

Neue kernspintomographische Techniken für funktionelle Untersuchungen des Herzmuskels

INAUGURAL DISSERTATION

zur
Erlangung des Doktorgrades
der
Fakultät für Mathematik und Physik
der Albert-Ludwigs-Universität
Freiburg i. Brsg.

vorgelegt von

Bernd Jung
aus Heidelberg

März 2005

Dekan: Prof. Dr. J. Honerkamp
Leiter der Arbeit: Prof. Dr. J. Hennig
Referent: Prof. Dr. J. Hennig
Koreferent: Prof. Dr. O. von der Lühe

Tag der Verkündung des Prüfungsergebnisses: 03.05.2005

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
1 Grundlagen der MRT	3
1.1 Die Kernspinresonanz	3
1.1.1 Signalentstehung	3
1.1.2 HF-Anregung	5
1.1.3 Relaxationsmechanismen	6
1.1.4 Chemische Verschiebung	7
1.2 Grundlagen der Bildgebung	8
1.2.1 Schichtselektion	8
1.2.2 Ortskodierung und Fouriertransformation	9
1.3 Pulssequenzen	11
1.3.1 Spinecho-Sequenz	11
1.3.2 Gradientenecho-Sequenz	13
1.3.3 Balanced-SSFP-Sequenz	15
1.3.4 Signal-zu-Rausch-Verhältnis	18
2 Einfluss von Bewegungen in der MRT	19
2.1 Entstehung von Bewegungsartefakten	19
2.1.1 Einfluss von Bewegung auf die Signalphase	20
2.1.2 Periodische Bewegungen	20
2.2 Geschwindigkeitskodierung	25
2.3 Phasenrauschen	27
3 Experimenteller Aufbau	29
3.1 Magnet	29
3.2 Gradientensystem	31
3.3 HF-Technik und Spulen	31
3.4 Computersystem	32
4 Bildgebung am Herzen	34
4.1 Anatomie und Funktion des Herzens	34
4.2 Klinische Fragestellungen am Herzen	36
4.3 Bildgebende Verfahren am Herzen	37
4.3.1 Echokardiographie	37
4.3.2 Digitale Subtraktionsangiographie	38
4.3.3 Computer-Tomographie	39
4.3.4 Nuklearmedizinische Verfahren	40

4.3.5	Die Rolle der MRT	41
5	Herz bildgebung mit MRT	43
5.1	Positionierung	43
5.2	Physiologische Steuerung der Bildgebung	45
5.2.1	Herzschlag	45
5.2.2	Atmung	46
5.3	k-Raum segmentierte Datenaufnahme	49
5.4	Funktionelle Herz bildgebung	51
5.4.1	bSSFP-Cine-Bildgebung	51
5.4.2	Tagging-Verfahren	52
5.4.3	DENSE-Verfahren	54
5.4.4	Phasenkontrast-Verfahren	55
5.5	Myokardiale Vitalitätsdiagnostik	58
5.6	Messung der Herzmuskelfaserstruktur mit der MRT	60
6	Entwicklung von neuen Messmethoden	62
6.1	Problemstellung	62
6.2	Cine-Bildgebung mit Navigatorotechnik	63
6.3	bSSFP-Cine-Bildgebung mit Navigatorotechnik	65
6.4	Pulssequenz für die funktionelle kardiale Phasenkontrast MRT	67
6.4.1	Geschwindigkeitskodierung	67
6.4.2	Fluss- und Bewegungskompensation	68
6.4.3	Blutsättigung	69
6.4.4	View-Sharing-Technik	71
6.4.5	Sequenztiming	73
6.4.6	Sequenzparameter	76
6.4.7	Validierung	77
7	Berechnung von Funktionsparametern	80
7.1	Berechnung der pixelweisen Geschwindigkeiten	80
7.1.1	Vorprozessierung	80
7.1.2	Segmentierung	81
7.1.3	Korrektur der globalen Bewegung	82
7.1.4	Transformation in ein herz-intrinsisches Koordinatensystem	83
7.2	Visualisierung und Weiterverarbeitung	85
7.2.1	Farbkodierte Darstellung der Geschwindigkeitskomponenten	85
7.2.2	ROI-Analyse	85
7.2.3	Korrelationsanalyse	87
7.2.4	Bullseye-Plot-Visualisierung	89
7.3	Software-Paket	90
7.3.1	Implementierung und Benutzeroberfläche	90
7.3.2	Ergebnisübersicht	92
7.4	Tracking von Vektorfeldern	93
7.4.1	Tracking-Algorithmus	93

7.4.2	Tracking von Geschwindigkeits- und Beschleunigungsvektorfeldern	95
8	Experimentelle Ergebnisse	98
8.1	bSSFP-Bildgebung mit Navigatortechnik	98
8.2	Phasenkontrastbildgebung	101
8.2.1	Probandenmessungen	101
8.2.2	Patientenmessungen	106
8.3	Tracking der Vektorfelder	110
8.3.1	Geschwindigkeitsvektorfelder	110
8.3.2	Beschleunigungsvektorfelder	112
9	Diskussion und Ausblick	115
9.1	Datenaufnahme	115
9.2	Datennachverarbeitung	117
	Zusammenfassung	121
	Literaturverzeichnis	123
	Liste der Publikationen	135
	Danksagung	139

Einleitung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) hat sich in den letzten Jahren aufgrund ihrer Nichtinvasivität und des hohen Weichteilkontrastes als ein wichtiges Bildgebungsverfahren in der medizinischen Diagnostik etabliert. In der klinischen Diagnostik hat die MRT zur Untersuchung von Herzerkrankungen zunehmend an Bedeutung gewonnen. Sie erlaubt die Darstellung hochaufgelöster morphologischer Strukturen und nutzt darüber hinaus diese Information als Grundlage für die Funktionsdiagnostik. Die MRT hat den Vorteil gegenüber anderen Bildgebungsmethoden wie z.B. der Echokardiographie das gesamte Herz dreidimensional abzubilden ohne Abhängigkeit eines durch die Anatomie vorgegebenen Schallfensters. Des Weiteren ist der Patient im Vergleich zur Computertomographie keiner Strahlenbelastung ausgesetzt.

Zusätzlich zur morphologischen Bildgebung ist die Erfassung von Herzfunktionsparameter wie beispielsweise Volumina und Masse des Herzens mit der MRT von großer Bedeutung für die klinische Diagnostik und Therapieplanung. Neben der bildlichen Darstellung des schlagenden Herzens kommen in der MRT weitere Verfahren zum Einsatz, welche eine Quantifizierung der Herzfunktion anhand funktioneller Information erlauben. Eine verbreitete Methode beruht auf einer Erzeugung eines Sättigungsmusters auf dem Herzmuskel, dessen Deformation über den Herzzyklus beobachtet wird. Diese Methode bezeichnet man als Tagging-Verfahren. Ein weiterer Ansatz ist durch das Phasenkontrast-Verfahren gegeben, bei welchem abhängig von der Bewegung des Herzens eine zusätzliche Phase im MR-Signal erzeugt wird. Diese Methode findet häufige Anwendungen in der klinischen Diagnostik wie beispielsweise zur Quantifizierung des Blutfluss im Ausflusstrakt des Herzens. Des Weiteren können diese Methoden auch eingesetzt werden um die Bewegung des Herzmuskels zu analysieren. Gegenüber dem Tagging-Verfahren bietet das Phasenkontrast-Verfahren den Vorteil einer räumlich hochaufgelösten funktionellen Information.

Neben der funktionellen Information des Herzens sind Informationen über die Struktur und Orientierung der Herzmuskelfasern im menschlichen Herzen von großem Interesse. Da die räumliche Anordnung der Herzmuskelfasern die mechanischen wie auch die elektrischen Eigenschaften des Herzens beeinflusst, erscheinen Abweichungen von einer normalen Herzmuskelfaserstruktur in Krankheitsbildern wie beispielsweise in einem vergrößerten Herzen. Solche Patienten werden häufig einem operativen Eingriff unterzogen. Aufgrund der geringen Erfahrungswerte zur Umsetzung solcher Eingriffe sind Informationen über die Herzmuskelfaserstruktur bezüglich einer prä- und postoperativen Evaluierung dieser Patienten von großer Bedeutung.

Erste Ansätze zur Bestimmung der Muskelfaserrichtungen wurden mittels der sogenannten MR-Diffusionsbildgebung durchgeführt. Bisher wurden allerdings keine Ansätze vorgestellt die funktionellen MR-Daten wie sie beispielsweise von Phasenkontrast- oder Tagging-Aufnahmen geliefert werden zu nutzen, um daraus Rückschlüsse auf Informationen über Muskelfaserstrukturen des Herzens abzuleiten.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit lag auf der Entwicklung von Messmethoden basierend auf dem Phasenkontrast-Verfahren und eine Evaluierung der Daten mit dem primären Ziel Surrogatparameter zu finden, welche die Muskelfaserstrukturen des Herzens beschreiben.

Kapitel 1 gibt eine Einführung in die physikalischen Grundlagen der MRT sowie in die wichtigsten Methoden zur Bildgebung. In Kapitel 2 wird dann genauer auf die Bedeutung der Phase des MR-Signals bei Anwesenheit von Bewegungen eingegangen. Kapitel 3 beinhaltet den grundlegenden Aufbau eines MR-Tomographen in seinen wichtigsten funktionellen Einheiten. Neben der Anatomie und Funktionsweise des Herzens wird in Kapitel 4 auf die klinischen Fragestellungen in der Herzdiagnostik eingegangen. Die jeweiligen bildgebenden Verfahren am Herzen in der klinischen Routine werden vorgestellt und die spezielle Rolle der MRT diskutiert. Kapitel 5 gibt eine Einführung in die prinzipiellen Grundlagen der Herzbildgebung mit der MRT, insbesondere die physiologische Steuerung, die im Falle der Herzbildgebung besondere Maßnahmen erfordert. Des Weiteren wird auf die einzelnen Verfahren der funktionellen Herzbildgebung in der MRT mit deren jeweiligen Vor- und Nachteilen eingegangen. Kapitel 5 schließt mit einer Erläuterung der bisher vorgestellten Verfahren zur Messung der Herzmuskelfaserstruktur mit der MRT sowie der Motivation dieser Untersuchungen.

Die methodischen Entwicklungen und Implementierungen der Pulssequenzen für die Datenakquisition werden in Kapitel 6 vorgestellt. Hier wird zunächst auf die Problematik und die Entwicklung einer zeitaufgelösten Bildgebungssequenz (Cine-Bildgebung) für eine Aufnahme während freier Atmung erläutert. Im anschließenden methodischen Schwerpunkt dieser Arbeit wird die Implementierung der Phasenkontrast-Pulssequenz vorgestellt mit den jeweiligen Messprotokollen für Messungen im Atemstillstand und während freier Atmung. Neben der Sequenz-Methodik bestand ein weiterer Teil dieser Arbeit in der Nachverarbeitung der geschwindigkeitskodierte Phasenkontrast-Daten. Diese setzt sich zusammen aus einem standardisierten Auswerteverfahren, der Darstellung der funktionellen Information und dem dafür entwickelten Software-Paket. Des Weiteren wird die Durchführung der Idee des Trackings von den aus den Phasenkontrast-Daten erhaltenen Geschwindigkeits- und Beschleunigungsvektorfeldern vorgestellt mit dem Ziel, Informationen über den Verlauf der Herzmuskelfaserstruktur zu gewinnen. Kapitel 8 stellt die Ergebnisse von Studien an gesunden Probanden sowie auch Patienten vor, welche mit den implementierten Sequenzen durchgeführt wurden. Abschließend werden erste Ergebnisse des Trackings aus Datensätzen von Probanden gezeigt. Kapitel 9 beschließt die Arbeit mit der Diskussion der Ergebnisse und einem Ausblick auf zukünftige Projekte und Aufgaben.

1 Grundlagen der MRT

Die Grundlage der Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) beruht auf dem Phänomen der Kernspinresonanz von Wasserstoffkernen, d.h. Protonen, in einem statischen äußeren Magnetfeld [17, 105]. Hierbei werden die Resonanzsignale von Protonen in dem äußeren Magnetfeld nach Einstrahlung von Hochfrequenz-Pulsen gemessen [54, 40]. Mit dieser Messung lassen sich Rückschlüsse auf das signalerzeugende Objekt erlauben [75]. In diesem Kapitel wird eine einführende Darstellung in die magnetische Kernspinresonanz gegeben. Weiterhin werden die Grundlagen zur räumlichen Kodierung der MR-Signale sowie die wichtigsten Verfahren der Bildgebung vorgestellt.

1.1 Die Kernspinresonanz

1.1.1 Signalentstehung

Der Effekt der Kernspinresonanz beruht auf den magnetischen Eigenschaften der Atomkerne. Ein Atomkern besitzt den Kernspin \vec{I} und damit ein magnetisches Dipolmoment

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I}. \quad (1.1)$$

Die Proportionalitätskonstante γ ist das gyromagnetische Verhältnis, welches elementspezifisch ist. Für Protonen gilt $\gamma = 2.67 \cdot 10^8 T^{-1} s^{-1}$. Nach der Quantenmechanik darf $\vec{\mu}$ nur diskrete Werte einnehmen [23], welche sich als Erwartungs- und Eigenwerte von Operatoren ergeben. Diese Werte werden bestimmt durch die Eigenwertgleichungen

$$\vec{I}^2 |I, m\rangle = \hbar^2 I(I+1) |I, m\rangle \quad (1.2)$$

$$I_z |I, m\rangle = m\hbar |I, m\rangle \quad \text{mit} \quad m = -I, -I+1, \dots, +I. \quad (1.3)$$

\vec{I} und I_z sind die quantenmechanischen Spinoperatoren, $|I, m\rangle$ sind die Eigenzustände dieser Spinoperatoren. I ist die Kernspinquantenzahl, die abhängig von der betrachteten Atomkernen ganz- oder halbzahlige Werte annehmen kann. Die magnetische Quantenzahl m indiziert die energetisch entarteten Spin-Zustände, \hbar ist das Plancksche Wirkungsquantum.

Bringt man einen Atomkern in ein äußeres Magnetfeld \vec{B}_0 , so spalten die Energieniveaus des Atomkerns in $m = 2I+1$ Zustände auf, die sogenannten Zeeman-Niveaus [55]

$$E_m = -\vec{\mu} \vec{B}_0 = -m \gamma \hbar B_0. \quad (1.4)$$

Für das Wasserstoffatom hat I den Wert $1/2$, d.h. es entstehen $m = 2$ Energieniveaus im Magnetfeld. Diese entsprechen Orientierungen des magnetischen Momentes $\vec{\mu}$ parallel bzw. antiparallel zum statischen Magnetfeld \vec{B}_0 . Legt man das äußere Magnetfeld \vec{B}_0 in z-Richtung ($\vec{B}_0 = (0, 0, B_0)$), so läßt sich der Hamiltonoperator H von Protonen wie folgt angeben:

$$H = -\gamma B_0 I_z = -\omega_L I_z, \quad (1.5)$$

wobei ω_L die Larmorfrequenz bezeichnet. Für den Fall eines Spin-1/2-Systems ergeben sich somit zwei mögliche Zustände mit den Energiewerten $E_+ = -\frac{1}{2}\hbar\omega_L$ und $E_- = \frac{1}{2}\hbar\omega_L$. Die zeitabhängige Schrödingergleichung läßt sich wie folgt schreiben:

$$-\gamma I_z B_0 |\Psi(t)\rangle = i\hbar \frac{d|\Psi(t)\rangle}{dt}. \quad (1.6)$$

Die allgemeine Lösung hierfür lautet:

$$|\Psi(t)\rangle = ae^{-i\omega_L t/2} |+\rangle + be^{i\omega_L t/2} |-\rangle, \quad (1.7)$$

wobei $|+\rangle$ und $|-\rangle$ die Eigenvektoren zu den Eigenwerten $\frac{\hbar}{2}$ und $-\frac{\hbar}{2}$ sind. Da $|\Psi(t)\rangle$ normiert sein muss, d.h. $\langle\Psi(t)|\Psi(t)\rangle = 1$, gilt $|a|^2 + |b|^2 = 1$. Der physikalische Inhalt wird durch die Erwartungswerte des Spinoperators mit der Wellenfunktion $\langle\Psi(t)|I|\Psi(t)\rangle$ deutlich:

$$\langle I_x \rangle = \frac{\hbar}{2}(\alpha^* \beta + \alpha \beta^*) = ab\hbar \cos(\omega_L t) \quad (1.8)$$

$$\langle I_y \rangle = \frac{\hbar}{2}(\alpha^* \beta - \alpha \beta^*) = ab\hbar \sin(\omega_L t) \quad (1.9)$$

$$\langle I_z \rangle = \frac{\hbar}{2}(\alpha^* \alpha - \beta^* \beta) = \frac{\hbar}{2}(a^2 - b^2), \quad (1.10)$$

mit $\alpha = ae^{-i\omega_L t/2}$ und $\beta = be^{i\omega_L t/2}$. Dies bedeutet, dass die z-Komponente des Erwartungswertes des Spins zeitlich konstant ist, während die Komponenten in der xy-Ebene mit der Winkelgeschwindigkeit ω_L rotieren. Dies ist analog zum klassischen Bild, in dem man ω_L als Frequenz einer Präzessionsbewegung der Kernspins um das statische Magnetfeld B_0 interpretieren kann.

Die beiden Energieniveaus im Falle des Wasserstoffatoms sind im thermodynamischen Gleichgewicht gemäß der Boltzmann-Verteilung besetzt [108]. Für das Verhältnis der beiden Besetzungszahlen N_- und N_+ gilt bei Protonen

$$\frac{N_-}{N_+} = \exp\left(-\frac{\hbar\gamma B_0}{kT}\right) \quad (1.11)$$

Aus dieser geringen Überbesetzung (Größenordnung 10^{-5} für $T = 300K$ und $B_0 = 2T$) ergibt sich als Vektorsumme der einzelnen magnetischen Kernmomente eine makroskopische Nettomagnetisierung

$$\vec{M} = \frac{n\gamma^2\hbar^2}{4kT}\vec{B}_0 \quad (1.12)$$

in Richtung des statischen Magnetfeldes, wobei mit n die Anzahl der Protonen und mit k die Boltzmann-Konstante bezeichnet ist.

1.1.2 HF-Anregung

Legt man zusätzlich zum statischen Magnetfeld B_0 ein hochfrequentes Wechselfeld B_1 an, so wird die Magnetisierung aus dem Gleichgewicht ausgelenkt. Dadurch wirkt auf das magnetische Moment der Probe ein Drehmoment $\vec{M} \times \vec{B}_0$, welches nach dem Drehimpulserhaltungssatz eine zeitliche Änderung des Drehimpulses verursacht. Das zeitliche Verhalten der Anregung der Magnetisierung wird beschrieben durch die Blochschen Bewegungsgleichung [17]

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{B}_0). \quad (1.13)$$

Legt man das Wechselfeld B_1 senkrecht zu B_0 an, d.h. $B_x(t) = \cos \omega t$ und $B_y(t) = -\sin \omega t$, so resultiert aus Gleichung 1.13

$$\begin{pmatrix} \dot{M}_x \\ \dot{M}_y \\ \dot{M}_z \end{pmatrix} = \gamma \begin{pmatrix} 0 & B_0 & B_1 \sin(\omega t) \\ -B_0 & 0 & B_1 \cos(\omega t) \\ -B_1 \sin(\omega t) & -B_1 \cos(\omega t) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix}. \quad (1.14)$$

Im Resonanzfall, d.h. $\omega = \omega_L$, ergeben sich mit der Anfangsbedingung $\vec{M}(0) = (0, 0, M_0)$ folgende Lösungen:

$$\begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = M_0 \begin{pmatrix} -\sin(\alpha) \cos(\omega_L t) \\ \sin(\alpha) \sin(\omega_L t) \\ \cos(\alpha) \end{pmatrix}. \quad (1.15)$$

Dies entspricht einer Präzessionsbewegung des Magnetisierungsvektors \vec{M} um die Richtung des Hauptmagnetfeldes mit $\omega_L = \gamma B_0$. Zusätzlich wird diese Bewegung von schraubenförmigen Rotationsbewegung zur xy-Ebene hin überlagert (siehe Abbildung 1.1 links). Die Abhängigkeit des Auslenkungswinkel α von dem mit der Larmorfrequenz ω_L rotierenden Feldes B_1 ist gegeben durch

$$\alpha = \gamma B_1 \tau. \quad (1.16)$$

τ ist hierbei die Dauer des angelegten Hochfrequenz(HF)-Pulses. Man spricht beispielsweise von einem 90° -Puls, wenn die Magnetisierung in die Transversalebene senkrecht zum statischen Magnetfeld gekippt wird. Das gemessene MR-Signal wird durch die präzedierende Transversalmagnetisierung erzeugt, die in der HF-Spule eine Spannung induziert.

Durch die Transformation der Gleichung 1.13 in ein mit ω_L rotierendes Bezugssystem geht das magnetische Hochfrequenzfeld $\vec{B}_1(t)$ in das zeitunabhängige Feld $\vec{B}'_1 = (B_1, 0, 0)$ über. Als Lösung für Gleichung 1.15 erhält man dann

$$\begin{pmatrix} M'_x \\ M'_y \\ M'_z \end{pmatrix} = M_0 \begin{pmatrix} 0 \\ \sin(\alpha) \\ \cos(\alpha) \end{pmatrix}. \quad (1.17)$$

Damit entsteht der transversale Anteil der Magnetisierung durch einfache Rotation von \vec{M}' um die Richtung des magnetischen Wechselfeldes \vec{B}'_1 (siehe Abbildung 1.1 rechts). Für weitere Betrachtungen wird die zur longitudinalen Komponente der Magnetisierung M_z orthogonale Magnetisierungskomponente M_{xy} eingeführt.

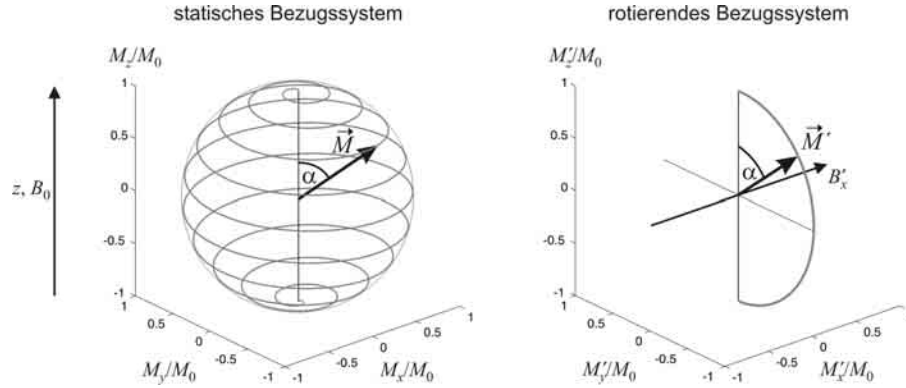


Abbildung 1.1: Zeitliche Entwicklung der makroskopischen Magnetisierung \vec{M} und \vec{M}' in statischen bzw. rotierenden Bezugssystem bei Einstrahlung eines magnetischen Wechselfeldes mit $\omega = \omega_L$.

1.1.3 Relaxationsmechanismen

Nach der Abschalten der Hochfrequenz-Anregung strebt das System wieder dem Gleichgewichtszustand entgegen. Damit ist eine Abnahme des MR-Signals verbunden, für die zwei verschiedene Relaxationsprozesse verantwortlich sind. Der erste Prozess beruht darauf dass die Kerne die bei der HF-Anregung aufgenommene Energie wieder an ihre Umgebung abgeben. In Anlehnung an die Festkörperphysik bezeichnet man die Umgebung auch als Gitter und den Gesamtprozess somit als *Spin-Gitter-Relaxation*. Die Geschwindigkeit dieses Vorgangs ist gewebespezifisch und wird beschrieben durch eine charakteristische Zeitkonstante, der longitudinalen Relaxationszeit T_1 . Ergänzt man die Gleichung 1.13 um den Term, welcher den oben beschriebenen Relaxationsprozess berücksichtigt, so erhält man die phänomenologische Differentialgleichung

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{M_0 - M_z}{T_1}, \quad (1.18)$$

wobei mit M_0 die Gleichgewichtsmagnetisierung bezeichnet wird. Für den zeitlichen Verlauf der Magnetisierung $M_z(t)$ in Magnetfeldrichtung nach einem Puls mit dem Winkel α ergibt sich durch Lösen der Differentialgleichung

$$M_z(t) = M_0(1 - (1 - \cos \alpha)e^{-\frac{t}{T_1}}). \quad (1.19)$$

Dies resultiert in einer exponentiellen Erholung der z-Komponente der Magnetisierung.

Der zweite Relaxationsprozess bewirkt eine schnellere Abnahme der transversalen Komponente der Magnetisierung als durch die Spin-Gitter-Relaxation erwartet. Ursache hierfür sind kleine Inhomogenitäten des Magnetfeldes, die durch Wechselwirkungen der Protonen untereinander entstehen (Spin-Spin-Wechselwirkung). Durch diese Feldfluktuationen differieren die Larmorfrequenzen der Protonenspins geringfügig, so dass diese ihre Phasenbeziehung, die Kohärenz, die zur Quermagnetisierung geführt hat, zueinander verlieren. Durch diesen Dephasierungsprozess, welchen man *Spin-Spin-Relaxation* nennt, nimmt

die transversale Magnetisierung innerhalb des angeregten Volumens ab. Die Geschwindigkeit dieses Vorgangs wird durch die charakteristische Zeitkonstante, die transversale Relaxationszeit T_2 , beschrieben. Die Zeitabhängigkeit dieses Prozesses wird beschrieben durch

$$\frac{dM_{xy}}{dt} = -\frac{M_{xy}}{T_2} \quad (1.20)$$

mit der Lösung

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-\frac{t}{T_2}}. \quad (1.21)$$

Zusätzlich zur T_2 -Relaxation wird die Transversalmagnetisierung durch jede Inhomogenität des Magnetfeldes dephasiert. Die sich hieraus ergebende kürzere Relaxationszeit wird mit T_2^* gekennzeichnet. Ein Hauptteil dieser zeitlich konstanten Magnetfeldinhomogenitäten tritt an Gewebegrenzflächen (z.B. Gewebe/Luft) auf, da verschiedene Gewebe bzw. Stoffe unterschiedliche Suszeptibilitäten aufweisen. Des Weiteren werden Inhomogenitäten durch Imperfektion des Hauptmagnetfeldes B_0 verursacht. Das mit T_2^* abklingende MR-Signal bezeichnet man als FID (Free Induction Decay). Unter Einbeziehung der T_2^* -Relaxation ergibt sich für das FID-Signal die Beziehung

$$S(t) \propto |\vec{M}_{xy}| e^{i\omega_L t} e^{-\frac{t}{T_2^*}}. \quad (1.22)$$

Die Relaxationszeiten sind abhängig von der Stärke des statischen Magnetfeldes. Typische Größenordnungen (bei Magnetfeldern von 1-2 Tesla) der Relaxationszeit T_1 für Protonen in biologischem Gewebe liegen zwischen einigen 10 ms und 1 s, für die Relaxationszeit T_2 zwischen ca. 10 ms und einigen 100 ms. Aufgrund der unterschiedlichen Relaxationszeiten verschiedener Gewebetypen lässt sich abhängig vom verwendeten Messverfahren (siehe Abschnitt 1.3) ein von den Relaxationszeiten abhängiger Kontrast im MR-Bild erzeugen. Da krankhaft veränderte Bereiche im menschlichen Körper veränderte Relaxationszeiten verursachen können, lassen sich diese Bereiche bei räumlicher Darstellung von gesunden Bereichen abgrenzen. Somit machen die verschiedenen gewebespezifischen Relaxationszeiten die MRT für die medizinische Diagnostik gerade interessant.

1.1.4 Chemische Verschiebung

Die Umgebung der Spins beeinflusst neben den Relaxationszeiten auch die Resonanzfrequenz ω_0 . Die Elektronenhülle des Atoms bzw. Moleküls schirmt das äußere Magnetfeld B_0 diamagnetisch ab, daher sieht der Kernspin nur ein effektives Magnetfeld

$$B_{\text{eff}} = B_0(1 - \sigma) \quad (1.23)$$

mit der Abschirmkonstanten σ . Spins in unterschiedlicher chemischer Umgebung besitzen daher unterschiedliche Resonanzfrequenzen

$$\omega_i = \gamma B_0(1 - \sigma_i). \quad (1.24)$$

Die Differenz zwischen Resonanzfrequenzen ist abhängig von der Art der Bindung und den Bindungspartnern der betrachteten Spins.

Protonen kommen im biologischen Gewebe vor allem in zwei Verbindungen vor, im Wasser und im Fett. Die chemische Verschiebung der beiden Resonanzlinien relativ zueinander beträgt ca. 3,5 ppm (parts per million = 10^{-6}). Dies entspricht einem Frequenzunterschied von $\Delta\nu \approx 220$ Hz bei einer Feldstärke von 1.5 Tesla.

Die chemische Verschiebung hat in der Anwendung der NMR zweierlei Bedeutung: auf der einen Seite ist die Sensitivität der Atomkerne für ihre Umgebung essentiell für die NMR-Spektroskopie, andererseits kann sie auch ein Problem für die meisten Anwendungen in der Bildgebung darstellen. Unterschiede der Resonanzfrequenz wirken sich in der Fourierbildgebung (siehe Kapitel 1.2) als örtliche Verschiebungen aus. Die Wasser- und Fettanteile können gegeneinander versetzt sein und in den MR-Bildern Artefakte verursachen. Wird der unerwünschte Teil des Resonanzspektrums, z.B. das Fett, mit einem frequenzselektiven HF-Puls angeregt und anschließend die Transversalmagnetisierung durch einen starken Magnetfeldgradienten dephasiert, so trägt in einem darauffolgenden Bildgebungsexperiment diese Gewebe nicht zum MR-Signal bei. Dies kann zur Erzeugung reiner Wasser- oder Fettbilder genutzt werden.

1.2 Grundlagen der Bildgebung

Im Jahr 1973 gelang es Lauterbur erstmals mit Hilfe von definiert ortsabhängigen Magnetfeldern die MR zur Erzeugung von Schnittbildern inhomogener Objekte zu nutzen [75].

In der MR-Bildgebung wird den Protonen innerhalb der Probe eine Ortskodierung aufgeprägt um somit die gewünschte Lokalisierung der verschiedenen Signalbeiträge zu ermöglichen. Legt man zum statischen Magnetfeld einen zusätzlichen konstanten Magnetfeldgradienten \vec{G} an, so wird die Larmorfrequenz ortsabhängig:

$$\omega_0(\vec{r}) = \gamma(B_0 + \vec{G}\vec{r}) = \gamma(B_0 + G_x x + G_y y + G_z z). \quad (1.25)$$

Durch Anlegen von Gradienten in allen drei Raumrichtungen erhält man eine orts aufgelöste Information der Probe. Das Prinzip der Kodierung wird im folgenden erläutert.

1.2.1 Schichtselektion

Durch Anlegen eines Gradienten \vec{G} während eines frequenzselektiven HF-Pulses, den sogenannten *Schichtselektionsgradienten* \vec{G}_S , in beispielsweise der z-Richtung, werden nur Spins angeregt, die innerhalb einer Schicht mit der Dicke

$$\Delta z = \frac{\Delta\omega_{HF}}{\gamma G_z} \quad (1.26)$$

liegen (siehe Abbildung 1.2). Hierbei ist $\Delta\omega_{HF}$ die Bandbreite bzw. Frequenzbreite des Pulses. Man spricht dann auch von *selektiver Anregung*. Innerhalb

der angeregten Schicht präzedieren die Spins aufgrund der endlichen Bandbreite des Pulses mit unterschiedlichen Larmorfrequenzen. Die damit verbundene Dephasierung kann man kompensieren, indem man nach der Anregung einen Schichtselektionsgradienten mit umgekehrten Vorzeichen anlegt, so dass die Spins wieder rephasiert werden (Schichtrephasierer).

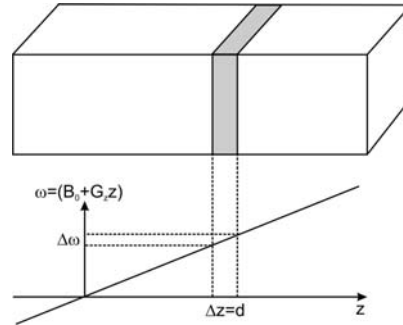


Abbildung 1.2: Selektive Anregung durch einen HF-Puls. Die Resonanzbedingung ist nur für die Spins entlang der z -Richtung erfüllt, deren Larmorfrequenz im Intervall $\Delta\omega_{HF}$, der Frequenzbreite des HF-Anregungspulses, liegt.

1.2.2 Ortskodierung und Fouriertransformation

Die Grundidee der Ortskodierung in der angeregten Schicht besteht in der Zerlegung der Spindichtevertelung in einzelne Ortsfrequenzkomponenten. Für diese Zerlegung werden ebenfalls lineare Magnetfeldgradienten eingesetzt.

Die abzubildende Schicht wird im Ortsraum durch die Spindichte $\rho(x, y)$ beschrieben. Die Signalintensität erhält man nach Gleichung 1.22 unter Vernachlässigung des T_2^* -Zerfalls durch Integration über die gesamte Schicht und ist gegeben durch

$$S(k_x, k_y) = C \int \int \rho(x, y) e^{i(k_x x + k_y y)} dx dy. \quad (1.27)$$

Hierbei wurde der sogenannte k -Raum eingeführt mit den Koordinaten [126, 77]

$$k_i := \gamma \int_0^t G_i(\tau) d\tau. \quad (1.28)$$

Die Signalintensität aus Gleichung 1.27 stellt die Fouriertransformierte der Spindichtevertelung dar [74]. Diese ergibt sich demnach aus der inversen Fouriertransformation zu

$$\rho(x, y) = C \int \int S(k_x, k_y) e^{-i(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y. \quad (1.29)$$

Demnach ist die Spindichte des Messobjektes im Ortsraum (x, y) und das gemessene MR-Signal im k -Raum (k_x, k_y) durch eine Fouriertransformation miteinander verbunden. Die Ortskodierung der MR-Signale entspricht nun ein Auffüllen des durch (k_x, k_y) aufgespannten k -Raumes. Durch inverse Fouriertransformation des ortskodierten Gesamtsignals $S(k_x, k_y)$ erhält man die räumliche

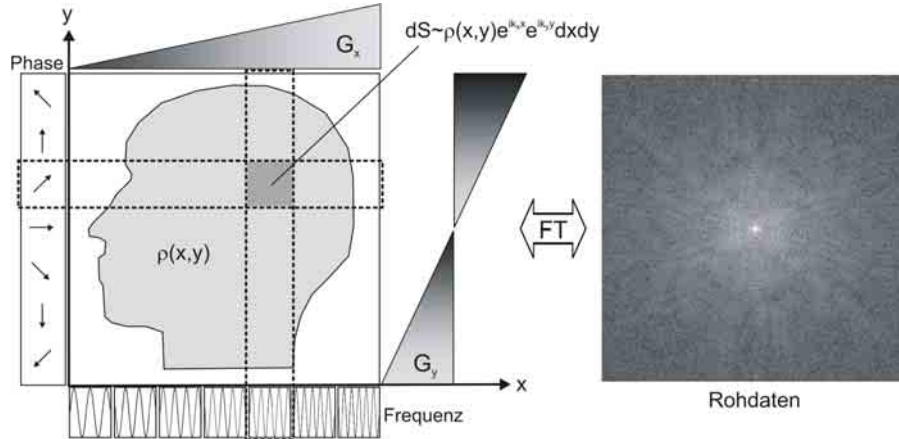


Abbildung 1.3: Prinzip der 2D-Ortskodierung: entlang der Leserichtung (x) werden den Spins unterschiedliche Präzessionsfrequenzen zugeordnet, während in Phasenkodierrichtung (y) zeilenweise verschiedene Signalphasen generiert werden. Die lokalen Signalanteile werden somit ihrer räumlichen Lokalisation zugeordnet. Die aufgenommene Rohdatenmatrix wird durch die 2D-Fouriertransformation (FT) in den Ortsraum überführt.

Verteilung der gewebespezifischen Protonendichte, was die gewünschte Bildinformation über das zu untersuchende Objekt gibt. Das in der Empfangsspule induzierte kontinuierliche MR-Signal wird in diskreten Schritten abgetastet. Unter Berücksichtigung dieser Diskretisierung wird aus Gleichung 1.29 die Fouriersumme

$$\rho(x_m, y_n) = \frac{1}{N_x N_y} \sum_{m=1}^{N_x} \sum_{n=1}^{N_y} S(k_{mx}, k_{ny}) e^{-i \frac{2\pi}{N_x} k_{mx} x_m} e^{-i \frac{2\pi}{N_y} k_{ny} y_n}. \quad (1.30)$$

Eine schematische Darstellung des Prinzips der zweidimensionalen Ortskodierung durch lineare Magnetfeldgradienten ist in Abbildung 1.3 gegeben.

Bei der üblichen Vorgehensweise wird nach HF-Anregung und Schichtselektion ein Gradient entlang einer Raumrichtung senkrecht zu G_S angelegt, der *Phasenkodiergradient* G_P . Durch Auslesen des MR-Signals während des Anlegens eines weiteren Gradienten, des sogenannten *Auslesegradienten* G_R , orthogonal zum Phasenkodiergradienten, werden die Resonanzfrequenzen in Leserichtung ortsabhängig. Dabei wird das Signal für N_x äquidistante Werte ausgelesen. Diesen Schritt der Kodierung nennt man auch Frequenzkodierung. Das Integral über die Spindichte wird als Spannungsamplitude detektiert und auf ein Frequenzband $\Delta\nu$ abgebildet.

Durch das Anlegen des Phasenkodiergradienten G_P zwischen der HF-Anregung und der Datenakquisition erhalten die Spins aufgrund unterschiedlicher Präzessionsfrequenzen während der Dauer t_P des Gradienten eine ortsabhängige Phase $\Phi(y) = \gamma y G_P t_P$. Während bei einer Messung für die Frequenzkodierrichtung alle Ortsfrequenzkomponenten gemessen werden, liegt für die Phasenkodierrichtung nur eine - der Stärke und Dauer des Gradienten entsprechende - Ortsfrequenzkomponente vor. Um alle für die Phasenkodierrichtung erforderlichen Ortsfrequenzkomponenten zu erhalten, muss die oben beschriebene Messung -

Anregung, Phasenkodierung, Frequenzkodierung - in N_P Schritten mit jeweils geänderter Stärke des Phasenkodiergradienten G_P wiederholt werden. Der zeitliche Abstand zweier aufeinanderfolgenden Messungen wird als *Repetitionszeit* TR bezeichnet.

Wie oben erwähnt muss zur Rekonstruktion der Spindichte die Signalfunktion für verschiedene Werte k_x und k_y akquiriert werden. Um in Frequenzkodierrichtung eine gewünschte Auflösung von N_x Punkten zu bekommen, wird während der Detektion das Signal zu N_x diskreten Zeitpunkten abgetastet. Der reziproke Wert des zeitlichen Abstands zwischen dem Auslesen zweier Punkte wird als die Bandbreite BW bezeichnet. Für eine bestimmte Auflösung N_y in Phasenkodierrichtung muß das Experiment wie vorher schon erwähnt N_y -mal wiederholt werden, wobei bei jedem dieser Phasenkodierschritte der Gradient von $-G_{P,max}$ bis $+G_{P,max}$ erhöht wird (siehe Gradient G_y in Abbildung 1.3).

Durch eine zweidimensionale diskrete Fouriertransformation erhält man also ein MR-Bild mit einer Matrix von $N_x \times N_y$ Punkten. Die Ortsauflösung des Bildes in x -Richtung ist durch die diskrete Fouriertransformation gegeben. Da während der Akquisition $0 \leq t \leq t_{akq}$ und somit $0 \leq k_x \leq \gamma G_R t_{akq}$ gilt, ergibt sich für das Auflösungsvermögen

$$\Delta x = \frac{2\pi}{\gamma G_R t_{akq}} = \frac{1}{k_{x,max}}. \quad (1.31)$$

Für die Ortsauflösung in y -Richtung gilt $-\gamma G_{P,max} t_P \leq k_y \leq \gamma G_{P,max} t_P$ und man erhält

$$\Delta y = \frac{2\pi}{2\gamma G_{P,max} t_P} = \frac{1}{k_{y,max}}. \quad (1.32)$$

Die Auflösung eines MR-Bildes innerhalb der angeregten Schicht wird vom Messfeld (field of view, FOV) und von der Matrix bestimmt ($\text{Auflösung}_{x,y} = \text{FOV}_{x,y}/N_{x,y}$).

1.3 Pulssequenzen

Als Pulssequenz wird eine bestimmte Art und Weise bezeichnet, mit welcher Amplitude, Zeitdauer und Zeitpunkt von Magnetfeldgradienten und HF-Pulsen verwendet werden, um ein MR-Bild zu akquirieren. Verschiedene Pulssequenzen unterscheiden sich in Messzeit, dem resultierenden Kontrastverhalten und Signal-zu-Rausch-Verhältnis im MR-Bild sowie in der Eigenschaft der Entstehung von Bildartefakten. Im folgenden werden die wichtigsten Pulssequenzen für die MRT-Bildgebung vorgestellt von denen sich viele weitere Varianten ableiten lassen.

1.3.1 Spinecho-Sequenz

Die Spinecho-Sequenz gehört zu den ältesten für die Bildgebung verwendeten Pulssequenzen [54, 37]. Sie besteht aus einem schichtselektiven 90° -Puls gefolgt von einem schichtselektiven 180° -Puls, der das Spinecho erzeugt (siehe

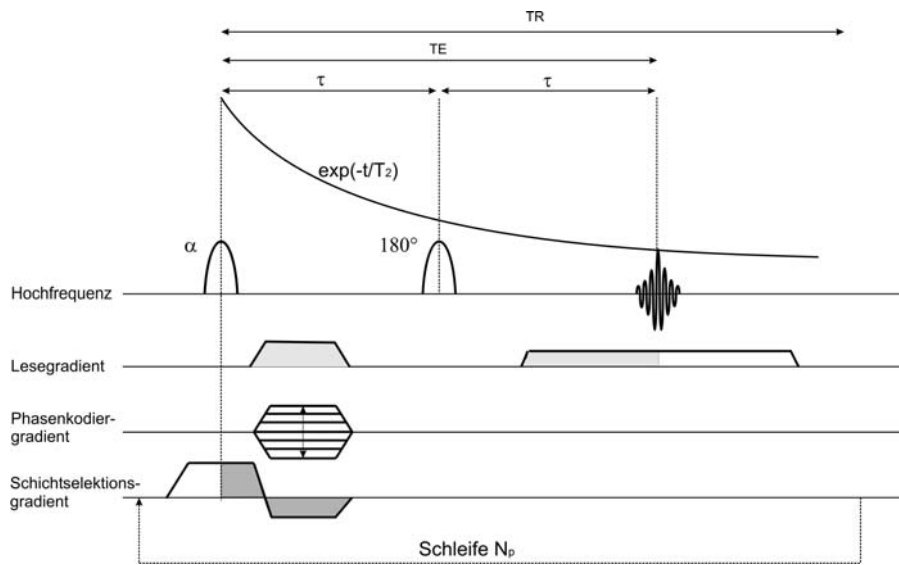


Abbildung 1.4: Die Pulssequenz eines Spinecho-Experiments. Jeweils gleich markierte Flächen sind gleich groß.

Abbildung 1.4). Zwischen den beiden HF-Pulsen werden die Gradienten für die Phasenkodierung geschaltet. Die Spins werden durch einen positiven Auslesegradienten dephasiert. Die Rephasierung erfolgt dann in Kombination mit einem 180° -Puls, den man nach einer Zeit τ nach der ersten Anregung, dem 90° -Puls, appliziert. Er bewirkt, dass wiederum nach der Zeit τ ein Signalecho auftritt. Die Echozeit ist dann $TE = 2\tau$.

Die Echoamplitude einer Spinecho-Sequenz fällt mit der Zeitkonstanten T_2 ab,

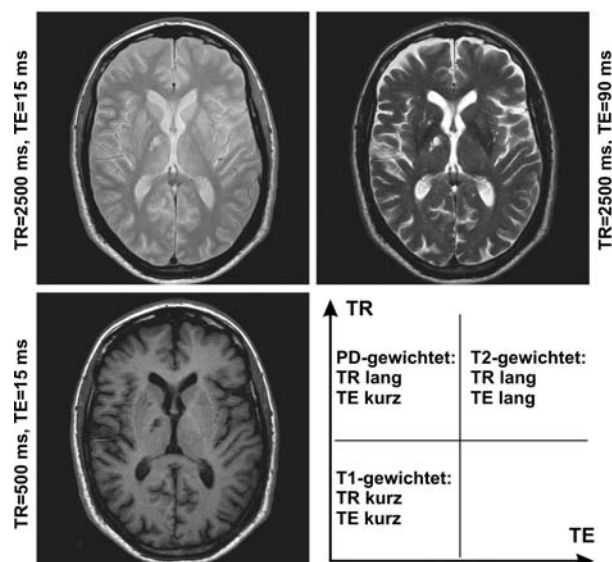


Abbildung 1.5: Kontrastverhalten bei unterschiedlichen TR und TE. Die resultierenden Gewichtungen zeigen unterschiedliche Kontrast für die graue und die weiße Hirnmasse und die Hirnflüssigkeit. An der Seite sind die für die Bildakquisition verwendeten TR- und TE-Zeiten angegeben.

da Dephasierungsprozesse aufgrund von statischen Magnetfeldinhomogenitäten durch den 180° -Puls wieder rephasiert werden. Zur Akquisition aller k_y -Werte muss das Spinecho-Experiment entsprechend der Matrix in Phasenkodierrichtung N_P oft wiederholen mit verschiedenen starken Phasenkodiergradienten. Der Kontrast eines MR-Bildes hängt ab von der T_1 - und T_2 -Relaxation und von der Spindichte. Durch entsprechende Wahl der Pulssequenzparameter TE und TR kann man den Kontrast in den Bildern steuern. Man spricht dann von T_1 -, T_2 - und Protonendichte-gewichteten Bildern. In Abbildung 1.5 sind die unterschiedlichen gewebespezifischen Gewichtungen durch die Wahl von verschiedenen Echo- und Repetitionszeiten am Beispiel von Messungen mit einer Spinecho-Sequenz am menschlichen Gehirn gezeigt. Des weiteren sind die typischen Werte für Echo- und Repetitionszeiten angegeben um einen entsprechenden Bildkontrast zu erzeugen. Die Repetitionszeit TR ist bei EKG-getriggerten Aufnahmen, d.h. Aufnahmen welche mit dem Herzschlag synchronisiert sind, durch die Länge des EKG-Intervalls gegeben.

1.3.2 Gradientenecho-Sequenz

Die Gradientenecho-Sequenz ist schematisch in Abbildung 1.6 gezeigt. Sie bildet die Grundlage für viele Bildgebungsexperimente mit schneller Datenakquisition. Im Gegensatz zur Spinecho-Sequenz wird hier das Signalecho nicht durch einen 180° -Refokussierungspuls erzeugt, sondern allein durch die Dephasierung und anschließende Rephasierung des Frequenzkodiergradienten. Somit sind im Vergleich zum Spinecho deutlich kürzere Echozeiten TE realisierbar. Allerdings werden bei der Gradientenecho-Sequenz durch statische Magnetfeldinhomogenitäten (Suszeptibilitäten, Imperfektion des Hauptfeldes) bedingte Dephasierungen nicht wieder rückgängig gemacht. Demzufolge erreicht die Echoamplitude nur die T_2^* -Kurve statt der T_2 -Kurve und ist damit kleiner als beim Spinecho.

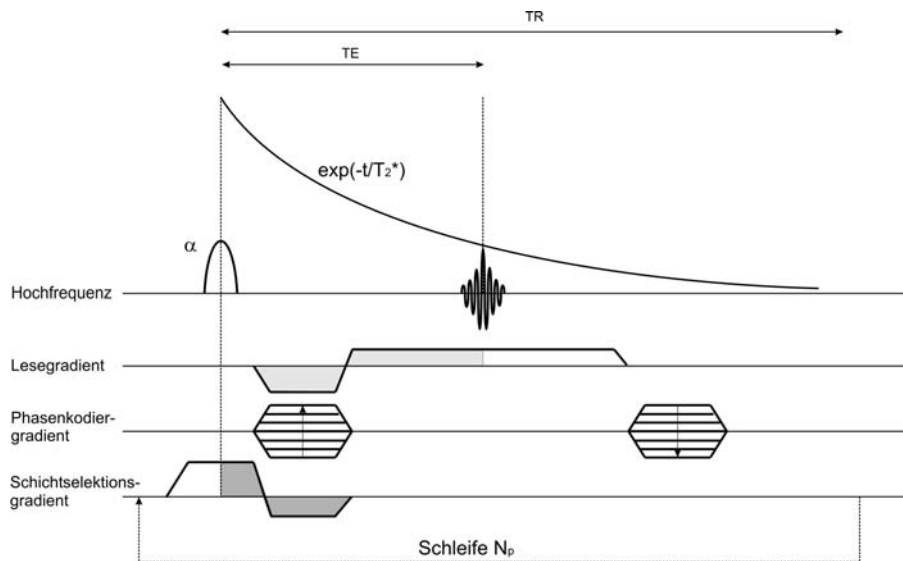


Abbildung 1.6: Die Pulssequenz eines Gradientenecho-Experiments. Jeweils gleich schraffierte Flächen sind gleich groß.

Der Einfluss von Inhomogenitäten wird mit zunehmender Echozeit größer und damit die Echoamplitude kleiner.

Bei Verwendung kleiner Flipwinkel (typischerweise $5 - 60^\circ$) wird das Gradientenecho-Verfahren auch als FLASH-Sequenz (Fast Low Angle Shot) bezeichnet [53]. Durch den kleineren Flipwinkel wird nicht die komplette Längsmagnetisierung mit einer Anregung verbraucht. Somit steht nach der HF-Anregung noch Längsmagnetisierung zur Verfügung, womit sich möglichst kurze Repetitionszeiten TR zwischen den HF-Anregungen realisieren lassen.

Abbildung 1.7 zeigt den Vergleich einer T_1 -gewichteten Spinecho-Sequenz mit einer T_2^* -gewichteten Gradientenecho-Sequenz. Anhand dieses Vergleiches sieht man deutlich die bei der Gradientenecho-Sequenz durch Suszeptibilitätsprünge hervorgerufenen Signalauslöschungen welche im Gegensatz zur Spinecho-Sequenz nicht mehr rephasiert werden. Aufgrund der Verwendung von kurzen Repetitionszeiten ($TR \ll T_1$) ist bei einer nächsten Anregung noch eine nicht verschwindende Transversalmagnetisierung vorhanden. Um bei der nächsten Anregung kohärente Überlagerungen der Magnetisierungsanteile zu erhalten, werden die Phasenkodiergradienten nach Auslesen des MR-Signals rephasiert (siehe Abbildung 1.6). Der Bildkontrast in einer Gradientenecho-Sequenz beinhaltet somit stets einen Mischkontrast aus T_1 und T_2^* .

Das Signalverhalten der nach einer HF-Anregung zur Verfügung stehenden Längsmagnetisierung läßt sich durch Gleichung 1.19 herleiten, welche die Längsmagnetisierung $M_{z,1}(t)$ nach dem ersten Anregungspuls aus einer Serie von α -Pulsen angibt. Damit läßt sich bei der nächsten Anregung zum Zeitpunkt $t = TR$ die zur Verfügung stehende Längsmagnetisierung $M_{z,2}(0) = M_{z,1}(TR)$ berechnen. Die Längsmagnetisierung $M_{z,n}(t)$ nach dem n-ten Anregungspuls mit dem Flipwinkel α ist kann man rekursiv erhalten zu

$$M_{z,n}(t) = M_0 - [M_0 - M_{z,n-1}(TR) \cos(\alpha_n)] \cdot e^{-TE/T_2^*}. \quad (1.33)$$

Die zeitliche Entwicklung der transversalen Magnetisierung nach n Anregungspulsen wird dann beschrieben durch

$$|\vec{M}_{xy,n}(t)| = M_{z,n-1}(TR) \sin(\alpha_n) \cdot e^{-TE/T_2^*}. \quad (1.34)$$

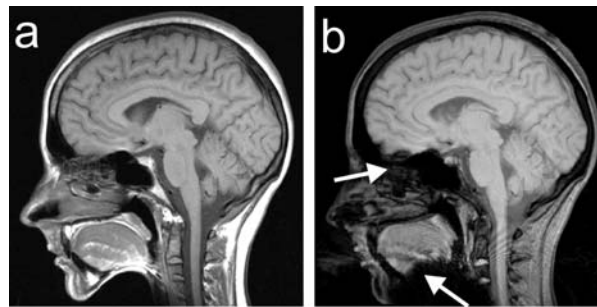


Abbildung 1.7: Vergleich von einer T_1 -gewichteten Spinecho-Sequenz (a) und T_2^* -gewichteten Gradientenecho-Sequenz (b). Neben dem niedrigeren Signal-Rausch-Verhältnis zeigt das Gradientenecho-Bild mehr Signalauslöschungen im Bereich des Nasennebenhöhlen und der Kieferhöhle (siehe Pfeile), da durch Suszeptibilitätsunterschiede bedingte Dephasierungen nicht mehr rückgängig gemacht werden.

Nach einigen Anregungen entsteht dann ein Gleichgewicht, so dass vor jedem Anregungspuls die gleiche longitudinale Magnetisierung, die aufgrund der T_1 -Relaxation stets wieder anwächst, zur Verfügung steht. Diesen Zustand bezeichnet man als *Steady State* [20]. Die Dauer des Erreichens des Steady-State-Zustandes ist abhängig von TR, dem Flipwinkel und den gewebespezifischen Relaxationszeiten T_1 und T_2 und ist typischerweise nach ca. 150-300 ms (50-100 HF-Anregungen) erreicht. Im Bereich der transienten Phase vor Erreichen des Steady-State treten Signalfuktuationen auf, welche sich bei einer Datenakquisition in dieser Phase als Bildartefakte auswirken. Ist nach einer Folge von Anregungspulsen der Steady-State-Zustand erreicht gilt $M_{z,n}(TR) = M_{z,n-1}(TR)$. Mit dieser Bedingung und den Gleichungen 1.33 und 1.34 lässt sich für die das MR-Signal erzeugende Transversalmagnetisierung herleiten [41]:

$$|\vec{M}_{xy}| = M_0 \sin \alpha \cdot \frac{1 - e^{-TR/T_1}}{1 - \cos \alpha \cdot e^{-TR/T_1}} \cdot e^{-TE/T_2^*}. \quad (1.35)$$

Kennt man T_1 und gibt TR vor, so erhält man die maximale Signalintensität bei der Anregung mit dem *Ernstwinkel*

$$\alpha_{Ernst} = \arccos(e^{-TR/T_1}). \quad (1.36)$$

Aus Gleichung 1.35 läßt sich erkennen, wie man mit der Gradientenecho-Sequenz verschiedene Kontraste erzielen kann, in diesem Fall T_1 - und T_2^* -Gewichtung. Diese werden im Wesentlichen über den Flipwinkel und die Echozeit gesteuert, da aus Messzeitgründen eine möglichst kurze Repetitionszeit TR angestrebt wird.

Durch die Verwendung kurzer TR beinhaltet die Steady-State-Amplitude Anteile der Transversalmagnetisierung von vorangegangenen HF-Anregungen. Diese Signalbeiträge können mit anderen Signalanteilen interferieren und das Steady-State-Verhalten so beeinflussen, dass dies zu einer reduzierten Signalintensität und Artefakten in den Bildern führt. Durch ein sogenanntes HF-Spoiling der transversalen Magnetisierung kann man eine Kohärenz der früher erzeugten Komponenten vermeiden [147]. Dazu wird die Phase des Anregungspulses quadratisch inkrementiert. Bei geeigneter Wahl des Phaseninkrements überlagern sich zum Echozeitpunkt die transversalen Komponenten der Magnetisierung von früher erzeugten Echos destruktiv und liefern damit keinen Beitrag zum MR-Signal.

1.3.3 Balanced-SSFP-Sequenz

Einer der wichtigsten Pulssequenzen für die MR-Herzbildgebung ist die *Balanced-SSFP-Sequenz* (Balanced Steady State Free Precession, kurz: bSSFP) [20]. Die erstmals 1986 von Oppelt [98] vorgeschlagene Pulssequenz für die MR-Bildgebung, auch TrueFISP bzw. FIESTA genannt, ist in Abbildung 1.8 dargestellt. Sie benutzt alternierende Anregungspulse $\pm\alpha$ und generiert ein Echo-signal zum Zeitpunkt $TE=TR/2$. Ein wichtiges Merkmal der bSSFP-Sequenz ist die vollständige Kompensation aller Gradienteneffekte, indem die dephasierenden Gradientenanteile auf allen drei Gradientenachsen durch Rephasierungsgradienten rückgängig gemacht werden, das heist dass das nullte Moment $M_0 = \int G dt$ aller Gradienten zum Zeitpunkt des Anregungspulses null ist.

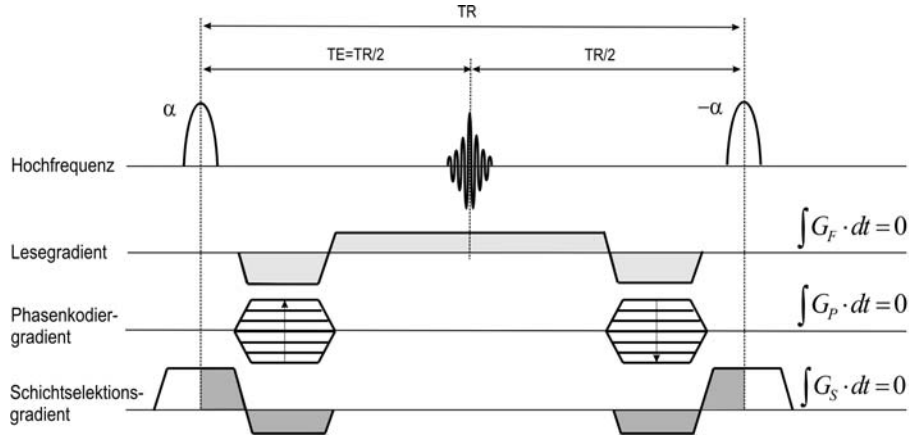


Abbildung 1.8: Das Pulsdiagramm einer balanced-SSFP-Sequenz. Die Summe der Gradientenflächen zwischen zwei Anregungspulsen auf allen Gradientenachsen sind null.

Die Steady-State-Magnetisierung M_z einer bSSFP-Sequenz unmittelbar vor einem Anregungspuls in Abhängigkeit des Flipwinkels α und der Relaxationszeiten T_1 und T_2 ist gegeben durch [52]

$$M_z = M_0 \frac{1 - E_1}{1 - (E_1 - E_2) \cos \alpha - E_1 E_2}, \quad (1.37)$$

wobei $E_{1,2} = e^{-TR/T_{1,2}}$ ist. Für kurze Repetitionszeiten ($TR \ll T_1, T_2$) kann man nach Gleichung 1.37 den optimalen Flipwinkel α_{opt} , bei welchem das Signal maximiert ist, bestimmen zu

$$\cos(\alpha_{opt}) \simeq \frac{T_1/T_2 - 1}{T_1/T_2 + 1} \quad (1.38)$$

mit der Magnetisierung M_{xy} unmittelbar nach einem Anregungspuls

$$M_{xy} \simeq \frac{1}{2} M_0 \sqrt{\frac{T_2}{T_1}}. \quad (1.39)$$

Für $T_1 = T_2$ kann das Steady-State-Signal der bSSFP-Sequenz Werte von bis zu 50% der Gleichgewichtsmagnetisierung M_0 annehmen.

In Gleichung 1.39 sieht man dass die bSSFP-Sequenz einen T_2/T_1 -Kontrast aufweist. Dies ist insbesondere für die klinische Herzbildgebung von Bedeutung, wo man einen hohen Kontrast zwischen dem Blut im Herzen und den umgebenden Herzmuskel erreichen möchte. Des weiteren sind schnelle Sequenzen für die Herzbildgebung essentiell, so dass hier überwiegend Gradientenecho-Sequenzen zum Einsatz kommen. Da die T_1 -Relaxationszeiten vom Blut (ca. 1200 ms) und vom Herzmuskel (ca. 1000 ms) fast identisch sind, zeigt die stark T_1 -gewichtete FLASH-Sequenz einen geringen Kontrast zwischen Blut und Muskel. Die T_2 -Relaxationszeiten für das Blut (ca. 250 ms) und dem Herzmuskel (ca. 50 ms) sind dagegen deutlich verschieden. Dies hat einen hohen Kontrast zwischen Blut und Herzmuskel der bSSFP-Sequenz zur Folge. In Abbildung 1.9 sieht man jeweils die MR-Aufnahme eines Herzens mit einer FLASH-Sequenz (a) und einer

bSSFP-Sequenz (b). Der Kontrast zwischen dem hellen Blut und den umgebenden dunkleren Herzmuskel ist bei der bSSFP-Sequenz deutlich ausgeprägter als bei der FLASH-Sequenz, bei welcher der noch vorhandene Kontrast überwiegend von Effekten durch das im Herz fließende Blut herrührt.

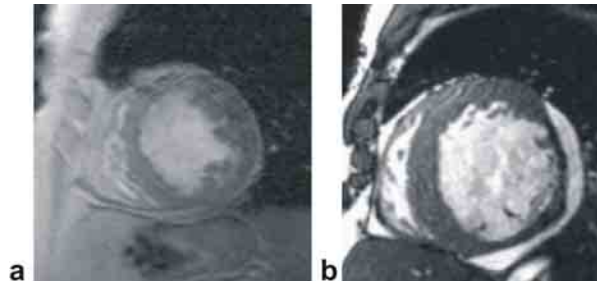


Abbildung 1.9: Kontrastverhalten einer Herzaufnahme mit einer FLASH-Sequenz (a) und einer bSSFP-Sequenz (b). Der Kontrast zwischen Herzmuskel und Blut ist bei der bSSFP-Aufnahme deutlich ausgeprägter.

Eine weitere Eigenschaft der bSSFP-Sequenz ist die Sensitivität gegenüber off-resonanten Spins, d.h. von dephasierten Spins aufgrund einer bestimmten Abweichung von der Larmorfrequenz. Abbildung 1.10 zeigt eine Simulation der Steady-State-Signalamplitude der bSSFP-Sequenz zum Echozeitpunkt $TE=TR/2$ mittels Gleichung 1.37. Im Bereich der On-Resonanz mit geringer Dephasierung ist ein einigermaßen konstantes Plateau mit hoher Signalamplitude zu sehen, während bei 180° -Dephasierung das Profil einen Signaleinbruch zeigt. Die Simulation wurde mit den für die Herzbildgebung typischen Werten $T_1 = 1200$ ms, $T_2 = 200$ ms, $\alpha = 40^\circ$ und $TR = 3$ ms durchgeführt.

Die beschriebene Eigenschaft bedingt die Notwendigkeit sehr kurzer Echo- und Repetitionszeiten, da ansonsten Dephasierungen aufgrund des in Abbildung 1.10 gezeigten Signalverhaltens zu Bildartefakten führen können. Diese Artefakte zeigen sich in MR-Bildern als dunkle Streifen, welche als Bandartefakte bezeichnet werden. Abbildung 1.11a zeigt die Aufnahme eines Wasserphantoms

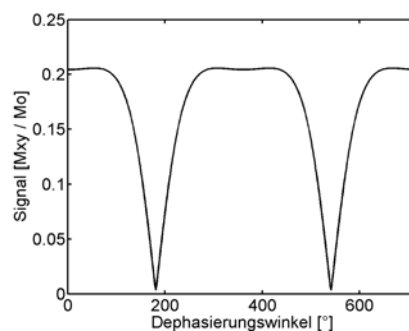


Abbildung 1.10: Simulierte Steady-State-Signalamplitude der bSSFP-Sequenz zum Echozeitpunkt $TE=TR/2$ als Funktion der Off-Resonanz. Bei On-Resonanz, d.h. 0° -Dephasierungswinkel, zeigt sich eine hohe Signalamplitude, bei Dephasierung um 180° ist deutlich ein Signaleinbruch zu sehen. Das Profil ist 2π -periodisch. Die Simulation wurde gerechnet für $T_1=1200$ ms, $T_2=200$ ms, $\alpha = 40^\circ$ und $TR=3$ ms.

mit einem TR von 8 ms, so dass innerhalb des Messobjektes ein Bandartefakt auftritt aufgrund von Dephasierung über einen Bereich von 180° hinweg durch das relativ lange TR. In Abbildung 1.11b ist eine Herzaufnahme bei einem sehr kurzen TR von 3 ms zu sehen. Aufgrund einer schlechten Magnetfeldhomogenität zeigt sich hier ein Bandartefakt durch die Region des Herzens. Die gleiche Messung wurde in Abbildung 1.11c noch einmal nach einer Verbesserung der Magnetfeldhomogenität, einer sogenannten Shim-Prozedur (siehe Kapitel 3.1), durchgeführt. Aufgrund einer ausreichenden Magnetfeldhomogenität wurde der Bandartefakt eliminiert.

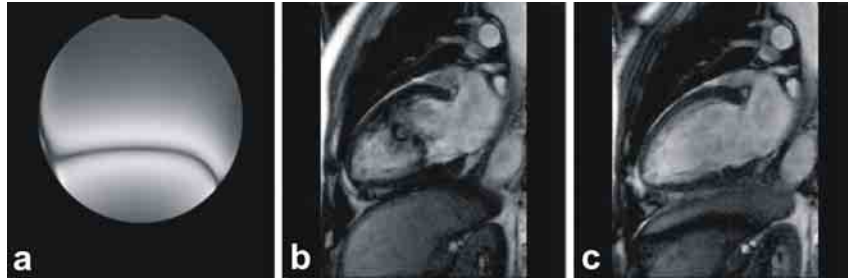


Abbildung 1.11: Repräsentation der Bandartefakte bei der bSSFP-Sequenz. (a) zeigt das Auftreten eines Bandes bei einer Phantomaufnahme bei einem TR von 8 ms. (b) zeigt ein Bandartefakt bei einer Herzaufnahme ($TR = 3$ ms) bei unzureichender Magnetfeldhomogenität. (c) zeigt die gleiche Aufnahme nach Durchführung einer Shim-Prozedur.

1.3.4 Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Ein wesentlicher Parameter zur Beurteilung der Bildqualität bei allen bildgebenden Verfahren in der MRT ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR). Das Rauschen hat zwei primäre unabhängige Quellen. Die eine liegt im Messobjekt selbst und entsteht durch die Brownsche Molekularbewegung von Ladungsträgern im biologischen Gewebe. Der andere Rauschanteil wird durch die thermische Bewegung von Elektronen in der Empfangsspule und der nachgeschalteten Empfangskette ausgelöst. Der Zusammenhang zwischen dem SNR und den Bildparametern sowie den Systemkenngrößen ist gegeben durch [78]

$$SNR \propto \frac{S\sqrt{VN_{av}T_{ADC}}}{4kTR}. \quad (1.40)$$

Hierbei ist S das Signal, V das Voxelvolumen, N_{av} die Anzahl der Mittelungen, T_{ADC} die Akquisitionszeit, k die Boltzmannkonstante, T die effektive Temperatur vom Messobjekt und Empfangskette und R der spezifische Widerstand, welcher den Widerstand der Empfangskette und den Widerstand des Messobjektes beinhaltet. Die Akquisitionszeit T_{ADC} beinhaltet die Empfängerbandbreite BW , welche durch die Signal-Abtastrate gegeben ist. Je höher die Abtastrate ist, desto kürzer wird die Akquisitionszeit T_{ADC} und desto niedriger wird aber das SNR aufgrund höherer abgetasteter Frequenzen, die mehr Rauschen enthalten. Eine niedrige Bandbreite BW bedeutet hohes SNR, aber eine längere Messzeit. Das SNR ist proportional zu $1/\sqrt{BW}$.

2 Einfluss von Bewegungen in der MRT

Findet während einer MR-Aufnahme eine Bewegung des Objektes statt, so entstehen im allgemeinen Bildfehler, sogenannte Bewegungsartefakte. Diese resultieren meist in einer erheblichen Reduzierung der diagnostischen Verwertbarkeit der MR-Bilder. Im folgenden Kapitel auf den Einfluss von unterschiedlichen Arten von Bewegungen auf das MR-Signal eingegangen und aufgezeigt, wie man die Beeinflussung der Signalphase dazu ausnutzen kann, Bewegung quantitativ zu analysieren.

2.1 Entstehung von Bewegungsartefakten

Bewegungen werden unterschieden abhängig davon, zu welchem Zeitpunkt der Signalakquisition sie auftreten. Bewegungen, die zwischen der HF-Anregung und der Akquisition des Echos bei einem einzelnen Phasenkodierschritt auftreten, werden *Intra-view*-Bewegungen genannt. Die Auswirkungen auf die rekonstruierten Bilder sind in erster Linie von den Magnetfeldgradienten abhängig, da deren Anwesenheit bei bewegten Objekten eine veränderte Phase bewirkt (siehe Kapitel 2.2). Bei der Schichtselektion beispielsweise verändern *Intra-view*-Bewegungen das Schichtprofil, bei der Frequenzkodierung bewirken sie eine Verzerrung der Abbildung und bei der Phasenkodierung wiederum eine für jede Projektion verschiedene Verzerrung der räumlichen Zuordnung. Ein Beispiel für *Intra-view*-Bewegungen ist das Einfließen von Blut in die Bildebene. Aufgrund des Blutflusses entsteht eine Phasenverschiebung abhängig von den Magnetfeldgradienten und der Flussgeschwindigkeit. Diese kann zu Fehlkodierungen im MR-Signal führen, was sich in den Bildern als Artefakte auswirkt. Artefakte aufgrund von *Intra-view*-Bewegungen können durch Verwendung möglichst kurzer Echozeiten minimiert werden. In Kapitel 6.4.2 wird eine Methode zur Vermeidung dieser Artefakte vorgestellt, welche auch im Rahmen dieser Arbeit implementiert wurde.

Bewegungen, die eine Positionsveränderung von Strukturen während eines Phasenkodierschrittes k_y zum nächsten verursachen, werden *Inter-view*-Bewegungen genannt. *Inter-view*-Bewegungen treten auf, wenn die Zeitskala der Bewegung im Bereich der Akquisitionsdauer der vollständigen Rohdatenmatrix eines MR-Bildes liegt. Ein Beispiel für *Inter-view*-Bewegungen ist die Atmung. Allgemein ist zu unterscheiden, ob die Bewegung bzw. Fluss innerhalb (*in-plane*) der bildzugebenden Schicht oder orthogonal dazu durch die Schicht hindurch (*through-plane*). Abhängig von der verwendeten Bildgebungs-Sequenz können

in-plane- und through-plane-Bewegungen unterschiedliche Auswirkungen haben bezüglich Artefaktenstehung im MR-Bild und die Wahl der Methoden zur Vermeidung dieser Artefakte beeinflussen. So wirkt sich Fluss beispielsweise bei der in Kapitel 1.3.3 vorgestellten bSSFP-Sequenz in Schicht-, Lese- und Phasenkodierichtung sehr unterschiedlich aus [80]. In Kapitel 6.9 wird eine im Rahmen dieser Arbeit implementierte Methode zur Vermeidung von Bildartefakten aufgrund von Intra-view-Bewegung durch die Messschicht hindurch vorgestellt. Im folgenden werden die Auswirkungen für die zwei wichtigsten Arten von Bewegung, die Translationsbewegung und die periodische Bewegung, auf die rekonstruierten Bilder abgeleitet. Dabei wird das Objekt als starrer Körper behandelt und nur Bewegungen $\Delta x(t)$ und $\Delta y(t)$ mit den zwei Translationsfreiheitsgraden innerhalb der Bildebene betrachtet.

2.1.1 Einfluss von Bewegung auf die Signalphase

Wenn im Verlauf der Messung eine Bewegung $\Delta x(t)$ und $\Delta y(t)$ in der Bildebene stattfindet, ergibt sich für die zeitliche Abhängigkeit der Spindichte

$$\rho(x, y, t) = \rho(x - \Delta x(t), y - \Delta y(t)). \quad (2.1)$$

Durch Einsetzen in die Gleichung 1.27 erhält man das durch die Bewegung beeinflusste Signal

$$S_{Bew}(k_x, k_y, t) = C \int \int \rho(x - \Delta x(t), y - \Delta y(t)) e^{i(k_x x + k_y y)} dx dy. \quad (2.2)$$

Durch die Substitutionen $x' = x - \Delta x(t)$ und $y' = y - \Delta y(t)$ wird aus Gleichung 2.2

$$S_{Bew}(k_x, k_y, t) = C e^{i(k_x \Delta x(t) + k_y \Delta y(t))} \int \int \rho(x', y') e^{i(k_x x' + k_y y')} dx' dy'. \quad (2.3)$$

Vergleicht man 2.3 mit Gleichung 1.27, so kommt man zu der Relation

$$S_{Bew}(k_x, k_y, t) = S(k_x, k_y) e^{i\Delta\Phi(k_x, k_y, t)} \quad (2.4)$$

mit der bewegungsabhängigen Phase

$$\Delta\Phi(k_x, k_y, t) = k_x \Delta x(t) + k_y \Delta y(t). \quad (2.5)$$

Das Signal des bewegten Objektes entspricht also dem Signal des stationären Objektes multipliziert mit einem Phasenfaktor, der von den Verschiebungen $\Delta x(t)$ und $\Delta y(t)$ des Objektes zum Zeitpunkt t aus einer Referenzlage abhängt [70].

2.1.2 Periodische Bewegungen

Typische physiologische periodische Bewegungen sind die Atmungsbewegung und die Bewegung des Herzschlages. Im folgenden wird gezeigt, wie sich bei periodischen Bewegungen die in Abschnitt 2.1.1 abgeleitete Phasenmodulation auf die rekonstruierten Bilder auswirkt [139, 140].

Das durch die Bewegung gestörte Bild $I_{Bew}(x, y)$ erhält man durch Anwendung der inversen Fouriertransformation \mathcal{F} auf 2.4 (siehe Gleichung 1.29):

$$I_{Bew}(x, y) = \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{S_{Bew}(k_x, k_y, t)\} = \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{S(k_x, k_y) e^{i\Delta\Phi(k_x, k_y, t)}\}. \quad (2.6)$$

Nach dem Faltungssatz der Systemtheorie kann man eine Multiplikation innerhalb einer Fouriertransformation in eine Faltung überführen, so dass man für 2.6 erhält:

$$I_{Bew}(x, y) = \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{S(k_x, k_y)\} *_{x, y} \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{e^{i\Delta\Phi(k_x, k_y, t)}\}. \quad (2.7)$$

Die Faltung ist mit dem Symbol $*$ gekennzeichnet, die Indizes darunter geben die Faltungsrichtungen an, im vorliegenden Fall die x - und y -Richtung. Somit kann das resultierende Bild beschrieben werden als eine Faltung des ungestörten Bildes mit der von der Störphase abhängenden *Punktbildfunktion* PSF (Point Spread Function):

$$I_{Bew}(x, y) = I(x, y) *_{x, y} PSF(x, y) \quad (2.8)$$

mit der Punktbildfunktion

$$PSF(x, y) = \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{e^{i\Delta\Phi(k_x, k_y, t)}\}. \quad (2.9)$$

Mit der PSF können objekt- und sequenzspezifische Abbildungseigenschaften eines MR-Experimentes analysiert werden. Im idealen Fall eines unbewegten Objektes unter Vernachlässigung von Relaxationseffekten und eines verzerrungsfreien Systems ist die PSF gerade die δ -Funktion, da die Faltung mit der δ -Funktion eine Funktion $f(x)$ auf sich selbst abbildet:

$$f(x) * \delta(x) = f(x) \quad (2.10)$$

Im nicht-idealen Fall wird die Intensität der PSF im Ortsraum verteilt. Diese Formulierung hat den Vorteil, dass man direkt den Einfluß der Bewegung auf das resultierende Bild sieht, unabhängig vom abgebildeten Objekt. Im folgenden wird als periodische Bewegung eine harmonische Bewegung der Periodendauer T_B und der Amplitude A betrachtet.

Bewegung in Frequenzkodierrichtung

Eine periodische Bewegung in x -Richtung mit der Amplitude A und der Periodendauer T_B ist beschrieben durch

$$\Delta x(t) = A \sin(\omega_B t) = A \sin\left(\frac{2\pi}{T_B} t\right) \quad (2.11)$$

Abbildung 2.1 zeigt eine sinusförmige Bewegung, bei der im Intervall TR jeweils ein Phasenkodierschritt aufgenommen wird. Typische Größenordnungen für den Fall der Akquisition während Herz- und Atembewegung sind $TR \approx 1\text{s}$, $N_x \Delta t_x \approx 5\text{ms}$ und $\Delta x(t) = (1\text{cm}) \cdot \sin[2\pi(0.25\text{Hz})t]$.

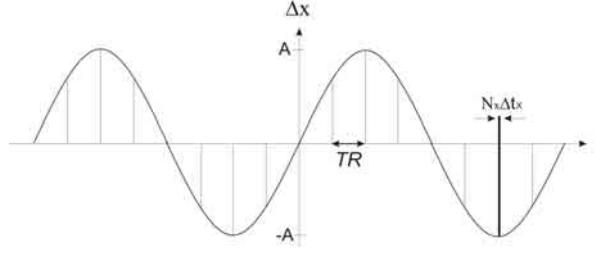


Abbildung 2.1: Datenaufnahme der Dauer $N_x \Delta t_x$ wiederholt zu den Intervallen TR während einer sinusförmigen Bewegung in x -Richtung mit der Amplitude A .

Die Zeitpunkte t , zu denen Daten akquiriert werden, sind gegeben durch die Phasenkodierschritte n_y und das Abtasten n_x in Ausleserichtung:

$$t(n_x, n_y) = n_x \Delta t_x + n_y TR, \quad (2.12)$$

wobei n_x und n_y jeweils in ganzzahligen Schritten von $-N_x/2 + 1$ bis $N_x/2$ bzw. von $-N_y/2 + 1$ bis $N_y/2$ laufen. Mit Δt_x ist hier die Dwell-Time bezeichnet (siehe Kapitel 1.2.2). Der Nullpunkt von t ist die Mitte des Signalechos des Phasenkodierschrittes mit $G = 0$. Für die Position des bewegten Objekts ergibt sich damit

$$\Delta x(k_x, k_y, t) = A \sin[\omega_B(n_x \Delta t_x + n_y TR)]. \quad (2.13)$$

Da $k_x = \gamma G_R n_x \Delta t_x = \gamma G_R t_{akq}$ bzw. $k_y = 2\gamma n_y / N_y G_{P,max} t_P$ ist, lässt sich 2.13 mit den Gleichungen 1.31 bzw. 1.32 umformen zu

$$\Delta x(k_x, k_y, t) = A \sin[\omega_B(k_x FOV_x \Delta t_x + k_y FOV_y TR)/2\pi]. \quad (2.14)$$

Für die Störphase aus Gleichung 2.5 bei Bewegung in einer Richtung erhält man somit

$$\Delta \Phi(k_x, k_y, t) = k_x A \sin[\omega_B(k_x FOV_x \Delta t_x + k_y FOV_y TR)/2\pi]. \quad (2.15)$$

Wenn man zum einen die Beziehung

$$e^{ia \sin \phi} = \sum_{m=-\infty}^{\infty} e^{im\phi} J_m(a) \quad (2.16)$$

zu Hilfe nimmt, zum anderen den Zusammenhang $\mathcal{F}_{k_i} \{e^{ix'_i k_i}\} = \delta(x_i - x'_i)$ berücksichtigt, erhält man letztendlich für die Punktbildfunktion:

$$PSF(x, y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} [\delta(x - mx_g) *_x \mathcal{F}_{k_x} \{J_m(Ak_x)\}] \delta(y - my_g). \quad (2.17)$$

Dabei sind J_m die Besselfunktionen m -ter Ordnung und $\mathcal{F}_{k_x} \{J_m(Ak_x)\}$ sind die Fouriertransformierten der Besselfunktionen

$$\mathcal{F}_{k_x} \{J_m(Ak_x)\} = \begin{cases} \frac{1}{A} \frac{2(-i)^m T_m(x/A)}{\sqrt{1-(x/A)^2}} & \text{falls } |x| < A \\ 0 & \text{falls } |x| > A \end{cases} \quad (2.18)$$

mit den Tschebyscheffschen Polynomen T_m . Des weiteren ist

$$x_g = \frac{1}{2\pi} \omega_B \text{FOV}_x \Delta t_x = \frac{\text{FOV}_x}{N_x} \frac{t_{akq}}{T_B}, \quad (2.19)$$

$$y_g = \frac{1}{2\pi} \omega_B \text{FOV}_y TR = \frac{\text{FOV}_y}{N_y} \frac{T_{ges}}{T_B}. \quad (2.20)$$

Bewegung in Phasenkodierrichtung

In diesem Fall wird die x -Komponente des Bildes nicht beeinflusst, d.h. Bewegungen in y -Richtung wirken sich nicht auf die Datenaufnahme in einer einzelnen phasenkodierten Projektion aus. Somit gilt für die Zeit t

$$t(n_x, n_y) = n_y TR. \quad (2.21)$$

Für die Punktbildfunktion erhält man hier auf der Berechnung in x -Richtung analoge Weise

$$PSF(x, y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \delta(y - my_g) *_y (-1)^m \mathcal{F}_{k_y} \{J_m(Ak_y)\}. \quad (2.22)$$

Nach Gleichung 2.8 entsteht das resultierende Bild durch Faltung der PSF mit dem ungestörten Bild. Mit 2.17 läßt sich damit herleiten:

$$\begin{aligned} I_{Bew}(x, y) &= I(x, y) *_x *_y PSF(x, y) \\ &= I(x, y) *_x *_y \sum_{m=-\infty}^{\infty} PSF_m(x, y) \\ &= \sum_{m=-\infty}^{\infty} I(x, y) *_x *_y PSF_m(x, y) \\ &= I_{Bew, m}(x, y) \end{aligned} \quad (2.23)$$

Mit $PSF_m(x, y)$ sind die Summenglieder aus 2.17 bzw. 2.22 bezeichnet. Das durch eine harmonische Bewegung gestörte Bild ist eine Überlagerung aus den einzelnen Teilbildern $I_{Bew, m}(x, y)$. Ein solches Teilbild entsteht aus der Faltung des ungestörten Bildes $I(x, y)$ mit einem Summenglied PSF_m . Die beiden Terme der Faltung der Summenglieder PSF_m können getrennt betrachtet werden, einerseits die Delta-Funktionen und andererseits die Fouriertransformierten der Besselfunktionen. Die Auswirkungen dieser Faltungsterme auf das rekonstruierte Bild sollen im folgenden erläutert werden.

Ghosting

Die Faltung mit den Delta-Funktionen bewirkt eine Verschiebung um mx_g und my_g von jedem Punkt im Ortsraum. Im Gesamtbild entsteht durch die Summation aller Teilbilder eine räumlich periodische Anordnung der ursprünglichen Spindichte, d.h. des ungestörten Objektes. Diese Erscheinung wird *Ghosting*

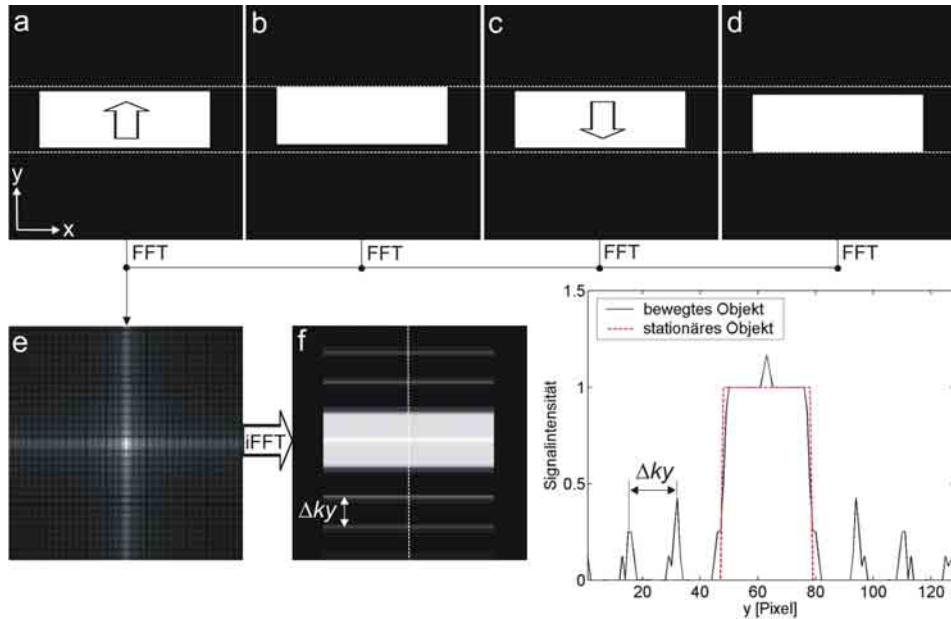


Abbildung 2.2: Simulation eines Objektes mit einer periodischen Bewegung (nähere Erläuterungen siehe Text).

genannt, das Teilbild $I_{Bew,m}$ bezeichnet den Ghost m -ter Ordnung. Der Ghost 0-ter Ordnung befindet sich im Ursprung des Bildes und entspricht dem Original.

Die Auswirkungen der Geisterbilder sind aufgrund der Verschiebungen in Phasenkodierrichtung y und in Ausleserichtung x recht unterschiedlich. Der Abstand x_g der Geisterbilder in x -Richtung ist nach 2.19 in erster Linie abhängig von dem Quotienten T_{akq}/T_B . Die Akquisitionsdauer T_{akq} eines Phasenkodierschrittes liegt nur im Bereich von Millisekunden, die Periodendauer T_B der Bewegung, typischerweise des Herzschlages oder der Atmung, in der Größenordnung von einer Sekunde oder mehr. Die Verschiebung ist dadurch so klein, dass die Geisterbilder hier gar nicht in Erscheinung treten.

Der Abstand der Geisterbilder in Phasenkodierrichtung wird nach Gleichung 2.20 bestimmt durch den Quotienten T_{ges}/T_B . Die Gesamtdauer des Experimentes zur Akquisition aller Phasenkodierschritte kann beispielsweise bei EKG-getriggerten Experimenten in der Größenordnung von mehreren Sekunden bis Minuten liegen. Aufgrund von Gleichung 2.20 kann der Abstand einige Pixel betragen, so dass das Ghosting in den bewegungsgestörten Bildern in Phasenkodierrichtung deutlich in Erscheinung tritt, unabhängig von der Bewegungsrichtung des Objektes. Abbildung 2.2 zeigt die Simulation von Atmungsartefakten in einem rechteckförmigen Objekt, welches sich in y -Richtung periodisch bewegt. Dabei wurden acht verschiedene Phasen der Bewegung des Objektes simuliert von denen nur jede zweite dargestellt ist (a-d). Das Objekt wurde in den verschiedenen Bewegungsphasen fouriertransformiert. Anschließend wurden einzelne k -Raum-Zeilen aus den verschiedenen Bewegungsphasen in eine neue Rohdatenmatrix einsortiert. Diese Rohdatenmatrix entspricht dann einer Datenakquisition bei periodischer Bewegung mit einer Periodendauer von acht

k-Raum-Zeilen (e). Nach inverser Fouriertransformation erhält man ein Bild mit den typischen Geisterartefakten (f), welche (Gleichung 2.20 entsprechend) eine Periodizität von 16 Pixel bei einer Matrix von 128 Zeilen (T_{ges}) und der Periodendauer T_B von 8 k-Raum-Zeilen aufweisen. Der Plot unten rechts zeigt die Signalintensität entlang der gestrichelten Linie in (f).

Die Intensität der Geisterbilder nimmt mit höherer Ordnung ab. Die Gleichungen 2.17 und 2.18 basieren auf der kontinuierlichen Fouriertransformation. Berücksichtigt man hingegen bei der Faltung in Gleichung 2.8 die diskrete Fouriertransformation und den T_2^* -Abfall während der Akquisition so kann man zeigen, dass die Amplitude der Geisterbilder mit höherer Ordnung kleiner wird. Wenn die Bewegung von einer strengen Periodizität abweicht, wie dies bei physiologischen Bewegungen der Fall ist, erscheinen die Geisterbilder in Phasenkodierichtung noch zusätzlich verschmiert.

Blurring

Die Faltung mit dem zweiten Term in 2.17 für $|x| < A$,

$$b_m(x) = \frac{2(-i)^m}{A} \frac{T_m(x/A)}{\sqrt{1 - (x/A)^2}}, \quad (2.24)$$

beschreibt eine Verschmierung von jedem Pixel in Bewegungsrichtung x über den Ausdehnungsbereich A der Bewegung, analog auch für die Bewegung in y -Richtung. Diese Erscheinung trägt den Namen *Blurring*. Die Blurring-Funktionen haben an den Umkehrpunkten sehr hohe Werte, die der hohen Aufenthaltswahrscheinlichkeit des Objektes in den Umkehrpunkten der Bewegung Rechnung tragen. Das Blurring entsteht deswegen, weil Messsignale bei verschiedenen Positionen des Objektes aufgenommen werden. Dabei wirkt sich das Blurring auf jedes der Geisterbilder unterschiedlich aus, abhängig von der Ordnung m des Ghosts. Da die $b_m(x)$ bzw. $b_m(y)$ komplex sind, können sich bei der Addition der einzelnen Teilbilder sowohl Auslöschungen als auch Verstärkungen ergeben. Für die Intensität der geblurrten Ghosts gilt:

$$I_m = \int_{-A}^A b_m(x) dx_i = \begin{cases} 1 & \text{für } m = 0 \\ 0 & \text{für } m \neq 0. \end{cases} \quad (2.25)$$

Die Gesamtintensität ist im Ghost mit $m = 0$, dem Original, enthalten.

2.2 Geschwindigkeitskodierung

Die vorgestellten bewegungsinduzierten Veränderungen in der Signalphase können auch dazu verwendet werden, die Bewegung von Objekten zu quantifizieren. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Methoden basieren auf einer Analyse der Signalphase zur Bestimmung von Geschwindigkeiten bei bewegtem Gewebe. Um die Entwicklung der Phase auf das MR-Signal zu beschreiben, ist eine Untersuchung der Präzessionsbewegung der gemessenen transversalen Magnetisierungs-komponente $\vec{M}_{xy}(\vec{r}, t)$ notwendig [52]. Die Larmorfrequenz ω_L von Spins

am Ort \vec{r} ist abhängig vom Magnetfeld und ist gegeben durch

$$\omega_L(\vec{r}, t) = \gamma B_0 + \gamma \vec{r}(t) \vec{G}(t). \quad (2.26)$$

Das Magnetfeld setzt sich dabei zusammen aus dem äußeren Feld B_0 und dem zur Ortskodierung verwendeten Gradientenfeld \vec{G} . Durch Integration der Gleichung 2.26 erhält man die Phase der mit ω_L präzedierenden Transversalmagnetisierung und damit die Phase des gemessenen Signals nach einer HF-Anregung zum Zeitpunkt $t_0 = 0$:

$$\Phi(\vec{r}, t) - \Phi(\vec{r}, 0) = \gamma B_0(t) + \gamma \int_0^t \vec{r}(t') \vec{G}(t') dt'. \quad (2.27)$$

Nach der Detektion wird das empfangene Signal mit der Larmorfrequenz ω_L bezüglich des statischen Magnetfeldes B_0 demoduliert, was ein Verschwinden des Terms $\gamma B_0(t)$ der Signalphase zur Folge hat. Nach einer Taylor-Entwicklung des verbleibenden Terms erhält man

$$\begin{aligned} \Phi(\vec{r}, t) &= \Phi(\vec{r}, 0) + \sum_{n=0}^{\infty} \gamma \frac{\vec{r}^{(n)}}{n!} \int_0^t \vec{G}(t') t'^n dt' \\ &= \Phi_0 + \gamma \vec{r}_0 \int_0^t \vec{G}(t') dt' + \gamma \vec{v} \int_0^t \vec{G}(t') t' dt' + \dots \end{aligned} \quad (2.28)$$

Hier ist $\vec{r}^{(n)}$ die n-te Ableitung des zeitabhängigen Ortes der Spins. Falls sich die Bewegung des untersuchten Objektes langsam bezüglich der Zeit zwischen HF-Anregung und Datenakquisition verändert, können alle höheren Terme in Gleichung 2.2 vernachlässigt werden. Mit dieser Näherung kann man die Orte der Spins als Verschiebung erster Ordnung $\vec{r}(t) = \vec{r}_0 + \vec{v}(t)$ mit konstanten Geschwindigkeiten \vec{v} berechnen. Für bewegte Spins mit einer konstanten Geschwindigkeit v_k in einer beliebigen Raumrichtung k während dem Anliegen eines Gradienten G_k ergibt sich somit als Phase

$$\Phi(r_k, t) = \gamma G_k (r_{0,k} t + \frac{1}{2} v_k t^2) \quad (2.29)$$

Zur Messung von Geschwindigkeiten werden üblicherweise bipolare Gradienten eingesetzt, d.h. zwei Gradienten gleicher Gradientenstärke G_k und Schaltzeit Δt , aber unterschiedlichem Vorzeichen in der Amplitude (siehe Abbildung 2.3). Die Symmetrie des Gradientenschemas bewirkt, dass stationäre Spins keinen Beitrag zur Signalphase liefern, während sich bewegende Spins eine zusätzliche Signalphase proportional zur Bewegungsgeschwindigkeit erfahren.

Durch Subtraktion mit einer Referenzmessung ohne die bipolaren Gradienten lassen sich somit die Objektgeschwindigkeiten v_k in Richtung des Kodiergradienten G_k direkt aus der induzierten Signalphase gewinnen. Die Subtraktion bewirkt eine Eliminierung des initialen Phasenoffset Φ_0 und der Signalphase stationärer Spins. Nach Gleichung 2.2 bzw. 2.29 sind die resultierenden Signalphasen in nullter und erster Ordnung mit einem idealisierten Gradientenverlauf wie in Abbildung 2.3 kodierte Messung gegeben durch

$$\begin{aligned} \Delta \Phi_0(r_k, 2\Delta t) &= 0, \\ \Delta \Phi_1(r_k, 2\Delta t) &= -\gamma G_k v_k \Delta t^2. \end{aligned} \quad (2.30)$$

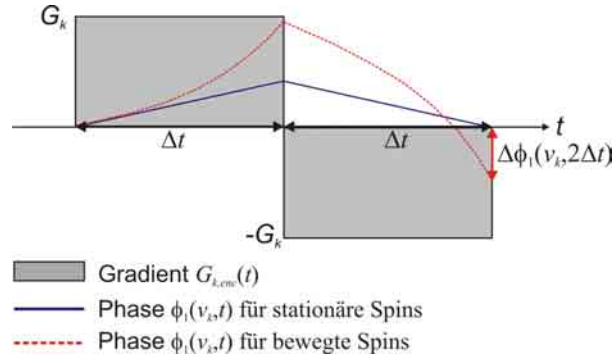


Abbildung 2.3: Bipolarer Gradient zur Geschwindigkeitskodierung entlang der k -Richtung mit der Gradientenstärke G_k und der Schaltzeit Δt .

Die Messung von bewegten Objekten setzt allerdings eine ungefähre Kenntnis der auftretenden Objektgeschwindigkeiten voraus. Wird die Amplitude G_k oder die Schaltzeit Δt des bipolaren Gradienten zu klein gewählt kann es passieren, dass die Signalphase $\Delta\Phi_1$ Werte von $\pm\pi$ übersteigt. Eine Überschreitung positiver Geschwindigkeiten bedeutet eine Einfaltung der Phase in den negativen Bereich und umgekehrt. Die maximal kodierbare Geschwindigkeit v_{enc} bei gegebenen Parametern des bipolaren Gradienten ist gegeben durch

$$v_{enc} = \frac{\pi}{\gamma G_k \Delta t^2} \quad (2.31)$$

2.3 Phasenrauschen

Für Messungen zur Quantifizierung von bewegten Objekten ist neben dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Betragsbilder SNR_{mag} auch das Phasenrauschen von Bedeutung. Es bestimmt den resultierenden systematischen Fehler der komplexen Signalintensitäten und somit der gemessenen Geschwindigkeiten. Der Zusammenhang zwischen dem SNR in den Betragsbildern SNR_{mag} und der Standardabweichung der Signalphase $SD(\Phi)$ ist gegeben durch [52]

$$SD(\Phi) = \frac{180^\circ}{\pi SNR_{mag}}. \quad (2.32)$$

Bei identischen Messparametern haben die Referenzmessung und die geschwindigkeitskodierte Messung die gleiche Standardabweichung. Somit lässt sich die Standardabweichung $SD(v_k)$ der gemessenen Geschwindigkeiten durch Fehlerfortpflanzung berechnen. Ausgehend von Gleichung 2.30 folgt für die Standardabweichung $SD(v_k)$

$$SD(v_k) = \frac{\sqrt{2}SD(\Phi)}{\gamma G_k v_k \Delta t^2}. \quad (2.33)$$

Das Phasenrauschen $SD(v_k)$ hängt zum einen vom SNR_{mag} im Betragsbild ab, welches gegeben ist durch Sequenzparameter wie beispielsweise der Bandbreite BW oder auch TE und TR , welche wiederum den Einfluss der Relaxationszeiten

steuern. Gleichung 2.33 bedeutet aber auch, dass das Phasenrauschen $SD(v_k)$ zusätzlich noch von der Fläche der bipolaren Gradienten abhängt, was für die Entwicklung von Sequenzen eine wichtige Rolle spielt. Die Parameter der bipolaren Gradienten sollten neben einer möglichst kurzen Schaltzeit Δt so gewählt werden, dass der Wert der Geschwindigkeitssensitivität v_{enc} aus Gleichung 2.31 nicht zu Einfaltungen in der Signalphase führt. Der Wert v_{enc} sollte aber auch nicht zu gross sein, da sonst die Signalphase stärker rauschbehaftet ist.

3 Experimenteller Aufbau

Im folgenden soll der Aufbau des MR-Tomographen in seinen wichtigsten funktionellen Einheiten erläutert werden. Die Hauptkomponenten lassen sich dabei wie folgt zusammenfassen:

- Magnet
- Gradientensystem
- HF-Technik und Spulen
- Computersystem

Des weiteren ist zur Entwicklung von Pulssequenzen und Algorithmen für die Bildrekonstruktion eine Programmierumgebung erforderlich. Den schematischen Aufbau eines MR-Tomographen zeigt Abbildung 3.2. Die Implementierung der im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Pulssequenzen wurden an einem Ganzkörper-MR-Tomographen Magnetom Sonata (Siemens, Erlangen) durchgeführt.



Abbildung 3.1: *Moderner in der klinischen Routine verwendeter Ganzkörper-MR-Tomograph mit supraleitendem Magneten der Feldstärke 1.5 Tesla.*

3.1 Magnet

Das statische Magnetfeld wird von einer supraleitenden Spule erzeugt, die sich in einem heliumgekühlten Kryostaten befindet. Die Spule besteht aus aus NbTi-Filamenten, welche in einer Kupfermatrix eingebettet sind. Zur thermischen Isolation dient ein Vakuumbehälter.

Die MR-Bildgebung ist auf ein sehr homogenes Magnetfeld angewiesen um artefaktfreie Bilder zu erzeugen. Um Inhomogenitäten des statischen Magnetfeldes im Messvolumen auszugleichen, befinden sich Shimspulen an der Innenseite des Vakuumbehälters, die einen Satz von orthogonalen Magnetfeldern kleiner Stärke erzeugen. Die Shimspulen werden vor jeder Messung auf die jeweilige Probe bzw. Patienten eingestellt, da diese die Homogenität des Grundfeldes mit beeinflussen.

Das statische Magnetfeld dient zur Polarisation der Protonen (siehe Kapitel 1.1). Unter Vernachlässigung von Relaxationseffekten ist nach Gleichung 1.12

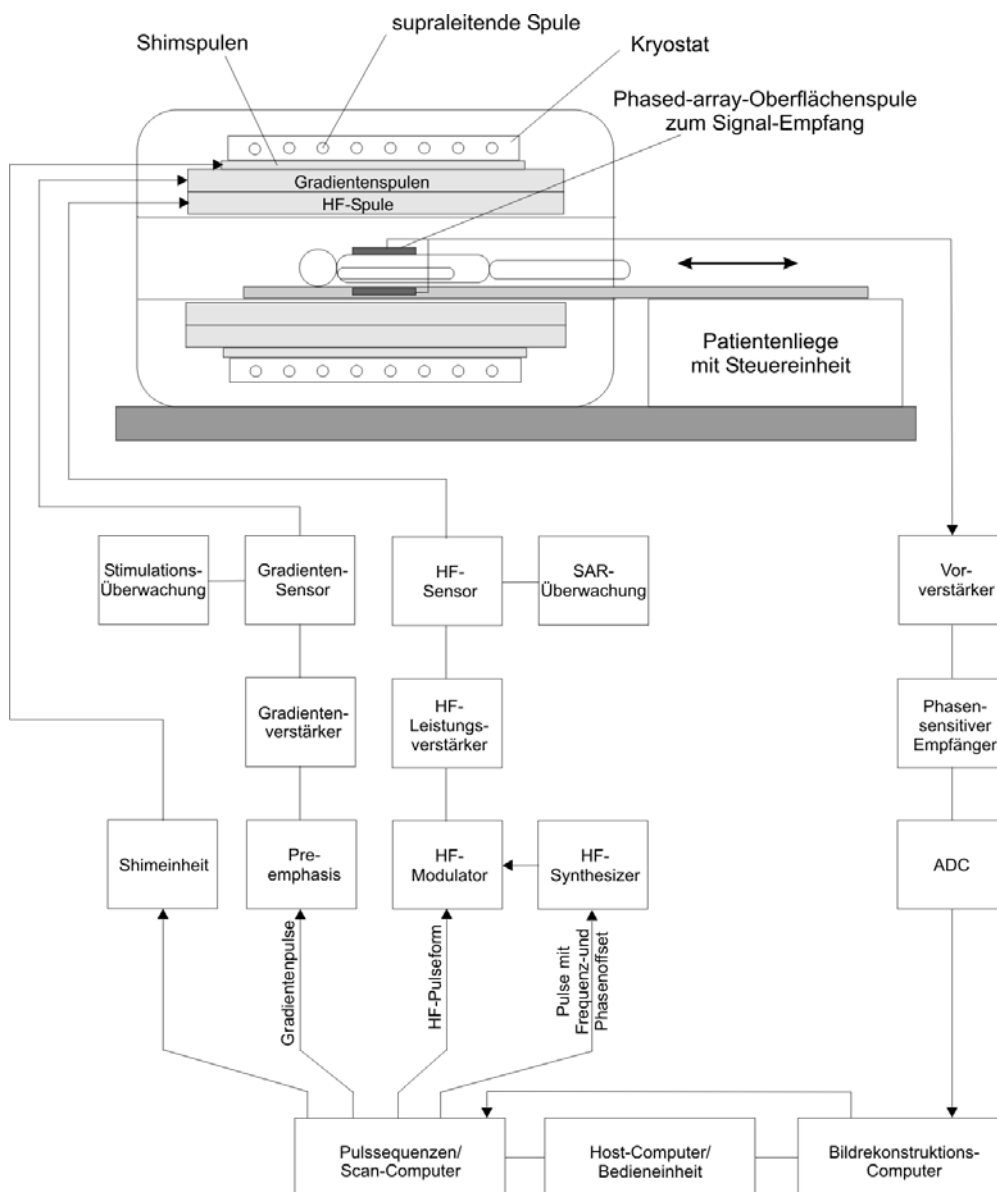


Abbildung 3.2: Schematischer Aufbau eines MR-Tomographen.

das empfangene Signal-zu-Rausch-Verhältnis eines Messobjektes direkt proportional zur Feldstärke des Grundfeldes. Heutzutage werden in der klinischen Routine Magnetfeldstärken zwischen 0.2 und 3.0 Tesla eingesetzt. Im Bereich der Forschung werden für die Bildgebung am Menschen heute Magnetfeldstärken bis zu 9.4 Tesla eingesetzt.

3.2 Gradientensystem

Die zur Ortskodierung benötigten magnetischen Gradientenfelder werden von den Gradientenspulen erzeugt. Da die räumliche Auflösung im MR-Bild umgekehrt proportional zur Gradientenstärke ist (siehe Gleichung 1.31 bzw. 1.32), sind höhere Gradientenamplituden und Schaltzeiten erforderlich um bei identischer räumlicher Auflösung die Messzeit zu verkürzen. Für die Realisierung schneller Pulssequenzen werden somit hohe Anforderungen bezüglich Amplitude Schaltzeit an die Magnetfeldgradienten gestellt. Die Kenndaten eines Gradientensystems sind gegeben durch die maximale Gradientenstärke G_{max} und die maximale Steigung (Slewrates) um diese Gradientenstärke zu erreichen. Die im Rahmen dieser Arbeit implementierten Pulssequenzen wurden an einem Tomographen mit den Kenndaten $G_{max}=40$ mT/m und Slewrates=200 T/m/s durchgeführt.

Nach dem Induktionsgesetz erzeugen zeitlich veränderliche Magnetfelder beim Schalten der Gradienten Wirbelströme, welche dem Gradientenfeld entgegenwirken. Da dies zu einer Verzerrung der Gradientenfelder beim Schaltvorgang führt, werden die Gradientenfelder in ihrer Form modifiziert, so dass die wirbelstrombedingten Verzerrungen kompensiert werden ('Pre-emphasis', siehe Abbildung 3.2).

Die Anwendung von schnellen und starken Gradienten bewirken durch die hohen magnetischen Flüsse die Induktion elektrischer Felder im menschlichen Körper. Dies kann zu Stimulationen von Nerven führen, welche der Patient als unangenehmes Muskelzucken verspürt. Daher werden die Gradientenpulse von einem Überwachungsmonitor ständig kontrolliert. Bei Überschreiten eines aus theoretisch berechneten oder auch gemessenen Schwellwertes wird die Messung sofort abgebrochen. Des weiteren entstehen durch die hohen Stromstärken Lorentzkräfte während des Schaltens der Gradienten, welche zu starken Lärmemissionen führen, so dass Patienten stets einen Gehörschutz tragen müssen um innerhalb physiologisch akzeptabler Grenzwerte für die Lärmemission zu bleiben.

3.3 HF-Technik und Spulen

Die HF-Technik und Spulen in einem MR-System haben die Aufgabe die HF-Leistung für die Anregung der Protonen zu erzeugen und die von der präzedierenden Transversalmagnetisierung M_{xy} induzierte Spannung zu empfangen und aufzubereiten.

Ein Pulsgenerator erzeugt die Form der HF-Pulse in digitaler Information. Über einen Digital-Analog-Wandler (DAC) und einen Mischer, der das niederfrequente in ein hochfrequentes Signal umwandelt, gelangt das Signal in den Leistungs-

verstärker, der die HF-Spule ansteuert. Das Signal am Ausgang der Empfangsspule erhält die gesamte Information über Frequenz, Amplitude und Phase des ursprünglichen Signals. Das Signal wird mittels eines Mischers in ein niederfrequenteres Signal umgewandelt, über einen Analog-Digital-Wandler (ADC) digitalisiert und steht dann im Bildrekonstruktions-Computer zur weiteren Verfügung.

Als Empfangsspule dienen zum einen Volumenspulen (z.B. die in das MR-System integrierte Ganzkörperspule), welche den Vorteil eines homogenen HF-Feldes haben. Zum anderen werden auch Oberflächenspulen eingesetzt, welche den Vorteil haben, dass sie für ein wesentlich kleineres Volumen sensitiv sind als die Volumenspulen, was zu einem bedeutend höheren Signal-zu-Rausch-Verhältnis führt. Da die MR-Bildgebung keine Einstrahlung von HF-Pulsen und einen gleichzeitigen Empfang des MR-Signals erfordert, ist es möglich eine einzige Spule zum Senden als auch zum Empfangen zu verwenden. Wegen der inhomogenen Empfangscharakteristik sind allerdings Oberflächenspulen zur selektiven Anregung ungeeignet.

Im Rahmen dieser Arbeit diente als Sendespule die im MR-System integrierte HF-Spule. Als Empfangsspule wurde eine sogenannte Phased-array-Oberflächenspule verwendet. Phased-array-Spulen bestehen aus mehreren separaten Spulenelementen, welche ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis mit einem großen Messfeld ermöglichen. Die verwendete Oberflächenspule besteht aus vier Spulenelementen, von denen zwei in die Patientenliege integriert sind. Die anderen zwei Spulenelemente werden auf der Brust mittig über dem Herz positioniert um eine optimale Ausleuchtung zu erreichen (siehe Abbildung 3.2). Durch die Anwendung einer großen Anzahl von schnell aufeinander folgenden HF-Pulsen mit hohen Flipwinkeln kann es zur Erwärmung vom menschlichen Gewebe kommen. Der Anteil der eingestrahnten Energie, welcher vom Körper in Form von Wärme aufgenommen wird, bezeichnet man als spezifische Absorptionsrate (specific absorption rate, SAR). Sie wird vor Beginn einer jeden Messung aus der eingestrahnten Energie pro Zeitintervall in Abhängigkeit vom Patientengewicht berechnet. Des Weiteren wird der HF-Verstärker stets von einem Überwachungsmonitor kontrolliert, so dass bei Überschreitung des Grenzwertes an eingestrahelter HF-Leistung die Messung abgebrochen wird. Bei identischer Pulsform und Pulsdauer ist die eingestrahlte HF-Leistung quadratisch proportional zum Flipwinkel.

3.4 Computersystem

Das Computersystem dient dazu, den gesamten Ablauf der Messung zu steuern. Es lässt sich dabei grob in drei Teile untergliedern, dem Scan-Rechner, dem Host-Rechner und dem Bildrekonstruktions-Rechner. Der Scan-Rechner ist für die Steuerung und Synchronisation aller Anlagenkomponenten wie dem Gradientenverstärker, dem HF-Verstärker und den Shimspulen zuständig. Auf dem Host-Rechner befindet sich neben der Benutzeroberfläche zur Durchführung von Untersuchungen auch die zur Entwicklung von Pulssequenzen notwendige Programmierumgebung. Der Bildrekonstruktions-Rechner empfängt sämtliche Da-

ten vom Scanner und führt die Rekonstruktion aller MR-Bilder durch. Hostrechner und Bildrekonstruktions-Rechner bestehen heutzutage aus leistungsfähigen PC's.

Eine Schnittstelle zwischen dem Scan-Rechner und dem Bildrekonstruktions-Rechner erlaubt eine schnelle Datenübertragung, welche es ermöglicht während einer Messung Parameter wie z.B. die Positionierung der anzuregenden Schicht zu verändern. Im Rahmen dieser Arbeit wurden Messmethoden implementiert, welche es erlauben, direkt während der Messung Daten zu rekonstruieren und den Ablauf der Messung damit zu beeinflussen (siehe Navigator-Messungen Abschnitt 6.3).

4 Bildgebung am Herzen

In der modernen klinischen Diagnostik stehen mehrere Modalitäten der Herzbildgebung zur Verfügung, die je nach klinischer Indikation eingesetzt werden. Die klinischen Fragestellungen reichen dabei von der Morphologie über die Funktion des Herzens bis hin zum Stoffwechsel (Metabolismus) oder auch der Darstellung von Herzkranzgefäßen.

Im folgenden wird eine kurze Einführung in die Anatomie, die Funktionsweise und die Elektrophysiologie des Herzens gegeben. Nach einer Übersicht über die wesentlichen klinischen Fragestellungen am Herzen werden die wichtigsten bildgebenden Verfahren für die Herzdiagnostik vorgestellt.

4.1 Anatomie und Funktion des Herzens

Das Herz ist ein muskuläres Pumporgan und steht im Mittelpunkt des menschlichen Blutkreislaufsystems. Es besteht aus vier Herzkammern, den zwei Vorhöfen und den zwei Hauptkammern, auch als Ventrikel bezeichnet (siehe Abbildung 4.1) [113]. Der rechte Vorhof nimmt das vom Körperkreislauf kommende sauerstoffarme venöse Blut auf und leitet es in den rechten Ventrikel weiter. Von dort wird das Blut durch die Pulmonalklappe in die Lunge gepumpt, wo es mit Sauerstoff angereichert wird. Das von der Lunge zurückkehrende sauerstoffreiche Blut wird vom linken Vorhof in den linken Ventrikel weitergeleitet, von wo es durch die Aortenklappe in die Hauptschlagader, die Aorta, in das arterielle Kreislaufsystem gepumpt wird. Demzufolge wird der linke Ventrikel auch als Systemventrikel bezeichnet, da er den gesamten Körper mit sauerstoffreichem

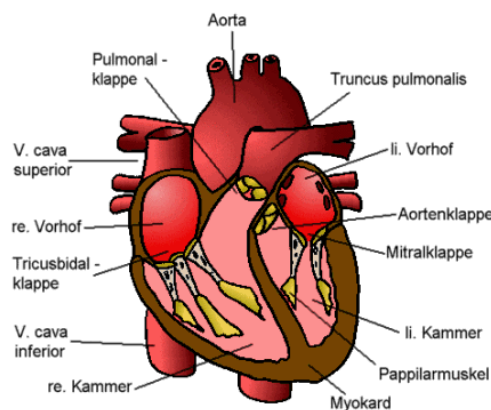


Abbildung 4.1: Schematische Darstellung der Anatomie des Herzens mit den Ventrikeln, Vorhöfen, Herzklappen und dem Anschluss an das Gefäßsystem.

Blut versorgt. Man teilt das Herz in zwei funktionelle Anteile - die rechte und die linke Herzhälfte. Diese zwei Anteile werden durch die Herzscheidewand, auch als Septum bezeichnet, getrennt. Die Herzklappen haben die Funktion von Ventilen und verhindern, dass Blut in der Austreibungsphase (Kontraktionsphase = Systole) des Herzens zurück in die Vorhöfe getrieben wird bzw. in der Füllungsphase (Expansionsphase = Diastole) Blut aus den großen Gefäßen (Aorta und Pulmonalarterie) in die Ventrikel zurückströmt.

Muskuläre Funktionselemente des Herzens sind zum einen die Fasern des Arbeitsmyokards der Vorhöfe und Ventrikel und zum anderen die Fasern des elektrischen Erregungsleitungssystems [113]. Die Herzmuskelfasern bilden ein verzweigtes Netzwerk, in dem sich die Erregung ungehindert ausbreitet. Wie bei anderen Muskeltypen ist die Erregung der Auslöser der Kontraktion. Die Herzfunktion lässt sich am einfachsten anhand der Ableitung der elektrischen Erregung bestimmen, dem Elektrokardiogramm (EKG). Pathologische Veränderungen der Herzfunktion gehen oft mit einer Veränderung der elektrischen Erregungsausbreitung her, z.B. beim Herzinfarkt. Aus diesem Grund spielt das EKG eine überaus wichtige Rolle in der klinischen Herzdiagnostik.

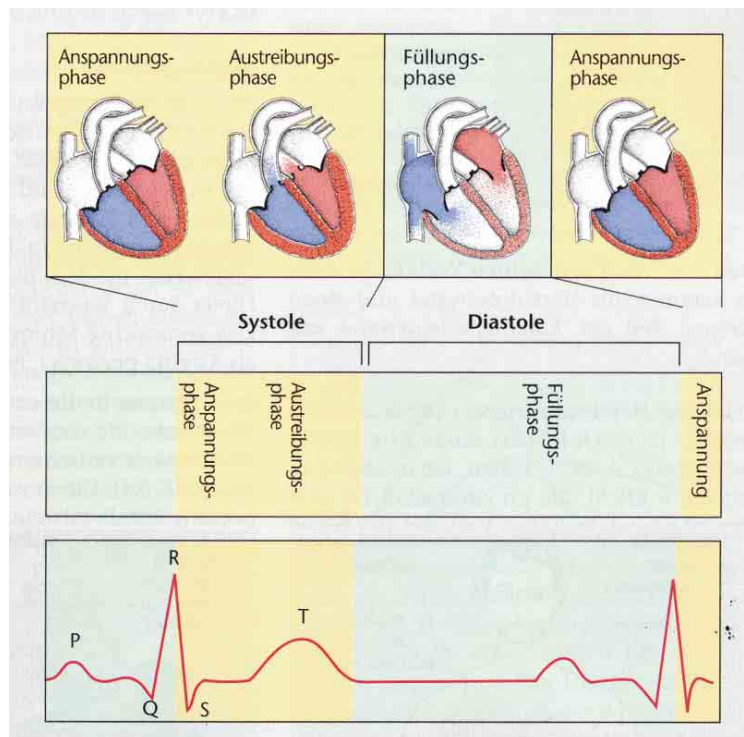


Abbildung 4.2: Ein normales Elektrokardiogramm (EKG) und die dazugehörigen Aktionsphasen des Herzzyklus bei einem gesunden Herzen (nähere Erläuterungen siehe Text).

Im Elektrokardiogramm (EKG) werden zeitliche Spannungsänderungen zwischen definierten Stellen der Körperoberfläche dargestellt, so dass die komplexen elektro-physiologischen Vorgänge im Herzen mit wenigen Ableitungen aufgezeichnet werden [113]. Die einzelnen Ausschläge enthalten u.a. folgenden Infor-

mationen über den elektrischen Erregungsablauf im Herzen: die P-Welle gibt die Erregungsausbreitung über die Vorhöfe an, der QRS-Komplex die Erregungsausbreitung über die Ventrikel und die T-Welle die Erregungsrückbildung in den Ventrikeln. Die zum EKG dazugehörigen Aktionsphasen des Herzzyklus sind in Abbildung 4.2 dargestellt. Zu Beginn der Ventrikelaktion (QRS-Komplex) sind die Herzkammern mit Blut gefüllt (Anspannungsphase), das während der Kontraktion der Ventrikel ausgeworfen wird (ST-Strecke, Austreibungsphase). Während der Füllungsphase tritt die Kontraktion der Vorhöfe auf (P-Welle), welche die Füllung der Ventrikel zur Folge hat.

Die größte Amplitude im abgeleiteten Spannungs-Zeit-Verlauf wird normalerweise von der R-Zacke erreicht, die den Beginn der Herzaktion markiert. Die R-Zacken sind in der Regel leicht zu detektieren und werden daher als Triggersignal zur Synchronisierung der Herzbildgebung auf die Eigenbewegung des Herzens verwendet.

4.2 Klinische Fragestellungen am Herzen

Aufgrund der hohen Mortalitätsrate durch den Myokardinfarkt ist die Beurteilung der hämodynamischen Auswirkung von koronaren Herzkrankheiten auf die Blutversorgung des Herzmuskels von großer Bedeutung für die klinische Routine. Daneben gibt es noch viele weitere Fragestellungen in der Herzdiagnostik, von denen im folgenden die wichtigsten aufgeführt sind:

- Bestimmung von Herzfunktionsparametern wie ventrikuläre Blutvolumina und Auswurffraktion (Ejektions-Fraktion), globale und lokale myokardiale Wanddicke, Wandverdickung, Herzmasse und Kontraktilität.
- Myokardiale Perfusionsmessungen zur Untersuchung der Herzvitalität.
- Darstellung der Herzklappen zur Untersuchung von Verengungen (Stenosen) oder Undichtigkeiten (Insuffizienzen) der Herzklappen.
- Morphologische Darstellung zur Lokalisierung, Ausdehnung und auch Differenzierung von Raumforderungen (z.B. Myxom, Thrombus, Lipom, usw.).
- Abbildung des koronaren Gefäßsystems zur Untersuchung von Stenosen, Anomalien der Koronargefäße oder Plaque-Differenzierung.
- Weitere Pathologien wie Perikardkrankheiten, Herzmuskelentzündungen (Myokarditis), Erkrankungen der thorakalen Aorta, kongenitale Herzerkrankungen u.a.

4.3 Bildgebende Verfahren am Herzen

Für die Abklärung kardialer Fragestellungen in der klinischen Diagnostik werden unterschiedliche Verfahren mit teilweise sehr unterschiedlichen Rahmenbedingungen angewendet. Dabei kommen invasive und nichtinvasive Verfahren zum Einsatz, die sich in vielen Parametern wie Aufwand, Strahlenbelastung, räumlicher und zeitlicher Auflösung, Einsatz von Kontrastmittel oder auch Wirtschaftlichkeit sehr unterscheiden [33].

4.3.1 Echokardiographie

Eines der wichtigsten und etabliertesten Verfahren im klinischen Alltag ist das Ultraschall- bzw. Sonographie-Verfahren, im Falle der Herzbildgebung als Echokardiographie bezeichnet. Sie erlaubt eine Beurteilung der Anatomie und der Herzfunktion sowie eine Charakterisierung des Blutflusses, insbesondere für die Diagnostik der Herzklappen.

Der Ultraschall wird von im Schallkopf befindlichen piezoelektrischen Kristallen erzeugt. Die Kristallelemente dienen sowohl zum Senden als auch zum Empfangen der Schallwellen. Abhängig von gewebespezifischen Eigenschaften wie z.B. der Dichte des Gewebes und Gewebegrenzflächen werden die Schallwellen unterschiedlich stark weitergeleitet, absorbiert, gebrochen oder reflektiert. Die Zeitintervalle zwischen Aussenden und Empfangen der Schallwellen stellen die Grundlage für die räumliche Zuordnung der Signale dar.

Eine erweiterte Technik ist die Doppler-Sonographie, mit welcher durch die Frequenzänderung von bewegtem Gewebe (Doppler-Effekt) beispielsweise Strömungen des Blutes graphisch (Farbdoppler-Echokardiographie) oder auch akustisch darstellen lassen. Diese Technik wird in erster Linie zur Diagnostik von Stenosen und Insuffizienzen an Herzklappen eingesetzt. Echokardiographische

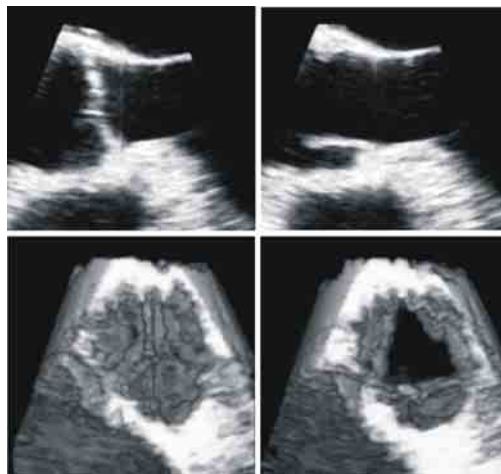


Abbildung 4.3: Transthorakale zeitaufgelöste 3D-Ultraschallaufnahme der Aortenklappe: in der oberen Reihe sind zwei Momentaufnahmen der Klappe gezeigt und in der unteren Reihe die dazugehörigen 3D-Oberflächenrekonstruktionen. Links ist jeweils die geschlossene Klappe zu Beginn des Herzzyklus dargestellt, rechts die geöffnete Klappe in der Austreibungsphase des Herzzyklus.

Untersuchungen sind in Echtzeit durchführbar im 2D- und seit Neuestem auch im 3D-Modus. Abbildung 4.3 zeigt eine zeitlich und räumlich hochaufgelöste 3D-Aufnahme der Aortenklappe an einem gesunden Probanden.

Eine Limitation ist die schlechte Reproduzierbarkeit von Untersuchungsergebnissen aufgrund der starken Untersucherabhängigkeit. Des Weiteren ist keine beliebige Orientierung der bildgebenden Schichten aufgrund des begrenzten Schallfensters zwischen den thorakalen Rippen möglich. Auch ist man limitiert mit Untersuchungen an verhältnismäßig schweren Patienten, da hier der Abstand zwischen Schallkopf und Herz größer ist. Eine Abhilfe schafft hier die transösophageale Echokardiographie, bei welcher dem Patient der Schallkopf in die Speiseröhre eingeführt wird und man somit fast direkt am Herzen messen kann. Wesentliche Vorteile der Echokardiographie sind die Nichtinvasivität, die hohe räumliche und zeitliche Auflösung, sowie schnelle und kostengünstige Untersuchungen.

4.3.2 Digitale Subtraktionsangiographie

Ein röntgenbasiertes Verfahren für die Herzbildgebung ist die Digitale Subtraktionsangiographie (DSA). Hier werden zwei konventionelle Röntgenbilder aufgenommen, eines davon unter Gabe eines Kontrastmittels. Durch Subtraktion dieser Bilder wird somit eine Darstellung von Gefäßen ermöglicht, welche vom Kontrastmittel durchflutet werden. Aufgrund der einfachen Röntgenprojektionstechnik ist der apparative Aufwand recht gering, so dass hier während der Durchleuchtung Eingriffe wie beispielsweise die Aufdehnung (Dilatation) von Gefäßstenosen durchgeführt werden können. Des Weiteren kann man hochaufgelöste dynamische Messungen vom Anfluten des Kontrastmittels machen (siehe Abbildung 4.4).

Aufgrund der sehr hohen räumlichen und zeitlichen Auflösung ist die DSA der momentane Goldstandard in der Untersuchung von Stenosen in den Koronargefäßen. Nachteil dieser Technik ist die hohe Invasivität, da man einem Katheter zur Gabe des Kontrastmittels bis an den Beginn des koronaren Gefäßbaumes einführt. Ein weiterer Nachteil ist die Strahlenbelastung des Patienten durch die eingesetzten Röntgenstrahlen.



Abbildung 4.4: Drei Momentaufnahmen einer DSA beim Einströmen von Kontrastmittel in das koronare Gefäßsystem ohne pathologische Veränderungen.

4.3.3 Computer-Tomographie

Bei der Computer-Tomographie (CT) handelt es sich um ein spezielles Röntgenverfahren in einer axialen Schnittorientierung, bei dem der Patient im Mittelpunkt einer Aufnahmeeinheit bestehend aus Röntgenröhre und Detektorfeld liegt. Die Röntgenröhre und Detektoren liegen sich genau gegenüber und drehen sich in einer Kreisbahn um den Patienten. Ein schmales Fächerbündel von Röntgenstrahlen durchdringt den Körper aus wechselnden Richtungen und die Detektoren registrieren die Schwächungswerte der Röntgenstrahlen bei ihrem Objektdurchtritt in einer Vielzahl von Projektionen. Aus den Projektionen können über Algorithmen dann Schnittbilder berechnet werden. Diese Schnittbilder geben somit die örtlichen Strahlenabsorptionswerte entsprechend den unterschiedlichen Gewebedichten des durchstrahlten Objekts zweidimensional wieder. Der Vorteil gegenüber dem normalen Röntgenverfahren ist, dass das CT-Bild kein Überlagerungsbild darstellt, und somit eine bessere Kontrastabstufung zwischen den verschiedenen Gewebearten wie Knochen, Muskel oder Fett zeigt.

Eine moderne Weiterentwicklung der CT ist die Spiral-CT. Hier wird der Patiententisch während der Messung kontinuierlich durch den Ring mit der Röntgenröhre und dem Detektor durchgeföhren, so dass eine spiralförmige Aufnahmetrajektorie entsteht. So werden größere Körperabschnitte fortlaufend dargestellt und können zu einem dreidimensionalen Bild aufgebaut werden. Aufgrund der kontinuierlichen Tischbewegung werden zu keinem Zeitpunkt Rohdaten in exakt der gleichen Ebene aufgenommen. Um die üblichen planaren Schnittbilder zu erhalten, müssen die Rohdaten daher zunächst interpoliert werden um damit ein Datensatz an einer Schichtposition zu erzeugen. Ein Vorteil der so rekonstruierten Daten besteht in der Möglichkeit Schichten an beliebigen Schichtpositionen berechnen zu können.

Beim Mehrzeilen-Spiral-CT ist unter Einsatz von mehreren parallelen Detektorreihen die Aufnahme von mehreren Schichten gleichzeitig möglich [97]. Mit Rotationszeiten von 3 Umdrehungen pro Sekunde bei modernen Spiral-CT-Systemen lassen sich damit sehr kurze Aufnahmezeiten realisieren, was beispielsweise hochaufgelöste Aufnahmen der Koronargefäße in der Zeit eines Atemstillstandintervalles von 20 Sekunden ermöglicht. Abbildung 4.5 zeigt das Beispiel einer Aufnahme an einem modernen 64-Zeiler-Spiral-CT der linken und

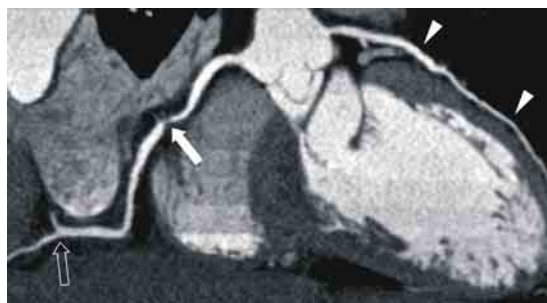


Abbildung 4.5: Aufnahme der linken und der rechten Koronararterie akquiriert an einem Mehrzeilen-Spiral-CT. Im mittleren Bereich der rechten Koronararterie (dicker Pfeil) ist deutlich eine Stenose des Gefäßbaumes erkennbar.

rechten Koronararterie mit der Darstellung einer Stenose im rechten Koronargefäß.

Der Nachteil des CT-Verfahrens ist die Strahlenbelastung des Patienten durch die eingesetzten Röntgenstrahlen, welche aufgrund der hohen Energie Moleküle im Gewebe zerstören können. Des Weiteren wird bei den meisten Untersuchungen Kontrastmittel eingesetzt, welches im Vergleich zu Kontrastmitteln in der MRT eine relativ hohe Kontraindikation aufweist.

4.3.4 Nuklearmedizinische Verfahren

Bei nuklearmedizinischen Untersuchungen werden unter Einsatz radioaktiver Isotope die Durchblutung, auch als Perfusion bezeichnet, und die Stoffwechselaktivität des Herzmuskels dargestellt.

Eine Methode zur Untersuchung der Herzperfusion ist das SPECT-Verfahren (Single Photon Emission Computed Tomography). Hier werden radioaktiv markierte Substanzen verwendet (γ -Strahler, ^{99m}Tc), welche sich abhängig von der Perfusion im Herzmuskel anreichern. Die bei dem Zerfall von γ -Strahlen entstehenden einzelnen Photonen werden von einer oder mehreren um den Patienten rotierenden Gammakameras bestehend aus Szintillationszählern detektiert. Die Aktivitätsverteilung wird aus verschiedenen Winkelpositionen aufgezeichnet, woraus sich eine dreidimensionale Abbildung der Verteilung im Computer errechnen läßt. Daraus können zur Beurteilung der Aktivitätsanreicherung beliebige Schnittbilder rekonstruiert werden.

Zusätzlich lassen sich mit dem PET-Verfahren (Positron-Emission-Tomography) auch noch die Stoffwechselaktivität im Herzen darstellen. Dieses Verfahren gestattet wie auch das SPECT eine dreidimensionale Dar-

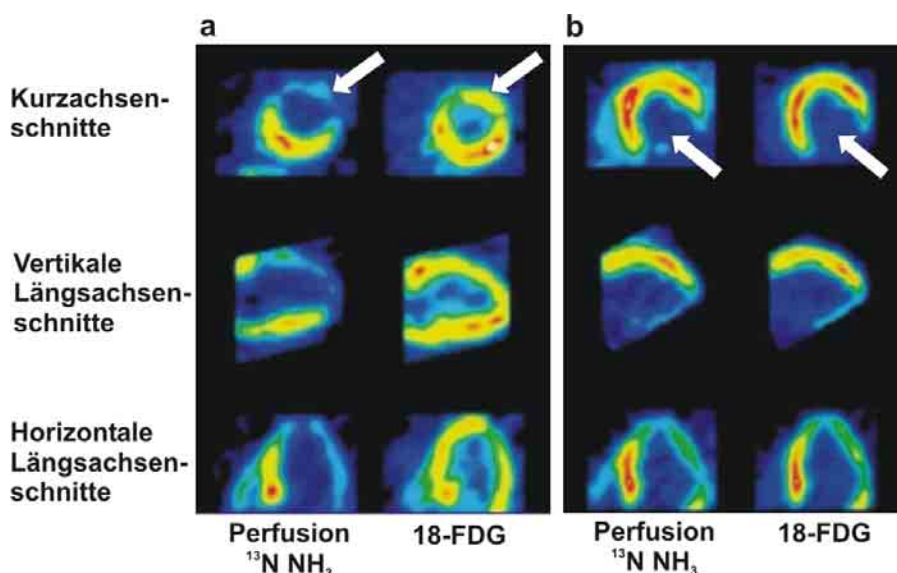


Abbildung 4.6: PET-Aufnahme zweier Patienten nach Herzinfarkt mit jeweils einer Messung der Perfusion und der Stoffwechselaktivität. a) Patient mit minderperfundiertem aber vitalen Herzmuskel; b) Patient mit nekrotischem Narbengewebe (siehe Pfeile).

stellung von Aktivitätsverteilungen. Anstatt jedoch einzelne Photonen zu detektieren, basiert das PET-Verfahren auf dem Nachweis von jeweils zwei Gammaquanten pro Zerfalls-Ereignis. Zur Anwendung kommen Radionuklide (z.B. ^{18}F -markierte Glukose (18-FDG), ^{13}N – *Ammonium*), die beim Zerfall Positronen emittieren. Die Positronen rekombinieren fast unmittelbar nach ihrem Austritt aus dem Kern mit Elektronen. Die Energie beider Teilchen wird in Form zweier Gammaquanten abgegeben, die in entgegengesetzter Richtung abgestrahlt werden. Als Messsystem wird ein Ring aus Detektoren verwendet. Einander gegenüber liegende Detektoren registrieren dann gleichzeitig eine Absorption, wenn die Quanten aus demselben Rekombinationsereignis stammen. In Schnittbildtechnik wird auch hier die räumliche Aktivitätsverteilung tomographisch abgebildet.

In der Herzbildgebung kann mit dem PET-Verfahren sowohl die Perfusion wie auch die Stoffwechselaktivität des Herzmuskels quantitativ dargestellt werden. Dies ermöglicht die Charakterisierung verschiedener Stadien von geschädigtem Myokardarealen. Abbildung 4.6 zeigt ein Beispiel für die Messung von Perfusion und Stoffwechselaktivität zweier Infarkt-Patienten, wobei ein Patient einen minderperfundiertem aber vitalen Herzmuskel aufweist (a) und der andere Patient eine fehlende Myokardvitalität in dem geschädigten Myokardareal, d.h. nekrotisches Narbengewebe, zeigt (b). Somit kommt der Patient mit dem vitalen Herzmuskel für eine Bypassoperation in Frage.

Die Limitationen liegen bei den nuklearmedizinischen Verfahren zum einen in den hohen Kosten für das PET, und zum anderen in der Strahlenexposition, welcher der Patient ausgesetzt wird. Des weiteren haben diese Methoden eine inhärent niedrige räumliche Auflösung, welche im Bereich von 2-4 mm liegt.

4.3.5 Die Rolle der MRT

Als nichtinvasives Verfahren hat die MRT auch in der Herzdiagnostik zunehmend an Bedeutung gewonnen, zumal Patienten keiner schädlichen Strahlenbelastung ausgesetzt sind. Des weiteren hat die MRT gegenüber anderen Bildgebungsmodalitäten den Vorteil eines hohen Weichteilkontrastes sowie die Möglichkeit beliebige Schnittebenen darzustellen bzw. multiplanare Abbildungen in allen Körperregionen durchzuführen. Aufgrund der intrinsischen Flusssensitivität bietet sich die Möglichkeit quantitative Parameter wie beispielsweise den Blutfluss zu erfassen.

Die Weiterentwicklung und Verbesserung der Gerätetechnik in den letzten Jahren erlaubt heute dynamische Messungen wie beispielsweise die Aufnahme des schlagenden Herz durchführen. In Bezug auf ihre Genauigkeit und Reproduzierbarkeit hat sich die MRT mittlerweile in etlichen Untersuchungen des Herzens als Goldstandard etabliert. Sie erlaubt eine robuste Untersuchung der globalen und regionalen Herzfunktion sowie auch der Myokardperfusion. Diese Parameter müssen zum Teil auch unter medikamentösen Stressbedingungen analysiert werden, um z.B. eine Myokardischämie unter Belastung zu erfassen. Dabei ist die Kombination dieser Aussagen mit den zugrunde liegenden anatomischen Informationen für die Beurteilung von besonderem Vorteil. Dadurch stellt die MRT eines der wichtigsten Verfahren der nichtinvasiven Erfassung des Zustandes des

Herzens dar und findet in der klinischen Routine eine zunehmende Verbreitung. Die Limitationen der MRT liegen zum einen in den verhältnismäßig langen Untersuchungszeiten sowie auch im höheren Kostenaufwand einer Untersuchung verglichen mit anderen Bildgebungsmodalitäten wie beispielsweise Ultraschall oder CT. Vor allem gibt es aber auch Ausschlusskriterien, die bei bestimmten Patientengruppen keine MRT-Untersuchung erlauben oder nur eine eingeschränkte diagnostische Aussage liefern. Strenge Kontraindikationen gelten für Implantate wie Herzschrittmacher und Defibrillatoren. Der Einfluss von Stents, künstlichen Herzklappen und anderen metallischen Materialien hängt von deren ferromagnetischen Eigenschaften ab. Sie führen häufig zu Bildartefakten aufgrund von den von ihnen induzierten Magnetfeldinhomogenitäten und können die diagnostische Aussagekraft von Bildern beeinträchtigen.

5 Herzbildgebung mit MRT

In diesem Kapitel werden praktische Aspekte der Herzbildgebung mit der MRT vorgestellt sowie die anatomische Planung einer Untersuchung und die Steuerung der Bildgebung bezüglich physiologischer Bewegungen. Des Weiteren werden die Verfahren eingeführt, welche zur funktionellen Herzbildgebung eingesetzt werden, sowohl für die rein anatomische Darstellung wie auch zur quantitativen Erfassung der Herzfunktion.

5.1 Positionierung

Eine genaue reproduzierbare anatomische Planung ist die Grundlage einer guten MR-Untersuchung, vor allem weil die Herzbildgebung an die individuelle Anatomie des Patienten angepasst werden muss. Zur Lokalisation extrakardialer Strukturen wie beispielsweise die Spitze des Zwerchfelles für Navigatortechniken (siehe Kapitel 5.4) sind die Standardschnittführungen in transversaler (axialer), sagittaler und koronaler Orientierung unerlässlich. Diese Orientierungen sind unabhängig vom Koordinatensystems des MR-Gerätes und sind in Abbildung

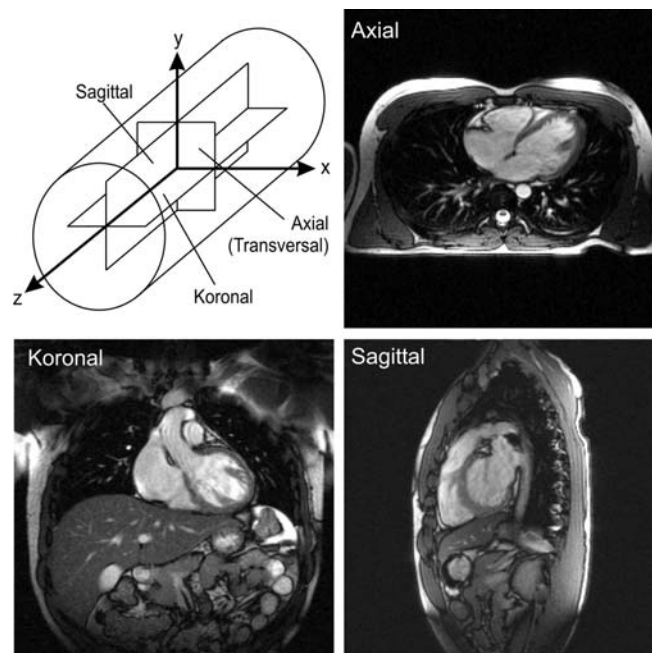


Abbildung 5.1: Schematische Darstellung des Koordinatensystems und den Standardorientierungen im MRT mit den dazugehörigen Schnittbildern durch das Herz.

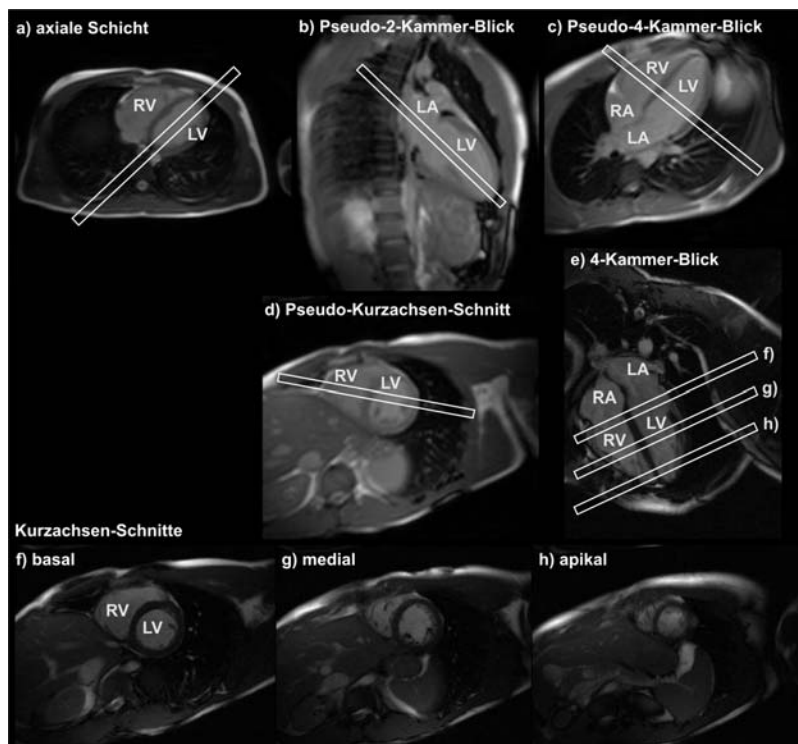


Abbildung 5.2: Standardisierte Schichtführungen für Herzuntersuchungen. Zur Positionierung des Kurzachsenschnittes werden ausgehend von einer axialen Schicht die Schritte a) bis e) nacheinander ausgeführt. LV: linker Ventrikel, RV: rechter Ventrikel, LA: linker Vorhof, RA: rechter Vorhof.

5.1 für eine Patientenpositionierung längs der z-Richtung dargestellt.

Für fast alle Fragestellungen, die die Funktion oder Anatomie des Herzens betreffen, sind doppelt angulierte Schnittführungen erforderlich, die den Achsen des Herzens und nicht denen des Körpers entsprechen [103]. Durch die Wahl dieser Schnitte ist es möglich, eine Vielzahl anatomischer Strukturen in wenigen Bildern zu erfassen. Die wichtigsten Schnitte sind der Vierkammerblick, auf welchem alle vier Herzkammern angeschnitten sind (rechter und linker Ventrikel, rechter und linker Vorhof), der Zweikammerblick, auf welchem der linke Ventrikel und der linke Vorhof angeschnitten sind, und der Kurzachsenschnitt, welcher ein Querschnitt des linken und rechten Ventrikel rechtwinklig zum Septum ist. Das Auffinden des Kurzachsenschnittes ist in Abbildung 5.2 gezeigt. Ausgehend von einer axialen Schicht in Herzhöhe (a) gelangt man mit einer Positionierung parallel zum Septum zum sogenannten Pseudo-2-Kammer-Blick (b). Mit einer weiteren Schicht senkrecht zu dieser Bildebene erhält man den Pseudo-4-Kammer-Blick (c). Mit einer Positionierung orthogonal zum Septum gelangt man zum Pseudo-Kurzachsenschnitt (d), von welchem man mit einer Schicht senkrecht zu dieser Bildebene durch linken und rechten Ventrikel den 4-Kammer-Blick erhält (e). Von diesem aus lassen sich orthogonal zum Septum die entsprechenden Kurzachsenschnitte positionieren (f-h). In der klinischen Routine spricht man je nach Lage des Kurzachsenschnittes von basalen, medialen und apikalen Schichten.

5.2 Physiologische Steuerung der Bildgebung

Bei der MRT-Herzbildgebung treten zwei Typen von Bewegungen auf, die die Bildgebung erschweren oder unmöglich machen können. Zum einen ist dies die Eigenbewegung des Herzens selbst durch den Herzschlag, und zum anderen die überlagernde Atmungsbewegung. Im folgenden soll auf Methoden eingegangen werden, durch diese Bewegungstypen bedingte Artefakte zu vermeiden.

5.2.1 Herzschlag

Um die Bildgebung auf die Bewegung des Herzens zu synchronisieren, wird während der Untersuchung ein EKG des Patienten abgeleitet und auf die R-Zacke des Signals getriggert. Die EKG-Triggerrung hat dabei folgende Aufgaben:

- Unterdrückung von Artefakten durch Eigenbewegung des Herzens.
- Unterdrückung von durch Blutfluss induzierten Artefakten.
- Abbildung des Herzens in den verschiedenen Phasen des Herzzyklus.

Ein Störfaktor für die EKG-Triggerrung ist das Ein- und Ausschalten von starken Magnetfeldgradienten, was zu einem vermehrtem Rauschen des EKG-Signals führt. Außerdem kann es zur Entstehung eines zusätzlichen elektrischen Flusses kommen, wenn sich eine leitende Flüssigkeit, in diesem Fall das Blut, durch ein magnetisches Feld bewegt. Dies kann zu Veränderungen des EKG-Signals führen, z.B. einer Überhöhung der T-Welle.

Das EKG unterteilt sich in die folgenden Trigger-Parameter (siehe Abbildung 5.3):

- RR-Intervall, gegeben durch die Herzrate.
- Trigger-Verzögerung (Trigger-delay), die Wartezeit nach der R-Zacke, bevor die Akquisition startet.
- Akquisitionsfenster, die Dauer der Datenaufnahme.
- Trigger-Fenster, die Zeit innerhalb der Triggersignale ignoriert werden.

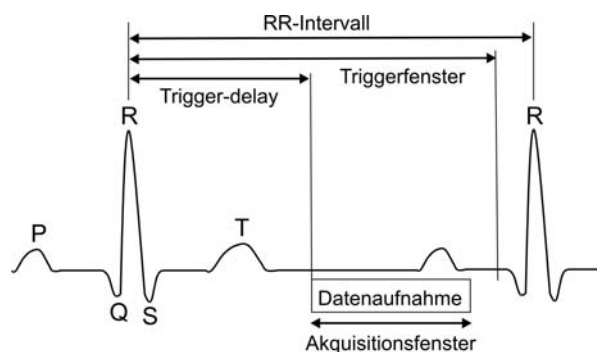


Abbildung 5.3: Das EKG mit der Unterteilung der einzelnen Trigger-Parameter.

Die R-Zacke kann für zwei Arten der Bewegungsunterdrückung genutzt werden, das prospektive Triggern und das retrospektive Gating. Beim prospektiven Triggern werden jeweils nach dem frei einstellbaren Zeitintervall hinter der R-Zacke, dem Trigger-delay, Daten akquiriert. Das Trigger-delay kann so gewählt werden, dass die Akquisition zu einem Zeitpunkt stattfindet, in dem sich das Herz möglichst wenig bewegt, in den meisten Fällen in der Enddiastole. Bei einer Datenaufnahme über den gesamten Herzzyklus wird das Trigger-delay auf die kürzest mögliche Zeit eingestellt, jedoch verbleibt immer noch ein kurzer Zeitraum vor Detektion der nächsten R-Zacke, während dessen keine Datenaufnahme erfolgt.

Eine alternative Methode ist das retrospektive Gating, das speziell für Aufnahmen im Cine-Modus (siehe Kapitel 5.3) verwendet wird, wenn der vollständige Herzzyklus abgebildet werden soll [42]. Hier werden kontinuierlich k-Raum-Daten aufgenommen. Für jede k-Raum-Zeile wird gespeichert, zu welchem Zeitpunkt des Herzzyklus, d.h. nach der R-Zacke, sie akquiriert wurde. Im Anschluss an die Messung werden die k-Raum-Zeilen nach diesen Zeiten sortiert und zu entsprechenden Phasen des Herzzyklus zusammengefasst. So entsteht jedes Bild einer Phase des Herzzyklus aus k-Raum-Zeilen, die zur gleichen Zeit im RR-Intervall (Zeit zwischen zwei R-Zacken) gemessen wurden.

5.2.2 Atmung

Bei der Atmung bewegt sich das Herz in allen drei Raumrichtungen wobei die Bewegung in Kopf-Fuß-Richtung, auch Superior-Inferior-Richtung (SI) genannt, stark überwiegt [131]. Die Herzspitze, die direkt auf dem Zwerchfell (Diaphragma) aufliegt, bewegt sich während eines Atemzuges durchschnittlich um ca. 1,9 cm in SI-Richtung und ca. 0,6 cm in Anterior-Posterior-Richtung (AP). Abbildung 5.4 zeigt zwei koronale Herzbilder jeweils in Expiration und Inspiration aufgenommen, um den Unterschied der Atempositionen anhand der Position des Diaphragmas zu verdeutlichen.

Die einfachste Art, die Atembewegung zu unterdrücken, ist die Atemanhalte-technik, bei der der Patient in einer definierten Atemlage die Luft anhält. Je nach Gesundheitszustand des Patienten ist die Dauer der maximalen Atemanhalteperiode sehr unterschiedlich. Diese Dauer limitiert letztendlich

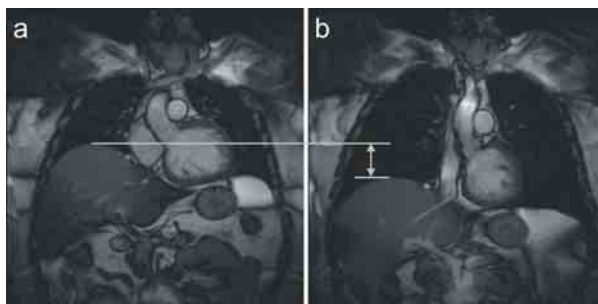


Abbildung 5.4: Koronale Herzbilder aufgenommen in Expiration (a) und Inspiration (b). Anhand des Diaphragmas ist der Unterschied der Atempositionen deutlich zu erkennen.

auch die räumliche oder auch zeitliche Auflösung der MR-Bilder. Ein Problem bei Aufnahmen in der Atemanhaltetechnik kann ein unwillkürlicher durch den Patienten nicht zu beeinflussender Drift des Diaphragmas während der Messung sein [59]. Des Weiteren ist eine exakte Reproduzierung der gleichen Position beim Atemanhalten nicht gewährleistet [73]. Dies kann zur Folge haben, dass bei aufeinanderfolgenden Messungen von benachbarten lückenlosen Schichten, eine Verschiebung (Mismatch) zwischen diesen Schichten auftreten kann. Meist werden Messungen in Expiration durchgeführt, da dann die Atemlage besser reproduzierbar ist als in Inspiration.

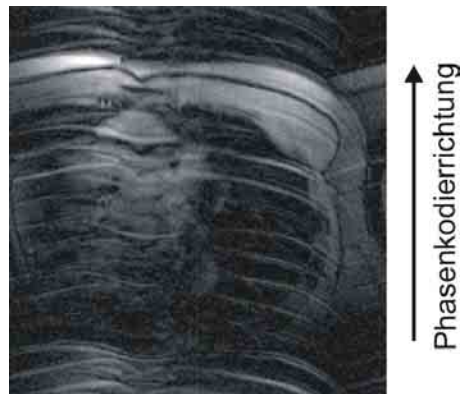


Abbildung 5.5: Typische durch Atmung induzierte Artefakte bei einer Messung. Durch die periodische Atembewegung entstehen die Geisterbilder des sich bewegenden Brustkorbes.

Bei MR-Untersuchungen ohne Anpassung an die Atembewegung werden einzelne k -Raum-Zeilen in unterschiedlichen Atempositionen akquiriert. Damit wird die Rohdatenmatrix entlang der Phasenkodierrichtung unter der Voraussetzung einer periodischen Atembewegung mit periodisch modulierten Signalen aufgefüllt. Diese Periodizität findet sich umgekehrt proportional zur Periodendauer in den Geisterbildern der sich bewegenden Körperregion im rekonstruierten MR-Bild wieder (siehe Abbildung 5.5). Um diese Artefakte zu minimieren existieren verschiedene Ansätze wie beispielsweise die ROPE-Technik [9]. Bei diesem Verfahren werden die Phasenkodierschritte in Abhängigkeit der Atembewegung umgeordnet. Mit der Umordnung will man erreichen, dass die Periodizität aus dem k -Raum verschwindet, welche ja nach Kapitel 2.3 für das Ghosting verantwortlich ist. Dies ist gewährleistet, wenn die Funktion $\Delta x_i(k_y)$ der Position in Abhängigkeit der Phasenkodierschritte monoton ist. Der Nachteil des ROPE-Verfahrens besteht darin, dass das Blurring weiterhin vorhanden ist, da k -Raum-Zeilen in verschiedenen Atempositionen akquiriert werden.

Eine alternative Möglichkeit, den Einfluss der Atmung auf die Bildgebung zu minimieren, ist die durch Atmungssensoren gesteuerte Messung mittels eines Atmungsgürtels [109, 39]. Dieser wird dem Patienten um den Brustkorb oder Unterleib gelegt und registriert die AP-Bewegung der Brust- oder Bauchdecke. Die Atmung wird mittels eines drucksensitiven Systems oder mechanischer Dehnungssensoren überwacht. So lässt sich die Atembewegung auf einem Monitor mitverfolgen. Die Messung kann durch die Atmungssensoren getriggert werden,

so dass die Daten nur jeweils im Bereich der Expirationsphase des Patienten aufgenommen werden. Die beschriebenen Techniken mit Atmungssensoren sind durch die Genauigkeit der Sensoren und die nichtlineare Beziehung zwischen der Bauch- und der Herzbewegung limitiert.

Untersuchungen, bei denen die Anforderungen an die räumliche Auflösung höher sind, wie z.B. in der Darstellung der Koronararterien, verwenden das sogenannte Navigator-Verfahren [57, 38]. Hier wird die Atemposition direkt an der rechten Spitze des Diaphragmas gemessen. Beim Navigatorecho wird ein eindimensionales MR-Signal in SI-Richtung mit einer räumlichen Auflösung von ca. 1 mm aufgenommen und damit die Atemposition anhand der Grenze zwischen Diaphragma und Lunge bestimmt (siehe Abbildung 5.6a). Indem man zeitaufgelöst hintereinander mehrere solche Profile aufnimmt, kann die Bewegung innerhalb dieses Profil, d.h. die SI-Bewegung des Diaphragmas, registriert werden (siehe Abbildung 5.6b). Da das Diaphragma mit der unmittelbar darunter liegenden Leber eine hohe Signalintensität zeigt und die Lunge nahezu kein Signal liefert, kann man Algorithmen verwenden, welche diese Grenze einfach und schnell bestimmen können [130].

Das Navigatorecho kann auf zwei verschiedene Arten erzeugt werden [43]. Mit einem zweidimensionalen HF-Puls kann man ein zylinderförmiges Volumen anregen und dann ein Gradientenecho auslesen. Die zweite Möglichkeit ist durch eine Spinechomessung gegeben. Mit dem 90° - und dem 180° -Puls regt man je-

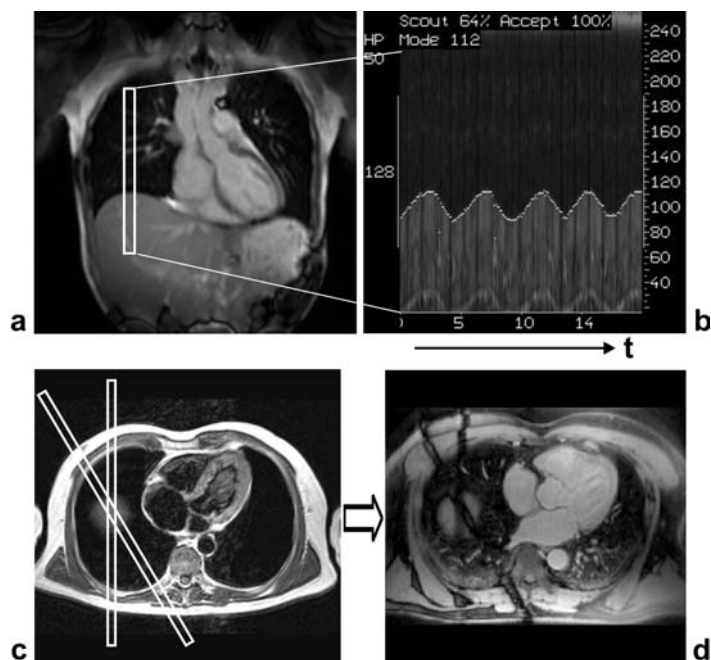


Abbildung 5.6: Positionierung des Navigators auf die rechte Spitze des Diaphragmas. a) zeigt den Navigator von vorne betrachtet, b) das zeitaufgelöste Navigatorprofil, welches die Atmungsbewegung widerspiegelt. In c) sieht man die Positionierung der beiden Schichten beim Spinecho-Navigator. In der anschließenden Bildakquisition d) sieht man deutlich die Sättigungstreifen durch die Schichten des Navigators.

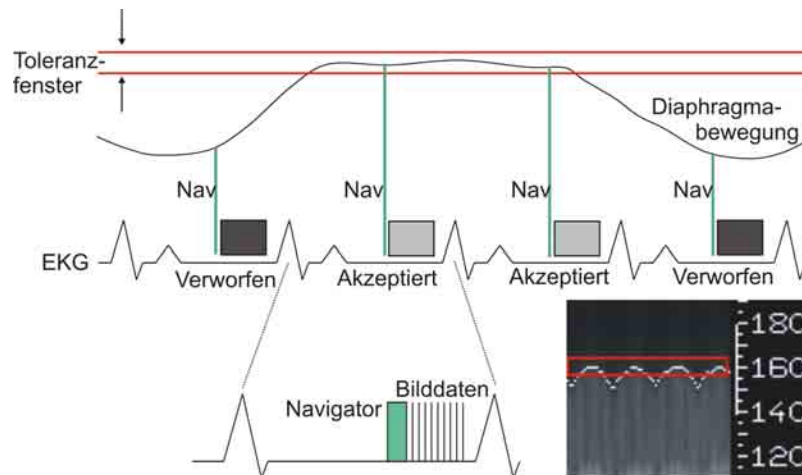


Abbildung 5.7: Schematische Darstellung des Gating-Verfahrens. Liegt die aktuelle Atemposition innerhalb des Toleranzfensters, werden die Bilddaten akzeptiert, andernfalls verworfen und reakkuiert.

weils zwei sich kreuzende Schichten an, so dass nur Information aus dem stabförmigen Schnittvolumen zum Spinecho-Signal beiträgt (siehe Abbildung 5.6c). Dabei muss man darauf achten, dass keine dieser Schichten das bildzugebende Volumen im Herzen schneidet um Sättigungseffekte in diesen Schichten für die anschließende Bildgebung zu vermeiden (siehe Abbildung 5.6d). Für die im Rahmen dieser Arbeit implementierten navigatorgesteuerten Sequenzen wurde die Spinecho-Variante verwendet.

Bei der Durchführung einer Untersuchung mit Navigator-Technik wird vor der eigentlichen Bildgebung in einem Vorexperiment zeitaufgelöst die Atembewegung verfolgt (siehe Abbildung 5.6b). Dies verwendet man um die expiratorische Atemlage zu bestimmen, die für die anschließende Messung als Referenz dient. In der expiratorischen Atemlage wird dann ein Toleranzfenster (Gating-Fenster) festgelegt (üblicherweise 5 mm). Während der Messung wird bei jedem Herzschlag direkt vor der Bilddatenakquisition ein Navigatorprofil erzeugt, mit dem Referenzprofil verglichen und die aktuelle Abweichung von der Referenzposition bestimmt. Liegt die Abweichung im Bereich des vordefinierten Toleranzfensters, werden die Daten akzeptiert, andernfalls werden sie verworfen und beim nächsten Herzschlag wieder akquiriert (siehe Abbildung 5.7) [132, 43].

Der Nachteil der Navigator-Technik liegt in der langen Messzeit, da eine gewisse Datenmenge verworfen wird. Der prozentuale Anteil der direkt akzeptierten Daten ist abhängig von der Atmung des Patienten und liegt im Bereich zwischen 30 und 60 % [43]. Um die Effektivität zu erhöhen bzw. die Messzeit zu reduzieren kann man das Toleranzfenster vergrößern, was allerdings wiederum zu vermehrten Bildartefakten führt.

5.3 k-Raum segmentierte Datenaufnahme

Bei EKG-getriggerten Aufnahmen können einzelne oder auch häufig mehrere Herzphasen abgebildet werden. Bei einer Abbildung des gesamten Herzzyklus

spricht man auch von *Cine*-Bildgebung. Um artefaktfreie Bilder einzelner Phasen des Herzzyklus zu akquirieren, ist die Aufnahmezeit pro Phase limitiert auf einen Bereich von ca. 40-80 ms abhängig von der Herzrate des Patienten. Das Zeitfenster verlängert sich auf ca. 80-250 ms wenn man sich auf eine statische Aufnahme in der Diastole des Herzzyklus beschränken möchte, da hier das Herz nach der Füllungsphase nahezu keine Bewegung aufweist. In dieser kurzen Zeit können abhängig von TR und Auflösung allerdings oft nur einige k-Raum-Zeilen der gesamten Rohdatenmatrix gemessen werden. Um alle Zeilen aufzunehmen, muss über mehrere RR-Intervalle gemessen werden.

Abbildung 5.8 zeigt eine schematische Darstellung der k-Raum-segmentierten Datenaufnahme. In diesem Beispiel werden pro Herzzyklus jeweils drei k-Raum-Zeilen für N Verschiedene Herzphasen aufgenommen. In den Akquisitionszyklen, die den nächsten R-Zacken folgen, werden die Phasenkodiergradienten schrittweise erhöht bis die Rohdatenmatrix vollständig gefüllt ist. Für jedes Zeitfenster kann damit innerhalb des EKG-Zyklus ein MR-Bild rekonstruiert werden, das den jeweiligen Bewegungszustand des Herzens widerspiegelt. Die Anzahl der akquirierten k-Raum-Zeilen pro Zeitfenster legt dabei die zeitliche Auflösung fest. Für das Beispiel einer Matrixgröße von 128 Zeilen in Phasenkodierrichtung, einer Repetitionszeit TR von 3 ms und einer Aufnahme von 16 k-Raum-Zeilen pro Herzphase bedeutet dies eine zeitliche Auflösung von $3 * 16 = 48$ ms bei einer Messdauer von $128/16 = 8$ Herzschlägen. Abbildung 5.9 zeigt einen Kurzachsenschnitt mit einer zeitlichen Auflösung von 52 ms über den Herzzyklus gemessen, wobei nur jede zweite Phase abgebildet ist. Üblicherweise wird die

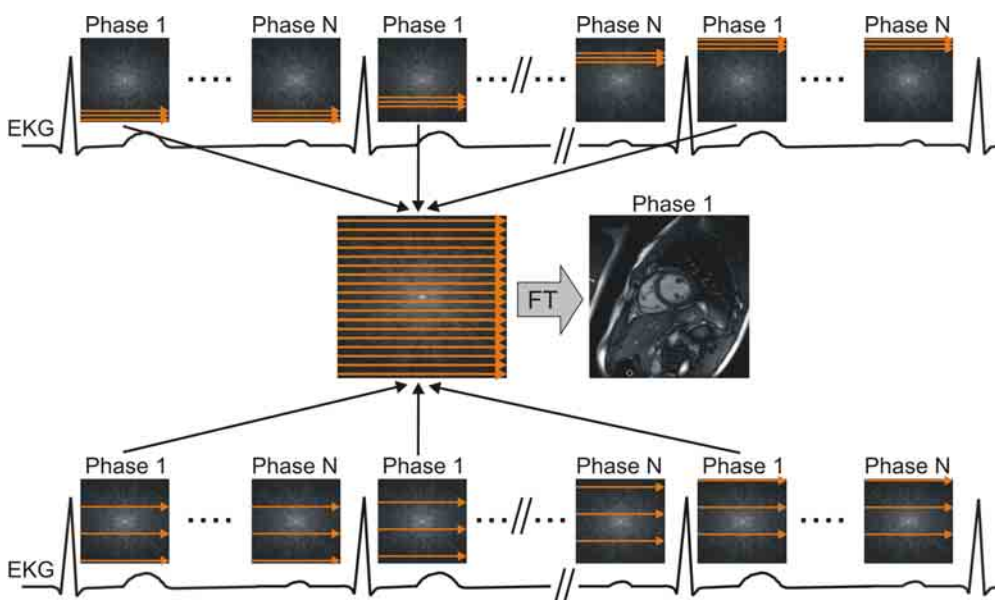


Abbildung 5.8: Schematische Darstellung der k-Raum-segmentierten Datenaufnahme. Pro Herzzyklus und Herzphase werden hier drei k-Raum-Zeilen aufgenommen, bis über eine entsprechende Anzahl an Herzzyklen die gesamte Rohdatenmatrix gefüllt ist. Die obere Reihe entspricht dabei einer linearen k-Raum-Segmentierung und die untere Reihe einer verschachtelten (interleaved) k-Raum-Segmentierung.

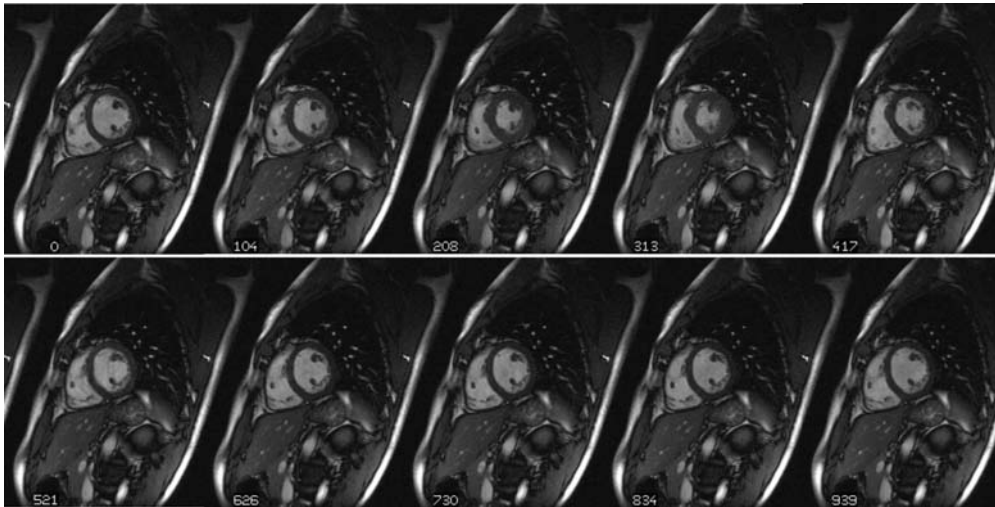


Abbildung 5.9: Cine-Bildgebung eines Kurzachsenschnittes mit einer zeitlichen Auflösung von 52 ms. Abgebildet ist nur jede zweite Herzphase. In der unteren linken Ecke jedes Bildes ist die Zeit nach der R-Zacke angegeben.

EKG-getriggerte Cine-Bildgebung mit k-Raum-segmentierter Datenaufnahme auf Basis von Gradientenecho-Sequenzen realisiert [7, 18].

5.4 Funktionelle Herzbildgebung

Auf der Grundlage der k-Raum-segmentierten Datenaufnahme gibt es verschiedene Verfahren um Aussagen über die Herzfunktion zu machen bzw. um die Herzfunktion auch quantifizieren zu können. Für die Diagnose ebenso wie für die Prognose von Patienten mit Herzerkrankungen sind genaue Werte für die globale linksventrikuläre Größe und Masse von hoher Bedeutung. Zusätzlich zu den globalen Größen ist die regionale Wandbewegung ein relevanter Parameter bei ischämischen Herzerkrankungen.

5.4.1 bSSFP-Cine-Bildgebung

Wie schon in Kapitel 1.3.3 vorgestellt hat die bSSFP-Sequenz ein inhärent hohes SNR bei sehr kurzen Repetitionszeiten im Bereich weniger Millisekunden. Darüber hinaus ist die bSSFP-Sequenz besonders unempfindlich gegenüber flussbedingten Artefakten. Aufgrund des hohen Kontrastes zwischen Blut und Herzmuskel eignet sich die bSSFP-Sequenz hervorragend zur qualitativen Beurteilung der Herzwandbewegung und hat sich somit in der klinischen Routine für die funktionellen Herzbildgebung etabliert [14].

Durch Abdeckung des gesamten Herzens über mehrere Schichten, kann die Cine-Bildgebung dazu genutzt werden, bestimmte Herzparameter zu quantifizieren, welche eine Beurteilung der Herzfunktion ermöglichen. Durch Segmentierung des linken oder rechten Ventrikels von der end-diastolischen und der end-systolischen Herzphase über alle Schichten kann man Herzleistungsparameter wie die Auswurffraktion (Ejektionsfraktion EF), das Schlagvolumen und

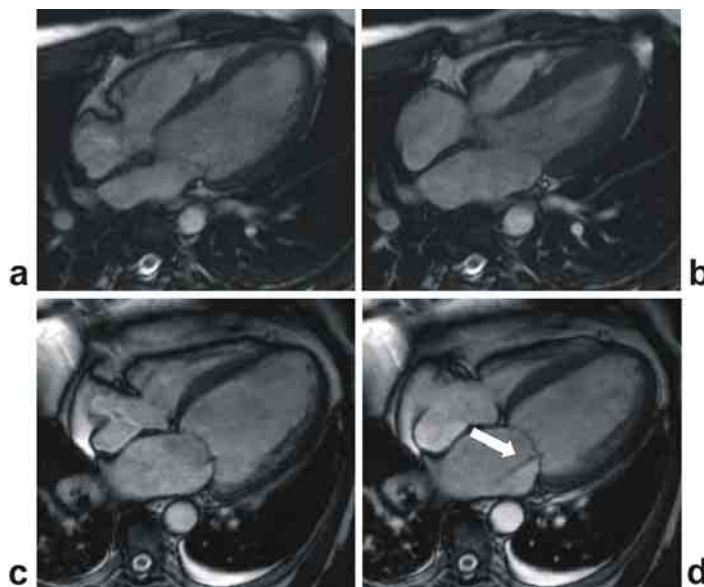


Abbildung 5.10: Diastolische (a,c) und systolische (b,d) Herzphase eines gesunden Probanden (obere Reihe) und eines Patienten mit reduzierter Herzleistung (untere Reihe). Beim gesunden Herz ist eine deutlich bessere Kontraktion des Herzmuskels erkennbar. Aufgrund einer Insuffizienz der Mitralklappe strömt in der Systole Blut vom linken Ventrikel in den linken Vorhof zurück und führt wegen des daraus resultierenden turbulenten Blutflusses zu Signalauslöschungen, im Bild (d) als 'Jet' sichtbar (siehe Pfeil).

die Herzmasse bestimmen [14]. Des weiteren können aus den Herzwanddicken systolischer und diastolischer Herzphasen lokale Funktionsparameter bestimmt werden. Ein Beispiel für unterschiedliche Wandverdickungen gibt Abbildung 5.10. Bei einem gesunden Probanden mit normalem Kontraktionsverhalten kann man erkennen dass die Verdickung der Herzwand zwischen Diastole (a) und Systole (b) deutlich ausgeprägter ist als bei der Aufnahme eines Patienten mit eingeschränkter Pumpfunktion des linken Ventrikels (c,d).

Die bSSFP-Cine-Bildgebung erlaubt eine Quantifizierung von globalen Herzfunktionsparametern, eine genaue objektive Analyse der regionalen Wandbewegung ist damit jedoch nicht möglich. Im folgenden werden Verfahren vorgestellt, die eine exakte Quantifizierung der linksventrikulären Bewegung erlauben [86, 85]. Diese Verfahren erfordern alle eine recht aufwendige Analyse, so dass sie bisher hauptsächlich in der Forschung eingesetzt werden.

5.4.2 Tagging-Verfahren

Das Tagging-Verfahren wurde erstmals 1988 von Zerhouni et al. vorgestellt [143]. Es beruht auf einer Markierung des Herzmuskelgewebes mittels eines Sättigungsmusters ('Tags'), welches man zu Beginn des Herzzyklus einmal appliziert und dann die Deformation dieses Sättigungsmusters über den Herzzyklus hinweg verfolgt. Dadurch sind zusätzliche Parameter wie regionale Verkürzung, Rotation und Verschiebungen innerhalb des Herzmuskels quantifizierbar.

Die gängigste Methode zur Erzeugung des Sättigungsmusters ist die SPAMM-

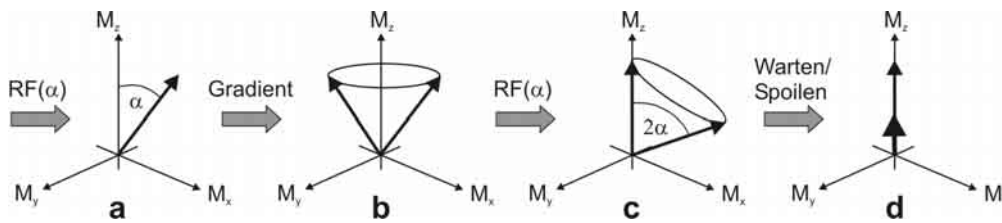


Abbildung 5.11: Zustand der Magnetisierung zu verschiedenen Zeitpunkten in der Pulssequenz: a) Magnetisierung nach dem ersten HF-Puls; b) Magnetisierung nach Gradienten; c) Magnetisierung nach zweitem HF-Puls mit gleichem Flipwinkel wie der erste; d) Magnetisierung nach Relaxation und Dephasierung der Transversalkomponente.

Methode (Spatial Modulation of Magnetization) [8]. Die SPAMM-Präparierung besteht in erster Linie aus zwei HF-Pulsen mit gleichem Flipwinkel und einem dazwischen liegendem Gradienten. Die einzelnen Zustände der Magnetisierung zu verschiedenen Zeitpunkten der Sequenz sind in Abbildung 5.11 dargestellt. Der erste HF-Puls dreht einen Teil der Magnetisierung in die Transversalebene (a) und der anschließende Gradientenproduziert eine periodische räumliche Modulation der Phase der Transversalmagnetisierung in Richtung des Gradienten (b). Der zweite HF-Puls kombiniert die modulierte Transversalmagnetisierung mit der Längsmagnetisierung und erzeugt somit eine modulierte Längsmagnetisierung (c). Die verbleibende Transversalmagnetisierung wird nun durch T_2 -Relaxation oder 'spoil' mittels eines zweiten Gradienten dephasiert, so dass eine modulierte Längsmagnetisierung für ein anschließendes Bildgebungsexperiment zur Verfügung steht. Mit einem Flipwinkel von 45° für die beiden HF-Pulse können beispielsweise Sättigungsbänder erzeugt werden und mit einem 90° -Winkel Inversionsbänder.

Ein Nachteil dieses Verfahrens ist die begrenzte räumliche Auflösung, welche durch den Abstand der Gitterpunkte gegeben ist. Durch die Kontrastierung des Gewebes durch die Gittermarkierung ist die räumliche Auflösung der funktionellen Information (4-10 mm) deutlich geringer als die räumliche Auflösung (1-2 mm) der zugrundeliegenden MR-Bilder. Ein sich für die Auswertung ergebender Nachteil liegt im Verblässen der Tags über den Herzzyklus hinweg entsprechend der T_1 -Relaxation des gesättigten Gewebes, so dass eine Beurteilung der Bewegung in der Diastole erschwert wird. Eine Methode zur besseren Kontrastierung zwischen Gewebe und Tags über den Herzzyklus ist durch das CSPAMM-Verfahren (Complementary SPAMM) gegeben [44]. Des Weiteren wurden Methoden entwickelt, welche berücksichtigen dass sich das Gewebe während der Systole speziell für basale Kurzschnittschnitte aus der eigentlichen Bildebene heraus bewegt [45, 120, 110].

Die Analyse der Tagging-Bilder beruht auf Verfolgung der Gitterpunkten um lokale Veränderungen der Wandbewegung zu bestimmen (siehe Abbildung 5.12). Häufig werden Parameter abgeleitet, die die mechanischen Eigenschaften des Herzens beschreiben, wie z.B. eine 'Strain'-Analyse, welche Aussagen über zirkumferentielle Verkürzungen (circumferential shortening) oder Wandverdickungen (wall thickening) macht [87, 133, 141, 142]. Zwar kann man eine qualitative Analyse anhand der Deformation der Tags direkt im Anschluss an die Messung

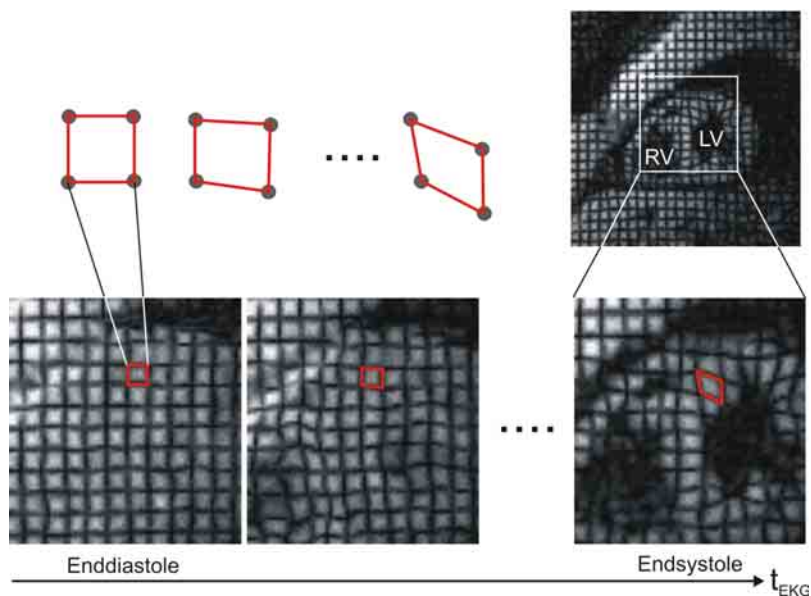


Abbildung 5.12: Cine-Tagging-Bilder im Kurzachsenschnitt und dazugehörige Deformation eines Gitterelementes. Zu Beginn der Herzaktion ist das den Ventrikeln überlagerte Sättigungsgitter regelmäßig, wird aber im Laufe des Herzzyklus entsprechend der Kontraktion des Herzens immer mehr deformiert. Die Verdickung der Herzwand kann über die Streckung des Gitterelementes quantifiziert werden.

durchführen, eine quantitative Analyse ist jedoch sehr zeitaufwendig und verlangt eine Markierung aller Gitterpunkte in jeder Schicht. Zur Automatisierung der Analyse wurde die HARP-Methode (Harmonic Phase Imaging) entwickelt, welche auf dem direkten Zusammenhang zwischen der Signalphase und Bewegung beruht [99, 48, 100]. Der k-Raum enthält Phaseninformationen, welche erlauben die Bewegung der Tags zu messen. Die durch die Deformation hervorgerufene Phasenänderung kann dann benutzt werden um Spannungs (Strain)-Tensoren zu bestimmen.

5.4.3 DENSE-Verfahren

Eine alternatives Verfahren zur Quantifizierung der Myokardbewegung ist das Displacement Encoding (DENSE) [4, 3, 5]. Der Mechanismus dieser Methode beruht auf der Bildung eines stimulierten Echos. Ein stimuliertes Echo wird durch drei 90° -Pulse verwendet, wobei zwischen dem ersten und zweiten HF-Puls eine Komponente der Längsmagnetisierung gespeichert wird. In Kombination mit geeigneten Gradienten kann in diesem Zeitintervall TM (Mixing time) eine Kodierung von bewegtem Gewebe in Abhängigkeit von dessen Bewegung durchgeführt werden. Während dieser Zeit erfährt das bewegte Gewebe eine zusätzliche Signalphase, welche direkt proportional zur Verschiebung des Gewebes ist. Je nach Länge von TM kann man beliebige Verschiebungen des Myokards zwischen der End-diastole und einem anderen Zeitpunkt im Herzzyklus, typischerweise in der End-Systole, bestimmen. Ein Vorteil des Verfahrens liegt in der intrinsischen Unterdrückung des Blutsignals aufgrund der relativ langen

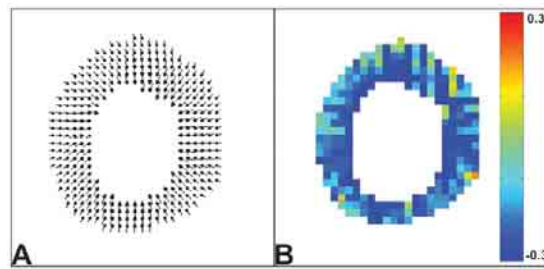


Abbildung 5.13: End-systolische Phase einer Cine-DENSE-Aufnahme eines gesunden Probanden: a) end-systolische Displacement-Map; b) farbkodierte Maps des circumferential shortening bedingt durch die Kontraktion des Herzmuskels (Courtesy of Kim et al. [67]).

TM-Zeit in Kombination mit dem Blutfluss im Herz. Allerdings erlaubt diese Methode keine Aufnahme im Cine-Modus aufgrund der Kodierzeit TM für die Gewebeverschiebung.

Vor kurzem wurde eine DENSE-Methode vorgestellt, welche eine Aufnahme im Cine-Modus erlaubt [67]. Abbildung 5.13 zeigt die end-systolische Herzphase aus einer Cine-DENSE-Aufnahme mit jeweils einer Verschiebungs- bzw. Displacement-Map und einer Strain-Map des 'circumferential shortening'. Die DENSE-Methode hat zwar den Vorteil dass die räumliche Auflösung der funktionellen Information der zugrunde liegenden anatomischen Bildern entspricht, jedoch ist die Methode sehr limitiert in der zeitlichen (60-100 ms) und räumlichen Auflösung (ca. 3 mm). Des weiteren erfährt das Signal beim Cine-DENSE-Verfahren einen starken T_2^* -Zerfall über den Herzzyklus.

5.4.4 Phasenkontrast-Verfahren

Die Idee des Phasenkontrast-Verfahrens wurde erstmals 1970 noch vor den ersten MR-Bildgebungsexperimenten veröffentlicht [93]. Die ersten flusskodierten Bildgebungsexperimente wurden dann Anfang der 80-er Jahre publiziert [91, 19]. Die erste Methode um zeitaufgelöst über den Herzzyklus den Blutfluss zu messen wurde 1986 von Nayler et al. publiziert [96].

Die Grundlage für das Phasenkontrast-Verfahren wurde schon in Kapitel 2.2 vorgestellt: bei Anwesenheit eines Magnetfeldgradienten erhält das MR-Signal von einem bewegten Messobjekt eine zusätzliche Signalphase, welche direkt proportional zur Geschwindigkeit des bewegten Objektes ist. Im Gegensatz dazu generiert das statische Gewebe keine zusätzliche Signalphase. Im Vergleich zum Tagging-Verfahren, bei welchem die Information aus den sich den Betragsbildern überlagernden Sättigungsmustern extrahiert wird, ist beim Phasenkontrast-Verfahren die funktionelle Information über die Dynamik des Gewebes in jedem Pixel enthalten. Dazu werden mehrere Datensätze mit unterschiedlicher Flusskodierung bei ansonsten gleichen Akquisitionsparametern aufgenommen, wobei die Flusskodierung typischerweise mittels bipolarer Gradienten in den entsprechenden Raumrichtungen durchgeführt wird. Durch die Subtraktion der resultierenden flusskodierten Phasenbilder von einem Referenzbild ohne Flusskodierung werden unerwünschte Phaseneffekte, beispielsweise von Magnetfeld-

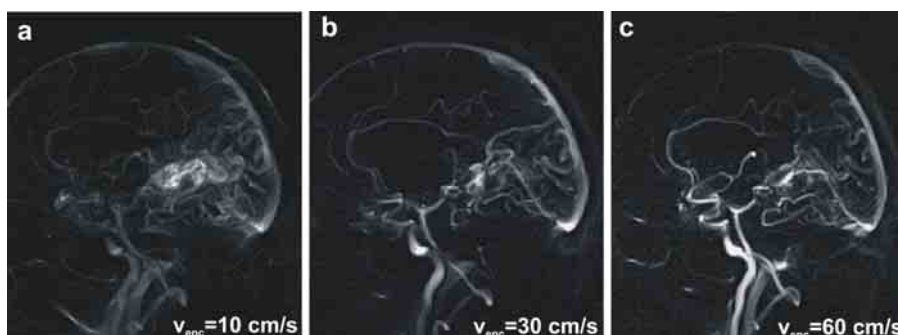


Abbildung 5.14: Phasenkontrast-Angiographie der Kopfgefäße aufgenommen mit drei verschiedenen v_{enc} -Faktoren. Bei kleinerem v_{enc} -Faktor sind kleinere Gefäße vermehrt sichtbar, da größere Gefäße mit höheren Flussgeschwindigkeiten Signal verlieren durch (mehrfache) Einfaltung der Signalphase (a); bei kleinerem v_{enc} -Faktor sind große Gefäße mit hoher Signalintensität sichtbar, während kleinere Gefäße im Rauschen untergehen (b).

inhomogenitäten, eliminiert.

Eine Anwendung in der klinischen Routine ist durch die Phasenkontrast-Angiographie gegeben, welche eine zwei- oder auch dreidimensionale Darstellung von Blutgefäßen erlaubt [34]. Dabei werden drei flusskodierte Datensätze aufgenommen und von einem nichtkodierte Referenzbild subtrahiert. Die Signalintensität der jeweiligen Pixel ist ein Maß für die lokalen Blutflussgeschwindigkeiten und demzufolge ist das Signal des stationären Gewebes vollständig unterdrückt. Nachteile der Phasenkontrast-Angiographie sind zum einen durch die lange Messzeit aufgrund der multiplen Akquisition von vier Datensätzen gegeben um alle drei Raumrichtungen zu kodieren. Zum anderen ist die Gefäßdarstellung limitiert durch die Wahl der Geschwindigkeitssensitivität v_{enc} . In Abbildung 5.14 sieht man eine Phasenkontrast-Angiographie der Kopfgefäße jeweils mit drei unterschiedlichen v_{enc} -Faktoren aufgenommen. Bei Einstellung eines kleineren v_{enc} -Faktors sind auch kleinere Gefäße besser dargestellt, da bei größeren Gefäßen mit höheren Blutflussgeschwindigkeiten das Signal reduziert wird durch Einfaltungen der Signalphase. Bei höheren v_{enc} -Faktoren dagegen sind die größeren Gefäßen besser dargestellt und kleine Gefäßstrukturen mit niedrigen Blutflussgeschwindigkeiten gehen im Rauschen unter.

Eine wichtige Anwendung in der kardiovaskulären Bildgebung ist die Bestimmung von Blutflussgeschwindigkeiten in den großen Gefäßen wie der Aorta oder Pulmonalarterie. In Kombination mit der Cine-Bildgebung erlaubt die Phasenkontrast-Bildgebung die zeitaufgelöste Quantifizierung und Analyse von Blutfluss [96]. Hier werden im allgemeinen die Geschwindigkeitskomponenten senkrecht zur Bildebene gemessen, welche dann wiederum senkrecht zum zu untersuchenden Gefäß positioniert wird. Insbesondere bei Herzklappeninsuffizienzen lässt sich damit der Anteil des durch die Klappenundichtigkeit bedingten Rückflussvolumens, das Regurgitationsvolumen, quantifizieren [88]. Abbildung 5.15 zeigt das Betragsbild und das Phasenbild einer Cine-Phasenkontrast-Aufnahme in der Systole sowie die gemittelten Geschwindigkeiten nach Segmentierung der Aorta aufgetragen über den Herzzyklus.

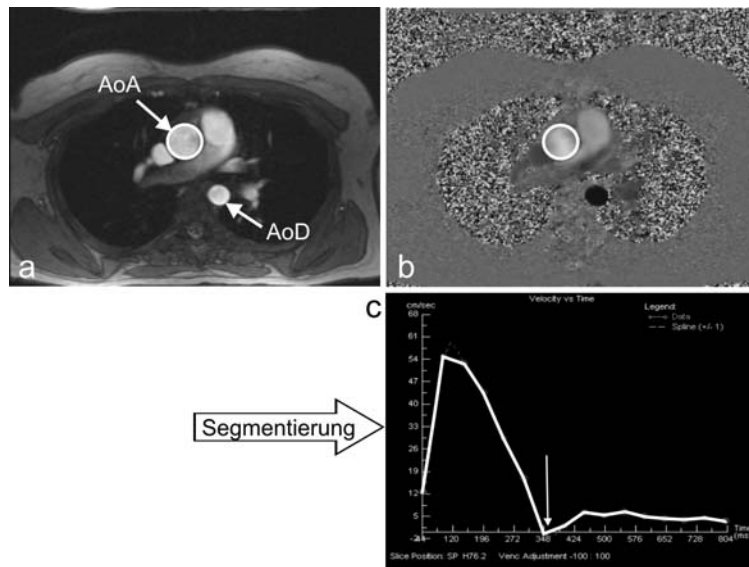


Abbildung 5.15: Cine-Phasenkontrast-Bilder bei einem gesunden Probanden in der Systole: a) Beträgsbild; b) Phasenbild. Der Grauwert eines jeden Pixels im Phasenbild entspricht der Blutflussgeschwindigkeit in diesem Pixel. Helle Pixel wie in der aufsteigenden Aorta (AoA: Aorta Ascendens) bedeuten Fluss aus der Bildebene heraus, dunkle Pixel Fluss in die Ebenen hinein wie bei der absteigenden Aorta (AoD: Aorta Descendens). c) zeigt die gemittelten Geschwindigkeiten nach Segmentierung der AoA aufgetragen über den Herzzyklus. Der leichte Anstieg nach dem Schließen der Aortenklappe (Pfeil) rührt von einer leichten Kontraktion der Aortenwand und unterstützt das Füllen der Koronargefäße und wird als Windkesseneffekt bezeichnet.

Neben der Erfassung von Blutfluss lassen sich auch andere bewegte Gewebestrukturen wie die der Herzwandbewegung quantifizieren. Erstmals wurden Messungen von Geschwindigkeiten der Herzwand 1984 von Van Dijk vorgestellt [127]. Die ersten Anwendungen des Phasenkontrast-Verfahrens für funktionelle Messungen am Myokard wurden von Pelc et al. publiziert, bei welchen die Auswertung anhand einer Umrechnung der Geschwindigkeiten in eine räumliche Verschiebung der Pixel im Myokard erfolgte, analog zur Bewegungsanalyse beim Tagging-Verfahren [102, 101]. Darüber hinaus wurden noch eine Reihe weiterer Arbeiten vorgestellt, die myokardiale Bewegungsparameter aus den Geschwindigkeitsfeldern berechnen wie beispielsweise Strain oder Geschwindigkeitsgradienten [133, 24, 144, 145, 6, 146, 116]. Eine direktere Darstellung der gemessenen Geschwindigkeiten lässt sich durch Umrechnung der Geschwindigkeitskomponenten innerhalb der gemessenen Schicht (in-plane-Geschwindigkeiten) in ein herz-intrinsisches Koordinatensystem erlauben [56, 84, 114, 83, 65].

Der prinzipielle Vorteil der Phasenkontrast-Methode gegenüber dem Tagging-Verfahren ist die direkte pixelweise Abbildung der funktionellen Information anhand der Bewegungsgeschwindigkeiten. Dies hat den Vorteil einer wesentlich höheren räumlichen Auflösung der funktionellen Information. Die gemessenen Geschwindigkeitsvektorfelder lassen eine direkte Analyse der Herzwandbewegung zu ohne dabei auf komplexe mathematische Modelle verwenden zu müssen, welche die Fehleranfälligkeit der Ergebnisparameter erhöhen. Ein Nachteil der

Phasenkontrast-Methode ist die geringere zeitliche Auflösung von ca. 60-100 ms aufgrund der zusätzlichen Messungen für die Geschwindigkeitskodierungen.

5.5 Myokardiale Vitalitätsdiagnostik

Die Identifizierung von verbliebener myokardialer Vitalität in Patienten mit regionaler oder globaler Störung der Herzfunktion nach Infarkt ist von großer klinischer Bedeutung für die Therapieplanung. In der MRT haben sich zwei Verfahren durchgesetzt, welche Aussagen über die Vitalität des Myokards geben, die First-Pass-Perfusions-Messung und das Delayed-Enhancement.

Mit der First-Pass-Perfusions-Messung ist es möglich, die erste Kreislaufpassage von Kontrastmittel (KM) zu verfolgen und eine absolute Quantifizierung der Myokardperfusion zu evaluieren [111]. Das MR-spezifische KM bewirkt eine starke Verkürzung der T_1 -Relaxationszeit des Blutes. Mit einer schnellen T_1 -gewichteten Gradientenecho-Sequenz kann man somit zeitaufgelöst das mit KM angereicherte Blut im Herzen durch die einzelnen Phasen des Blutkreislaufes verfolgen. Dies zeigt sich als eine stark erhöhte Signalintensität des Blutes aufgrund des KM. Abbildung 5.16 zeigt die repräsentativen Zeitpunkte einer First-Pass-Perfusions-Aufnahme, welche die Einflutung des KM in das Herz beschreiben. Unmittelbar nach venöser Applikation des KM ist das Blut in den Ventrikeln noch dunkel (a), dann erreicht das KM zuerst den rechten Ventrikel (b), danach den linken Ventrikel (c) und zuletzt gelangt es über die Koronararterien in das Myokard (d). Bei den Aufnahmen dieses Patienten ist ein deutlich minderperfundiertes Areal des Myokards erkennbar, welches sich in der dunkleren Signalintensität des geschädigten Myokards gegenüber dem gesunden und gut perfundierten hell erscheinenden Myokards abzeichnet.

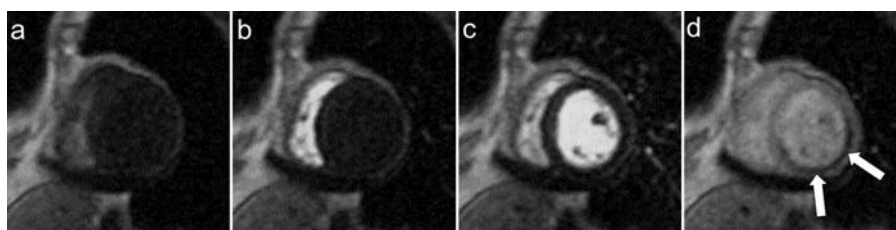


Abbildung 5.16: MR-Bilder eines Patienten im Kurzachsenschnitt aus einer First-Pass-Perfusions-Aufnahme welche den zeitlichen Verlauf des venös injizierten Kontrastmittels (KM) durch das Herz repräsentieren: a) KM hat das Herz noch nicht erreicht; b) KM hat den rechten Ventrikel erreicht; c) KM hat den linken Ventrikel erreicht; d) KM ist in das Myokard eingeschwenmt. In d) ist das minderperfundierte dunkler erscheinende Areal des Myokards deutlich zu sehen (siehe Pfeil).

Als Goldstandard etabliert hat sich mittlerweile die Delayed-Enhancement-Messung zur Untersuchung der Vitalität des Myokards nach Infarkt [68]. Nachdem das KM wieder aus dem gesunden Myokard 'ausgewaschen' ist (First-Pass), gibt es in dem geschädigten Myokard nach einigen Minuten langsam eine KM-Anreicherung, die mit einer geeigneten Bildgebungssequenz als Signalerhöhung dargestellt werden kann. Abbildung 5.17 zeigt schematisch das Signalverhalten

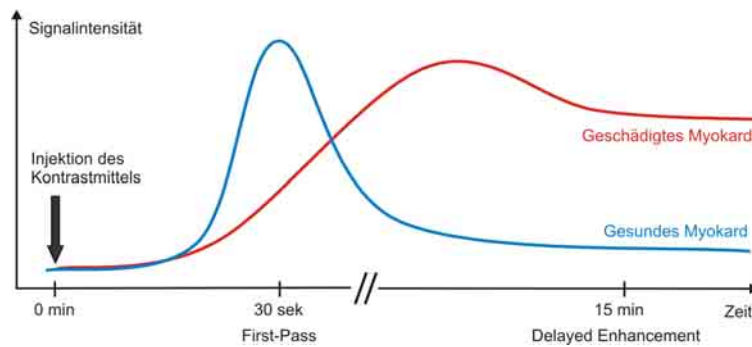


Abbildung 5.17: Signalverhalten mit einer T_1 -gewichteten Sequenz für das gesunde und das geschädigte Myokard in Abhängigkeit der Zeit nach der Kontrastmittelgabe.

mit einer T_1 -gewichteten Sequenz für das gesunde und das geschädigte Myokard in Abhängigkeit der Zeit nach KM-Gabe. Als Sequenz bedient man sich einer schnellen T_1 -gewichteten Gradientenecho-Sequenz mit einem vorgeschalteten 180° -Inversionspuls und einer Wartezeit TI (Inversionszeit). Das TI stellt man so ein, dass das gesunde Myokard gerade seinen Nulldurchgang in der Relaxationskurve hat und somit keinen Signalbeitrag gibt. Durch das angereicherte KM im geschädigten Myokard hat diese Gewebe schon den Nulldurchgang der Relaxation überschritten und trägt somit zum Signal bei. Abbildung 5.18 zeigt Delayed-Enhancement-Aufnahmen ca. 15 Minuten nach KM-Gabe bei einem Patienten mit einem ausgedehnten Infarkt in der apikalen Region des Herzens, wobei das gesunde Myokard dunkel ist und das geschädigte Gewebe aufgrund der späten KM-Anreicherung eine hohe Signalintensität aufweist.

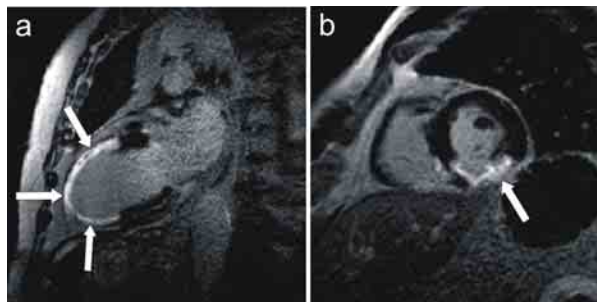


Abbildung 5.18: Zwei-Kammer-Blick (a) und Kurzachsenschnitt (b) eines Patienten mit einer Delayed-Enhancement-Sequenz aufgenommen. Die Regionen des nekrotischen Infarktgewebe, welche verspätet KM angereichert haben, zeichnen sich mit hoher Signalintensität gegenüber dem dunklen gesunden Myokard ab (siehe Pfeile).

Die Delayed-Enhancement-Messung erlaubt zwar eine Bestimmung der Infarktgröße des irreversibel geschädigten Myokards, kann jedoch keine funktionelle Erfassung des geschädigten Myokardareals nach Infarkt oder quantitative regionale Veränderungen der Kontraktion erfassen. Eine zusätzlich zum Delayed-Enhancement durchgeführte funktionelle Messung bietet auch quantitative Parameter, die für die Erfassung von vitalem Myokard von Nutzen sein können.

5.6 Messung der Herzmuskelfaserstruktur mit der MRT

Das Herz besteht in erster Linie aus Muskelzellen, welche in Fasern zusammengebündelt sind. Die Herzmuskelfasern sind anisotrop in der Herzwand angeordnet und sind unterteilt in subendokardiale und subepikardiale Regionen [47, 49]. Die Fasern haben eine um die Ventrikel herumlaufende Orientierung, sind aber in den subendo- und subepikardialen Schichten schräg in gegensätzlichen Richtungen angeordnet. Beim gesunden Herzen haben diese Schichten konsistente regionale Variationen der Orientierung innerhalb der Herzwand (siehe Abbildung 5.19).



Abbildung 5.19: Schematische Darstellung der schräg entgegengesetzten Orientierungen der subendo- und subepikardialen Schichten.

Die räumliche Anordnung der Herzmuskelfasern beeinflusst mechanische wie auch elektrische Eigenschaften des Herzens, d.h. die Kontraktion [129] wie auch die elektrische Erregungsausbreitung [21]. Abweichungen von den normalen Herzfaserstrukturen erscheinen in Krankheitsbildern wie der ischämischen Herzkrankheit [136] und der ventrikulären Hypertrophie [69].

Patienten mit einem vergrößerten (dilatierten) Herzen und sehr schlechter Pumpfunktion werden häufig einer Verkleinerung des Ventrikels unterzogen. Allerdings hat man bisher wenig Erfahrungswerte darüber wie diese Operation im Einzelfall am besten umzusetzen ist. So ist die Zahl der Patienten mit erfolgreichem Eingriff und anschließend verbesserter Herzfunktion recht niedrig. Daher wären Informationen über die Struktur und Orientierung der Herzmuskelfasern im menschlichen Herzen von großem Interesse bezüglich der prä- und postoperativen Evaluierung dieser Patienten. Basierend auf dem Bandmodell des Herzmuskels wird postuliert, dass die Ausrichtung der Herzmuskelfasern von grosser Wichtigkeit für die Funktion des Herzens ist [25]. Eine nicht-invasive Bestimmung der Muskelfaserrichtungen im Herz ist daher zur Untersuchung der Beziehung zwischen der Herzwandbewegung und der Geometrie der Fasern für die individuelle Herzmuskelfaserstruktur eines Patienten von hohem Interesse. Erste Ansätze zur Bestimmung der Muskelfaserrichtungen wurden mittels MR-Diffusionsbildgebung durchgeführt. Die Zuordnung der lokalen Muskelfaserrichtungen basiert auf der Annahme, dass die Diffusion von Wassermolekülen durch

die Brownsche Molekularbewegung größer ist in Richtung der Muskelzellen bzw. Fasern als senkrecht dazu, was zu einem anisotropen Diffusionstensor führt [128]. So wurde am isolierten Tierherzen die Möglichkeit der Diffusionsbildgebung *in vitro* demonstriert [60, 115]. Der erste *in vivo* Ansatz mit der MR-Diffusionsbildgebung Informationen über die Muskelfaserrichtungen im Herz zu erhalten wurde von Edelman et al. vorgestellt [36] und in neueren Arbeiten weiterentwickelt [107, 124, 28, 29, 125].

Ein intrinsischer Nachteil dieser Technik ist zum einen die Verwendung von Echo Planar Imaging-Techniken zur Signalauslesung, welche für die Anwendung am Herzen aufgrund von Suszeptibilitäts- und Bewegungsartefakten bisher keine adäquate und für den klinischen Alltag ausreichend robuste Bildqualität liefern. Darüber hinaus sind Diffusionsmessungen inhärent extrem bewegungsempfindlich. Die Messergebnisse werden daher in schwer zu kontrollierender Weise durch Überlagerung mit Atmungs- und EKG-bedingten Bewegungskomponenten verfälscht.

Bisher wurden keine Versuche unternommen aus funktionellen MR-Daten, wie sie beispielsweise von Phasenkontrast- oder Tagging-Aufnahmen geliefert werden, Rückschlüsse auf Informationen über Muskelfaserstrukturen der Ventrikel zu abzuleiten. Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung von Messmethoden basierend auf dem Phasenkontrast-Verfahren und eine Evaluierung der Daten mit dem primären Ziel Surrogatparameter zu finden, welche die Muskelfaserstrukturen des Herzens beschreiben.

Die Bewegung des Myokards ist das Ergebnis der komplexen zeitlichen und räumlichen Wechselwirkung der Kraftwirkung durch die Herzmuskelfasern, welche nacheinander durch die Erregungsleitungsbahnen aktiviert werden. Die Wechselwirkung mit dem Blutfluss durch die Herzkammern und dem Widerstand des ventrikulären Innenraums ist durch die Aktion der Herzklappen gesteuert und führt zu einem hohen Druck bei geschlossenen Klappen und während des Blutauswurfes in der isobaren Phase. Die gesamte Erfassung dieser Wechselwirkungen ist bei weitem noch nicht voll verstanden. Eine Rekonstruktion der Faserorientierungen aus Geschwindigkeitsdaten erfordert die Lösung eines inversen Problems der elektro-mechanischen Modellierung (siehe auch Abschnitt 9.2), welche die hemodynamischen Komponenten beinhaltet, und stellt eine beachtliche Aufgabe für die Zukunft.

6 Entwicklung von neuen Messmethoden

Nach der Einführung grundlegender Techniken für die kardiale MR-Bildgebung sowie deren Ansätze zur Analyse der Herzfunktion werden im folgenden Kapitel die entwickelten Messmethoden für die funktionelle kardiale Phasenkontrast MRT vorgestellt. Ziel der methodischen Entwicklung war die Erstellung eines in der klinischen Routine einsetzbaren flexiblen Messprotokolls, um eine reproduzierbare Quantifizierung von globalen und regionalen Bewegungsparametern der Herzwand durchzuführen.

6.1 Problemstellung

Die im Laufe dieses Kapitels vorgestellte implementierte Phasenkontrast-Sequenz erlaubt die Akquisition der gesamten geschwindigkeitskodierte Information zeitaufgelöst über den EKG-Zyklus einer Schicht innerhalb einer Atemanhaltephase [83]. Aufgrund der Messdauer, welche durch das Atemstillstandsintervall begrenzt ist, sind hier allerdings starke Limitationen bezüglich Parameter wie der Repetitionszeit TR bzw. zeitlicher und räumlicher Auflösung vorhanden. So ist beispielsweise für eine zeitliche Auflösung von 64 ms eine Dauer des Atemstillstandsintervall von 25 Herzzyklen notwendig 6.4.5, was je nach Zustand des Patienten nicht tolerierbar sein kann.

Für eine genauere Analyse des myokardialen Bewegungsmusters wie sie in den Abschnitten 8.2.1 und 7.4 bzw. 8.3 vorgestellt wird, ist jedoch eine höhere zeitliche oder räumliche Auflösung der Geschwindigkeitsinformation notwendig. So ist beispielsweise bei der Analyse der dreidimensionalen Geschwindigkeitsvektorfelder (Abschnitte 7.4 und 8.3) eine höhere räumliche Auflösung in Richtung der Schichtselektion von Wichtigkeit. Eine Reduzierung der Schichtdicke bedeutet eine Reduzierung des SNR, welche durch eine niedrigere Bandbreite (siehe Kapitel 1.3.4) oder auch einen niedrigeren v_{enc} -Faktor (siehe Kapitel 2.3) kompensiert werden kann. Beide Möglichkeiten bringen eine Verlängerung der Repetitionszeit TR mit sich, so dass die vollständig geschwindigkeitskodierte Akquisition nicht mehr innerhalb einer Atemanhaltephase durchgeführt werden kann.

In Kapitel 5.4 wurde die Methode der Navigatortechnik vorgestellt, um Messungen während freier Atmung durchzuführen. Die Anwendung der bisherigen Techniken dieser Bewegungskompensation können im Falle der Cine-Bildgebung zu Bildartefakten oder einer sehr langen Messdauer führen. Aus diesem Grunde wurde eine Methode für eine navigator-gestützte Cine-Bildgebung entwickelt

(Kapitel 6.2) um die Phasenkontrast-Messungen während freier Atmung durchzuführen (Kapitel 6.4.5).

Die entwickelte Navigatortechnik wurde in einer balanced-SSFP-Sequenz implementiert (Kapitel 6.3) und anhand der Analyse von den gängigen klinischen Herzfunktionsparametern gegenüber den konventionellen atemangehaltenen Messungen validiert (Kapitel 8.1).

6.2 Cine-Bildgebung mit Navigatortechnik

Die exakte Quantifizierung der globalen Herzfunktion basiert typischerweise auf einer lückenlosen Abdeckung in Kurzachsenschnitten über den gesamten linken Ventrikel von der Basis bis zum Apex. Dabei wird pro Atemanhalteperiode jeweils eine Schicht akquiriert. Neben der durch die Länge der Atemanhalteperiode gegebenen Limitation in zeitlicher und räumlicher Auflösung der Bilder, ist eine gewisse Kooperation der Patienten erforderlich, welche beispielsweise bei Patienten in schlechtem Gesundheitszustand nicht immer gegeben ist. Auch bei MR-Untersuchungen von Kindern ist dies besonders problematisch, da solche Patienten häufig während der Untersuchung sediert werden, und somit Messungen im Atemstillstand nicht durchgeführt werden können.

Neben den schon in Kapitel 5.4 vorgestellten Methoden um Messungen während freier Atmung durchzuführen, wurden die für Cine-Bildgebung geeigneten Echtzeit-Bildgebungsmethoden entwickelt [95, 72]. Statt einer k-Raumsegmentierten Datenaufnahme werden hier pro Herzzyklus mehrere Bilder mit jeweils der vollständigen Rohdatenmatrix aufgenommen. Nachteil dieser Methode ist eine inakkurate Schichterfassung während freier Atmung und vor allem eine sehr geringe zeitliche und räumliche Auflösung.

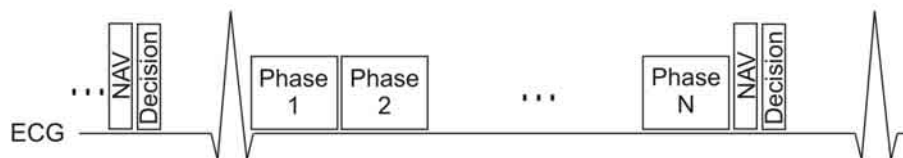


Abbildung 6.1: Aufnahmeschema für eine navigator-gestützte Cine-Messung mit einem Navigator pro Herzzyklus.

Die in Kapitel 5.4 vorgestellte Navigatortechnik hat ihre Hauptanwendung in der MR-Koronarangiographie [43, 132, 119]. Um durch den Herzschlag bedingte Bewegungsartefakte zu vermeiden, werden typischerweise Akquisitionsfenster von 60 bis 100 ms in der Enddiastole verwendet. Die restliche Zeit im Herzzyklus kann beispielsweise dazu verwendet werden, den Navigator zu applizieren und auszuwerten.

In der Cine-Bildgebung dagegen deckt das Akquisitionsfenster den gesamten Herzzyklus ab (siehe Abbildung ??). Hier führen zusätzliche Präparationen wie ein Navigator zu einem Informationsverlust innerhalb des Herzzyklus. Weiterhin können aufgrund des langen Akquisitionsfensters Daten während signifikanter Bewegung des Herzens durch Ein- oder Ausatmung aufgenommen werden, wenn nur ein Navigator pro Herzzyklus verwendet wird (siehe Abbildung 6.2).

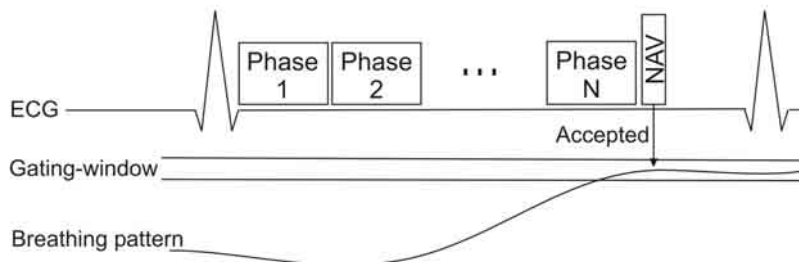


Abbildung 6.2: Schematische Darstellung, welche die Situation repräsentiert, wo Daten während signifikanter Bewegung aufgenommen werden aufgrund einer Ausatemungsphase unmittelbar vor Akquisition des Navigators.

Es wurden mehrere Arbeiten von navigator-gestützter Cine-Bildgebung vorgestellt [94, 13, 66, 71, 58]. Ein Nachteil dieser Studien war das lange Zeitfenster zur Aufnahme und Auswertung des Navigators zwischen 68 und 200 ms, was zu einem signifikanten Verlust an Information im Herzzyklus führt. In der Arbeit von Nagel et al. wurden zwei Navigatoren, einer zu Beginn und einer am Ende des Herzzyklus, verwendet [94]. Da die durchschnittliche Dauer der Expirationsphase mit 1.1 s in der Größenordnung des Akquisitionsfensters ist [122], kann diese Methode eine stark reduzierte Effizienz der Messung zeigen, d.h. ein großer Anteil der Daten müsste verworfen werden (siehe auch Kapitel 5.4). Ein breiteres Toleranzfenster würde die Effizienz der Messung erhöhen, allerdings auf Kosten der Bildqualität. Die Arbeit von Hofman et al. berichtet die Akquisition von Cine-Bildgebung mit mehreren Navigatoren pro Herzzyklus [58]. Durch eine retrospektive Auswertung der Navigatoren wurden die gesamten Daten 8 mal aufgenommen, was zu einer langen Messdauer führte. In der Arbeit von Bellenger et al. wurde eine FLASH-Sequenz mit einem Navigator am Ende jeden Herzzyklus verwendet. Daten wurden akzeptiert wenn die Position des Diaphragmas vom aktuellen und dem vorherigen Herzzyklus innerhalb des Toleranzfensters lag [13]. In diesen Arbeiten wurden keine Untersuchungen der Effizienz der Messung durchgeführt.

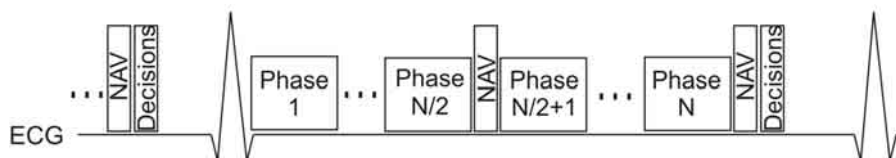


Abbildung 6.3: Aufnahmeschema für eine navigator-gestützte Cine-Messung mit zwei Navigatoren pro Herzzyklus.

Um die Nachteile der beschriebenen Methoden zu verbessern, wurde eine prospektive Navigatortechnik mit zwei Navigatoren pro Herzzyklus implementiert. Diese Strategie basiert auf jeweils einem zusätzlichen Navigator in der Mitte des Herzzyklus, so dass das Akquisitionsfenster in zwei Datenblöcke für jeden Herzzyklus unterteilt wurde (siehe Abbildung 6.3). Demzufolge liegt jeder Datenblock zwischen einem vor- und einem nachlaufenden Navigator. Die Evaluierung eines solchen Datenblocks basiert auf der Information jeweils beider Navigatoren. Dabei werden die beiden Datenblöcke unabhängig voneinander

analysiert um die Effizienz der Datenaufnahme zu erhöhen. Um das Timing zu optimieren werden die Navigatoren während des Herzzyklus lediglich akquiriert und die Evaluierung der Navigatoren erfolgt am Ende des Herzzyklus nachdem der zweite Navigator durchgeführt wurde (siehe Abbildung 6.3).

6.3 bSSFP-Cine-Bildgebung mit Navigatortechnik

Für die Evaluierung der Methode wurde die Navigatortechnik in eine bSSFP-Sequenz implementiert. Diese Sequenz ist in der klinischen Routine zur Bewertung der Herzfunktion aufgrund ihres hohen Kontrastes zwischen Blut und Myokard und des inhärent hohen SNR etabliert.

Hierbei ist zu beachten dass durch die Navigator-Präparation der Steady-State-Zustand der bSSFP-Sequenz unterbrochen wird. Um den Steady-State-Zustand zu erreichen werden eine bestimmte Anzahl von HF-Pulsen benötigt. Wenn während des Übergangs in den Steady-State-Zustand, der transienten Phase, Signaloszillationen auftreten, kommt es zu Artefakten in den Bildern. Mit einem initialen HF-Puls mit halbem Flipwinkel $\alpha/2$ lassen sich die Signaloszillationen während der transienten Phase vermeiden [27]. Abbildung 6.4 zeigt eine Simulation des Signalverhaltens über der Anzahl der HF-Pulse ohne $\alpha/2$ -Präparation (a) und mit $\alpha/2$ -Präparation (b). Ohne den $\alpha/2$ -Puls sind die Signaloszillationen in der transienten Phase deutlicher zu sehen bevor der Steady-State-Zustand erreicht ist. Diese können zu Bildartefakten führen, welche man mit dem $\alpha/2$ -Puls eliminieren kann.

Um Artefakte aufgrund der Navigator-Präparation zu vermeiden, kann man den aufgebauten Steady-State-Zustand speichern, indem man mit einem $\alpha/2$ -'Flipback'-Puls unmittelbar vor Navigator-Präparation die Transversalmagnetisierung in die z-Richtung zurück kippt und damit als reine Längsmagnetisierung speichert. Nach der Navigator-Präparation wird die Längsmagnetisierung mit einem zweiten $\alpha/2$ -Puls ausgelenkt, um den Steady-State-Zustand wiederherzustellen und mit der Datenakquisition fortzufahren. Dieses Verfahren wurde entwickelt um eine spektrale Sättigung des Signals von Fettgewebe während

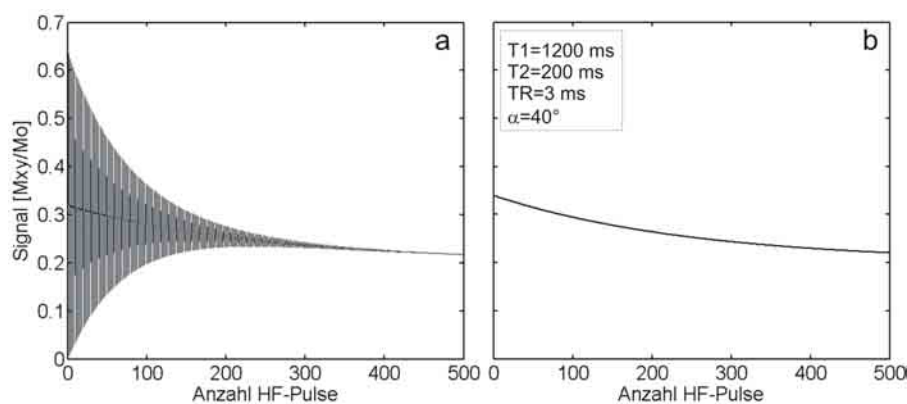


Abbildung 6.4: Simulation des Signalverhaltens einer bSSFP-Sequenz ohne (a) und mit (b) initialem $\alpha/2$ -Puls. Die Signaloszillationen ohne $\alpha/2$ -Puls können zu signifikanten Bildartefakten führen.

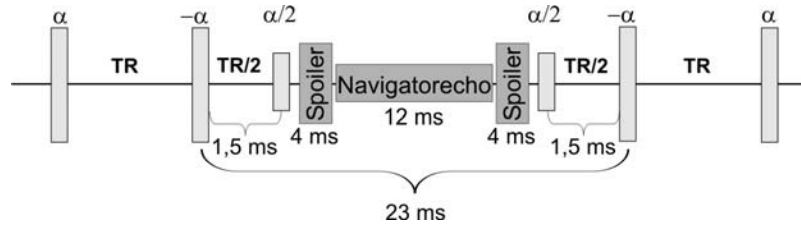


Abbildung 6.5: HF-Pulse und Timing zur Unterbrechung der bSSFP-Akquisition um den Navigator zu applizieren. Unmittelbar vor und nach dem Navigator wird ein $\alpha/2$ -Puls verwendet um die Magnetisierung als Längsmagnetisierung zu speichern.

einer bSSFP-Datenakquisition durchzuführen [112]. Abbildung 6.5 zeigt das Schema mit den HF-Pulsen und dem Timing einer solchen Unterbrechung der bSSFP-Sequenz um den Navigator auszuspielen.

Das Ausspielen eines Navigatorechos mit der Auswertung der Aufnahme nimmt in der Implementierung des Herstellers eine Zeit von 80 ms in Anspruch. Diese Implementierung bezieht sich auf der in Kapitel 5.4 vorgestellten Navigatortechnik für die Anwendung bei der MR-Bildgebung der Koronargefäße. Somit wurde bezüglich der in Abschnitt 6.2 vorgestellten Technik mit zwei Navigatorechos pro Herzzyklus eine hohe Priorität auf ein schnelles Timing der Navigatorechos und deren Auswertung gelegt.

Die gesamte Navigator-Präparation beinhaltet den $\alpha/2$ -Flipback-Puls, einen Spoilergradienten, das Navigator-Spinecho-Experiment, einen zweiten Spoilergradienten und den zweiten $\alpha/2$ -Puls. Die benötigte Zeit für den kompletten Präparationsblock beträgt 23 ms (siehe Abbildung 6.5). Die Zeit für die Auswertung der Navigatoren im Anschluss an den zweiten Navigatorblock beträgt 10 ms, so dass die benötigte Zeit für die Navigator-Steuerung pro Herzzyklus bei 56 ms liegt. Für die Messungen, welche in Kapitel 8.1 präsentiert werden, wurde eine Breite von 5 mm für das Toleranzfenster in end-expiratorischer Phase gewählt.

Um die Genauigkeit der navigator-gestützten Messungen zu überprüfen wurden Probanden und Patienten jeweils mit der konventionellen Atemanhaltetechnik und der Navigator-Sequenz unter freier Atmung gemessen und daraus die wichtigen Herzfunktionsparameter, end-diastolische und end-systolische Volumina, Auswurffraktion und Masse des Herzmuskels, verglichen. Des weiteren wurden bei den Probandenmessungen zusätzlich jeweils drei Schichten aufgenommen mit den in Abschnitt 6.2 beschriebenen zwei Messschemata mit einem Navigator pro Herzzyklus (siehe Abbildung 6.1), um die Effizienz der jeweiligen navigator-gestützten Messungen zu vergleichen.

Die Datenaufnahme erfolgte mit einer prospektiv getriggerten bSSFP-Sequenz mit einer kontinuierlichen HF-Anregung über den gesamten Herzzyklus (abgesehen von den Navigator-Präparationen). Die Sequenzparameter waren $TE/TR = 1,5/3,0$ ms, Bandbreite 890 Hz/Pixel, Akquisitionsmatrix 144×256 (FOV 270×340 mm, Auflösung $1,4 \times 1,4$ mm). Die zeitliche Auflösung betrug 47 ms innerhalb des EKG-Zyklus. Der Flipwinkel lag zwischen 40° und 50° um die eingestrahlte HF-Leistung (Specific-Absorption-Ratio, SAR) innerhalb der

zulässigen Grenzwerte zu halten. Alle Bilder wurden in Kurzachsenorientierung aufgenommen mit einer Schichtdicke von 8 mm. Der gesamte Ventrikel wurde durch lückenlos aneinander liegenden Schichten abgedeckt, um eine akkurate Funktionsanalyse des linken Ventrikels durchführen zu können.

6.4 Pulssequenz für die funktionelle kardiale Phasenkontrast MRT

Im folgenden soll im Detail auf die Implementierung der Phasenkontrast-Pulssequenz für die Quantifizierung der Herzwandbewegung vorgestellt werden. Es werden zwei relevante Techniken zur Unterdrückung von Bewegungsartefakten aufgrund der Herzwandbewegung und dem Blutfluss in den Ventrikeln erörtert. Neben dem Sequenztiming und den Sequenzparametern wird außerdem die Methode des View-Sharing vorgestellt, mit welcher sich die zeitliche Auflösung der funktionellen Information erhöhen lässt.

6.4.1 Geschwindigkeitskodierung

Das Prinzip der Geschwindigkeitskodierung mittels eines idealisierten bipolaren Gradientenpaares wurde bereits in Kapitel 2.2 vorgestellt. Unter Berücksichtigung der Rampenzeiten t_r beim Schalten des Gradienten mit der Plateaudauer t_p werden die Signalphasen nullter und erster Ordnung aus Gleichung 2.30 modifiziert zu

$$\begin{aligned}\Delta\Phi_0(r_k, T_G) &= 0, \\ \Delta\Phi_1(v_k, T_G) &= -\gamma(2t_r^2 + 3t_r t_p + t_p^2)G_k v_k(r_k).\end{aligned}\quad (6.1)$$

Abbildung 6.6 zeigt das Verhalten der Signalphase über die Schaltzeit T_G eines bipolaren Gradienten G_k unter Berücksichtigung der Rampenzeiten t_r . Die Verläufe repräsentieren die Berechnung für eine Geschwindigkeit $v_k = 20$ cm/s. Alle Messungen für die Analyse der Herzwandbewegung wurden im Kurzachsenschnitt durchgeführt (siehe Kapitel 5.2). Bei dieser Positionierung treten leicht

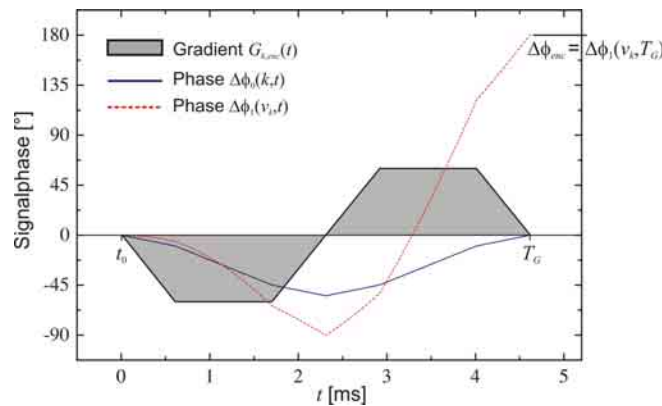


Abbildung 6.6: Zeitliche Entwicklung der Signalphase nullter und erster Ordnung für eine Geschwindigkeit v_k von 20 cm/s über die Schaltzeit T_G eines bipolaren Gradienten G_k in Richtung von k .

unterschiedliche Geschwindigkeiten in der Herzwandbewegung innerhalb der Messschicht (in-plane) und durch die Messschicht hindurch (through-plane) auf. Die zu erwartenden Maximalgeschwindigkeiten liegen für die in-plane-Bewegung bei ca. 10-15 cm/s und für die through-plane-Bewegung bei ca. 20-25 cm/s. Aus diesem Grund wurde die Geschwindigkeitssensitivität v_{enc} auf 20 cm/s in-plane und 30 cm/s through-plane gesetzt, um ein niedriges Phasenrauschen $SD(v_k)$ (siehe Kapitel 2.3) und keine Einfaltungen in der Signalphase zu erhalten (siehe Kapitel 2.2).

6.4.2 Fluss- und Bewegungskompensation

Wie schon in Kapitel 2.1 erwähnt, können aufgrund von Intra-view-Bewegungen zwischen HF-Anregung und Datenakquisition, welche durch die Herzbewegung und den Blutfluss bedingt sind, Artefakte in den MR-Bildern entstehen. Diese Artefakte resultieren aus Fehlkodierungen in der Signalphase und können durch spezielle Kompensationstechniken in der Pulssequenz minimiert werden [62, 51]. Dies ist an die Bedingung geknüpft, dass zum Zeitpunkt der Echomitte während der Datenakquisition die Summe der Signalphase $\Delta\Phi_n$ aller Ordnungen n Null ergibt in Auslese- und Schichttrichtung und gerade ϑ_{k-Raum} , die Phase bezüglich der Ortskodierung, in Phasenkodiertrichtung. Unter Annahme konstan-

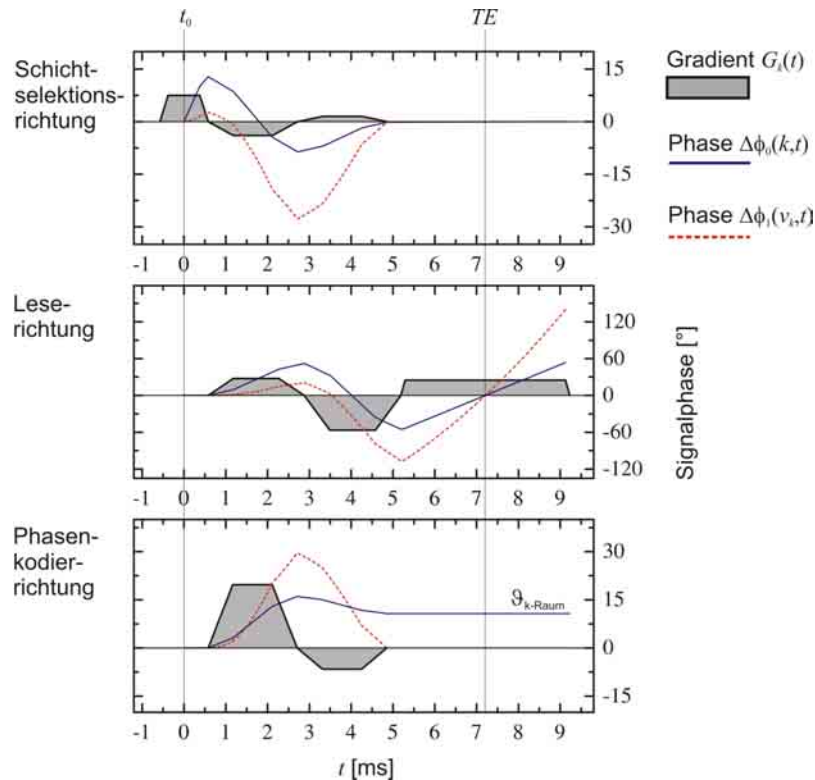


Abbildung 6.7: Schema einer Gradientenschaltung für eine Bewegungskompensation erster Ordnung. Die zeitliche Entwicklung der Signalphase nullter und erster Ordnung für eine Geschwindigkeit v_k von 20 cm/s über die Schaltzeit der Gradienten G_k in allen drei Raumrichtungen $k=x,y,z$.

ter Geschwindigkeiten zwischen HF-Anregung und Datenakquisition, welche für schnelle Gradientenecho-Sequenzen mit einem TR von wenigen Millisekunden ausreichend erfüllt ist, lässt sich diese Bedingung in einer beliebigen Raumrichtung k reduzieren zu

$$\Delta\Phi_0(r_k, TE) = 0 \quad \wedge \quad \Delta\Phi_1(v_k, TE) = 0 \quad (6.2)$$

in Auslese- und Schichtselektionsrichtung und

$$\Delta\Phi_0(r_k, TE) = \vartheta_{k-Raum} \quad \wedge \quad \Delta\Phi_1(v_k, TE) = 0 \quad (6.3)$$

in Phasenkodierrichtung. Mit diesen Randbedingungen lassen sich Gradientenschaltungen bestimmen, so dass die Signalphase erster Ordnung für alle Geschwindigkeiten verschwindet. An die Gradienten sind dabei noch zusätzliche Bedingungen durch Sequenzparameter geknüpft wie die Schichtdicke und die räumliche Auflösung. Abbildung 6.7 zeigt eine solche Gradientenschaltung, welche eine Bewegungskompensation nullter und erster Ordnung erzeugt. Die Signalphase nullter Ordnung ist bis auf ϑ_{k-Raum} in Phasenkodierrichtung zum Zeitpunkt der Echomitte Null, ebenso wie die Signalphase erster Ordnung in allen drei Raumrichtungen unabhängig vom Betrag der Geschwindigkeit.

Ein Nachteil dieser Methode ist die Zeit für einen zusätzlichen Gradienten. Dies führt zu einer Verlängerung von TE und TR und birgt damit einen Verlust an SNR aufgrund des T_2^* -Zerfalls bei Gradientenecho-Sequenzen.

6.4.3 Blutsättigung

Aufgrund des schnellen und turbulenten Blutflusses in den Ventrikeln lassen sich die daraus hervorgerufenen Artefakte mit der Flusskompensationstechnik aus Kapitel 6.4.2 nicht genügend unterdrücken. Die Anfälligkeit bezüglich flussinduzierter Artefakte wird noch zusätzlich durch die starken bipolaren Gradienten erhöht, da die Geschwindigkeiten des Blutflusses in den Ventrikeln deutlich höher liegen als die Geschwindigkeitssensitivität v_{enc} .

Mit einer Unterdrückung des Blutsignals lassen sich solche Flussartefakte vermeiden. Eine mögliche Präparation ist durch die Verwendung eines globalen 180° -Inversionspuls gegeben [35]. Nach einer bestimmten Wartezeit TI (Inversionszeit) nach dem Inversionspuls wird die HF-Anregung mit der Datenakquisition durchgeführt. Dabei kann man TI so wählen, dass die Längsmagnetisierung eines Gewebes gerade dann ihren Nulldurchgang in der $T1$ -Relaxationskurve hat und somit der Signalbeitrag des entsprechenden Gewebes verschwindet. Wenn man unmittelbar nach dem globalen 180° -Puls noch zusätzlich einen schichtselektiven 180° -Puls appliziert, dann hat das zur Folge, dass sich die Magnetisierung innerhalb der bildgebenden Schicht wieder in ihrem ursprünglichen Zustand befindet während die Spins außerhalb der Schicht nur einen 180° -Puls erfahren haben. Während der Wartezeit fließt das frische Blut mit invertierter Magnetisierung in die Schicht ein und liefert nach der Zeit TI keinen Signalbeitrag. Aufgrund der Wartezeit TI , welche im Falle einer Blutsättigung bei ca. 500 ms liegt, ist diese Methode für den Cine-Bildgebungsmodus nicht anwendbar. Deshalb wurde eine Präparationsmethode entwickelt, welche auf einer Sättigung mit einem 90° -Puls basiert anstelle zweier 180° -Inversionspulse [32, 56].

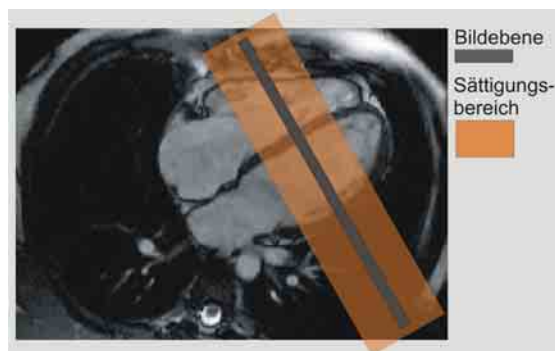


Abbildung 6.8: Schematische Darstellung des Prinzips der Blackblood-Präparation. Die Bildebene ist nicht vom Sättigungsbereich beeinflusst.

Diese Präparation, auch Blackblood-Präparation genannt, besteht aus einem HF-Puls mit einem Anregungsprofil, bei welchem der Bereich der Bildebene keine Sättigung erfährt, wohingegen im Bereich neben der Bildebene eine Sättigung durch den 90° -Puls generiert wird (siehe Abbildung 6.8). Das Anregungsprofil dieses Pulses ist in Abbildung 6.9 an einer Phantomaufnahme gezeigt. Nach Applizieren des Präparationspulses wird noch ein Spoilergradient geschaltet um die erzeugte Transversalmagnetisierung zu zerstören. Aufgrund des schnellen Blutflusses in den Ventrikeln fließt gesättigtes Blut unmittelbar nach dem Präparationspuls in die Bildebene hinein, so dass das Blut keinen Signalbeitrag liefert. Abbildung 6.10 vergleicht eine Kurzachsenaufnahme mit und ohne Blackblood-Präparation zur Demonstration der flussinduzierten Bewegungsartefakte in Phasenkodierrichtung.

Die Blackblood-Präparation muss aufgrund der T_1 -Relaxation ca. alle 100 bis 150 ms appliziert werden, um eine ausreichende Blutsättigung über den gesamten Herzzyklus zu gewährleisten. Aufgrund der kurzen Dauer der Blackblood-Präparation, d.h. der Sättigungspuls mit den Spoilergradienten, von 6 ms, ist der Informationsverlust innerhalb des Herzzyklus durch die Blutsättigung vernachlässigbar.

Da die Blutsättigung vom Blutfluss in den Ventrikeln abhängt, kann die Blut-

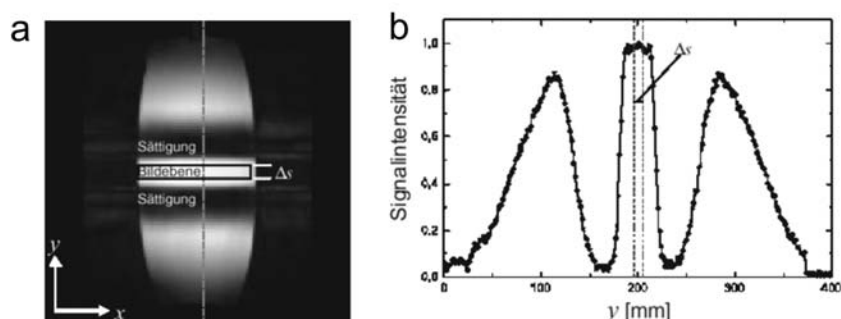


Abbildung 6.9: Demonstration des Sättigungsprofils der Blackblood-Präparation in einer Phantomaufnahme. Der Graph (b) zeigt das gemessene Signalprofil entlang der gestrichelten Linie im Betragsbild (a).

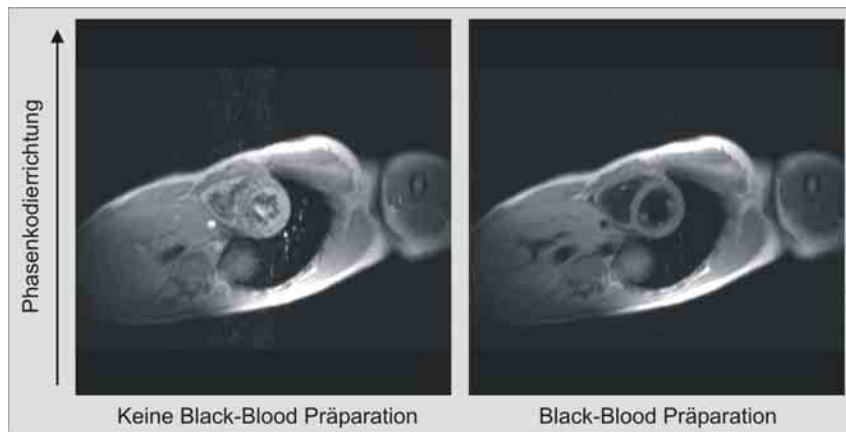


Abbildung 6.10: Kurzsachsaufnahme mit und ohne Blackblood-Präparation. Die flussinduzierten Bewegungsartefakte in Phasenkodierrichtung sind in der Aufnahme mit Blackblood-Präparation verschwunden.

sättigung bei Patienten mit stark reduzierter Herzfunktion und damit deutlich langsameren Blutfluss in den Ventrikeln von verminderter Qualität sein. Des Weiteren zeigt sich wegen dem geringeren Austausch von Blut im apikalen Bereich der Ventrikel eine schlechtere Blutsättigung, was aber gerade wegen des langsamen Blutflusses kaum zu Artefakten führt.

6.4.4 View-Sharing-Technik

Mit der View-Sharing-Technik lässt sich die zeitliche Auflösung von Cine-Sequenzen erhöhen [46, 31, 30, 82]. Dabei wird die hohe Korrelation zwischen den einzelnen Bildern der Herzphasen ausgenutzt. Bei dieser Technik werden äußere k-Raum-Zeilen zwischen den benachbarten Herzphasen geteilt, wohingegen der zentrale Bereich des k-Raumes mit jeder Herzphase vollständig akquiriert wird. Dieses Vorgehen basiert auf der Eigenschaft, dass in den zentralen Regionen des k-Raumes die meiste Signalenergie und damit der Kontrast des Bildes definiert ist, während in den äußeren k-Raum-Regionen die hohen Frequenzen kodiert sind, welche die Bildschärfe bestimmen (siehe Abbildung 6.11). Da im Bereich der sich bewegenden Herzkammern nur geringfügige Änderungen der Bildinformation vorliegen, lassen sich die Veränderungen der Herzbewegung mittels der View-Sharing-Technik in vielen Anwendungen ausreichend genau abbilden.

Im Falle der Phasenkontrast-Bildgebung ist die Kodierung der Geschwindigkeitsinformation relevant. Hier ist wichtig zu wissen, welcher prozentuale Anteil des zentralen k-Raumes-Bereiches mit jeder Herzphase akquiriert werden sollte bzw. welcher Anteil des äußeren k-Raumes-Bereiches geteilt werden kann, um eine ausreichende Information der Geschwindigkeiten in den Phasenbildern zu erhalten. Die zu erwartenden Intensitäten der Phasenbilder und die damit verbundene Geschwindigkeitsinformation können durch Simulationen auf Basis der Punktbildfunktion (PSF, siehe Kapitel 2.1.2) untersucht werden. Eine genaue Analyse der View-Sharing-Technik bei Phasenkontrast-Bildgebung findet sich in [82]. Es hat sich gezeigt, dass sich

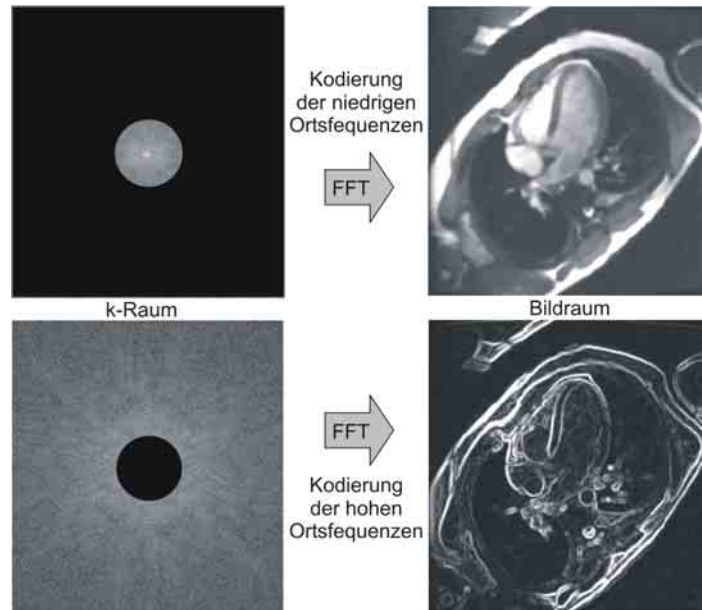


Abbildung 6.11: Rekonstruktion eines 4-Kammer-Blicks mit unterschiedlichen Bereichen des k-Raumes. Oben wurde der äußere k-Raum-Bereich entfernt bzw. mit Nullen aufgefüllt, unten wurde der dazu komplementäre zentrale k-Raum-Bereich entfernt. Während im oberen, leicht unscharfen Bild der Kontrast vollständig erhalten ist, zeigt das untere Bild ausschließlich die Kantenstrukturen des Objektes ohne Information über den Bildkontrast.

gute Abbildungen der Geschwindigkeitsinformation bei einer Akquisition von ca. 20% des k-Raumes im zentralen Bereich pro Herzphase realisieren lassen.

Abbildung 6.12 zeigt die Implementierung der View-Sharing-Technik für die Phasenkontrast-Pulssequenz für ein Beispiel in welchem die zentralen 4 k-Raum-Zeilen mit jeder Herzphase akquiriert werden, während 6 der äußeren k-Raum-Zeilen mit der nächsten Herzphase geteilt werden. Dies bedeutet dass 25% des k-Raumes im zentralen Bereich für jede Herzphase akquiriert werden. Für den Fall ohne View-Sharing-Technik werden hier pro Herzphase 16 k-Raum-Zeilen akquiriert. Mit der View-Sharing-Technik reduziert sich die Anzahl der akquirierten Zeilen auf 10, außer bei der ersten Herzphase, bei der auch alle 16 Zeilen akquiriert werden müssen. Somit lässt sich mit der View-Sharing-Technik eine Verbesserung der zeitlichen Auflösung um 37,5% erreichen.

Die View-Sharing-Technik ist für die vorgestellte Implementierung innerhalb der Phasenkontrast-Pulssequenz nur für das interleaved-Schema der für die k-Raum-segmentierten Datenaufnahme möglich (siehe Abbildung 5.8). Im Falle einer linearen k-Raum-Segmentierung nimmt man nur in einem bestimmten Herzzyklus Zeilen aus dem zentralen k-Raum-Bereich auf, so dass das vorgestellte Schema der Teilung bestimmter k-Raum-Zeilen nicht funktioniert. Für das implementierte interleaved-Schema gilt die entsprechende Sortierung der Aufnahme der k-Raum-Zeilen n_{k-Raum}

$$n_{k-Raum} = n_{Echo} * N_{EKG} + n_{EKG} \quad (6.4)$$

mit $n_{Echo} = 1, \dots, N_{Echo}$ und $n_{EKG} = 1, \dots, N_{EKG}$, wobei N_{Echo} die Anzahl der k-

Raum-Zeilen pro Herzphase ist und N_{EKG} die Anzahl der Herzzyklen beschreibt, bei der die komplette Rohdatenmatrix aufgefüllt ist.

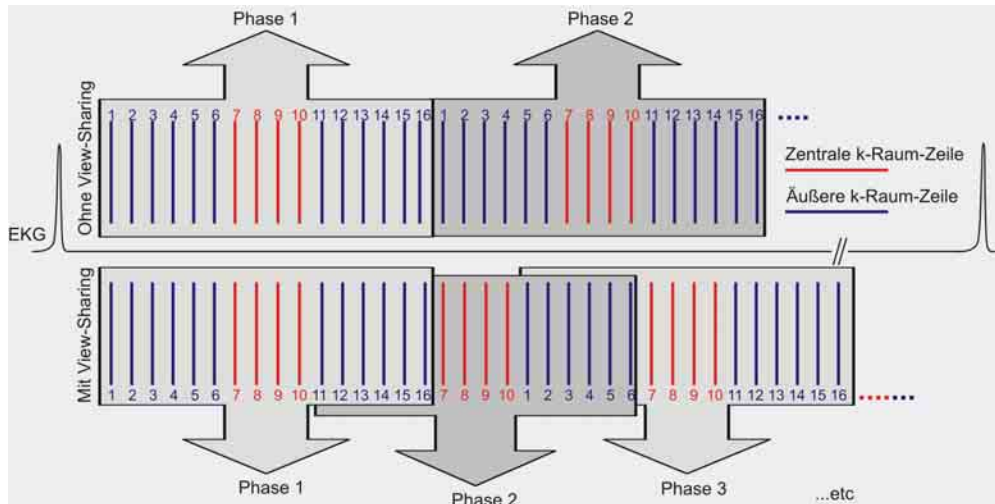


Abbildung 6.12: Implementierung der View-Sharing-Technik für die Phasenkontrast-Pulssequenz für ein Beispiel mit 16 k-Raum-Zeilen pro Herzphase. Die roten Linien beschreiben die zentralen k-Raum-Zeilen (7-10), die blauen Linien die Zeilen der äußeren k-Raum-Bereiche (1-6 und 11-16). Bei der konventionellen Technik ohne View-Sharing werden mit jeder Herzphase alle 16 Zeilen akquiriert. Mit View-Sharing benötigt man für die Herzphasen nur 10 Zeilen, die fehlenden 6 werden jeweils aus der vorherigen Phase kopiert um die komplette Rohdatenmatrix jeder Herzphase zu füllen.

6.4.5 Sequenztiming

Mit den in den Abschnitten 6.4.1 bis 6.4.4 vorgestellten Techniken und Parametern lässt sich das Timing der Pulssequenz für die Phasenkontrast-Bildgebung generieren.

Abbildung 6.13 zeigt die vollständige Phasenkontrast-Pulssequenz mit der Bewegungskompensations-Technik aus Kapitel 6.4.2. Der bipolare Gradient $G_{k,enc}$ wird jeweils entsprechend der Raumrichtung der Geschwindigkeitskodierung auf die anderen Gradienten addiert. Des weiteren wurde mittels eines reduzierten Dephasierungsgradienten in Leserichtung die Mitte des Signalechos innerhalb des Akquisitionsfensters um 30% vorgezogen. Dies bewirkt eine kürzere Echozeit TE und somit ein leicht erhöhtes SNR aufgrund des damit verbundenen geringeren T_2^* -Zerfalls.

Die implementierte Phasenkontrast-Sequenz auf Basis von atemangehaltenen Messungen stellte sich als ungenügend in Bezug auf die in Abschnitt 8.3 vorgestellten Ergebnisse des Tracking-Verfahrens heraus. Somit wurde die Sequenz auf Basis der in Abschnitt 6.2 vorgestellten navigator-gestützten Aufnahme-strategie mit zwei Navigatoren pro Herzzyklus weiterentwickelt. Dies erlaubt die Aufnahme der geschwindigkeitskodierten Phasenkontrast-Daten während freier Atmung, so dass man nicht mehr auf die limitierende Dauer von Atemanhalteperioden angewiesen ist und die zeitliche oder auch räumliche Auflösung

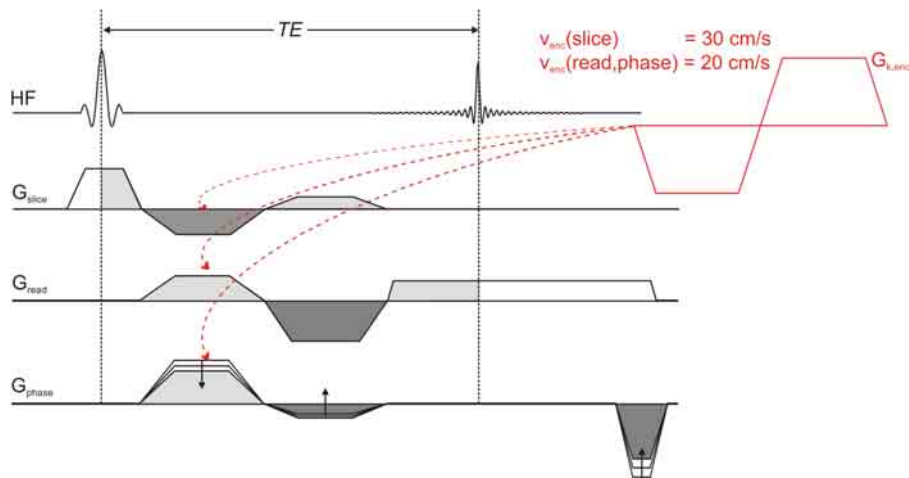


Abbildung 6.13: Grundlegendes Sequenz-Design für die Pulssequenz zur Phasenkontrast-Bildgebung. Der jeweils zusätzliche Gradient zwischen HF-Anregung und Datenauslesung dient der Flusskompensation. Die Geschwindigkeitskodierung erfolgt durch den zusätzlichen bipolaren Gradienten $G_{k,enc}$, welcher in den drei Raumrichtungen k auf die zwei Gradienten zwischen dem Schichtselektionsgradienten und dem Auslesegradienten aufaddiert wird.

erhöhen kann.

Der zeitliche Ablauf für die atemangehaltenen Messungen und die Messungen während freier Atmung ist in Abbildung 6.14 dargestellt. In der atemangehaltenen Messung (a) dient der erste EKG-Zyklus (cardiac cycle, cc) der Steady-

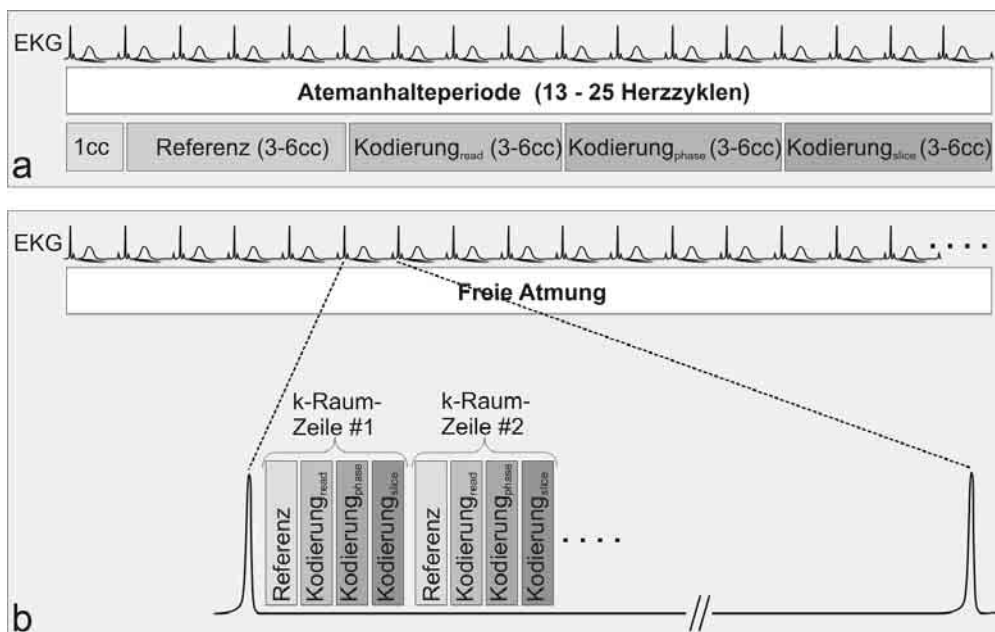


Abbildung 6.14: Sequenztiming für die atemangehaltenen Messungen (a) und die Messungen während freier Atmung (b). In (a) werden die Referenz- und geschwindigkeitskodierten Daten nacheinander aufgenommen, in (b) werden diese Daten für jede k -Raum-Zeile direkt hintereinander akquiriert.

State-Präparation (siehe Kapitel 1.3.2). In den folgenden vier Datenblöcken wird jeweils eine Cine-Serie der Referenz- und der drei geschwindigkeitskodierten Messungen aufgenommen. Je nach zeitlicher Auflösung der Cine-Sequenz liegt die Dauer der Atemanhalteperiode zwischen 13 und 25 Herzzyklen. Die zeitliche Auflösung mit der View-Sharing-Technik liegt dann im Bereich von 64 bis 115 ms.

Für die Messungen während freier Atmung (b) wurde eine verschachtelte (interleaved) Geschwindigkeitskodierung durchgeführt. Hier werden die Referenz- und die drei kodierten Messungen bei jeder k-Raum-Zeile unmittelbar hintereinander aufgenommen. Diese Art der Geschwindigkeitskodierung limitiert zwar das minimale Inkrement der zeitlichen Auflösung auf $4 \times TR$, ist aber wesentlich unempfindlicher gegenüber den natürlichen Schwankungen in der Länge des EKG-Zyklus. Gerade bei den längeren Messungen während freier Atmung sind diese Schwankungen deutlich häufiger und ausgeprägter als bei den kürzeren atemangehaltenen Messungen.

Der zeitliche Ablauf innerhalb eines EKG-Zyklus ist anhand der navigator-gestützten Sequenz mit der interleaved Geschwindigkeitskodierung und View-Sharing-Technik in Abbildung 6.15 dargestellt. Aufgrund der View-Sharing-Technik werden in der ersten Herzphase 12 HF-Anregungen durchgeführt, in allen weiteren Herzphasen dann nur noch 8 Anregungen. Für jede k-Raum-Zeile werden zuerst die Referenzmessung, und dann die kodierten Messungen in Lese-, Phasen- und Schichtrichtung durchgeführt. Der Blackblood-Puls wird hier jede zweite Herzphase ausgespielt, was bei einem TR von 6,4 ms einem Abstand von 102 ms ($8 \times TR$) entspricht. Die Häufigkeit mit welcher der Blackblood-Puls ausgespielt wird, hängt von gewählten zeitlichen Auflösung ab. In diesem Beispiel

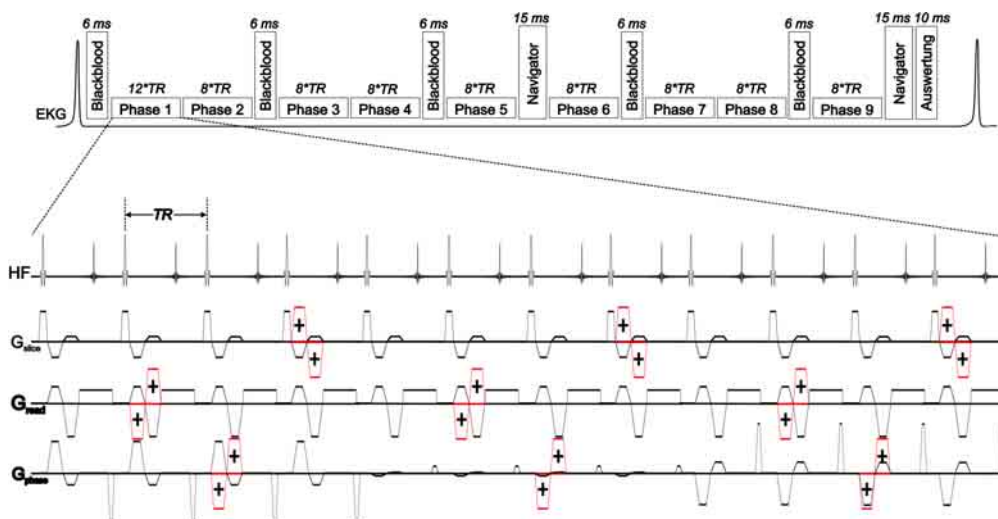


Abbildung 6.15: Zeitlicher Ablauf der EKG-getriggerten k-Raum-segmentierte Datenaufnahme innerhalb eines EKG-Zyklus für die navigator-gestützte Sequenz mit interleaved-Kodierung und View-Sharing-Technik. Die bipolaren Gradienten, welche auf die entsprechenden Gradienten aufaddiert werden, sind rot dargestellt. Durch die interleaved-Kodierung werden für jeweils eine k-Raum-Zeile vier HF-Anregungen hintereinander durchgeführt.

decken 9 Phasen den EKG-Zyklus ab, was bedeutet, dass der erste Navigator nach der fünften Herzphase ausgespielt wird, der zweite Navigator gefolgt von der Auswertung der beiden Navigatoren dann am Ende des Herzzyklus.

Die gesamte Navigator-Präparation beinhaltet das Navigator-Spinecho-Experiment mit einem anschließenden Spoilergradienten. Die Zeit für den kompletten Präparationsblock beträgt 15 ms, so dass die benötigte Zeit für die Navigator-Steuerung pro Herzzyklus bei 40 ms liegt. Für die Messungen, welche in Kapitel 8.3 präsentiert werden, wurde eine Breite von 5 mm für das Toleranzfenster in end-expiratorischer Phase gewählt.

6.4.6 Sequenzparameter

Neben der Optimierung des Sequenztiming und der k-Raum-Abtastung ist ein möglichst hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis für die Phasenkontrast-Bildgebung essentiell. Daher spielen Sequenzparameter wie beispielsweise der Flipwinkel, die Bandbreite, die Matrixgröße und die Schichtdicke eine wichtige Rolle.

Aufgrund der Implementierung einer schnellen Gradientenecho-Sequenz wurde als HF-Anregungspuls ein Sinc-Puls mit einer Dauer von 500 μs verwendet. Unter Berücksichtigung des Schichtprofils, der T_1 -Relaxationszeit des Herzmuskels und dem Ernstwinkel aus Gleichung 1.36 lässt sich zeigen, dass der optimale Anregungswinkel bei ca. 15° liegt [79].

Für alle Messungen wurde eine Rohdatenmatrix von 96×256 aufgenommen und durch Auffüllen von Nullen (Zero-Filling) auf eine Matrixgröße von 192×256 interpoliert. Mittels eines rechteckigen FOV mit einer Größe in Phasenkodier-richtung von 75% der Größe in Frequenzkodier-richtung wurde in den rekonstruierten Bildern eine isotrope Auflösung innerhalb der Bildebene erreicht.

Sequenzparameter	BH-Sequenz	FB-Sequenz
TE	4.5 ms	5.0 ms
TR	6.4 ms	8.1 ms
N_{Echo} (mit View-Sharing)	10	12
Matrix:		
Datenakquisition	96 x 256	96 x 256
Bild	192 x 256	192 x 256
FOV	340 x 255 mm	340 x 255 mm
Räumliche Auflösung	1.3 x 1.3 mm	1.3 mm x 1.3 mm
Schichtdicke	8 mm	5 mm
Bandbreite	650 Hz/Pixel	320 Hz/Pixel
Flipwinkel α	15°	15°
Zeitliche Auflösung	64 ms	64 ms
v_{enc} in-plane	20 cm/s	20 cm/s
v_{enc} through-plane	30 cm/s	30 cm/s

Tabelle 6.1: Sequenzparameter für die atemangehaltenen Messungen (BH-Sequenz) und die Messungen während freier Atmung (FB-Sequenz).

Für die in Kapitel 8.3.1 und 8.3.2 vorgestellten Ergebnisse zu den atemangehaltenen Messungen (Breath-hold, BH) und den Messungen während freier Atmung (Free-breathing FB) ist eine identische zeitliche Auflösung notwendig und ein vergleichbares Signal-zu-Rausch-Verhältnis. Da für die Messungen während freier Atmung primär eine geringere Schichtdicke im Vordergrund stand, wurde der Verlust an SNR durch die Wahl einer niedrigeren Bandbreite kompensiert. Die Sequenzparameter für ein Standardprotokoll, welche diese Bedingungen erfüllen, sind in Tabelle 6.1 für die jeweils zwei verschiedenen Strategien der Datenakquisition aufgeführt.

Die Sequenzen wurden mit einer flexiblen Wahl von Parametern wie die zeitliche Auflösung, die Geschwindigkeitskodierung v_{enc} , der Bandbreite, dem FOV, usw. implementiert. Abbildung 6.16 zeigt die graphische Benutzeroberfläche einiger Parameter, welche so implementiert wurden, dass die Sequenz die Flexibilität für weitere Anwendungen in der Quantifizierung von Bewegung liefert. Die Sequenz bietet beispielsweise die Möglichkeit, den Blutfluss in größeren Gefäßen zu messen, indem man eine through-plane-Kodierung verwendet, den v_{enc} -Faktor auf einen höheren Wert setzt und die Blackblood-Präparation ausschaltet. So wurden im Rahmen einer Studie mit dieser Sequenz Blutflussmessungen an den großen Beingefäßen durchgeführt [138].

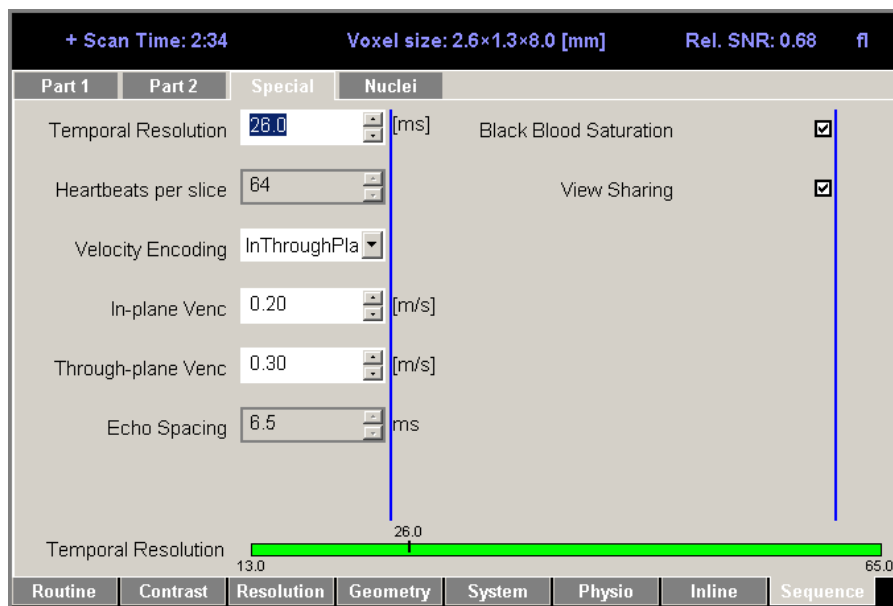


Abbildung 6.16: Graphische Benutzeroberfläche einiger zusätzlich implementierter Sequenzparameter.

6.4.7 Validierung

Zur Validierung der Messgenauigkeit der implementierten Phasenkontrast-Sequenzen standen zwei Phantome, ein Rotations- und ein Oszillator-Phantom, zur Verfügung. Das Rotationsphantom besteht aus einem flachen Zylinder mit der Rotationsachse in der Mitte des Zylinders. Bei bekannter Rotationsge-

schwindigkeit lassen sich die Geschwindigkeiten aus der Geometrie des Phantoms berechnen. Abbildung 6.17 zeigt die Auswertung der Longitudinalgeschwindigkeiten einer Schicht senkrecht zur Zylinderachse des Phantoms. In dem Graphen (c) sind die gemittelten Geschwindigkeiten der einzelnen Pixelreihen (gestrichelte Linien in b) innerhalb der Segmentierungsmaske (orange Linie in b) mit den dazugehörigen Standardabweichungen aufgetragen. Die rote darüber liegende Kurve gibt die theoretisch zu erwartenden Geschwindigkeiten an, welche eine gute Übereinstimmung mit den Messwerten zeigen. Die mittlere Standardabweichung liegt bei $0,29 \pm 0,12$ cm/s. und ist damit im Bereich von 3 % der Maximalgeschwindigkeiten der Phantombewegung.

Das Oszillator-Phantom besteht aus einem kleinen Behältnis, welches über eine Exzentrerscheibe eine eindimensionale periodische Bewegung ausführt. Bei

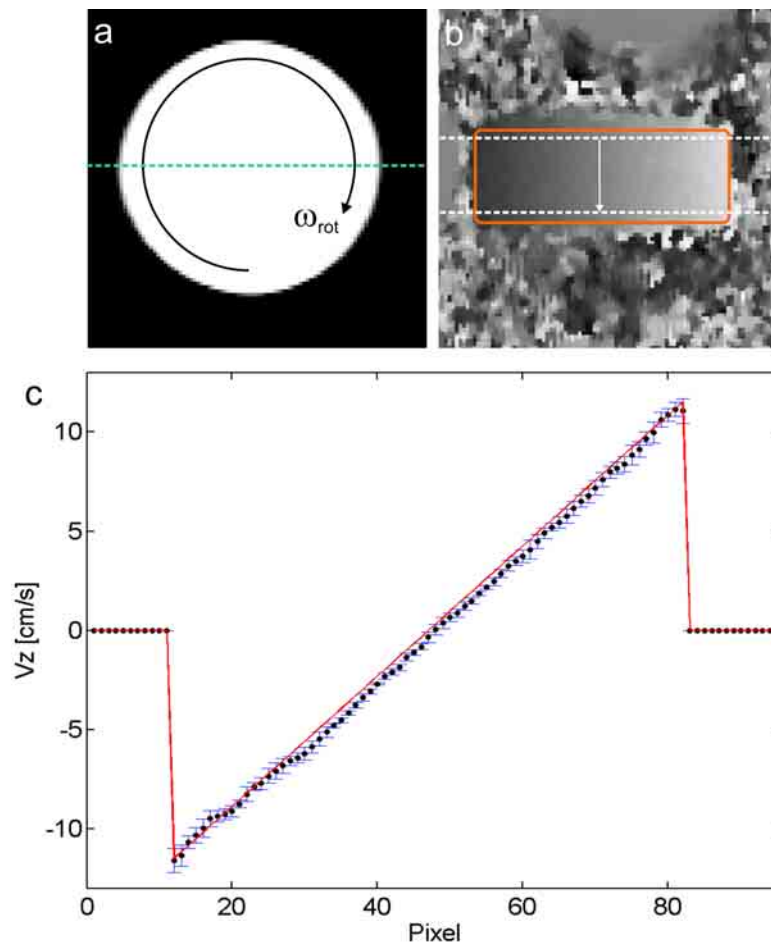


Abbildung 6.17: Auswertung der z -Geschwindigkeiten bei einer Schicht senkrecht zur Zylinderachse des Rotationsphantoms. a) Koronales Betragsbild; b) Phasendifferenzbild der z -kodierten Messung entlang der gestrichelten Linie in (a); c) gemittelte z -Geschwindigkeiten mit den dazugehörigen Standardabweichungen entlang der Pixelreihen innerhalb der orangefarbenen Segmentierungsmaske in b). Die rote durchgezogene Linie gibt die theoretisch zu erwartenden Werte an, welche aus der Rotationsgeschwindigkeit berechnet wurden.

maximaler Auslenkung des Phantoms wird ein Trigger-Signal ausgelöst, so dass zeitaufgelöste Messungen analog zur EKG-Triggerung des Herzens durchgeführt und k-Raum-segmentierte Daten über mehrere Oszillationsperioden akquiriert werden konnten. Mittels des Oszillator-Phantoms konnten auch die notwendigen Messungen zur Entwicklung der navigator-gestützten Sequenzen durchgeführt werden.

7 Berechnung von Funktionsparametern

Neben der Entwicklung der Pulssequenzen bildete die Nachverarbeitung der Phasenkontrast-Daten einen weiteren Schwerpunkt dieser Arbeit. Für die Extraktion von Informationen aus den Daten über die Funktion des linken Ventrikels und deren Visualisierung wurde ein umfassendes Software-Paket geschrieben. Die gesamten Prozeduren der Daten-Nachverarbeitung wurde implementiert auf Basis der datenorientierten Programmiersprache Matlab (The Math Works Inc., Natick, MA, USA).

7.1 Berechnung der pixelweisen Geschwindigkeiten

Um die in den Phasenbildern kodierte Geschwindigkeitsinformation der Herzwandbewegung zu extrahieren wurde ein standardisiertes Verfahren zur Weiterverarbeitung der Daten implementiert. Dieses Verfahren beinhaltet das Einlesen der vom MRT-Gerät bereitgestellten Daten, die Segmentierung der Bilder zur Berechnung der linksventrikulären Konturen, eine Bewegungskorrektur bezüglich globaler Translationsbewegungen des linken Ventrikels und die Transformation der Geschwindigkeiten in ein herz-intrinsisches Koordinatensystem.

7.1.1 Vorprozessierung

Nach der Messung liegen die Daten in Form von acht Cine-Bildserien vor, zum einen die Phasenbilder der Referenzmessung und den drei geschwindigkeitskodierte Messungen und zum anderen die vier jeweiligen Serien von Betragsbildern. Beim Einlesen der Daten werden die Bilder nach ihrer Schichtposition sortiert. Auf die ausgewählten Schichten erfolgt eine Ausschnittsvergrößerung auf den linken Ventrikel zur Reduzierung der Daten und genaueren Darstellung des linken Ventrikels. Anschließend werden aus diesen Rohdaten die Phasendifferenzbilder berechnet, so dass man nach Umskalierung für jede Schicht drei Cine-Serien erhält, welche die pixelweisen Geschwindigkeitskomponenten $v_k(x_i, y_j)$ mit $i = 1 : N_x$, $j = 1 : N_y$ und $k = x, y, z$ enthalten. Des Weiteren wird ein 3×3 -Medianfilter auf die Phasendifferenzbilder angewendet, um die Bewegungsmuster kantenerhaltend zu glätten und einzelne artefaktbedingte stark abweichende Pixel zu eliminieren.

Die vier Serien der Betragsbilder werden gemittelt und liefern so einen Gewinn im Signal-zu-Rausch-Verhältnis um einen Faktor $\sqrt{4} = 2$ im Vergleich zu den Einzelserien. Die Betragsbilder werden für die anschließende Segmentierung

der Daten verwendet (Abschnitt 7.1.2). Abbildung 7.1 zeigt das gemittelte Betragsbild und die drei Phasendifferenzbilder aus einer systolischen Herzphase aufgenommen bei einem gesunden Probanden mit einer zeitlichen Auflösung von 64 ms.

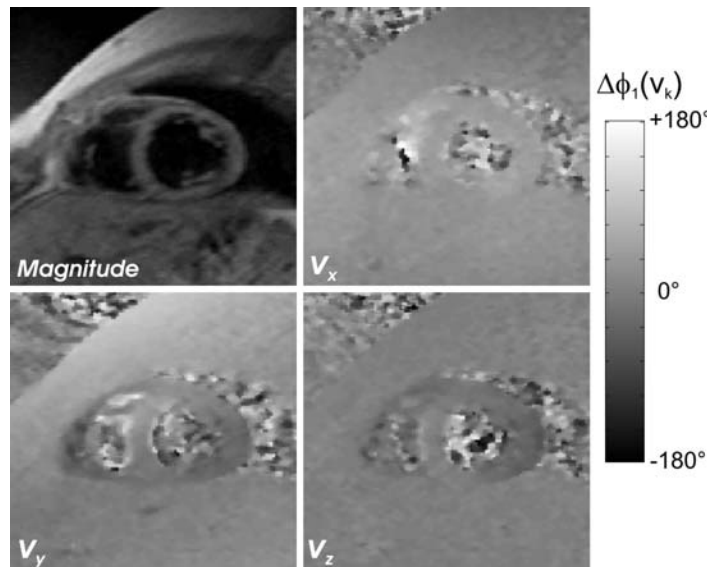


Abbildung 7.1: Das gemittelte Betragsbild und die drei Phasendifferenzbilder für eine systolische Herzphase. Die Variationen in der Signalphase entlang des Myokards entspricht den Geschwindigkeitskomponenten für die während der Systole auftretenden Kontraktion.

7.1.2 Segmentierung

Nach dem Einlesen der Daten erfolgt die Segmentierung der linksventrikulären Konturen auf Basis der gemittelten Betragsbilder. Hierfür wurde eine graphische Benutzeroberfläche entwickelt, mit welcher der Segmentierungsprozess interaktiv kontrolliert werden kann. Ziel war es eine robuste semi-automatische Segmentierung zu implementieren, welche einen möglichst schnellen und benutzerfreundlichen Segmentierungsprozess erlaubt. Der Benutzer muss jeweils für die Außen- (Epi) und Innenwand (Endo) des Myokards einzelne Punkte per Mausklick auf die Kontur setzen, so dass daraus direkt ein Polygonzug über diese einzelnen Punkte berechnet wird, welcher die linksventrikulären Konturen beschreibt (siehe Abbildung 7.2). Das Segmentierungsprogramm bietet dabei auch die Möglichkeit einzelne Punkte zu verschieben, hinzuzufügen, entfernen, oder auch den gesamten Polygonzug zu verschieben, aufzuweiten oder zu verkleinern. Des weiteren können für einen effizienten Segmentierungsprozess die Konturen einer Herzphase bzw. einer Schicht für weitere Phasen oder Schichten übernommen werden, so dass diese nur noch ein wenig angepasst werden müssen.

Die Segmentierungsdaten werden sehr effizient in Form der Polygonzüge gespeichert. Aus diesen können dann jederzeit die Segmentierungsmasken, welche die Pixel des Myokards beinhalten, berechnet werden. Nach der Segmentierung

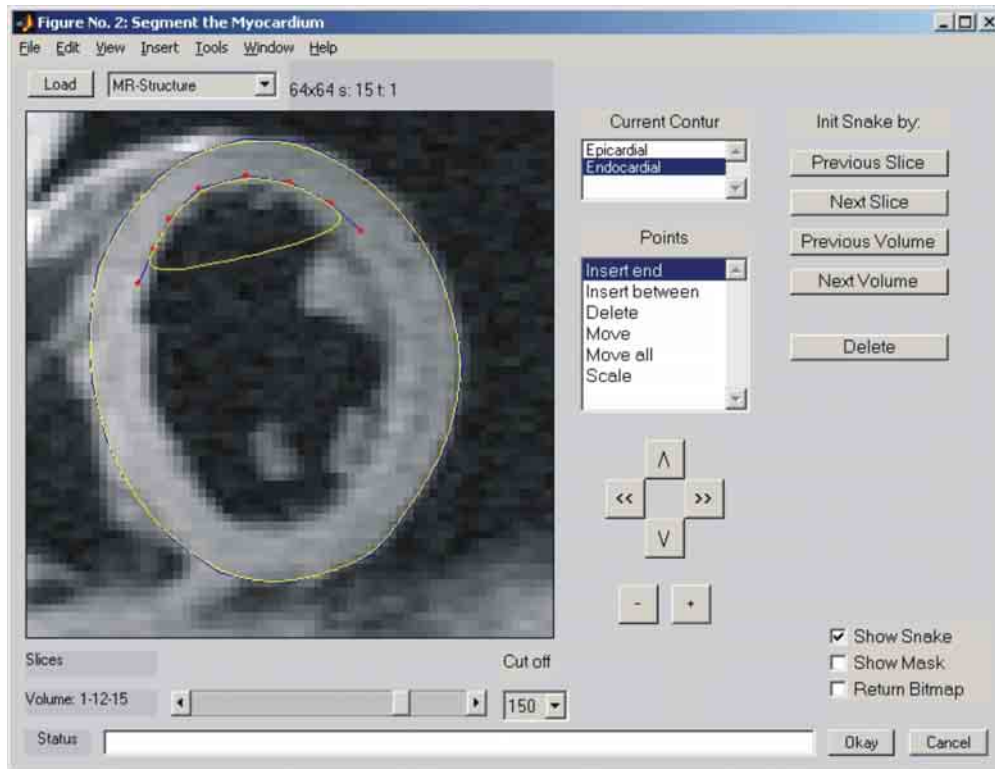


Abbildung 7.2: Graphische Benutzeroberfläche des Segmentierungsprogramms. Der Benutzer setzt jeweils auf die epi- und endokardiale Myokardkontur per Mausclick einzelne Punkte, über welche interaktiv ein Polygonzug berechnet wird (gelbe Linie).

werden alle weiteren Berechnungen auf den Bereich dieser auf dem Myokard des linken Ventrikels erzeugten Maske eingeschränkt.

7.1.3 Korrektur der globalen Bewegung

Im nächsten Schritt werden die Daten bezüglich globaler Translationsbewegungen des linken Ventrikels korrigiert um die tatsächliche Eigenbewegung des Herzens beurteilen zu können [79].

Hierfür wird zuerst eine Transformation des kartesischen Koordinatensystems der Pixel (x_i, y_j) in ein Polarkoordinatensystem (r_{ij}, φ_{ij}) durchgeführt. Mit den Segmentierungsmasken lässt sich der Massenschwerpunkt des linksventrikulären Myokards bestimmen, welcher als Ursprung des neuen Koordinatensystems dient (siehe Abbildung 7.3 links). Der Übergang erfolgt nach der Transformationsgleichung

$$x'_i = x_i - x_0 = r_{ij} \cos(\varphi_{ij}) \quad \text{und} \quad y'_i = y_i - y_0 = r_{ij} \sin(\varphi_{ij}). \quad (7.1)$$

Anschließend wird der linke Ventrikel in vier verschiedene Winkelareale aufgeteilt, welche sich aus symmetrisch durch den Mittelpunkt gelegten Schnittachsen ergeben (siehe Abbildung 7.3 rechts). Die jeweils gegenüberliegenden Winkelareale $\Delta\varphi_x$ und $\Delta\varphi_y$ innerhalb der Segmentierungsmaske werden zu den Flächen

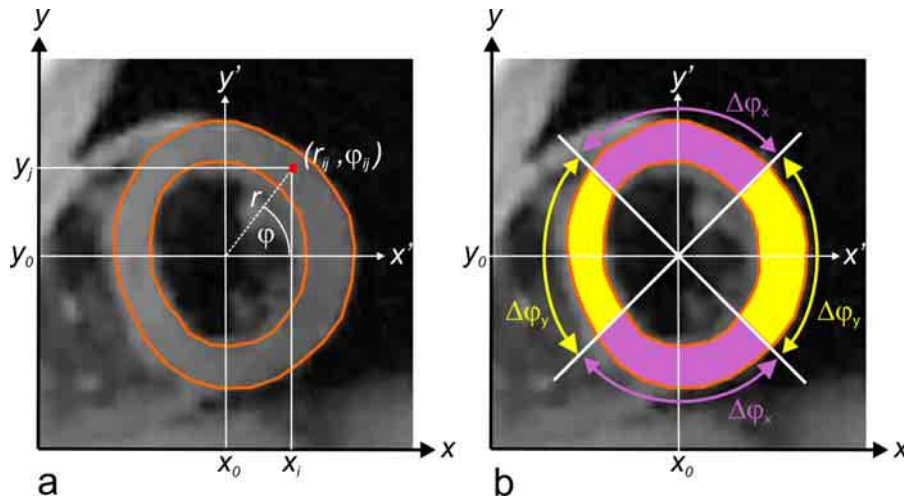


Abbildung 7.3: Definition der Koordinatensysteme für die Bewegungskorrektur (a). Der Ursprung des Polarkoordinatensystems liegt im Massenschwerpunkt des linken Ventrikels. Die Flächenareale A_x und A_y sind definiert über die zwei violetten ($\Delta\varphi_x$) und zwei gelben ($\Delta\varphi_y$) Bereiche.

A_x und A_y zusammengefasst und deren mittlere Geschwindigkeiten \bar{v}_x und \bar{v}_y berechnet. Diese werden von den lokalen Geschwindigkeiten des linken Ventrikels subtrahiert, so dass sich für die korrigierten Geschwindigkeitskomponenten

$$\begin{aligned} v'_{x,ij} &= v_x(x_i, y_j) - \frac{1}{N_{A_x}} \sum_{n,m \in A_x} v_x(x_n, y_m), \\ v'_{y,ij} &= v_y(x_i, y_j) - \frac{1}{N_{A_y}} \sum_{n,m \in A_y} v_y(x_n, y_m) \end{aligned} \quad (7.2)$$

ergibt, wobei N_{A_x} und N_{A_y} die Anzahl der Pixel innerhalb der Flächen A_x und A_y angeben. Die Flächenareale A_x und A_y sind der Herz Anatomie so angepasst, dass kartesische Geschwindigkeitskomponenten, die in erster Linie die Kontraktion bzw. Expansion reflektieren, von der Mittelwertbildung ausgeschlossen sind und die Korrektur aufgrund der symmetrischen Anordnung zusätzlich invariant gegenüber Rotationsbewegungen des Myokards ist.

In z -Richtung werden die Mittelwerte der Geschwindigkeiten innerhalb der Segmentierungsmasken einer Schicht bestimmt und über den Herzzyklus aufsummiert. Hieraus wird dann der Offset des v_z -Zeitverlaufes bestimmt und als Korrekturfaktor von dem Verlauf subtrahiert.

7.1.4 Transformation in ein herz-intrinsisches Koordinatensystem

Im letzten Schritt werden die kartesischen Geschwindigkeitskomponenten umgerechnet in radiale und tangential Geschwindigkeitskomponenten. Diese unterteilen die Bewegung des Herzens in eine radiale Komponente, welche die Kontraktion bzw. Expansion des Myokards beschreibt, und eine tangential Komponente, welche die Rotation des Myokards ausdrückt. Die Umrechnung kann wahlweise auf zwei verschiedene Arten stattfinden:

- Mittels des in Abschnitt 7.1.3 erzeugten Polarkoordinatensystems lassen sich die korrigierten kartesischen Geschwindigkeiten $(v'_{x,ij}, v'_{y,ij})$ umrechnen in eine radiale Komponente $v_{r,ij}$ und eine tangentielle Komponente $v_{\varphi,ij}$ nach der Transformationsgleichung

$$\begin{aligned} v_{r,ij} &= \frac{v'_{x,ij}x'_i + v'_{y,ij}y'_j}{r_{ij}} \\ v_{\varphi,ij} &= \frac{v'_{x,ij}y'_j - v'_{y,ij}x'_i}{r_{ij}} \end{aligned} \quad (7.3)$$

mit $x'_i = x_i - x_0$, $y'_j = y_j - y_0$ und $r_{ij} = \sqrt{x_i'^2 + y_j'^2}$.

- Mittels der Polygone, welche die epi- und endokardialen Konturen bilden, lassen sich radiale und tangentielle Geschwindigkeitskomponenten bestimmen, welche besser an die Form des Myokards angepasst sind. Hierbei wird zu jedem Pixel in der Maske der nächstliegende Punkt auf jeweils dem epi- und endokardialen Polygon bestimmt. An diese Polygonpunkte wird eine Tangente gelegt und anschließend eine resultierende Tangente aus gewichtet mit den Abständen der Maskenpixel zu den nächsten Polygonpunkten bestimmt. Die tangentielle Geschwindigkeitskomponente resultiert aus der Projektion des kartesischen Geschwindigkeitsvektors \vec{v}_{xy} auf diese Tangente, die radiale Komponente aus der Projektion senkrecht dazu. Diese Berechnung ist insbesondere bei Patienten mit stärkeren Abweichungen von einer runden Ventrikelgeometrie beispielsweise aufgrund eines Infarktareal oder eines dilatierten Ventrikels von Vorteil.

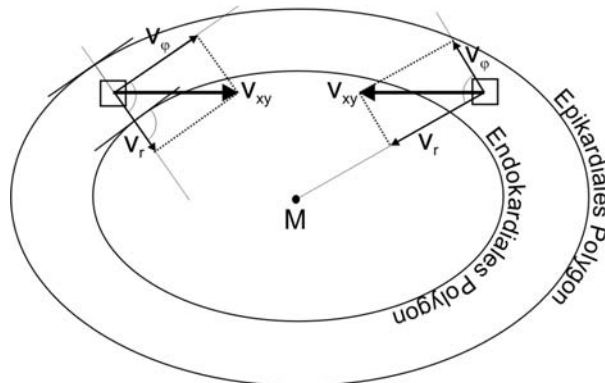


Abbildung 7.4: Bestimmung der Radial- und Tangentialgeschwindigkeiten v_r und v_{φ} mittels Projektion des Geschwindigkeitsvektors \vec{v}_{xy} auf die epi- bzw. endokardialen Konturen (links) und mittels Projektion von \vec{v}_{xy} auf ein Polarkoordinatensystem mit dem Ursprung M (rechts). Aufgrund der Abweichung von einer runden Ventrikelgeometrie ergibt sich jeweils ein Unterschied im Betrag von v_r und v_{φ} zwischen den beiden Verfahren.

Der Unterschied der beiden Methoden zur Bestimmung die Radial- und Tangentialgeschwindigkeiten wird in Abbildung 7.4 anhand eines von einer runden Geometrie abweichenden Ventrikels schematisch dargestellt.

Die Konvention des Vorzeichens wurde so gewählt, dass positive radiale Geschwindigkeiten die Kontraktion des Herzens beschreiben, d.h. eine zum Mittelpunkt des Herzens gerichtete Bewegung, und positive tangentielle Geschwindigkeiten eine Rotation des Herzens im Uhrzeigersinn bedeuten. Dabei betrachtet man die einzelnen Kurzachsenschnitte stets in Richtung vom Apex zur Herzbasis hin.

7.2 Visualisierung und Weiterverarbeitung

Neben der standardisierten Verarbeitung der Daten aus den Abschnitten 7.1.1 bis 7.1.4 wurden verschiedene Visualisierungsmodi zur Darstellung der erhaltenen Informationen sowie die Möglichkeit der Bestimmung weiterer Parameter wie die Korrelationsanalyse implementiert. In den folgenden Abschnitten werden die verschiedenen Modalitäten erläutert.

7.2.1 Farbkodierte Darstellung der Geschwindigkeitskomponenten

Zur Charakterisierung der Myokardbewegung werden die mittleren Geschwindigkeiten für die radiale, die tangentielle und die longitudinale Komponente über den EKG-Zyklus für den gesamten linken Ventrikel berechnet. Die pixelweisen Geschwindigkeitskomponenten können als farbkodierte Maps für jede Herzphase und Schichtposition dargestellt werden. Des Weiteren werden aus den kartesischen Geschwindigkeitskomponenten innerhalb einer Schicht pixelweise Geschwindigkeitsvektorfelder generiert zur Darstellung des Bewegungsablaufs innerhalb der Segmentierungsmaske. Die Länge der Vektoren gibt dabei den Betrag der Geschwindigkeiten an, die Orientierung die Richtung der Geschwindigkeiten. Abbildung 7.5 zeigt diese Visualisierungsmodi der einzelnen Geschwindigkeitskomponenten anhand jeweils einer systolischen und einer diastolischen Herzphase in einer basalen Schicht eines gesunden Probanden. Positive Werte (rot) entsprechen dabei nach innen gerichteter Bewegung, Rotation im Uhrzeigersinn und Bewegung in Richtung von der Herzbasis zum Apex hin, negative Werte jeweils umgekehrt (blau). Dabei schaut man in Richtung vom Apex zur Herzbasis auf die Bilder.

7.2.2 ROI-Analyse

In interaktiv selektierbaren ROI's (Region-of-interest) lassen sich die Mittelwerte der regionalen Geschwindigkeitskomponenten im Zeitverlauf über den EKG-Zyklus darstellen, um Bewegungsmuster in pathologischen Arealen mit anderen Arealen vergleichen zu können. Hierbei wird der linke Ventrikel in 24 Winkelareale aufgeteilt, wobei jedes dieser Segmente noch einmal in einen epi- und einen endokardialen Bereich unterteilt wird.

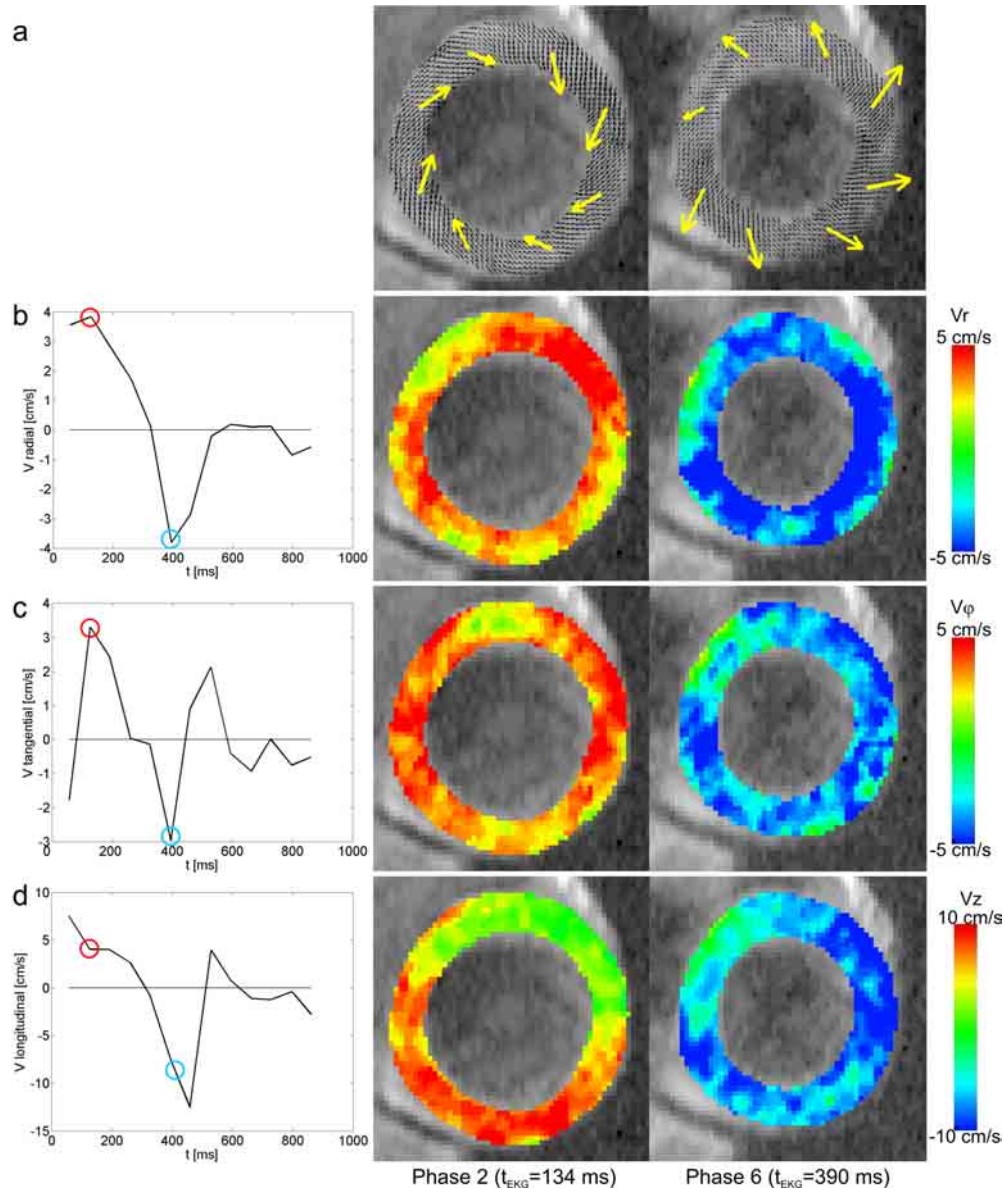


Abbildung 7.5: Darstellung der in den Phasenkontrast-Daten enthaltenen Geschwindigkeitsinformationen für jeweils eine systolische und eine diastolische Herzphase. a) pixelweise Geschwindigkeitsvektorfelder der in-plane-Geschwindigkeitskomponente mit den Mittelwerten der Geschwindigkeitsvektoren in acht linksventrikulären Winkelbereichen zur besseren Visualisierung (gelbe Pfeile). b)-d) Geschwindigkeits-Zeitverläufe mit den dazugehörigen farbkodierten pixelweisen Geschwindigkeiten der Radial-, Tangential- und Longitudinalkomponente. Die zwei ausgewählten Herzphasen sind anhand der kleinen Kreise auf den Zeitverläufen gezeigt (rot - Systole; blau - Diastole).

Als Referenzpunkt für die Winkelunterteilung kann der Benutzer per Mausklick einen Markierungspunkt festlegen anhand dessen ein herzintrinsisches Koordinatensystem festgelegt wird. Typischerweise wählt man als Markierungspunkt den Ansatzpunkt des rechten Ventrikels an den linken Ventrikel, um so interindividuelle Vergleiche zwischen Patienten durchführen zu können. Abbildung 7.6 gibt ein Beispiel für eine ROI-Analyse an einem gesunden Probanden. Für jede der zwei ROI's wurden sechs Segmente ausgewählt (jeweils 3 epi- und 3 endokardiale Segmente) mit den jeweiligen mittleren Zeitverläufen der Geschwindigkeitskomponenten. Bei Probanden weisen dabei die resultierenden Bewegungsverläufe eine hohe Konsistenz ohne Berücksichtigung der epi- und endokardialen Unterteilung in den einzelnen Winkelarealen auf. Zwischen den epi- und endokardialen Regionen gibt es insbesondere Unterschiede in der Amplitude der Radialgeschwindigkeiten (siehe Abbildung 7.12).

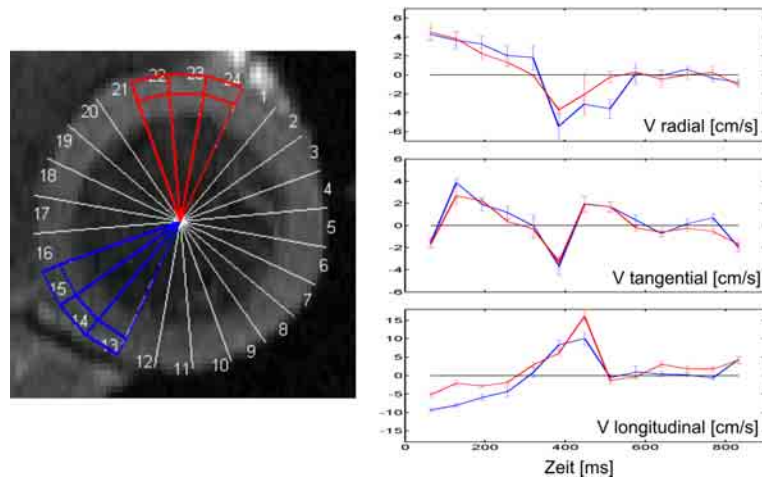


Abbildung 7.6: Bei der ROI-Analyse setzt der Benutzer einen Markierungspunkt, typischerweise den Ansatzpunkt des rechten Ventrikels. Ausgehend von diesem Punkt wird der linke Ventrikel in 24 Winkelareale aufgeteilt, davon ist jedes Winkelareal noch in einen epi- und einen endokardialen Bereich aufgeteilt. Von den ausgewählten ROI's können dann die Zeitverläufe der Geschwindigkeitskomponenten ausgegeben werden.

7.2.3 Korrelationsanalyse

Eine weitere Darstellung von Bewegungsstörungen in der Herzwand ist durch die Korrelationsanalyse gegeben [10]. Dabei wird die zeitliche Entwicklung der Radialgeschwindigkeiten in definierten Arealen des Ventrikels mit einem Referenzzeitverlauf verglichen.

Hierbei wird der linke Ventrikel in 24 Winkelareale j aufgeteilt (siehe Abbildung 7.7), in denen die mittleren radialen Geschwindigkeiten $v_{r,j}$ bestimmt werden. Anschließend werden die Korrelationskoeffizienten cc_j in den Winkelarealen berechnet zu

$$cc_j = \frac{\sum_i (v_{r,ij} - \bar{v}_{r,j})(v_{ref,i} - \bar{v}_{ref})}{\sqrt{\sum_i (v_{r,ij} - \bar{v}_{r,j})^2} \sqrt{(v_{ref,i} - \bar{v}_{ref})^2}}. \quad (7.4)$$

Dabei werden die mittleren radialen Geschwindigkeiten $v_{r,j}$ mit dem Zeitverlauf der mittleren globalen Radialgeschwindigkeiten $v_{ref,i}$ als Referenz über $i = 1, \dots, N$ Herzphasen korreliert. Beide Zeitverläufe werden verschoben mit ihren zeitlichen Mittelwerten $\bar{v}_{r,j}$ und \bar{v}_{ref} zusätzlich normalisiert. Die Wahl der mittleren globalen Radialgeschwindigkeiten $v_{ref,i}$ als eine interne Referenzfunktion basiert auf der Annahme, dass die zeitliche Entwicklung einer solchen Referenzfunktion die intakte Kontraktilität des Ventrikels reflektiert [83]. Da die Zeitverläufe normalisiert werden, bestimmt nur die Form der unterschiedlichen Zeitverläufe die resultierenden Korrelationskoeffizienten cc_j , wohingegen unterschiedliche Amplituden nicht berücksichtigt werden. Lokale Wandbewegungsstörungen zeigen in der Regel unterschiedliche Bewegungsmuster und führen so zu reduzierten oder auch negativen Korrelationskoeffizienten, welche im Bereich zwischen -1 und 1 liegen können. Bei einer normalen Kontraktilität liegen die Werte für cc im Bereich von 1. Abweichungen von der normalen Kontraktilität werden klassifiziert nach reduzierten (hypokinetisch), nicht mehr vorhandenen (akinetisch) und gegenläufigen (dyskinetisch) lokalen Herzwandbewegungen. Reduzierte positive Korrelationskoeffizienten entsprechen einer hypokinetischen Bewegung, Werte nahe 0 einer akinetischen Bewegung und negative Werte drücken dyskinetische Bewegungsmuster aus.

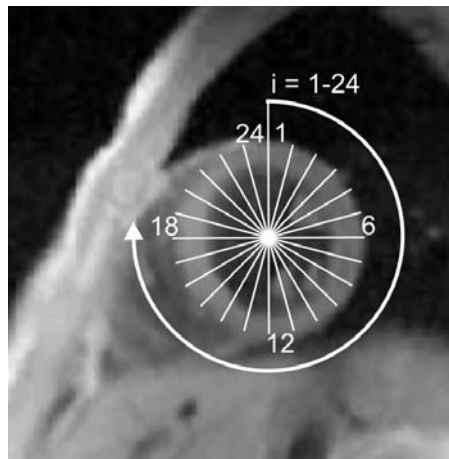


Abbildung 7.7: Für die Korrelationsanalyse wird der linke Ventrikel in 24 Winkelareale aufgeteilt. In diesen Arealen werden die Zeitverläufe der mittleren radialen Geschwindigkeiten bestimmt und mit dem Zeitverlauf der globalen Radialgeschwindigkeiten als Referenz korreliert.

Um die Ergebnisse der räumlichen Lokalisierung zuzuordnen, wurden die farb-kodierten Korrelationskoeffizienten der Segmentierungsmaske der ersten Phase im EKG-Zyklus überlagert. Abbildung 7.8a gibt ein Beispiel für die Korrelationskoeffizienten bei einem gesunden Probanden, wo alle Winkelareale einheitlich zur Kontraktion des Ventrikels beitragen. Abbildung 7.8b hingegen gibt ein Beispiel eines Patienten nach Infarkt, in dessen Region deutlich erniedrigte Korrelationskoeffizienten zu sehen sind, was darauf hinweist, dass dieses Areal nicht mehr zur Kontraktion beiträgt, sondern nur noch von dem umliegenden gesunden Gewebe mitgezogen wird. Die Radialgeschwindigkeiten wurden für

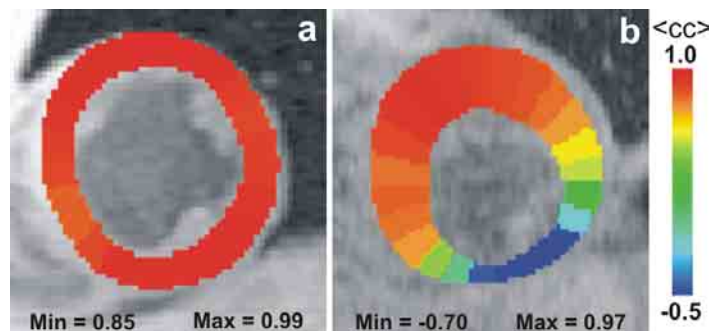


Abbildung 7.8: Farbodierte Korrelationskoeffizienten überlagert auf die Betragbilder der ersten Herzphase. a) Proband; b) Patient.

die Korrelationsanalyse gewählt, da die Rotationsgeschwindigkeiten keine deutlichen lokale Veränderungen zeigen.

7.2.4 Bullseye-Plot-Visualisierung

Eine in der Kardiologie gängige Darstellung von Informationen über mehrere Schichten des linken Ventrikels ist der Bullseye-Plot. Abbildung 7.9 zeigt eine solche Darstellung anhand der farbodierte Korrelationskoeffizienten eines Probanden über neun akquirierte Schichten. Die Bullseye-Plot-Visualisierung kann neben den Korrelationskoeffizienten auch für die Radial-, Tangential- und Longitudinalgeschwindigkeiten dargestellt werden, wobei hier jeweils die gemittelten Geschwindigkeiten in den 24 linksventrikulären Winkelbereichen berechnet und farbodierte angezeigt werden.

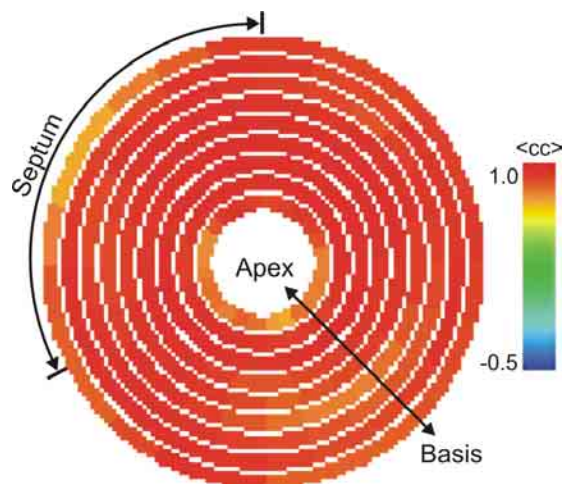


Abbildung 7.9: Bullseye-Plot der farbodierte Korrelationskoeffizienten für einen gesunden Probanden. Dargestellt sind neun Schichten von der Basis (außen) in Richtung Apex (innen). Die Korrelationskoeffizienten sind überall nahe 1, da alle Winkelareale einheitlich zur Kontraktion des Ventrikels beitragen.

7.3 Software-Paket

Für die Nachverarbeitung und Visualisierung der geschwindigkeitskodierten Herzwandbewegung wurde ein umfassendes Software-Paket entwickelt, für welches eine benutzerfreundliche Bedienung für die Verwendung in klinischen Studien im Vordergrund stand. Neben der standardisierten Weiterverarbeitung der Phasenkontrast-Daten aus Kapitel 7.1 wurden alle weiteren Nachverarbeitungen und Visualisierungsmodi in eine graphische Oberfläche implementiert.

7.3.1 Implementierung und Benutzeroberfläche

Die Implementierung des gesamten Software-Paketes wurde sehr flexibel gestaltet, was eine Erweiterung von zusätzlichen Funktionalitäten möglichst einfach macht. So wurde das in Kapitel 7.1.1 beschriebene Tool für den ersten Schritt des Auswerteverfahrens so implementiert, dass damit zum einen alle Kombinationen von geschwindigkeitskodierte Daten, d.h. nur mit z-Kodierung, mit xy-Kodierung oder der vollen 3D-Kodierung, sowie aber auch reine Betragsbilder ohne Kodierung eingelesen werden können. Zum anderen können Daten mit allen Werten der Geschwindigkeitssensitivität verarbeitet werden. Im Rahmen von anderen Studien wurden mit dem Software-Paket auch Analysen von Blutflussmessungen in den großen Beingefäßen durchgeführt [138].

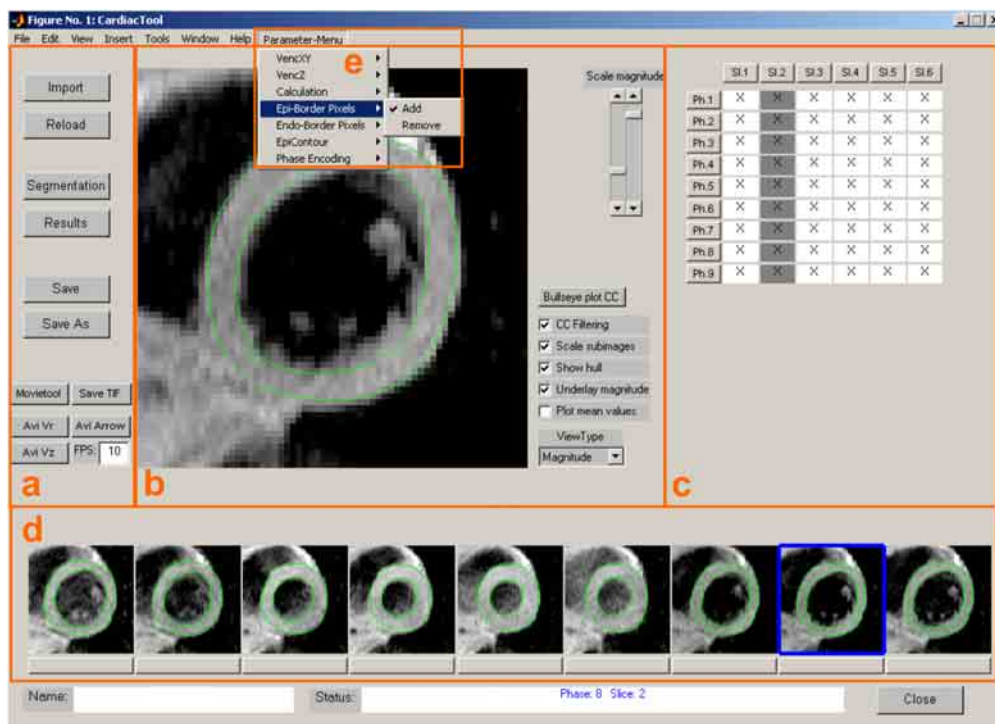


Abbildung 7.10: Graphische Benutzeroberfläche des Softwaretools zur Auswertung des Phasenkontrast-Daten. a) Tool strip; b) Viewer mit Steuerung; c) Navigation durch die Daten - angezeigte Schicht oder Herzphase ist grau unterlegt; d) Anzeige der in c) ausgewählten Schicht oder Phase; e) diverse Einstellungen für Berechnungen.

Abbildung 7.10 zeigt die graphische Oberfläche des Hauptprogrammes mit seinen funktionellen Einheiten nach Einladen und Segmentieren eines Phasenkontrast-Datensatzes bestehend aus 6 Schichtpositionen und 9 Herzphasen. Für den Fall einer sich während einer Messung ändernden Herzfrequenz können auch Datensätze deren Schichtpositionen eine unterschiedliche Anzahl von Herzphasen beinhalten, verarbeitet und dargestellt werden. Die grünen Linien sind die in Abschnitt 7.1.2 beschriebenen Polygone für die epi- und endokardialen Konturen und die Kreuze innerhalb des Navigationsparts c) geben an welche Bilder schon segmentiert wurden. Die Betragsbilder wie auch die farbkodierten Geschwindigkeiten können frei skaliert werden. Abbildung 7.11 zeigt die graphische Oberfläche nach Umschalten in den Visualisierungsmodus für die radialen Geschwindigkeiten. Die funktionellen Daten werden zusammen mit den Segmentierungsdaten in einem Matlab-spezifischem Format abgespeichert.

Im Rahmen einer anderen Dissertationsarbeit wurde zur Visualisierung von am menschlichen Gehirn aufgenommenen Diffusions-Tensordaten (siehe Abschnitt 7.4.1) ein Software-Paket entwickelt, welches im Rahmen der vorliegenden Arbeit zur Berechnung und Visualisierung des in Kapitel 7.4 beschriebenen Trackings der Vektorfelder verwendet und weiterentwickelt wurde.

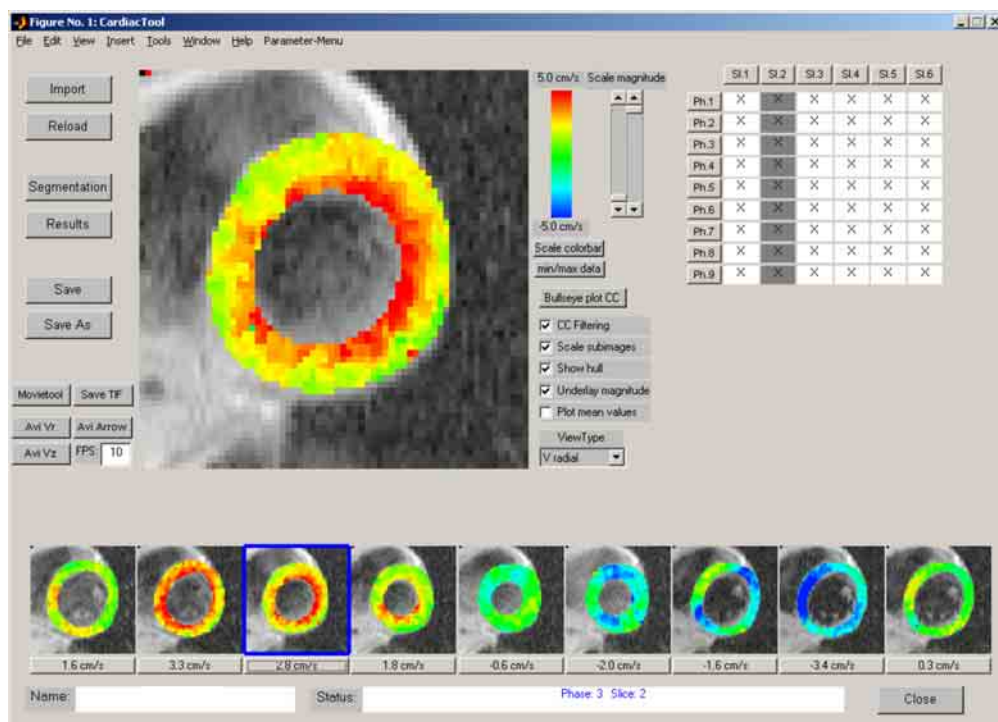


Abbildung 7.11: Graphische Benutzeroberfläche im Visualisierungsmodus der Betragsbilder überlagerten farbkodierten Radialgeschwindigkeiten. Deutlich zu erkennen sind die erhöhten Geschwindigkeiten in der ausgewählten dritten Herzphase einer Schicht im endokardialen Bereich, da die Verdickung der Herzwand in erster Linie über eine Verdickung dieses Bereiches gesteuert wird.

7.3.2 Ergebnisübersicht

Die Ergebnisse der funktionellen Phasenkontrast-Untersuchung in Form der globalen und regionalen Geschwindigkeits-Zeit-Verläufe werden in einer gesonderten Ergebnisübersicht zusammengefasst. Einzelne Herzphasen oder Schichtpositionen können hier zur farbkodierten Darstellung der Radialgeschwindigkeiten, der Geschwindigkeitsvektorfelder und der Korrelationskoeffizienten frei gewählt und skaliert werden. Diese Parameter haben sich in erster Linie als diejenigen ergeben, welche die wichtigsten Informationen der Myokardbewegung enthalten [79]. Innerhalb der Ergebnisübersicht wird auch die in Abschnitt 7.2.2 erläuterte ROI-Analyse durchgeführt.

Alle Parameter wie die globalen und ROI-definierten Radial-, Tangential- und Longitudinalgeschwindigkeiten sowie die Korrelationskoeffizienten können für jede ausgewählte Schicht direkt in eine Excel-Tabelle ausgegeben werden. Darüber hinaus lassen sich aus den Segmentierungsmasken mittels der linksventrikulären Innen- und Außenkonturen globale Herzfunktionsparameter wie die end-diastolischen und end-systolische Volumina, die Ejektionsfraktion und die Herzmasse bestimmen.

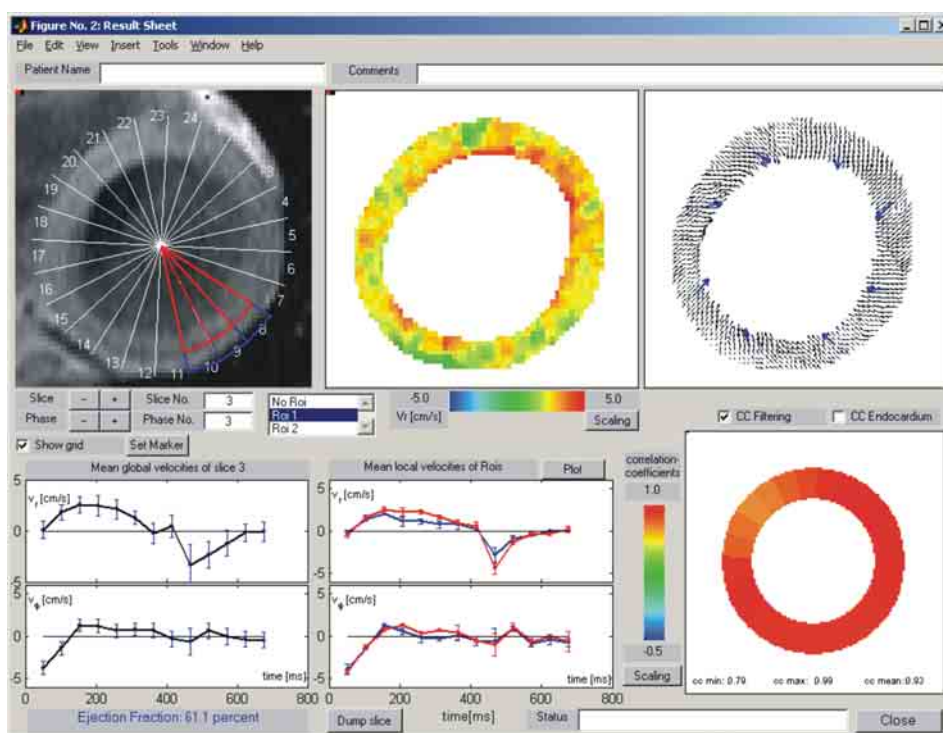


Abbildung 7.12: Ergebnisübersicht; neben den globalen Geschwindigkeitsverläufen können auch beliebige ROI's, zusammengesetzt aus 48 Segmenten, jeweils 24 epi- und endokardiale Winkelareale, per Mausklick angewählt werden. In diesem Beispiel wurden für eine ROI nur epikardiale Segmente ausgewählt (blau), für die andere ROI nur endokardiale Segmente (rot). In den mittleren Zeitverläufen der Radialgeschwindigkeiten werden für die endokardiale ROI deutlich höhere Maximalwerte erreicht, da diese Region in erster Linie für die Verdickung der Herzwand verantwortlich ist.

7.4 Tracking von Vektorfeldern

In Kapitel 5.6 wurde bereits auf die Motivation einer nicht-invasiven Bestimmung von Informationen über die Herzfaserstruktur eingegangen und auch erste Ansätze dazu vorgestellt. Ein wesentliches Ziel dieses Projektes ist die Charakterisierung der Herzfaserstruktur im Myokard des linken Ventrikels aus den gemessenen hochaufgelösten Geschwindigkeitsfeldern. Arbeitshypothese hierbei ist es, dass eine gegenüber der Kurzachse des Herzens mehr tangentiale Ausrichtung der Herzmuskelfasern eine ineffiziente Kraftwirkung zur Folge hat, während eine mehr diagonale Ausrichtung bei gleicher Leistung des Herzmuskels eine wesentlich effizientere Pumpleistung mit sich bringt. Zur Überprüfung dieser Hypothese sollen aus den gemessenen Daten semi-quantitative Surrogat-Parameter zur Charakterisierung der Bewegungs- und Faser-Richtung gewonnen werden. Der Ansatz hierbei besteht aus einem Tracking der resultierenden Geschwindigkeitsvektoren im Herzen, angelehnt an die Methoden am Gehirn zur Bestimmung von Nervenfasern aus MR-Diffusionsmessungen. Im Gehirn liefert dieses Verfahren Informationen über Verbindungen von Nervenbahnen. Im Falle des Herzens ist die Motivation für ein solches Tracking von Vektorfeldern zu untersuchen, ob sich aus den daraus ergebenden parametrisierten Vektorfeldern Informationen über den Zusammenhang zwischen den richtungsabhängigen Bewegungsvorgängen mit den Faserstrukturen des linken Ventrikels extrahieren lassen.

7.4.1 Tracking-Algorithmus

Die Idee aus MR-Diffusionsmessungen am Kopf ein 'Tracking' über die einzelnen Voxel für die Bestimmung von Nervenfasern im menschlichen Gehirn heranzuziehen wurde erstmals von Bassler et al. formuliert [12]. Die Methode basiert

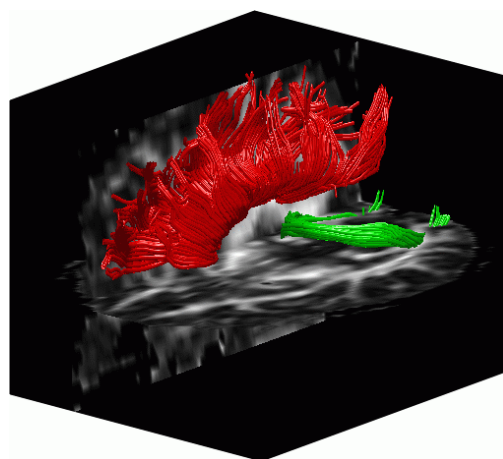


Abbildung 7.13: Dreidimensionale Darstellung des Fiber-Trackings von Tensordaten am Gehirn eines gesunden Probanden. Die roten Tracks entsprechen der Richtung von Nervenfasern welche die rechte und die linke Hemisphäre des Gehirns verbinden. Die grünen Tracks beschreiben die Verbindung der beiden Hemisphären im hinteren Bereich des Gehirns (Splenium).

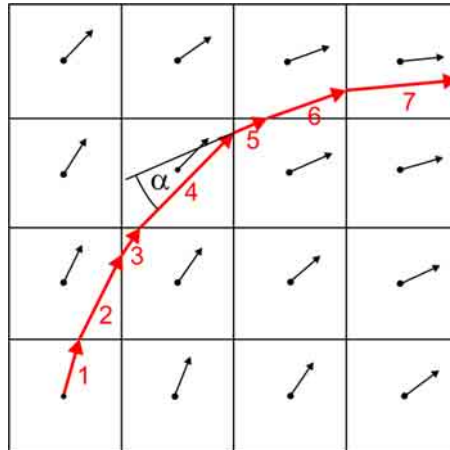


Abbildung 7.14: Schematische Darstellung des Prinzips des Mori-Algorithmus für ein 2D-Vektorfeld mit 4×4 Voxeln. Ausgehend von der Mitte eines jeden Voxels verfolgt man die Richtung der Vektoren durch die Voxel des Vektorfeldes. Wenn der Winkel α zwischen den Vektorrichtungen zweier benachbarter Voxel einen bestimmten Wert überschreitet, wird der Track abgebrochen. Des Weiteren ist eine Mindestanzahl von passierten Voxeln erforderlich (in diesem Beispiel werden 7 Voxel durchlaufen).

dabei auf einer richtungsabhängigen freien Diffusion innerhalb der Nervenfasern im Gehirn, d.h. entlang der Richtung der Nervenfasern ist die Diffusion größer, da im Gegensatz zur Richtung orthogonal der Nervenfasern die Bewegung der Moleküle nicht durch die Wände der Nervenbahnen eingeschränkt ist. Wenn man ein Tracking von Daten mit Diffusionsgewichtung in unterschiedlichen Raumrichtungen (Tensordaten) aufgenommen durchführt, erhält man eine Beschreibung der räumlichen Orientierung der Nervenfasern. Abbildung 7.13 zeigt das Ergebnis eines solchen Fiber-Trackings von Tensordaten im Gehirn.

Das Tracking der Geschwindigkeitsvektorfelder basiert auf den resultierenden Geschwindigkeitsvektoren \vec{v}_{res} aus den Phasenkontrast-Daten, welche als Vektorsumme der einzelnen Geschwindigkeitskomponenten v_k mit $k = x, y, z$ für jedes Voxel bestimmt werden. Für alle Tracking-Berechnungen wurde der Algorithmus von Mori et al. verwendet [92]. Dabei geht man von jedem Mittelpunkt eines Voxels in Richtung des resultierenden Geschwindigkeitsvektors \vec{v}_{res} bis an die Kante des Voxels. Ausgehend von dieser Position verfolgt man im benachbarten Voxel weiter die Richtung von \vec{v}_{res} in diesem Voxel bis man wiederum auf die nächste Voxelgrenze stößt, usw. Abbildung 7.14 zeigt das Prinzip anhand zweidimensionaler Geschwindigkeitsvektoren.

Zwei Kriterien bestimmen in dieser Implementierung das Einschlusskriterium der Tracks. Ein Track wurde abgebrochen wenn die maximale Winkelabweichung der Geschwindigkeitsvektoren zwischen zwei benachbarten Voxel einen Winkel von 25° überschritten hat. Des Weiteren wurde die Existenz eines Tracks dadurch bestimmt, dass mindestens 20 Voxel durchschritten worden sind. Aufgrund der geringeren räumlichen Auflösung in z-Richtung (5-8 mm) verglichen zur in-plane-Auflösung (ca. 1.3 mm) wurde eine Interpolierung benachbarter Schichten durchgeführt.

Die benutzten Algorithmen werden häufig zur Erzeugung von Stromlinien ('streamlines') angewendet um das Verhalten von Flüssigkeiten zu untersuchen. Da der Ausdruck 'Streamlines' Transportprozesse impliziert, was sicherlich nicht für Geschwindigkeitsdaten im Gewebe anwendbar ist, wurde der passendere Begriff 'Tracks' im Rahmen dieser Arbeit verwendet.

7.4.2 Tracking von Geschwindigkeits- und Beschleunigungsvektorfeldern

Die beobachtete Geschwindigkeiten der Herzwandbewegung in jedem Voxel hängt von unterschiedlichen Kräften ab: die momentane Kraft F_{loc} der Herzmuskelfaser innerhalb eines Voxel, die äußere Kraft F_{ext} und der resultierende Impuls P_{tot} der stattfindenden Bewegung. F_{ext} beinhaltet Komponenten der gleichen Faser in Richtung von F_{loc} aber auch resultierende Kräfte von allen anderen Fasern, welche elastisch durch Myokardgewebe miteinander verbunden sind. Zusätzlich beinhaltet F_{ext} noch resistive Kräfte vom Blut in den Herzkammern. Wenn F_{loc} die dominante Kraft ist, werden sich die gemessenen Geschwindigkeiten der Richtung der Fasern annähern und Geschwindigkeitsvektoren könnten dazu benutzt werden die Faserrichtung zu detektieren. Diese Bedingung wird nie streng erfüllt sein, aber es ist möglich die spätere Systole der Herzaktion als ein

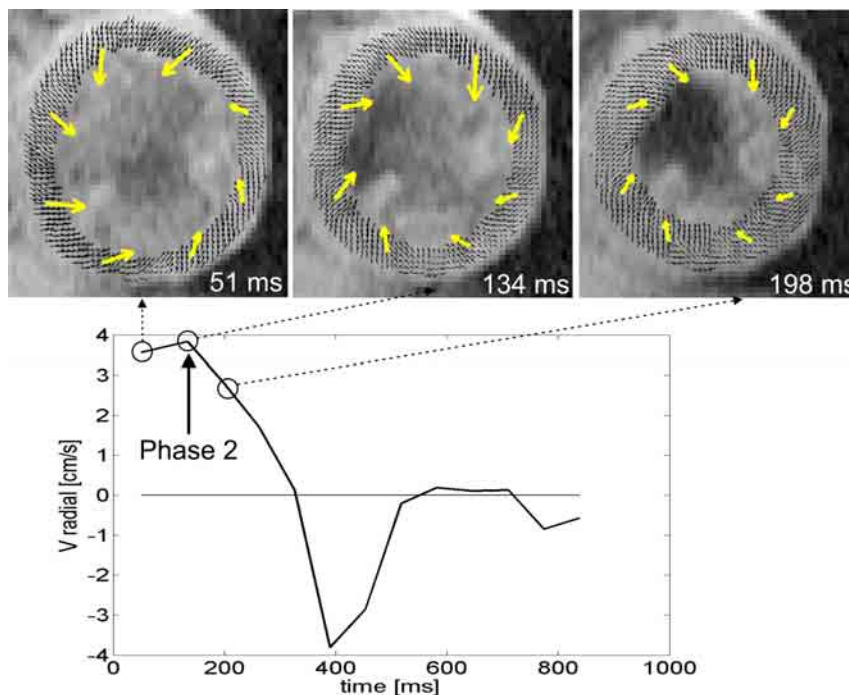


Abbildung 7.15: Zeitlicher Verlauf der mittleren Radialgeschwindigkeiten aufgenommen während Atemanhalten. Die zweite Herzphase repräsentiert das Maximum der Radialgeschwindigkeiten in der Kontraktionsphase. Für die ersten drei Herzphasen sind zusätzlich die Vektorfelder der in-plane-Geschwindigkeiten dargestellt. Die starke Richtungsänderung der Rotationsbewegung zwischen der ersten und zweiten Herzphase bildet die Grundlage für das Tracking der Beschleunigungsvektorfelder.

Referenzzeitpunkt zu betrachten, wo die Geschwindigkeitsvektoren ihre beste Annäherung an den lokalen Kraftvektor zeigen. Die Fasern werden annähernd kohärent in die gleiche Richtung wirken bevor Änderungen in der Geschwindigkeit (Beschleunigung) aufgrund sich ändernder Kräfte auftreten. Obwohl man voraussetzen kann, dass die Richtung der gemessenen Geschwindigkeiten von der Faserorientierung abweicht, kann man annehmen, dass die Richtungen zumindest ähnlich sind. Nach diesem Kriterium wurde das Tracking auf einen Zeitpunkt im Herzzyklus ohne signifikante Beschleunigung während der isobaren Kontraktion fokussiert. In den Phasenkontrast-Messungen entspricht dies ungefähr der zweiten Phase des Herzzyklus. Abbildung 7.15 zeigt den zeitlichen Verlauf der mittleren radialen Geschwindigkeiten in einer basalen Schicht. Die zweite der insgesamt 13 gemessenen Herzphasen über den EKG-Zyklus repräsentiert das Maximum der radialen Geschwindigkeiten während der Kontraktionsphase des Herzens.

In einem zweiten Ansatz wurde ein Tracking mittels der aus den Geschwindigkeitsvektorfeldern abgeleiteten Beschleunigungsvektorfelder durchgeführt basierend auf der Annahme, dass diese nahe an der Kraftentwicklung liegen. In Abbildung 7.15 sind für die ersten drei Herzphasen die Vektorfelder der in-plane-Geschwindigkeiten dargestellt, welche den Velocity-Twist des Herzens demonstrieren. Es wurde angenommen, dass die starke Richtungsänderung der Rotationsbewegung zwischen der ersten und zweiten Herzphase in einer starken Krafteinwirkung begründet ist, welche in erster Linie für die isobare Kontraktion des Herzens verantwortlich ist. Aus diesem Grunde wurden die Beschleunigungsvektorfelder aus den ersten zwei Herzphasen berechnet. Mittels der Geschwindigkeitsinformation kann man abschätzen, an welche Position ein Voxel sich zur nächsten Herzphase hin bewegen wird (siehe Abbildung 7.16). Diese Information wurde dazu benutzt, die Verschiebung der Voxel aufgrund der Bewegung von der einen zur anderen Herzphase zu berücksichtigen. Fehlende Voxel in der zweiten Herzphase, d.h. Voxel außerhalb der Segmentierungsmaske wurden dabei durch Nachbarvoxel interpoliert.

In der Literatur sind zwei verschiedene Arten der Verkürzung von Herzmuskelfasern beschrieben, eine in Längsrichtung der Fasern und die andere in der Querrichtung dazu (cross fiber shortening), welche mitverantwortlich für die Verdickung der subendokardialen Region ist [106]. Während die geometrische

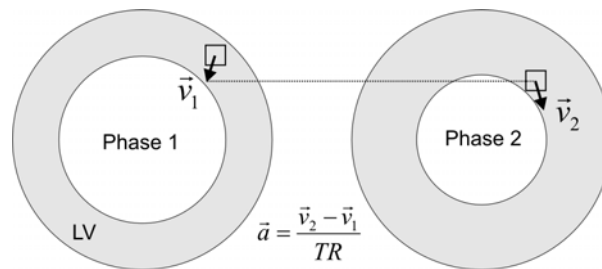


Abbildung 7.16: Berechnung der Beschleunigungsvektorfelder aus den Geschwindigkeitsvektorfeldern der ersten zwei Herzphasen. Die Bewegung eines Voxels zwischen den beiden Herzphasen wurde dabei berücksichtigt.

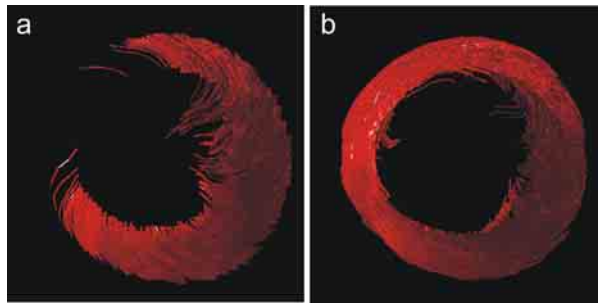


Abbildung 7.17: Projektion der Tracks auf die Kurzsachsebene des linken Ventrikels mit den unveränderten Geschwindigkeitsvektoren (a) und mit Eliminierung der Geschwindigkeitskomponente senkrecht zur Herzwand (b).

Kontraktion des Herzens die Verdickung in Querrichtung der Fasern erfährt, besteht die anatomische Struktur der Fasern nur aus Komponenten tangential zur Herzwand. Für eine bessere Beschreibung der Faserkomponente parallel zur Herzwand wurde die Geschwindigkeitskomponente senkrecht zur Herzwand eliminiert. Dies wurde durch Projektion des Geschwindigkeitsvektors eines jeden Voxels auf die Tangentialebene zur Herzwand realisiert, welche aus der dreidimensionalen Segmentierungsmaske berechnet wurde. Abbildung 7.17 gibt ein Beispiel, welches die Projektion der Tracks auf die Kurzsachsebene des linken Ventrikels mit den unveränderten resultierenden Geschwindigkeitsvektoren und unter Ausschluss der Geschwindigkeitskomponenten senkrecht zur Herzwand. Aufgrund der radialen Komponente enden die Tracks an den myokardialen Grenzen, in einem Bereich der Herzwand werden in diesem Beispiel gar keine Tracks identifiziert.

8 Experimentelle Ergebnisse

8.1 bSSFP-Bildgebung mit Navigatortechnik

Vier Probanden (Durchschnittsalter 32 Jahre) und zwei Patienten (Durchschnittsalter 47 Jahre) mit bekannter Herzkrankheit wurden jeweils mit der konventionellen Atemanhalte- und der in Kapitel 6.3 beschriebenen Navigatortechnik während freier Atmung aufgenommen. Dabei wurde der gesamte Ventrikel mit lückenlos aneinander liegenden Schichten im Kurzachsenschnitt mit einer Schichtdicke von 8 mm abgedeckt, um anschließend eine akkurate Funktionsanalyse des linken Ventrikels durchführen zu können. Zusätzlich wurden bei den Probanden jeweils noch drei Schichten mit den zwei Messschemata mit einem Navigator pro Herzzyklus aufgenommen, um die Effizienz der jeweiligen navigator-gestützten Messungen zu vergleichen (siehe auch Kapitel 6.3). Für die Funktionsanalyse wurden die epi- und endokardialen Konturen des linken Ventrikels jeweils von der end-diastolischen und der end-systolischen Herzphase über alle akquirierten Schichten segmentiert. Die Segmentierung wurde jeweils für die atemangehaltene und die frei geatmete Messung durchgeführt, um daraus die linksventrikuläre Ejektions-Fraktion (EF), end-diastolische (EDV) und end-systolische Volumina (ESV) und die Herzmasse zu bestimmen. Die Volumenanalyse zeigte eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den beiden Messmethoden. Die durchschnittlichen prozentualen Werte für den Unterschied der beiden Messmethoden waren: $EF = 3.7 \pm 2.4\%$, $EDV = 6.9 \pm 3.8\%$, $ESV = 6.5 \pm 2.1\%$ und $Masse = 4.7 \pm 3.4\%$. Diese Unterschiede liegen innerhalb der Intra- und Interobserver-Variabilitäten [117].

Die Scan-Effizienz, d.h. der prozentuale Anteil der Daten welche direkt verwertet werden konnten, der drei verschiedenen navigator-gestützten Messungen sind in Tabelle 8.1 aufgeführt. Da nur drei Schichten für die Messungen mit einem Navigator pro Herzzyklus pro Proband aufgenommen wurden, ist hier die Anzahl aller akquirierten Schichten deutlich kleiner als für die Messungen mit zwei Navigatoren pro Herzzyklus, bei welchen jeweils der gesamte Ventrikel abgedeckt wurde. Die Effizienz für die zwei Navigatoren (2 Nav) ist etwas reduziert

	1 Nav	1 Nav Pre-Post	2 Nav
N	12	12	54
Scan-Effizienz [%]	40.4	20.5	38.7

Tabelle 8.1: Scan-Effizienz für die Messung mit einem Navigator pro Herzzyklus, einem Navigator Pre-Post and zwei Navigatoren. N gibt die Anzahl aller akquirierten Schichten in allen Probanden und Patienten.

gegenüber der Effizienz für die Messung mit einem Navigator pro Herzzyklus (1 Nav). Wenn die Akzeptanz der Daten auf den Navigatoren des aktuellen und vorangegangenen Herzzyklus basiert (1 Nav Pre-Post), wird die Scan-Effizienz deutlich reduziert gegenüber den anderen Aufnahmemethoden.

Verglichen mit einem Navigator pro Herzzyklus zeigt die Strategie mit den zwei Navigatoren pro Herzzyklus eine verbesserte Bildqualität und potentielle atmungsbedingte Artefakte (siehe Kapitel 6.2) können somit vermieden werden. Abbildung 8.1 zeigt Bilder im Kurzachsenschnitt eines Probanden mit den drei verschiedenen Navigator-Strategien während freier Atmung und während Atemanhaltens aufgenommen. Abbildung 8.1a demonstriert ein Beispiel mit einem Navigator am Ende des Herzzyklus während die Information des Navigators aus dem vorangegangenen Herzzyklus nicht verwendet wird. Aufgrund si-

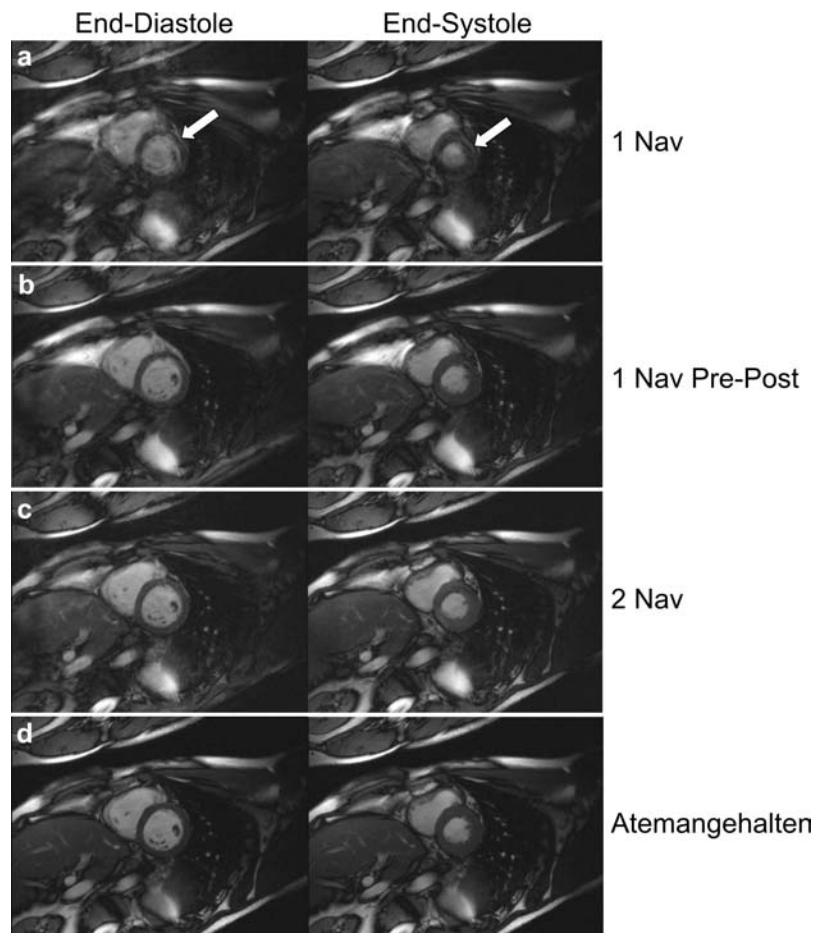


Abbildung 8.1: Bilder einer basalen Schicht eines gesunden Probanden aufgenommen mit den in Kapitel 6.2 und 6.3 beschriebenen vier verschiedenen Messschemata: a) ein Navigator pro Herzzyklus; b) ein Navigator pro Herzzyklus mit Pre- und Post-Navigator-Evaluierung; c) zwei Navigatoren pro Herzzyklus; d) Atemanhalten. Links ist jeweils eine end-diastolische Herzphase dargestellt, rechts eine end-systolische Herzphase. In a) sind man deutlich die unscharfen Kanten des Herzmuskels aufgrund von atmungsbedingter Bewegungen (siehe Pfeile).

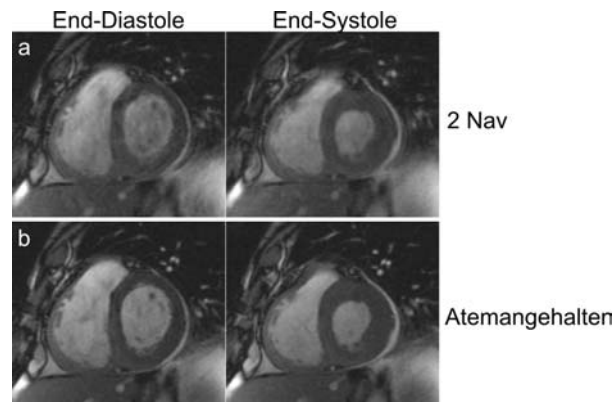


Abbildung 8.2: Bilder einer basalen Schicht eines Patienten aufgenommen während freier Atmung mit zwei Navigatoren (a,b) und während Atemanhaltens (c,d); links die end-diastolische und rechts die end-systolische Herzphase.

gnifikanter Atembewegung während der Datenakquisition erscheinen deutliche Artefakte in etlichen Herzphasen. Abbildung 8.1b zeigt die Bilder mit einem Navigator pro Herzzyklus während die Position des Navigators aus dem vorangegangenen Herzzyklus berücksichtigt wird (Pre-Post). Die Bilder zeigen eine sehr gute Qualität, die Methode hat aber den Nachteil der stark reduzierten Scan-Effizienz. Abbildung 8.1c, aufgenommen mit zwei Navigatoren pro Herzzyklus, zeigt eine gute Bildqualität bei zugleich deutlich erhöhter Scan-Effizienz. Die atemangehaltene Aufnahme ist in Abbildung 8.1d gezeigt.

Abbildung 8.2 zeigt die Bilder eines Patienten nach Myokardinfarkt mit einem

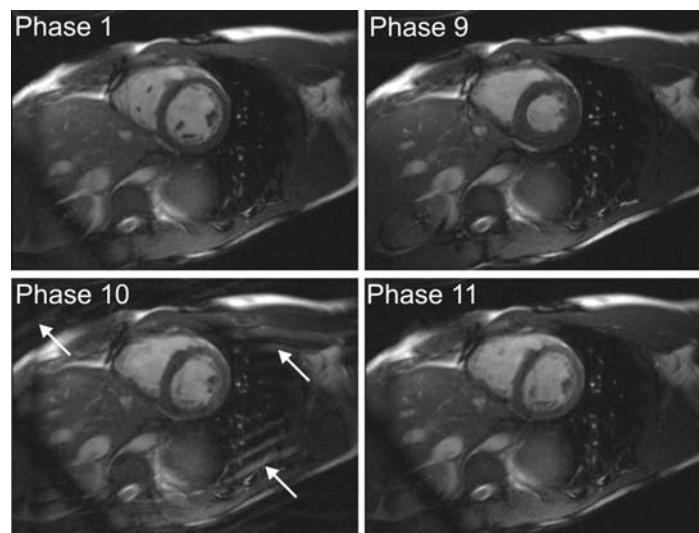


Abbildung 8.3: Vier verschiedene Herzphasen einer basalen Schicht eines gesunden Probanden aufgenommen mit zwei Navigatoren pro Herzzyklus zur Demonstration der bSSFP-spezifischen Signaloszillationen. a) Erste Phase des Herzzyklus; b) Phase vor dem ersten Navigator (9-te Herzphase); c) erste Phase nach dem ersten Navigator (10-te Herzphase); d) zweite Phase nach dem ersten Navigator (11-te Herzphase).

leicht verdicktem (hypertrophiertem) linken Ventrikel in einer end-diastolischen (a,c) und einer end-systolischen (b,d) Herzphase aufgenommen während freier Atmung (a,b) und während Atemanhaltens (c,d). Die Messungen unter freier Atmung zeigen eine gute Bildqualität und sind für den Patienten angenehmer. Ein Nachteil der Implementierung ist das Auftreten von Artefakten in der Herzphase unmittelbar nach dem Navigator in der Mitte des EKG-Zyklus (siehe Pfeile in Abbildung 8.3c). Diese Artefakte resultieren von Signaloszillationen aufgrund der Unterbrechung des bSSFP-Steady-State durch den Navigatorblock. Diese Effekte sind am markantesten für Regionen off-resonanter Spins wie beispielsweise im Fettgewebe. Abbildung 8.3 zeigt vier verschiedene Herzphasen eines Probanden, die erste (a), die 9-te (b), 10-te (c) und die 11-te (d) Phase im Herzzyklus. Die Phase 10 ist diejenige unmittelbar nach dem Navigatorblock. Die zweite Phase nach dem Navigator (d) ist nicht mehr durch Artefakte behaftet, da die Signaloszillationen bereits wieder zerfallen sind. Durch das prospektive Triggern generiert der zweite Navigatorblock am Ende des Herzzyklus keine Artefakte, da Signaloszillationen typischerweise bis zur Detektion der nächsten R-Zacke zerfallen sind (Abbildung 8.3a).

8.2 Phasenkontrastbildgebung

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Pulssequenz-Entwicklungen anhand von Probanden- und Patientenmessungen gezeigt. Des Weiteren werden die Ergebnisse des Tracking-Verfahrens von den gemessenen Vektorfeldern vorgestellt, deren Schwerpunkt bis dato auf der Entwicklung der Entwicklung der Messmethoden lag.

8.2.1 Probandenmessungen

Es wurde gezeigt dass die Myokardbewegung in gesunden Probanden eine hohe interindividuelle Konsistenz aufweist [83]. Somit konnten im Anschluss an die Abschnitt 6.4.7 vorgestellten Phantommessungen zur Validierung direkt Vergleichsdaten anhand von Probandenmessungen für klinische Untersuchungen erstellt werden.

In einer klinischen Studie wurden an 29 Probanden linksventrikuläre Geschwindigkeiten mit MRT und Ultraschall gemessen [65]. Ziel der Studie war ein Vergleich der Geschwindigkeitsmessungen der beiden Bildgebungsmodalitäten unter in-vivo-Bedingungen. Die MR-Messungen wurden mit der in-plane-kodierten Phasenkontrast-Sequenz während Atemanhaltens mit den in Kapitel 6.4.6 beschriebenen Protokollparametern durchgeführt. Abbildung 8.4a zeigt, wie zwei ROI's anhand der Papillarmuskeln im linken Ventrikel für die Vergleichsmessung definiert wurden. Beiden Messmethoden demonstrierten das typische biphasische Profil der Radialgeschwindigkeiten über den Herzzyklus (Abbildung 8.4b) und zeigten eine sehr gute Übereinstimmung der Geschwindigkeitswerte (Korrelationskoeffizient $r=0,97$).

In Abbildung 8.5 ist das Beispiel eines Datensatzes zur Demonstration des Velocity-Twist gezeigt, welcher die gegenläufige Rotation von apikalen und ba-

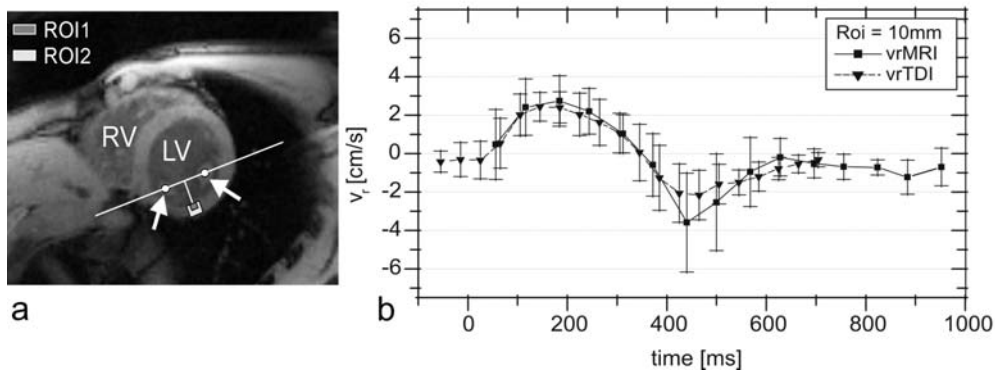


Abbildung 8.4: Position der ROI's in einem medialen Kurzschnitt für die Vergleichsmessung zwischen MR und Ultraschall (a). Der Schnittpunkt der Mittelsenkrechten mit der Herzwand ausgehend von der Verbindung der zwei Papillarmuskeln (Pfeile) definiert die gemeinsame ROI von den MR und den Ultraschall-Messungen. Die Mittelwerte der Radialgeschwindigkeiten über den Herzzyklus gemittelt über alle Probanden sind für die 10-mm ROI (ROI 2 in a) in (b) aufgetragen.

salen Schichten beschreibt und als 'Auswringbewegung' des Herzens für einen optimalen Auswurf des Blutes verstanden werden kann.

Da sich gezeigt hat, dass die implementierte Phasenkontrast-Sequenz auf Basis von atemangehaltenen Messungen bezüglich der in Abschnitt 8.3 vorgestellten Ergebnisse des Tracking-Verfahrens sich als ungenügend herausstellte, wurde

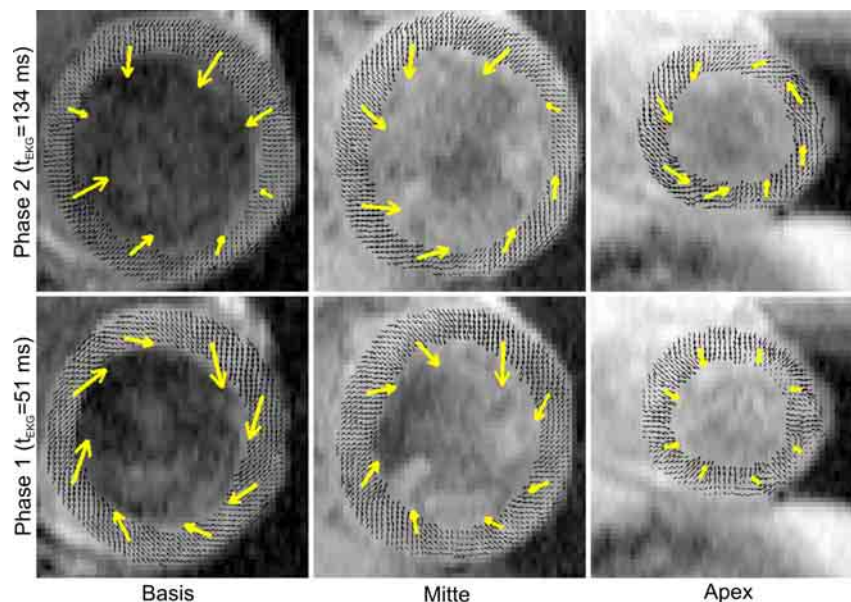


Abbildung 8.5: Pixelweise Geschwindigkeitsvektorfelder der in-plane-Geschwindigkeitskomponente eines Probanden zu zwei systolischen Zeitpunkten im EKG-Zyklus in einer basalen, mitt-ventrikulären und apikalen Schicht. Dieses Beispiel dient der Demonstration der gegenläufigen Drehbewegung (Velocity-Twist) des linken Ventrikels von apikalen und basalen Schichten.

die Sequenz entsprechend Kapitel 6.4.5 weiterentwickelt, um die Messungen während freier Atmung durchführen zu können. Da man hier nicht mehr auf die limitierende Dauer von Atemanhalteperioden angewiesen ist, kann man die zeitliche oder auch räumliche Auflösung beliebig erhöhen (solange die Zeit der gesamten Untersuchungsdauer noch in einem tolerierbaren Bereich liegt). Abbildung 8.6 zeigt die Cine-Serie der Betragsbilder eines Probanden aufgenommen mit der navigator-gestützten Phasenkontrast-Pulssequenz mit einer zeitlichen Auflösung von 39 ms. Um die entsprechende Auflösung zu erreichen wäre hier eine Atemanhalteperiode von 40 Herzzyklen notwendig bei Akquisition der vollständigen 3D-geschwindigkeitskodierten Daten.

Die Graphen in Abbildung 8.7 zeigen die über die jeweilige Schicht gemittelten Longitudinalgeschwindigkeiten in der zweiten Phase des Herzzyklus in Abhängigkeit der gemessenen Schichten vom Apex bis zur Basis für 10 Schichten mit 8 mm Dicke (a) und 17 Schichten mit 5 mm Dicke (b). Die reduzierte Bandbreite für die Kompensation des Signal-zu-Rausch-Verhältnis bei dünneren Schichten führt zu einem längeren TR, so dass hier eine Atemanhalteperiode von 32 Herzzyklen notwendig wäre.

Abbildung 8.8 gibt einen Vergleich einer atemangehaltenen Messung mit einer zeitlichen Auflösung von 65 ms in der linken Spalte und einer navigator-gestützten Messungen während freier Atmung mit einer zeitlichen Auflösung von 13 ms in der rechten Spalte. In den Graphen (a) und (c) sind jeweils die zeitlichen Verläufe der Radial- und der Tangentialgeschwindigkeiten gemittelt

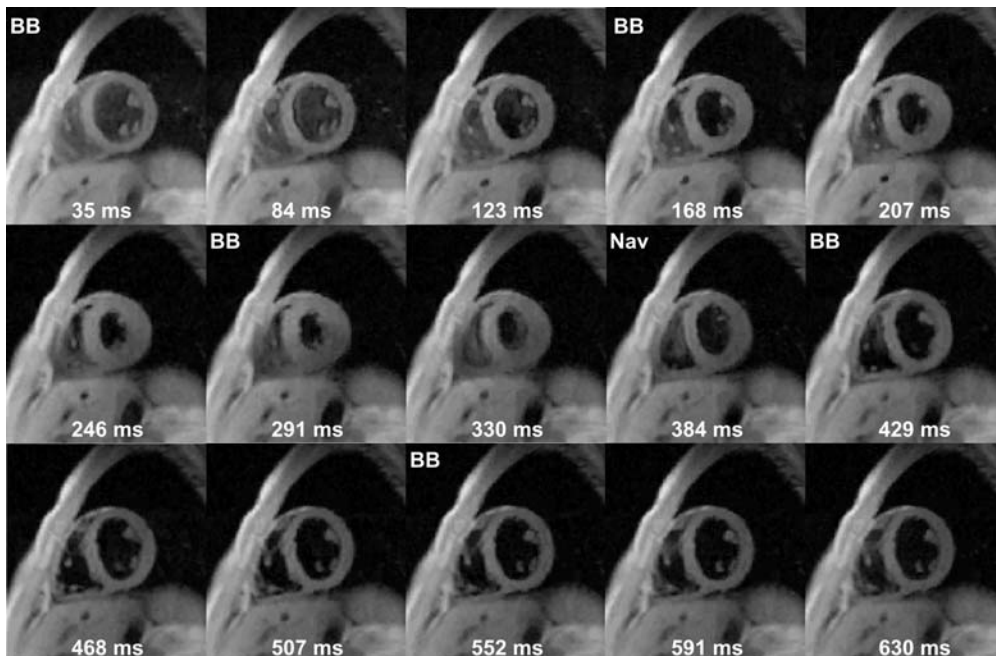


Abbildung 8.6: Cine-Serie der Betragsbilder im Kurzachsenschnitt eines Probanden aufgenommen während freier Atmung mit einer zeitlichen Auflösung 39 ms. Zusätzlich kommt noch der Blackblood-Puls (6 ms Dauer) hinzu, welcher jede dritte Herzphase ausgespielt wird, und der Navigator in der Mitte des Herzzyklus (15 ms Dauer).

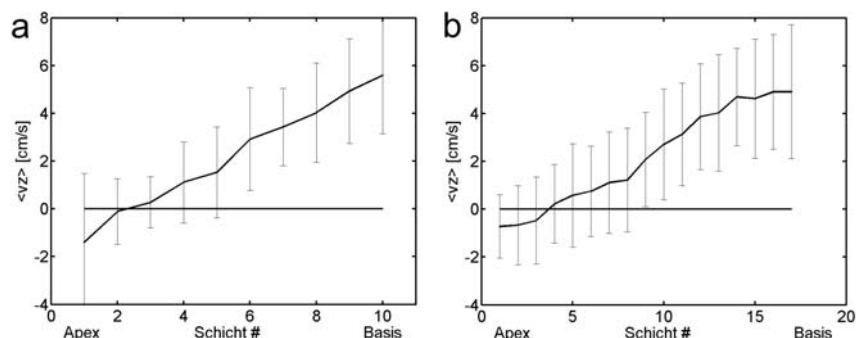


Abbildung 8.7: Beispiel der Nutzung der navigator-gestützten Messungen anhand einer höheren räumlichen Auflösung. Die Graphen geben einen Vergleich der gemittelten Longitudinalgeschwindigkeiten in der zweiten Herzphase in Abhängigkeit der gemessenen Schichten vom Apex bis zur Basis für 10 Schichten mit 8 mm Dicke aufgenommen während Atemanhaltens (a) und 17 Schichten mit 5 mm Dicke (b) aufgenommen während freier Atmung. Die weiteren Messparameter sind in Tabelle 6.1 aufgeführt. Man kann den Diagrammen entnehmen, dass sich der Apex während der Systole leicht in Richtung Basis bewegt, wohingegen die Basis eine starke Verkürzung in Richtung des Apex entlang der Längsachse des Herzens durchführt.

über eine basale Schicht im Kurzachsenschnitt aufgetragen. In den Graphen (b) und (d) sind jeweils die gemittelten zeitlichen Verläufe der Radial- und der Tangentialgeschwindigkeiten innerhalb von zwei ROI's aufgetragen. Eine ROI wurde dabei in das Septum gelegt (blau), die andere in die freie Wand (rot). Die ROI's sind in der Abbildung links oben (ROI-Analyse) eingezeichnet.

Aufgrund der deutlich höheren zeitlichen Auflösung wird das Bewegungsmuster des linken Ventrikels wesentlich detaillierter abgebildet. Die zeitlich hochaufgelöste Messung zeigt, dass die maximalen globalen Radialgeschwindigkeiten insbesondere in der Diastole bei der niederaufgelösten Messung deutlich unterschätzt werden (siehe Abbildung 8.8a). Des weiteren zeigt die zeitlich hochaufgelöste Messung in der Diastole zwei Peaks in den Radialgeschwindigkeiten (siehe Kreise). Anhand der farbkodierten Maps der Radialgeschwindigkeiten ist zu erkennen, dass im Bereich der maximalen negativen Geschwindigkeiten (Phase 31) das Septum noch nicht zur Expansion des linken Ventrikels beiträgt. In Bereich der späteren Herzphase (Phase 37) ist der Ventrikel bereits größtenteils expandiert, während hier das Septum in der Phase seiner maximalen Expansion ist. Dies führt in den globalen Radialgeschwindigkeiten zu dem zweiten Peak in der Diastole. Zur Illustration dieser Tatsache sind für die beiden Messungen jeweils zwei Phasen in diesem Bereich des Herzzyklus abgebildet. In den zeitlich niederaufgelösten Messungen werden diese Details nicht mehr aufgelöst. Die zeitlichen Verläufe der gemittelten Radialgeschwindigkeiten innerhalb der ROI's zeigen für die zeitliche Auflösung von 13 ms sehr gut das unterschiedliche Bewegungsmuster insbesondere in der Diastole.

Diese Ergebnisse demonstrieren das Potenzial solch zeitlich hochaufgelöster Messungen zur genauen Analyse der Herzwandbewegung. Die Bedeutung solcher Details im Bewegungsmuster der Herzaktion muss anhand von weiteren Probanden- und auch Patientendaten untersucht werden.

Die atemangehaltene 3D-geschwindigkeitskodierte Messung erforderte eine Atemhalteperiode von 25 Herzzyklen, während die Dauer für die zeitlich hochaufgelöste Messung ca. 5 Minuten betrug. Beide Messungen wurden mittels des Messschemas in Abbildung 6.14a und den Messparametern aus Tabelle 6.1 'BH-Sequenz' (abgesehen von der zeitlichen Auflösung) durchgeführt.

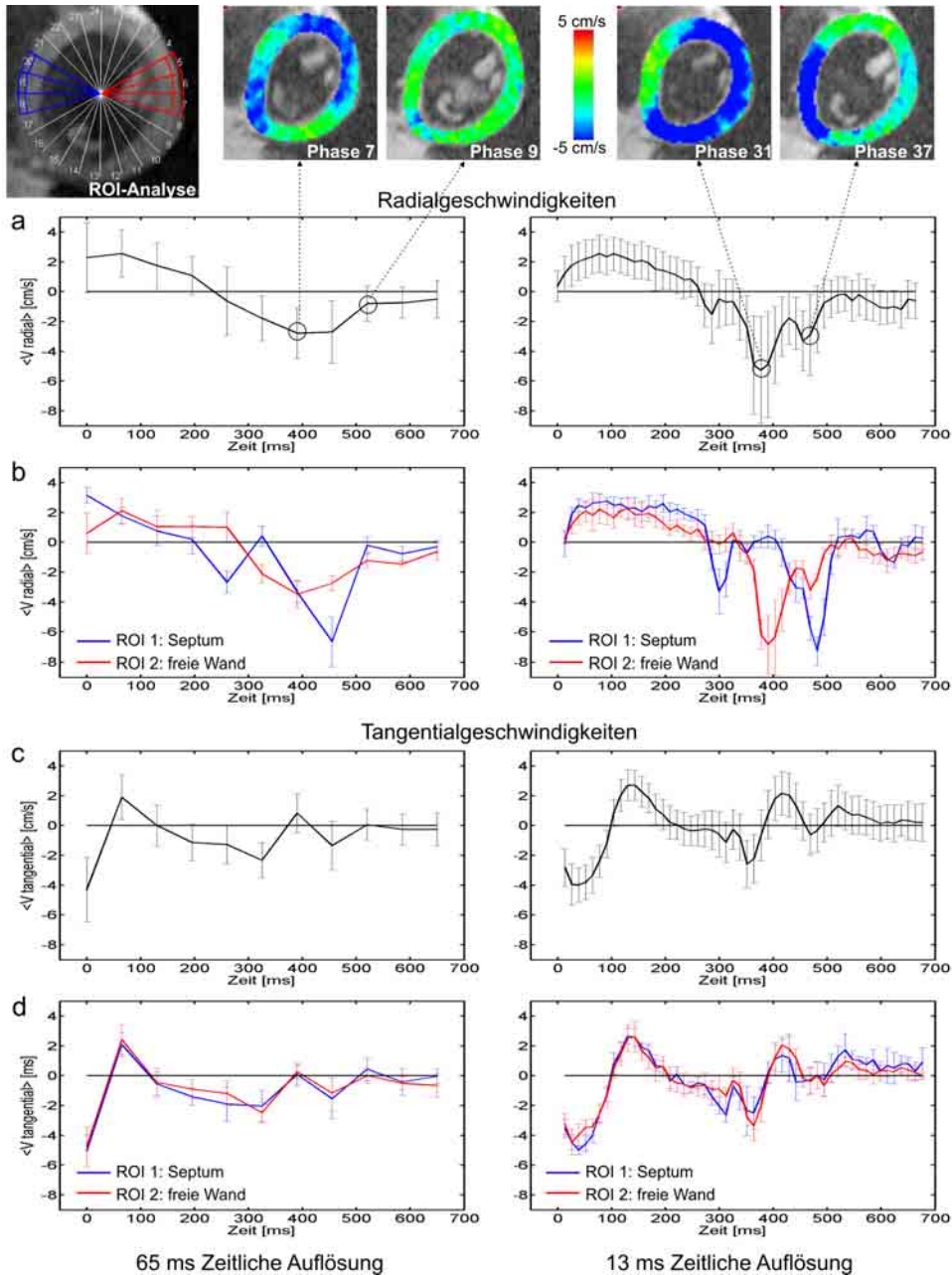


Abbildung 8.8: Vergleich einer atemangehaltenen Messung mit einer zeitlichen Auflösung von 65 ms (linke Spalte) und einer navigator-gestützten Messungen während freier Atmung mit einer zeitlichen Auflösung von 13 ms (rechte Spalte). Weitere Erläuterungen siehe Text.

8.2.2 Patientenmessungen

Die Phasenkontrast-Sequenzen wurden in zwei klinischen Patientenstudien zur quantitativen Untersuchung der Myokardbewegung angewendet, zum einen in Patienten nach Myokardinfarkt und zum anderen in Patienten mit einem rechten Systemventrikel [63, 137]. Die Patientenmessungen demonstrieren, dass die Phasenkontrast-Bildgebung eine exakte funktionelle Erfassung von geschädigten Myokardarealen oder auch anderweitig bedingte anormale Bewegungsmuster erlaubt.

Patienten mit Myokardinfarkt

Nach einem Myokardinfarkt ist die Unterscheidung zwischen irreversibel geschädigten und vitalem Herzmuskel zur Entscheidung für das weitere therapeutische Vorgehen unabdingbar. Da sich Vitalität über eine Verbesserung der myokardialen Funktion im Verlauf definiert und die linksventrikuläre Funktion einer der wichtigsten Parameter für die Prognose der Patienten darstellt, ist eine exakte Analyse derselben von großer Bedeutung. So wurden an 9 Patienten mit bekanntem Myokardinfarkt jeweils Messungen in 5 Kurzachsen-schichten mit dem Phasenkontrast-Verfahren (atemangehalten mit in-plane-Geschwindigkeitskodierung) und dem in Kapitel 5.5 vorgestellten Delayed-Enhancement-Verfahren durchgeführt. Ziel dabei war es, zu zeigen, dass regionale Veränderungen der Kontraktion mit dem Nachweis von Kontrastmittelanreicherung (Delayed-Enhancement) im Myokard, das derzeit zur Entscheidung über vitales Myokard herangezogen wird, korrelieren. Dazu wurde die in Kapitel

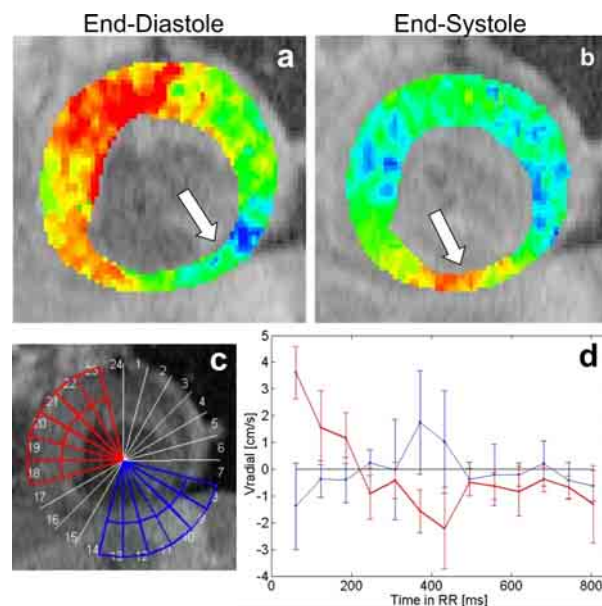


Abbildung 8.9: Farbodierte Maps der Radialgeschwindigkeiten in der Systole (a) und der Diastole (b) bei einem Patienten nach Infarkt. In c) wurden jeweils eine ROI in einem infarzierten (blau) und einem gesunden vitalen (rot) Areal ausgewählt, zu denen in d) die gemittelten Zeitverläufe der Radialgeschwindigkeiten über den EKG-Zyklus aufgetragen sind.

7.2.3 vorgestellte Korrelationsanalyse über die 24 Winkelareale herangezogen. Die Korrelationskoeffizienten cc der Winkelareale ohne Enhancement ($n=471$), mit intramuralen (KM-Anreicherung $< 50\%$ der Herzwanddicke) Enhancement ($n=109$) und transmuralen (KM-Anreicherung $> 50\%$ der Herzwanddicke) Enhancement ($n=157$) unterscheiden sich jeweils signifikant voneinander (0.37 vs 0.58 , $p<0.001$), was auf ein abweichendes Kontraktionsverhalten im infarzierten Areal hindeutet. Die maximalen systolischen Radialgeschwindigkeiten waren in den Gebieten mit transmuralen Enhancement signifikant verspätet im Vergleich zu den Arealen mit intramuralen Enhancement (120% der Systole vs 82% der Systole, $p<0.001$). Die Systole wurde dabei als Zeitraum zwischen der R-Zacke und dem Nulldurchgang des Zeitverlaufes zwischen systolischer und diastolischer Herzaktion definiert.

Abbildung 8.9 gibt das Beispiel eines Patienten, welches die farbkodierten Radialgeschwindigkeiten in Systole (a) und Diastole (b) zeigt. Innerhalb einer gesunden Region und einer Region mit Kontrastmittelanreicherung (c) wurden die gemittelten Zeitverläufe der Radialgeschwindigkeiten dargestellt (d). Diese demonstrierten die gegenläufigen Zeitverläufe der Bewegungsmuster in den beiden Regionen, was auch in den beiden farbkodierten Maps (a+b) gut zu sehen ist (siehe Pfeile).

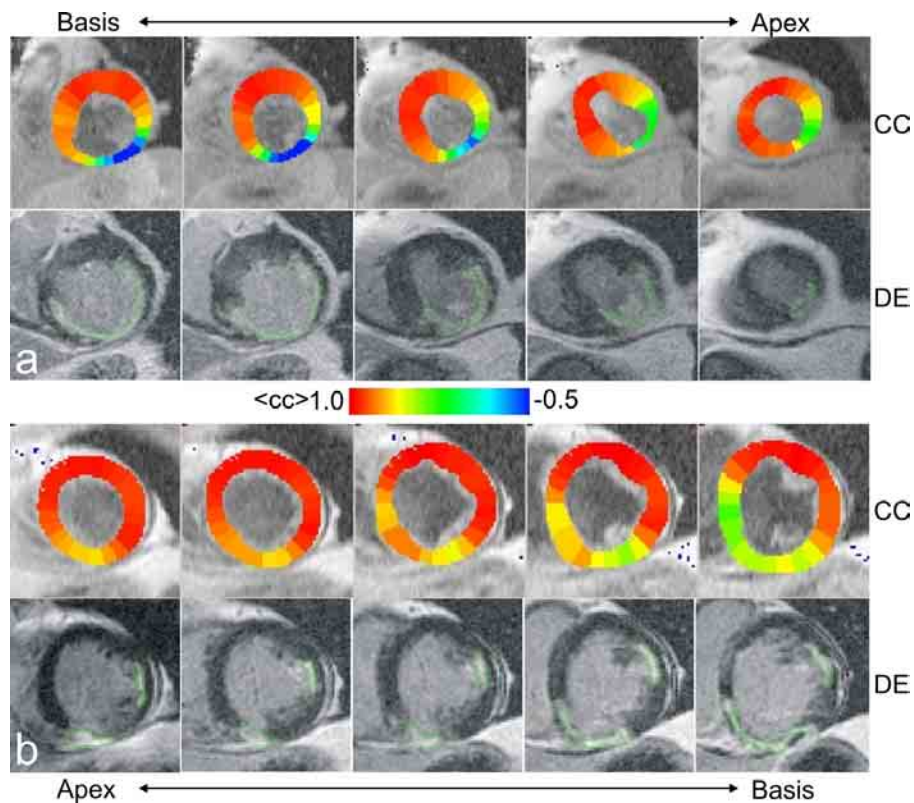


Abbildung 8.10: Zwei Patienten mit den Betragsbildern überlagerten farbkodierten Maps der Korrelationskoeffizienten (jeweils obere Reihe) und den dazugehörigen Delayed-Enhancement-Bildern (jeweils untere Reihe), in welchen da hellere Infarktareal mit den grünen Linien umrandet wurde. In den Bildern ist jeweils eine diastolische Herzphase abgebildet.

Abbildung 8.10 zeigt die 5 gemessenen Schichten von zwei Patienten mit jeweils den farbkodierten *cc* und den dazugehörigen Delayed-Enhancement-Bildern. Dabei zeigt a) einen Patienten mit einem lateralen Infarkt mit einer dyskinetischen Bewegung in den basalen Schichten und einem mehr hypokinetischen Verhalten in Richtung der apikalen Schichten. In b) ist ein Patient mit zwei verschiedenen Infarkten gezeigt, einem transmuralen Infarkt und einem intramuralen Infarkt. In dem transmuralen Infarkt beschreiben die *cc* ein hypokinetisches Verhalten, im intramuralen Infarkt zeigen sie keinen Effekt auf das Bewegungsmuster des linken Ventrikels.

Alle 9 Patienten zeigten eine deutliche Korrelation zwischen den Korrelationskoeffizienten bzw. dem Zeitverlauf der Radialgeschwindigkeiten und der Ausdehnung des Infarktareals. Die Analyse der Phasenkontrast-Daten zeigt, dass transmurale Infarkte wie Abbildung 8.10b gezeigt nicht zwangsläufig einen Effekt auf das Bewegungsmuster haben müssen.

Patienten mit rechtem Systemventrikel

In einer anderen Studie wurden fünf Patienten mit einem rechten Systemventrikel untersucht. Diese Patienten wurden kurz nach ihrer Geburt einer Vertauschung (Transposition) der großen Arterien, auch als Senning-Operation bezeichnet, unterzogen. Dies hat zur Folge dass der rechte Ventrikel die Funktion als Systemventrikel übernimmt und das Blut in das arterielle Kreislaufsystem pumpt (siehe Abschnitt 4.1). Etliche dieser Patienten erfahren im Alter von 20 bis 30 Jahren eine reduzierte Leistungsfähigkeit des rechten Ventrikels, so dass es die Frage nach funktionellen Parametern für die Unterstützung einer Therapieplanung in Form von operativen Eingriffen oder auch Medikamenten von großem Interesse ist. Aus diesem Grunde wurden an diesen Patienten Phasenkontrast-Messungen (atemangehalten mit in-plane-Geschwindigkeitskodierung) mit einer anschließenden Analyse des Bewegungsmuster durchgeführt.

Alle fünf Patienten haben im Septum des Ventrikels ein dyskinetisches Bewegungsmuster gezeigt. Abbildung 8.11 zeigt ein repräsentatives Beispiel der Radialgeschwindigkeiten in einer mitt-ventrikulären Schicht. Das Septum bewegt sich in Richtung des linken Ventrikels während gleichzeitig der rechte Ventrikel in der Systole kontrahiert (a) und jeweils umgekehrt in Diastole (b). Dieses Verhalten wird noch einmal deutlich gemacht anhand der Zeitverläufe der Radialgeschwindigkeiten in den Winkelarealen der freien Wand des rechten Ventrikels und den Winkelarealen des Septums aufgetragen in c). Das dyskinetische Verhalten zeigt sich auch in den farbkodierten Maps der *cc* für verschiedene Schichtpositionen und dem Bullseye-Plot (siehe Abschnitt 7.2.4) über alle gemessene Schichten von Basis bis Apex, welche in den Abbildungen 8.12a und 8.12b dargestellt sind.

Die Studie demonstriert die Durchführbarkeit der Phasenkontrast-Bildgebung zur Analyse der regionalen Funktion des rechten Ventrikels in Patienten mit einer Transposition der großen Arterien. Dies könnte in weiteren Untersuchungen von Patienten in verschiedenen Stadien nach dem Eingriff helfen, die Bedeutung der Abnormalitäten des Bewegungsmusters zu verstehen und daraus Möglichkeiten für die Therapieplanung anzusetzen.

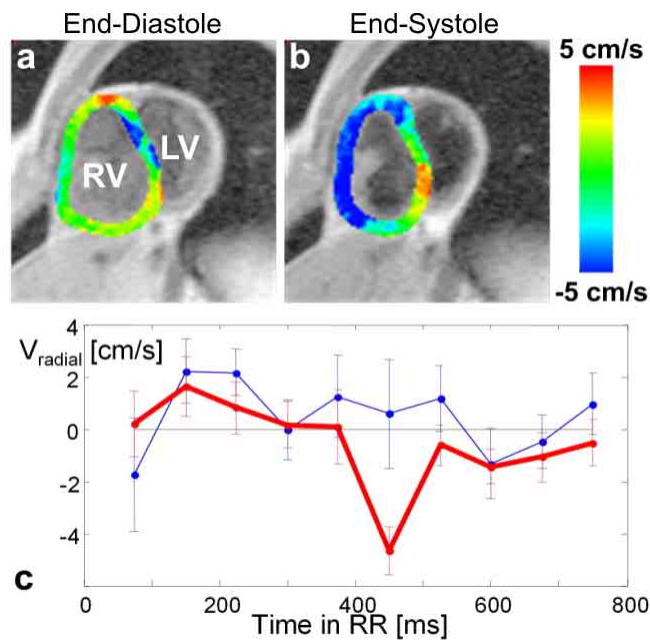


Abbildung 8.11: Farbkodierte Maps der Radialgeschwindigkeiten in der Systole (a) und der Diastole (b) eines Senning-Patienten. In c) sind die gemittelten Zeitverläufe der Radialgeschwindigkeiten über den EKG-Zyklus in der Region der freien Wand des rechten Ventrikels (rot) und der Region des Septums aufgetragen (blau). Der rechte Ventrikel als Systemventrikel ist an der ungewöhnlich dicken Herzwand erkennbar.

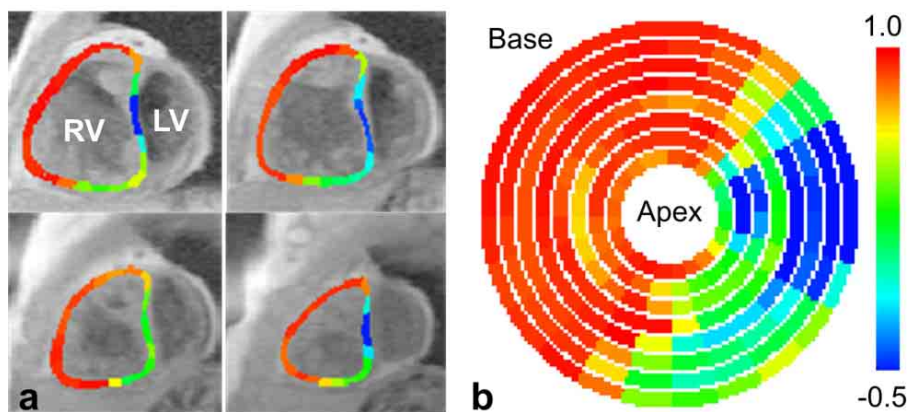


Abbildung 8.12: Maps der farbkodierten Korrelationskoeffizienten in einem anderen Senning-Patienten von jeder zweiten gemessenen Schicht (a) und einer Darstellung als Bullseye-Plot über alle aufgenommenen Schichten. Die Korrelationskoeffizienten wurden der end-diastolischen Herzphase überlagert.

8.3 Tracking der Vektorfelder

Im folgenden werden die Ergebnisse aus den in Kapitel 7.4.2 beschriebenen Ansätzen des Trackings der aus den Phasenkontrast-Daten gewonnenen Vektorfeldern vorgestellt. Dies sind zum einen die Geschwindigkeitsvektorfelder und zum anderen die daraus abgeleiteten Beschleunigungsvektorfelder. Dabei wurden zwei Datensätze von gesunden Probanden jeweils mit Atemanhalteperioden und unter freier Atmung aufgenommen. Die atemangehaltene Messung wurde mit einer Schichtdicke von 8 mm durchgeführt, so dass 10 Schichten notwendig waren, um den kompletten linken Ventrikel mit lückenlosen Schichten abzudecken. Die Akquisitionszeit der atemangehaltenen Messungen lag bei ca. 10 Minuten. Aufgrund der kleineren Schichtdicke von 5 mm bei der Messung unter freier Atmung waren hier 17 Schichten notwendig. Die Sequenzparameter für die beiden unterschiedlichen Akquisitionsstrategien wurden in Kapitel 6.4.6 detailliert aufgeführt. Die durchschnittliche Scan-Effizienz für die Messungen während freier Atmung lag bei 35%, was eine Akquisitionszeit von ca. 25 Minuten für die Phasenkontrast-Daten bedeutet.

8.3.1 Geschwindigkeitsvektorfelder

Tabelle 8.2 fasst die Durchschnittswerte der Anzahl, der durchschnittlichen Länge und der maximalen Länge aller gefundenen Tracks der Datensätze der beiden Probanden zusammen. Bei der durchschnittlichen Länge ist zu berücksichtigen, dass hier nur Tracks eingehen welche mindestens 20 Voxel durchlaufen haben (siehe Tracking-Algorithmus in Abschnitt 7.4.1). Die Werte werden jeweils unterteilt in die Datensätze, welche während Atemanhaltens und während freier Atmung aufgenommen wurden und des weiteren ob die Berechnung mit oder ohne Verwerfung der Bewegungskomponente senkrecht zur Herzwand durchgeführt wurde (siehe Kapitel 7.4.2).

	Vektorfeld	BH	FB
Anzahl der Tracks	V mit RC	2120	6625
	V ohne RC	5432	13605
Durchschnittliche Länge der Tracks [mm]	V mit RC	28.6	28.2
	V ohne RC	44.2	59.7
Maximale Länge der Tracks [mm]	V mit RC	60.0	60.1
	V ohne RC	112.6	161.8

Tabelle 8.2: Durchschnittliche Anzahl, durchschnittliche Länge und maximale Länge der gefundenen Tracks für die Datensätze der atemangehaltenen (BH) und frei geatmeten (FB) Messungen ($N=2$). Zusammengefasst sind die Werte sind für die Geschwindigkeits-Tracks mit und ohne radiale Komponente (RC).

Die durchschnittliche und maximale Länge unter Beibehaltung der radialen Bewegungskomponente ist unterscheidet sich nur wenig für die atemangehaltenen und freigeatmeten Akquisitionen, da die Tracks an den Grenzen der Herzwand enden. Deutlich längere Tracks werden unter Verwerfung der radialen Komponenten gefunden. In diesem Falle ist auch ein deutlicher Unterschied in den

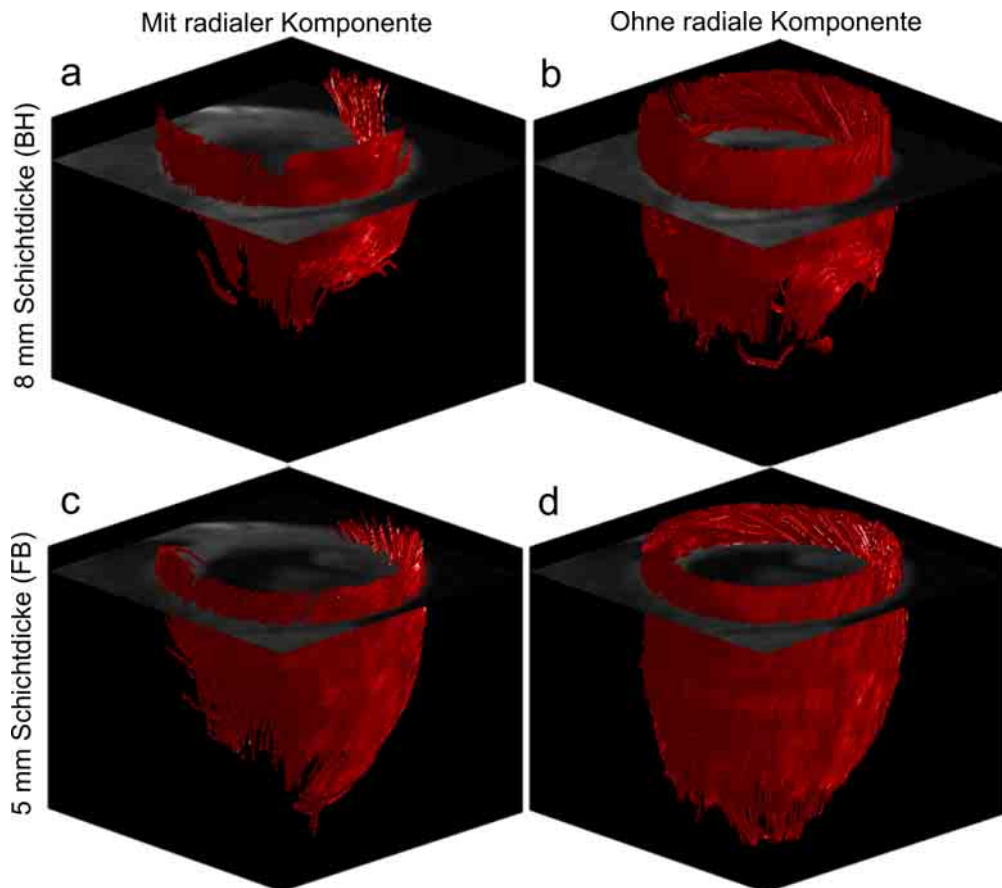


Abbildung 8.13: Dreidimensionale Darstellung der Geschwindigkeits-Tracks berechnet aus der zweiten Phase des EKG-Zyklus.

Messungen mit unterschiedlicher Schichtdicke zu sehen, d.h. bei den dünneren Schichten wird die Anzahl und die Länge der Tracks wesentlich höher. Abbildung 8.13a und b zeigt eine dreidimensionale Darstellung der Geschwindigkeits-Tracks eines während Atemanhaltens aufgenommenen Datensatzes mit (a) und ohne (b) der radialen Bewegungskomponente. Die kurzen Tracks und die schlechte Abdeckung des linken Ventrikels unter Beibehaltung der radialen Komponente sind deutlich erkennbar. In Abbildung 8.13c und d ist jeweils eine Darstellung des während freier Atmung und dünneren Schichten aufgenommenen Datensatzes gezeigt. Da der Verlauf der Herzwand gegenüber der Orientierung der Kurzsachsebene im Bereich des Apex stark geneigt ist, erhält man hier aufgrund der dünneren Schichten eine bessere Abdeckung (Partialvolumeneffekt). Für Illustrationszwecke wurden nur ca. 50% (maximal 2500) zufällig ausgewählte Tracks dargestellt.

8.3.2 Beschleunigungsvektorfelder

In Tabelle 8.3 werden die Durchschnittswerte der Anzahl, der durchschnittlichen Länge und der maximalen Länge aller gefundenen Tracks der Datensätze der beiden Probanden zusammengefasst. Durch die dünneren Schichten wird die Anzahl und die Länge der Tracks wesentlich höher. Trotz der Subtraktion der Geschwindigkeiten zwischen zwei Herzphasen zur Berechnung der Beschleunigungsvektorfelder ist hier die Anzahl und Länge der Tracks noch etwas höher als im Falle der Geschwindigkeitsvektorfelder.

	Vektorfeld	BH	FB
Anzahl der Tracks	A ohne RC	7466	17623
Durchschnittl. Tracklänge [mm]	A ohne RC	52.4	85.4
Maximale Tracklänge [mm]	A ohne RC	115.6	192.4

Tabelle 8.3: Durchschnittliche Anzahl, durchschnittliche Länge und maximale Länge der gefundenen Tracks für die Datensätze der atemangehaltenen (BH) und frei geatmeten (FB) Messungen ($N=2$) jeweils für die Beschleunigungs-Tracks ohne die radiale Komponente (RC).

Abbildung 8.14 gibt ein Beispiel für die Verschiebung benachbarter Schichten bei aufgrund verschiedener Positionen beim Atemanhalten, was auch in instruierten Probandenmessungen nicht vermeidbar ist. Gezeigt ist die Projektion aller identifizierten Tracks in x-,y- und z-Richtung des linksventrikulären Koordinatensystems mit atemangehaltenen (a) und freigeatmeten (b) Datensätzen. Abbildung 8.15 gibt eine dreidimensionale Darstellung der Beschleunigungs-

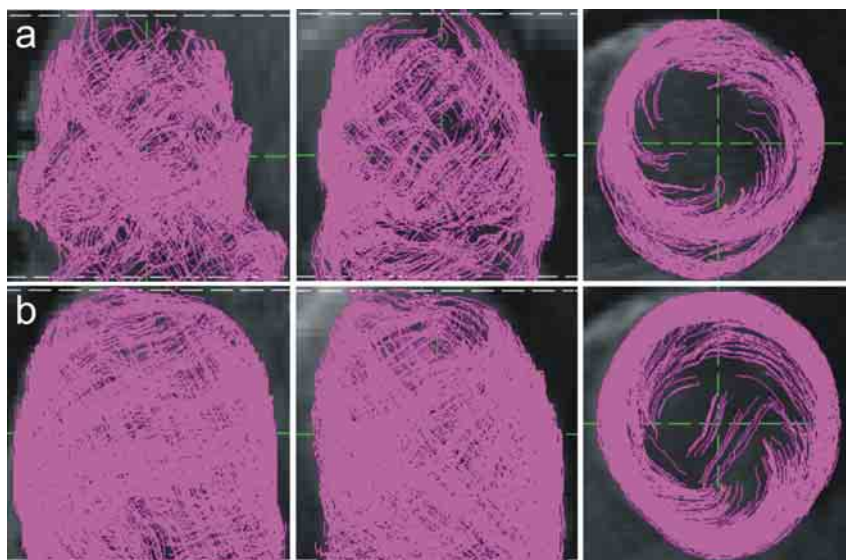


Abbildung 8.14: Projektion aller identifizierten Tracks in x-,y- und z-Richtung des linksventrikulären Koordinatensystems zur Demonstration der Verschiebung benachbarter Schichten aufgrund leicht unterschiedlicher Positionen beim Atemanhalten. Die Daten des Probanden wurden jeweils mit Atemanhalten (a) und bei freier Atmung (b) aufgenommen.

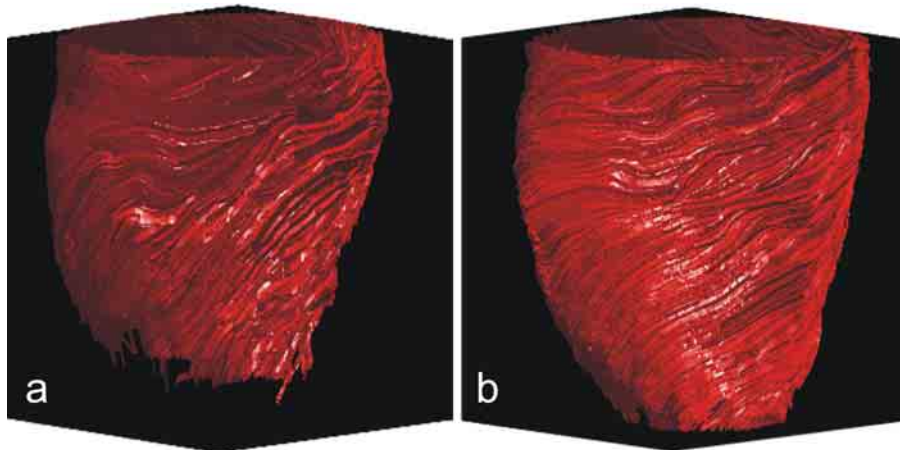


Abbildung 8.15: Dreidimensionale Darstellung der Beschleunigungs-Tracks berechnet mit einem Datensatz von 8 mm Schichtdicke aufgenommen während Atemanhaltens (a) und mit einem Datensatz von 5 mm Schichtdicke aufgenommen während freier Atmung (b).

Tracks mit eliminiertes Radialkomponente mit atemangehaltenen (a) und freigeatmeten (b) Datensätzen zur Demonstration der besseren Abdeckung des linken Ventrikels bei dünneren Schichten. Die Orientierung der Helizität der spiralen Tracks ist abhängig von der Konvention des Vorzeichens für die z-Geschwindigkeiten.

Mit der vorgestellten Evaluierung der Tracks der Geschwindigkeits- und Beschleunigungsvektorfelder bietet sich die Möglichkeit, neue Parameter aus den Phasenkontrast-Daten abzuleiten. Ein möglicher Parameter zur weiteren Evaluierung beispielsweise ist die Orientierung der Tracks gegenüber der Kurzachsebene. Abbildung 8.16 zeigt den Verlauf des mittleren Kippungswinkel der Tracks gegenüber der Kurzachsebene über die Schichten in Richtung von

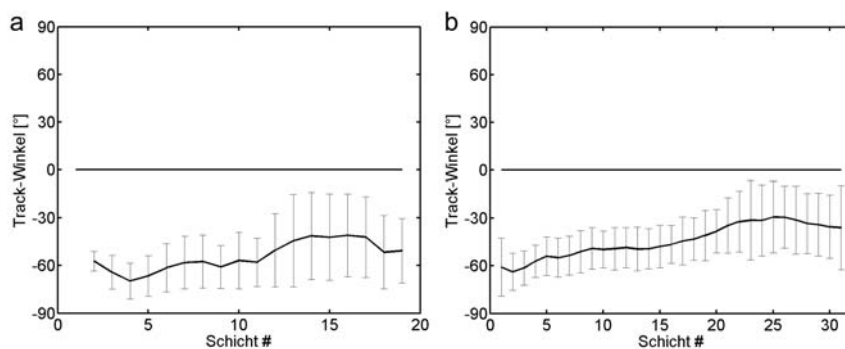


Abbildung 8.16: Der mittlere Kippungswinkel der Tracks gegenüber der Kurzachsebene aufgetragen über die Schichten in Richtung von Apex zur Basis. Berechnet wurden diese für die Beschleunigungsvektorfelder mit einem Datensatz von 8 mm Schichtdicke aufgenommen während Atemanhaltens (a) und mit einem Datensatz von 5 mm Schichtdicke aufgenommen während freier Atmung (b). Innerhalb eines jeden Voxels wurde der Kippungswinkel aller Tracks, welche das Voxel durchlaufen, gemittelt.

Apex zur Basis, welche aus den Beschleunigungsvektorfeldern berechnet wurden. Das primäre Ziel dieser Evaluierungen wird die Untersuchung sein, ob sich abgeleitete Parameter, wie z.B. die in Abbildung 8.16 gezeigten Track-Orientierungen, finden lassen, welche nützliche Parameter für klinischen Studien bezüglich prä- und postoperativer Evaluierung von Patienten darstellen.

9 Diskussion und Ausblick

Die methodischen Entwicklungen im Rahmen dieser Arbeit lagen zum einen auf der Seite der Entwicklung von Pulssequenzen, zum anderen auch auf der Entwicklung neuer Strategien bezüglich der Datennachverarbeitung und Visualisierung. Aufgrund dessen ist die Diskussion in diese zwei Abschnitte unterteilt.

9.1 Datenaufnahme

In der in Abschnitt 8.1 vorgestellten Studie wurde eine navigator-gestützte Aufnahme-strategie in Kombination mit bSSFP-Cine-Bildgebung zur Analyse der Herzfunktion vorgestellt. Zusätzlich zur verbesserten Aufnahme-Effizienz und einer Bildqualität vergleichbar zu den atemangehaltenen Messungen hat sich eine sehr gute Übereinstimmung der funktionellen Parameter wie EF, EDV, ESV und linksventrikuläre Herzmasse gezeigt. Die Bildqualität gegenüber der Aufnahme-strategie mit einem Navigator pro Herzzyklus wurde verbessert mit einer geringen Verminderung der Aufnahme-Effizienz. Obwohl mittels navigator-gestützten Messungen ein Teil der Daten verworfen werden muss, hat sich gezeigt, dass diese Messungen in Patienten mit Herzerkrankung zeiteffizienter sind, da solche Patienten oft eine gewisse Erholungszeit zwischen den atemangehaltenen Messungen benötigen [13].

Die vorgestellte Navigator-technik stellt insbesondere ein nützliches Tool für Anwendungen in pädiatrischen MR-Untersuchungen dar. Da Kinder häufig eine mangelnde Kooperation während einer Untersuchung zeigen oder sogar sediert werden müssen, können Techniken für Messungen unter freier Atmung notwendig sein [22].

Die Verwendung der Phasenkontrast-MRT zur Darstellung der linksventrikulären Myokardbewegung hat sich als ein vielversprechendes Verfahren mit einem breiten Anwendungsbereich in unterschiedlichen Patientengruppen gezeigt. Die Kombination der Phasenkontrast-Sequenz mit der vorgestellten Navigator-technik bietet ein großes Potenzial zur detaillierten Untersuchung des zeitlich hochaufgelösten Bewegungsmuster des Myokards. Die in Kapitel 8.2.1 vorgestellten zeitlich hochaufgelösten Messungen haben neue Details im Bewegungsmuster aufgelöst, welche mit der Auflösung der bisherigen atemangehaltenen Sequenz nicht sichtbar war. Anhand dieser Detailinformationen könnten die Daten solcher Messungen dazu beitragen, das Verständnis über den genauen Kontraktionsablauf des Herzens zu erweitern.

Weiterhin bieten die navigator-gestützten Messungen die Möglichkeit die räumliche Auflösung zu erhöhen, um eine Bewegungsanalyse des rechten Ventrikels durchzuführen. Da der rechte Ventrikel ein wesentlich dünneres Myokard auf-

weist als der linke Systemventrikel, ist hier eine höhere räumliche Auflösung erforderlich, welche zu einer Verlängerung der Messdauer führt.

Die in Abschnitt 8.1 vorgestellten Artefakte aufgrund von Signaloszillationen sind spezifisch für die bSSFP-Bildgebung und spielen im Falle der Phasenkontrast-Bildgebung aufgrund der dort verwendeten Gradientenecho-Sequenzen keine Rolle. Eine mögliche Methode zur Vermeidung dieser Artefakte ist die Verwendung einer invers-zentrischen k-Raum-Aufnahme, welche die Signaloszillationen in den äußeren Bereich des k-Raumes bringen würde. In Kombination mit 'gepaarten' Phasenkodierschritten, welche den k-Raum in benachbarte Zeilen gruppiert, könnten wirbelstrombedingte Artefakte vermieden werden [16].

Eine weitere Verbesserung für die Aufnahme der bSSFP- sowie der Phasenkontrast-Daten könnte durch Verwendung von radialen k-Raum-Trajektorien erreicht werden. In Kombination mit einer angulären Unterabtastung wurde diese Aufnahmetechnik für 2D- und 3D-Phasenkontrast-Messungen von Gefäßen genutzt und dabei die Messzeit gegenüber der konventionellen kartesischen k-Raum-Abtastung um bis zu 75% verkürzt [11]. Eine weitere Reduzierung der Messzeit ließe sich durch die Verwendung von parallelen Bildgebungstechniken erreichen [118, 104, 50]. Die Genauigkeit bei der Verwendung von parallelen Bildgebungstechniken bei Phasenkontrast-Messungen wurde dabei schon verifiziert [123]. Eine Möglichkeit der SNR-Rückgewinnung bietet sich durch eine optimale Abstimmung zwischen der Bandbreite, TR und dem durch die parallele Bildgebung gegebenen Beschleunigungsfaktor [134]. Des Weiteren kann das SNR beim Übergang zu Messungen bei einer höheren Feldstärke von 3 Tesla erhöht werden.

Die vorgestellten Phasenkontrast-Messungen unter freier Atmung basierten alle auf 2D-Messungen, da zum einen die Akquisitionszeit einer einzelnen Messung noch relativ kurz bleibt, zum anderen aber auch die Einzelschichtmessungen eine gute Blutsättigung aufzeigen. Da hier die Datenaufnahme nicht auf eine Atemhalteperiode limitiert ist, kann diese Methode auch mit einer 3D-Aufnahme der Phasenkontrast-Daten kombiniert werden um somit das SNR und die räumliche Auflösung zu erhöhen [81]. In diesem Falle wäre zu untersuchen, wie man eine ausreichende Blutsättigung über den Herzzyklus erzielt. Im Falle einer 3D-Aufnahme hat man den Vorteil, dass beliebige Schichten reformatiert werden können [64] und somit auch eine Beurteilung der Längsachsenkontraktion und -Expansion des linken Ventrikels möglich wäre. Ein Nachteil einer 3D-Aufnahme-Technik ist eine mögliche Änderung der end-expiratorischen Position im Laufe der verhältnismäßig langen Messung aufgrund einer Veränderung des Atmungsmusters. In diesem Falle wäre die Effizienz der Datenaufnahme reduziert, im äußersten Falle müsste die Messung abgebrochen und mit angepasstem Toleranzfenster wiederholt werden. Bei Verwendung der vorgestellten 2D-Techniken ist die Verlängerung einer Messung recht klein, bei 3D-Aufnahmen hingegen kann eine Veränderung des Atmungsmusters eine deutliche Verlängerung verursachen. Eine automatische Korrektur für eine Positionsänderung während der Messung würde diese 3D-Problematik beheben, wie es schon für Untersuchungen von Koronararterien vorgestellt wurde [121].

Die vorgestellte Implementierung der navigator-gestützten Aufnahmetechnik wurde bei der bSSFP-Bildgebung sowie auch der Phasenkontrast-Bildgebung mit einer prospektiven EKG-Triggerung kombiniert (siehe Kapitel 5.2.1). Für eine retrospektive Aufnahme müsste die Aufnahmestrategie etwas modifiziert werden. Des Weiteren kann die Navigatorotechnik auch mit einer Nachführung der bildzugebenden Schicht entsprechend der Verschiebung des Diaphragmas implementiert werden [26]. Hier würde die Auswertung der Navigatorechos unmittelbar nach deren Aufnahme erfolgen, was zu einer Verlängerung des ersten Navigators von 10 ms führt. Mittels dieser Bewegungskorrektur würde sich ein breiteres Toleranzfenster anbieten. Die Verwendung einer adaptiven Gating-Technik, welche auf einer k-Raum-Wichtung basiert, bietet eine Möglichkeit, die Aufnahme-Effizienz ohne zusätzliche signifikante Bewegungsartefakte (abgesehen von einer leichten Zunahme von Blurring) zu erhöhen [135].

9.2 Datennachverarbeitung

In Bezug auf die Nachverarbeitung der Phasenkontrast-Daten hat sich das entwickelte Software-Paket für die Auswertungen der Probandenmessungen und Patientenstudien als zuverlässig und benutzerfreundlich erwiesen. Neben der Flexibilität der Nachverarbeitungs-Software wurde auch die Daten-Handhabung möglichst einfach gestaltet. Das Prozessieren der Daten, insbesondere die semi-automatische Segmentierung der linksventrikulären Konturen, wurde weitgehend optimiert, so dass für die Segmentierung eines Datensatzes mit beispielsweise 5 Schichten und 12 Herzphasen ca. 30 Minuten für die 60 resultierenden Einzelbilder erfordert.

Die Idee eines Tracking der Geschwindigkeits- und Beschleunigungsvektorfelder basierend auf Phasenkontrast-Daten wurde vorgestellt mit dem Ziel zu untersuchen, inwieweit daraus relevante Informationen für die Architektur der Herzmuskelfasern extrahiert werden können. Die vorgeschlagene Evaluierung der Geschwindigkeits- und Beschleunigungs-Tracks bietet das Potenzial neue Parameter abzuleiten und zu untersuchen. Die parametrisierten Daten wurden durch die navigator-gestützte Aufnahmestrategie und die Track-Berechnung ohne die Bewegungskomponente senkrecht zur Herzwand verbessert, was in einer deutlich besseren Abdeckung des linken Ventrikels der identifizierten Tracks resultierte.

Die berechneten Tracks korrespondieren nicht notwendigerweise mit der Richtung existierender anatomischer Herzmuskelfasern. Dies ist in der komplexen Bewegung der Herzwand begründet, welche durch die Wechselwirkung zwischen der in Faserrichtung wirkenden momentanen Kraft und globalen Kräften wie der Trägheitsbewegung des Herzens charakterisiert ist. Die Absicht dieser heuristischen Parametrisierung ist nicht primär eine exakte biometrische Charakterisierung der Orientierung der Faserstruktur, sondern die Bestimmung von stabilen und reproduzierbaren Surrogatparametern. Solche Parameter könnten nützlich sein zur Charakterisierung der Bewegungsgeometrie im Therapieverlauf am Individuum ebenso wie zum interindividuellen Vergleich zur Diagnose

und gegebenenfalls zur Therapieentscheidung dienen.

Die Beurteilung inwieweit die generierten Geschwindigkeits-Tracks den Orientierungen der Faserstruktur entsprechen erfordert ein Vergleich der geschwindigkeitsbasierten Evaluierung mit histologischen Untersuchungen. In menschlichem Gewebe ist solch ein Vergleich nicht möglich und ist auch in Tiermodellen ethisch problematisch. Studien an kleineren Tieren könnten hierfür in Frage kommen sein. Wie auch immer kann man nicht davon ausgehen, dass die Anteile der entsprechenden Kräfte F_{loc} , F_{ext} und P_{tot} linear mit deren Größe skaliert (siehe auch Abschnitt 7.4.2). Solch eine Verifizierung durch post-mortem-Evaluierungen ist möglich, würde aber neben der Verwendung der Tiere die Aufgabe der Datenaufnahme an Kleintieren erfordern.

Die Tatsache, dass nur der Netto-Effekt der resultierenden Bewegung innerhalb eines Voxels beobachtet wird ist eine fundamentale Limitation der abgeleiteten Informationen aus den Geschwindigkeitsdaten. Für verflochtene Faserstrukturen mit unterschiedlichen Orientierungen können auch sehr komplizierte dynamische Modelle nur die Richtung der resultierenden Kraft detektieren und sind somit nicht in der Lage Gewebetypen mit unterschiedlichen Faserrichtungen zu identifizieren (siehe auch Abschnitt 5.6). Da die Absicht dieses Ansatzes die Ableitung klinisch nützlicher Surrogatparameter für die Verwendung in Patientenstudien ist, ist die biometrische Verifizierung auch nur von sekundärem Interesse. Das primäre Ziel wird die Untersuchung sein, ob sich abgeleitete Parameter (wie z.B. Track-Orientierung, Länge der Tracks,...) finden lassen, welche nützliche Parameter für klinischen Studien darstellen. Dafür sind weitere Untersuchungen von Probanden- und Patienten-Datensätzen notwendig um eine detaillierte Analyse der abgeleiteten Tracking-Daten durchzuführen. Eine Arbeitshypothese hierbei ist es, dass eine gegenüber der Kurzachse des Herzens mehr tangentiale Ausrichtung der Herzmuskelfasern eine ineffiziente Kraftwirkung bewirkt, während eine mehr diagonale Ausrichtung bei gleicher Leistung des Muskels eine wesentlich effizientere Pumpleistung mit sich bringt. Des Weiteren wurde bisher bei der Analyse der Geschwindigkeits- und Beschleunigungsvektorfelder nur ein Zeitpunkt im Herzzyklus untersucht. Eine Evaluierung von verschiedenen Herzphasen könnte eventuell mehr Informationen über Subregionen der Herzwand und deren Beitrag zur Herzwandbewegung ergeben. Dies könnte dazu beitragen, konkurrierende Modelle der Struktur und Funktionsweise des Herzmuskels wie z.B. das schon in Abschnitt 5.6 erwähnte Bandmodell zu verifizieren [25].

Für ein besseres Verständnis der Funktion des Herzmuskels wurden elektromechanische Herzmodelle entwickelt, welche die Elektrophysiologie der Zellen, die Erregungsausbreitung im Gewebe, sowie die elasto-mechanischen Eigenschaften des Herzens modellieren [61]. Hier wurden zum einen kontinuumsmechanische Modelle vorgestellt [76], zum anderen aber auch diskrete Modelle, welche auf einem Feder-Masse-System basieren [89, 90]. Diese Herzmodelle simulieren die Herzwandbewegung unter Berücksichtigung der elektrischen Erregungsausbreitung und der anisotropen mechanischen Eigenschaften von Gewebe sowie der Viskosität von Blut. Insbesondere verlangen diese Modelle eine vorgegebene Herzfaserstruktur, z.B. aus [1].

Die Anwendung solcher elektro-mechanischen Herzmodelle auf die Phasenkontrast-Daten könnte dazu verwendet werden, die Plausibilität der vorgestellten Evaluierung zu untersuchen. Hierzu könnte in einer Vorwärtsberechnung zunächst in simulierten idealen Faserverläufen untersucht werden, ob und inwieweit die obigen Hypothesen die berechneten Bewegungsverläufe widerspiegeln. Unter Annahme von den aus den obigen Berechnungen gewonnenen 'Pseudo-Faserverläufen' würde sich im Umkehrschluss anbieten durch Simulationen zu zeigen, ob die mit diesen Faserverläufen berechneten Bewegungsvektoren mit den tatsächlichen übereinstimmen.

In Kapitel 3.2 wurde bereits erwähnt, dass aufgrund der Selbstinduktivität der Gradientenspulen bei hohen Stromstärken starke Wirbelströme erzeugt werden. Diese wirken dem Gradientenfeld entgegen und können zu einer Verzerrung der Gradientenfelder und somit zu artefaktinduzierten Bildern führen. Zu Vermeidung von Wirbelströmen werden die Gradientenfelder so in ihrer Form modifiziert, dass die wirbelstrombedingten Verzerrungen kompensiert werden. Bei Verwendung sehr starker Gradienten ist diese Korrektur ungenügend und man kann bei bekannter abhängig von Gradienteneigenschaften und Gradientenparametern nachträglich mittels Post-Processing eine Korrektur der Daten durchführen [2]. Im Falle der Phasenkontrast-Sequenz haben Wirbelstromeffekte aufgrund der starken Gradienten zur Geschwindigkeitskodierung einen Einfluss auf die Akquisition und können eine Änderung der Signalphase über das Messobjekt hervorrufen. Im Falle der Phasenkontrast-Daten bedeutet dies eine geringfügige Verfälschung der gemessenen Geschwindigkeiten gegenüber den tatsächlich auftretenden Geschwindigkeiten.

Ein weiterer Effekt, welcher die Signalphase in den Phasenkontrast-Daten beeinflusst, sind die sogenannten Maxwell-Terme [15]. Als eine Konsequenz der Maxwell-Gleichungen entstehen beim gleichzeitigen Schalten von Gradienten in unterschiedliche Raumrichtungen zusätzlich zum Magnetfeld $B_{ges} = B_0 + G_x x + G_y y + G_z z$ weitere Terme, die sogenannten 'Concomitant gradients'. Aufgrund der starken bipolaren Gradienten führen diese Maxwell-Terme zu Gradientenfeldinhomogenitäten, welche bei den Phasenkontrast-Daten eine Verfälschung der Signalphase über das Messobjekt bedingen. Da man Amplitude und Dauer der Gradienten innerhalb der Pulssequenz kennt, lassen sich die Signalphase im Anschluss an die Messung korrigieren.

Beide Effekte wirken sich um so stärker aus je weiter man sich vom Isozentrum des Scanners entfernt. Für quantitative Geschwindigkeitsmessungen über einen kleinen Bereich im Isozentrum spielen die Effekte eine vernachlässigbare Rolle. Wirbelstrom- oder Maxwell-Korrekturen wurden bezüglich der Phasenkontrast-Daten nicht implementiert, würden aber sicherlich eine Verbesserung in der Qualität der Daten herbeiführen.

Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war Entwicklung, Implementierung und Erprobung von MR-tomographischen Messsequenzen zur Akquisition zeitlich und räumlich hochaufgelöster Geschwindigkeitsdaten für die Erfassung der Bewegung des linken Ventrikels. Darüber hinaus lag ein weiterer Schwerpunkt der Arbeit auf der Nachverarbeitung der erhaltenen Geschwindigkeitsdaten für eine genaue Analyse der lokalen Bewegungen des linken Ventrikels und die Visualisierung der erhaltenen Information. Des Weiteren sind Ansätze entwickelt worden, wie sich aus den die Herzbewegung beschreibenden Daten Informationen extrahiert werden können, welche Aussagen über die Charakterisierung der Herzmuskelfaserstruktur erlauben.

Die methodische Entwicklung umfasste die Implementierung einer k-Raum-segmentierten Phasenkontrast-Pulssequenz zur zeitaufgelösten Erfassung (Cine-Bildgebung) der 3-direktionalen Geschwindigkeitsvektorfelder des Herzmuskels. Die Sequenz beinhaltet Blutsättigungs- und Flusskompensations-Techniken zur Vermeidung von blutfluss- und herzbewegungs-bedingten Bildartefakten sowie die Verwendung der View-Sharing-Technik zur Verbesserung der zeitlichen Auflösung. Die Sequenz wurde in einem ersten Arbeitsschritt so implementiert, dass die Referenzmessung und die geschwindigkeitskodierte Messungen in allen drei Raumrichtungen innerhalb einer Atemanhalteperiode aufgenommen werden. Die Sequenz wurde zu Studien der quantitativen Analyse der Herzfunktion an Patienten mit unterschiedlichen Pathologien eingesetzt.

Da die Datenaufnahme auf die Länge der Atemanhalteperioden limitiert ist und somit auch die zeitliche und räumliche Auflösung der Geschwindigkeitsdaten begrenzt ist, wurden Strategien mittels Navigator-Techniken entwickelt, welche die Datenaufnahme unter freier Atmung erlauben. Ein wichtiger Punkt bestand dabei in der Entwicklung einer effektiven Aufnahmestrategie bezüglich Cine-Bildgebung unter freier Atmung bei gleichzeitiger Vermeidung von atmungsbedingten Bildartefakten. Zur Validierung wurde die Navigator-Technik in eine bSSFP-Sequenz implementiert, eine in der klinischen Routine etablierte Pulssequenz zur Untersuchung von Herzfunktionsparametern. Damit wurden Messungen an Probanden und Patienten durchgeführt und mit der konventionellen Sequenz für Aufnahmen während Atemanhalteperioden anhand der Bildqualität und ausgewerteten Herzfunktionsparameter verglichen.

Ein wesentlicher Teil der Nachverarbeitung bestand in einer möglichst automatisierten und zuverlässigen Auswertung der Phasenkontrast-Daten. Zum einen stand dabei die Umsetzung der pixelweisen Geschwindigkeitsdaten in Parame-

ter, welche eine objektivierbare Charakterisierung der Bewegung des linken Ventrikels erlauben, im Vordergrund. Zum anderen spielte die Visualisierung und Handhabung der Daten für den Einsatz in klinischen Studien eine wichtige Rolle. Dazu wurde ein umfangreiches und flexibles Softwarepaket mit einer benutzerfreundlichen Oberfläche entwickelt, welches eine standardisierte Auswertung der gemessenen Daten erlaubt und verschiedene Visualisierungsmodi sowie diverse Optionen der Nachverarbeitung zur exakten Analyse von Bewegungsstörungen in der Herzwand zur Verfügung stellt.

Die Phasenkontrast-Messungen wurden anhand von Probandenmessungen evaluiert und darüber hinaus in zwei klinischen Patientenstudien zur genauen Untersuchung der Myokardbewegung bei bestimmten Pathologien eingesetzt. Bei Patienten mit Myokardinfarkt hat sich gezeigt, dass sich der Infarktbereich abhängig von der Ausdehnung über die Herzwand in unterschiedlich ausgeprägten Änderungen der Geschwindigkeitsparameter auswirkt. Bei Patienten mit einem rechten Systemventrikel kann festgehalten werden, dass die Bewegung des Septums des Ventrikels ein abnormales Bewegungsmuster aufweist. Insbesondere mit dem Vergleich von Geschwindigkeitsverläufen über den Herzzyklus in interaktiv selektierbaren Regionen in der Herzwand oder mit Hilfe der Korrelationsanalyse konnten pathologische Bewegungsstörungen bei den Patientenstudien im Vergleich zu normalen Kontraktionsmustern analysiert werden.

Des Weiteren wurde ein Tracking der Geschwindigkeits- und Beschleunigungsvektorfelder basierend auf Phasenkontrast-Daten implementiert mit dem Ziel zu untersuchen, inwieweit daraus relevante Informationen für die Architektur der Herzmuskelfasern extrahiert werden können. Mit der vorgeschlagenen Evaluierung der Geschwindigkeits- und Beschleunigungs-Tracks wurden dabei neue Informationen zur Verfügung gestellt. Die parametrisierten Daten wurden durch die navigator-gestützte Aufnahmestrategie und durch die Berechnung der Tracks unter Verwerfung der Bewegungskomponente senkrecht zur Herzwand insofern verbessert, dass die identifizierten Tracks zu einer deutlich besseren Abdeckung des linken Ventrikels geführt haben.

Literaturverzeichnis

- [1] MJ Ackerman. The visible human project. *J Biocommun*, 18(2):14, 1991.
- [2] CB Ahn and ZH Cho. Analysis of eddy currents in nuclear magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med*, 17(1):149–63, 1991.
- [3] AH Aletras, RS Balaban, and H Wen. High-resolution strain analysis of the human heart with fast-dense. *J Magn Reson*, 140(1):41–57, 1999.
- [4] AH Aletras, S Ding, RS Balaban, and H Wen. Dense: displacement encoding with stimulated echoes in cardiac functional mri. *J Magn Reson*, 137(1):247–52, 1999.
- [5] AH Aletras and H Wen. Mixed echo train acquisition displacement encoding with stimulated echoes: an optimized dense method for in vivo functional imaging of the human heart. *Magn Reson Med*, 46(3):523–34, 2001.
- [6] AE Arai, CC Gaither, FH Epstein, RS Balaban, and SD Wolff. Myocardial velocity gradient imaging by phase contrast mri with application to regional function in myocardial ischemia. *Magn Reson Med*, 42(1):98–109, 1999.
- [7] DJ Atkinson and RR Edelman. Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turboflash sequence. *Radiology*, 178(2):357–60, 1991.
- [8] L Axel and L Dougherty. Heart wall motion: improved method of spatial modulation of magnetization for mr imaging. *Radiology*, 172(2):349–50, 1989.
- [9] DR Bailes, DJ Gilderdale, GM Bydder, AG Collins, and DN Firmin. Respiratory ordered phase encoding (rope): a method for reducing respiratory motion artefacts in mr imaging. *J Comput Assist Tomogr*, 9(4):835–8, 1985.
- [10] PA Bandettini, A Jesmanowicz, EC Wong, and JS Hyde. Processing strategies for time-course data sets in functional mri of the human brain. *Magn Reson Med*, 30(2):161–73, 1993.
- [11] AV Barger, DC Peters, WF Block, KK Vigen, FR Korosec, TM Grist, and CA Mistretta. Phase-contrast with interleaved undersampled projections. *Magn Reson Med*, 43(4):503–9, 2000.

- [12] PJ Basser, J Mattiello, and D LeBihan. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the nmr spin echo. *J Magn Reson B*, 103(3):247–54, 1994.
- [13] NG Bellenger, PD Gatehouse, K Rajappan, J Keegan, DN Firmin, and DJ Pennell. Left ventricular quantification in heart failure by cardiovascular mr using prospective respiratory navigator gating: comparison with breath-hold acquisition. *J Magn Reson Imaging*, 11(4):411–7, 2000.
- [14] NG Bellenger and DJ Pennell. Assessment of cardiac function. In W. J. Manning and D. J. Pennell, editors, *Cardiovascular Magnetic Resonance*, pages 99–112. Churchill Livingstone, 2002.
- [15] MA Bernstein, XJ Zhou, JA Polzin, KF King, A Ganin, NJ Pelc, and GH Glover. Concomitant gradient terms in phase contrast mr: analysis and correction. *Magn Reson Med*, 39(2):300–8, 1998.
- [16] O Bieri and K Scheffler. Generic eddy-current compensation in balanced steady-state free precession. In *Proc 12th Annual Meeting ISMRM*, page 104, Kyoto, 2004.
- [17] F Bloch. Nuclear induction. *Phys. Rev.*, 70:460–474, 1946.
- [18] DA Bluemke, JL Boxerman, E Atalar, and ER McVeigh. Segmented k-space cine breath-hold cardiovascular mr imaging: Part 1. principles and technique. *AJR Am J Roentgenol*, 169(2):395–400, 1997.
- [19] DJ Bryant, JA Payne, DN Firmin, and DB Longmore. Measurement of flow with nmr imaging using a gradient pulse and phase difference technique. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 8(4):588–93, 1984.
- [20] HY Carr. Steady-state free precession in nuclear magnetic resonance. *Physical Review*, 112(5):1693–1701, 1958.
- [21] PS Chen, YM Cha, BB Peters, and LS Chen. Effects of myocardial fiber orientation on the electrical induction of ventricular fibrillation. *Am J Physiol*, 264(6 Pt 2):H1760–73, 1993.
- [22] T Chung, R Krishnamurphy, GW Vick, JP Kovalchin, and R Muthupillai. Retrospectively-gated, respiratory-triggered ssfp sequence for assessing lv function in freely-breathing pediatric patients. In *Proc 12th Annual Meeting ISMRM*, page 1820, Kyoto, 2004.
- [23] C Cohen-Tannoudji, B Diu, and F Laloe. *Quantenmechanik*. de Gruyter-Verlag, 1999.
- [24] RT Constable, KM Rath, AJ Sinusas, and JC Gore. Development and evaluation of tracking algorithms for cardiac wall motion analysis using phase velocity mr imaging. *Magn Reson Med*, 32(1):33–42, 1994.
- [25] J Cox. Seminars in thoracic and cardiovascular surgery. *American Association for Thoracic Surgery*, 13:298–416, 2001.

- [26] PG Danias, MV McConnell, VC Khasgiwala, ML Chuang, RR Edelman, and WJ Manning. Prospective navigator correction of image position for coronary mr angiography. *Radiology*, 203(3):733–36, 1997.
- [27] M Deimling and O Heid. Magnetization prepared true fisp imaging. In *2nd Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance*, page 495, San Francisco CA, USA, 1994.
- [28] J Dou, TG Reese, WY Tseng, and VJ Wedeen. Cardiac diffusion mri without motion effects. *Magn Reson Med*, 48(1):105–14, 2002.
- [29] J Dou, WY Tseng, TG Reese, and VJ Wedeen. Combined diffusion and strain mri reveals structure and function of human myocardial laminar sheets in vivo. *Magn Reson Med*, 50(1):107–13, 2003.
- [30] M Doyle, E Kortright, AS Anayiotos, AM Elmahdi, EG Walsh, AR Fuisz, and GM Pohost. Rapid velocity-encoded cine imaging with turbo-brisk. *J Cardiovasc Magn Reson*, 1(3):223–32, 1999.
- [31] M Doyle, EG Walsh, GG Blackwell, and GM Pohost. Block regional interpolation scheme for k-space (brisk): a rapid cardiac imaging technique. *Magn Reson Med*, 33(2):163–70, 1995.
- [32] M Drangova, Y Zhu, and NJ Pelc. Effect of artifacts due to flowing blood on the reproducibility of phase-contrast measurements of myocardial motion. *J Magn Reson Imaging*, 7(4):664–8, 1997.
- [33] O Dössel. *Bildegende Verfahren in der Medizin: von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Springer-Verlag, 26. auflage edition, 2000.
- [34] CL Dumoulin, SP Souza, MF Walker, and W Wagle. Three-dimensional phase contrast angiography. *Magn Reson Med*, 9(1):139–49, 1989.
- [35] RR Edelman, D Chien, and D Kim. Fast selective black blood mr imaging. *Radiology*, 181(3):655–60, 1991.
- [36] RR Edelman, J Gaa, VJ Wedeen, E Loh, JM Hare, P Prasad, and W Li. In vivo measurement of water diffusion in the human heart. *Magn Reson Med*, 32(3):423–8, 1994.
- [37] WA Edelstein, JM Hutchison, G Johnson, and T Redpath. Spin warp nmr imaging and applications to human whole-body imaging. *Phys Med Biol*, 25(4):751–6, 1980.
- [38] RL Ehman and JP Felmlee. Adaptive technique for high-definition mr imaging of moving structures. *Radiology*, 173(1):255–63, 1989.
- [39] RL Ehman, MT McNamara, M Pallack, H Hricak, and CB Higgins. Magnetic resonance imaging with respiratory gating: techniques and advantages. *AJR Am J Roentgenol*, 143(6):1175–82, 1984.

- [40] RR Ernst and WA Anderson. Application of fourier transform spectroscopy to magnetic resonance. *Rev. Sci. Instr.*, 37:93–102, 1966.
- [41] RR Ernst, G Bodenhausen, and A Wokaun. *Principles of Nuclear Magnetic Resonance in One and Two Dimensions*. Clarendon Press, 1987.
- [42] JA Feinstein, FH Epstein, AE Arai, TK Foo, MR Hartley, RS Balaban, and SD Wolff. Using cardiac phase to order reconstruction (captor): a method to improve diastolic images. *J Magn Reson Imaging*, 7(5):794–8, 1997.
- [43] D Firmin and J Keegan. Navigator echoes in cardiac magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*, 3(3):183–93, 2001.
- [44] SE Fischer, GC McKinnon, SE Maier, and P Boesiger. Improved myocardial tagging contrast. *Magnetic Resonance in Medicine*, 30(2):191–200, 1993.
- [45] SE Fischer, GC McKinnon, MB Scheidegger, W Prins, D Meier, and P Boesiger. True myocardial motion tracking. *Magn Reson Med*, 31(4):401–13, 1994.
- [46] TK Foo, MA Bernstein, AM Aisen, RJ Hernandez, BD Collick, and T Bernstein. Improved ejection fraction and flow velocity estimates with use of view sharing and uniform repetition time excitation with fast cardiac techniques. *Radiology*, 195(2):471–8, 1995.
- [47] CC Fox and GM Hutchins. The architecture of the human ventricular myocardium. *Johns Hopkins Med J*, 130(5):289–99, 1972.
- [48] J Garot, DA Bluemke, NF Osman, CE Rochitte, ER McVeigh, EA Zerhouni, JL Prince, and JA Lima. Fast determination of regional myocardial strain fields from tagged cardiac images using harmonic phase mri. *Circulation*, 101(9):981–8, 2000.
- [49] RA Greenbaum, SY Ho, DG Gibson, AE Becker, and RH Anderson. Left ventricular fibre architecture in man. *Br Heart J*, 45(3):248–63, 1981.
- [50] MA Griswold, PM Jakob, RM Heidemann, M Nittka, V Jellus, J Wang, B. Kiefer, and A Haase. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (grappa). *Magn Reson Med*, 47(6):1202–10, 2002.
- [51] EM Haacke and GW Lenz. Improving mr image quality in the presence of motion by using rephasing gradients. *AJR Am J Roentgenol*, 148(6):1251–8, 1987.
- [52] M Haacke, RW Brown, MR Thompson, and R Venkatesan. *Magnetic Resonance Imaging*. Wiley-Liss, New York, 1999.
- [53] A Haase, J Frahm, and KD Matthaei. Flash imaging. rapid nmr imaging using low flip angles. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 67:258–266, 1986.

- [54] EL Hahn. Spin echoes. *Phys. Rev.*, 80:580–594, 1950.
- [55] H Haken and HC Wolf. *Atom- und Quantenphysik*. Springer-Verlag, 1993.
- [56] J Hennig, B Schneider, S Peschl, M Markl, T Krause, and J Laubenberg. Analysis of myocardial motion based on velocity measurements with a black blood prepared segmented gradient-echo sequence: methodology and applications to normal volunteers and patients. *J Magn Reson Imaging*, 8(4):868–77, 1998.
- [57] RS Hinks. Monitored echo gating for reduction of motion artifacts. *Magn Reson Imaging*, 6(48), 1988.
- [58] MB Hofman, AC van Rossum, M Sprenger, and N Westerhof. Assessment of flow in the right human coronary artery by magnetic resonance phase contrast velocity measurement: effects of cardiac and respiratory motion. *Magn Reson Med*, 35(4):521–31, 1996.
- [59] AE Holland, JW Goldfarb, and RR Edelman. Diaphragmatic and cardiac motion during suspended breathing: preliminary experience and implications for breath-hold mr imaging. *Radiology*, 209(2):483–9, 1998.
- [60] EW Hsu, AL Muzikant, SA Matulevicius, RC Penland, and CS Henriquez. Magnetic resonance myocardial fiber-orientation mapping with direct histological correlation. *Am J Physiol*, 274(5 Pt 2):H1627–34, 1998.
- [61] PJ Hunter, AJ Pullan, and BH Smaill. Modeling total heart function. *Annu Rev Biomed Eng*, 5:147–77, 2003.
- [62] PM Joseph, A Shetty, and EA Bonaroti. A method for reducing motion induced errors in t2-weighted magnetic resonance imaging. *Med Phys*, 14(4):608–15, 1987.
- [63] BA Jung, D Föll, C Jahnke, and J Hennig. Comparison between delayed enhancement and myocardial function with phase contrast velocity mapping. In *Proc 11th Annual Meeting ISMRM*, page 1614, Toronto, 2003.
- [64] BA Jung, J Hennig, and K Scheffler. Single-breathhold 3d-truefisp cine cardiac imaging. *Magn Reson Med*, 48(5):921–25, 2002.
- [65] BA Jung, B Schneider, M Markl, B Saurbier, A Geibel, and J Hennig. Measurement of left ventricular velocities: Phase contrast mri velocity mapping versus tissue-doppler-ultrasound in healthy volunteers. *J Cardiovasc Magn Reson*, 6(4):777–83, 2004.
- [66] J Keegan, PD Gatehouse, RH Mohiaddin, GZ Yang, and DN Firmin. Comparison of spiral and flash phase velocity mapping, with and without breath-holding, for the assessment of left and right coronary artery blood flow velocity. *J Magn Reson Imaging*, 19(1):40–9, 2004.

- [67] D Kim, WD Gilson, CM Kramer, and FH Epstein. Myocardial tissue tracking with two-dimensional cine displacement-encoded mr imaging: development and initial evaluation. *Radiology*, 230(3):862–71, 2004.
- [68] RJ Kim, EL Chen, JA Lima, and RM Judd. Myocardial gd-dtpa kinetics determine mri contrast enhancement and reflect the extent and severity of myocardial injury after acute reperfused infarction. *Circulation*, 94(12):3318–26, 1996.
- [69] T Koide, T Narita, and S Sumino. Hypertrophic cardiomyopathy without asymmetric hypertrophy. *Br Heart J*, 47(5):507–10, 1982.
- [70] HW Korin, F Farzaneh, RC Wright, and SJ Riederer. Compensation for effects of linear motion in mr imaging. *Magn Reson Med*, 12(1):99–113, 1989.
- [71] S. Kozerke, J. M. Hasenkam, E. M. Pedersen, and P. Boesiger. Visualization of flow patterns distal to aortic valve prostheses in humans using a fast approach for cine 3d velocity mapping. *J Magn Reson Imaging*, 13(5):690–8, 2001.
- [72] HP Kuhl, E Spuentrup, A Wall, A Franke, J Schroder, N Heussen, P Hanrath, RW Gunther, and A Buecker. Assessment of myocardial function with interactive non-breath-hold real-time mr imaging: comparison with echocardiography and breath-hold cine mr imaging. *Radiology*, 231(1):198–207, 2004.
- [73] LR Kuhns, J Thornbury, and R Seigel. Variation of position of the kidneys and diaphragm in patients undergoing repeated suspension of respiration. *J Comput Assist Tomogr*, 3(5):620–1, 1979.
- [74] A Kumar, D Welti, and RR Ernst. Imaging of microscopic objects by nmr fourier zeugmatography. *Naturwiss*, 62:34, 1975.
- [75] PC Lauterbur. Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242:190–191, 1973.
- [76] IJ Legrice, PJ Hunter, and BH Smaill. Laminar structure of the heart: a mathematical model. *Am J Physiol*, 272(5 Pt 2):H2466–76, 1997.
- [77] S Ljunggren. A simple graphical representation of fourier-based imaging methods. *J. Magn. Reson.*, 54:338, 1983.
- [78] A Macovski. Noise in mri. *Magn Reson Med*, 36(3):494–7, 1996.
- [79] M Markl. *Funktionelle kardiale Phasenkontrast MRT*. PhD thesis, Albert-Ludwigs-Universität, 2000.
- [80] M Markl, MT Alley, CJ Elkins, and NJ Pelc. Flow effects in balanced steady state free precession imaging. *Magn Reson Med*, 50(5):892–903, 2003.

- [81] M Markl, FP Chan, MT Alley, KL Wedding, MT Draney, CJ Elkins, DW Parker, R Wicker, CA Taylor, RJ Herfkens, and NJ Pelc. Time-resolved three-dimensional phase-contrast mri. *J Magn Reson Imaging*, 17(4):499–506, 2003.
- [82] M Markl and J Hennig. Phase contrast mri with improved temporal resolution by view sharing: k-space related velocity mapping properties. *Magn Reson Imaging*, 19(5):669–76, 2001.
- [83] M Markl, B Schneider, and J Hennig. Fast phase contrast cardiac magnetic resonance imaging: improved assessment and analysis of left ventricular wall motion. *J Magn Reson Imaging*, 15(6):642–53, 2002.
- [84] M Markl, B Schneider, J Hennig, S Peschl, J Winterer, T Krause, and J Laubenberger. Cardiac phase contrast gradient echo mri: measurement of myocardial wall motion in healthy volunteers and patients. *Int J Card Imaging*, 15(6):441–52, 1999.
- [85] S Masood, GZ Yang, DJ Pennell, and DN Firmin. Investigating intrinsic myocardial mechanics: the role of mr tagging, velocity phase mapping, and diffusion imaging. *J Magn Reson Imaging*, 12(6):873–83, 2000.
- [86] ER McVeigh. Mri of myocardial function: motion tracking techniques. *Magn Reson Imaging*, 14(2):137–50, 1996.
- [87] ER McVeigh and EA Zerhouni. Noninvasive measurement of transmural gradients in myocardial strain with mr imaging. *Radiology*, 180(3):677–83, 1991.
- [88] RH Mohiaddin and DJ Pennell. Mr blood flow measurement. clinical application in the heart and circulation. *Cardiol Clin*, 16(2):161–87, 1998.
- [89] MB Mohr, LG Blumcke, FB Sachse, G Seemann, CD Werner, and O Dossel. Volume-based modeling of deformation in myocardium based on models of force development. *Biomed Tech (Berl)*, 47 Suppl 1 Pt 1:225–8, 2002.
- [90] MB Mohr, LG Blumcke, G Seemann, FB Sachse, and O Dossel. Volume modeling of myocard deformation using a spring mass system. *LNCS*, 67:332–9, 2003.
- [91] PR Moran. A flow velocity zeugmatographic interlace for nmr imaging in humans. *Magnetic Resonance Imaging*, 1(4):197–203, 1982.
- [92] S Mori, BJ Crain, VP Chacko, and PC van Zijl. Three-dimensional tracking of axonal projections in the brain by magnetic resonance imaging. *Ann Neurol*, 45(2):265–9, 1999.
- [93] OC Morse and JR Singer. Blood velocity measurements in intact subjects. *Science*, 170(956):440–1., 1970.

- [94] E Nagel, A Bornstedt, J Hug, B Schnackenburg, E Wellnhofer, and E Fleck. Noninvasive determination of coronary blood flow velocity with magnetic resonance imaging: comparison of breath-hold and navigator techniques with intravascular ultrasound. *Magn Reson Med*, 41(3):544–9, 1999.
- [95] KS Nayak and BS Hu. Triggered real-time mri and cardiac applications. *Magn Reson Med*, 49(1):188–92, 2003.
- [96] GL Nayler, DN Firmin, and DB Longmore. Blood flow imaging by cine magnetic resonance. *J Comput Assist Tomogr*, 10(5):715–22, 1986.
- [97] B Ohnesorge, T Flohr, C Becker, A Knez, AF Kopp, K Fukuda, and MF Reiser. [cardiac imaging with rapid, retrospective ecg synchronized multilevel spiral ct]. *Radiologe*, 40(2):111–7, 2000.
- [98] A Oppelt, R Graumann, H Barfuß, H Fischer, W Hartl, and W Schajor. FispÜa new fast mri sequence. *Electromedica (Engl Ed)*, 54(54):15–18, 1986.
- [99] NF Osman, WS Kerwin, ER McVeigh, and JL Prince. Cardiac motion tracking using cine harmonic phase (harp) magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med*, 42(6):1048–60, 1999.
- [100] NF Osman, S Sampath, E Atalar, and JL Prince. Imaging longitudinal cardiac strain on short-axis images using strain-encoded mri. *Magn Reson Med*, 46(2):324–34, 2001.
- [101] LR Pelc, J Sayre, K Yun, LJ Castro, RJ Herfkens, DC Miller, and NJ Pelc. Evaluation of myocardial motion tracking with cine-phase contrast magnetic resonance imaging. *Invest Radiol*, 29(12):1038–42, 1994.
- [102] NJ Pelc, RJ Herfkens, A Shimakawa, and DR Enzmann. Phase contrast cine magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q*, 7(4):229–54, 1991.
- [103] RM Peshock, F Franco, M Chwialkowski, RW McColl, GD Clarke, and RW Parkey. Normal cardiac anatomy, orientation, and function. In W. J. Manning and D. J. Pennell, editors, *Cardiovascular Magnetic Resonance*, pages 75–96. Churchill Livingstone, 2002.
- [104] KP Pruessmann, M Weiger, MB Scheidegger, and P Boesiger. Sense: sensitivity encoding for fast mri. *Magn Reson Med*, 42(5):952–62, 1999.
- [105] EM Purcell, HC Torey, and RV Pound. Resonance absorption by nuclear moments in a solid. *Phys. Rev.*, 69:37–38, 1946.
- [106] FE Rademakers, WJ Rogers, WH Guier, GM Hutchins, CO Siu, ML Weisfeldt, JL Weiss, and EP Shapiro. Relation of regional cross-fiber shortening to wall thickening in the intact heart. three-dimensional strain analysis by nmr tagging. *Circulation*, 89(3):1174–82, 1994.

- [107] TG Reese, RM Weisskoff, RN Smith, BR Rosen, RE Dinsmore, and VJ Wedeen. Imaging myocardial fiber architecture in vivo with magnetic resonance. *Magn Reson Med*, 34(6):786–91, 1995.
- [108] F Reif. *Statistische Physik und Theorie der Wärme*. de Gruyter-Verlag, 1987.
- [109] VM Runge, JA Clanton, CL Partain, and AE James. Respiratory gating in magnetic resonance imaging at 0.5 tesla. *Radiology*, 151(2):521–3, 1984.
- [110] S Ryf, MA Spiegel, M Gerber, and P Boesiger. Myocardial tagging with 3d-cspamm. *J Magn Reson Imaging*, 16(3):320–5., 2002.
- [111] S Schaefer, CR Malloy, J Katz, RW Parkey, LM Buja, JT Willerson, and RM Peshock. Gadolinium-dtpa-enhanced nuclear magnetic resonance imaging of reperfused myocardium: identification of the myocardial bed at risk. *J Am Coll Cardiol*, 12(4):1064–72, 1988.
- [112] K Scheffler, O Heid, and J Hennig. Magnetization preparation during the steady state: fat-saturated 3d truefisp. *Magn Reson Med*, 45(6):1075–80., 2001.
- [113] RF Schmidt and G Thews. *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag, 1997.
- [114] B Schneider, M Markl, C Geiges, JT Winterer, C Thuerl, J Laubenberger, J Hennig, and M Langer. Cardiac phase contrast gradient echo mri: characterization of abnormal left ventricular wall motion in patients with ischemic heart disease. *J Comput Assist Tomogr*, 25(4):550–7, 2001.
- [115] DF Scollan, A Holmes, J Zhang, and RL Winslow. Reconstruction of cardiac ventricular geometry and fiber orientation using magnetic resonance imaging. *Ann Biomed Eng*, 28(8):934–44, 2000.
- [116] P Selskog, E Heiberg, T Ebbers, L Wigstrom, and M Karlsson. Kinematics of the heart: strain-rate imaging from time-resolved three-dimensional phase contrast mri. *IEEE Trans Med Imaging*, 21(9):1105–9, 2002.
- [117] RC Semelka, E Tomei, S Wagner, J Mayo, G Caputo, M O’Sullivan, WW Parmley, K Chatterjee, C Wolfe, and CB Higgins. Interstudy reproducibility of dimensional and functional measurements between cine magnetic resonance studies in the morphologically abnormal left ventricle. *Am Heart J*, 119(6):1367–73, 1990.
- [118] DK Sodickson and WJ Manning. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (smash): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med*, 38(4):591–603, 1997.
- [119] M Stuber, RM Botnar, PG Danias, KV Kissinger, and WJ Manning. Submillimeter three-dimensional coronary mr angiography with real-time navigator correction: comparison of navigator locations. *Radiology*, 212(2):579–87, 1999.

- [120] M Stuber, MA Spiegel, SE Fischer, MB Scheidegger, PG Danias, EM Pedersen, and P Boesiger. Single breath-hold slice-following cspamm myocardial tagging. *Magma*, 9(1-2):85–91, 1999.
- [121] AM Taylor, P Jhooti, DN Firmin, and DJ Pennell. Automated monitoring of diaphragm end-expiratory position for real-time navigator echo mr coronary angiography. *J Magn Reson Imaging*, 9(3):395–401, 1999.
- [122] AM Taylor, P Jhooti, F Wiesmann, J Keegan, DN Firmin, and DJ Pennell. Mr navigator-echo monitoring of temporal changes in diaphragm position: implications for mr coronary angiography. *J Magn Reson Imaging*, 7(4):629–36, 1997.
- [123] P Thunberg, M Karlsson, and L Wigstrom. Accuracy and reproducibility in phase contrast imaging using sense. *Magn Reson Med*, 50(5):1061–8, 2003.
- [124] WY Tseng, TG Reese, RM Weisskoff, TJ Brady, and VJ Wedeen. Myocardial fiber shortening in humans: initial results of mr imaging. *Radiology*, 216(1):128–39, 2000.
- [125] WY Tseng, VJ Wedeen, TG Reese, RN Smith, and EF Halpern. Diffusion tensor mri of myocardial fibers and sheets: correspondence with visible cut-face texture. *J Magn Reson Imaging*, 17(1):31–42, 2003.
- [126] DB Twieg. The k-trajectory formulation of the nmr imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods. *Med Phys*, 10(5):610–21, 1983.
- [127] P Van Dijk. Direct cardiac nmr imaging of heart wall and blood flow velocity. *J Comput Assist Tomogr*, 171:429–436, 1984.
- [128] A Van Doorn, PH Bovendeerd, K Nicolay, MR Drost, and JD Janssen. Determination of muscle fibre orientation using diffusion-weighted mri. *Eur J Morphol*, 34(1):5–10, 1996.
- [129] LK Waldman, D Nosan, F Villarreal, and JW Covell. Relation between transmural deformation and local myofiber direction in canine left ventricle. *Circ Res*, 63(3):550–62, 1988.
- [130] Y Wang, RC Grimm, JP Felmlee, SJ Riederer, and RL Ehman. Algorithms for extracting motion information from navigator echoes. *Magn Reson Med*, 36(1):117–23, 1996.
- [131] Y Wang, SJ Riederer, and RL Ehman. Respiratory motion of the heart: kinematics and the implications for the spatial resolution in coronary imaging. *Magn Reson Med*, 33(5):713–9, 1995.
- [132] Y Wang, PJ Rossman, RC Grimm, SJ Riederer, and RL Ehman. Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiration effects in three-dimensional coronary mr angiography. *Radiology*, 198(1):55–60, 1996.

- [133] VJ Wedeen. Magnetic resonance imaging of myocardial kinematics. technique to detect, localize, and quantify the strain rates of the active human myocardium. *Magn Reson Med*, 27(1):52–67, 1992.
- [134] M Weiger, P Boesiger, PR Hilfiker, D Weishaupt, and KP Pruessmann. Sensitivity encoding as a means of enhancing the snr efficiency in steady-state mri. *Magn Reson Med*, 53(1):177–85, 2005.
- [135] M Weiger, P Börnert, R Proksa, T Schaffter, and A Haase. Motion-adapted gating based on k-space weighting for reduction of respiratory motion artifacts. *Magn Reson Med*, 38(2):322–33, 1997.
- [136] SA Wickline, ED Verdonk, AK Wong, RK Shepard, and JG Miller. Structural remodeling of human myocardial tissue after infarction. quantification with ultrasonic backscatter. *Circulation*, 85(1):259–68, 1992.
- [137] O Wieben, BA Jung, P Mehwald, T Bley, D Kececioglu, and J Hennig. Mr phase contrast velocity mapping for the assessment of regional function of the systemic ventricle in patients with transposition of the great arteries. In *Proc 8th Annual Meeting SCMR*, page 120, San Francisco, 2005.
- [138] O Wieben, S Schirmer, BA Jung, E Buschmann, I Buschmann, and J Hennig. Mr flow imaging during reactive hyperemia. In *Proc 12th Annual Meeting ISMRM*, page 1867, Kyoto, 2004.
- [139] ML Wood and RM Henkelman. Mr image artifacts from periodic motion. *Med Phys*, 12(2):143–51, 1985.
- [140] ML Wood and RM Henkelman. Suppression of respiratory motion artifacts in magnetic resonance imaging. *Med Phys*, 13(6):794–805, 1986.
- [141] AA Young, L Axel, L Dougherty, DK Bogen, and CS Parenteau. Validation of tagging with mr imaging to estimate material deformation. *Radiology*, 188(1):101–8, 1993.
- [142] AA Young, H Imai, CN Chang, and L Axel. Two-dimensional left ventricular deformation during systole using magnetic resonance imaging with spatial modulation of magnetization. *Circulation*, 89(2):740–52, 1994.
- [143] EA Zerhouni, DM Parish, WJ Rogers, A Yang, and EP Shapiro. Human heart: tagging with mr imaging—a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*, 169(1):59–63, 1988.
- [144] Y Zhu, M Drangova, and NJ Pelc. Fourier tracking of myocardial motion using cine-pc data. *Magn Reson Med*, 35(4):471–80, 1996.
- [145] Y Zhu, M Drangova, and NJ Pelc. Estimation of deformation gradient and strain from cine-pc velocity data. *IEEE Trans Med Imaging*, 16(6):840–51, 1997.

- [146] Y Zhu and NJ Pelc. Three-dimensional motion tracking with volumetric phase contrast mr velocity imaging. *J Magn Reson Imaging*, 9(1):111–8, 1999.
- [147] Y Zur, ML Wood, and LJ Neuringer. Spoiling of transverse magnetization in steady-state sequences. *Magn Reson Med*, 21(2):251–63, 1991.

Liste der Publikationen

Veröffentlichungen

B. Jung, B. Kreher, M. Zaitsev, J. Hennig. Visualization of Tissue Velocity Data from Cardiac Wall Motion Measurements with Fiber Tracking : Principles and Implications for Cardiac Fiber Structures Magn Reson Med (submitted).

B. Jung, D. Föll, J. Hennig. Improved Navigator Technique for the Assessment of Cardiac Function with Balanced SSFP during Free-Breathing. J Magn Reson Imaging (submitted).

S. Petersen, B. Jung, F. Wiesmann, J. Selvanayagam, J. Francis, J. Hennig, S. Neubauer, M. Robson. Three-Dimensional Myocardial Tissue Motion - Quantitative Regional Wall Motion Analysis in Healthy Volunteers using Cine Phase Contrast Velocity Magnetic Resonance Imaging. Radiology (submitted).

B. Jung, B. Schneider, M. Markl, B. Saurbier, A. Geibel, J. Hennig. Measurement of Left Ventricular Velocities: Phase Contrast MRI Velocity Mapping Versus Tissue-Doppler-Ultrasound in Healthy Volunteers. J Cardiovasc Magn Reson 2004; 6:777-783.

B. Jung, K. Scheffler, J. Hennig. Single-Breathhold 3D-TrueFISP Cardiac Cine Imaging. Magn Reson Med 2002; 48:921-925.

Konferenzbeiträge

B. Jung, B. Kreher, M. Zaitsev, J. Hennig. Improved Data Acquisition for Cardiac Fiber Detection based on 3D Phase Contrast Velocity Data. Proceedings of the 13th Annual Meeting of ISMRM, Miami, 2005; p 779.

B. Jung, J. Hennig. Improved Navigator Technique for Cardiac Cine Imaging during Free Breathing. Proceedings of the 13th Annual Meeting of ISMRM, Miami, 2005; p 1642.

S. Masood, B. Jung, L. Cong, P. Ng, J. Keegan, P. Gatehouse, R. Merrifield, D. Firmin, G Yang. Accurate Myocardial Velocity Imaging with Consistent Blood Saturation and Respiratory Navigation. Proceedings of the 13th Annual Meeting of ISMRM, Miami, 2005; p 1651.

O. Wieben, B. Jung, P. Mehwald, T. Bley, D. Kececioglu, J. Hennig. MR Tissue Phase Mapping in Patients with Transposition of the Great Arteries. Proceedings of the 13th Annual Meeting of ISMRM, Miami, 2005; p 1654.

B. Jung, M. Zaitsev, J. Hennig. Improved Navigator Technique for the Assessment of Cardiac Function with Balanced SSFP during Free-Breathing. Proceedings of the 8th Annual Meeting of SCMR, San Francisco, 2005; p 537.

M. Markl, B. Jung, J. Hennig. Analysis of Myocardial Motion with Balanced SSFP-Tagging at 3 Tesla: Improved Tag-Fading and SNR at Small Flip Angles. Proceedings of the 8th Annual Meeting of SCMR, San Francisco, 2005; p 551.

O. Wieben, B. Jung, P. Mehwald, T. Bley, D. Kececioglu, J. Hennig. MR Phase Contrast Velocity Mapping for the Assessment of Regional Function of the Systemic Ventricle in Patients with Transposition of the Great Arteries. Proceedings of the 8th Annual Meeting of SCMR, San Francisco, 2005; p 120.

B. Jung, B. Kreher, J. Hennig. Initial experience in cardiac fiber detection based on 3D phase contrast velocity data. Proceedings of the 12th Annual Meeting of ISMRM, Kyoto, 2004; p 648.

B. Jung, D. Paul, J. Hennig. SSFP cardiac cine imaging with high blood - myocardium contrast at 3T. Proceedings of the 12th Annual Meeting of ISMRM, Kyoto, 2004; p 1809.

O. Wieben, S. Schirmer, B. Jung, E. Buschmann, I. Buschmann, J. Hennig. MR flow imaging during reactive hyperemia. Proceedings of the 12th Annual Meeting of ISMRM, Kyoto, 2004; p 1867.

C. Jahnke, D. Föll, M. Handke, G. Heinrichs, B. Jung, C. Bode, A. Geibel. 3D-Echocardiography: Quantitative Analysis of LV Aneurysms. Frühjahrstagung der DGK, Mannheim, 2004.

O. Wieben, S. Schirmer, B. Jung, E. Buschmann, I. Buschmann, J. Hennig. MR flow imaging during reactive hyperemia. Proceedings of the 12th Annual Meeting of , Dublin, 2003.

B. Jung, D. Föll, C. Jahnke, J. Hennig. Comparison between delayed enhancement and myocardial function with phase contrast velocity mapping. Proceedings of the 11th Annual Meeting of ISMRM, Toronto, 2003; p 1614.

S. Petersen, J. Francis, M. Robson, D. Tyler, B. Jung, J. Hennig, M. Jerosch-Herold, H. Watkins, S. Neubauer. Multiparametrische CMR ermöglicht Charakterisierung von Genotyp-Phänotyp-Relationen bei hypertrophischer Kardiomyopathie. 5. Mainzer Kardio-MR-Symposium, 2003.

B. Jung, M. Markl, H. Fischer, J. Hennig. Evaluierung von Phasenkontrastdaten für Geschwindigkeitsmessungen am Herzen. 4. Tagung der Deutschen Sektion der ISMRM, Zürich.

B. Jung, A. Haase, P. Jakob. Navigation of the Heart with Single-Shot Images. Proceedings of the 9th Annual Meeting of ISMRM, Glasgow, 2001; p 753.

B. Jung, A. Haase, P. Jakob. Cardiac imaging using navigator technique. Proceedings of the 17th Annual Meeting of ESMRMB, Paris, 2001.

Eingeladene Vorträge

Analysis of vector fields based on Phase Contrast data for the description of cardiac fiber structures. Seminar, Oregon Health & Science University, Portland, 2005.

New advances in Tissue Phase Mapping. International Workshop on Flow and Motion of ISMRM, Zürich, Switzerland, 2004.

Assessment of Cardiac Function with Phase Contrast Black Blood Gradient Echo Imaging. Seminar, Imperial College, London, 2002.

Assessment of Cardiac Function with Phase Contrast Black Blood Gradient Echo Imaging. Seminar, John Radcliffe Hospital, Oxford, 2002.

Danksagung

Einer Reihe von Leuten verdanke ich eine sehr erfahrungsreiche und kurzweilige Zeit während meiner Dissertation in Freiburg.

Mein besonderer Dank gebührt hierbei Prof. Jürgen Hennig für die äußerst kompetente Betreuung der Doktorarbeit und auch für seine menschliche und vertrauensvolle Seite, welche in einer sehr unkomplizierten und motivierenden Atmosphäre der Arbeitsgruppe resultiert.

Meinen Kollegen Oliver Wieben und Michael Markl von der Breisgauer Herzbuben-Fraktion danke ich für zahlreiche Korrekturlesungen, jeder Menge fruchtbarer Diskussionen im kardiovaskulären Bereich und einer lockeren und angenehmen Büroatmosphäre. Den Dank des letzteren gebührt ebenso Harald Fischer, Clemens Janz, Maxim Zaitsev, Jochen Rick und Gregor Sommer, die alle dafür sorgten, dass ich jeden Morgen mit Freude unser Büro betreten habe.

Allen Mitarbeitern gilt mein ganz besonderer Dank für die unglaubliche Hilfsbereitschaft und die Unterstützung bei anfallenden Problemen aller Art, denn jeder einzelne trägt zu dem ganz besonderen Wohlfühlklima in der Arbeitsgruppe bei. Eigentlich hätte es ein jeder verdient, individuell in dieser Danksagung erwähnt zu werden, doch würde das durchaus rasch den Umfang dieses Werkes erweitern.

Den Ärzten Daniela Föll, Britta Schneider und Thorsten Bley danke ich für die gute Zusammenarbeit in klinischen Studien und vor allem für ihr offenes Ohr in allen medizinischen Belangen.

Eine große Unterstützung waren die zahllosen Probanden, die sich für mich geduldig in den Tomographen legten und die Luft angehalten haben (bis sie manchmal blau wurden).

Außerdem ein Dankeschön für all die tollen Feten, die unvergesslichen Skiausflüge, die kulinarischen Grillabende, die einfach nur erheiternden Badmintonpartien, die ganz wichtigen Kaffeepausen, und und und ... und all den Leuten, die ich jetzt noch vergessen habe.

