11} \\ R_{12} \\ R_{13} \end{pmatrix} \quad \vec{d}_{23} = \frac{1}{|\vec{d}_{23}|} \cdot \begin{pmatrix} p_3 - p_2 \\ r_3 - r_2 \\ s_3 - s_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{21} \\ R_{22} \\ R_{23} \end{pmatrix} \quad (3.10)$$

$$\frac{\vec{d}_{12} \times \vec{d}_{23}}{|\vec{d}_{12} \times \vec{d}_{23}|} = \begin{pmatrix} R_{31} \\ R_{32} \\ R_{33} \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

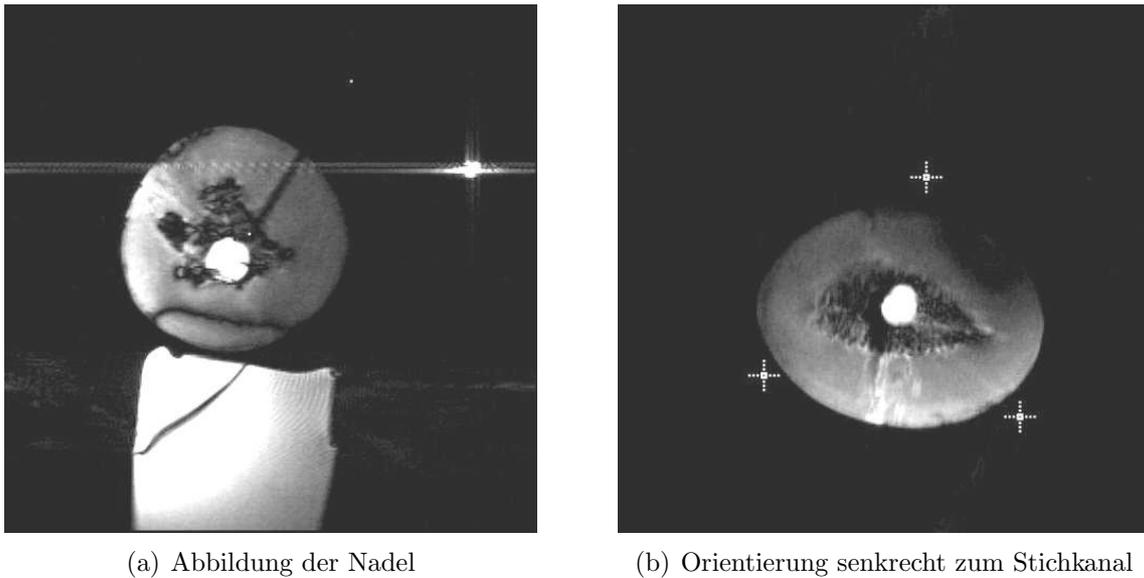
Die Rotationsmatrix lautet dann:

$$\hat{R} = \begin{pmatrix} R_{11} & R_{21} & R_{31} \\ R_{12} & R_{22} & R_{32} \\ R_{13} & R_{23} & R_{33} \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

Diese wird zur Laufzeit der Sequenz an die Gradientensteuerung weitergeleitet, so daß vor Aufnahme neuer Bilddaten die gewünschte Schichtorientierung realisiert wird. In diesem gedrehten System kann der Bildmittelpunkt  $\vec{O}'$  beliebig festgelegt werden. Zur Präparation der Schichtparameter durch die Pulssequenz muß der Offsetvektor  $\vec{O}$  bezüglich des ungedrehten Systems angegeben werden, weshalb die Schicht mit folgendem Vektor initialisiert wird:

$$\vec{O} = \hat{R}^{-1} \vec{O}' = \hat{R}^T \vec{O}' \quad (3.13)$$

Zum Speichern der Aufnahmen in der Bilddatenbank muß zusätzlich noch die anatomische Orientierung des Probanden bezüglich des physikalischen Koordinatensystems bekannt sein, um eine eindeutige Markierung der Richtungen (z. B. links, rechts) auf den Bildern vornehmen zu können.



**Abb. 3.19:** Punktionsversuch an einer Honigmelone mit Zielvolumen (Ballon mit Kontrastmittelfüllung). Zwei trueFISP-Bilder aus einer schichtnachgeführten Sequenz. Zur Laufzeit der Sequenz kann zwischen verschiedenen Orientierungen gewechselt werden: (a) Nadel liegt in der Schichtebene. Nadelspitze und Nadelanfang werden zusätzlich durch helle Punkte im Bild gekennzeichnet. (b) In der Orientierung senkrecht zum Stichkanal werden die Projektionen der drei Markerspulen in das Bild eingepreßt.

### 3.8.1 Pulssequenzen

#### trueFISP

Eine Variante der GRE-Bildgebung, die sich trotz kurzer Repetitionszeiten durch einen guten Bildkontrast auszeichnet ist die trueFISP-Bildgebung. Die Qualität der trueFISP-Bildgebung wird jedoch durch Artefakte gemindert, falls der Gleichgewichtszustand (Steady-State) der Magnetisierung noch nicht erreicht ist, oder eine Störung des Zustandes vorliegt. Problematisch ist deshalb das Einfügen eines Projektionsschemas zur Lokalisation, welches prinzipiell eine Störung des Steady-States darstellt.

Da das Lokalisationsschema sehr schnell erfolgt (24 ms) und während dieser Zeit die Relaxation der Magnetisierung vernachlässigbar ist, kann man zur Etablierung des Gleichgewichtszustandes die Magnetisierung entlang der  $z$ -Richtung speichern und nach den Hadamard-Projektionen wieder in den quasi-Gleichgewichtszustand zurückklappen [DH94], [SHH01], [ZVSB02]. Wenn  $\alpha$  der Anregungswinkel der trueFISP-Bildgebung ist, erfolgt dies durch

einen  $-\frac{\alpha}{2}$ -Puls vor dem Tracking und durch einen  $+\frac{\alpha}{2}$ -Puls am Ende der Projektionen. Ohne diese Magnetisierungspräparation würde sich der Gleichgewichtszustand erst nach vielen Repetitionen der trueFISP-Anregung einstellen.

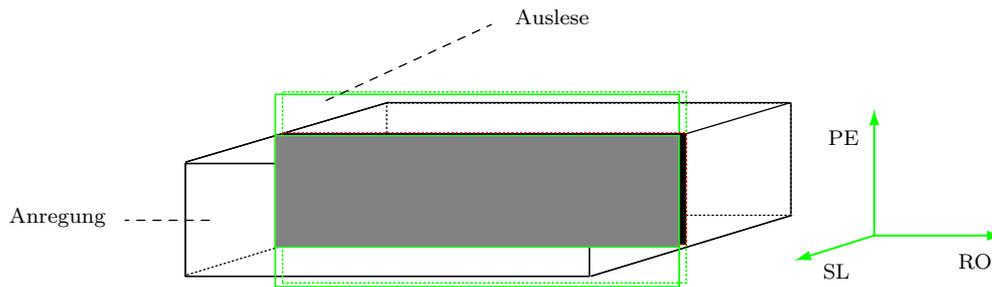
Zur Nadelverfolgung wurde die in [Züh03] beschriebene Sequenz zur Katheterverfolgung verwendet, und die Berechnung der Rotationsmatrix entsprechend der Geometrie des Nadelhalters angepaßt. Da der Nadelansatz im geometrischen Schwerpunkt SP des Halters liegt, wurde zur Visualisierung des Nadelartefaktes die Schnittebene durch folgende Punkte festgelegt:

- Phase: Vektor vom SP der drei Markerspulen zu einer der drei Markerspulen
- Read: Vektor vom SP der drei Markerspulen in Richtung Nadelspitze
- Slice: Kreuzprodukt von Phase und Read

Alternativ kann die Schichtebene senkrecht zur Nadel gewählt werden, indem die Markerspulen selber als Ebenendefinition dienen. Um eine bessere Sichtbarkeit der Nadelspitze zu gewährleisten, wurde in den Echtzeit-Bildern der Nadelansatz und die Spitze mit einem weißen Punkt markiert (s. Abb. 3.19(a)).

## HASTE

Die Vorteile der HASTE-Bildgebung im Vergleich zu gewöhnlichen SE-Techniken liegen vor allem in der Geschwindigkeit der Datenakquisition ( $\approx 1$  Bild/Sekunde). Eine beschleunigte Datenakquisition vermindert zudem die Anfälligkeit für Bewegungsartefakte in den Bildern. Durch die relativ freie Wahl des effektiven  $T_E$  bei Single-Shot-Techniken eignet sich die HASTE-Sequenz besonders gut zur  $T_2$ -gewichteten Bildgebung, wie beispielsweise zur Darstellung von Läsionen oder Zysten. Eine herkömmliche HASTE-Sequenz wurde so modifiziert, daß automatische Schichtnachführung ermöglicht wurde. Es wurde ein Hadamard-Projektionsschema implementiert und die Kommunikation zwischen Rekonstruktionssoftware und Gradientensteuerung ermöglicht.



**Abb. 3.20:** Durch senkrecht aufeinander stehende Anregungs- und Refokussierschichten werden nur im Schnittvolumen (dunkelgrau) Spinechos erzeugt. Die Größe des FOVs in Phasenkodierrichtung kann sich auf die Dicke der Anregungsschicht beschränken.

## TASTE

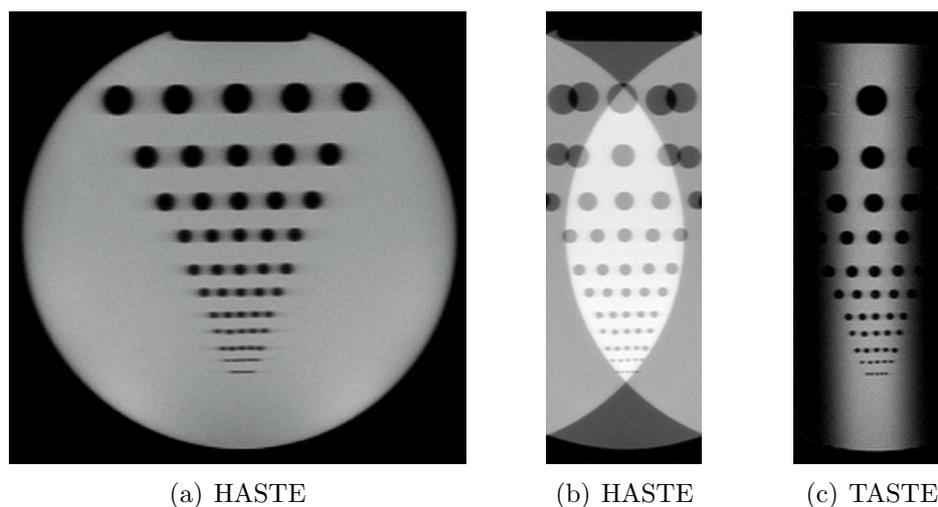
In diesem Abschnitt wird die neuartige targeted-HASTE-Sequenz (TASTE) und die Vorteile gegenüber der herkömmlichen HASTE-Bildgebung beschrieben. Die TASTE-Sequenz wurde speziell zur Darstellung von Nadeleingriffen mit automatischer Schichtnachführung entwickelt.

Der relativ lange Auslesezyklus bei Single-Shot-Techniken bewirkt aufgrund des  $T_2$ -Zerfalls eine Modulation der  $k$ -Raum-Daten  $S(k)$  in Phasenkodierrichtung mit einer Funktion  $f(k)$ . Dies entspricht nach der Fouriertransformation einer Faltung des Signals mit der Fouriertransformierten der Modulationsfunktion (Faltungssatz):

$$S(x) * f(x) \quad \longleftrightarrow \quad S(k) \cdot f(k) \quad (3.14)$$

Als Folge wirkt das Bild in Phasenkodierrichtung verschmiert, da  $\mathcal{F}f(k) = f(x)$  im Allgemeinen keine  $\delta$ -Distribution ist. Kann die Anzahl der verwendeten Kodierschritte in dieser Richtung verringert werden, ist ein schärferes Bild zu erwarten.

Durch Einschränken des FOVs in Phasenkodierrichtung (PE-Richtung) kann die Anzahl der Kodierschritte verkleinert werden. Ragt jedoch das abzubildende Objekt aus dem FOV heraus, entstehen unerwünschte Einfaltungen im Bild (s. Abb. 3.21(b)). Eine Möglichkeit das FOV einzuschränken und gleichzeitig Artefakte zu vermeiden besteht in der zueinander senkrechten Anordnung von Anregungs- und Refokussierschicht. Dadurch wird nur im überlappenden Volumen der beiden Schichten das Spinecho erzeugt (s. Abb. 3.20). Für die-



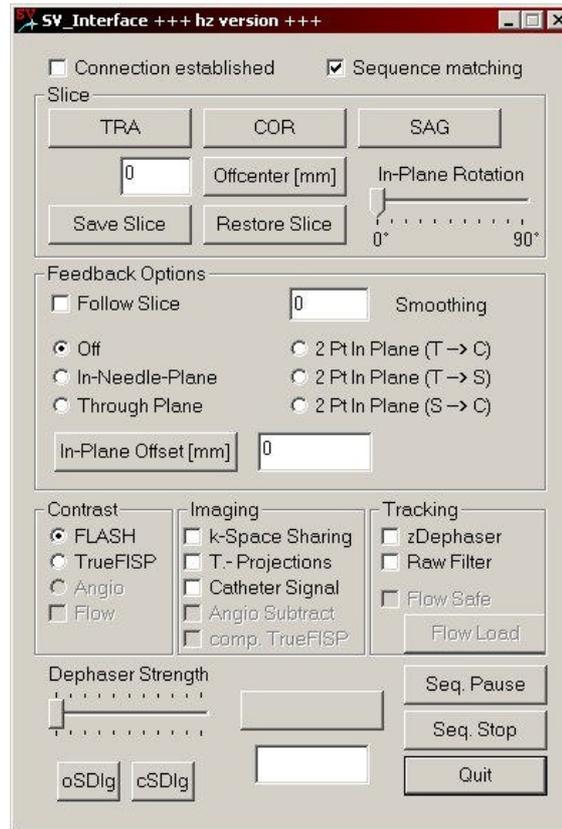
**Abb. 3.21:** Vergleich der Bildschärfe bei (a) Matrix  $256 \times 256$ ,  $T_R = 1460$  ms und (b), (c) Matrix  $256 \times 88$ ,  $T_R = 560$  ms bei sonst identischen Sequenzparametern.

se SE-Techniken sind mehrere Namen, wie *Inner-Volume-* [FHC<sup>+</sup>85], *Zoom-* oder *Local-Look (LoLo)-* Bildgebung [BAN<sup>+</sup>98] gebräuchlich. Dadurch wird es möglich, die Breite der Ausleseschicht auf die Dicke der Anregungsschicht einzuengen, ohne Signal von umliegenden Strukturen abzubilden (vgl. Abb. 3.21(b) u. 3.21(c)). Bei einem gleichzeitigen Zugewinn an Geschwindigkeit liefert die verkürzte Echoauslese auch Bilder, die in PE-Richtung weniger verschmiert sind (vgl. Abb. 3.21(a) u. 3.21(c)).

Bei der targeted-HASTE (TASTE) wurde der Schichtselektionsgradient der Anregung in PE-Richtung angelegt und die Stärke entsprechend der neuen Schichtdicke angepaßt. Die normalerweise nur einige Millimeter dicke Schicht für den  $90^\circ$ -Anregungspuls wurde auf etwa  $3/4$  des zur Verfügung stehenden FOVs in PE-Richtung eingeschränkt.

### 3.8.2 User Interface

Bei Standard-Pulssequenzen ist es während der Messung nicht möglich, interaktiv Sequenzparameter zu beeinflussen. Die zur Untersuchung notwendigen Einstellungen sind in sogenannten Protokollen mit typischen Werten gespeichert und können vor der Messung individuell angepaßt werden: So wird z. B. die Schichtorientierung anhand von Übersichtsaufnahmen vor der Messung manuell festgelegt. Zur Beobachtung von Eingriffen in Echtzeit ist es u. U. wünschenswert, auf Parameter wie die Schichtorientierung oder auf die Eigenschaften



**Abb. 3.22:** User Interface zur interaktiven Kontrolle der Schichtorientierung

der Bildrekonstruktion (Filter, graphische Overlays, etc.) Einfluß zu nehmen. Im Untersuchungsraum sollte auf einfache Weise eine Steuerung der Messung möglich sein. Dies wird durch ein in [Vol03] beschriebenes Interface gewährleistet, welches für die verwendeten, interaktiven Sequenzen angepaßt wurde.

Das Interface erlaubt den Wechsel zur einer der Hauptorientierungen (transversal, koronar, sagittal) oder eine parallele Verschiebung der aktuellen Bildgebungsschicht. Zur besseren Orientierung kann während der Intervention aus einer Orientierung, die das Nadelartefakt abbildet, in eine dazu senkrechte Orientierung gewechselt werden. Es ist je nach Sequenztyp möglich, die Schaltflächen mit Eigenschaften zu belegen, um so die besonderen Möglichkeiten eines Sequenztyps ausnutzen zu können.

Im nächsten Kapitel werden nun die Messungen und Ergebnisse der Versuche zur Instrumentenverfolgung gezeigt.

## 4 Messungen und Ergebnisse

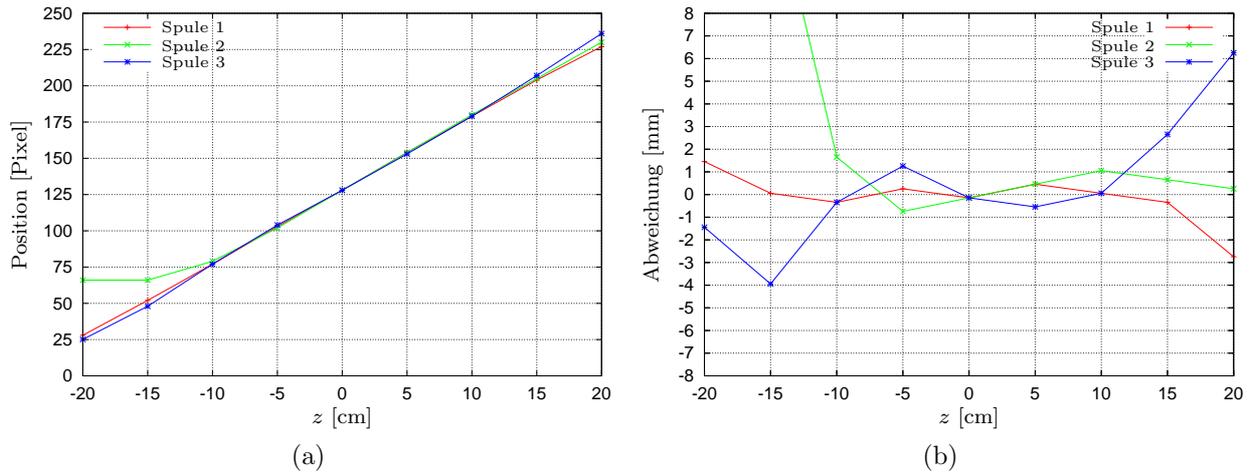
In diesem Kapitel werden die Ergebnisse von Experimenten zur Lokalisationsgenauigkeit von Markern sowie Temperaturmessungen in einer induktiv gekoppelten Spule dargelegt. Es folgen die Ergebnisse zur Bewegungsdetektion des Abdomens durch diese Markerspule.

Mit aktiven Markern an einem Nadelhalter und an einem Assistenzsystem für Nadelinterventionen wurden eine Reihe von Phantomversuchen durchgeführt. Diese Resultate und schließlich die Ergebnisse eines Tierversuchs werden zum Schluß des Kapitels gezeigt.

### 4.1 Ortsabhängigkeit der Resonanzfrequenz bei Anwesenheit von Gradientenfeldern

Voraussetzung für eine genaue Lokalisierung von Markerspulen durch Projektionsmessungen ist der lineare Zusammenhang zwischen der Larmorfrequenz und dem Ort (s. Gl. (2.38)). Abweichungen, die von nicht idealen Gradientenverläufen herrühren, führen zu einer Fehlokalisierung der Markerspule. Die Abweichungen entstehen vor allem in Bereichen, die weit entfernt vom Isozentrum des Magneten liegen. Am Tomographen ist deshalb das maximal mögliche FOV auf einen Bereich von 500 mm begrenzt. Bei maximaler Wahl des FOV sind jedoch doch schon erhebliche Verzerrungen in den Bildern zu erkennen, die einige Zentimeter betragen können.

Zur Vermessung der Gradientengenauigkeit wurden drei aktive Mikrospulen an einer Halterung befestigt, und Projektionsmessungen entlang der  $z$ -Achse durchgeführt. Die Koordinaten [cm] bezüglich des Gradientensystems seien  $(x|y|z)$ . Spule 1 befand sich bei Beginn der



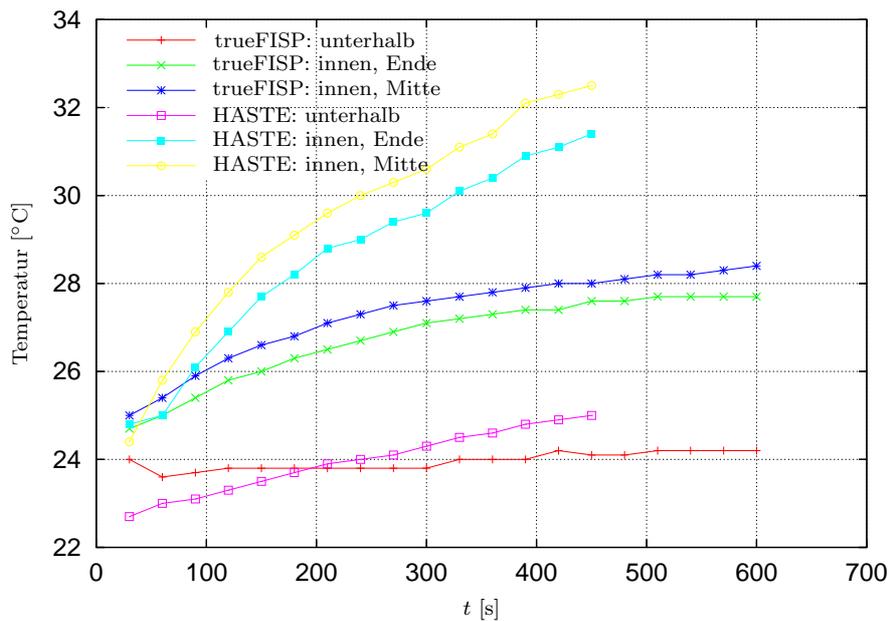
**Abb. 4.1:** Genauigkeit der Markerlokalisierung in Abhängigkeit von der Entfernung vom Isozentrum. (a) Absoluter Zusammenhang zwischen Verschiebung und Position und (b) Zusammenhang zwischen Verschiebung und Abweichung vom realen Wert.

Messung im Isozentrum  $(0|0|0)$ , Spule 2 bei  $(-6,8|0|-12,9)$  und Spule 3 bei  $(-15,6|0|0)$ . Die Projektionsmessungen wurden jeweils nach Verschieben in  $z$ -Richtung mit  $\Delta z = 5$  cm durchgeführt. In Abbildung 4.1(a) ist der absolute Zusammenhang zwischen der Verschiebung und der Spulenposition [Pixel] der Messungen aufgetragen. Eine Darstellung der Abweichung vom tatsächlichen Wert ist Abbildung 4.1(b) zu sehen.

Aus den Ergebnissen der Messungen ist zu erkennen, daß eine Markerspule, die nicht weiter als 15 cm vom Isozentrum entfernt ist (Spule 1), mit einer Genauigkeit von etwa einem Millimeter lokalisierbar ist. Bei den verwendeten Projektionssequenzen wurde mit dem maximalen FOV von 500 mm und einem Datenvektor der Länge 1024 gearbeitet, was einer Auflösung von 0,49 mm pro Pixel entspricht. Für die Spule, die sich bei Start der Messung im Isozentrum befand, ergab ein linearer Fit der Steigung in Abbildung 4.1(a) einen Fehler von 0,24%.

## 4.2 Temperaturmessung

Die Temperaturmessung mit dem faseroptischen Thermometer zeigt, daß unterhalb der Halterung der Spule bei trueFISP-Bildgebung die Temperatur nur um ca.  $2^{\circ}\text{C}$  über die Raumtemperatur von  $22^{\circ}\text{C}$  ansteigt. Dies stellt keine Gefährdung für den Probanden dar. Der



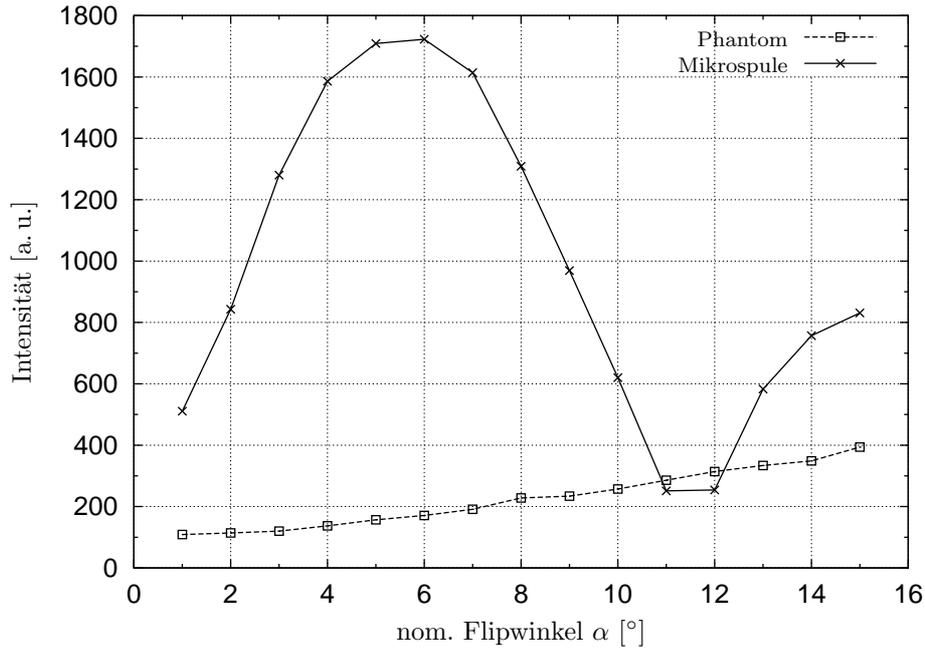
**Abb. 4.2:** Temperaturmessung innerhalb und außerhalb der induktiv gekoppelten Markerspule bei kontinuierlicher Bildgebung

größte Temperaturanstieg wurde jeweils im Inneren in der Mitte der Spule gemessen. Die Messungen mit der HASTE-Sequenz wurden durch die Sicherheitsüberwachung des Tomographen (SAR-Monitor) bei  $t = 450$  s unterbrochen, um die HF-Grenzwerte für Messungen am Menschen nicht zu überschreiten. Nach dieser Zeit wurden bei der HASTE-Sequenz Erwärmungen bis zu  $10^{\circ}\text{C}$  im Innern der Mikrospule (Mitte) gemessen. Mit dieser Sequenz wurde jedoch keine Untersuchungen an Probanden durchgeführt. Die Erwärmung im Inneren (Mitte) bei trueFISP-Bildgebung betrug etwas mehr als  $6^{\circ}\text{C}$ .

## 4.3 Bewegungskorrektur mit induktiv gekoppelter Markerspule

### 4.3.1 Eigenschaften der Markerspule

Aus der Resonanzbedingung von Gl. (2.76), die den Ohmschen Verlustwiderstand der Spule nicht berücksichtigt, berechnet sich eine Induktivität von  $L = 625$  nH.



**Abb. 4.3:** Gemessene Flipwinkelüberhöhung innerhalb der Markerspule im Vergleich zu einem Phantom außerhalb.

Zur Berechnung des Gütefaktors nach Gleichung (2.77) muß der serielle Verlustwiderstand  $R_s$  der Spule bestimmt werden. Durch Messung mit einem Vektor-Impedanz-Meßgerät (HP Vector Impedance Meter 4193 A) wurde der parallele Verlustwiderstand bei Resonanz zu  $R_p = 9 \text{ k}\Omega$  bestimmt. Bei Resonanz eines Schwingkreises sind die induktive Impedanz  $X_L$  und kapazitive Impedanz  $X_C$  gleich groß und reell, so daß gilt:

$$\begin{aligned}
 |X_L| \cdot |X_C| &= |X_L|^2 = R_s \cdot R_p \\
 \Leftrightarrow (\omega_L \cdot L)^2 &= (400,145 \text{ MHz} \cdot 625 \text{ nH})^2 = R_s \cdot 9 \text{ k}\Omega \\
 \Leftrightarrow R_s &= \frac{250 \Omega^2}{9 \text{ k}\Omega} = 7 \Omega
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

Nach Gl. (2.77) berechnet sich daraus die Güte  $Q$  des Schwingkreises zu:

$$|Q| = \left| \frac{\omega_0 L}{R_s} \right| = \left| \frac{400,145 \text{ MHz} \cdot 625 \text{ nH}}{7 \Omega} \right| = 36 \tag{4.2}$$

Durch Messung läßt sich überprüfen, wie groß gemäß Gl. (2.79) die reale Verstärkung des Flipwinkels ist: Dazu wurde ein mit Flüssigkeit befülltes Phantom außerhalb der Spule platziert, und bei ansteigendem nominellen Flipwinkel  $\alpha$  die Signalintensitäten des Phantoms

und des Reservoirs der Spule gemessen. In Abbildung 4.3 ist zu erkennen, daß bei einem nominellen Flipwinkel  $\alpha = 6^\circ$  ein Signalmaximum innerhalb der Markerspule erreicht wird, d. h.  $\alpha_i = 90^\circ$ . Daraus errechnet sich der Gütefaktor bei Kopplung des Schwingkreises zu  $Q = 90/6 = 15$ . Es erfolgt demnach eine 15-fache Verstärkung des Flipwinkels innerhalb des Flüssigkeitsreservoirs der Markerspule. Durch eine geeignete Wahl des nominellen Anregungswinkels kann so ein ausreichendes Projektionssignal der Spule erreicht werden, ohne daß nennenswertes Signal in Bereichen außerhalb der Spule entsteht.

### 4.3.2 Optimierung von Anregungswinkel und Dephasiergradient

Zur optimalen Lokalisation der Markerspule wurde die Signalstärke des Spulenpeaks im Vergleich zum Untergrundsignal in Abhängigkeit des Flipwinkels und der Stärke des Dephasiergradienten betrachtet. Als Phantom diente eine mit Flüssigkeit gefüllte Flasche auf die die Markerspule aufgelegt wurde (Versuchsaufbau ähnlich Abb. 3.6(b)). Die Ergebnisse der Projektionsmessungen in  $y$ -Richtung sind in den Abbildungen 4.4(a)-(l) gezeigt.

Zuerst wurden Projektionsmessungen ohne Dephasiergradient durchgeführt, um einen optimalen Anregungswinkel zu finden und danach schrittweise das Produkt aus Gradientenstärke und Dauer  $G_D\tau_D$  erhöht (s. Gl. (3.3)). Zu große Anregungswinkel (s. Abb. 4.4(a)-(c), (j)-(l)) oder Dephasiermomente (s. Abb. 4.4(d)-(i)) bei den Projektionen führten zu einer schlechten Unterdrückung des Hintergrundsignals. Als optimaler Wert wurde für den Anregungswinkel  $\alpha = 0,1^\circ$  und für den Dephasiergradienten  $G_D = 2 \text{ mT/m}$  mit  $\tau_D = 1 \mu\text{s}$  gefunden (s. Abb. 4.4(g)). Die Werte für den Dephasiergradienten entsprechen nach Gl. (3.3) einer Dephasierstrecke  $L = 12 \text{ cm}$ .

### 4.3.3 Vergleich Atemgurt und Markerposition

Die Durchführung von atemkorrigierten Messungen mit prospektiver Triggerung wird normalerweise durch ein Gurtsystem durchgeführt. Dieser sog. Atemgurt umspannt den Bauch der Probanden und registriert die Atmung durch Dehnung. Die Dehnung des Gurtes kann in der Pulssequenz abgefragt und der Zeitverlauf gespeichert werden. Dabei erfolgt eine adaptive

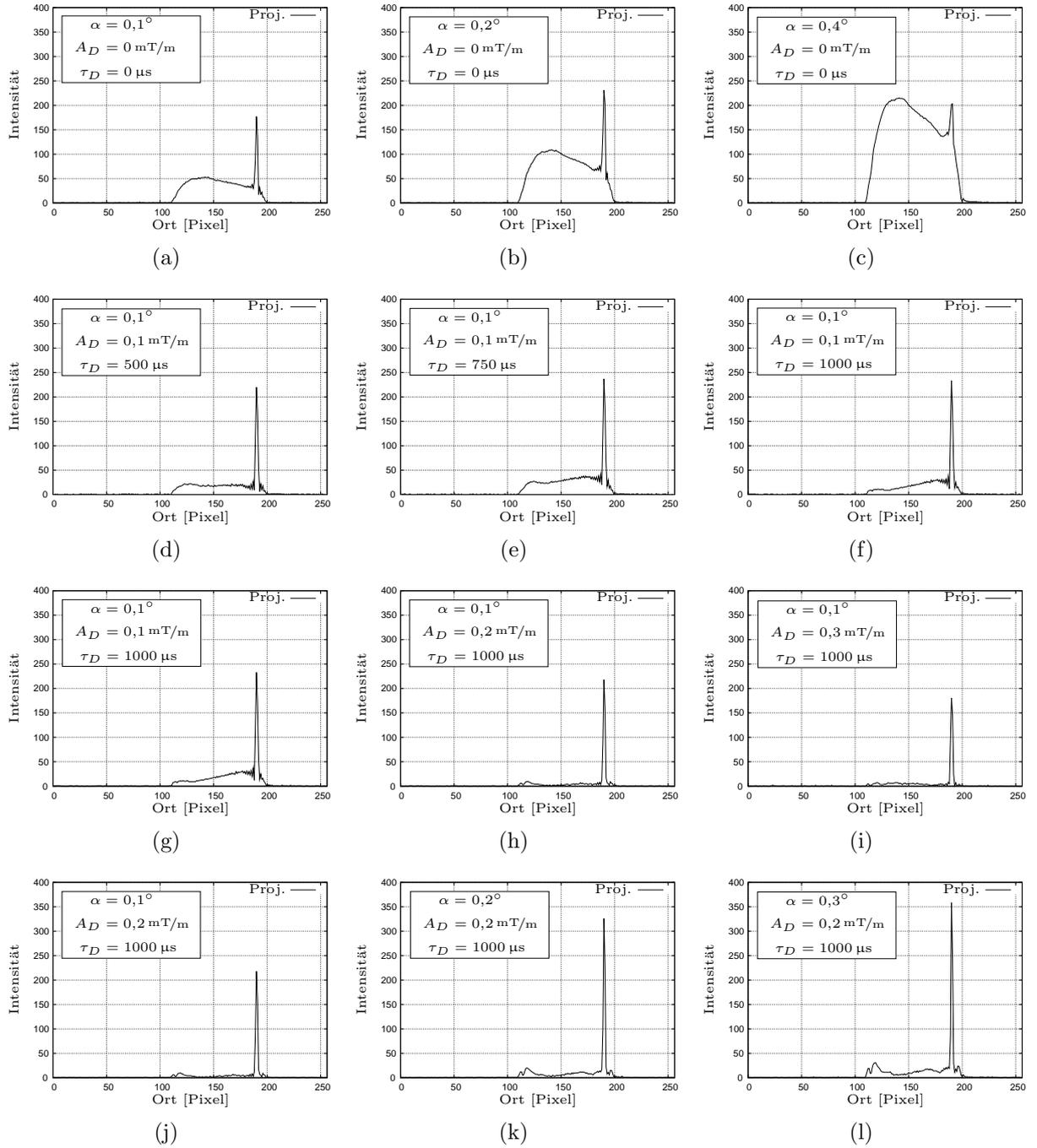
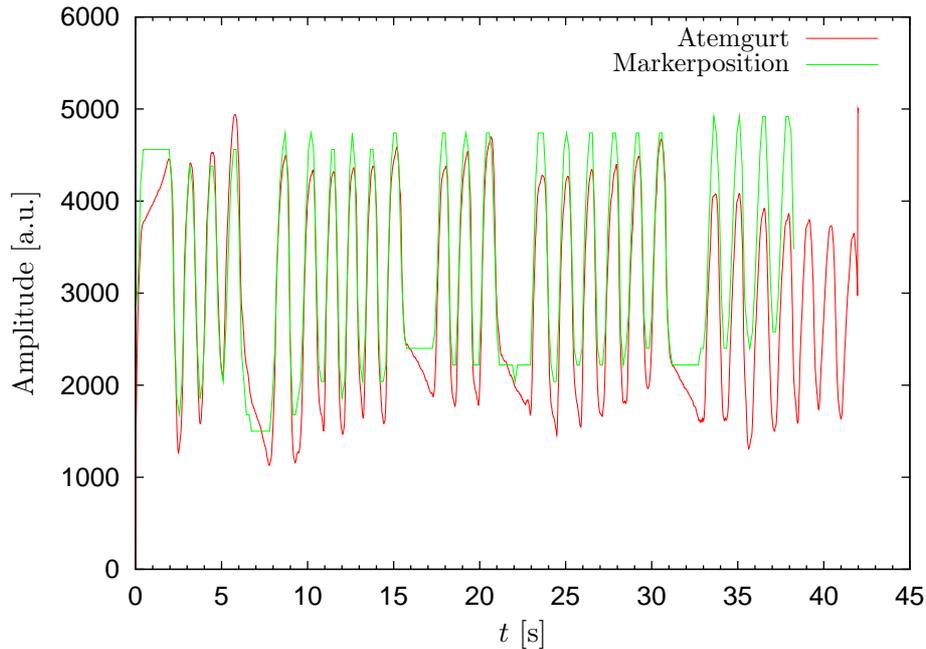


Abb. 4.4: Optimierung von Anregungswinkel  $\alpha$ , Gradientenstärke  $A_D$  und Dauer  $\tau_D$  des Dephasiergradienten zur Unterdrückung von Hintergrundsignal.



**Abb. 4.5:** Vergleich der Daten des Atemgurtes mit der Position der Markerspule

Aussteuerung der Atemgurtdaten (12 bit) durch einen Filter in der Zeitdomäne. Bei plötzlichen starken Änderungen der Dehnung erfolgt die Aussteuerung der Daten zu langsam und es wird übersteuert. Während der Messung mit dem Atemgurt kann ein Schwellwert für die Atmung eingestellt werden, bei dem die Datenakquisition startet (Trigger). Der Algorithmus beachtet auch die Flanken der Bewegung, so daß entweder auf ansteigende oder abfallende Flanken der Bewegung eine Triggerung erfolgt. Schwanken die Periode oder die Bewegungsamplitude der Atmung stark, sind die Flanken der Bewegung durch den Algorithmus schwer zu bestimmen und die Triggerung setzt aus.

An Probandenmessungen wurde unter freier Atmung sowohl die Gurtdaten als auch die Spulenpositionen protokolliert und diese nach Angleichung der Amplituden miteinander verglichen. Datensätze, die eine nicht-optimale Aussteuerung der Gurtdaten zeigten, wurden dabei nicht verwendet. Die Projektionsmessungen wurden mit der in Kapitel 3.5.2 vorgestellten SE-Sequenz mit einer Repetitionszeit von  $T_R = 180$  ms durchgeführt, was einer Abtastrate von 5,6 Hz entspricht. Die zeitliche Auflösung bei der Auslese der Gurtdaten ist mit 50 Hz vorgegeben. Abbildung 4.5 zeigt die über einen Zeitraum von 42 s protokollierten Zeitverläufe von Gurtdaten und Spulenposition. Der qualitative Verlauf der beiden Meßkurven stimmt im Wesentlichen überein. Unterschiede der beiden Kurven sind durch den adaptiven

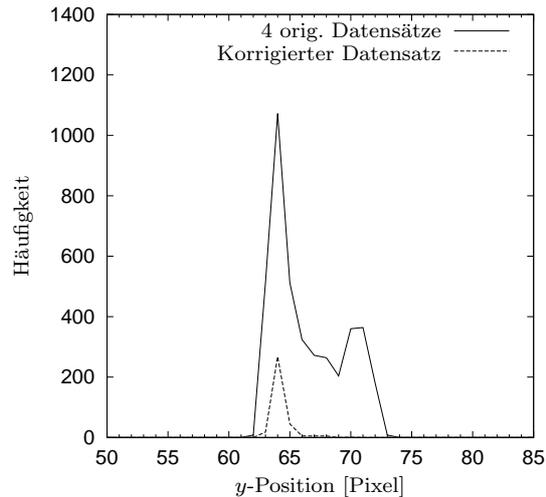
Algorithmus der Gurtaussteuerung und das unterschiedliche Meßprinzip zu erklären. Die Spulenposition detektiert die Translation der Spule in  $y$ -Richtung, während der Atemgurt eine Volumendehnung mißt. Eine Erklärung für die besonders großen Unterschiede an den Wendepunkten der Bewegung liefert wiederum die automatische Aussteuerung des Gurtes. Zum Zeitpunkt des Triggersignals, d. h. bei einem konstanten Schwellwert des Gurtes, wurden die Spulenpositionen protokolliert, die zeitlich am nächsten am Triggersignal lagen. Trotz des recht unterschiedlichen Verlaufs von Gurt- und Spulendaten an den Wendepunkten variierten die Spulenpositionen zum Triggerzeitpunkt des Gurtes im Schnitt nur um etwa  $\pm 2$  mm.

#### 4.3.4 Retrospektive Bewegungskorrektur

Zur Durchführung einer retrospektiven Bewegungskorrektur wurde überprüft, wieviele Bild-Datensätze aufgenommen werden müssen, um eine ausreichende Korrektur der Bewegung vornehmen zu können. Dazu wurden 24 Datensätze hintereinander unter freier Atmung aufgenommen und die Bildqualität der korrigierten Bilder unter Verwendung von 1 – 24 Datensätzen verglichen (s. Abb. 4.8), wobei nur  $k$ -Raum-Zeilen zur Rekonstruktion verwendet wurden, die exakt bei der am häufigsten vorkommenden Spulenposition akquiriert worden sind. Falls diese Position in den Datensätzen nicht vorhanden war, wurde die am nächsten gelegene Position verwendet. Aus den Abbildungen 4.8(a)-(i) ist zu erkennen, daß ab einer Anzahl von vier Datensätzen, die zur Rekonstruktion verwendet wurden, keine weitere signifikante Reduzierung der Bewegungsartefakte zu erreichen war.

Ein Maß für die Qualität der Rekonstruktion ist auch die Form des Histogramms (s. Abb. 4.6). Die Fläche unter dem Histogramm gibt die Anzahl der für ein Bild benötigten Phasenkodierschritte (hier  $N = 256$ ) an. Eine ideale Rekonstruktion gelingt, wenn die Häufigkeit einer bestimmten Position mit der Anzahl der Phasenkodierschritte übereinstimmt. Müssen benachbarte Positionen mit einbezogen werden, nimmt die Höhe ab und das Histogramm wird breiter.

Für alle folgenden Nachverarbeitungsschritte wurden nun immer genau 4 Datensätze zur Rekonstruktion verwendet, jedoch die Breite des Akzeptanzfensters variiert. In den Abbildungen 4.9(a)-(i) ist die Abhängigkeit der Bildqualität von der Breite des Akzeptanzfenster gezeigt. Wie zu erwarten, verringern sich die Artefakte bei der Verkleinerung des Fensters.



**Abb. 4.6:** Häufigkeitsverteilung der Markerpositionen während einer Messung von 4 Datensätzen und eines korrigierten Datensatzes.

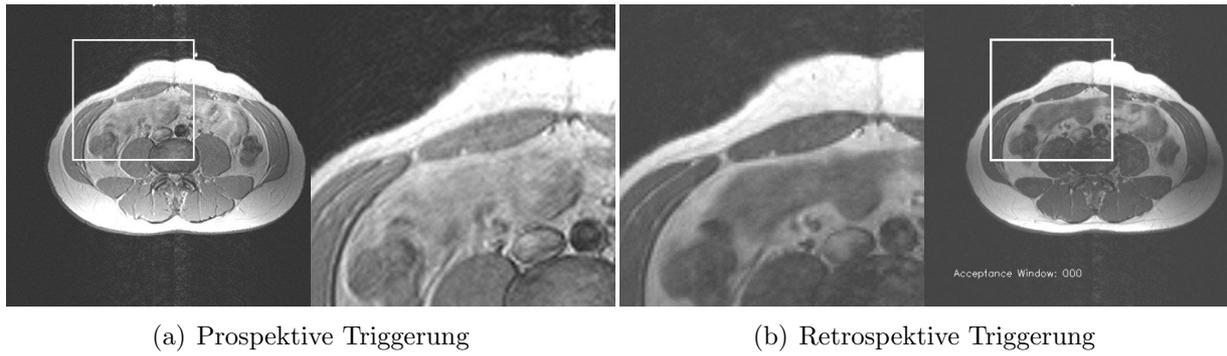
Abb.	$T_R$ [ms]	$T_E$ [ms]	$D$ [mm]	$FOV$ [mm <sup>2</sup> ]	Matrix	$BW$ [Hz/Px]	$T_{acq}$ [min]
4.7(a)	$\approx 5$ s	15	5	$350 \times 350$	$256 \times 256$	130	21:34
4.7(b)	600 ms	15	5	$350 \times 350$	$256 \times 256$	130	11:27

**Tab. 4.1:** Sequenzparameter der Vergleichsmessungen prospektiv/retrospektiv

Die Bildnachbearbeitung für alle weiteren Messungen zur Bewegungskorrektur wurde deshalb mit Akzeptanzfenstern der Breite 0 oder 1 durchgeführt. Um ein vergleichbares SNR bei allen rekonstruierten Bildern zu erhalten, wurde auf Mittelungen verzichtet, falls für eine Markerposition mehrere Datenzeilen zur Verfügung standen.

Zur Beurteilung der Qualität wurden Vergleichsmessungen mit einer SE-Sequenz durchgeführt, die durch das Gurtsystem getriggert wurde. Beide Verfahren lieferten vergleichbare Ergebnisse bei der Vermeidung von Bewegungsartefakten (s. Abb. 4.7). Der Unterschied im Bildkontrast ist auf die unterschiedlichen Repetitionszeiten zurückzuführen. Während bei der retrospektiven Bewegungskorrektur ein festes  $T_R$  gewählt werden kann, hängt die Repetitionszeit bei der prospektiven Methode von der Atemfrequenz ab. Die Triggerperiode bei entspannter Atmung lag bei etwa fünf Sekunden, kann jedoch stark variieren, so daß sich ein Mischkontrast einstellt, je nachdem wann der Phasenkodierschritt für  $k_y = 0$  durchgeführt wird.

Ein weiterer Vorteil der retrospektiven Bewegungskorrektur liegt in der zum Vergleich mit der prospektiven Triggerung verkürzten Gesamtmeßdauer. Bei der Aufnahme von vier Da-



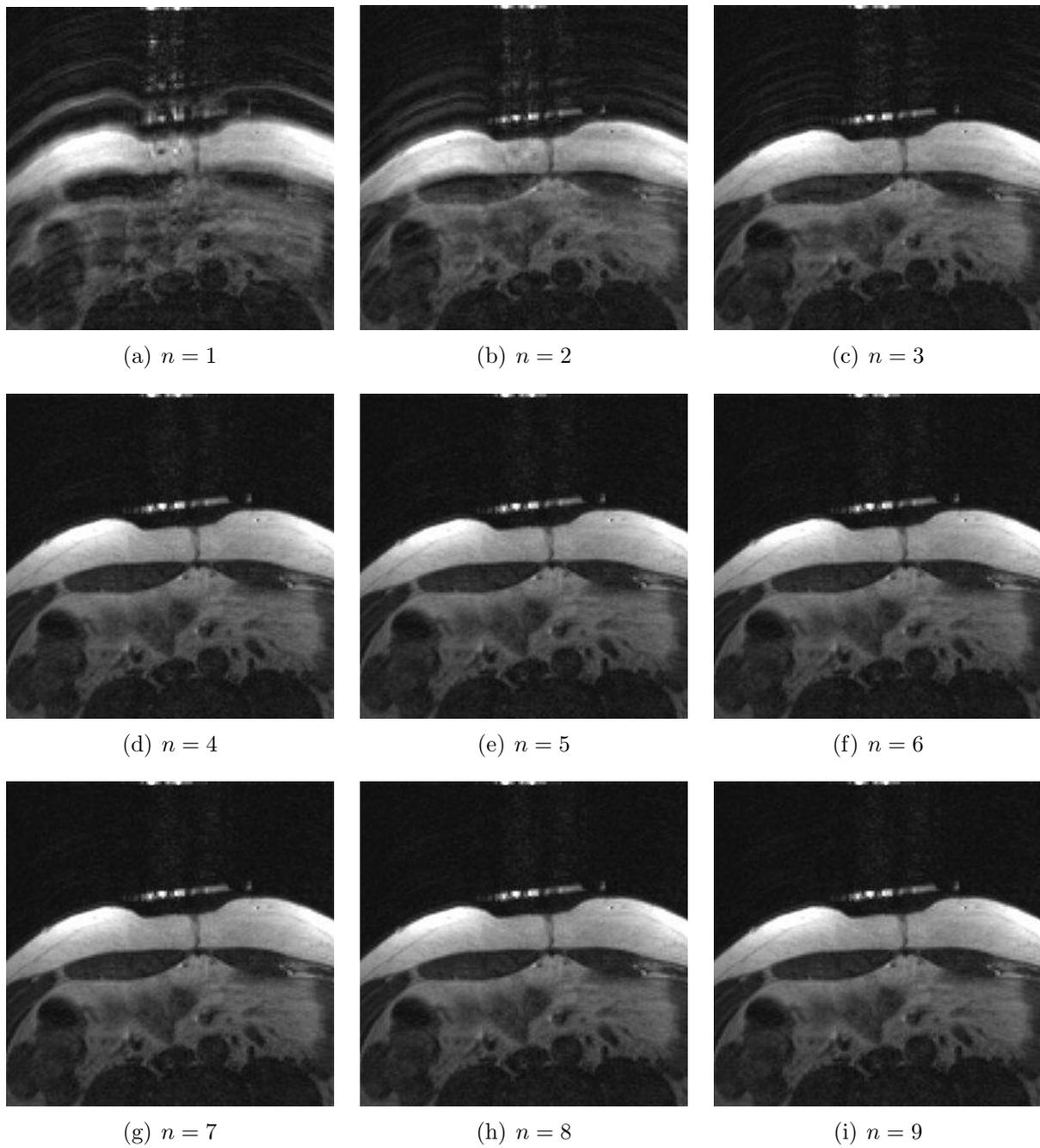
**Abb. 4.7:** Vergleich zwischen Triggerung mit Gurt (a) und retrospektiver Triggerung durch Analyse der Markerdaten. Der Kontrastunterschied beruht auf den unterschiedlichen Repe-  
titionszeiten von  $T_R \approx 5$  s bei (a) und  $T_R \approx 600$  ms bei (b).

Sequenz	$T_R$ [ms]	$T_E$ [ms]	$D$ [mm]	$FOV$ [mm <sup>2</sup> ]	Matrix	$BW$ [Hz/Px]
SE	300	15	5	350×350	256×256	130

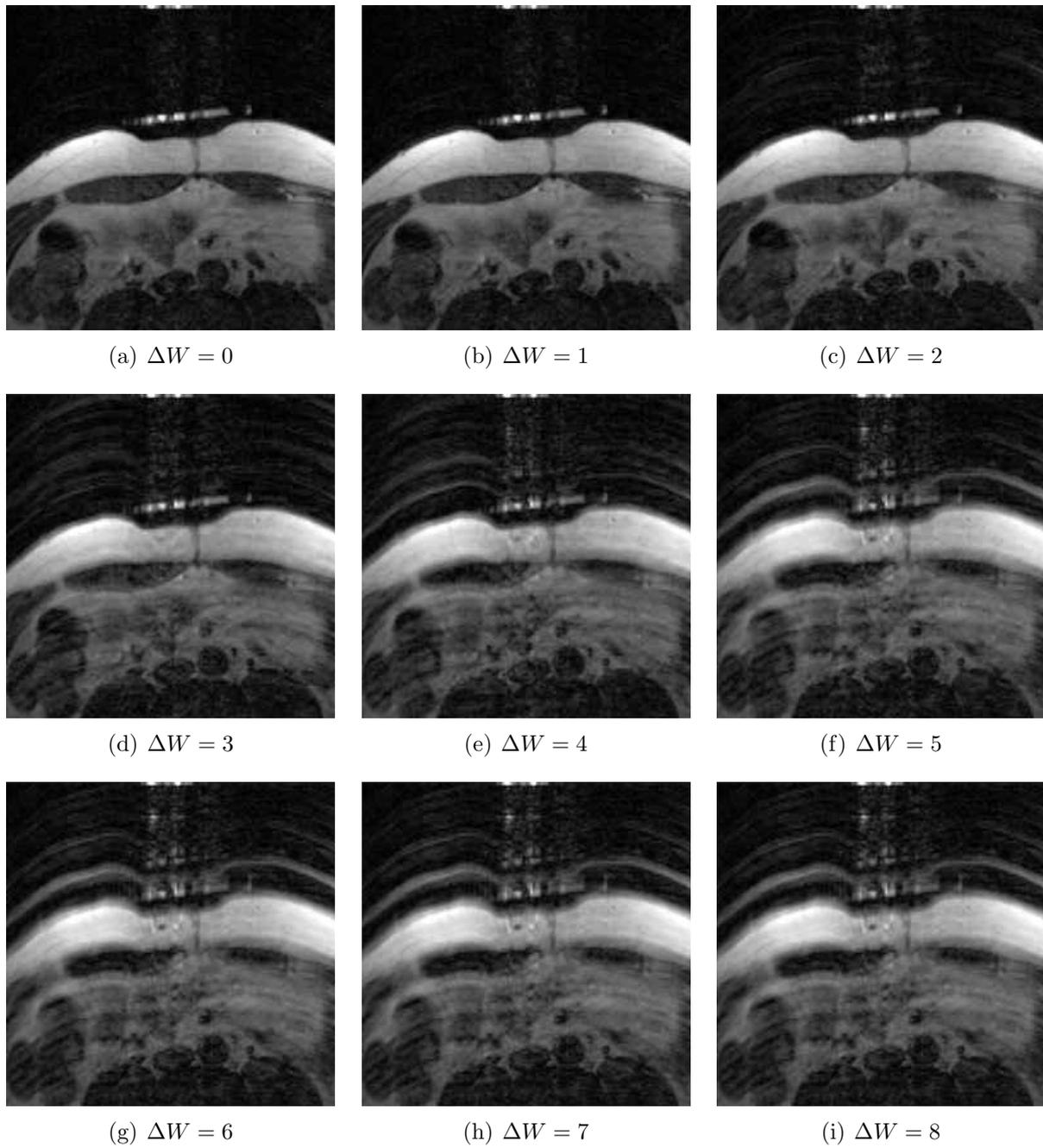
**Tab. 4.2:** Sequenzparameter der 24 Messungen zur Beurteilung der Bildqualität der retrospektiven  
Bewegungskorrektur

tensätzen lag die gesamte Meßzeit mit einer Repetitionszeit  $T_R = 600$  ms und einer Matrix-  
größe von  $256 \times 256$  bei 11:22 min. Die Akquisitionsdauer der Messung mit Atemgurt betrug  
20:34 min.

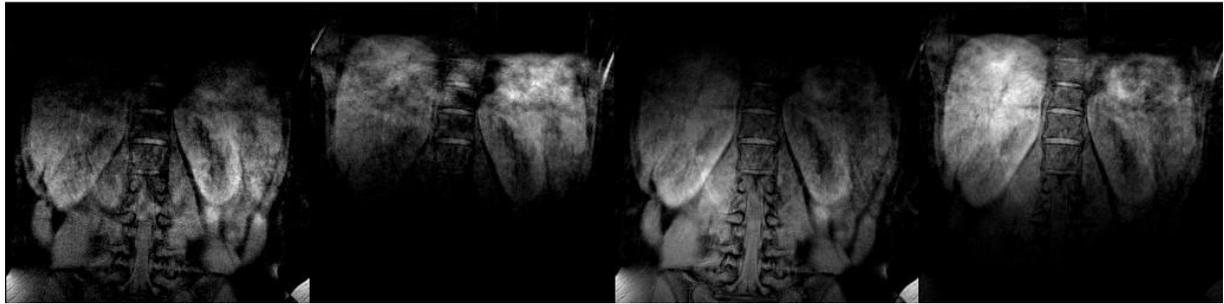
Ein Vergleich der unkorrigierten Bilder der einzelnen Empfangskanäle (Body Array 1, Body  
Array 2, 2×Spine Array) mit den korrigierten Bildern ist in den Abbildungen 4.10(a) und  
4.10(b) dargestellt. Zusätzlich können aus allen unkorrigierten Datensätzen gemittelte Bil-  
der (s. Abb. 4.10(c)) rekonstruiert werden, welche jedoch noch deutliche Bewegungsartefakte  
zeigen.



**Abb. 4.8:** Artefaktverhalten in Abhängigkeit von der Anzahl verwendeter Datensätze  $n$  bei retrospektiver Bewegungskorrektur



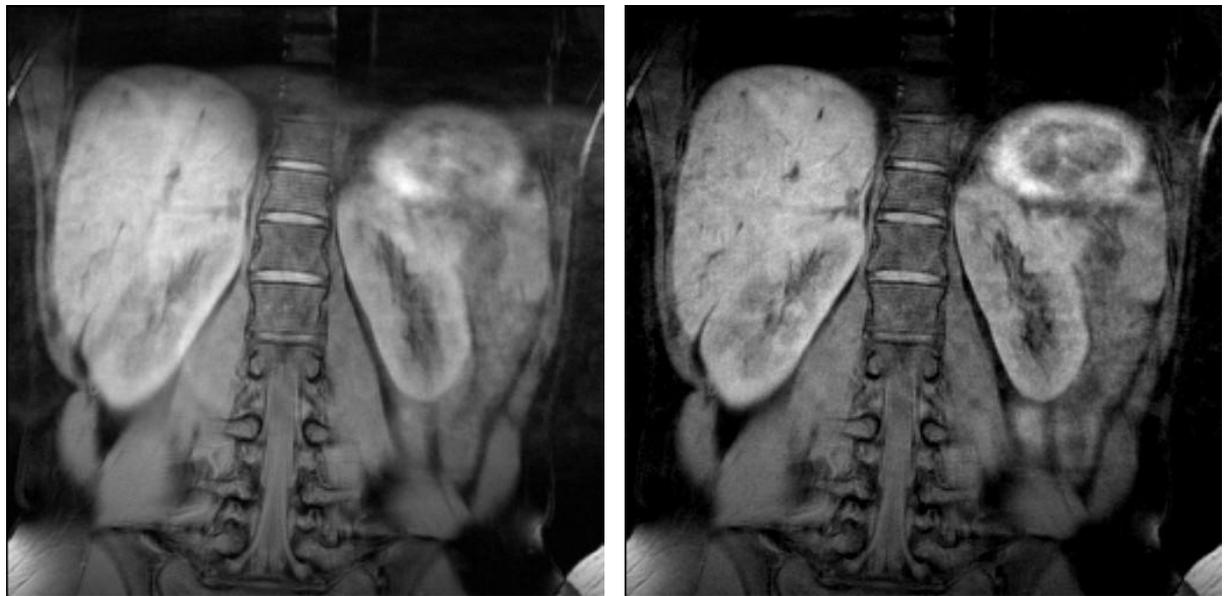
**Abb. 4.9:** Artefaktverhalten in Abhängigkeit von der Breite des Akzeptanzfenster  $\Delta W$  bei retrospektiver Bewegungskorrektur



(a) Unkorrigierte Bilder der einzelnen Empfangskanäle



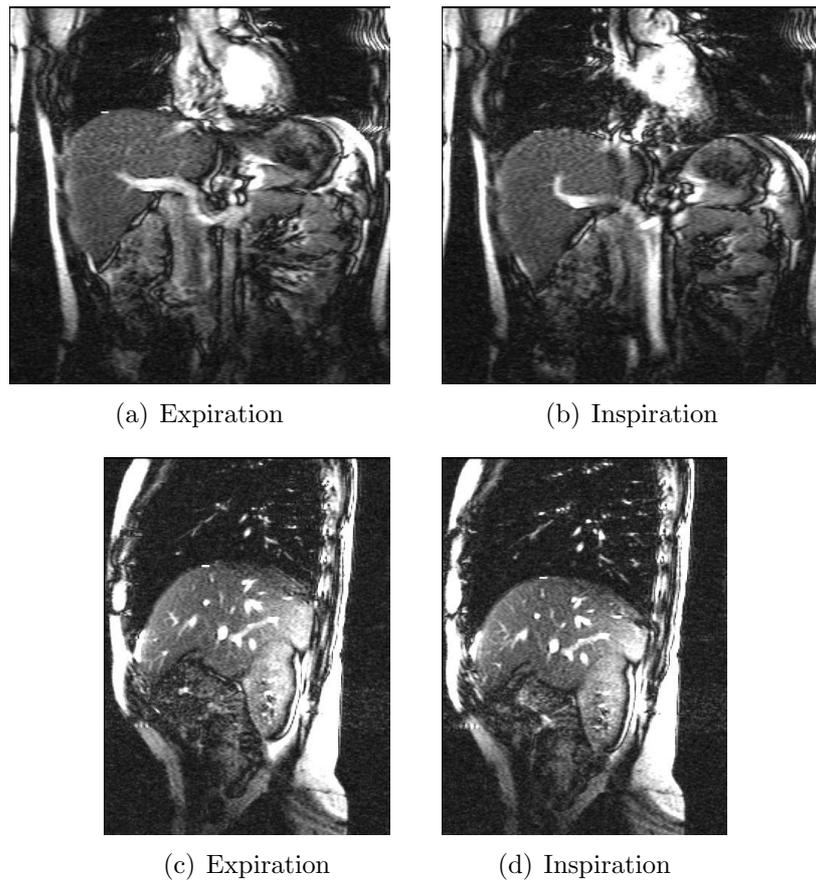
(b) Korrigierte Bilder der einzelnen Empfangskanäle



(c) Mittelung

(d) Korrigierte Schicht

**Abb. 4.10:** Retrospektive Bewegungskorrektur aus 4 SE-Datensätzen mit Fettunterdrückung

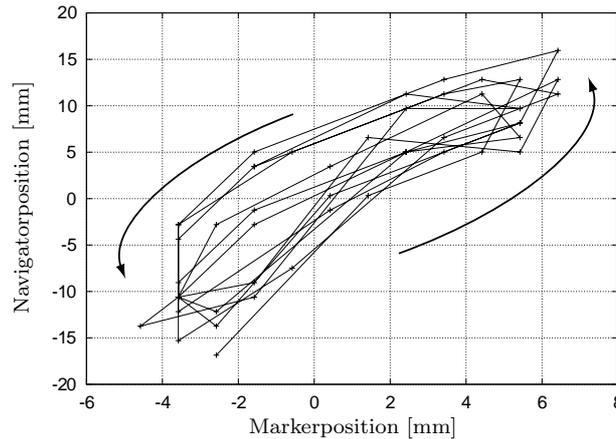


**Abb. 4.11:** Darstellung zweier Atemlagen mit der trueFISP-Sequenz in koronarer (a),(b) und sagittaler (c),(d) Schnittführung. Die detektierte Navigatorposition am oberen Leberpol ist jeweils durch einen hellen Balken gekennzeichnet.

## 4.4 Messung der Atembewegung mit induktiv gekoppelter Markerspule

In diesem Abschnitt wird beschrieben, wie mit schneller trueFISP-Bildgebung die Bewegung des Leberpols direkt aus den Bilddaten extrahiert und mit der Bewegung der Markerspule verglichen wurde [ZUP<sup>+</sup>05], [PZF<sup>+</sup>05].

Anhand des Übergangs Lunge zu Leber, wo der Bildkontrast besonders hoch ist, wurde die Position des Übergangs im Bereich fünf benachbarter Bildspalten bestimmt. Die Bestimmung dieser sog. Navigatorposition wurde in Bildern sowohl mit koronarer als auch mit sagittaler Schnittführung durchgeführt. Die Bildgebung erfolgte durch eine trueFISP-Sequenz mit etwa 3 Bildern/Sekunde. Zwischen der Aufnahme der Bilder wurde die Bewegung der Spule



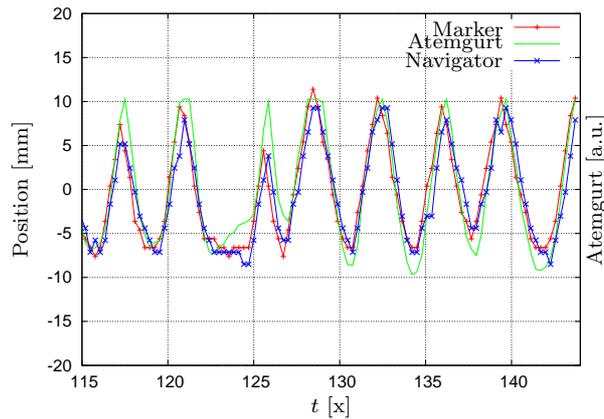
**Abb. 4.12:** Korrelation zwischen Marker- und Navigatorposition. Die Abweichung der Trajektorie von einer Geraden offenbart einen Phasenversatz zwischen den beiden Bewegungen.

protokolliert. Translationen entlang links-rechts und Kopf-Fuß sind vernachlässigbar, wie in den Abbildungen 3.13(c) und 3.13(e) erkennbar ist. Zum Vergleich mit den Markerpositionen wurden auch gleichzeitig die Daten des Atemgurtes protokolliert (s. Abb. 4.13).

Werden die Amplitudenwerte zweier periodischer Bewegungen gegeneinander aufgetragen, so erhält man eine Gerade, wenn die Bewegung phasengleich und mit gleicher Frequenz erfolgt. Die Auftragung von Marker- und Navigatorposition offenbart einen geringen Phasenversatz der beiden periodischen Bewegungen (s. Abb. 4.12), der u. a. durch den zeitlichen Versatz zwischen Spulendetektion und Bildaufnahme von bis zu einer halben Repetitionszeit (Trackingzeitpunkt bis Durchlaufen der  $k$ -Raum-Mitte) erklärbar ist. Denkbar ist auch ein realer Versatz in der Bewegung, da die Organe nicht starr miteinander verbunden und teilweise kompressibel sind. Es ist nun zu erwarten, daß bei einer gegebenen Spulenposition immer wieder eine entsprechende Navigatorposition eingenommen wird. Aufgrund des Phasenversatzes dürfen jedoch nur gleiche Flanken der Bewegung verglichen werden, d. h. auf- oder absteigende Flanke der Bewegung.

Für verschiedene Positionen der Markerspule mit variablen Akzeptanzfenster wurde untersucht, wie die zeitgleich akquirierten Navigatorpositionen verteilt sind. Dazu wurde für eine gewählte Markerposition<sup>1</sup>  $Pos_W$  [mm] und ein Akzeptanzfenster der Breite  $\Delta W$  [mm] die Standardabweichung für die auftretenden Navigatorpositionen bestimmt (s. Abb. 4.14(a)-(f)). Erwartungsgemäß nimmt die Streuung bei einer Vergrößerung des Akzeptanzfensters

<sup>1</sup>Der Nullpunkt wurde auf eine mittlere Position bezogen



**Abb. 4.13:** Darstellung von Marker-, Atemgurt- und Navigatorpositionen

	Korr.koeffizient
Marker-Navigator	$0,88 \pm 0,04$
Gurt-Navigator	$0,88 \pm 0,06$
Marker-Gurt	$0,86 \pm 0,08$

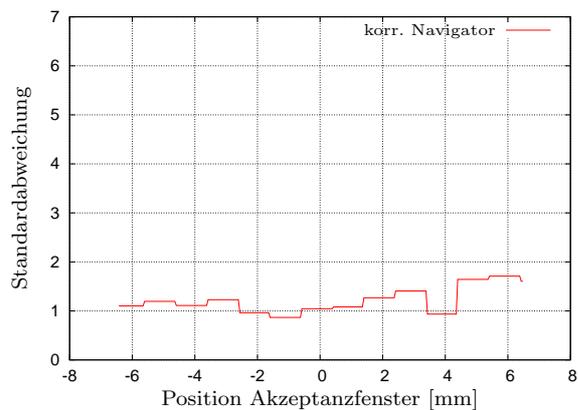
**Tab. 4.3:** Kreuzkorrelation der Positionsdaten

zu. Ein prinzipieller Unterschied bei Verwendung der aufsteigenden oder der absteigenden Flanke der Bewegung konnte nicht festgestellt werden. Es zeigte sich jedoch eine breitere Streuung der Navigatorpositionen bei der Verwendung beider Flanken, was eine Folge des relativen Phasenversatzes der beiden Bewegungen ist (s. Abb. 4.14(e),(f)). Eine Verengung des Akzeptanzfenster bewirkt eine Verkleinerung der Standardabweichung, jedoch wird auch die Anzahl der der ins Akzeptanzfenster fallenden Markerpositionen geringer. Bei einer Fensterbreite von  $\Delta W = 2$  wurde pro Atemperiode mit einer Wahrscheinlichkeit von 60%–70% eine Markerposition innerhalb des Akzeptanzfensters detektiert.

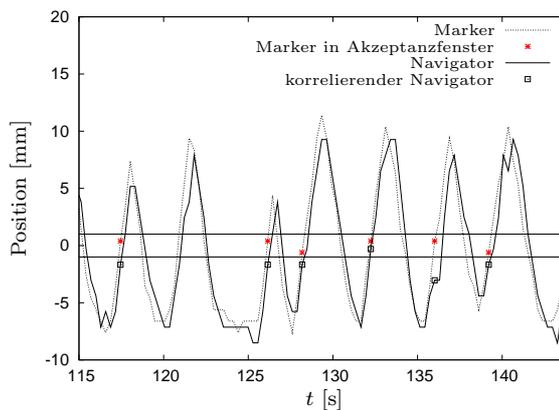
Es zeigte sich, daß die Atmung der Probanden individuell verschieden ist, z. B. das Verhältnis von Navigatoramplitude zu Markeramplitude zwischen 1 und 2 betrug. Hauptursache dafür könnte die individuell verschiedene Atmung der Probanden sowie die je nach Proband variierende Platzierung der Markerspule sein. Man unterscheidet zwischen sog. Brust- und Bauch-

trueFISP	$T_R$ [ms]	$T_E$ [ms]	$D$ [mm]	FOV [mm <sup>2</sup> ]	Matrix	BW [Hz/Px]
koronar	3,7	1,8	7	350×350	128×256	890

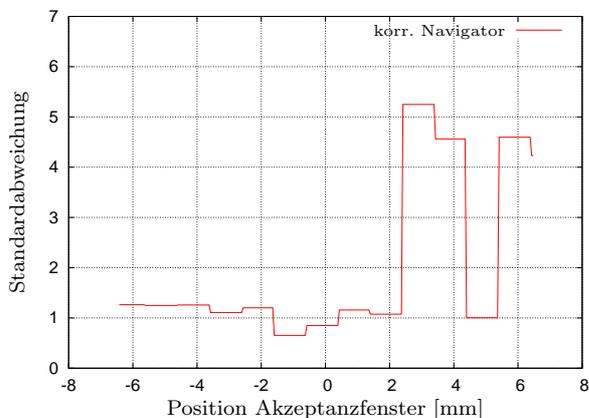
**Tab. 4.4:** Sequenzparameter der trueFISP-Bildserien zur Bestimmung der Organbeweglichkeit



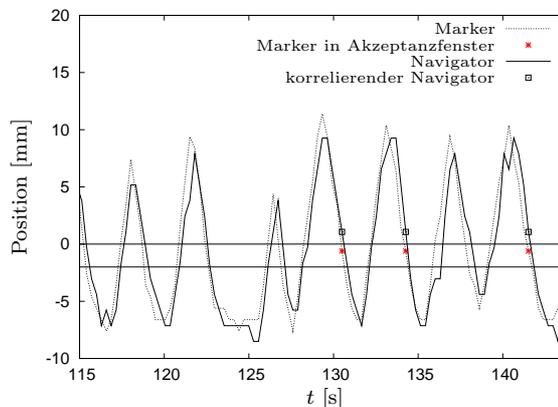
(a) Aufsteigende Flanken



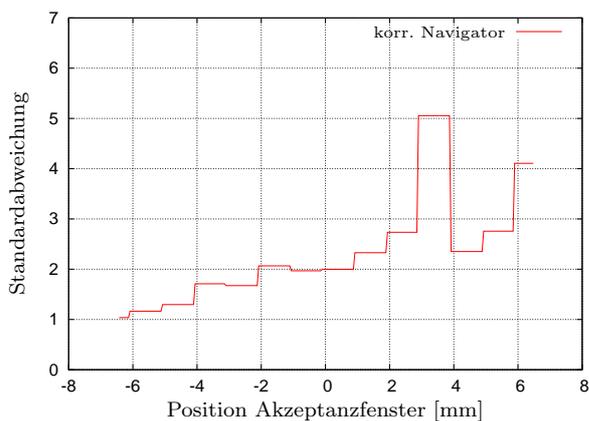
(b)  $Pos_W = 0, \Delta W = 2$



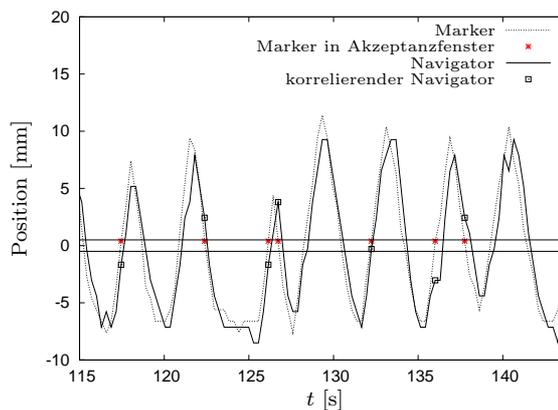
(c) Abfallende Flanken



(d)  $Pos_W = -1, \Delta W = 2$



(e) Beide Flanken



(f)  $Pos_W = 0, \Delta W = 1$

**Abb. 4.14:** Vergleich der Korrelation zwischen Marker- und Navigatorpositionen eines Datensatzes (s. Abb. 4.11(a), 4.11(b)) mit coronarer Schnittführung. Gezeigt ist jeweils nur ein Abschnitt der Messung. Bei (a), (b) Triggerung bei aufsteigenden Flanken, (b),(c) abfallenden Flanken und (d),(e) Verwendung beider Flanken.

atmung, d. h. vorzugsweise Dehnung des Brustkorbes oder der Bauchdecke bei Atmung. Bei den meisten, vorwiegend männlichen Probanden, lag eine Mischform vor, mit der Tendenz zur Bauchatmung. Um möglichst große Markeramplituden zu erhalten und die relativen Fehler zu minimieren, wurde die Markerspule an die Stelle mit den größten Dehnungsdifferenzen platziert. Dies war in den zur Auswertung herangezogenen Probandenmessungen jeweils im Bereich des Bauchnabels. Vor Durchführung der Messung wurden keine Anweisungen zur Art der Atmung gegeben, um die Atembewegung möglichst natürlich zu belassen.

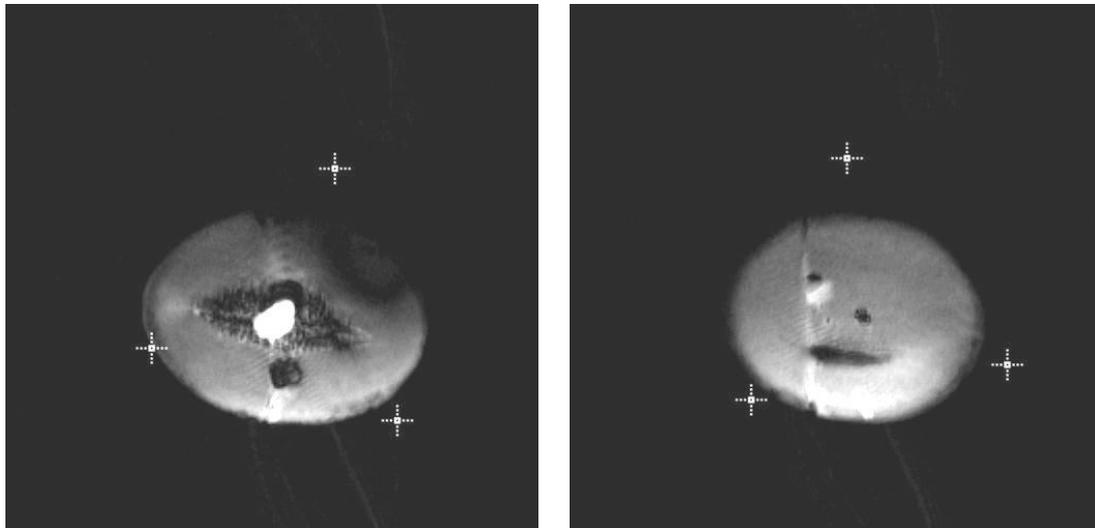
Die Berechnung der Kreuzkorrelationskoeffizienten zwischen Gurtdaten und Spulendaten mit den Navigatorpositionen zeigt, daß die Bewegungen gut miteinander korrelieren (Koeffizienten nahe 1). Die aus 13 Datensätzen gemittelten Kreuzkorrelationskoeffizienten sind in Tabelle 4.3 gezeigt.

## 4.5 Nadelverfolgung mit aktiven Markerspulen

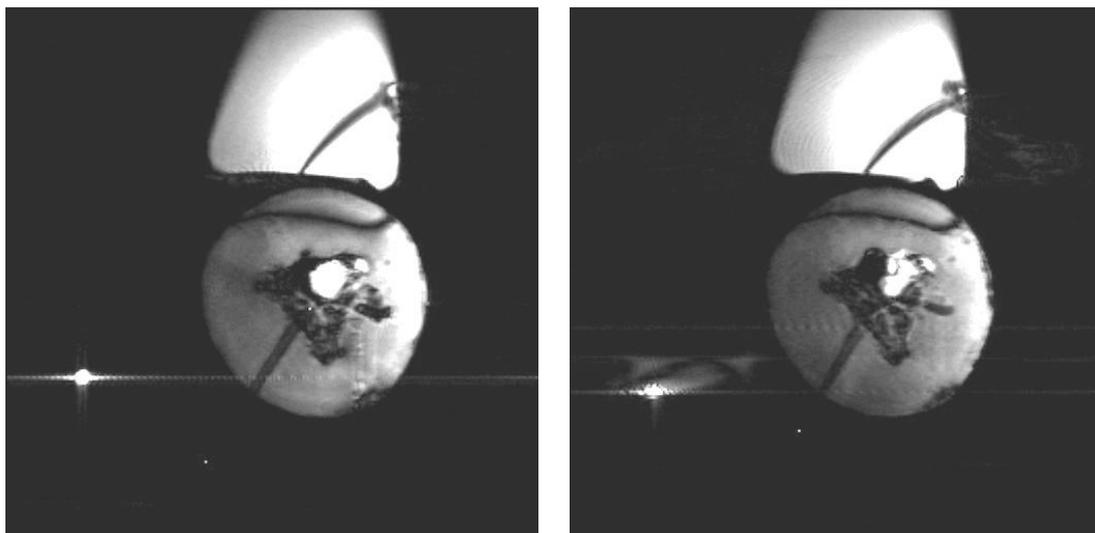
### 4.5.1 Messungen mit Nadelhalter

Die ersten Versuche zur aktiven Schichtnachführung mit dem Nadelhalter wurden mit einer trueFISP-Sequenz durchgeführt. In eine Honigmelone ( $\varnothing = (13 \pm 3)$  cm) wurden jeweils zwei unterschiedlich große ( $\varnothing 13$  mm,  $\varnothing 20$  mm), mit Kontrastmittellösung ( $[\text{Gd-DTPA}]/[\text{H}_2\text{O}] \approx 1/100$ ) gefüllte Latexballone eingebracht. Die Entfernung von der Oberfläche der Melone betrug beim kleineren Ballon 20 mm und beim größeren 60 mm.

Die Beobachtung und interaktive Schichtausrichtung am User Interface über den In-Room-Monitor der Punktionen beider Ziele erfolgte unter kontinuierlicher MR-Bildgebung mit einer Bildwiederholrate von 0,8 Hz (s. Abb. 4.15). Die Überprüfung der Punktion erfolgte durch Kontrollaufnahmen vor und nach der Punktion in transversaler Schnittführung (s. Abb. 4.16). Auf diesen Aufnahmen ist deutlich ein Auslaufen der Kontrastmittellösungen zu erkennen, was die erfolgreiche Punktion beider Ziele bestätigt. Über das User Interface konnte zur Laufzeit der Sequenz zu einer Orientierung senkrecht zur Nadel geschaltet werden, um eine bessere Übersicht zu erlangen. Die Bedienung und die Durchführung der Punktion wurde



(a) Orientierung senkrecht zum Stichkanal

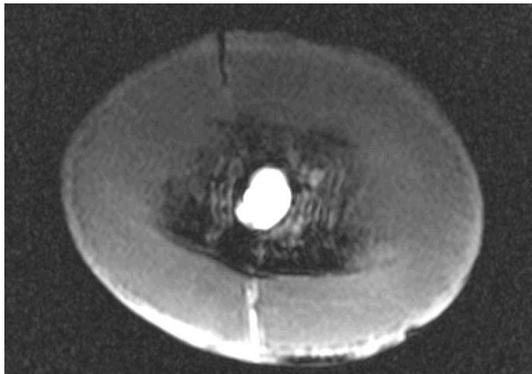


(b) Nadel liegt in Bildgebungsschicht

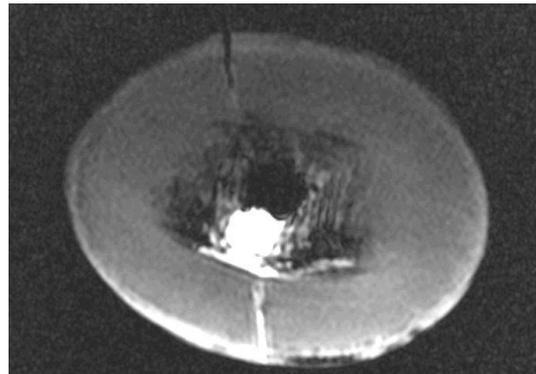
**Abb. 4.15:** trueFISP-Einzelbilder aus einer Serie mit 0,8 Bildern/Sekunde.

(a) Die Projektionen der Spulenpositionen sind ins Bild eingepreßt. Ziel war die Punktion des Latexballons (hell) in der Mitte der Honigmelone.

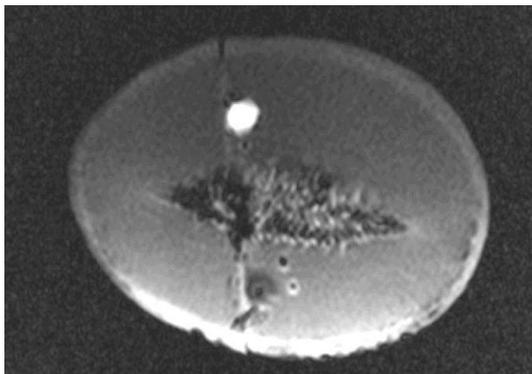
(b) Spitze und Ende der Nadel sind durch kleine helle Punkte gekennzeichnet. Das Ziel konnte erfolgreich punktiert werden (rechts)



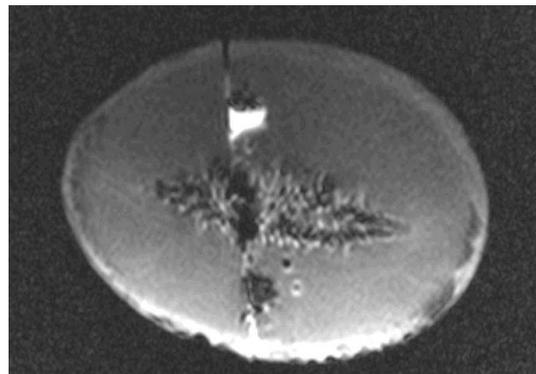
(a) Großes Ziel vor Punktion



(b) Großes Ziel nach Punktion



(c) Kleines Ziel vor Punktion



(d) Kleines Ziel nach Punktion

**Abb. 4.16:** Kontrolle der Punktion mit transversaler Schichtorientierung. In beiden Fällen konnte das Ziel erfolgreich punktiert werden. Ein Auslaufen der im Bild hell abgebildeten Kontrastmittellösung ist deutlich zu erkennen.

Sequenz	$T_R$ [ms]	$T_E$ [ms]	$D$ [mm]	$FOV$ [mm <sup>2</sup> ]	Matrix	$BW$ [Hz/Px]
trueFISP	4,8	2,3	6	300×300	256×256	575

**Tab. 4.5:** Sequenzparameter bei Punktion mit Nadelhalter unter MR-Beobachtung

von einer einzelnen Person durchgeführt und gelang innerhalb von 3:22 min beim kleineren Ziel und 6:30 min beim größeren [ZZV<sup>+</sup>03a].

## 4.5.2 HASTE

Zur Nadelverfolgung wurden ausgehend von einer vom Hersteller bereitgestellten HASTE-Sequenz mehrere Sequenzen mit automatischer Schichtnachführung abgeleitet. Dazu mußten Änderungen der Pulssequenzen und der Bildrekonstruktionssoftware vorgenommen werden:

### PULSSEQUENZ-PROGRAMMIERUNG

Die Programmierung der Pulssequenzen erfolgt in der *IDEA*-Entwicklungsumgebung<sup>2</sup> in c++ auf dem Host-Rechner. Hier wird die zeitliche Abfolge des Sequenzschemas festgelegt und die Neuorientierung der Schicht vorbereitet. Dazu werden die aktuellen Koordinaten der Marker vom Bildrechner entgegengenommen.

### PROGRAMMIERUNG DER BILDREKONSTRUKTION

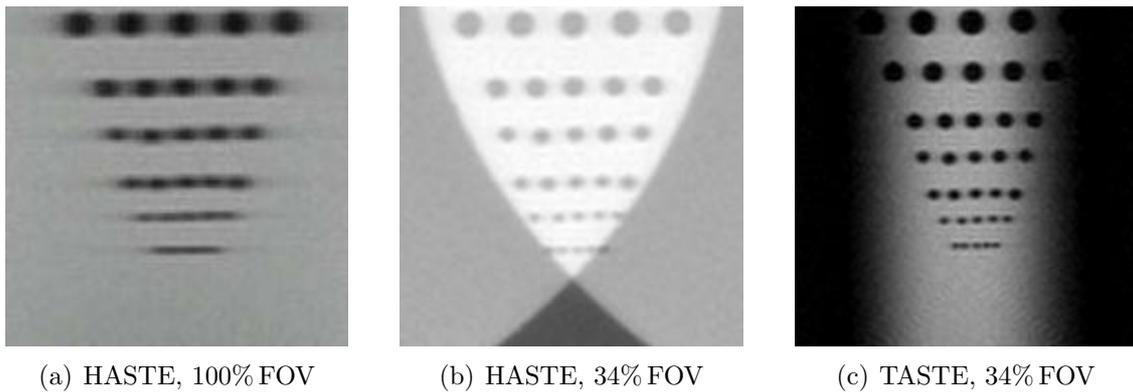
Die Auswertung der Markerpositionen und die Bildrekonstruktion erfolgt durch das *ICE*<sup>3</sup> auf dem Bildrechner (ebenfalls c++). Die Koordinaten der Markerspulen werden noch während der Bildakquisition an den Gradientenrechner geschickt werden, um die Nachführung der Schicht zu realisieren (Feedback). Dieser Feedback-Mechanismus wurde in die HASTE- und TASTE-Sequenzen integriert.

## 4.5.3 TASTE

Ausgehend von dieser HASTE-Sequenz wurde eine weitere Variante entwickelt (s. Abb. 4.19), die einen um die Nadeltrajektorie beschränkten Stichkanal schnell abbilden kann. Dazu wur-

<sup>2</sup>Integrated Development Environment for Applications: IDEA, VA 25B

<sup>3</sup>Image Calculation Environment



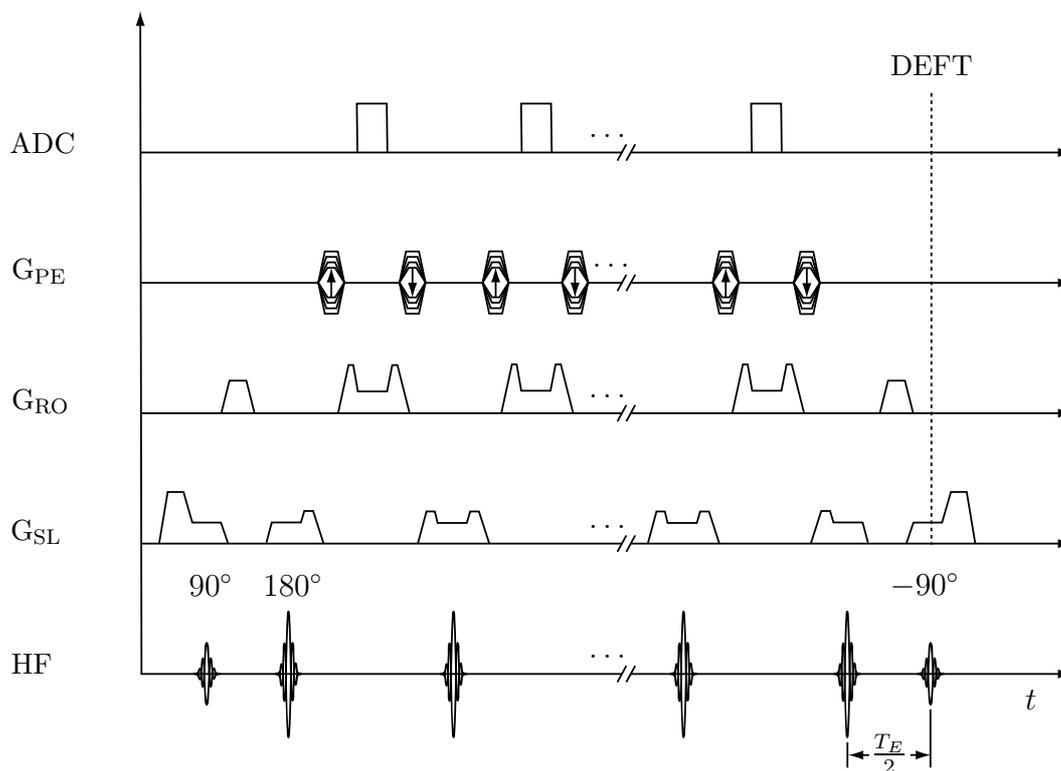
**Abb. 4.17:** Detailaufnahmen eines Auflösungsphantoms. Verbesserte Schärfe durch Verkürzung der Echoauslese bei eingeschränktem FOV. Bei allen Aufnahmen beträgt die Auflösung  $0,78 \text{ mm} \times 0,78 \text{ mm}$ . Die kleinsten Strukturen in der unteren Reihe besitzen einen Durchmesser von ca. 1 Millimeter und können in (b) und (c) gerade noch aufgelöst werden.

de eine sog. Local-Look [FHC<sup>+</sup>85] oder Inner-Volume-Technik [BAN<sup>+</sup>98] verwendet. Ein Nachteil dieser Techniken ist die Beschränkung der Bildgebung auf eine einzelne Schicht, da bei senkrecht aufeinander stehenden Anregungs- und Refokussierschichten bei Mehrschichtaufnahmen unerwünschte Signalsättigungen im Bild entstehen würden. Dies stellt jedoch bei der Echtzeitbildgebung, die pro Repetitionszeit nur eine Bildschicht darstellt, kein Problem dar.

#### 4.5.4 DEFT

In die schichtnachgeführten HASTE- und TASTE-Sequenzen wurde zusätzlich ein DEFT-Puls implementiert (s. Abb. 4.18 u. 4.20). Da am Ende einer Sequenz mit DEFT-Puls keine Spoiler angewendet werden, sind vermehrt Bildartefakte zu erwarten. Eine negative Beeinträchtigung der Bildqualität wurde jedoch nicht beobachtet.

Wie die Signalgleichung (2.74) erkennen läßt, ergibt sich ein Signalgewinn bei kurzen Repetitionszeiten (s. Abb. 4.21(f)) oder ein guter Kontrast zwischen Geweben, deren  $T_1/T_2$ -Verhältnis sich stark unterscheidet (s. Abb. 4.21(h)). Besonders guter Bildkontrast bildet sich beispielsweise im Gehirn zwischen Liquor ( $\frac{T_1}{T_2} \approx 2$ ) und umliegender Gehirnschicht ( $\frac{T_1}{T_2} \approx 8$ ) aus [ZGM<sup>+</sup>05]. Im ungünstigsten Fall ist die Bildqualität identisch mit Sequenzen ohne DEFT-Puls (s. Abb. 4.21(a) u. 4.21(b)).

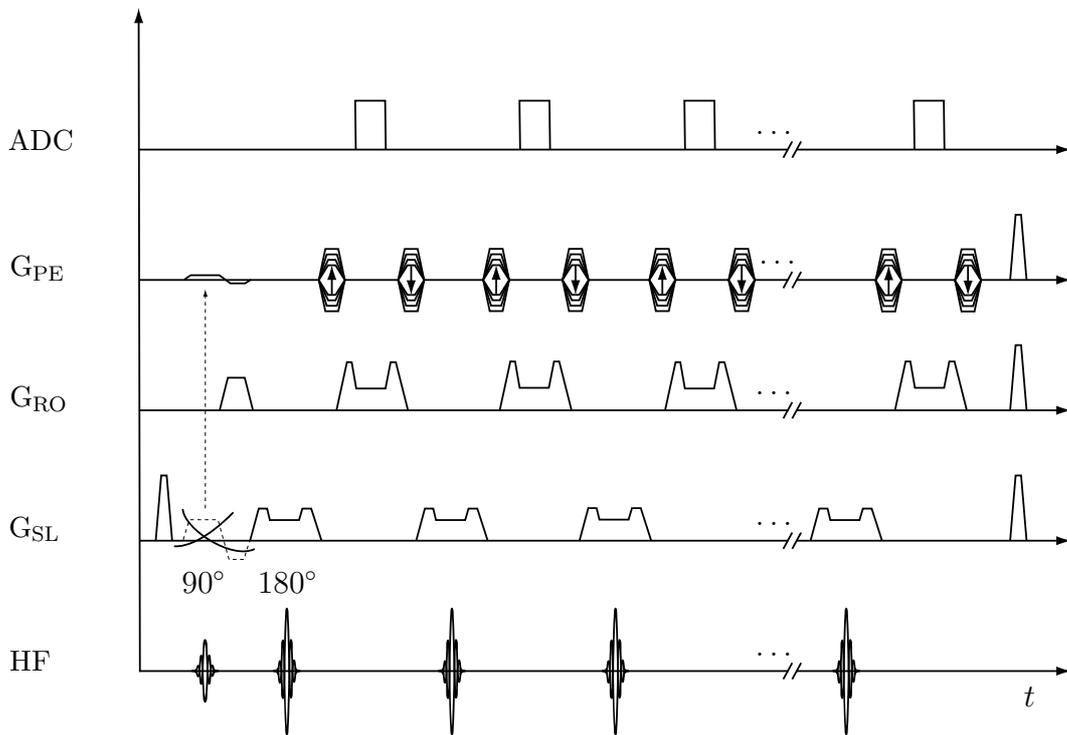


**Abb. 4.18:** D-HASTE: HASTE-Sequenz mit DEFT-Puls am Ende der Signalauslese

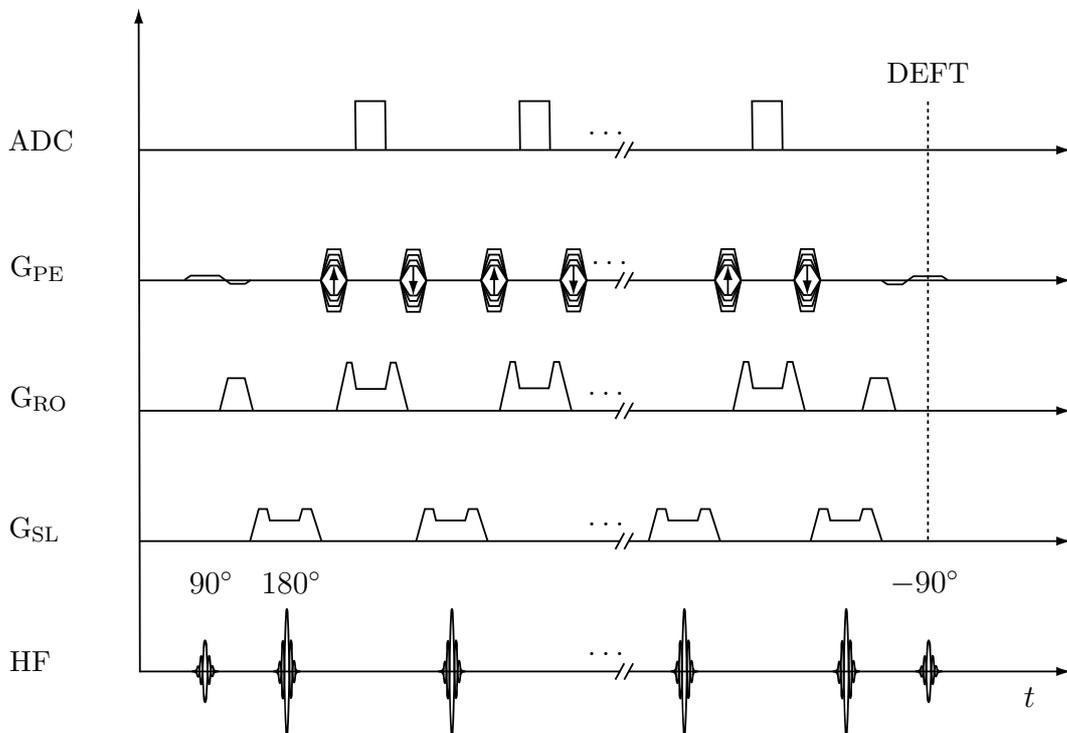
(D)-TASTE	$T_R$ [ms]	$T_E$ [ms]	$D$ [mm]	$FOV$ [mm <sup>2</sup> ]	Matrix	$BW$ [Hz/Px]	Akqu.
Kiwi	500	45	5	$64 \times 256$	$64 \times 256$	315	1
Kiwi	800	47	7	$100 \times 200$	$128 \times 256$	315	1
Kiwi	1500	54	7	$64 \times 128$	$128 \times 256$	100	1
Gehirn	2000	105	5	$102 \times 250$	$104 \times 256$	100	2

**Tab. 4.6:** Sequenzparameter bei TASTE-Bildgebung am Phantom und des Gehirn

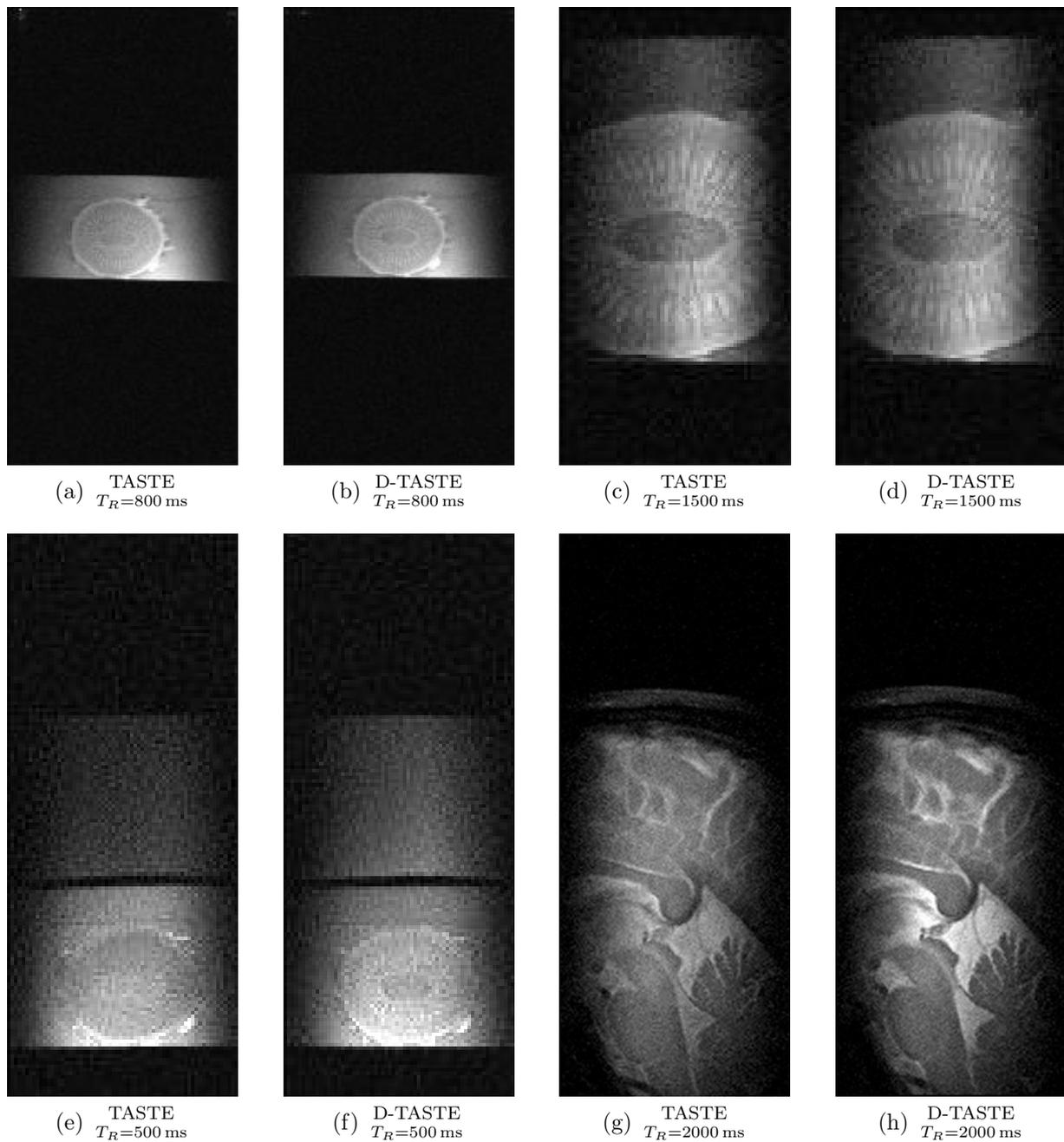
Durch das in PE-Richtung stark eingeschränkte FOV sind verkürzte Auslesezyklen möglich, die die Verschmierung des Bildes in PE-Richtung wesentlich verringern. Vergrößerte Ausschnitte (s. Abb. 4.17) des schon in Abbildung 3.21 gezeigten Vergleichs zwischen HASTE und TASTE zeigen deutlich mehr Details bei der TASTE-Sequenz bei gleichzeitig erheblich reduzierter Akquisitionszeit.



**Abb. 4.19:** TASTE: targeted-HASTE-Sequenz mit senkrecht zueinander stehender Anregungs- (PE-Richtung) und Refokussierschicht (SL-Richtung). Im Vergleich zur HASTE wird der Schichtselektionsgradient in PE-Richtung geschaltet.



**Abb. 4.20:** D-TASTE: TASTE-Sequenz mit DEFT-Puls am Ende der Signalauslese



**Abb. 4.21:** targeted-HASTE-Bildgebung ohne und mit DEFT-Puls (D-TASTE) am Beispiel einer Kiwi (a)-(f) und am Gehirn (g),(h). Bei kurzen Repetitionszeiten (f) oder kleinem  $T_1/T_2$ -Verhältnis wie beim Liquor (h) führt DEFT zur Signalverstärkung.

### 4.5.5 Assistenzsystem INNOMOTION

In diesem Abschnitt werden die Experimente und Ergebnisse zu Nadelinterventionen mit dem Assistenzsystem INNOMOTION beschrieben [ZGM<sup>+</sup>04], [BZG<sup>+</sup>04a], [BZG<sup>+</sup>04b]. Im Rahmen erster Bildgebungsversuche wurde überprüft, ob die Bildqualität durch das Assistenzsystem im passiven wie aktiven Zustand beeinträchtigt wird. Es zeigte sich, daß auch während das System Bewegungen durchführte eine störungsfreie MR-Bildgebung erfolgen konnte.

In den nachfolgend beschriebenen Phantomversuchen und in einem Tierversuch wurden die Möglichkeiten der TASTE-Bildgebung mit automatischer Schichtnachführung erprobt.

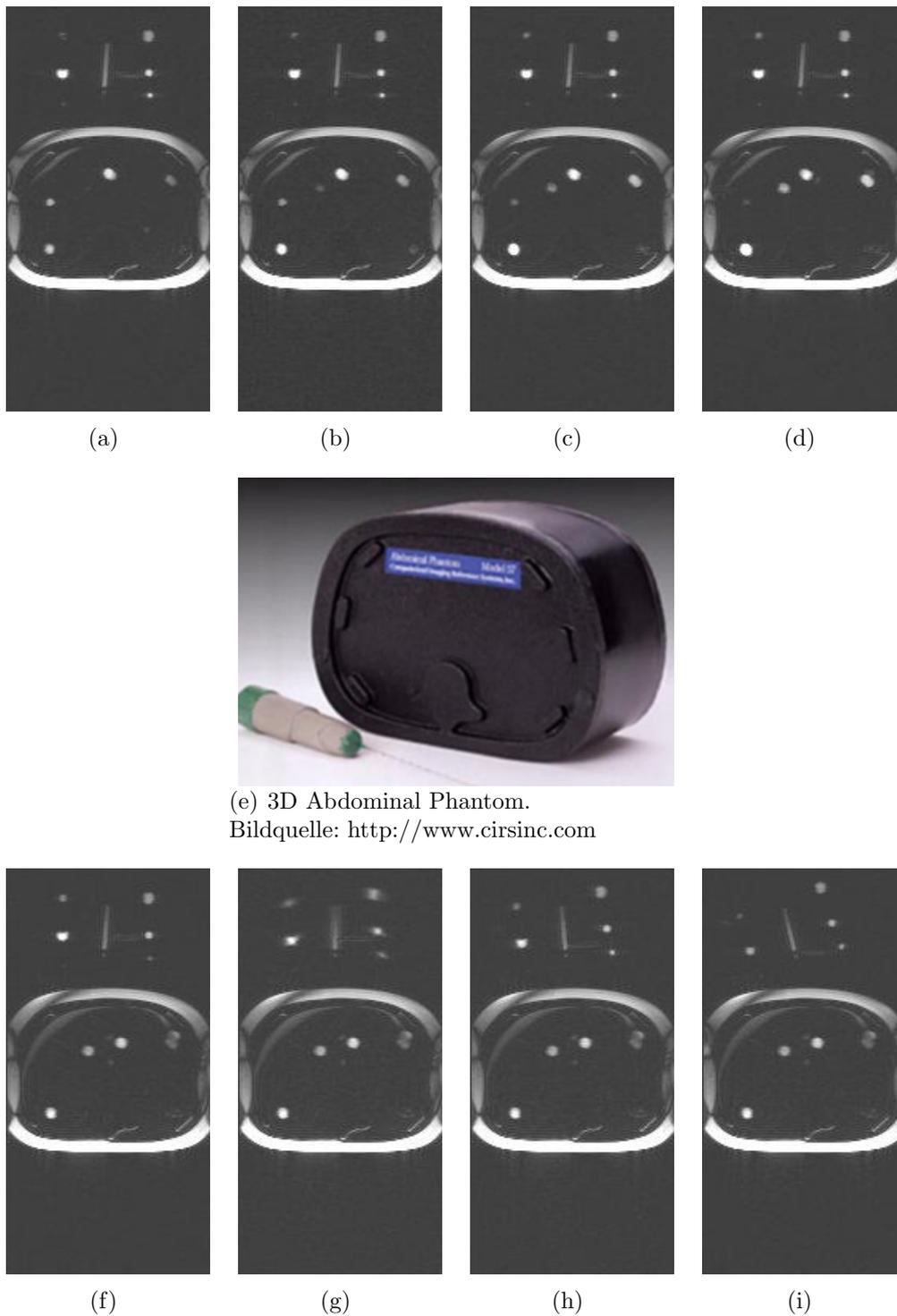
#### Phantomversuche

##### BILDGEBUNG DES BEWEGTEN ROBOTERARMES

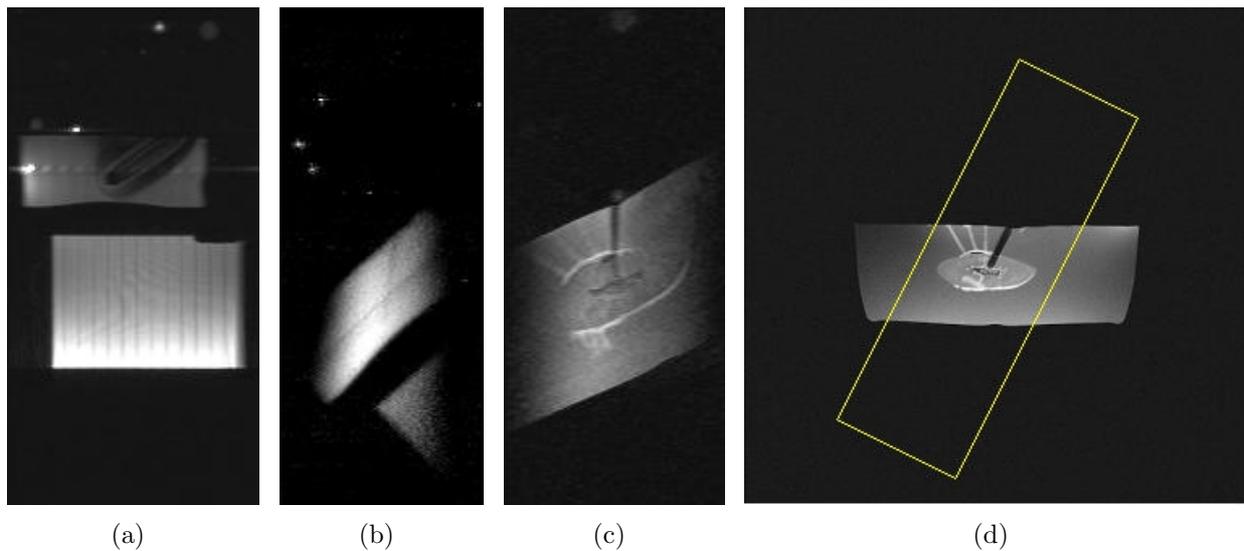
Es wurde getestet, ob es mittels schneller, schichtnachgeführter Bildgebung möglich ist, den Bewegungen des Armes während der Positionierung zu folgen. An einem Thorax-Phantom (Interventional 3D Abdominal Phantom, CIRS, Norfolk VA) wurden ein Verschieben des Armes in  $z$ -Richtung sowie Kippungen mit einer schichtnachgeführten trueFISP-Sequenz verfolgt (s. Abb. 4.22). In das Phantom wurden mehrere verschieden große Volumina eingearbeitet, die Läsionen darstellen sollen. Eine Verschiebung des Armes in  $z$ -Richtung ist daran zu erkennen, daß einige Volumina aus der Bildgebungsschicht verschwinden während andere neu erscheinen. Durch ein in PE-Richtung eingeschränktes FOV sowie einer auf 50% reduzierten Ortsauflösung in dieser Richtung konnte eine Bildwiederholrate von 3,5 Hz erreicht werden. Die Abbildungen 4.22(a)-(h) zeigen jeweils mit einem Intervall von 286 ms aufeinander folgende Einzelbilder der Serie. Über das User Interface konnte zudem während der Bildgebung eine Rotation der Phasenkodierrichtung veranlaßt werden, so daß eine beliebige Drehung des Bildes und damit eine angenehme Betrachtungsweise auf dem Bildschirm erfolgen kann.

##### BEOBACHTUNG VON INTERVENTIONEN

Nachdem der Kopf des Assistenzsystem die endgültige Position eingenommen hat, erfolgt manuell ein geplanter Nadeleinstich. Es wurden Einstiche an einem Gelatine-Phantom durchge-



**Abb. 4.22:** trueFISP-Bildgebung eines Thorax-Phantoms (e). Darstellung einer Translation in  $z$ -Richtung (a)-(d) und einer Kippung des Roboterarmes (f)-(i). Gezeigt sind jeweils 4 nacheinander folgende Einzelbilder im zeitlichen Abstand von 286 ms.



**Abb. 4.23:** Erste Versuche am Assistensystem INNOMOTION mit trueFISP- und TASTE-Bildgebung. Vergleich zwischen (a) trueFISP- und (b) TASTE-Sequenz. (c) Punktionsaufnahme einer Schweineniere in Gelatine und (d) SE-Kontrollaufnahme der Einstichversuche.

führt und trueFISP- sowie TASTE-Sequenzen zur Beobachtung eingesetzt. Abbildung 4.23(a) zeigt das Vorschieben der Nadel bei trueFISP-Bildgebung mit einer Bildwiederholrate von 2,3 Hz. In der gleichen Orientierung konnte der Vorschub auch mit der TASTE-Sequenz bei einer Bildwiederholrate von 1,7 Hz beobachtet werden (s. Abb. 4.23(b)). Im Vergleich mit der trueFISP-Sequenz (90 Phasenkodierschritte) erscheint wegen der Spinecho-Auslese und des kurzen Echozuges (49 Phasenkodierschritte) das Nadelartefakt deutlich kleiner.

Zur Beurteilung der Bildqualität bei der Darstellung anatomischer Strukturen wurde ein Phantom benutzt, in dem eine Schweineniere in Gelatine eingebettet war. Abbildung 4.23(c) zeigt ein Einzelbild einer TASTE-Serie, die mit einer Bildwiederholrate von 1 Hz akquiriert wurde und Abbildung 4.23(d) eine SE-Übersichtsaufnahme in transversaler Orientierung. Es wurde unter vier verschiedenen Winkeln innerhalb einer Ebene eingestochen und jeweils bis zum Zentrum der Niere vorgedrungen. Nach Erreichen des Zieles wurde durch die Hohl- nadel etwas Kontrastmittellösung (Gd-DTPA) gegeben, um die Stichkanäle auch nach dem Entfernen der Nadel sichtbar zu machen.

### Erprobung im Tierversuch

Zum Abschluß der experimentellen Untersuchungen wurde im Tierversuch eine roboterunterstützte Nadelintervention am narkotisierten Schwein (21 kg, Alter 6-8 Wochen, weiblich) durchgeführt. Das Tier wurde durch Beatmung mit einem Gemisch aus Halothan, Stickstoffoxyd und Sauerstoff während der Intervention in Narkose gehalten. Die Positionierung des Tieres erfolgte mit dem Kopf voran, auf dem Bauch liegen (Head First, Prone).

Es wurden mehrere Nadeleinstiche durchgeführt, wie sie so auch in der Schmerztherapie erfolgen. Die Nadel wird bis zur gewünschten Region vorgeschoben, daran anschließend erfolgt die Gabe von therapeutischen Mitteln. Die lokale Verteilung der Therapeutika kann durch Beimischung von Kontrastmittel beobachtet werden.

Im Versuch erfolgten Einstiche zum *Plexus Coeliacus*, einem Geflecht von vegetativen Nervenknotten im oberen abdominalen Bereich, in der Nähe der Aorta. Der Plexus Coeliacus ist u. a. für die Schmerzübertragung der Baueingeweide verantwortlich. Bei Eingeweideschmerzen aufgrund von Entzündungen oder Tumoren ist die Gabe von Therapeutika (z. B. Alkohol) eine hochwirksame Behandlungsmethode, die dem Patienten eine Medikation mit Morphinen erspart.

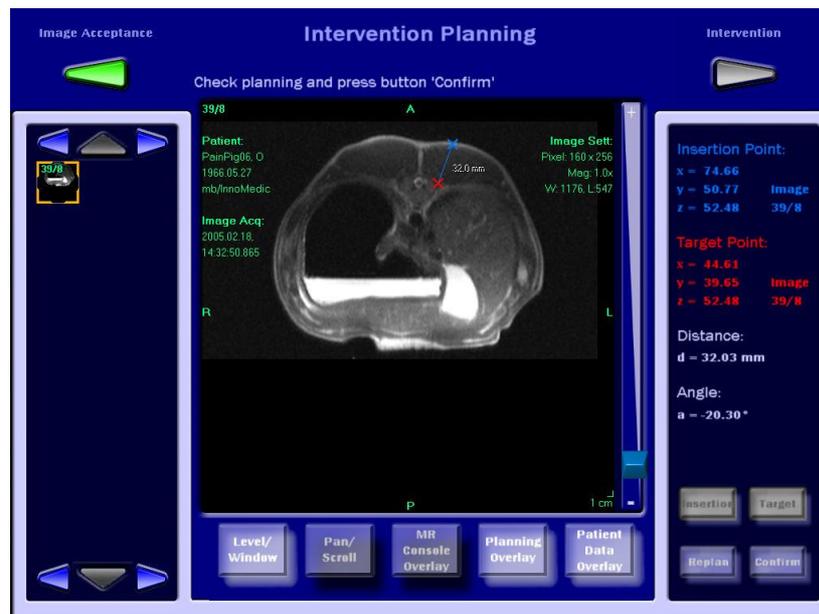
In Abbildung 4.25 ist der Vorschub der Nadel (Daum, 20 G) mit der TASTE-Bildgebung mit einer Bildwiederholrate von 1 Hz visualisiert. Zuerst erfolgt der Nadelvorschub inklusiv des Mandrins (a)-(c), der eine bessere Stabilität der Nadel gewährleistet sowie ein ausgehnteres Artefakt verursacht. Nach Entfernen des Stahlmandrins (d) wurde, während des langsamen Zurückziehens der Nadel, eine Kontrastmittellösung verabreicht und die Verteilung beobachtet (e)-(h).

Zum Vergleich der Bildqualität wurde dieser Eingriff mit schneller trueFISP-Bildgebung (2,1 Hz) wiederholt (s. Abb. 4.26). Eine Abbildung der Nadel mit Mandrin (5 Mittelungen) ist in Abbildung 4.26(a) zu sehen. In ausgewählten Einzelbildern (b)-(e) ist das Zurückziehen der Nadel mit gleichzeitiger Gabe von Kontrastmittel dargestellt.

Es war zu beobachten, daß in der true-FISP-Bildgebung der Kontrast zwischen Nadel und umliegenden Gewebe weniger ausgeprägt als in der TASTE-Bildgebung war. Während in den TASTE-Serien die Nadel auch ohne Mandrin zu erkennen war, gelingt dies in den trueFISP-

Tierversuch	$T_R$ [ms]	$T_E$ [ms]	$D$ [mm]	$FOV$ [mm <sup>2</sup> ]	Matrix	$BW$ [Hz/Px]	Akqu.
D-TASTE Abb. 4.25	1000	34	7	$113 \times 300$	$96 \times 256$	500	1
trueFISP Abb. 4.26(a)	4,6	2,3	3	$256 \times 256$	$256 \times 256$	500	5
trueFISP Abb. 4.26(b)-(g)	4,6	2,3	3	$208 \times 256$	$208 \times 256$	500	1

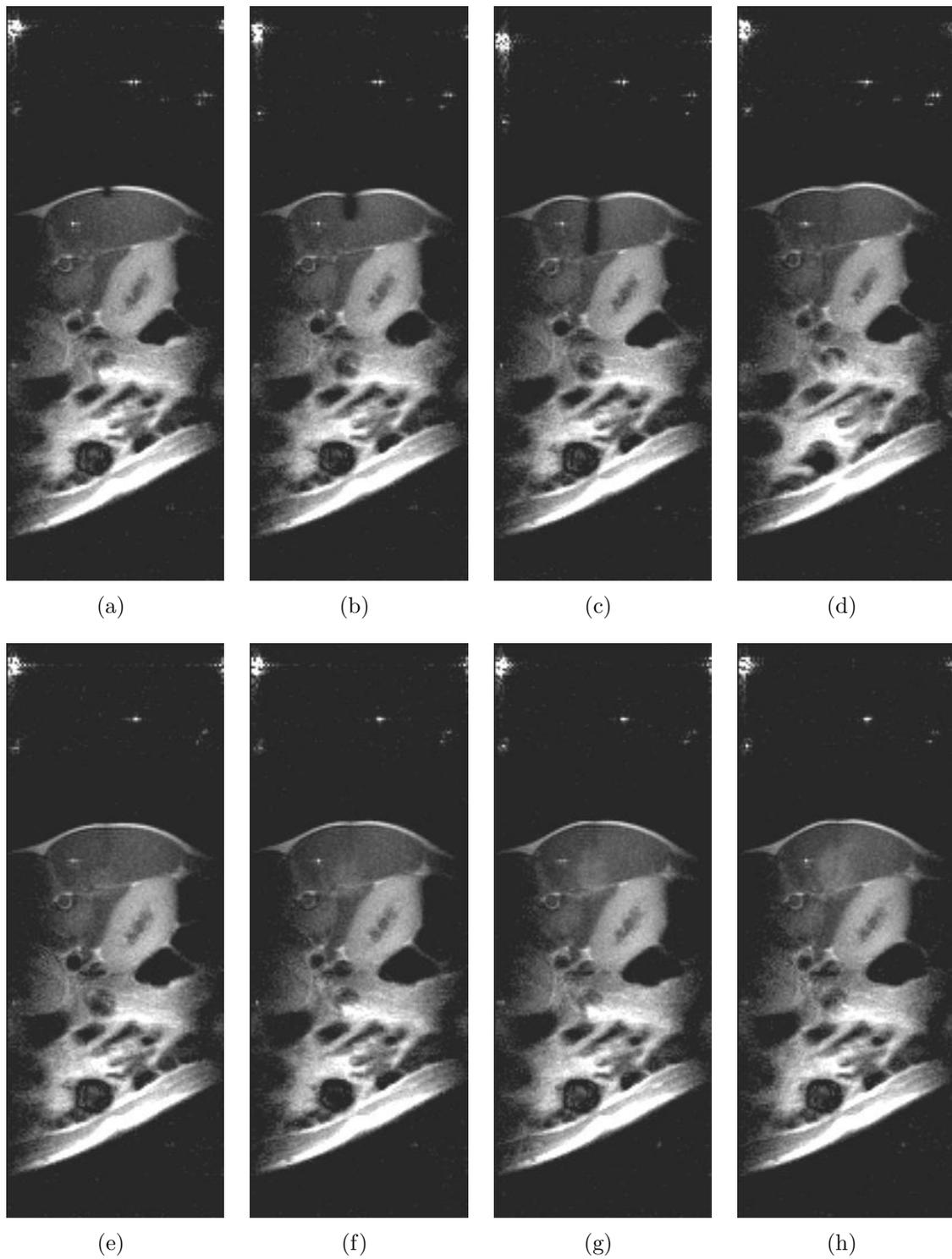
**Tab. 4.7:** Sequenzparameter der Bildgebung im Tierversuch



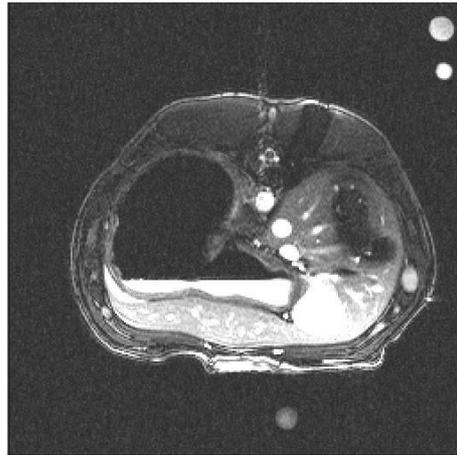
**Abb. 4.24:** Die Planung der Intervention erfolgte auf einem Mehrschicht-Datensatz von transversalen Schnitten. Für doppelt-gekippte Einstiche kann Einstich- und Zielpunkt auf verschiedenen Planungsbildern erfolgen

Bildern kaum noch. Bei Bildgebung mit Mandrin zeigten die trueFISP-Bilder zudem ein breiteres Nadelartefakt, was die Lokalisation der Nadel zusätzlich erschwert.

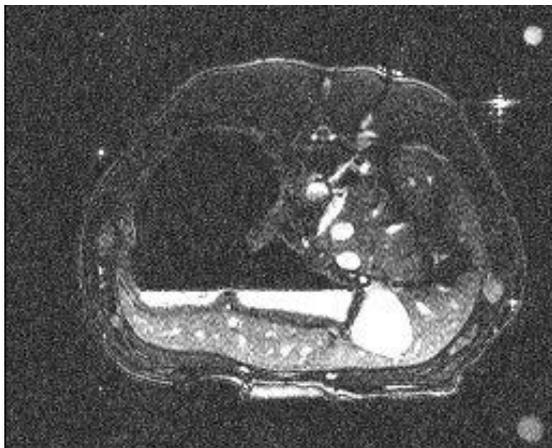
Ein weiterer Vorteil der TASTE-Bildgebung besteht in der Möglichkeit, das FOV sehr klein zu wählen, ohne Einfaltungen zu erhalten. So kann die örtliche wie auch zeitliche Auflösung bei Bedarf erhöht werden.



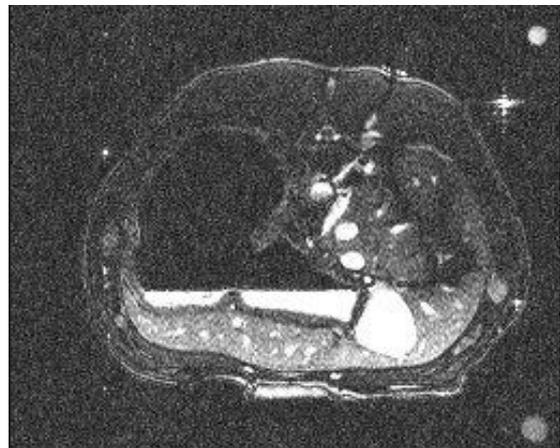
**Abb. 4.25:** Ausgewählte Abschnitte einer Punktion am Schwein mit Echtzeit-TASTE-Bildgebung verfolgt: (a)-(c) Vorschieben der Nadel, (d) nach Entfernen des Mandrins, (e)-(h) Gabe von Kontrastmittel.



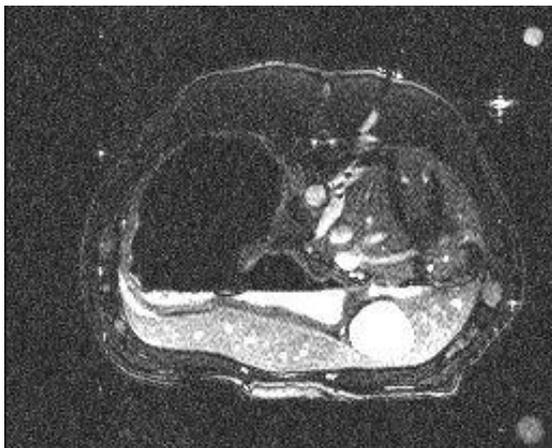
(a)



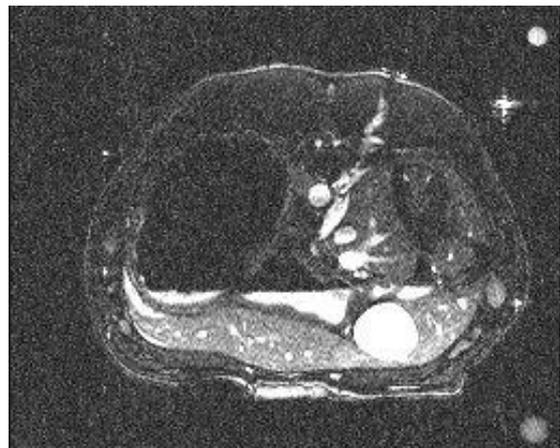
(b)



(c)



(d)



(e)

**Abb. 4.26:** Zum Vergleich der Bildqualität mit der TASTE-Bildgebung die Beobachtung des Nadelvorschubs zum Plexus Coeliacus nach manueller Schichtorientierung mit trueFISP-Bildgebung. (a) Kontrolle der Nadellage inkl. Mandrin mit trueFISP (5 Mittelungen). (b)-(g) Darstellung vom Zurückziehen der Nadel bei gleichzeitiger Gabe von Kontrastmittel mit schneller trueFISP-Bildgebung.

## 5 Diskussion

### RETROSPEKTIVE BEWEGUNGSKORREKTUR

Die induktiv gekoppelte Spule diente als Marker, mit der zuverlässig und unabhängig von der Amplitude die Bewegung des Thorax mit einer Genauigkeit von etwa 1 Millimeter verfolgt werden konnte. Probleme, die bei der Verwendung eines Atemgurtes entstehen, wie beispielsweise zu geringe dynamische Aussteuerung oder Übersteuerung des Wertebereiches, konnten hiermit vermieden werden.

Allein durch Modifikationen einer vorhandenen SE-Sequenz und der Bildrekonstruktionssoftware konnten die Positionsdaten der Markerspule ermittelt werden, so daß keine zusätzliche Hardware oder Modifikationen der Empfangskette nötig waren.

Das Anbringen der Spule erfolgte mit Klebeband direkt auf der Haut der Probanden. Dabei muß darauf geachtet werden, daß die Orientierung der Markerspule senkrecht zur  $z$ -Achse erfolgt, damit das  $\vec{B}_1$ -Sendefeld der Ganzkörperspule gut in die Markerspule einkoppeln kann. Vor dem Einbringen eines Patienten in den MR-Tomographen wird durch ein Laserkreuz die Stelle markiert, welche später im Isozentrum des Tomographen ( $z = 0$ ) zu liegen kommt. Dort sind die Abweichungen des Grundmagnetfeldes  $\vec{B}_0$  vom Soll-Wert sowie die Abweichungen der Gradienten von einem idealerweise linearen Verlauf am geringsten. Um eine Genauigkeit von besser als 1 Millimeter bei der Positionsbestimmung zu erreichen, darf die Referenzierung des Laserkreuzes nicht weiter als  $\Delta z \pm 15$  cm von der Markerspule entfernt erfolgen.

Weil die Bewegung der Thoraxwand mit der Bewegung der abzubildenden Organe, wie z. B. Nieren, Leber oder Lunge, korreliert, konnte mit der Rekonstruktion aus neu zusammengestellten  $k$ -Raum-Datensätzen eine retrospektive Bewegungskorrektur durchgeführt werden.

Die Bewegung der Thoraxwand erfolgt hauptsächlich anterior-posterior, während die größten Amplituden der Organbewegung vorwiegend Kopf-Fuß verläuft. Wegen der Korrelation der Bewegungen funktioniert die Korrektur jedoch unabhängig von der Schichtorientierung, so daß auch koronare Schnittorientierungen erfolgreich korrigiert werden konnten.

Aufgrund der relativ langen Repetitionszeit der SE-Messungen konnte die Zeit für Multischichtaufnahmen genutzt werden. Bei einem typischen  $T_R = 600$  ms für eine moderate  $T_1$ -Wichtung der Bilder konnten pro Datensatz maximal 13 Schichten aufgenommen werden.

Ein Vorteil der retrospektiven Methode gegenüber einer prospektiven Triggerung ist die konstante Repetitionszeit. Bei variierender Repetitionszeit, die bei SE-Bildgebung maßgeblich die Signalstärke bestimmt, ist kein eindeutiges Kontrastverhalten mehr zu erreichen.

Wie gezeigt wurde, reichten 4 SE-Datensätze aus, um einen neuen, bewegungskorrigierten Datensatz zu erzeugen. Die Meßzeit von 12 Minuten erscheint hierfür relativ lang, jedoch kann der Patient während dieser Messung frei atmen. Dies ist insbesondere für Patienten mit stark eingeschränkter Lungenfunktion wichtig. Die Meßzeit ist dabei immer noch deutlich kürzer, als bei der Datenakquisition eines SE-Datensatzes mit prospektiver Atemtriggerung. In einer Vergleichsmessung dauerte die Aufnahme mit Atemgurt etwa 20 Minuten.

Ist es Patienten noch für kurze Zeit möglich (20 s – 40 s) den Atem anzuhalten, kann die Untersuchung mit schnellen Multiechosequenzen erfolgen. Die Methode der retrospektiven Triggerung mit Markerspule wäre somit gut für Patienten geeignet, denen es nicht mehr möglich ist den Atem anzuhalten, wie z. B. Kleinkinder, unkooperative Patienten oder Menschen mit Atemnot.

Der Algorithmus zur Bewegungskorrektur wurde auf einem separaten Computer implementiert. Für die Zukunft wäre es wünschenswert, diesen direkt in die Bildrekonstruktion des Tomographen zu integrieren. Dadurch stünden die korrigierten Bilddaten sofort nach der Aufnahme zur Verfügung. Die Aufnahme von vier kompletten Datensätzen hat sich in den meisten Fällen als ausreichend erwiesen. Besser wäre es, solange Daten zu akquirieren, bis eine ausreichend große Datenmenge zur Korrektur zur Verfügung stehen würde. Dies könnte zum Einen die Meßzeit noch einmal verkürzen, und würde außerdem verhindern, daß für eine gute Bewegungskorrektur zu wenig Daten gesammelt werden würden.

---

#### MESSUNG DER ATEMBEWEGUNG MIT INDUKTIV GEKOPPELTER MARKERSPULE

Mit der Markerspule wurde eine erste Studie an Probanden durchgeführt [PZF<sup>+</sup>05], in der die Bewegung der Thoraxwand bei verschiedenen Atemmanövern untersucht wurde. Die Position der Spule wurde hierzu mit der Bildinformation abgespeichert (Eintrag im DICOM-Header). Dies ermöglichte die Anzeige der Spulenposition bei der Betrachtung des Bildes am Tomographen, so daß ein eventuelles Mißlingen der Lokalisation sofort festgestellt werden konnte. Ursachen für eine Fehllokalisierung konnten auf ein ausgetrocknetes Signalreservoir der Spule zurückgeführt werden sowie auf eine Positionierung der Spule zu weit entfernt vom Isozentrum.

Noch existiert keine einfache Methode, um von der äußerlichen Bewegung bei Atmung auf die Bewegung der inneren Organe zu schließen. Werden MR-Navigatormessungen verwendet, so erfordern diese zusätzliche HF-Pulse, die zu unerwünschten Sättigungseffekten im abzubildenden Gebiet führen können und zusätzliche Meßzeit beanspruchen. Von medizinischem Interesse ist die Untersuchung der Beweglichkeit, wenn diese Aufschluß über eine gestörte Funktionsweise der Lunge geben kann oder bei der Strahlentherapie von bewegten Organen.

Durch die Korrelation der Markerpositionen mit den individuellen Navigatorpositionen wäre es nur durch Positionsbestimmung eines Markers möglich die Organposition vorherzusagen. Da die Atmung individuell sehr verschieden ist, müßte die Korrelationsanalyse für jeden Datensatz einzeln erfolgen. Da vor einer Strahlenbehandlung oftmals bildgebende diagnostische Verfahren wie die MRT angewendet werden, könnte die Bewegungsanalyse im MR-Tomographen als Voruntersuchung zur eigentlichen Strahlentherapie durchgeführt werden. Die Bewegungsdetektion während der Bestrahlung könnte dann beispielsweise durch einen optischen Marker erfolgen. Auch sind kombinierte Marker denkbar, die sowohl im Tomographen als auch bei der Strahlenbehandlung verwendet werden können.

Momentan erfolgt die Berechnung der Navigatorposition auf einem separaten PC. Eine sofortige Auswertung der Bilddaten könnte durch eine Erweiterung der Bildrekonstruktionssoftware erfolgen. Um die Organposition vorherzusagen, müßte die Auswertung zusätzlich individuelle Parameter, wie beispielsweise das Amplitudenverhältnis zwischen Marker und Na-

vigator, berücksichtigen. Nach Einarbeitung dieser Verbesserungen stünde für klinische Untersuchungen eine einfach anzuwendende Methode zur Bewegungsanalyse zur Verfügung.

#### NADELVERFOLGUNG MIT AKTIVEN MARKERSPULEN

Der gefertigte Nadelhalter aus Plexiglas ist ein erster Prototyp eines manuell geführten Koaxialnadelsystems für Interventionen unter MR-Beobachtung. Mit diesem Halter konnten innerhalb weniger Minuten erfolgreiche Punktionen an Phantomen durchgeführt werden. Bei den Versuchen ergaben sich jedoch eine Reihe von Problemen, die für zukünftige klinische Anwendung gelöst werden müssen:

##### *– Zugang zum Patienten und Visualisierung der Intervention*

Da die Genauigkeit der Lokalisation nur in der Nähe des Isozentrum gegeben ist, darf der Halter nicht am Rande des Tomographen eingesetzt werden. Aufgrund der geschlossenen Bauform des Tomographen ist das Manövrieren des Halters in der Nähe des Isozentrum anstrengend. Gleichzeitig ist es schwierig den Monitor, der den Interventionsablauf darstellt, im Blick zu behalten. Optimal wäre die Darstellung der Intervention durch eine Brille, die die MR-Bilder direkt in das Auge des Operateurs abbildet. Eine bequeme Haltung des Nadelhalters könnte durch eine Konstruktion erreicht werden, die durch Gelenke in die gewünschte Position gebracht wird, und dann arretiert wird. So könnte die Konzentration voll auf das vorsichtige Vorschieben der Nadel gerichtet werden und nicht auf das Einhalten der korrekten Position. Ein unerwünschtes Verbiegen der Nadel könnte so verhindert werden.

##### *– Sterilisierbarkeit*

Wichtig ist die Sterilisierbarkeit aller Teile, die mit dem Patienten in Berührung kommen könnten. Da die elektrischen Komponenten des Nadelhalters nicht vollständig gekapselt sind, ist eine einfache Desinfizierung noch nicht möglich. Das zukünftige Design sollte möglichst glatt und kantenfrei sein, so daß z. B. einfaches Eintauchen in Alkohol und Abwischen möglich ist.

##### *– HF-Erhitzung*

Der Nachteil bei aktiven Lokalisationsverfahren ist das Vorhandensein elektrisch leitender Verbindungen. Beim Applizieren des hochfrequenten  $\vec{B}_1$ -Feldes werden Spannungen auf die Außenseite von leitenden Strukturen induziert. Die Gefahr einer Erhitzung besteht schon,

wenn sich die Länge der Strukturen an  $1/4$  der Wellenlänge des  $\vec{B}_1$ -Feldes im jeweiligen Medium annähert. Im Vakuum gilt  $\frac{\lambda}{4} = \frac{1}{\nu\sqrt{\epsilon_0\epsilon_r\mu_0\mu_r}} = 1,18\text{ m}$  und für viele Kunststoffe  $\frac{\lambda_m}{4} \approx \frac{c}{\nu\sqrt{\epsilon_r}} \approx 0,60\text{ m}$ . Deshalb wurden in die Außenleitungen der Koaxialkabel zwischen Markerspulen und Tomograph Mantelwellensperren (MWS) integriert [AO99], [LQ00]. Trotz der MWS gab es während eines Versuches elektrische Überschlüge zwischen einem der Kabel und der Patientenliege, was zu einer Verschmörung sowohl der Kabelisolierung wie auch des Kunststoffes der Liege führte. Die Überschlüge wurden wahrscheinlich durch etwas Wasser begünstigt, welches versehentlich aus dem verwendeten Phantom an Kabel und Liege gelangte. Deshalb sollten alle elektrisch leitenden Teile, wie beispielsweise Metallteile von Steckern, mit einer ausreichenden Isolierung versehen sein.

Ein weiterer Ansatz zur Vermeidung von Mantelströmen besteht im vollständigen Verzicht auf leitende Strukturen. Dazu könnte direkt nach der Markerspule das elektrische Signal in ein optisches Signal umgewandelt und weitergeleitet werden [WZD<sup>+</sup>00].

#### INTERVENTIONEN MIT ASSISTENZSYSTEM

Das Assistenzsystem wurde zusätzlich mit den beschriebenen aktiven Marker ausgestattet. Im Verlauf der Versuche stellte sich die automatische Schichtnachführung als sehr hilfreich heraus, da die Nadelebene nicht manuell gesucht werden mußte. Nach einer erfolgreichen Positionierung durch das Assistenzsystem war die Durchführung eines Nadeleingriffes leichter und sicherer durchzuführen als mit dem manuell geführten Nadelhalter.

Zur Beobachtung der Eingriffe wurde hauptsächlich die TASTE-Sequenz verwendet. Diese eignete sich wegen des guten Kontrastverhaltens hervorragend zur Visualisierung des Nadelartefaktes. Durch das stark eingeschränkte FOV konnte trotz einer Auflösung im Millimeterbereich eine ausreichende zeitliche Auflösung (1-2 Bilder/Sekunde) erreicht werden.

Das Problem einer sicheren Kabelführung für die aktiven Marker ist beim Assistenzsystem leichter zu lösen, da Kanäle und Abdeckungen existieren, in die die Kabel untergebracht werden könnten. Das Spulendesign wird momentan in Arbeitsgruppe weiterentwickelt um die Anfälligkeit gegen Abbrechen der Marker oder Kabelbruch zu verringern. Zusätzlich könnten zur Lokalisation des Roboterkopfes mehr als drei Marker verwendet werden. Dies würde die Genauigkeit der Positionsbestimmung erhöhen und könnte bei Ausfall eines Markers weiterhin die volle Funktionsfähigkeit garantieren.

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Sequenzen eignen sich gut für die Beobachtung von Nadeleingriffen. Das größte Problem stellt die gleichzeitige Nadelführung und Beobachtung durch den Operateur dar. Schon jetzt erscheint die Durchführung einer Nadelintervention unter MR-Beobachtung mit dem Nadelhalter möglich. Eine wesentliche Vereinfachung der Darstellung könnte durch moderne Visualisierungstechniken (Projektion der Bilddaten auf Visiere o. ä.) gelöst werden.

Mit Hilfe des Positionierungssystems INNOMOTION war die Durchführung eines Eingriffes präziser und komfortabler durchzuführen. Die Nadel konnte beispielsweise losgelassen werden, ohne daß eine Veränderung der Position befürchtet werden mußte. Dadurch kann der Operateur zur Erholung eine bequeme Haltung annehmen oder einen günstigeren Blickwinkel zum Monitor einnehmen. Die ersten Versuche für eine zukünftige Schmerztherapie mit automatischer Schichtnachführung sind erfolgreich in einem Tierversuch durchgeführt worden. Dies läßt auf einen schnellen und nutzbringenden Einsatz am Menschen hoffen.

## 6 Zusammenfassung

Die Durchführung von minimal invasiven Interventionen unter MR-Beobachtung stellt besondere Anforderungen an die verwendeten Materialien und Pulssequenzen. Ziel dieser Arbeit war die Realisierung verschiedener Konzepte zur Lokalisation von MR-Markern und deren Erprobung für Anwendungen in der interventionellen MR. Dazu wurde u. a. ein Nadelhalter konzipiert, der für minimal invasive Punktionen oder Biopsien unter MR-Beobachtung eingesetzt werden kann.

Für eine automatische Lokalisation des Halters im Tomographen wurden Möglichkeiten getestet, verschiedenartige Spulen zur Positionsbestimmung einzusetzen. Dazu wurden kleine Spulen als Markierungssysteme verwendet, die an die zu lokalisierenden Objekte angebracht wurden.

Es wurden zwei grundsätzlich verschiedene Arten der Signalauslese verwendet. Die sog. *passive Methode* verwendet induktiv gekoppelte Spulen, deren Signal mit den herkömmlichen Empfangsspulen des Tomographen empfangen wird, und so ohne zusätzliche Verbindungen zum Tomographen auskommt. Diese passive Lokalisation konnte in unkomplizierter Weise verwendet werden, um die Atembewegung der Bauchdecke zu detektieren. Dazu wurde die Spule auf die Thoraxwand von Probanden aufgelegt und während freier Atmung die Bewegung der Spule verfolgt. Die Bewegungsdaten wurden verwendet, um eine retrospektive Bewegungskorrektur der während Atmung aufgenommenen Bilddaten durchführen zu können. Es wurde eine herkömmliche Spinecho-Sequenz verwendet, die wegen der langen Meßzeit besonders anfällig für Bewegungsartefakte ist, jedoch einen hervorragenden und eindeutig bestimmten Bildkontrast erzeugt. Es stellten sich mehrere Vorteile dieser Methode im Vergleich zu einer prospektiv getriggerten SE-Messung heraus, die den Atemgurt verwendete:

- halbierte Meßzeit
- wohldefinierter Kontrast aufgrund konstanter Repetitionszeit
- unempfindlich gegenüber extremen Bewegungsamplituden
- Bilder sind bei beliebigen Atemlagen rekonstruierbar

Durch die Verwendung einer schnellen trueFISP-Sequenz, die die Markerposition vor der Aufnahme der Bilddaten bestimmt, konnte zusätzlich die Bewegung der inneren Organe mit der Bewegung der Markerspule verglichen werden. In Untersuchungen an insgesamt 13 Datensätzen konnte gezeigt werden, daß eine eindeutige Korrelation zwischen der Spulenposition und einer aus den Bilddaten extrahierten Navigatorposition besteht. Als Navigatorposition wurde der Übergang zwischen Lunge und Leber gewählt, da dieser aufgrund des hohen Kontrastes automatisch aus den Bilddaten extrahiert werden kann. Diese Methode kann in einfacher Weise zur Positionsvorhersage von inneren Organen genutzt werden, wenn die Position der Bauchdecke bekannt ist. Bei einer vorgegebenen Markerposition wurden die korrelierende Organposition im Schnitt mit einer Genauigkeit von  $\pm 2$  Millimetern reproduziert. Diese Methode könnte in ähnlicher Weise, z. B. durch optische Marker, zur prospektiven Triggerung in der Strahlentherapie von bewegten Organen dienen, um die Zielgenauigkeit zu erhöhen.

Als weitere, *aktive Methode* zur Positionsbestimmung, wurde die direkte Signalauslese durch Verwendung kleiner Empfangsspulen erprobt, die auch bei mehreren Markern eine eindeutige Ortsbestimmung ermöglicht. Die Positionsbestimmung eines eigens hierfür gefertigten Nadelhalters sowie eines robotischen Assistenzsystems, die jeweils mit drei Markern ausgestattet wurden, konnte erfolgreich durchgeführt werden. Ein prinzipieller Nachteil dieser Methode ist die Notwendigkeit, zusätzliche Verbindungen zu den Empfangskanälen bereitzustellen. Dies erforderte den Bau von Schaltelementen zur Leistungsanpassung zwischen den Spulen und dem Vorverstärker und den Einbau von Schutzelementen wie Mantelwellensperren.

Ein weiterer Schwerpunkt der Arbeit lag in der Entwicklung von Pulssequenzen zur automatischen Nadelverfolgung. Zur Vermeidung von breiten Nadelartefakten wurden Spinecho-Sequenzen eingesetzt. Um eine Darstellung von Interventionsabläufen zu erhalten, müssen die eingesetzten Pulssequenzen sehr schnell sein und mindestens 1 Bild/Sekunde liefern. Hierfür

---

eignen sich besonders Single-Shot-Sequenzen wie RARE oder HASTE. Ausgehend von einer herkömmlichen HASTE-Sequenz wurden Sequenzen entwickelt, die ein Lokalisationsschema für die Markerspulen enthalten und die Möglichkeit einer Neuorientierung der Schicht zur Laufzeit der Sequenz bieten. Durch Entwicklung der sog. targeted-HASTE-Sequenz (TASTE) besteht nun die Möglichkeit, das FOV in Phasenkodierrichtung extrem einschränken zu können, ohne Einfaltungsartefakte zu erzeugen. Dies wurde durch eine Technik erreicht, die auch als *Inner-Volume-*, *Zoom-* oder *Local-Look* bekannt ist. Durch die verkürzten Echozüge dieser Technik werden sehr kurze Repetitionszeiten und Bildwiederholraten bis etwa 4 Hz möglich. Eine weitere Konsequenz der schnellen Echoauslese ist eine erhöhte räumliche Auflösung der Bilder in Phasenkodierrichtung.

Am Ende einer HASTE-Auslese wird noch vorhandene Transversalmagnetisierung durch Spoiler-Gradienten zerstört. Durch die Einführung eines zusätzlichen HF-Pulses (DEFT), der die restliche Transversalmagnetisierung wieder in  $z$ -Richtung speichert, wurde ein verbessertes Kontrastverhalten erreicht. In Abhängigkeit von den Relaxationszeiten der beobachteten Objekte zeigte sich bei kurzen Repetitionszeiten ein Signalgewinn. Ein im Vergleich zur Bildgebung ohne DEFT-Puls besonders guter Kontrast stellte sich auch bei der Darstellung des Gehirns mit  $T_2$ -artiger Wichtung zwischen Liquor und umliegenden Gewebearten ein.

Die Erprobung der entwickelten Sequenzen zur Nadelverfolgung wurde mit dem Nadelhalter und dem Assistenzsystem INNOMOTION durchgeführt. Mit dem Nadelhalter konnten innerhalb weniger Minuten erfolgreiche Punktionen kleiner Zielvolumina in Phantomen durchgeführt werden. Die Darstellung erfolgte hierbei durch trueFISP-Bildgebung mit einer Bildwiederholrate von 0,8 Hz.

Erste Versuche mit der TASTE-Sequenz und dem Assistenzsystem erfolgten durch Punktion von Phantomen. Es wurde gezeigt, daß bei beliebigen Orientierungen des Roboterarmes die Nadel immer in der Bildgebungsebene blieb. Zur detaillierten Darstellung einer Umgebung der Nadel hat sich die TASTE-Sequenz als optimal erwiesen.

Eine mögliche Anwendung des Assistenzsystems liegt in der Schmerztherapie zur lokalen Verabreichung von Therapeutika. In einem Tierversuch am narkotisierten Schwein wurde ein für die Schmerztherapie realistischer Versuchsablauf erprobt. Es erfolgte ein Einstich zwischen

Niere und Wirbelsäule und der anschließenden Gabe von Kontrastmittel. Der Interventionsablauf wurde durch die TASTE-Sequenz mit einer Bildwiederholrate von 1 Hz visualisiert. Eine Abgrenzung zwischen Nadel und Gewebe war gut möglich. Es erfolgte ein weiterer Nadelvorschub bis zum *Plexus Coeliacus* des Tieres, der mit trueFISP-Bildgebung dargestellt wurde. Durch den etwas schwächeren Kontrast zwischen Gewebe und Nadel und durch das wesentlich breitere Nadelartefakt war die Lage der Nadel schwieriger abzuschätzen als bei der TASTE-Bildgebung.

Während der Bildgebung mit automatischer Schichtnachführung konnte über Interaktion mit einem User Interface jederzeit in eine der Hauptorientierungen gewechselt werden oder zur aktuellen Bildebene parallele Schnittführungen erreicht werden. Dies ermöglicht bei Interventionen eine gute Übersicht über die umliegenden Strukturen.

Mit dem konstruierten Nadelhalter und den zur Nadelverfolgung entwickelten Sequenzen wurde gezeigt, daß die Durchführung eines manuellen Nadeleingriffes unter MR-Beobachtung mit automatischer Schichtnachführung prinzipiell möglich ist. Im Rahmen eines Tierversuches mit dem Assistenzsystems wurden eindrucksvoll die Möglichkeiten von Nadeleingriffen demonstriert, wie sie in Zukunft zur Schmerzbehandlung am Menschen durchgeführt werden sollen. Insgesamt stellen die in dieser Arbeit vorgestellten Methoden einen Schritt in Richtung zu einer optimierten Intervention am Menschen dar. Mit diesen Verfahren ist zu erwarten, daß in Zukunft Eingriffe schneller, genauer und damit sicherer durchgeführt werden können.

# Literaturverzeichnis

- [Abr61] Abragam, A.: *Principles of Nuclear Magnetism*. Clarendon Press, Oxford, England, 1961.
- [AO99] Atalar, E. und Ocali, O.: *Enhanced Safety Coaxial Cables*. US Patent # 6 284 971, 1999.
- [AOBB86] Ackerman, J. L., Offut, M. C., Buxton, R. B. und Brady, T. J.: *Rapid 3D Tracking of Small RF Coils*. In: *Proceedings of the 5th Annual Meeting of SMRM*, Seite 1131, 1986.
- [BAN<sup>+</sup>98] Buecker, A., Adam, G., Neuerburg, J. M., Glowinski, A., Vaals, van J. J. und Guenther, R. W.: *MR-Guided Biopsy Using a T2-Weighted Single-Shot Zoom Imaging Sequence (Local Look Technique)*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 8:955–959, 1998.
- [BCY96] Burl, M., Coutts, G. A. und Young, I. R.: *Tuned Fiducial Markers to Identify Body Locations with Minimal Perturbation of Tissue Magnetization*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36:491–493, 1996.
- [BF69] Becker, E. D. und Ferretti, J. A.: *Driven Equilibrium Fourier Transform Spectroscopy*. *J Am Chem Soc*, 1969.
- [BHCY95] Burl, M., Hall, A. S., Coutts, G. A. und Young, I. R.: *Small Tuned Fiducial Markers to give Substantial MR Signals with Minimal Perturbation of Body Magnetization*. In: *Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 188, 1995.
- [BHH<sup>+</sup>97] Bakker, C. J., Hoogeveen, R. M., Hurtak, W. F., Vaals, van J. J., Viergever, M. A. und Mali, W. P.: *MR-guided Endovascular Interventions: Susceptibility-based Catheter and Near-Real-Time Imaging Technique*. *Radiology*, 202:273–276, 1997.
- [BHW<sup>+</sup>96] Bakker, C. J., Hoogeveen, R. M., Weber, J., Vaals, van J. J., Viergever, M. A. und Mali, W. P.: *Visualization of Dedicated Catheters Using Fast Scanning Techniques with Potential for MR-guided Vascular Interventions*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36:816–820, 1996.
- [BKZ04] Bernstein, Matt A., King, Kevin F. und Zhou, Xiaohong Joe: *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Elsevier Academic Press, Burlington, MA, 2004.
- [Blo46] Bloch, F.: *Nuclear Induction*. *Phys. Rev.*, 70:460–485, 1946.

- [BPP47] Bloembergen, N., Purcell, E. M. und Pound, R. V.: *Relaxation Effects in Nuclear Magnetic Resonance Absorption*. Phys. Rev., 73(7):679–712, 1947.
- [BZG<sup>+</sup>04a] Bock, M., Zimmermann, H., Gutmann, B., Melzer, A., Fischer, H. und Semmler, W.: *Combination of a Fully MR-compatible Robotical Assistance System for Closed-bore High-field MRI Scanners with Active Device Tracking and Automated Image Slice Positioning*. In: *Radiological Society of North America scientific assembly and annual meeting program*, Band III, Seite 398, Oak Brook, 2004.
- [BZG<sup>+</sup>04b] Bock, M., Zimmermann, H., Gutmann, B., Melzer, A., Fischer, H. und Semmler, W.: *Kombination eines MR-kompatiblen Assistenzsystems mit aktiven Markierungsspulen und automatischer Schichtnachführung für MR-geführte perkutane Interventionen*. In: *Medizinische Physik*, Seiten 170–171, 2004.
- [BZP<sup>+</sup>] Bernstein, M. A., Zhou, X. J., Polzin, J. A., King, K. F., Ganin, A., Pelc, N. J. und Glover, G. H.: *Concomitant Gradient Terms in Phase Contrast MR: Analysis and Correction*. Magnetic Resonance in Medicine, 39:300–308.
- [CT65] Cooley, J. W. und Tukey, J. W.: *An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series*. Math. Comput., 19:297–301, 1965.
- [DBB<sup>+</sup>95] Dolorio, G., Brown, J. J., Borrello, J. A., Perman, W. A. und Shu, H. H.: *Large Angle Spin Echo Imaging*. Magnetic Resonance Imaging, 13:39–44, 1995.
- [DH94] Deimling, M. und Heid, O.: *Magnetization Prepared true FISP Imaging*. In: *Proc. 2nd Meet. of the SMR*, Band 19, 1994.
- [DSD93] Dumoulin, C. L., Souza, S. P. und Darrow, R. D.: *Real-Time Position Monitoring of Invasive Devices Using Magnetic Resonance*. Magnetic Resonance in Medicine, 29:411–415, 1993.
- [DWL02] Duerk, J. L., Wong, E. Y. und Lewin, J. S.: *A Brief Review of Hardware for Catheter Tracking in Magnetic Resonance Imaging*. MAGMA, 13:199–208, 2002.
- [FEW<sup>+</sup>01] Flask, C., Elgort, D., Wong, E., Shankaranarayanan, A., Lewin, J., Wendt, M. und Duerk, J. L.: *A Method for Fast 3D Tracking Using Tuned Fiducial Markers and a Limited Projection Reconstruction FISP (LPR-FISP) Sequence*. 14:617–627, 2001.
- [FHC<sup>+</sup>85] Feinberg, D. A., Hoenninger, J. C., Crooks, L. E., Kaufmann, L., Watts, J. C. und Arakawa, M.: *Inner Volume MRI: Technical Concepts and their Application*. Radiology, 156:743–747, 1985.
- [GLFM03] Gutmann, B., Lukoschek, A., Fischer, H. und Melzer, A.: *Development of an Assistant Robotic System for Interventional Radiology Inside CT and MR Scanners*. In: *2. Jahrestagung CURAC*, 2003.
- [GMS<sup>+</sup>03] Graf, H., Martirosian, P., Schick, F., Grieser, M. und Bellemann, M. E.: *Inductively Coupled RF Coils for Examinations of Small Animals and Objects in Standard Whole-Body MR Scanners*. Medical Physics, 30:1241–1245, 2003.
- [Hah50] Hahn, E. L.: *Spin Echoes*. Phys. Rev., 80:580–594, 1950.

- [HBTV99] Haacke, Mark E., Brown, Robert W., Thompson, Michael R. und Venkatesan, Ramesh: *Magnetic Resonance Imaging*. Wiley-Liss, New York, 1999.
- [HFG<sup>+</sup>03] Hempel, E., Fischer, H., Gumb, L., Hohn, T., Krause, H., Voges, U., Breitwieser, H., Gutmann, B., Durke, J., Bock, M. und Melzer, A.: *An MRI-Compatible Surgical Robot for Precise Radiological Interventions*. *Computer Aided Surgery*, 8(4):180–191, 2003.
- [HFM<sup>+</sup>86] Haase, A., Frahm, J., Matthaei, D., Häniki, W. und Merboldt, D.: *FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip-Angle Pulses*. 67:258, 1986.
- [HN01] Hargreaves, Brian A. und Nishimura, Dwight G.: *Magnetic Resonance Imaging using Driven Equilibrium Fourier Transform*. US Patent # 6 219 571, 2001.
- [HNF86] Henning, J., Nauerth, A. und Friedburg, H.: *RARE Imaging: A Fast Imaging Method for Clinical MR*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 3:823–833, 1986.
- [HP86] Haacke, E. M. und Patrick, J. L.: *Reducing Motion Artifacts in Two-Dimensional Fourier Transform Imaging*. *magnresonimaging*, 4:359–376, 1986.
- [HR76] Hoult, D. I. und Richards, R. E.: *The Signal-to-Noise Ratio of the Nuclear Magnetic Resonance Experiment*. *Journal of Magnetic Resonance*, 24:71–85, 1976.
- [Jäh02] Jähne, Bernd: *Digitale Bildverarbeitung*. Springer, Berlin, 2002.
- [Lau73] Lauterbur, P. C.: *Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance*. *Nature*, 242:190–191, 1973.
- [LEOK92] Listerud, J., Einstein, S., Outwater, E. und Kressel, H. Y.: *First Principles of Fast Spin Echo*. *Magnetic Resonance Quarterly*, 8(4):199–244, 1992.
- [LQ00] Ladd, M. E. und Quick, H. H.: *Reduction of Resonant RF Heating in Intravascular Catheters using Coaxial Chokes*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43, 2000.
- [Man77] Mansfield, P.: *Multi-Planar Image Formation Using NMR Spin Echoes*. *J. Phys. C: Solid State Physics*, 10:L55–L58, 1977.
- [NOR<sup>+</sup>01] Nitz, W. R., Oppelt, A., Renz, W., Manke, C., Lenhart, M. und Link, J.: *On the Heating of Linear Conductive Structures as Guide Wires and Catheters in Interventional MRI*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13:105–114, 2001.
- [OD02] Oppelt, A. und Delakis, I.: *Sicherheitsaspekte bei der interventionellen MRT*. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 12:5–15, 2002.
- [OGB<sup>+</sup>86] Oppelt, A., Graumann, R., Barfuss, H., Fischer, H., Hartl, W. und Shajor, W.: *FISP: A New Fast MRI Sequence*. *Electromedia*, 54:15–18, 1986.
- [OHM<sup>+</sup>96] Oshinski, J. N., Hofland, L., Mukundan, S., Dixon, W. T., Parks, W. J. und Pettigrew, R. I.: *Two Dimensional Coronary MR Angiography without Breath Holding*. *Radiology*, 201:737–743, 1996.

- [PZF<sup>+</sup>05] Plathow, C., Zimmermann, H., Find, C., Umathum, R., Schöbinger, M., Debus, J., Zuna, I., Kauczor, H. U. und Bock, M.: *Use of fiducial markers in dynamic MRI*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 62(1):238–245, 2005.
- [RS02] Reiser, Maximilian und Semmler, Wolfhard: *Magnetresonanztomographie*. Springer, Berlin, 2002.
- [RTF<sup>+</sup>88] Riederer, S. J., Tasciyan, T., Farzaneh, F., Lee, J. N., Wright, R. C. und Herfkin, R. J.: *MR Fluoroscopy: Technical Feasibility*. Magnetic Resonance in Medicine, 8:1–15, 1988.
- [SBSL86] Schnall, M. D., Barlow, C., Subramanian, V. H. und Leigh, J. S.: *Wireless Implanted Magnetic Resonance Probes for in vivo NMR*. j-magnreson, 68:161–167, 1986.
- [SDK<sup>+</sup>02] Susil, R. C., Derbyshire, J. A., Krieger, A., Tanacs, A., Solaiyappan, M., Whitcomb, L. L., McVeigh, E. R., Fichtinger, G. und Atalar, E.: *A Realtime MRI System for Guidance and Monitoring of Prostate Biopsy*. In: *10th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 2237, 2002.
- [SHH01] Scheffler, K., Heid, O. und Hennig, J.: *Magnetization preparation during the steady state: Fat-saturated 3D TrueFISP*. Magnetic Resonance in Medicine, 45(6):1075–1080, 2001.
- [SKA<sup>+</sup>99] Stables, L. A., Kennan, R. P., Anderson, A. W., , Constable, R. T. und Gore, J. C.: *Analysis of J Coupling-Induced Fat Suppression in DIET Imaging*. Journal of Magnetic Resonance, 136:143–151, 1999.
- [SKAG99] Stables, L. A., Kennan, R. P., Anderson, A. W. und Gore, J. C.: *Density Matrix Simulations of the Effects of J Coupling in Spin Echo and Fast Spin Echo Imaging*. Journal of Magnetic Resonance, 140:305–314, 1999.
- [Sli96] Slichter, C. P.: *Principles of Magnetic Resonance*. Nummer 1 in *Springer Series in Solid-State Sciences*. Springer, Berlin, 1996.
- [SVB03] Seppenwoolde, J. H., Viergever, M. A. und Bakker, C. J.: *Passive Tracking Exploiting Local Signal Conservation: The White Marker Phenomenon*. Magnetic Resonance in Medicine, 50:784–790, 2003.
- [Tis39] Tischer, Friedrich: *Anordnung zur Unterdrückung des auf die Außenseite des Mantels einer konzentrischen Ultrakurzwellenleitung an einer Unterbrechungsstelle übertretenden Hochfrequenzstromes*. Deutschland, Patentschrift Nr. 733 697, 1939.
- [UB84] Uijen, van C. M. J. und Boef, den J. H.: *Driven-Equilibrium Radiofrequency Pulses in NMR Imaging*. Magnetic Resonance in Medicine, 1:502–507, 1984.
- [Vol03] Volz, Steffen: *Automatische und interaktive Instrumentenverfolgung und Flussmessungen in der interventionellen Magnetresonanztomographie*. Dissertation, Ruprechts-Karls-Universität Heidelberg, 2003.

- [WH85] Wood, M. L. und Henkelman, R. M.: *MR Image Artifacts from Periodic Motion*. Medical Physics, 12:143–151, 1985.
- [WW97] Wright, S. M. und Wald, L. L.: *Theory and Application of Array Coils in MR*. NMR Biomed, 10:394–410, 1997.
- [WZD<sup>+</sup>00] Wong, E. Y., Zhang, Q., Duerk, J. L., Lewin, J. S. und Wendt, M.: *An Optical System for Wireless Detuning of Parallel Resonant Circuits*. 12:632–638, 2000.
- [ZGM<sup>+</sup>04] Zimmermann, H., Gutmann, B., Melzer, A., Nitz, W., Semmler, W. und Bock, M.: *Nadelpositionierung durch das Assistenzsystem INNOMOTION in Kombination mit targeted HASTE (TASTE) Bildgebung für Interventionen am geschlossenen 1,5 T-Tomographen*. In: *Medizinische Physik*, Seiten 168–169, 2004.
- [ZGM<sup>+</sup>05] Zimmermann, H., Gutmann, B., Melzer, A., Nitz, W., Semmler, W. und Bock, M.: *Targeted HASTE (TASTE) Real-Time Imaging with Automated Device Tracking for MR-Guided Needle Interventions*. In: *13th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 2160, 2005.
- [Züh03] Zühlsdorff, Sven: *MR-Bildgebung mit aktiven, intravasalen Kathetern*. Dissertation, Ruprechts-Karls-Universität Heidelberg, 2003.
- [ZUP<sup>+</sup>05] Zimmermann, H., Umathum, R., Plathow, C., Semmler, W., Nitz, W. und Bock, M.: *Messungen der Atembewegung mit schneller Magnetresonanztomographie und induktiv gekoppelten Markerspulen*. Zeitschrift für Medizinische Physik, 15(1):38–44, 2005.
- [ZVSB02] Zühlsdorff, S., Volz, S., Semmler, W. und Bock, M.: *Comparison of Different Steady State Preparation Techniques in Tracking Sequences*. European Radiology, 12:F11, 2002.
- [ZZV<sup>+</sup>03a] Zimmermann, H., Zühlsdorff, S., Volz, S., Umathum, R., Semmler, W. und Bock, M.: *Ein aktiver Nadelhalter für MR-geführte Punktionen mit automatischer Schichtnachführung*. In: *Medizinische Physik*, Seiten 184–185, 2003.
- [ZZV<sup>+</sup>03b] Zimmermann, H., Zühlsdorff, S., Volz, S., Umathum, R., Semmler, W. und Bock, M.: *Use Of Fiducial Markers for Motion Corrected MRI*. In: *11th Proc Intl Mag Reson Med*, Seite 1059, 2003.



# Danksagung

Vielen Dank an Dr. Michael Bock, der mir die Gelegenheit gegeben hat auf dem interessanten Gebiet der interventionellen MR tätig zu sein und mich als dritten „Bocktoranden“ in seiner Arbeitsgruppe aufgenommen hat. Seine Ideen, Anregungen und die gute Betreuung trugen sehr zum Gelingen meiner Arbeit bei.

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

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

Ein besonderer Dank geht an alle Mitarbeiter der Arbeitsgruppe, die ehemaligen und diejenigen, die noch dabei sind. Das Arbeitsklima war hervorragend und physikalische wie nicht-physikalische Diskussionen leisteten einen guten Beitrag zur *Suche nach der Wahrheit!* In diesem Sinne vielen Dank an Sven Zühlsdorff und Steffen Volz für die Unterstützung während der Einarbeitung.

Herzlichen Dank auch an Dr. Reiner Umathum, der mir geduldig Dinge erklärte (angefangen vom richtigen Löten: „Du sollst nicht KLEBEN!!!“) und während der ganzen Zeit bei allen Fragen und Problemen rund um die HF-Technik mit kompetentem Rat und Tat zur Verfügung stand.

Spezieller Dank auch an meinen Plexiglasnadelhaltersinglehotturbospinechosequenz-Hilfsprogrammierer Sven Müller, der immer hilfsbereit war und mich mit seiner herzlichen Art oft aufgemuntert hat.

Für die Hilfe oder Zeit, die ich in Anspruch genommen habe sowie für viele nette und informative Gespräche möchte ich mich außerdem bei den Kolleginnen und Kollegen Barbara Dillenberger, André Bongers, Peter Siegler und Alexander Kroll recht herzlich bedanken.

Für die gute Zusammenarbeit über die Grenzen der Arbeitsgruppe hinweg geht mein Dank an alle Mitarbeiter der Firma InnoMedic. Die Versuche rund um und mit INNOMOTION waren sehr ergiebig und besonders interessant.

Mein Dank für viele hilfreiche Tipps und Unterstützung v. a. bei der Sequenz-Programmierung geht an Dr. Peter Speier, Dr. Heiko Meyer und Dr. Wolfgang Nitz der Firma Siemens Medical Solutions.

Ein Dankeschön auch an die Firma Daum/MRI Devices, die mir freundlicherweise eine Reihe von Nadeln für meine Versuche zur Verfügung gestellt hat.



# Erklärung

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

Heidelberg, 4. Mai 2005

A handwritten signature in black ink, appearing to read "K. Timm", followed by a long horizontal flourish.