

Kapitel 5

Bildgebung des menschlichen Herzens bei 3 Tesla

Die Magnetresonanz wird zunehmend auch routinemäßig in der Kardiologie (*Cardiac Magnetic Resonance*, CMR) eingesetzt, um die Morphologie oder Funktion des Herzens zu untersuchen [Nag98]. Das Herz stellt ein schwierig abzubildendes Objekt dar. Zu der schnellen Bewegung des Herzens selbst kommt die Bewegung des Brustkorbes durch die Atmung, was bei Anwendung konventioneller Sequenzen zu Artefakten führt. Deshalb müssen schnelle oder sogar Echtzeit-Bildgebungssequenzen eingesetzt werden, die die Aufnahme der Herzbewegung ermöglichen. Diese Sequenzen stellen jedoch hohe Anforderungen an die Tomographen-Hardware, weshalb in den letzten Jahren spezielle Tomographen für die CMR mit besonderer Gradienten-Hardware entwickelt wurden. Aus Herzbildern können verschiedene Meßgrößen quantitativ bestimmt werden. Dazu gehören die Veränderung der Herzwanddicke während des Herzzyklus, sowie die Auswurfraction, d.h. der Anteil des während eines Herzschlages aus dem linken Ventrikel (LV) ausgeworfenen Blutvolumens am Gesamtvolumen (enddiastolisches Volumen) des LV. Ebenso kann die Funktion des Herzens durch Messungen der Durchblutung (Perfusion) des Herzmuskels und der mechanischen Spannungen im Myokard analysiert werden. Für letztere kommen u.a. Tagging-Methoden (s. Kapitel 4) zur Anwendung. Die Koronangiographie wird mittlerweile klinisch angewendet, auch wenn im Gegensatz zur Röntgen-Angiographie wegen der schlechteren räumlichen Auflösung zur Zeit vorwiegend die großen Koronargefäße, wie z.B. die LAD (*Left Anterior Descending coronary artery*) und RCA (*Right Coronary Artery*), untersucht werden [Sch99]. Wegen der dazu notwendigen langen Meßzeiten werden zur Reduktion von Atemartefakten Navigator-Techniken verwendet, bei denen die Höhe des Zwerchfells vor der jeweiligen Akquisition bestimmt und nur Messungen innerhalb eines einstellbaren Toleranzbereiches (meist expiratorisch) akzeptiert werden. Dagegen befindet sich die Analyse des Stoffwechsels des Herzmuskels mit Hilfe der Spektroskopie noch im Forschungsstadium [Bot94]. Dabei werden bei der Phosphorspektroskopie u.a. die Metabolite Adenosintriphosphat (ATP) und Kreatinphosphat (PCr) [Lof98] und bei der Protonenspektroskopie der Fettstoffwechsel untersucht [Kie98].

Wegen des geringen S/R, das mit schnellen Bildgebungssequenzen erzielt wird, könnten höhere Magnetfeldstärken ($\geq 3\text{T}$) aufgrund der zu erwartenden Steigerung des S/R Vorteile für

die CMR aufweisen. Dabei tritt unter anderem das Problem geeigneter HF-Resonatoren (Ganzkörperresonator zur Anregung bzw. Oberflächenspulen-Arrays für den Empfang) bei diesen hohen Magnetfeldstärken auf, bei denen auf diesem Gebiet jedoch nur Erfahrungen von Experimenten an tierexperimentellen MR-Tomographen zu Beginn dieser Arbeit vorlagen.

In diesem Kapitel wird die am 3-Tesla-Tomographen durchgeführte Herzbildgebung beschrieben. Dazu wird zuerst auf die Anatomie und Physiologie des menschlichen Herzens kurz eingegangen (s. Abschnitt 5.1). Danach wird die speziell für diese Anwendung implementierte schnelle Gradienten-Echo-Sequenz näher dargestellt. Dazu wird auf das Artefaktverhalten und die weiteren Optimierungen des Zeitablaufes dieser Sequenz eingegangen. Der Schwerpunkt der durchgeführten Experimente lag dabei nicht auf der Untersuchung medizinisch relevanter Fragestellungen, sondern auf der Charakterisierung und Erprobung der an der PTB für die Herzbildgebung entwickelten Oberflächen-Empfangsspulen (s. Abschnitt 3.4.4 und 5.6), die eine notwendige Voraussetzung für die Herzbildgebung und somit den Erfolg der Experimente darstellen. Messungen an einem 1,5 T Tomographen des Deutschen Herzzentrums Berlin wurden zum Vergleich ausgeführt. Darüber hinaus wurden die feldabhängigen T_1 -Relaxationszeiten des Blutes und Myokards bestimmt, von denen bei der verwendeten Bildgebungssequenz der Kontrast zwischen Blut und Myokard abhängig ist (s. Abschnitt 5.4). Außerdem wurden die T_2^* -Relaxationszeiten im Myokard (s. Abschnitt 5.3) und die B_0 -Feldverteilung im Herzen (s. Abschnitt 5.5), die die Herzbildgebung beeinflussen, gemessen, um Aussagen über mögliche Anwendungsgebiete treffen zu können, bei denen die hohe Feldstärke Vorteile aufweist. Abschließend werden die Resultate der ersten durchgeführten Tagging-Experimente gezeigt (s. Abschnitt 5.9).

5.1 Anatomie und Physiologie des menschlichen Herzens

Das menschliche Herz hat die Gestalt eines stumpfen Kegels (s. Abbildung 5.1). Es besteht aus zwei Hälften, die durch die Herzscheidewand (Septum) voneinander getrennt sind. Jede dieser Hälften ist in einen Vorhof (Atrium) und die Herzkammer (Ventrikel) unterteilt. Die Herzwand besteht aus drei Hauptschichten, der Herzzinnenwand (Endokard), dem Herzmuskel (Myokard) und der Herzaußenhaut (Epikard). Die Klappensegel und -taschen der Herzklappen sind durch sehnenartige Faserplatten verstärkte Endokardfalten. Zwischen den Vorhöfen und Kammern befinden sich Segelklappen (Trikuspidal- und Mitralklappe), die durch Sehnenfäden von den Papillarmuskeln festgehalten werden, und an den Ausflußbahnen Taschenklappen (Pulmonal- und Aortenklappe). Diese vier Herzklappen haben die Aufgabe, eine gleichbleibende Strömungsrichtung des Blutes zu sichern. Sie öffnen und schließen sich rein passiv, d.h. durch einen Druckunterschied auf beiden Seiten der Klappen. Das aus dem Körper kommende sauerstoffarme (venöse) Blut wird von dem rechten Vorhof aufgenommen, in die rechte Kammer weitergeleitet und durch die Lungenarterien in die Lungen gepumpt. Von dort gelangt das sauerstoffreiche (arterielle) Blut in den linken Vorhof und dann in die linke Herzkammer, die es durch die Aorta in den Körper preßt. Auch wenn beide Herzhälften die gleiche Menge Blut auswerfen, ist wegen des wesentlich geringeren Strömungswiderstandes der Lungen der Druck im Lungenkreislauf (kleiner Kreislauf, Niederdrucksystem) deutlich kleiner als im Körperkreis-

lauf (großer Kreislauf, Hochdrucksystem). Deshalb ist die Wandung der linken Herzkammer viel dicker als die der rechten. Die Versorgung der Herzmuskulatur erfolgt in einem eigenen Kreislauf über die Herzkranzgefäße (Koronargefäße).

PSfrag replacements

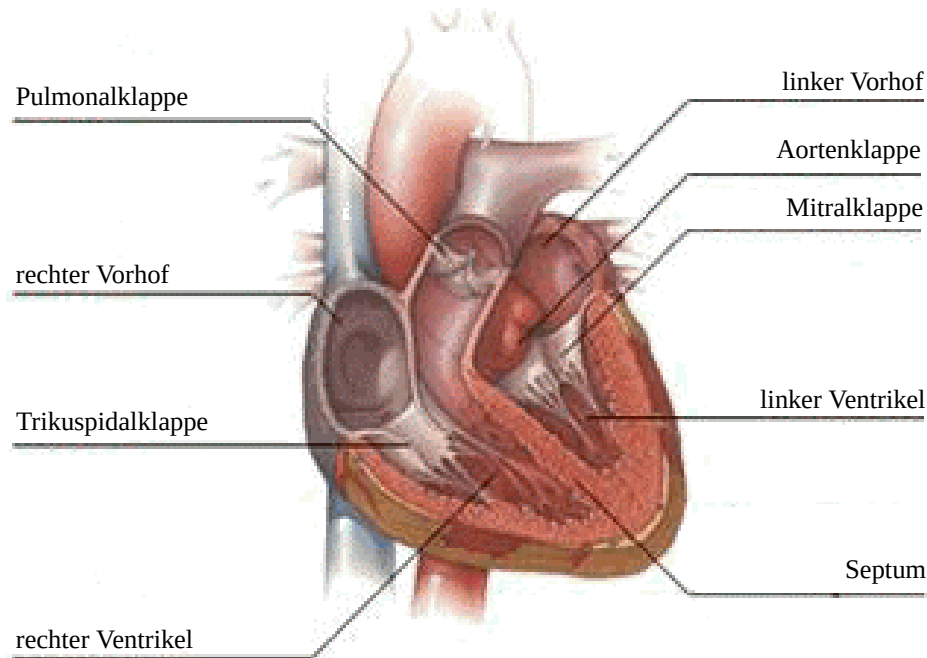


Abbildung 5.1: Anatomie des menschlichen Herzens.

Die Erregung der Herzmuskelfasern geht vom Sinusknoten aus (primäres Erregungszentrum). Er bewirkt die Kontraktion der Vorhöfe. Die Erregung wird über die Muskulatur weitergeleitet. Da die Vorhof- und Kammermuskulatur durch das Herzskelett voneinander getrennt sind, kann die Erregung an der Vorhof-Kammer-Grenze nicht auf die Kammer überspringen, sondern wird auf den Atrioventrikular (AV)-Knoten (sekundäres Erregungszentrum) übertragen und von dort über das erregungsleitende Gewebe des His-Bündels und der Purkinje-Fasern auf die gesamte Kammermuskulatur weitergeleitet, wodurch die Kontraktion ausgelöst wird. Die Kontraktionsphase wird Systole, die Erschlaffung Diastole genannt. Bei Ruhe beträgt die Systolendauer $\frac{1}{4}$ bis $\frac{1}{3}$ der gesamten Herzaktion. Das Schlagvolumen beträgt dabei etwa 75 ml. Die Wiederauffüllung findet während der Diastole statt.

Die CMR konnte mit Hilfe von Tagging-Methoden zeigen, daß im Verlauf der Systole zusätzlich zur Kontraktion eine Rotation im Uhrzeigersinn an der Basis und im Gegenuhrzeigersinn an der Herzspitze (Apex) stattfindet [Mai92]. Während der isovolumetrischen Relaxation des Herzmuskels (Erschlaffungszeit), unmittelbar vor der Füllungsphase, wird eine schnelle Rotation in entgegengesetzter Richtung beobachtet. Herzerkrankungen, wie z.B. eine Hypertrophie, Ischämie oder Aortenklappenstenose, können zu Veränderungen in der Herzbewegung führen [Don94][Don95][Fay98][Nag00].

Ein Elektrokardiogramm (EKG) ermöglicht durch Messungen der Potentialdifferenzen an der Körperoberfläche, die durch die elektrischen Erregungsabläufe in den einzelnen Myokardfasern hervorgerufen werden, Aussagen über Störungen der Erregungsbildung, -ausbreitung und

–rückbildung. In Abbildung 5.2 sind schematisch neben dem EKG die Druckkurven in rechter und linker Kammer und das intraventrikuläre Blutvolumen eines Ventrikels während der verschiedenen Phasen der Herzaktion dargestellt. Mit der P-Welle beginnt die Erregungsausbreitung über die Vorhöfe, die während des QRS-Komplexes auf die Kammern übergreift, d.h. die Kammerkontraktion beginnt. Die Erregungsrückbildungsphase findet während der T-Welle statt. Ein EKG gibt Aufschluß über eine veränderte Elektrophysiologie, läßt aber keine Aufschlüsse über die Morphologie zu. Beim Magnetokardiogramm (MKG) wird das von den elektrischen Strömen erzeugte biomagnetische Feld mit Hilfe eines Vielkanal-SQUID (*Superconducting QUantum Interference Device*) Systems gemessen und daraus die Stromdichteverteilung berechnet (inverses Problem). Fortschritte in den dazu nötigen Berechnungen werden von der Einbeziehung der zeitlichen Formveränderung des Herzmuskels erwartet. Ein solches Meßsystem wurde von dem Fachlaboratorium 8.21 „Bioelektrizität und Biomagnetismus“ der PTB im Universitätsklinikum Benjamin Franklin (UKBF) eingerichtet und betrieben. Wegen der hohen Dielektrizitätskonstanten des Gewebes im Körper werden die Messungen der Potentialdifferenzen beim EKG beeinflusst. Da die Permeabilität im Körper jedoch nahe 1 ist, werden die Magnetfelder, die mit einem SQUID-System beim MKG gemessen werden, durch den Körper kaum verändert. Es gibt Anzeichen, daß durch ein MKG gegenüber einem EKG zusätzliche Informationen gewonnen werden können.

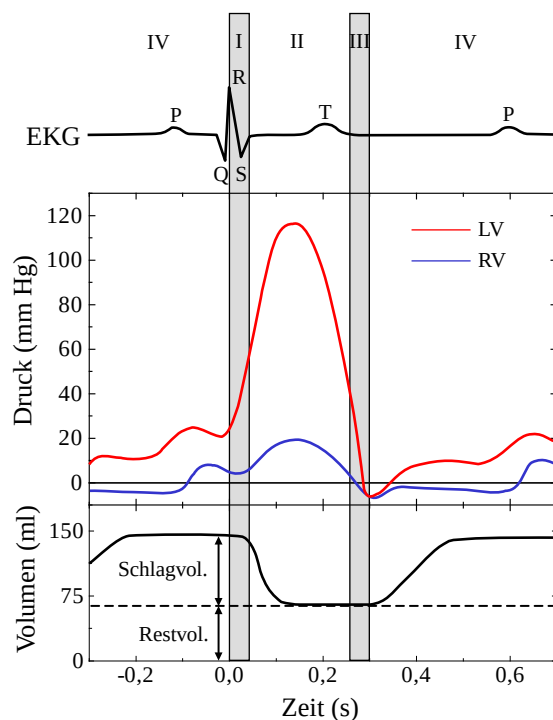


Abbildung 5.2: Schematische Darstellung der Druckkurven in rechter (RV) und linker Kammer (LV), des EKG und des intraventrikulären Blutvolumens eines Ventrikels während der verschiedenen Phasen der Herzaktion. I - Anspannungszeit, II - Austreibungszeit, III - Erschlaffungszeit und IV - Füllungszeit. Die Systole besteht aus den Phasen I und II, die Diastole aus den Phasen III und IV.

5.2 Segmentierte TurboGRASS-Sequenz

Schnelle Gradienten-Echo-Sequenzen ermöglichen die Aufnahme der Herzbewegung und bieten dabei den Vorteil einer geringen Artefaktanfälligkeit [Atk91]. Außerdem benötigen sie keine aufwendige Nachbearbeitung. Im Rahmen dieser Arbeit wurde auf dem 3-Tesla-Tomographen

eine GRASS (*Gradient Recalled Acquisition in the Steady State*) Sequenz mit sehr kurzer Repetitionszeit $T_R < 7$ ms (TurboGRASS) implementiert. Abbildung 5.3 zeigt die Pulssequenz. Ein refokussierender Gradientenpuls in Phasenkodierichtung (*rewinder*) rephasiert die transversale Magnetisierung, die am Ende eines Ausleseintervalls noch existiert. Deshalb ist die maximale mögliche Signalintensität höher als bei den sogenannten FLASH bzw. spoiled GRASS Sequenzen, bei denen die transversale Magnetisierung entweder durch einen Gradientenpuls in Schichtrichtung verwirbelt wird (*gradient spoiling*) [Cra88][Wan90] oder die aus der transversalen Magnetisierung resultierende Phasenkohärenz durch die Änderung der Phase des Anregungspulses (*RF phase spoiling*) [Zur91] vermieden wird. Die Gleichgewichtsmagnetisierung [Mor95]

$$M_{SS} = \frac{M_0}{1 + T_1/T_2 + (1 - T_1/T_2) \cos \alpha} \quad (5.1)$$

für den speziellen Fall, daß $T_R \ll T_1, T_2$ ist, hängt nicht von T_R ab, so daß das erreichbare S/R bei vorgegebener Meßzeit einer solchen Sequenz im wesentlichen von dem Verhältnis von Akquisitionszeit T_{Akq} zur Repetitionszeit T_R abhängt. Deshalb mußten die Totzeiten (*dead periods*), in denen kein Signal aufgenommen wird, in der Sequenz reduziert werden. Dabei wurde, wie bei vorhandenen Standard-Sequenzen des Tomographen, darauf verzichtet, die Gradienten mit der maximalen Anstiegsrate zu schalten (*constant slew rate* Modus), da die zu berechnenden Bildgebungsparameter dann stark von der Orientierung der abzubildenden Schicht abhängen. Statt dessen wurden die Gradienten unabhängig von der zu erreichenden Gradientenstärke in derselben Zeit (*ramp time* = 400 μ s) geschaltet (*constant time* Modus). In diesem Modus kann es jedoch vorkommen, daß abhängig von der Orientierung der Schicht die maximale Gradientenstärke G_{max} und somit auch die maximale Anstiegsrate S_{max} überschritten werden, da die Orientierung der Schicht bei der Berechnung der Bildgebungsparameter nicht berücksichtigt wird. Bei den verwendeten Schichtorientierungen trat dieses Problem nicht auf.

Selbst bei der Verwendung sehr kurzer Repetitionszeiten ($T_R < 7$ ms) der TurboGRASS-Sequenz ist die zeitliche Auflösung, d.h. die zur Aufnahme eines Bildes benötigte Zeit, unzureichend (> 200 ms), um die Bewegung des menschlichen Herzens abbilden zu können. Segmentierte Gradienten-Echo-Sequenzen nehmen deshalb nur einen Teil der Daten, sogenannte Segmente, innerhalb eines begrenzten Zeitfensters (< 60 ms) während eines Herzschlages auf und verteilen die gesamte Aufnahme auf mehrere Herzschläge (s. Abbildung 5.3). Die Reihenfolge der Ausführung der Phasenkodierschritte bestimmt das Artefaktverhalten, das durch Amplitudendiskontinuitäten zwischen den einzelnen Echos verursacht wird (s. Abschnitt 5.2.1). Um jeweils den gleichen Bewegungszustand des Herzens aufzunehmen, muß die TurboGRASS-Sequenz auf den Herzschlag mit Hilfe eines EKG getriggert werden. So kann innerhalb einer Atemanhalteperiode (≤ 20 Herzschläge) ein Bild aufgenommen werden, das frei von Atemartefakten ist (s. Abschnitt 5.2.1).

Diese Aufnahmetechnik hat zur Folge, daß der Gleichgewichtszustand (*steady state*) der Magnetisierung während der Aufnahme der Daten noch nicht erreicht ist, was Abbildung 5.4 zeigt. Dies kann zu Artefakten führen.

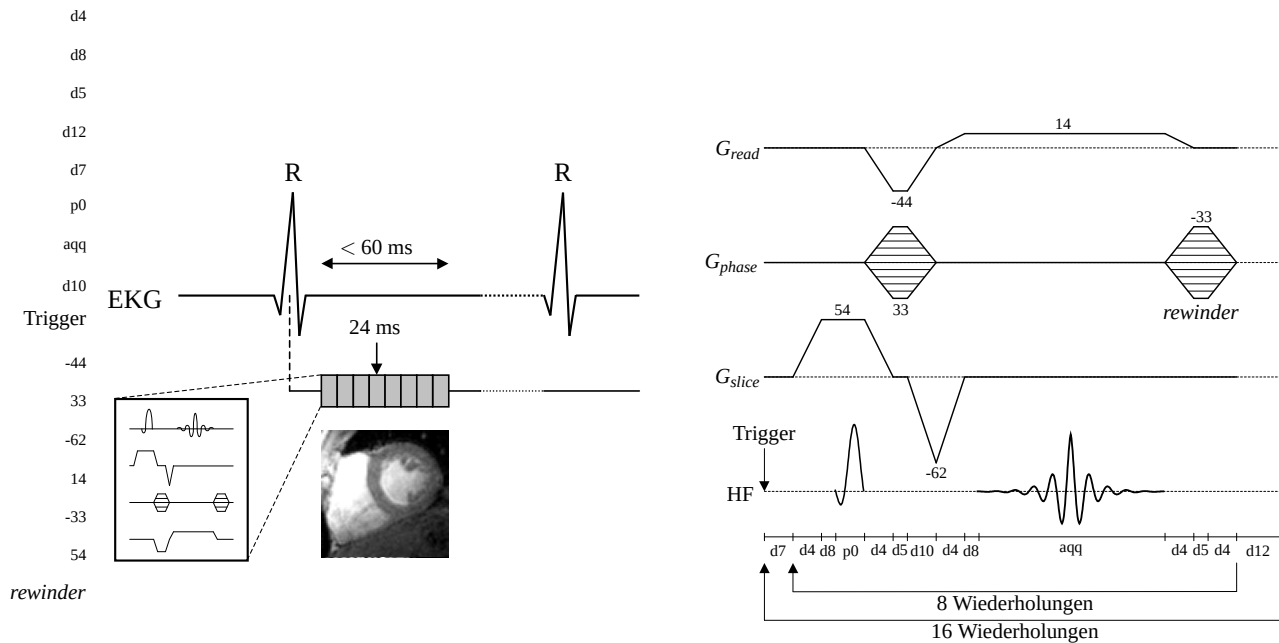


Abbildung 5.3: Pulssequenz der implementierten TurboGRASS-Sequenz. Innerhalb eines Herzschlages (RR-Intervall) wird nur ein Teil der Daten bzw. des k -Raums aufgenommen. Der Zeitpunkt der Aufnahme der zentralen k -Raum-Zeile ($k_y = 0$) bestimmt im wesentlichen den Zeitpunkt des Bewegungszustandes des Herzens (hier 24 ms nach der R-Zacke im EKG). Die gesamte Aufnahme wird auf mehrere RR-Intervalle verteilt und muß deshalb EKG-getriggert durchgeführt werden. Mit der implementierten TurboGRASS-Sequenz wurden 8 k -Raum-Zeilen pro Segment aufgenommen, so daß bei einer Datenmatrix von 256×128 16 Herzschläge zur Aufnahme eines Bildes nötig sind. Der *rewinder* ist gegenüber dem Phasenkodiergradienten gegenphasig gepolt und rephasiert die transversale Magnetisierung vor der nächsten Anregung. Die Schaltzeiten der Gradienten sind unabhängig von der zu erreichenden Gradientenstärke (*constant time* Modus, Schaltzeit = 410 μ s). $T_{Emin} = 3,1$ ms, $T_{Rmin} = 5,9$ ms (Bedeutung von d4 bis d12, p0 und aqq s. Anhang A). Zusätzlich sind die Gradientenstärken (in % der maximalen Gradientenstärke $G_{max} = 30$ mT/m) für eine $2 \times 2 \times 7$ mm³ Auflösung angegeben.

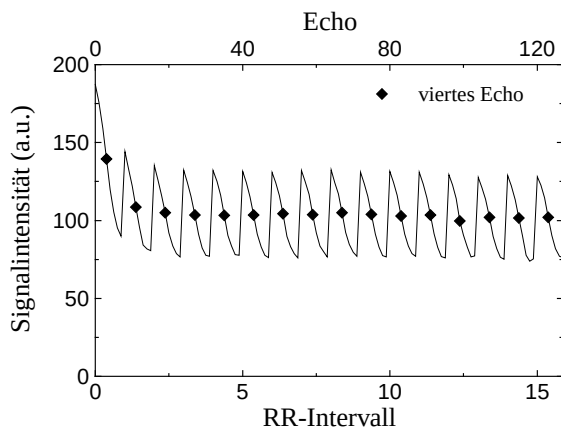


Abbildung 5.4: Signalverhalten der segmentierten TurboGRASS-Sequenz ($T_E = 3,1$ ms, $T_R = 5,9$ ms, $\alpha = 20^\circ$) ohne Verwendung des Phasenkodiergradienten ($k_y = 0$). Dargestellt ist die Signalintensität der Gradienten-Echos von 16 aufeinanderfolgenden Herzschlägen mit jeweils 8 Echos. Während des ersten Herzschlages ist die Signalintensität deutlich höher, wodurch ein Artefakt auftritt, wenn diese Daten mit aufgenommen werden (s. Abschnitt 5.2.1). Der stetige Abfall der Intensität innerhalb eines Segments kann abhängig von der Anordnung der Phasenkodierschritte zu unterschiedlichen Artefakten führen (s. Abschnitt 5.2.1).

5.2.1 Bildartefakte

Die Bewegungen der aufzunehmenden Objekte, durch Atmung oder fließendes Blut, können, abhängig von der verwendeten Bildgebungssequenz, zu Bildartefakten führen. Aber auch sequenzbedingte Artefakte können auftreten, indem z.B. nicht während des Gleichgewichtszustandes gemessen wird und Amplitudendiskontinuitäten zwischen einzelnen Echos auftreten oder durch das schnelle Schalten starker Gradientenfelder Wirbelströme erzeugt werden, so

daß der k -Raum nicht in der gewünschten Form abgetastet wird. Viele dieser Effekte können durch eine Optimierung der Sequenz vermieden werden. Die Kenntnis der möglicherweise auftretenden Artefakte ist jedoch unumgänglich, um nicht zu Fehldiagnosen zu gelangen.

Flußartefakte

Während der Aufnahme eines Bildes bewegt sich das Blut, was zu zwei Effekten führt. Einerseits strömt dadurch immer wieder neues, magnetisch ungesättigtes Blut in die Bildgebungsschicht. Da diese Strömung nicht gleichmäßig ist, sondern periodisch mit dem Herzschlag variiert, treten Amplitudendiskontinuitäten auf. Diese führen zu Geisterbildern der Blutgefäße in Phasenkodierrichtung (s. Abbildung 2.14b), deren Periodizität von dem Verhältnis der Repeitionszeit T_R zur Zeit eines RR-Intervalls abhängt. Dieses Artefakt kann entweder durch ein Triggern der Aufnahme auf den Herzschlag oder durch ein vorheriges Sättigen der neu einfließenden Spins vermieden werden. Bei der EKG-getriggerten Herzbildgebung spielt dieser Effekt somit eine untergeordnete Rolle und hat nur zur Folge, daß bei einer Cine-Bildgebung (s. Abschnitt 5.2.7) das Blut sehr hell erscheint (*bright blood imaging*). Das Blut bewegt sich aber auch während der Zeit zwischen Anregung und Echozeitpunkt und erfährt wegen der zwischenzeitlich geschalteten Gradientenpulse eine Phasenverschiebung, die eine korrekte Ortskodierung unmöglich macht. Dies führt zu Artefakten in Phasenkodierrichtung, die mit länger werdendem T_E zunehmen (s. Abbildung 5.5b-d). Für sich gleichförmig bewegende Spins können zusätzliche Gradientenpulse diese Phasenverschiebung zum Echozeitpunkt aufheben (Flußkompensation, s. Abschnitt 5.2.2) und so dieses Artefakt reduzieren (s. Abbildung 5.5a). Da das Blut im Herzen jedoch sehr turbulent fließt, können dennoch in Phasenkodierrichtung Artefakte auftreten, die mit längerem T_E zunehmen (s. Abbildung 5.22).

Unterdrückt man das Signal des fließenden Blutes (*dark blood imaging*), so kann dieses Artefakt vermieden und zusätzlich der Kontrast zwischen Myokard und Blut erhöht werden. Dies kann man auf zwei Wegen erreichen. Die Verwendung eines nicht-selektiven 180° -Anregungspulses mit anschließendem schichtselektiven 180° -Anregungspuls invertiert die Magnetisierung außerhalb der abzubildenden Schicht. Nach einer genau zu bestimmenden Inversionszeit T_I , bei der die Magnetisierung des Blutes aufgrund der T_1 -Relaxationszeit gerade Null ist, werden die Daten aufgenommen. Während dieser Zeit ist das Blut mit den invertierten Spins in die Bildgebungsschicht eingeflossen, so daß vom Blut kein Signal geliefert wird. Während dieser Zeit kann die Bewegung des Herzens nicht gemessen werden. Bei der zweiten Methode wird das Blut ober- und unterhalb der abzubildenden Schicht durch 90° -Pulse mit anschließenden Spoilerpulsen gesättigt, das dann zum Zeitpunkt der kurz darauf folgenden Aufnahme in diese Schicht eingeflossen ist. Bei beiden Methoden werden große Drehwinkel und eine homogene Drehwinkelverteilung im Herzen benötigt. Deshalb konnten diese Methoden nicht erfolgreich implementiert werden (s. Abschnitt 5.2.3).

Amplitudendiskontinuitäten

Werden bei der segmentierten TurboGRASS-Sequenz die einzelnen Echos eines Segmentes aufgenommen, während sich die Magnetisierung noch nicht im Gleichgewichtszustand befindet (s.

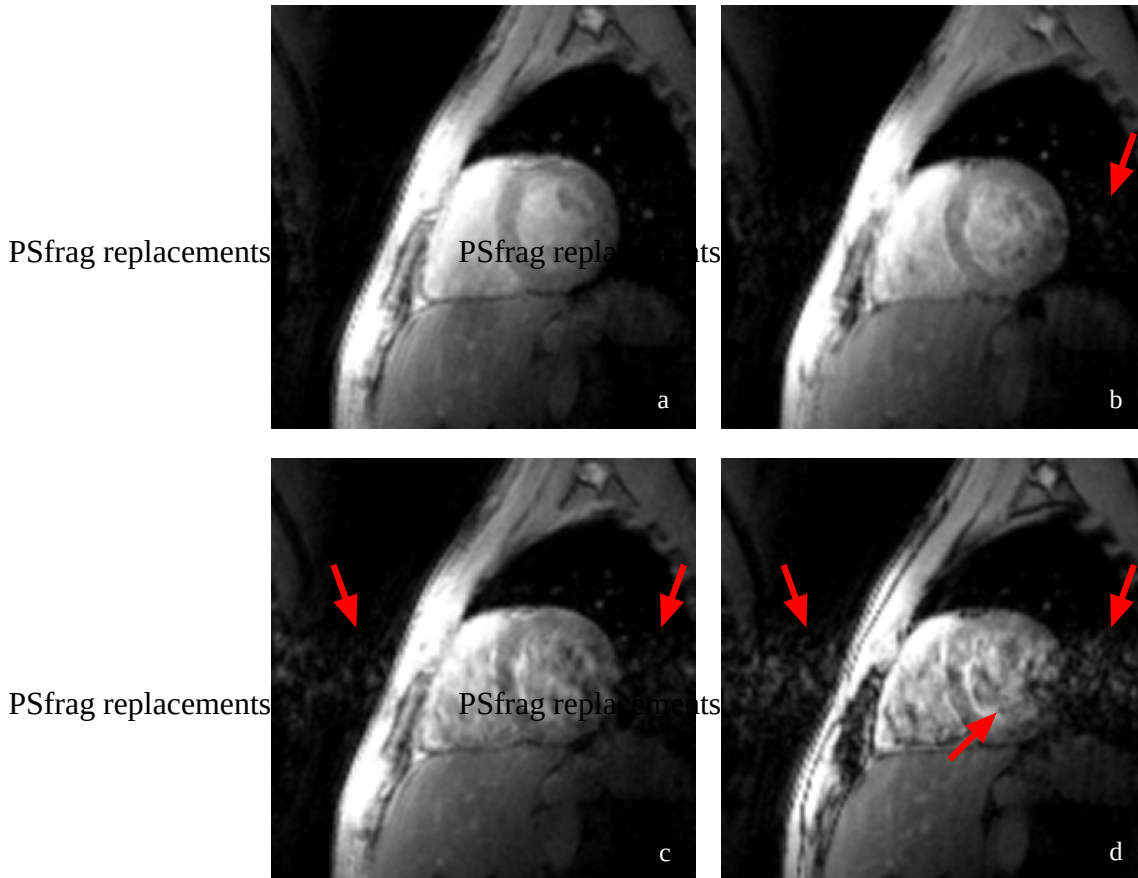


Abbildung 5.5: Kurzschnitts des Herzens, aufgenommen mit (a) einer flusskompensierten, segmentierten TurboGRASS-Sequenz ($T_E = 4,3\text{ms}$, s. Abschnitt 5.2.2) und (b–d) einer nicht flusskompensierten, segmentierten TurboGRASS-Sequenz mit unterschiedlichen Echozeiten: (b) $T_E = 3,1\text{ms}$, (c) $T_E = 4,3\text{ms}$ und (d) $T_E = 6\text{ms}$. In Phasenkodierichtung (horizontal) erzeugt das in den Ventrikeln turbulent fließende Blut Artefakte (Pfeile), die mit zunehmender Echozeit stärker werden und durch eine Flußkompensation (s. Abschnitt 5.2.2) verringert werden.

Abbildung 5.4), kommt es zu Amplitudendiskontinuitäten zwischen den Echos. Dies führt dazu, daß das eigentliche Signal $s(k_x, k_y)$ in der Phasenkodierichtung k_y durch eine Amplitudenfunktion $a(k_y)$ moduliert wird. Für das rekonstruierte Bild gilt dann:

$$\rho(x, y) = \mathcal{F}[s(k_x, k_y) \cdot a(k_y)] = \mathcal{F}[s(k_x, k_y)] \otimes \mathcal{F}[a(k_y)], \quad (5.2)$$

$\otimes$ = Faltungsoperator

d.h. durch die Amplitudendiskontinuitäten entstehen Geisterbilder in der Phasenkodierichtung abhängig von der Amplitudenfunktion $a(k_y)$. Diese wird durch die Reihenfolge der Ausführung der Phasenkodierschritte bestimmt.

Abbildung 5.6 zeigt Herzaufnahmen, die mit verschiedenen Schemata der Anordnung der Phasenkodierschritte aufgenommen wurden. Die sequentielle Anordnung (*sequential*) führt zu starken Artefakten (s. Abbildung 5.6d). Die verschachtelte Anordnung (*interleaved*), bei der die jeweils gleichen Echos jedes Segmentes zusammen im k -Raum angeordnet werden (s. Abbildung 5.7), ist weitgehend artefaktfrei (s. Abbildung 5.6a,b). Da die ersten Echos ein höheres Signal liefern, kann eine zentrische Anordnung (*centric*), bei der ebenfalls gleiche Echos zusammen

vom Zentrum des k -Raums nach außen hin angeordnet werden, ein höheres S/R ermöglichen. Bei nur 8 Echos pro Segment ist der Gewinn jedoch nur gering und diese Anordnung verursacht geringfügig stärkere Artefakte (s. Abbildung 5.6c). Wegen des besten Artefaktverhaltens wurde die verschachtelte Anordnung, wie sie bei segmentierten Sequenzen standardmäßig eingesetzt wird, bei allen Experimenten verwendet. Damit die 16 zentralen k -Raum-Zeilen bei 8 Echos pro Segment und 128 Phasenkodierschritten von demselben Echo jedes Segments (viertes Echo) stammen, wird das erste Echo mit dem Phasenkodierschritt $-0.875 k_{y_{max}}$ aufgenommen (s. Abbildungen 5.6b und 5.7). Da die Signalintensität der Echos während des ersten Herzschlages einer Atemanhalteperiode höher ist als bei den darauffolgenden Herzschlägen (s. Abbildung 5.4), werden die Daten des ersten Herzschlages nicht verwendet (*dummy scans*). Abbildung 5.8 zeigt das Auftreten eines Artefaktes aufgrund der großen Amplitudendiskontinuitäten durch Verwenden der Daten des ersten Herzschlages, also ohne *dummy scan*.

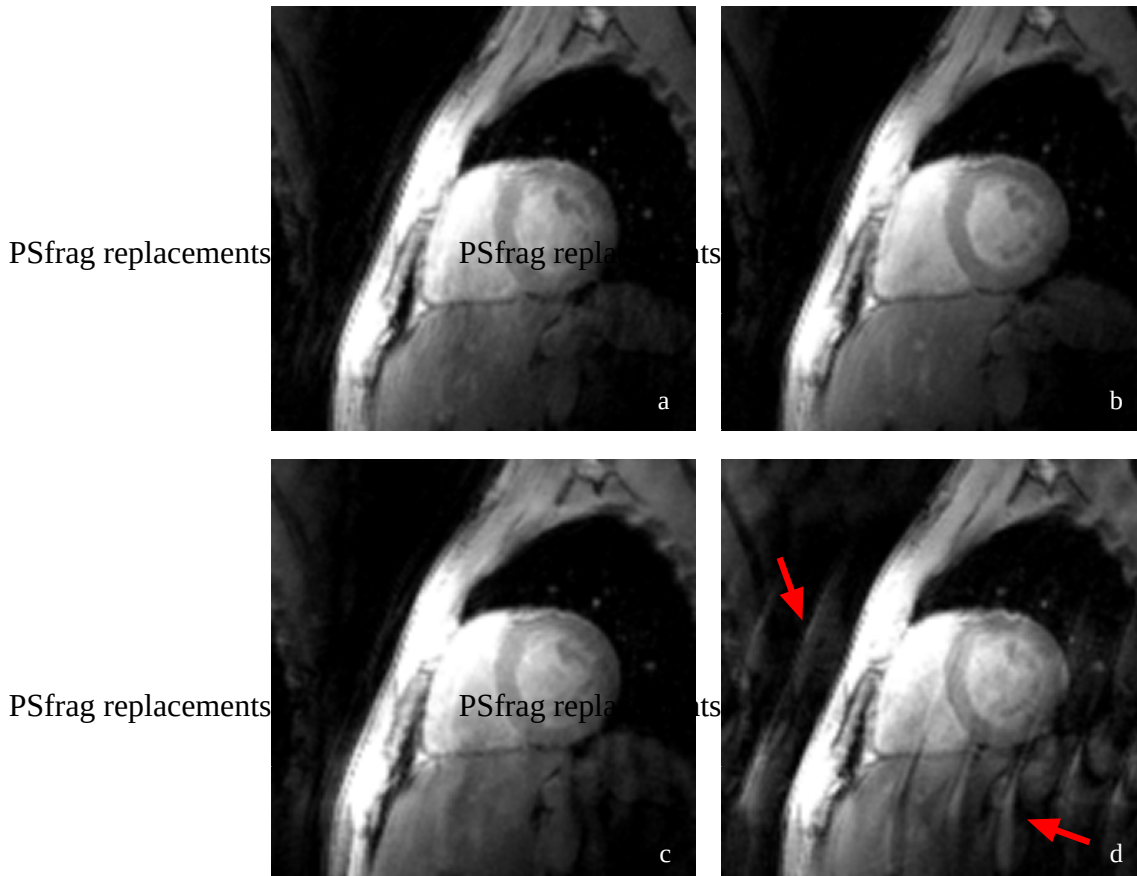


Abbildung 5.6: Kurzschnitt des Herzens, aufgenommen mit verschiedenen Anordnungen der Phasenkodierschritte: (a) verschachtelt, Beginn bei $-k_{y_{max}}$, (b) verschachtelt, Beginn bei $-0,875 k_{y_{max}}$, (c) zentrisch und (d) sequentiell. Bei der sequentiellen Anordnung entstehen starke Geisterbilder (Pfeile, Periodizität entspricht der Anzahl der Echos pro Segment), die bei den anderen Anordnungen nicht auftreten. Durch die Verwendung des ersten Echos für den zentralen k -Raumbereich (s. Abbildung 5.7) ist die Signalintensität bei der zentrischen Anordnung zwar etwas höher als bei der verschachtelten, es besteht jedoch eine geringfügig stärkere Artefaktanfälligkeit, weshalb die verschachtelte Anordnung die Standardanordnung darstellt.

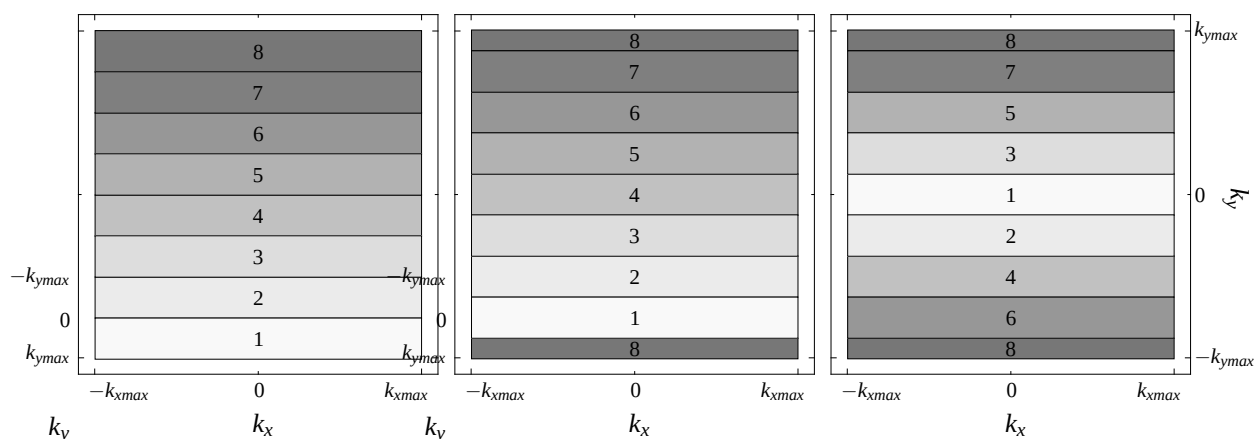


Abbildung 5.7: Schema der verschiedenen implementierten Anordnungen der TurboGRASS-Sequenz: (links) verschachtelt, Beginn bei $-k_{y\max}$, (Mitte) verschachtelt, Beginn bei $-0,875k_{y\max}$, wodurch der zentrale Teil des k -Raums von demselben Echo stammt, und (rechts) zentrisch. Die Zahlen entsprechen dem jeweiligen Echo jedes Segmentes.

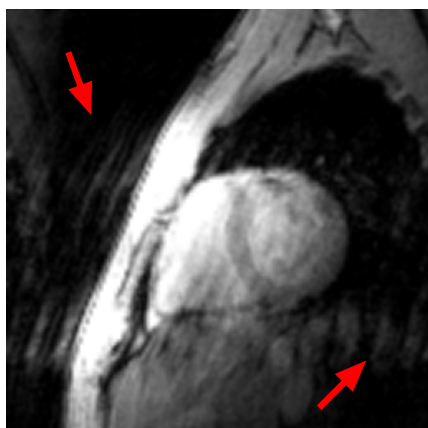


Abbildung 5.8: Einfluß von *dummy scans* auf das Artefaktverhalten der segmentierten TurboGRASS-Sequenz. Ohne *dummy scans* gemacht, d.h. bei Verwendung der Daten des ersten Herzschlages, treten wegen des höheren Signals während des ersten Herzschlages (s. Abbildung 5.4) Geisterbilder auf (Pfeile).

Atemartefakte

Obwohl die Herzbewegung, die aufgenommen werden soll, deutlich schneller als die Atembewegung ist, führt das Verteilen der Aufnahme auf mehrere Herzschläge zu Bewegungsartefakten. Um diese zu vermeiden, wird die gesamte Aufnahme bei angehaltenem Atem und in wenigen Herzschlägen innerhalb einer Atemanhalteperiode (≤ 20 Herzschläge) durchgeführt. Um den Atemanhaltezustand bei den durchgeführten Experimenten besser reproduzieren zu können, wurde im ausgeatmeten Zustand aufgenommen. Wenn der Atem nicht während des gesamten Meßzeitraum angehalten werden kann, führt dies zu einem Artefakt, das sich wegen der verschachtelten Anordnung der Phasenkodierschritte nicht in einer reinen Auflösungsver schlechterung (*motion blurring*) ausdrückt, sondern in Geisterbildern. Abbildung 5.9 zeigt dieses Artefakt, das ähnlich dem durch Amplitudendiskontinuitäten verursachten Artefakt ist. Dies ist ein Problem der Atemanhaltetechnik, da gerade bei Patienten die Atemanhaltezeit deutlich kürzer als beim Probanden sein kann.

Die Prozeßsteuerung des Tomographen erschwert die Atemanhaltetechnik. Nach dem Starten einer Sequenz Gradientenprogrammes (s. Anhang A), durchgeführt, vergeht eine gewisse Zeit bis zur eigentlichen Ausführung der Sequenz durch den Tomographen (s. Anhang A). Da die-

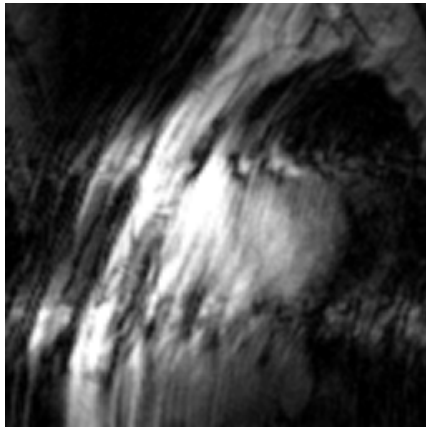


Abbildung 5.9: Kurzachsenschnitt des Herzens, aufgenommen während einer Periode von 17 Herzschlägen. Kann der Atem nicht durchgehend angehalten werden, führt dies zu Bewegungsartefakten, die sich wegen der verschachtelten Anordnung der Phasenkodierschritte nicht nur in einer „Verwischung“ des Bildes äußert.

se Zeit bislang nur abgeschätzt werden kann, mußte der Proband den Atem bei den Experimenten deutlich länger als 17 Herzschläge, bzw. 33 Herzschläge bei der Bestimmung der B_0 -Feldinhomogenität (s. Abschnitt 5.5), anhalten, um Atemartefakte zu vermeiden.

Sequenzen, die deutlich längere Aufnahmezeiten benötigen, wie z.B. 3D-Sequenzen zur Aufnahme der Koronararterien, verwenden die Navigator-Technik zur Vermeidung von Atemartefakten. Dabei wird durch ein (oder mehrere) Navigator-Echos der Atemzustand bestimmt und die Daten der eigentlichen Herzaufnahme nur dann verwendet, wenn der Atemzustand innerhalb eines vorgegebenen Bereichs liegt. Bei dieser Technik wird während der Diastole gemessen, um die Herzbewegung in den Aufnahmen zu verringern.

Signalverluste

Der Bildkontrast bei Gradienten-Echo-Sequenzen ist immer auch T_2^* -gewichtet, auch wenn diese Gewichtung durch kurze Echozeiten minimiert wird. B_0 -Feldinhomogenitäten, u.a. verursacht durch Suszeptibilitätsunterschiede, führen zu einer Verkürzung der T_2^* -Relaxationszeiten. Das sauerstoffarme Blut der Venen verursacht durch das paramagnetische deoxy-Hämoglobin in deren Umgebung eine starke Feldinhomogenität (s. Abschnitt 5.5), die zu kurzen T_2^* -Relaxationszeiten im Myokard führt (s. Abschnitt 5.3). In der Nähe von großen Venen können deshalb selbst bei sehr kurzen Echozeiten Signalverluste auftreten, die mit zunehmendem T_E ansteigen (s. Abbildung 5.10).

Chemische Verschiebung

Die Differenz der chemischen Verschiebungen von Fett- und Wasserprotonen beträgt etwa $\Delta\delta_c = 3,5\text{ ppm}$, d.h. etwa 450 Hz bei 3 T. Dies hat eine Verschiebung des Fettbildes in Richtung der Frequenzkodierung gegenüber dem Wasserbild zur Folge, wobei die Verschiebung von der Auslesebandbreite abhängt. Bei allen Experimenten mit der TurboGRASS-Sequenz wurde eine Bandbreite von etwa 350 Hz/Pixel verwendet, was zu einer Verschiebung von etwas mehr als einem Pixel führt. Das Fehlen des 180° -Refokussierungspulses bei Gradienten-Echo-Sequenzen verursacht zusätzlich eine Dephasierung zum Echozeitpunkt abhängig von der chemischen Ver-

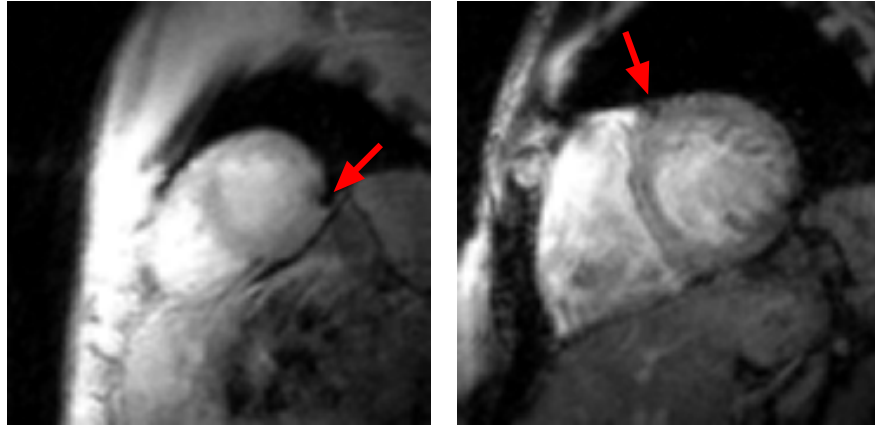


Abbildung 5.10: Kurzachsenschnitt des Herzens, aufgenommen mit einer segmentierten, flußkompensierten TurboGRASS-Sequenz (links) nahe dem Apex ($T_E = 4,3\text{ms}$) und (rechts) in der Mitte des LV ($T_E = 11,25\text{ms}$). Die Pfeile weisen auf Signalverluste aufgrund kurzer T_2^* -Relaxationszeiten in der Ne großer Venen hin (s. Abschnitt 5.3).

schiebung δ_c , so daß

$$\phi(T_E) = \int_0^{T_E} \omega(\tau) d\tau = \gamma \int_0^{T_E} (x G_{Read}(\tau) + \delta_c B_0) d\tau = \gamma x \int_0^{T_E} G_{Read}(\tau) d\tau + \gamma \delta_c B_0 T_E \quad (5.3)$$

ist, d.h. aus der Bedingung für das Entstehen eines Echos (s. Gleichung 5.5) folgt, daß die Phasendifferenz $\Delta\phi$ zwischen dem Fett- und Wassersignal zum Echozeitpunkt

$$\Delta\phi(T_E) = \gamma \Delta\delta_c B_0 T_E \approx 2\pi \cdot 450\text{Hz} \cdot T_E \quad (5.4)$$

beträgt. Fett- und Wassersignale haben somit bei Echozeiten, die ein Vielfaches von $\Delta T_E \approx 2,25\text{ms}$ betragen, dieselbe Phase (*in-phase*) und zu genau dazwischen liegenden Echozeiten entgegengesetzte Phasen (*out-of-phase*). Auch wenn dieser Effekt keine Auswirkung auf das Signal hat, das aus dem Bereich des Myokards stammt, wurden für die quantitativen Messungen (s. Abschnitte 5.3, 5.4 und 5.5) *in-phase* Bilder aufgenommen.

5.2.2 Flußkompensation

Voraussetzung für das Entstehen eines Echos bei Gradienten-Echo-Sequenzen ist die Rephasierung der transversalen Magnetisierung zum Echozeitpunkt $t = T_E$, d.h.

$$\int_0^{T_E} G_{Read}(\tau) d\tau = 0 \quad (5.5)$$

und für die MR-Bildgebung die ortsabhängige Phasenverschiebung ϕ durch den Phasenkodiergradienten

$$\phi(y) = \gamma y \int_0^{T_E} G_{Phase}(\tau) d\tau. \quad (5.6)$$

Diese beiden Bedingungen gelten jedoch nur für stationäre Spins. Bewegte Spins, wie sie z.B. bei fließendem Blut auftreten, verursachen dagegen eine zusätzliche, flußinduzierte Phasenverschiebung, die eine eindeutige Ortskodierung unmöglich macht. Eine Folge davon sind Artefakte, die in der Phasenkodierrichtung auftreten (s. Abschnitt 5.2.2). Bewegt sich ein Spin gleichförmig in die x -Richtung, d.h.

$$x(t) = x_0 + v_x t \quad (5.7)$$

mit $x_0 = x(t = 0)$, so gilt für die Phase im rotierenden Koordinatensystem

$$\begin{aligned} \phi_x(t) &= \int_0^t \omega(\tau) d\tau = \gamma \int_0^t \Delta B(\tau) d\tau = \gamma \int_0^t G_x(\tau) x(\tau) d\tau \\ &= \gamma x_0 \int_0^t G_x(\tau) d\tau + \gamma v_x \int_0^t \tau G_x(\tau) d\tau. \end{aligned} \quad (5.8)$$

Damit sich gleichförmig bewegende Spins zum Echozeitpunkt rephasiert werden muß gelten:

$$\int_0^{T_E} G_x(\tau) d\tau = 0 \quad \text{und} \quad \int_0^{T_E} \tau G_x(\tau) d\tau = 0. \quad (5.9)$$

Das erste Integral ist die Bedingung der Gleichung 5.5 für stationäre Spins. Durch die Verwendung eines zweiten bipolaren Gradientenpulses umgekehrter Polarität wird auch die Bedingung des zweiten Integrals erfüllt. Dabei können die beiden mittleren Gradientenpulse zusammengefaßt werden. Eine in allen drei Raumrichtungen flußkompensierte TurboGRASS-Sequenz (erster Ordnung, d.h. Flußkompensation sich gleichförmig bewegendender Spins) zeigt die Abbildung 5.11a. Die zusätzlich benötigten Gradientenpulse erhöhen jedoch die minimale Echozeit T_{Emin} , die bei der implementierten Sequenz um 1,2 ms ansteigt.

5.2.3 Anregungspuls

Ein wichtiges Kriterium für eine Sendespule ist eine homogene Drehwinkelverteilung in dem zu beobachtenden Volumen. Wegen der sehr inhomogenen B_1 -Feldverteilung von Oberflächenspulen (s. Abschnitt 5.6.2), die zu großen Drehwinkelverteilungen führen, wurde der Ganzkörperresonator bei allen Experimenten als Sendespule verwendet. Der zur Zeit verwendete Ganzkörperresonator erzeugt jedoch selbst unbeladen kein homogenes B_1 -Feld (s. Abbildung 3.8), was zu einer örtlichen Drehwinkelverteilung führt, die darüber hinaus vom eingebrachten Objekt abhängt. Wegen der hohen Peakleistung bzw. der langen HF-Pulslängen, die für 90° und 180° -Pulse bei der Verwendung des Ganzkörperresonators nötig sind, sind Gradienten-Echo-Sequenzen, die kleine Drehwinkel $\leq 20^\circ$ verwenden, technisch einfacher zu realisieren. Die GRASS-Sequenz weist darüber hinaus den Vorteil auf, daß das erreichbare S/R in Abhängigkeit von dem Drehwinkel ein breites Maximum um den optimalen Drehwinkel α_{opt} besitzt [Ree93].

Um Signalverluste, die durch kurze T_2^* -Relaxationszeiten hervorgerufen werden (s. Abschnitt

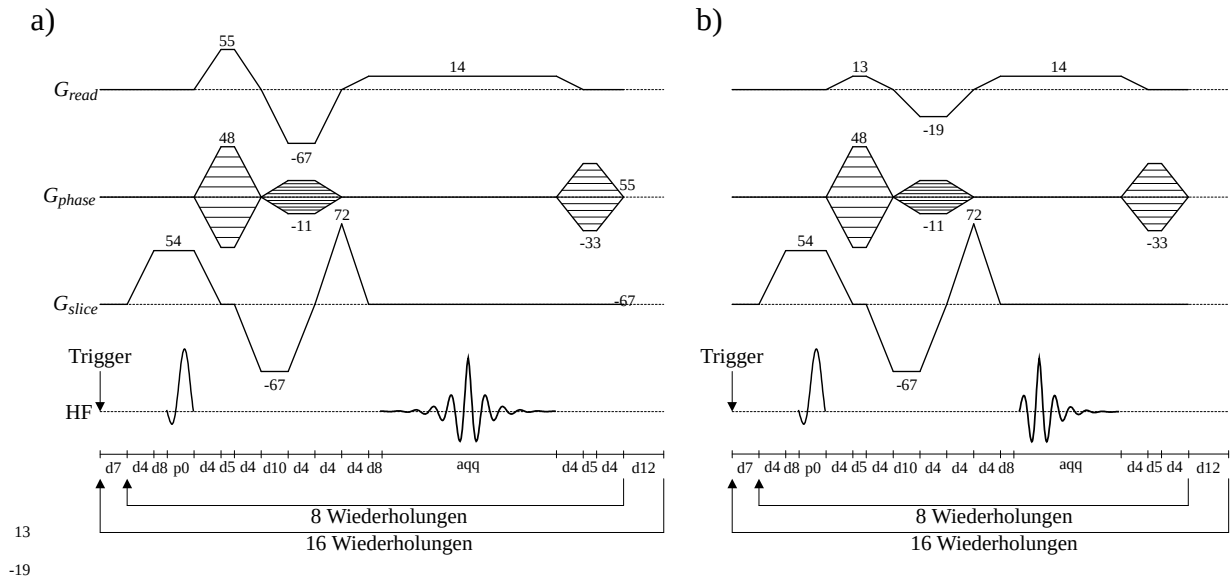


Abbildung 5.11: (a) Implementierte, flußkompensierte TurboGRASS-Sequenz ($T_{Emin} = 4,3 \text{ ms}$, $T_{Rmin} = 7,2 \text{ ms}$ bei einer Auslesebandbreite von 90 kHz und 256 komplexen Abtastpunkten). Die zusätzlichen Gradientenpulse führen dazu, daß Spins, die sich gleichförmig bewegen, keine zusätzliche Phasenverschiebung zum Echozeitpunkt erleiden. Zusätzlich sind die Gradientenstärken (in % der maximalen Gradientenstärke $G_{max} = 30 \text{ mT/m}$) für eine $2 \times 2 \times 7 \text{ mm}^3$ Auflösung angegeben. (b) Ein Verschieben der Echoposition und die Aufnahme eines partiellen Echos (s. Abschnitt 5.2.4) verkürzt die minimale Echo- bzw. Repetitionszeit, wodurch in Ausleserichtung die Stärke der Gradientenpulse für die Dephasierung bzw. Flußkompensation geringer sind.

5.2.1), und Flußartefakte, die durch das turbulent fließende Blut verursacht werden (s. Abschnitt 5.2.2), zu reduzieren und kurze Repetitionszeiten T_R zu erreichen, wurde versucht, die Echozeit T_E zu minimieren. Deshalb wurde ein asymmetrischer *sinc2*-Puls (s. Abbildung 5.12) mit einer Pulsdauer von $500 \mu\text{s}$ verwendet. Die deutlich kürzere Pulsdauer gegenüber einem *sinc5*-Puls zur Erzeugung des gleichen Drehwinkels ist von größerem Vorteil als die geringfügig größere Abweichung von dem idealen rechteckförmigen Schichtprofil (s. Abbildung 2.11c). Bei dieser Pulsdauer ermöglicht der Ganzkörperresonator im Probanden den optimalen Drehwinkel bei einer Peakleistung von $2,5 \text{ kW}$ (Einstellung: -4 dB).

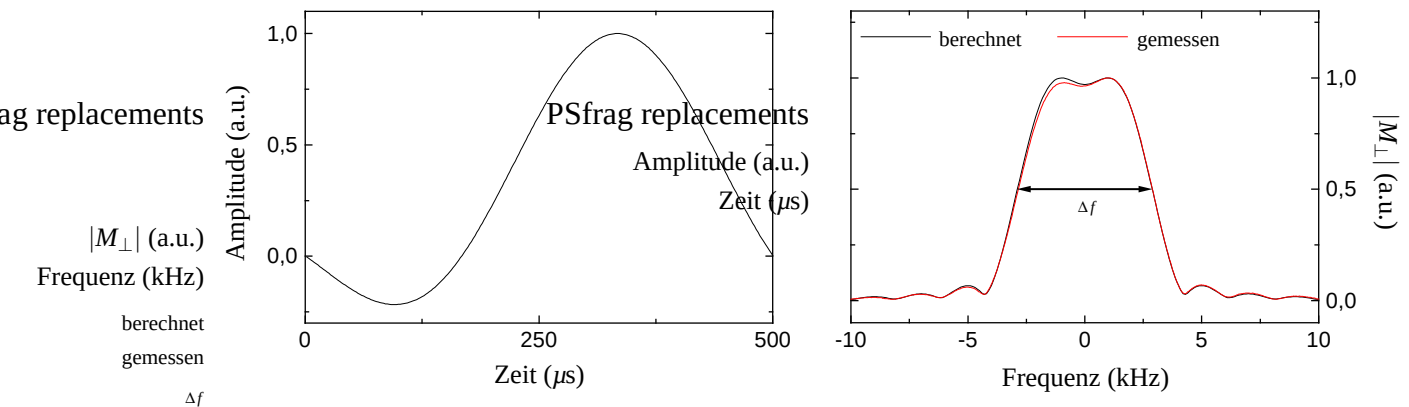


Abbildung 5.12: B_1 -Amplitude des verwendeten, asymmetrischen *sinc2*-Anregungspulses und das gemessene bzw. berechnete Schichtprofil für einen Drehwinkel von $\alpha = 20^\circ$. Die Abweichung von dem idealen, rechteckförmigen Schichtprofil ist akzeptabel. Die Bandbreite des $500 \mu\text{s}$ langen Pulses beträgt $\Delta f = 5,8 \text{ kHz}$.

5.2.4 Echo-Position und partielles Echo

Abgesehen von der Aufnahme eines symmetrischen Echos, d.h. dem Abtasten des k -Raums von $-k_{max}$ bis k_{max} , kann die Echoposition durch eine Reduktion der Gradientenstärke des Dephasierungs-Gradientenpulses verschoben werden (s. Abbildung 5.11b). Eine Verschiebung hin zum Anregungspuls reduziert dabei die Echozeit. Dies verringert die Auflösungsverschlechterung aufgrund der Objektbewegung während der Akquisitionszeit und der Flußartefakte durch nicht gleichförmig fließendes Blut (s. Abschnitt 5.2.2). Wenn k_{min} die k -Raum-Position zu Beginn der Datenaufnahme ist, dann ist die Echoposition

$$\xi = \frac{k_{min} + k_{max}}{k_{max}}. \quad (5.10)$$

Die Echoposition $\xi = 0$ bedeutet somit ein symmetrisches Echo, $\xi = 1$ einen FID. Ein verschieben der Echo-Position führt zu einem linearen Phasengang im komplex-wertigen Bild, was nach der Betragsbildung keine Auswirkung hat, und zu einer Verbreiterung der Punktbildfunktion, was einen Auflösungsverlust zur Folge hat (s. Abbildung 5.14). Verringert man zusätzlich die Anzahl der aufgenommenen Datenpunkte, so daß nur bis zur maximal gewünschten Ortsraumfrequenz k_{max} ein partielles Echo aufgenommen wird, so verkürzt sich auch die minimale Repetitionszeit. Dabei reduziert sich jedoch das S/R um den Faktor ζ entsprechend

$$\zeta = \sqrt{1 - \frac{\xi}{2}}. \quad (5.11)$$

Das Auffüllen der Daten mit Nullen (*zero filling*) vor der Bildrekonstruktion, um die angestrebte Matrixgröße zu erreichen, führt zu der oben beschriebenen Auflösungsverschlechterung. Bei großen Werten von ξ kann zusätzlich ein Artefakt auftreten (*Gibbs ringing*), da das Signal am Aufnahmeanfang stark von Null verschieden ist und so eine Diskontinuität in den Daten auftritt. Die fehlenden Daten können jedoch wegen der Hermitizität des k -Raums, d.h. $s(\vec{k}) = s^*(-\vec{k})$, aus den gemessenen rekonstruiert werden. Der Verlust im S/R bleibt dabei allerdings bestehen. Chemische Verschiebung, B_0 -Feldinhomogenitäten, Bewegung und frequenzabhängige Phasengänge in der Empfangselektronik (z.B. Filter) führen zu Abweichungen von der Hermitizität. Aus Gleichung 2.38 wird

$$s(\vec{k}) \propto \int \rho(\vec{x}) e^{i\phi(\vec{x})} e^{i\vec{k}\vec{x}} d\vec{x}. \quad (5.12)$$

Abbildung 5.13 zeigt das Betrags- ($\rho(\vec{x})$) und Phasenbild ($\phi(\vec{x})$) eines Herzbildes, aufgenommen mit der segmentierten TurboGRASS-Sequenz (vollständiger Datensatz). Die Information über den zusätzlichen Phasengang $e^{i\phi(\vec{x})}$ läßt sich aus den niedrigen Ortsraumfrequenzen gewinnen, so daß beim partiellen Echo auch einige Datenpunkte vor dem Echo abgetastet werden müssen ($\xi < 1$). Für die Rekonstruktion wurde ein iteratives Verfahren, und zwar die POCS (**P**rojection **o**nto **C**onvex **S**ets) Methode verwendet. [Haa91]

Im folgenden wird der diskretisierte Fall mit den einheitenlosen Größen $x \equiv x/\Delta x$, $y \equiv y/\Delta y$, $k_x \equiv k_x/\Delta k_x$ und $k_y \equiv k_y/\Delta k_y$ betrachtet.

Ist die Matrixgröße des zu rekonstruierenden zweidimensionalen Bildes $\rho(x,y)$ $N_x \times N_y$ und liegen die partiellen Daten in der x -Dimension vor, d.h. $s(k_x, k_y) = 0$ für alle $-N_x/2 \leq k_x < -m$,

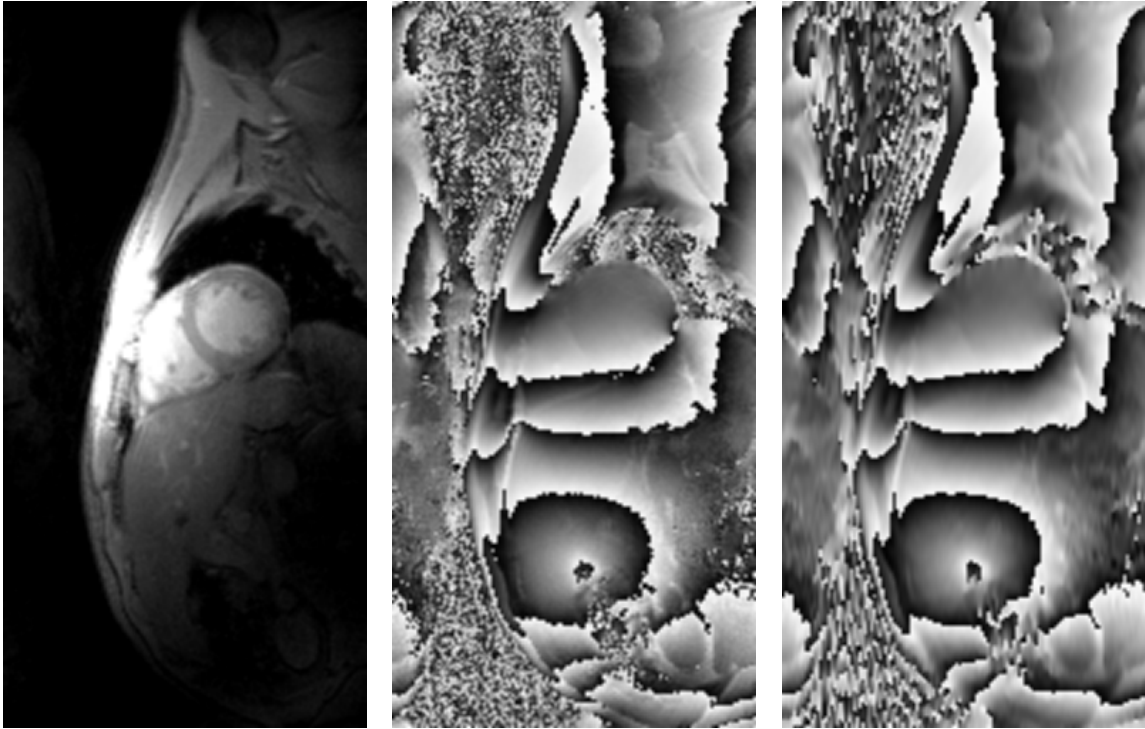


Abbildung 5.13: Bild eines Kurzachsenschnitts des Herzens, aufgenommen mit der segmentierten, fluß-kompensierten TurboGRASS-Sequenz ($T_E = 4,3 \text{ ms}$, $T_R = 7,2 \text{ ms}$). (links) Betragsbild, (Mitte) Phasenbild und (rechts) Phasenbild, rekonstruiert aus dem zentralen Teil (25%) des k -Raums in Ausleserichtung (vertikal). Der geringe Unterschied der beiden Phasenbilder zeigt, daß sich der zusätzliche Phasengang $e^{i\phi(\vec{x})}$ aus den niedrigen Ortsraumfrequenzen gewinnen läßt.

so werden die Daten zuerst in der k_y -Dimension Fourier-transformiert und man erhält eine neue Datenmatrix mit den einzelnen Zeilen $s_y(k_x)$. Jede dieser Zeilen $s_y(k_x) \neq 0$ für alle $-m \leq k_x < N_x/2$ liefert dann entweder durch die iterative, eindimensionale POCS Methode oder das *zero filling* die Zeile y des Bildes $\rho(x, y)$. Anhand eines simulierten, eindimensionalen Objektes (s. Abbildung 5.14) und der Aufnahme eines Qualitätsphantoms (s. Abbildung 5.15) lassen sich die beiden Methoden vergleichen. Die Auflösung des Originals ($\xi = 0$) wird annähernd von dem mit der POCS Methode ($\xi = 0,75$) nicht aber von dem durch *zero filling* rekonstruierten Bild ($\xi = 0,75$) erreicht.

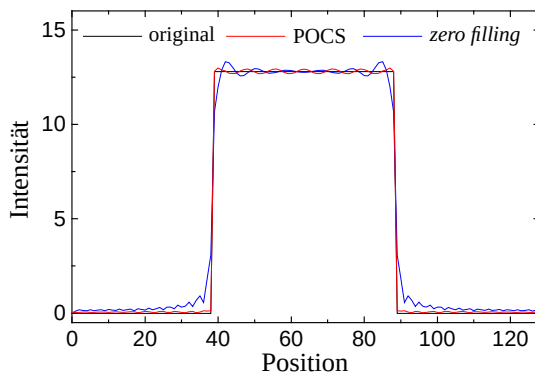


Abbildung 5.14: Rekonstruktion eines simulierten Objektes (rect-Funktion) aus partiellen Daten ($\xi = 0,75$) mit Hilfe des *zero filling* und der POCS Methode. Durch das *zero filling* wird die Auflösung (Kantenschärfe) deutlich verschlechtert.

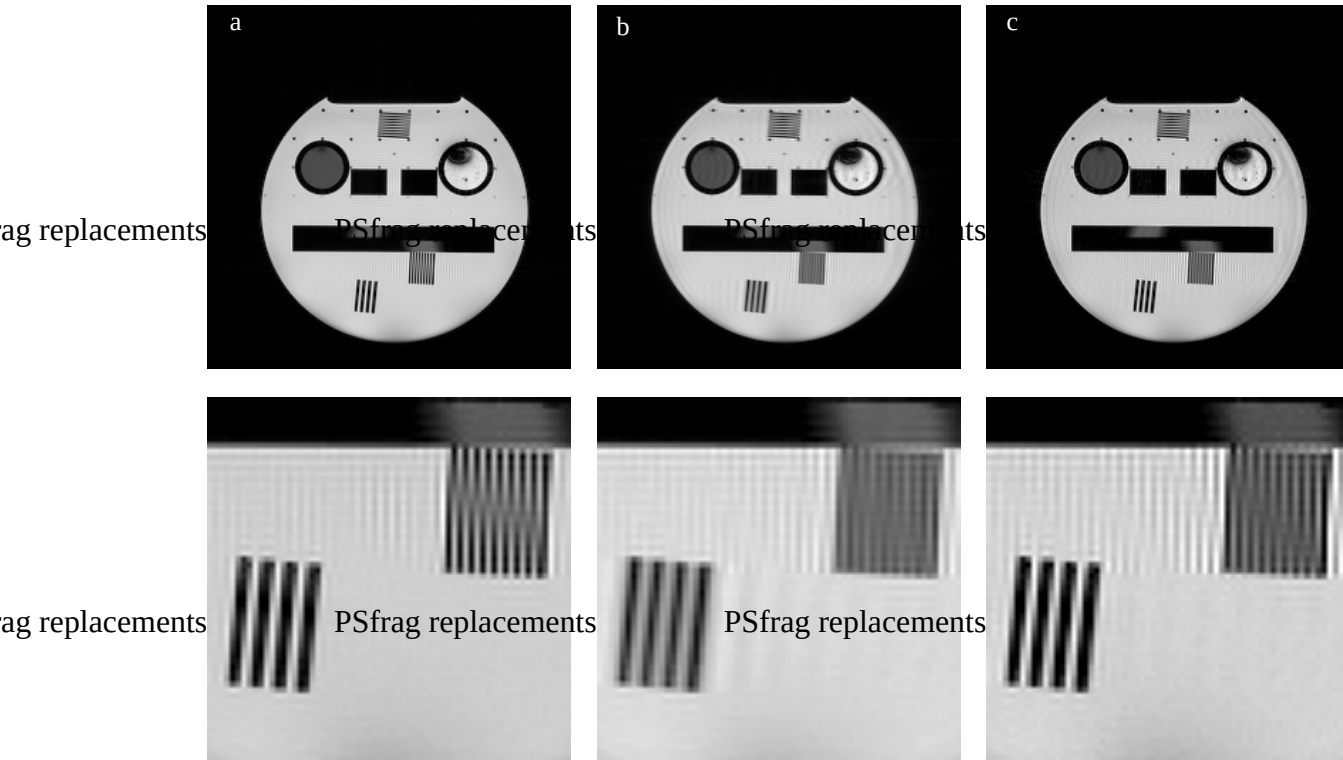


Abbildung 5.15: Aufnahme eines Qualitätsphantoms mit einer konventionellen Gradienten-Echo-Sequenz ($T_E = 8,8 \text{ ms}$, $T_R = 50 \text{ ms}$), (obere Reihe) vollständiges Bild und (untere Reihe) Bildausschnitt der im unteren Bildbereich befindlichen horizontalen Linienpaare. (a) Rekonstruktion aus dem vollständigen Datensatz, (b) mit *zero filling* ($\xi = 0,75$) und (c) mit der POCS Methode ($\xi = 0,75$). Durch das *zero filling* entsteht eine deutliche Auflösungsver schlechterung, die durch die POCS Methode größtenteils kompensiert werden kann.

Projection onto Convex Sets

Die POCS Methode basiert auf der Annahme, daß das tatsächliche Bild $\rho(x)$ die Schnittmenge all jener Bilder ist, deren inverse Fourier-Transformation mit den gemessenen partiellen Daten übereinstimmt, und den Bildern, deren Phase gleich der angenommenen Phase $\phi(x)$ ist. Dazu wird wie folgt verfahren, um aus den eindimensionalen partiellen Daten $s(k_x)$ ($s(k_x) = 0, -N_x/2 \leq k_x < -m$) das Bild $\rho(x)$ zu rekonstruieren:

1. Berechnung der angenommenen Phase $\phi(x)$:

$$\phi(x) = \arg \left[\mathcal{F} [s(k_x)W(k_x)] \right] \quad (5.13)$$

mit $W(k_x) = 1, |k_x| \leq m$ und $W(k_x) = 0, |k_x| > m$

2. Startwerte setzen:

$$s_1(k_x) = s(k_x) \quad (5.14)$$

3. Übergang zum Ortsraum:

$$\rho_i(x) = \mathcal{F} [s_i(k_x)] \quad (5.15)$$

4. Projektion der komplexwertigen Bilddaten auf eine Gerade mit dem Winkel der ange-

nommenen Phase:

$$\rho_{i+1}(x) = \left(\rho_i^*(x) e^{2i\phi(x)} + \rho_i(x) \right) / 2 \quad (5.16)$$

5. Ersetzen der fehlenden Daten durch Rücktransformation in den Ortsfrequenzraum:

$$\begin{aligned} s_{i+1}(k_x) &= s(k_x), & -m \leq k_x < N_x/2 \\ &= \mathcal{F}^{-1}[\rho_{i+1}(x)], & -N_x/2 \leq k_x < -m \end{aligned} \quad (5.17)$$

Die Schritte 3 bis 5 werden wiederholt, bis nur noch geringe Veränderungen auftreten. Drei bis vier Iterationen liefern ein ausreichendes Ergebnis. Beim Übergang von den berechneten Daten $s_i(k_x)$ zu den gemessenen Daten $s(k_x)$ bei $k_x = -m$ kann eine Diskontinuität zum *Gibbs ringing* Artefakt führen. Deshalb wird im letzten Iterationsschritt anstelle des Ersetzens der fehlenden Daten (Punkt 5) ein lineares Filter (Breite p) eingesetzt:

$$s_{i+1}(k_x) = \left(1 - \frac{k_x + m}{p} \right) \mathcal{F}^{-1}[\rho_{i+1}(x)] + \left(\frac{k_x + m}{p} \right) s(k_x), \quad -m \leq k_x \leq -m + p. \quad (5.18)$$

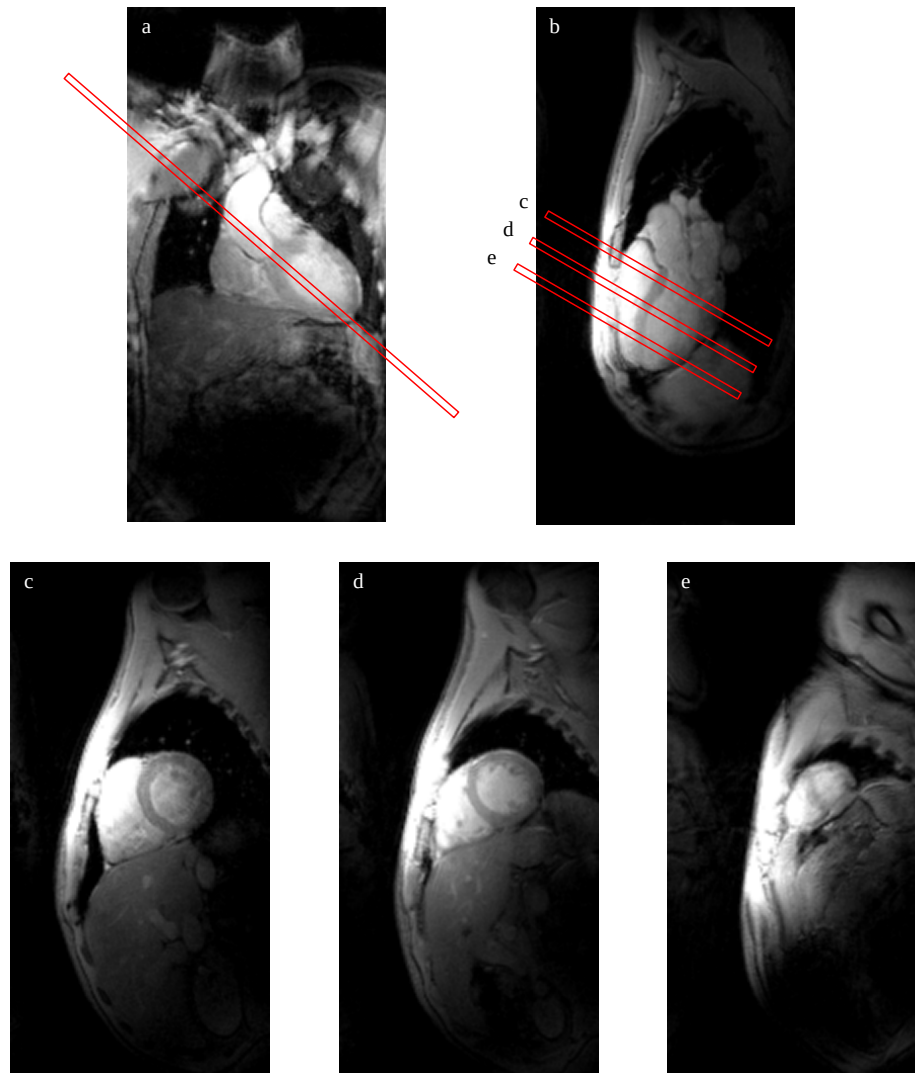
Halb-Fourier-Technik

Die Hermitizität des k -Raums ermöglicht nicht nur die Reduktion der Meßzeit durch die Aufnahme partieller Echos, sondern auch durch eine reduzierte Anzahl von aufgenommenen Echos in Phasenkodierrichtung. Theoretisch ist es hierbei ebenfalls möglich, nur die Hälfte des k -Raums aufzunehmen, also nur die Hälfte der Phasenkodierschritte zu durchlaufen, was die Meßzeit halbiert aber auch das S/R um den Faktor $\sqrt{2}$ verschlechtert. Die in Abschnitt 5.2.4 beschriebene Abweichung von der Hermitizität erfordert jedoch, daß Echos auf beiden Seiten der $k_y = 0$ Achse aufgenommen werden müssen. Dies ermöglicht dann die Rekonstruktion des gesamten k -Raums mit Hilfe der POCS Methode. Somit werden in Verbindung mit der segmentierten TurboGRASS Sequenz weniger Herzschläge für die Aufnahme eines Bildes benötigt. Damit ist sogar die Aufnahme eines Bildes innerhalb eines Herzschlages während der Diastole, in der sich das Herz kaum bewegt, möglich. Zum schnellen Auffinden der geeigneten Schicht könnte so eine „Echtzeit“-Bildgebungsmethode mit etwas geringerer Auflösung implementiert werden, die keine Atemanhaltetechnik benötigt. Diese Methode wurde nicht im Rahmen der Arbeit implementiert.

5.2.5 Kurzachsenschnitte des Herzens

Da in der kardiologischen Diagnostik üblicherweise Kurzachsenschnitte des Herzens (Ebenen senkrecht zur langen Achse des LV) verwendet werden, wurde für die Messung der T_2^* - bzw. T_1 -Relaxationszeiten, der B_0 -Feldverteilung und des S/R solche Kurzachsenschnitte aufgenommen. Dafür muß die abzubildende Schicht abhängig vom Probanden (Patienten) und dessen Lage um zwei Winkel (Θ, Φ) gekippt werden (*double oblique*). Abbildung 5.16 zeigt schematisch, wie diese zwei Winkel mit Hilfe von Orientierungsaufnahmen (*scout scans*) bestimmt wurden. Aus einem *coronalen* Schnitt (Abbildung 5.16a) wurde der erste Winkel Θ ermittelt. Die zweite Aufnahme (Abbildung 5.16b) lieferte die lange Achse des LV und somit den zweiten Winkel Φ .

Für die weiteren Messungen wurden Kurzachsenschnitte, in denen der LV kreisrund erscheint, in drei verschiedenen Höhen des LV ausgewählt, und zwar nahe der Basis (*basal*, Abbildung 5.16c), in der Mitte (*mid-ventricular*, Abbildung 5.16d) und nahe dem Apex (*apical*, Abbildung 5.16e). Kurzachsenschnitte weisen eine sehr gute Reproduzierbarkeit, selbst zwischen Messungen an unterschiedlichen Tagen, auf (s. Abbildung 5.32).



PSfrag replacements

Abbildung 5.16: Auffinden der Kurzachsenschnitte mit Hilfe von *scout scans*. (a) Ausgangspunkt ist ein *coronaler* Schnitt (horizontaler Schnitt), in dem der erste Kippwinkel bestimmt wird. (b) Aus dem erhaltenen Langachsenschnitt (vertikalen Schnitt) ergibt sich der zweite Kippwinkel. In den Kurzachsenschnitten ist der Herzmuskel des LV kreisrund: (c) nahe der Basis (*basal*), (d) in der Mitte (*mid-ventricular*) und (e) nahe dem Apex (*apical*).

5.2.6 Mehrkanalempfang

Bei der Herzbildgebung kommen heute spezielle Oberflächenspulen zum Einsatz. Spulen-Arrays bestehend aus zwei und mehr Oberflächenspulen erhöhen dabei die Empfindlichkeit und somit das S/R [Con95][Fay95][Bot97]. Der Bau und die Optimierung solcher Spulen-Arrays für

die Herzbildgebung wird in Abschnitt 3.4.4 beschrieben. Ein Problem stellt die richtige Überlagerung der Bilder der einzelnen Spulen dar. Neben der Überlagerung der Signale von zwei Spulen durch einen 90°-Koppler (Quadraturbetrieb, s. Abbildung 5.17 und Abschnitt 3.4.4) besteht die Möglichkeit, die Signale in getrennten Empfangskanälen aufzunehmen, die Bilder getrennt zu rekonstruieren und dann geeignet zu überlagern. Unter der Voraussetzung, daß das Rauschen in den Bildern unkorreliert ist, erhöht eine Addition der Betragsbilder das S/R um den Faktor $\sqrt{2}$ in Bereichen gleicher Empfindlichkeit. In den Teilen des Bildes, zu denen im wesentlichen nur eine Spule einen Beitrag liefert, die zweite jedoch fast nur Rauschen beiträgt, verschlechtert sich jedoch das S/R. Eine Gewichtung der einzelnen Bilder vor der Addition mit der Empfindlichkeitsverteilung der Spulen liefert das optimale Ergebnis. Diese ist im Allgemeinen nicht bekannt, da sie bei hohen Frequenzen auch vom Objekt abhängt. Eine gute Näherung ist die *sum-of-squares*-Methode, bei der das Gesamtbild $\rho(x,y)$ aus den einzelnen Betragsbildern $\rho_i(x,y)$ wie folgt berechnet wird

$$\rho(x,y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\rho_i(x,y) \right)^2} \quad (5.19)$$

N = Anzahl der Spulen

(s. Abbildung 5.18). Der Gewinn an S/R wird in Abschnitt 5.6 näher beschrieben.

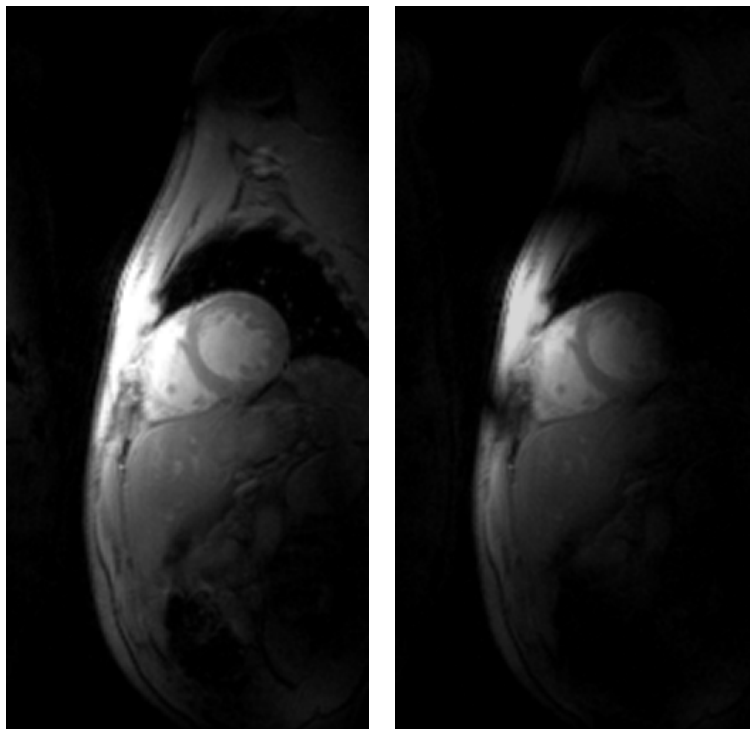


Abbildung 5.17: Überlagerung der Signale der zwei Spulen des großen Spulen-Arrays (s. Abschnitt 3.4.4) durch einen 90°-Koppler in Hybridtechnik (Quadraturbetrieb). (links) Phasenverschiebung um 90° und (rechts) um –90°. Durch die falsche Phasenverschiebung entstehen Bereiche niedriger Signalintensität (Signalauslöschung).

Da die Steuerungs-Software des Tomographen (ParaVision 2.0) den Mehrkanalempfang nur eingeschränkt unterstützte, mußten die Puls- bzw. Gradientenprogramme modifiziert werden.

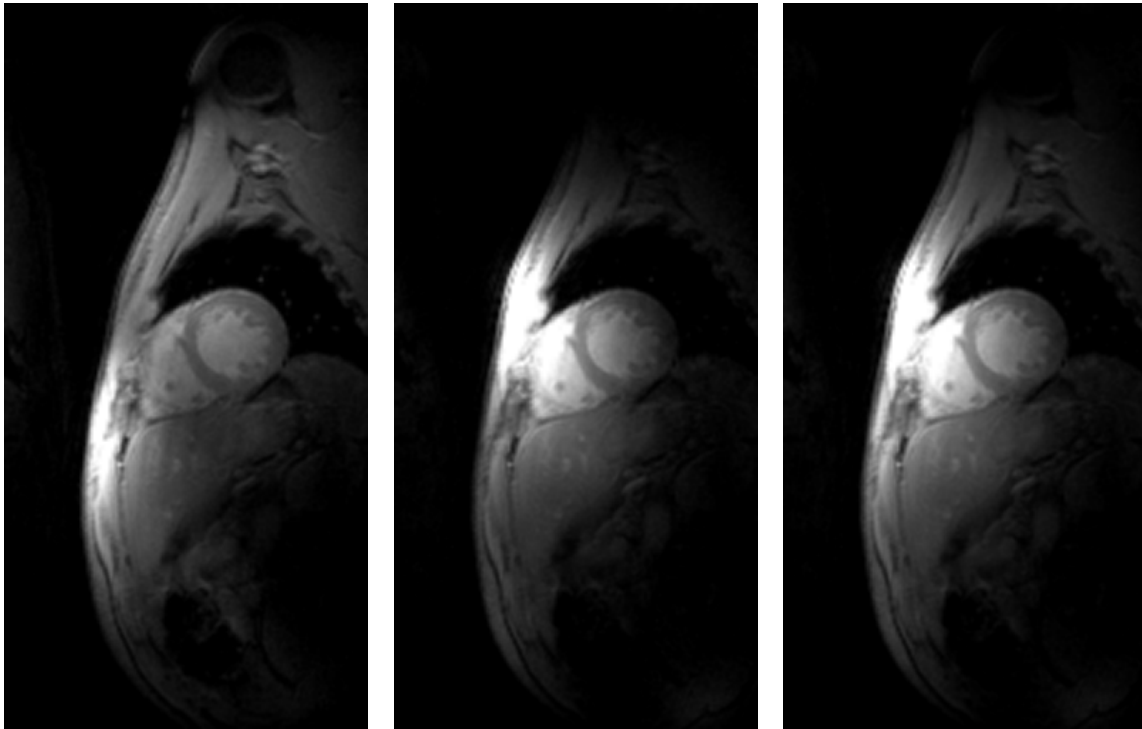


Abbildung 5.18: (rechts) Überlagerung der beiden Bilder (links, Mitte), aufgenommen mit dem großen Spulen-Array als Phased-Array (s. Abschnitt 5.2.6), mit dem *sum-of-squares*-Algorithmus (s. Gleichung 5.19).

Aufwendige Änderungen waren erforderlich, um die notwendigen *dummy scans* zu ermöglichen. Da nicht alle Teile der Software vom Anwender verändert werden können, läuft z.B. das Pulsprogramm-Tool nur während eines Scans und der Setup-Modus (GSP) überhaupt nicht. Diese Einschränkungen wurden dadurch umgangen, daß für diese Zwecke der Einkanal-Betrieb verwendet und erst abschließend auf den Mehrkanalempfang umgeschaltet wurde.

5.2.7 Erweiterung zur Cine-Sequenz

Die normale EKG getriggerte, segmentierte TurboGRASS-Sequenz nutzt nur einen kleinen Teil eines RR-Intervalls zur Aufnahme von Daten. Um die gesamte Herzbewegung mit einer Zeitauflösung, die der Dauer der Aufnahme eines Segmentes entspricht (≤ 60 ms), innerhalb der gleichen Anzahl von RR-Intervallen aufzunehmen, werden dieselben k -Raum-Zeilen wiederholt aufgenommen und aufeinanderfolgenden Bildern zugeordnet (s. Abbildung 5.19).

Im Gegensatz zu dem ständig neu in die Bildgebungsschicht einfließende Blut ist das Myokard durch die wiederholte Anregung „gesättigt“, wodurch die Signalintensität geringer ausfällt. Das Blut hingegen erscheint sehr hell (*bright blood imaging*), so daß ein hoher Kontrast zwischen Blut und Myokard entsteht (s. Abschnitt 5.8). Dies zeigen die Abbildungen 5.20 und 5.21, in denen Cine-Sequenzen dargestellt sind. Die Kontraktion des LV ist dabei gut zu erkennen. Die maximale Kontraktion (End-Systole) wurde etwa 300 ms nach der R-Zacke des EKG erreicht.

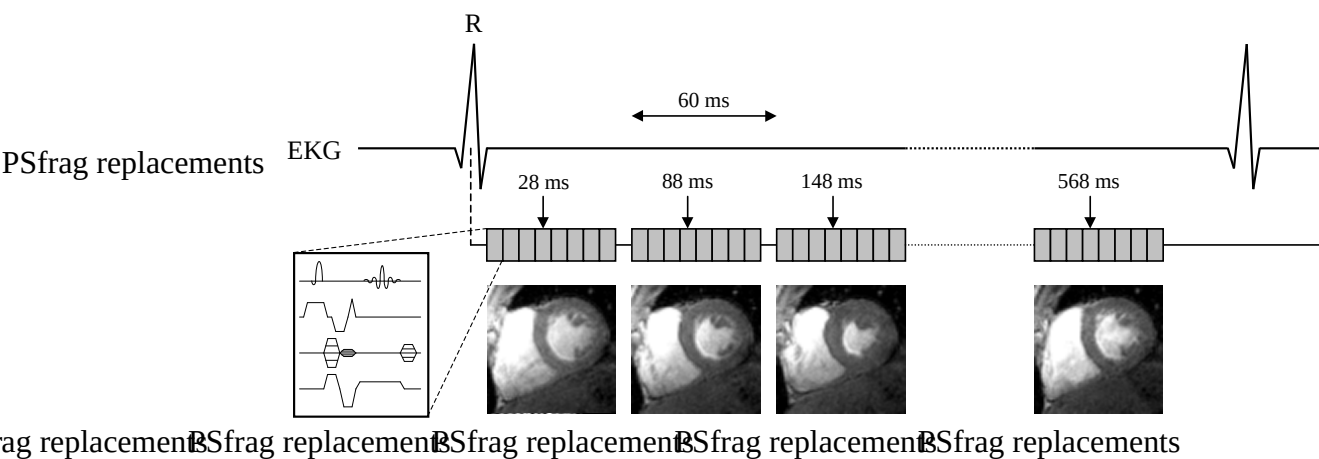


Abbildung 5.19: Schematische Darstellung der Erweiterung der segmentierten TurboGRASS-Sequenz zur Cine-Sequenz, mit der die Herzbewegung einer Schicht innerhalb einer Atemanhalteperiode aufgenommen werden kann. Das vierte Echo nimmt den zentralen Teil des k -Raums auf und bestimmt den Zeitpunkt des Bewegungszustandes.

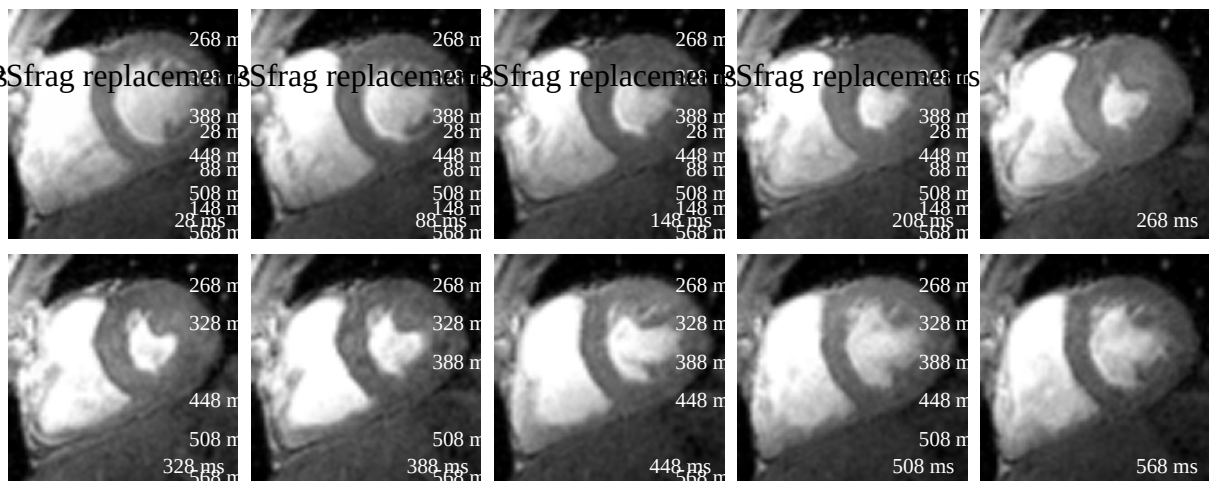


Abbildung 5.20: Cine-Sequenz, bestehend aus 10 Phasen des Herzzyklus, aufgenommen während einer Atemanhalteperiode (17 Herzschläge) mit der segmentierten, flußkompensierten TurboGRASS-Sequenz ($T_E = 4,3\text{ms}$, $T_R = 7,2\text{ms}$, Auflösung $2 \times 2 \times 7\text{mm}^3$, zeitliche Auflösung 60ms) unter Verwendung des großen Spulen-Arrays in Quadratur (s. Abschnitt 3.4.4). Das erste Bild der Serie entspricht der Aufnahme direkt nach der R-Zacke im EKG (End-Diastole). Die Zeiten am unteren Bildrand geben den Zeitpunkt der Aufnahme der zentralen k -Raum-Zeile bezogen auf den Zeitpunkt der R-Zacke an.

5.3 Messung der T_2^* -Relaxationszeiten im Myokard

Im Bereich des Herzens treten große Suszeptibilitätsunterschiede, u.a. zwischen der Lunge (Luft) und dem Myokard, auf. Dies führt zu B_0 -Feldinhomogenitäten und damit zu einer Verkürzung der T_2^* -Relaxationszeiten. Daraus resultieren Signalverluste (s. Abschnitt 5.2.1), die durch kurze Echozeiten T_E minimiert werden können. In der Nähe von großen Venen wie der PVLV (*Posterior Vein of Left Ventricle*) treten aufgrund des paramagnetischen Desoxyhämoglobin besonders große magnetische Feldgradienten auf (s. Abschnitt 5.5). Die durch Suszeptibilitätsunterschiede verursachten Feldinhomogenitäten sollten mit zunehmender Feldstärke ansteigen und damit die T_2^* -Relaxationszeiten bei 3 T kürzer sein als bei 1,5 T.

Um T_2^* -Relaxationszeiten im Myokard zu bestimmen, wurde ein Kurzachsenschnitt (*mid-ven-*



PSfrag replacements

PSfrag replacements



PSfrag replacements

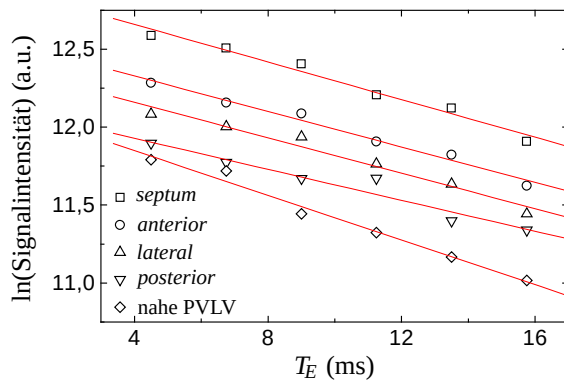


Abbildung 5.23: Signalintensität vs. Echozeit T_E in fünf verschiedenen Bereichen des Myokards, bestimmt aus den Bildern der Abbildung 5.22. Aus dem linearen Fit wurden jeweils die T_2^* -Relaxationszeiten berechnet.

5.4 Messung der T_1 -Relaxationszeiten im Myokard und Blut

Die T_1 -Relaxationszeit beeinflusst die Signalintensität bei schnellen Gradienten-Echo-Sequenzen und insbesondere auch bei der verwendeten TurboGRASS Sequenz (s. Gleichung 5.1). Deshalb wurden die T_1 -Relaxationszeiten im Myokard (*septum*, *anterior*) und Blut (LV, RV) gemessen. Dazu wurde vor der TurboGRASS Sequenz eine Inversions-Präparationssequenz ausgeführt, die aus einem 20ms *sech*-Puls mit anschließendem Gradientenspoiler bestand. Es wurden Bilder mit *Delay*-Zeiten T_d zwischen der Präparationssequenz und der Bildgebung von 300ms bis 800ms aufgenommen (s. Abbildung 5.24). Dies ermöglichte die Aufnahme eines Segments pro Herzschlag. Da diese Zeiten kleiner als die T_1 -Relaxationszeit sind, wurde für den Fit auch die Messung ohne Präparationssequenz verwendet, um den Wert für $T_d \rightarrow \infty$ vorzugeben.

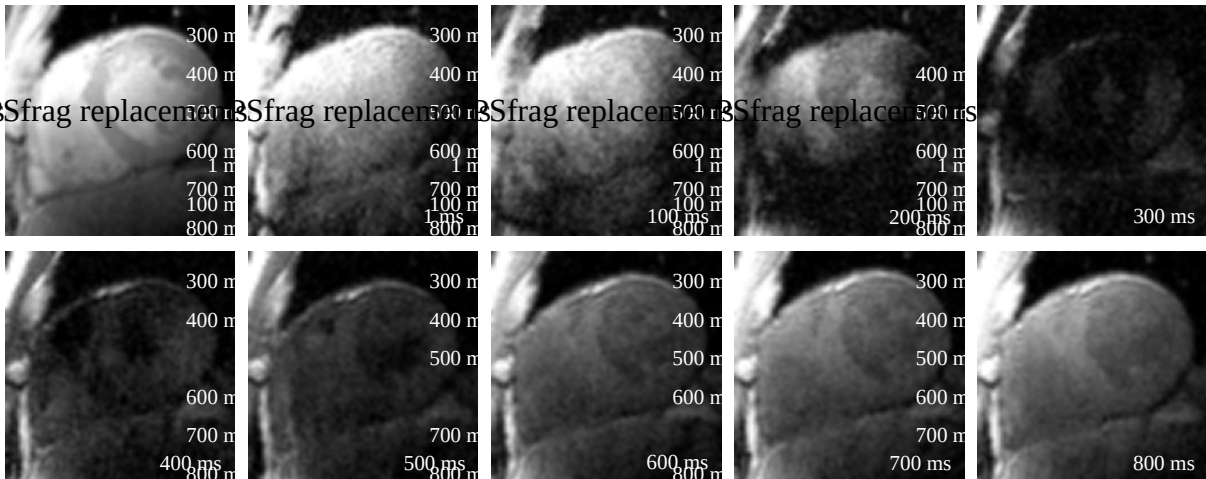


Abbildung 5.24: Kurzschnitt des Herzens, aufgenommen mit einer segmentierten, flußkompensierten TurboGRASS-Sequenz unter Verwendung einer Inversions-Präparationssequenz (20ms *sech*-Inversionspuls). Das obere, linke Bild zeigt denselben Kurzschnitt ohne Präparationssequenz. Angegeben ist die Zeit T_d zwischen Inversion und Beginn der Bildgebungssequenz. Der unterschiedliche Nulldurchgang des Signals in verschiedenen Teilen des Myokards zeigt, dass trotz des verwendeten adiabatischen Anregungspulses keine gleichmäßige Drehwinkelverteilung erzielt wurde. Darüber hinaus wird trotz des langen Anregungspulses an keiner Stelle im Bereich des Herzens eine vollständige Inversion (180° Drehwinkel) erreicht.

Selbst die Verwendung eines langen, adiabatischen Anregungspulses ermöglichte im Bereich des Herzens keine vollständige Inversion der Magnetisierung. Die Drehwinkelverteilung war

dabei im Myokard sehr inhomogen, da der Nulldurchgang der Signalintensität im Septum und vorderen Herzbereich bei etwa 300 ms lag, wohin gegen dieser im hinteren Herzbereich schon bei 200 ms auftrat. Für das Myokard wurden T_1 -Relaxationszeiten von (1107 ± 14) ms (*septum*) und (1124 ± 19) ms (*anterior*) und für das Blut von (1490 ± 32) ms (RV) und (1609 ± 54) ms (LV) bestimmt.

Wie erwartet, liegen diese Werte über den T_1 -Relaxationszeiten, die bei einer Feldstärke von 1,5 T beobachtet wurden (850 ms für Myokard und 1200 ms für Blut [Lor99]). Dies wirkt sich negativ auf die zu erwartende Signalsteigerung aufgrund des höheren B_0 -Feldes (s. Abschnitt 2.9) aus, da dadurch die Gleichgewichtsmagnetisierung beeinflusst wird.

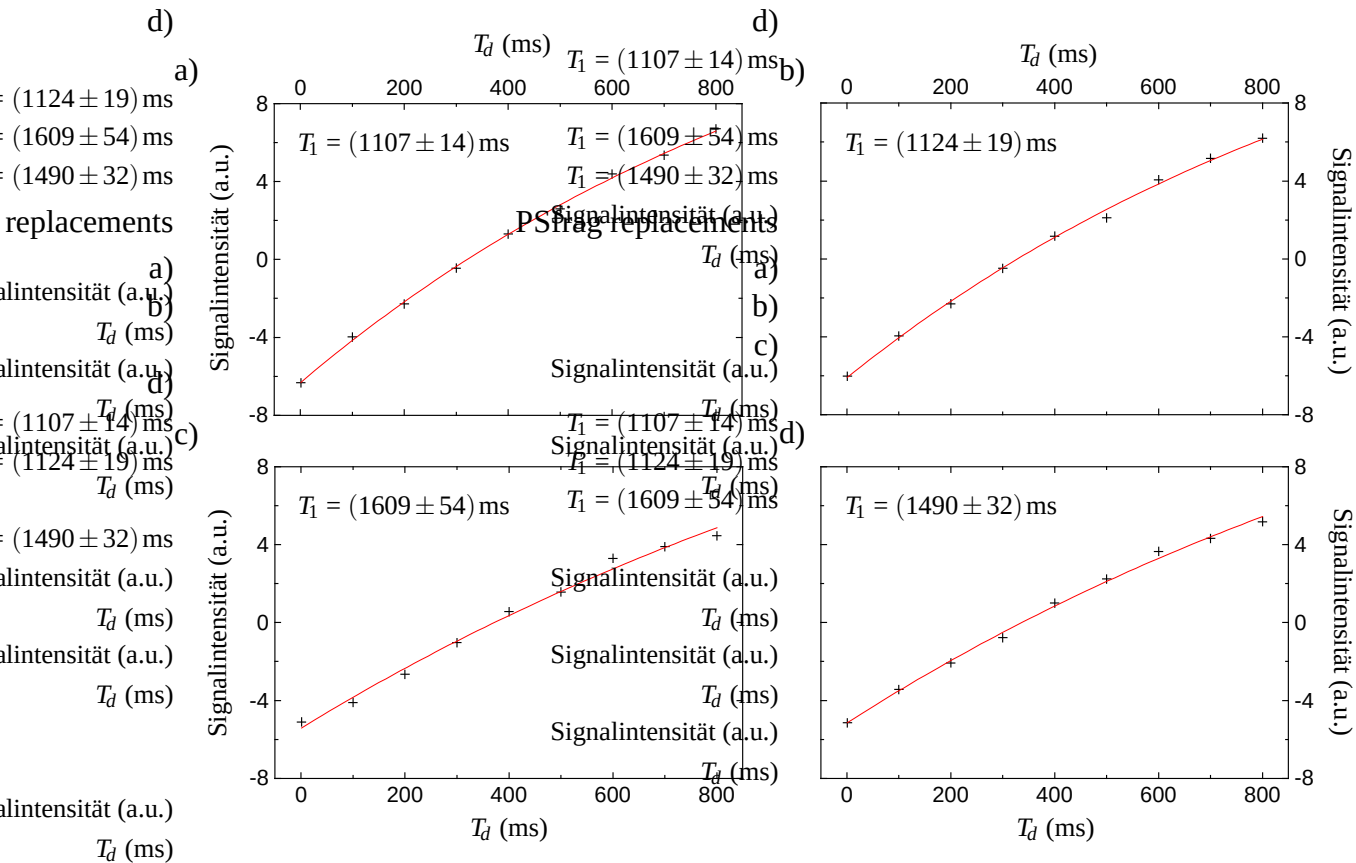


Abbildung 5.25: Signalintensität vs. Zeit T_d , bestimmt aus den Bildern der Abbildung 5.24. (a) Septum, (b) Anterior, (c) Blut im LV und (d) Blut im RV. Aus dem Fit eines exponentiellen Anstiegs wurden die T_1 -Relaxationszeiten berechnet.

5.5 Messung der B_0 -Feldverteilung im Herzen

Durch Shimspulen kann eine Homogenität des Grundmagnetfeldes B_0 des 3-Tesla-Tomographen von $\pm 1,45$ ppm in dem Volumen einer Kugel mit dem Radius von 22,5 cm erreicht werden [Bau97]. Das Einbringen des Meßobjektes verändert jedoch den B_0 -Feldverlauf, verursacht durch die magnetische Suszeptibilität χ der verschiedenen Gewebe und Organe. In Übergangsbereichen zweier Gewebe mit unterschiedlicher Suszeptibilität treten lokale Feldinhomogenitäten auf, die sich mit den bereits vorhandenen B_0 -Feldinhomogenitäten überlagern.

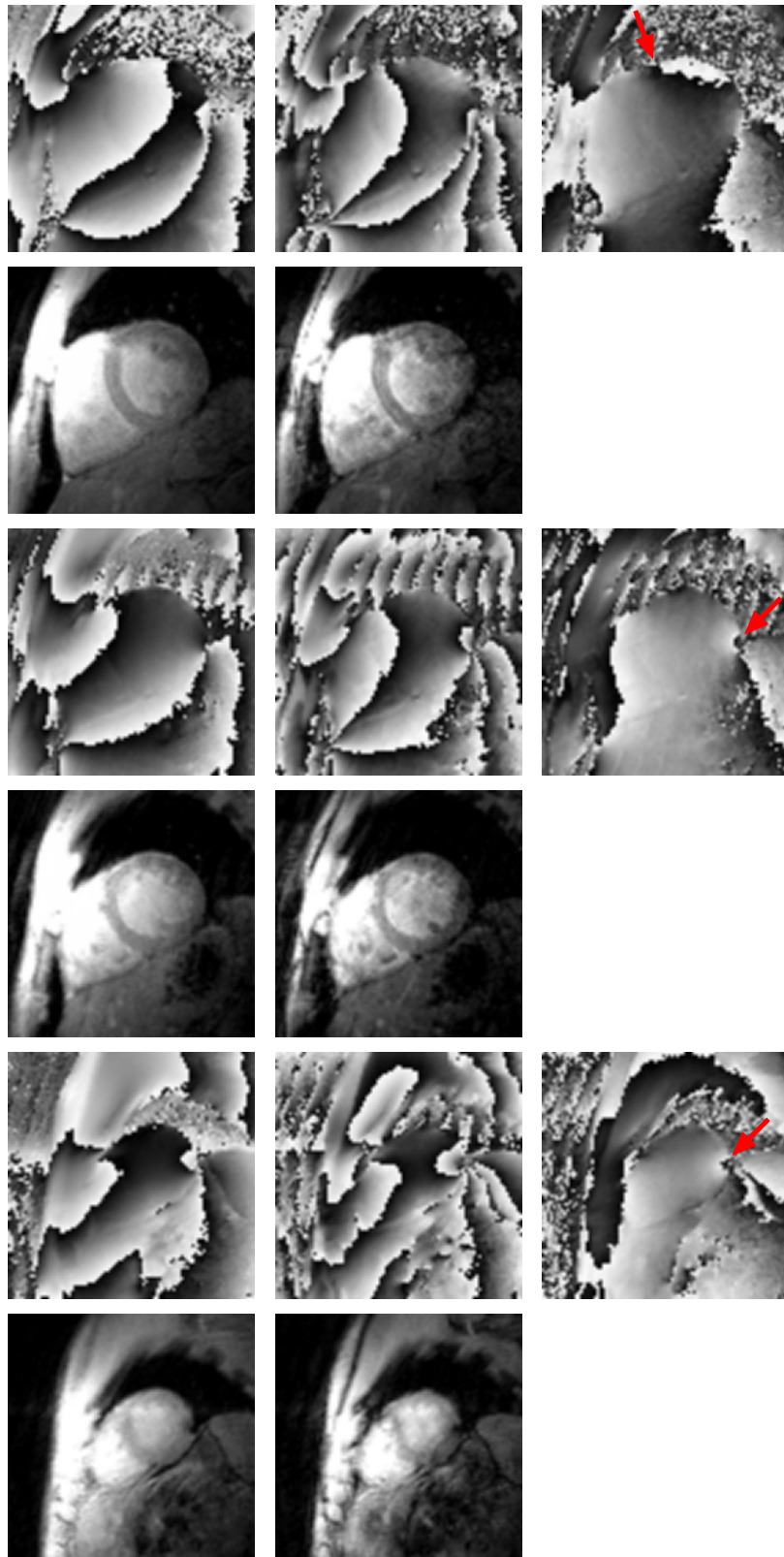


Abbildung 5.26: Kurzachsenschnitte des Herzens, (oben) *basal*, (Mitte) *mid-ventricular* und (unten) *apical*, aufgenommen mit zwei unterschiedlichen Echozeiten: (links) $T_E = 4,5\text{ms}$ und (rechts) $T_E = 9\text{ms}$ während derselben Atemanhalteperiode. Darüber abgebildet sind jeweils die dazugehörigen Phasenbilder und das Phasendifferenzbild, berechnet nach Gleichung 5.21. Dies entspricht einer Feldverteilung $\gamma\Delta B/2\pi$ (Hz) von -111Hz (schwarz) bis 111Hz (weiß, lineare Skalierung). Die in einigen Bereichen auftretenden Phasensprünge sind leicht zu erkennen (Pfeile).

Ein von dem Grundmagnetfeld B_0 abweichendes Feld $\Delta B(\vec{x})$ verursacht im Bild eine zusätzliche Phase (s. Gleichung 5.12)

$$\phi(\vec{x}) = \gamma \Delta B(\vec{x}) T_E. \quad (5.20)$$

Die Feldverteilung $\gamma \Delta B(\vec{x})/2\pi [\text{Hz}]$ wurde durch die Phasendifferenz-Methode aus den komplexwertigen Bildern $\rho_1(\vec{x})$ und $\rho_2(\vec{x})$, aufgenommen mit den Echozeiten T_{E_1} und T_{E_2} (s. Abbildung 5.26), bestimmt durch [Bry84]

$$\frac{\gamma}{2\pi} \Delta B(\vec{x}) = \frac{\arg[\rho_2(\vec{x})\rho_1^*(\vec{x})]}{2\pi(T_{E_2} - T_{E_1})}. \quad (5.21)$$

Um eine korrekte Pixelzuordnung zu gewährleisten, wurden während einer Atemanhalteperiode (32 Herzschläge) Herzbilder mit zwei verschiedenen Echozeiten ($T_{E_1} = 4,5 \text{ ms}$, $T_{E_2} = 9 \text{ ms}$, $T_R = 12 \text{ ms}$) unter Verwendung des großen Spulen-Arrays, betrieben in Quadratur, aufgenommen. Die Wahl der Echozeiten führt dazu, daß Fett- und Wassersignale dieselbe Phase haben (*in-phase*, s. Abschnitt 5.2.1). Der größte Feldgradient im Myokard tritt in der Nähe der PVLV auf, so daß es selbst bei der sehr kurzen Echozeit $T_E = 4,5 \text{ ms}$ zu Signalverlusten kommt (s. Abbildung 5.26). Die Feldinhomogenität $\gamma \Delta B/2\pi$ liegt im gesamten LV im Bereich von $\pm 130 \text{ Hz}$ (s. Abbildung 5.27). Auf andere Feldstärken skaliert, stimmt dieses Ergebnis sehr gut mit Messungen bei 1,5 T ($\pm 71 \text{ Hz}$ [Ree98]) und 4 T ($\pm 161 \text{ Hz}$ [Jaf96]) überein.

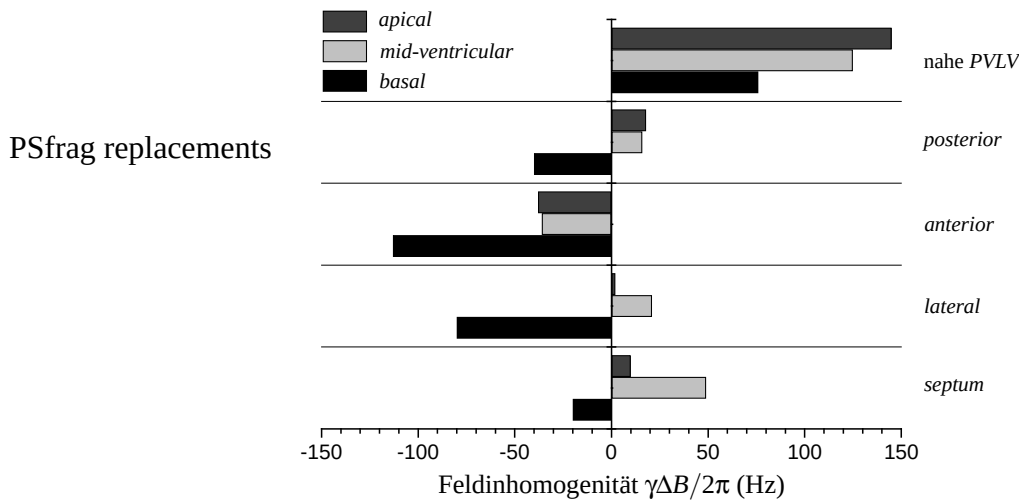


Abbildung 5.27: Feldinhomogenität $\gamma \Delta B/2\pi$ (Hz) in drei Kurzachsenschnitten (*basal*, *mid-ventricular* und *apical*, s. Abbildung 5.26).

5.6 Messung des Signal-Rausch-Verhältnisses im Myokard

Bei der Bildgebung ist neben dem Kontrast zwischen unterschiedlichen Gewebeteilen vor allem das S/R ein entscheidendes Qualitätsmerkmal der Bildgüte. Dieses sollte direkt proportional zur Flußdichte des Magnetfeldes (s. Abschnitt 2.9) sein. Neben den Parametern der Bildgebungssequenz (Voxelgröße, Auslesebandbreite, Echozeit T_E , Repetitionszeit T_R , Anregungswinkel α ,

u.s.w.) beeinflußt vor allem die Empfangsspulen-Geometrie das S/R. Die Geometrie sollte deshalb auf das abzubildende Zielvolumen hin optimiert werden. Wird derselbe Objektbereich mit denselben Abbildungsparametern gewählt, so ist das S/R eine gute Meßgröße, um einzelne Empfangsspulen miteinander zu vergleichen. Da dieser Parameter wegen der ortsabhängigen Spulenempfindlichkeit nicht im gesamten Zielvolumen konstant ist, muß das S/R an verschiedenen Orten in den MR-Bildern bestimmt und daraufhin abgewogen werden, welche Spulengeometrie Vorteile aufweist (s. Abschnitt 5.6.2).

5.6.1 Signal-Rausch-Verhältnis in MR-Bildern

Rauschen

Bilder, aufgenommen mit der TurboGRASS-Sequenz ohne HF-Anregung ($\alpha = 0^\circ$), enthalten nur Rauschen. Diese Rauschbilder N_i zeigen, daß im betrachteten Frequenzbereich in guter Näherung von weißem Rauschen im Real- ($\Re(N_i)$) und Imaginärteil ($\Im(N_i)$) mit den Mittelwerten $\langle \Re(N_i) \rangle = \langle \Im(N_i) \rangle = 0$ ausgegangen werden kann, das gleich groß und unkorreliert ist (s. Abbildung 5.28). Als Rauschintensität definiert man die einfache Standardabweichung $\sigma(N_i) = \sigma(\Re(N_i)) = \sigma(\Im(N_i))$. Für das Betragsbild $|N_i|$ eines Rauschbildes gilt dann [Hen85]

$$\langle |N_i| \rangle = 1,253 \sigma(N_i) \quad \text{und} \quad \sigma(|N_i|) = 0,655 \sigma(N_i). \quad (5.22)$$

Für das S/R entscheidend ist die Rauschintensität in einem Betragsbild am Ort eines Signals S . Wenn $S \gg \sigma(N_i)$ und o.E.d.A $\Im(S) = 0$ ist, dann ist mit $S_i = S + \Re(N_i) + i\Im(N_i)$ die Rauschintensität im Betragsbild

$$\sigma(|S_i|) = \sigma \left(\sqrt{(S + \Re(N_i))^2 + \Im(N_i)^2} \right) = \sigma(N_i). \quad (5.23)$$

Die Rauschintensität bleibt somit trotz Betragsbildung erhalten. Wenn das Rauschen in den Bildern eines Spulen-Arrays unkorreliert und gleich groß ist, so bewirkt der *sum-of-squares*-Algorithmus, der der Betragsbildung gleicht, daß die Rauschintensität gleich $\sigma(N_i)$ bleibt. Aus einem Rauschbild N_s , das durch den *sum-of-squares*-Algorithmus aus den Betragsbildern der beiden Rauschbilder aus Abbildung 5.28 berechnet wurde (s. Abbildung 5.29), erhält man für den Mittelwert $\langle N_s \rangle$ und die Standardabweichung $\sigma(N_s)$ folgenden Zusammenhang

$$\langle N_s \rangle = 1,88 \sigma(N_i) \quad \text{und} \quad \sigma(N_s) = 0,70 \sigma(N_i). \quad (5.24)$$

Aus den beiden Gleichungen 5.22 und 5.24 folgt, daß auch nach der Betragsbildung bzw. dem Überlagern zweier Bilder nach dem *sum-of-squares*-Algorithmus die Rauschintensität bestimmt werden kann. Liegt kein Rauschbild vor, so läßt sich sowohl aus dem Mittelwert als auch aus der Standardabweichung eines Bereiches in einem solchen Bild, in dem kein Objekt und keine Bildartefakte sind, nach Gleichung 5.22 bzw. 5.24 die Rauschintensität berechnen. Das Verwenden von Rauschbildern erhöht wegen der größeren Anzahl von Punkten die Genauigkeit der Berechnung der Rauschintensität. Die Rauschbilder wurden zusätzlich dazu verwendet, um

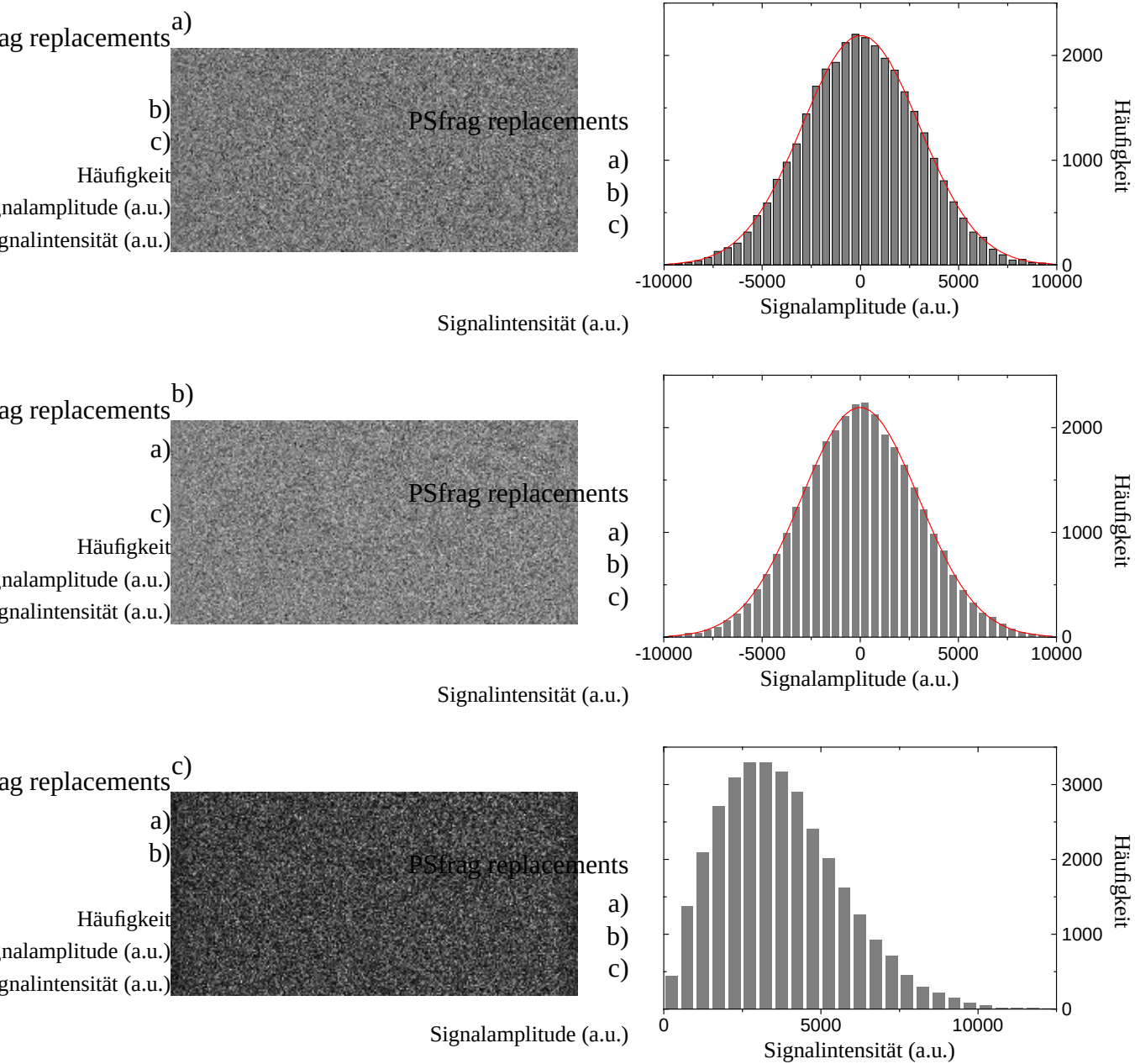


Abbildung 5.28: (a) Real- und (b) Imaginärteil eines Rauschbildes und (c) das daraus resultierende Betragsbild mit den dazugehörigen Histogrammen. In (a) und (b) ist zusätzlich eine angepaßte Gaußverteilung eingezeichnet (gleiche Standardabweichung σ). Mittelwert und Standardabweichung in (c) hängen nach Gleichung 5.22 von σ ab.

zu überprüfen, daß das Rauschen in den Bildern eines Spulen-Arrays unkorreliert ist. Dazu wurden die Bilder addiert und die Standardabweichung mit dem theoretisch zu erwarteten Wert verglichen.

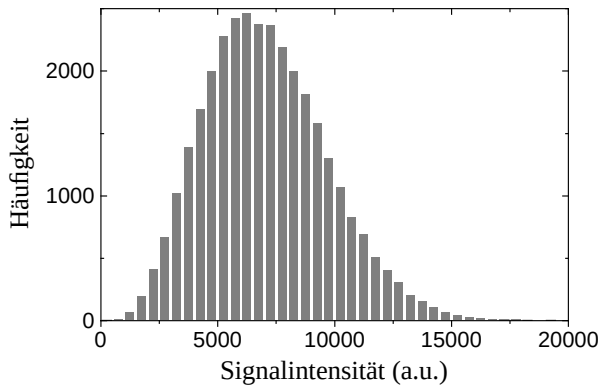


Abbildung 5.29: Histogramm eines Rauschbildes, das aus zwei Rauschbildern (Betragsbilder) nach dem *sum-of-squares*-Algorithmus (s. Gleichung 5.19) gewonnen wurde (Phased-Array-Betrieb). Mittelwert und Standardabweichung verändern sich, lassen sich aber aus der Standardabweichung σ eines Rauschbildes bestimmen.

Signal

Wenn S das Signal in einem Bildbereich ist und N_i das Rauschen mit der Rauschintensität $\sigma(N_i) = \sigma(\Re(N_i)) = \sigma(\Im(N_i))$, so kann die Signalintensität in dem Betragsbild mit einem maximalen Fehler von 2% durch

$$\langle |S_i| \rangle = \sqrt{S^2 + \sigma(N_i)^2} \quad (5.25)$$

angenähert werden, wenn $S > 2\sigma(N_i)$ [Hen85]. In Bildern mit einem hohen S/R, wie sie die aufgenommenen Herzbilder darstellen (s. Abschnitt 5.6.2), gilt dann $\langle |S_i| \rangle = S$.

Wegen der Gewebe- bzw. Ortsabhängigkeit der T_1 -, T_2 - und T_2^* -Relaxationszeiten und der Spulenempfindlichkeit, sind Bereiche gleicher Signalintensität in in-vivo MR-Bildern klein. Bei der Bestimmung der Signalintensität in den Herzbildern wurde der Mittelwert einer ROI (**Region Of Interest**) mit einem Durchmesser von 1 cm verwendet, was bei einer Pixelgröße von $2 \times 2 \text{ mm}^2$ dem Mittelwert der Signalintensitäten von 21 Pixeln entspricht (s. Abbildung 5.30).

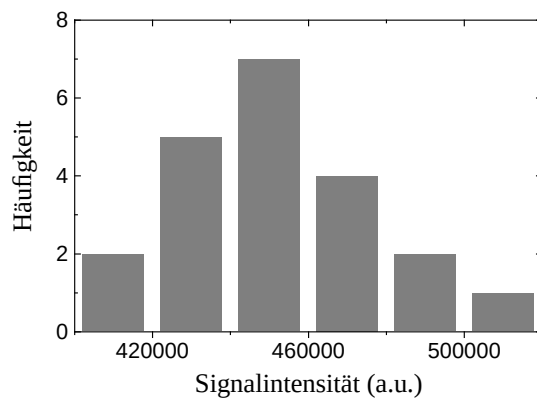
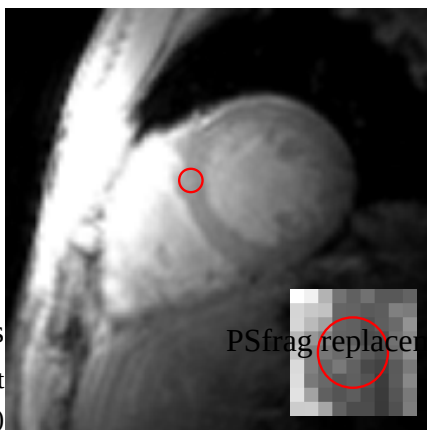


Abbildung 5.30: Bestimmung der Signalintensität in einer ROI mit dem Durchmesser von 1 cm (21 Pixel, Bildvergrößerung). Das Histogramm zeigt, daß die Streuung der Signalintensität in der ROI deutlich größer als das Rauschen ist (s. Abbildung 5.28) und durch die ortsabhängige Empfindlichkeit der Empfangsspulen verursacht wird.

Signal-Rausch-Verhältnis

Ein Zwei-Spulen-Array kann sowohl in Quadratur, als auch als Phased-Array betrieben werden. Wenn das Rauschen beider Spulen unkorreliert ist und die gleiche Intensität σ aufweist und die ortsabhängige Signalamplitude beider Spulen $s_1(\vec{x})$ und $s_2(\vec{x})$ ist, dann ist das S/R dieser Anordnung (s. Abschnitt 3.4.4)

$$S/R_{quad}(\vec{x}) \leq \frac{s_1(\vec{x}) + s_2(\vec{x})}{\sqrt{2}\sigma}. \quad (5.26)$$

An Orten, an denen die $\vec{B}_1$ -Feldkomponenten senkrecht aufeinander stehen, gilt das Gleichheitszeichen in Gleichung 5.26. Wird dieselbe Spulenanordnung als Phased-Array betrieben und der *sum-of-squares*-Algorithmus angewendet, so gilt:

$$S/R_{phased}(\vec{x}) = \frac{\sqrt{s_1^2(\vec{x}) + s_2^2(\vec{x})}}{\sigma} \geq S/R_{quad}(\vec{x}), \quad (5.27)$$

d.h. wenn mehrere Empfangskanäle zur Verfügung stehen, sollte ein Spulen-Array als Phased-Array betrieben werden, um ein möglichst hohes S/R zu erzielen.

5.6.2 Vergleich verschiedener MR-Empfangsspulen

Für die Herzbildgebung werden heute Mehrkanal-Empfangssysteme, die aus zwei oder mehr Oberflächen-Empfangsspulen bestehen, verwendet [Con95][Fay95][Bot97]. Dies erhöht deutlich die Bildqualität gegenüber der Verwendung des Ganzkörperresonators als Empfangsspule. Wegen der Abhängigkeit der $\vec{B}_1$ -Feldverteilung der Spulen bei 3T vom Objekt (s. Abschnitt 3.4) wurden für die S/R-Messungen keine Phantome eingesetzt, da die komplexe Struktur des Oberkörpers nicht simuliert werden konnte.

Alle Experimente, auch die zur Messung der B_0 -Feldverteilung (s. Abschnitt 5.5), der T_2^* - und T_1 -Relaxationszeiten (s. Abschnitte 5.3 und 5.4), wurden an demselben Probanden (männlich, Alter 30 Jahre) durchgeführt. Dabei lag dieser auf dem Rücken mit den Oberflächen-Empfangsspulen über dem Herzen auf der Brust. Es wurden vier verschiedene Oberflächen-spulen-Konfigurationen und der Ganzkörperresonator (als Sende- und Empfangsspule) miteinander verglichen.

Da die verwendeten GaAs-FET Vorverstärker bei der optimalen Rauschzahl unterschiedliche Verstärkungsfaktoren aufweisen, wurde im Phased-Array-Betrieb aus den beiden Rauschbildern eines Phased-Arrays zuerst ein Verstärkungsfaktor v bestimmt, um in den Bildern dieselbe Rauschintensität zu erreichen (s. Abbildung 5.31). Eine darauffolgende Addition der Rauschbilder ergab bei beiden Spulen-Arrays eine um den Faktor 1,43 höher Rauschintensität als in den Einzelbildern, was in guter Übereinstimmung mit dem theoretisch zu erwartenden Faktor $\sqrt{2}$ steht. Dies zeigt, daß die Spulen beider Spulen-Arrays hinreichend gut entkoppelt sind.

In drei ausgewählten Kurzachsenschnitten (*apical*, *mid-ventricular*, *basal*, s. Abschnitt 5.2.5) wurde an vier Orten (*septum*, *lateral*, *anterior*, *posterior*) das S/R bestimmt (s. Abbildung 5.32).

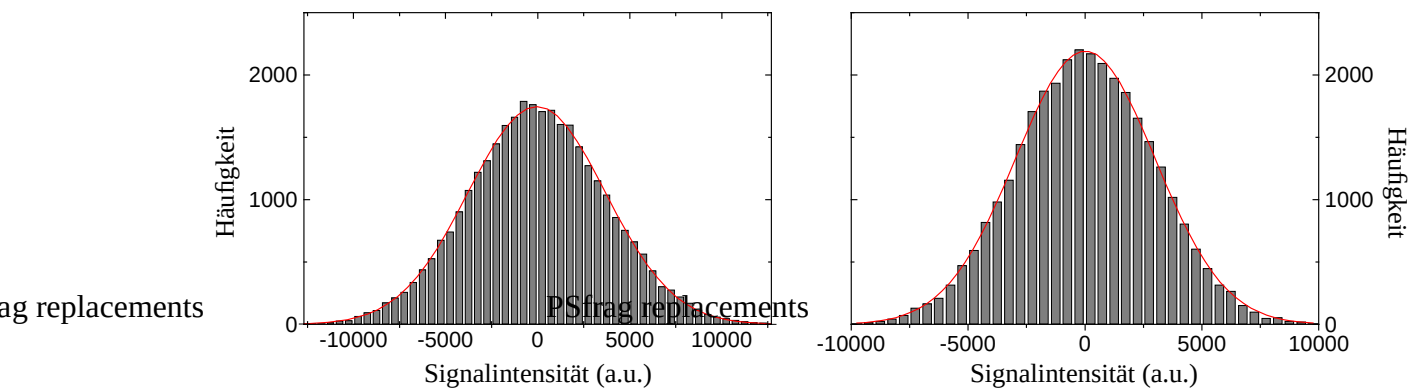


Abbildung 5.31: Histogramme des Realteils der Rauschbilder zweier Empfangskanäle (kleines Spulen-Array). Die verwendeten GaAs-FET Vorverstärker weisen bei der optimalen Rauschzahl unterschiedliche Verstärkungsfaktoren auf. Das Rauschbild links besitzt eine um den Faktor 1,27 größere Rauschintensität.

Die ausgewählte Größe einer ROI erlaubte eine gute Positionierung innerhalb des Myokards, so daß Beiträge des helleren Blutes vermieden werden konnten. Die einzelnen Positionen konnten in den Bildern unterschiedlicher Spulenkonfigurationen gut reproduziert werden. Die Bildqualität der mit den Oberflächenspulen aufgenommenen Herzbilder ist im gesamten LV sehr hoch, so daß Unterschiede nicht mehr mit dem bloßen Auge erkennbar sind. Das Auge beurteilt die Qualität nicht ausschließlich nach dem S/R, sondern auch nach Helligkeitsunterschieden im Bild, die durch die nach innen abnehmende Sensitivität der Oberflächenspulen verursacht werden. Die Bilder des großen Spulen-Arrays haben eine gleichmäßigere Helligkeitsverteilung als die Bilder des kleinen Spulen-Arrays. Dagegen fällt die Qualität der Aufnahmen mit dem Ganzkörperresonator als Sende- und Empfangsspule deutlich ab.

Tabelle 5.1 faßt die Ergebnisse der S/R Messungen für die fünf verwendeten Empfangsspulen-Konfigurationen zusammen und Abbildung 5.33 stellt den Vergleich graphisch dar. Die Oberflächenspulen erzielen ein um den Faktor 3–8 höheres S/R als der Ganzkörperresonator. Der Unterschied im S/R im Bereich des Herzens des großen Spulen-Arrays betrieben in Quadratur und als Phased-Array ist nicht signifikant. Dies zeigt, daß die Geometrie des Spulen-Arrays richtig gewählt wurde, da im gesamten Herzen die Bedingung für die zirkulare Polarisation erfüllt war. Dieses Spulen-Array erlaubt die Abbildung des gesamten Torso. Jedoch schon die kleine Einzelspule erzielt im Bereich des Herzens ein deutlich höheres S/R, so daß diese trotz des kleineren Sensitivitätsbereiches für die Herzbildgebung besser geeignet ist. Das kleine Spulen-Array stellt noch eine weitere Verbesserung dar, die darüber hinaus weniger abhängig von der optimalen Positionierung der Empfangsspulen ist. Die Ergebnisse für den Ganzkörperresonator verdeutlichen dessen Inhomogenität in der Sensitivität selbst innerhalb des relativ kleinen Volumens, den das Herz ausfüllt. Diese Inhomogenität führt einerseits zu einer ortsabhängigen Drehwinkelverteilung im Sendefall und andererseits zu einer ortsabhängigen Empfindlichkeit im Empfangsfall. Der erste Faktor wirkt sich auch auf die Messungen des S/R mit den Oberflächenspulen aus.

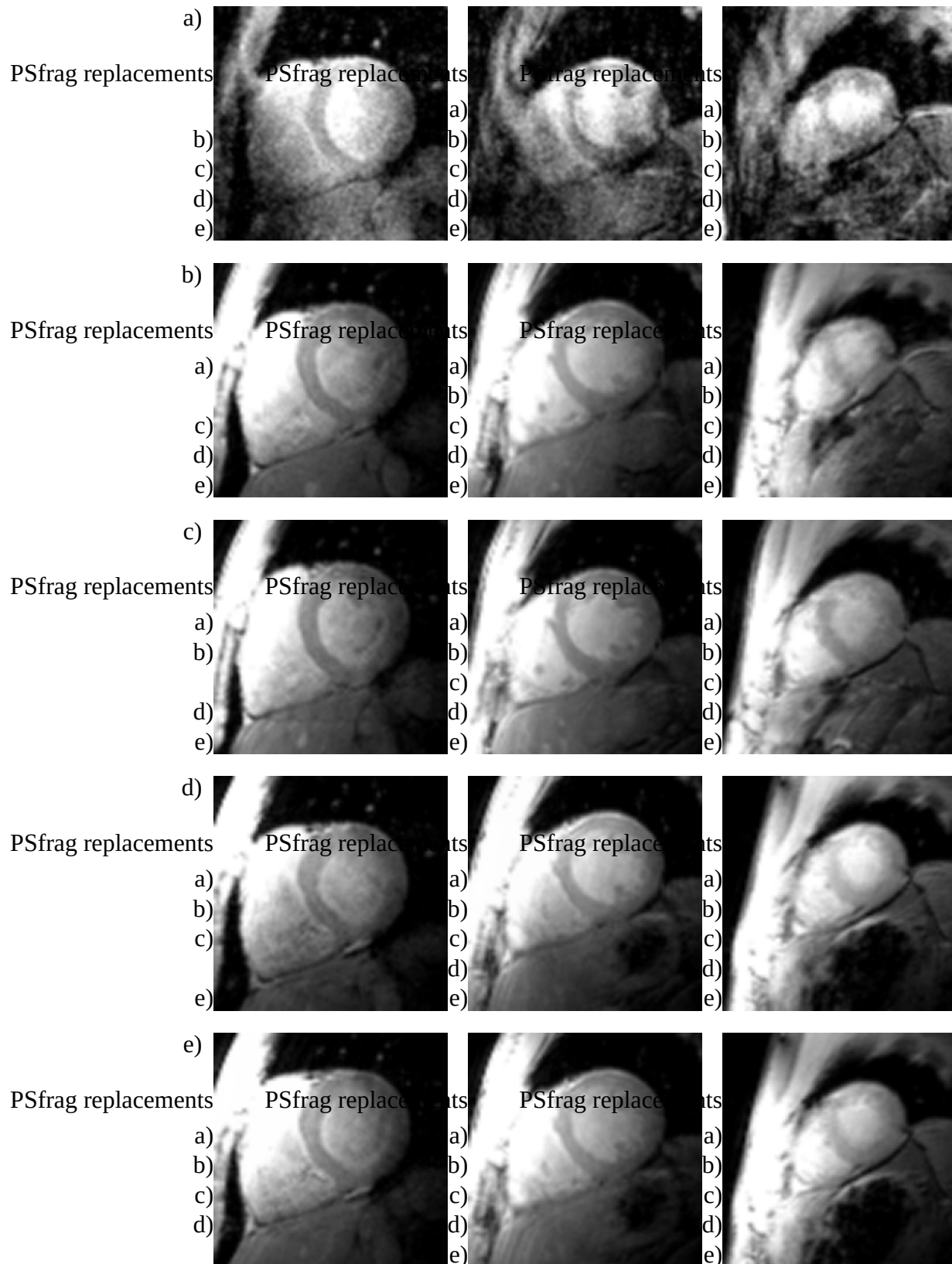


Abbildung 5.32: Kurzschnitts des Herzens (linke Spalte) *basal*, (mittlere Spalte) *mid-ventricular* und (rechte Spalte) *apical* desselben Probanden, aufgenommen mit verschiedenen Empfangsspulen-Konfigurationen: (a) Ganzkörperresonator, (b) großes Spulen-Array in Quadratur und (c) als Phased-Array, (d) einzelne kleine Spule und (e) kleines Phased-Array.

Tabelle 5.1: S/R[†] in drei Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit verschiedenen Empfangsspulen-Konfigurationen

	Ganzkörperresonator			großes Spulen-Array (Quadratur)			großes Spulen-Array (Phased-Array)			kleine Einzelspule			kleines Spulen-Array (Phased-Array)		
	Apex	Mitte	Basis	Apex	Mitte	Basis	Apex	Mitte	Basis	Apex	Mitte	Basis	Apex	Mitte	Basis
Septum	16,0	14,0	13,0	74,0	71,5	59,0	73,0	73,0	58,5	109,0	83,0	63,5	131,5	120,0	96,0
Anterior	12,5	15,5	15,0	70,5	58,5	54,5	75,5	65,5	62,5	122,0	86,5	63,5	133,0	100,0	76,0
Lateral	14,0	15,5	9,5	45,5	30,0	26,5	48,5	33,5	29,0	66,5	51,5	34,0	69,0	54,5	38,0
Posterior	9,0	7,0	8,0	40,0	28,5	22,0	40,5	31,0	26,5	57,0	44,5	27,5	64,5	50,5	36,0

[†]Fehler < 5%, abgeschätzt aus zwei aufeinanderfolgenden Messungen.

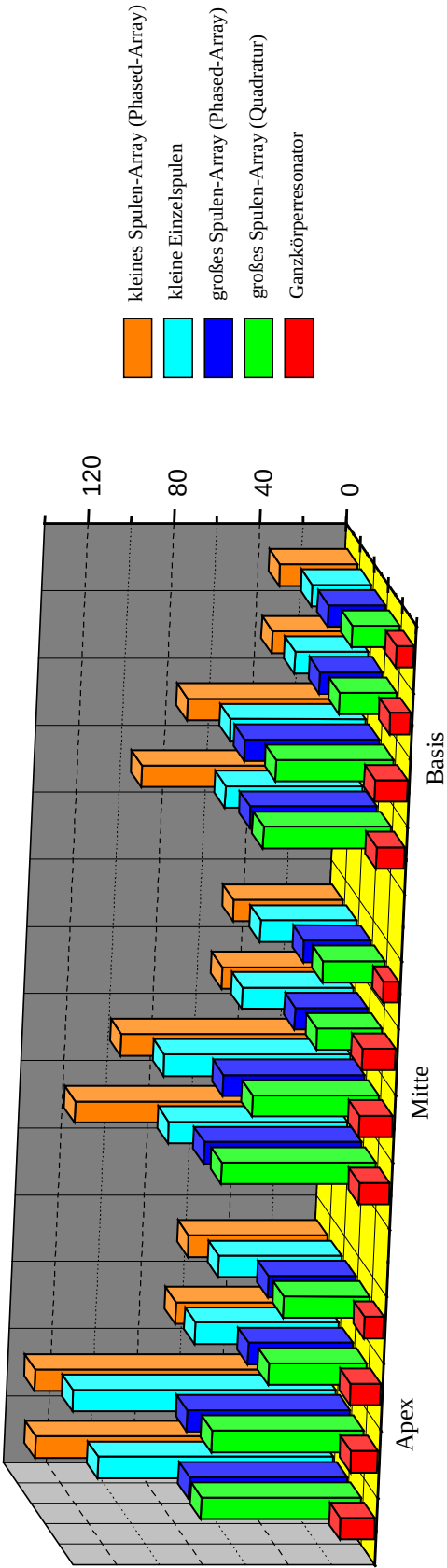


Abbildung 5.33: Vergleich der verschiedenen Empfangsspulen-Konfigurationen anhand des erzielten S/R (s. Tabelle 5.1)

Messungen von Constantinidis et al. bei 1,5T [Con95] an den gleichen Positionen des Herzens mit derselben Bildgebungssequenz und ähnlichen Parametern (Voxelgröße 31 mm^3 und $T_R = 6,5\text{ ms}$ anstatt 28 mm^3 und $T_R = 6,9\text{ ms}$) unter Verwendung eines zylindrischen Spulen-Arrays ergaben Werte für das S/R, die um mindestens den Faktor 2 geringer waren. Da ein solcher quantitativer Vergleich mit Literaturwerten nur in gewissem Umfang berechtigt ist, da einzelne Sequenzparameter, wie z.B. die Auslesebandbreite nicht bekannt sind, wurden eigene Messungen an einem 1,5-Tesla-Tomographen vorgenommen (s. nächster Abschnitt), wobei ein Vergleich der Gesamtsysteme im Vordergrund stand.

Die Empfindlichkeit von Oberflächenspulen fällt mit zunehmender Entfernung von der Spule ab, so daß im hinteren Herzbereich ein deutlich geringeres S/R erzielt wird als im vorderen. Weitere Oberflächenspulen, die auf dem Rücken des Probanden (Patienten) angebracht sind, bzw. auf denen dieser liegt, könnten diesen Effekt verringern. Berechnungen für ein optimales Spulendesign für die Herzbildgebung bei 1,5T zeigen jedoch, daß dadurch im Bereich des Herzens kaum ein Gewinn im S/R erreicht wird [Bot97], weshalb bei vielen Herstellern nur Oberflächenspulen, die auf der Brust angebracht sind, zum Einsatz kommen. Dennoch wurden Herzbilder mit einer einzelnen, kleinen Oberflächenspule, auf der der Proband lag, aufgenommen. Die Resultate sind in Abbildung 5.34 dargestellt. In dem Kurzachsenschnitt nahe der Basis (Abbildung 5.34b) ist das S/R im hinteren Teil des Herzens mit dem S/R der Einzelspule von vorne vergleichbar, in der Mitte (Abbildung 5.34c) betrug das S/R nur noch etwa die Hälfte. Der konstruktive Aufwand für die zusätzlichen Spulen (Integration in der Patientenliege, s. nächster Abschnitt) steht in keinem Verhältnis zu dem geringen Nutzen.

Das mit den Spulen-Arrays erzielte, hohe S/R kann dazu genutzt werden, die örtliche Auflösung zu erhöhen, um auf Kosten des S/R feinere Strukturen sichtbar zu machen (s. Abbildung 5.35). Wird das FOV kleiner als das Objekt, so entstehen Einfaltungsartefakte. In der Ausleserichtung wird dies durch das digitale Filter verhindert. Die auftretenden Einfaltungen in Phasenkodierichtung stören nur dann, wenn diese in den Bereich des Herzens hineinragen. Sollte dieser Fall eintreten, so kann das FOV noch gedreht werden, um dies zu verhindern.

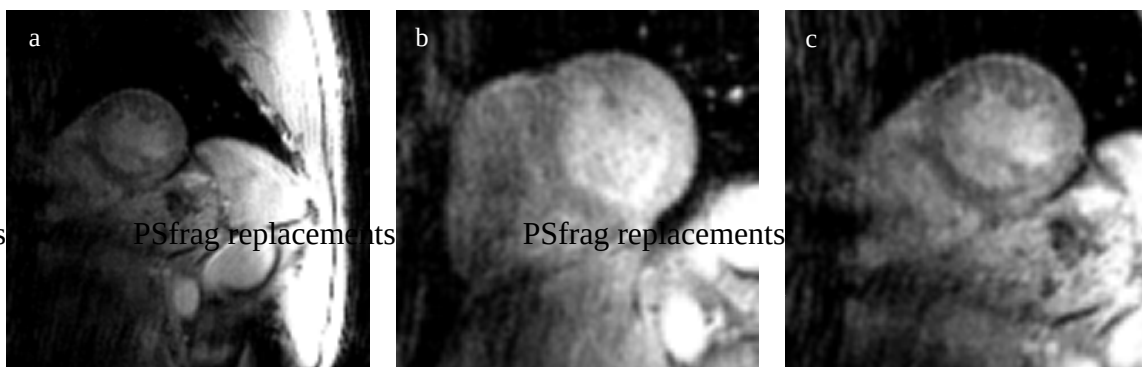


Abbildung 5.34: Kurzachsenschnitte des Herzens, aufgenommen mit einer einzelnen kleinen Empfangsspule, auf der der Proband mit dem Rücken lag. In (a) ist eine deutliche Signalüberhöhung am Rücken zu erkennen, die zu Artefakten auch im Bereich des Herzens führt. Die Ausschnitte (b,c) zeigen eine schlechte Bildqualität (geringes S/R, Bildartefakte) im Bereich des LV.

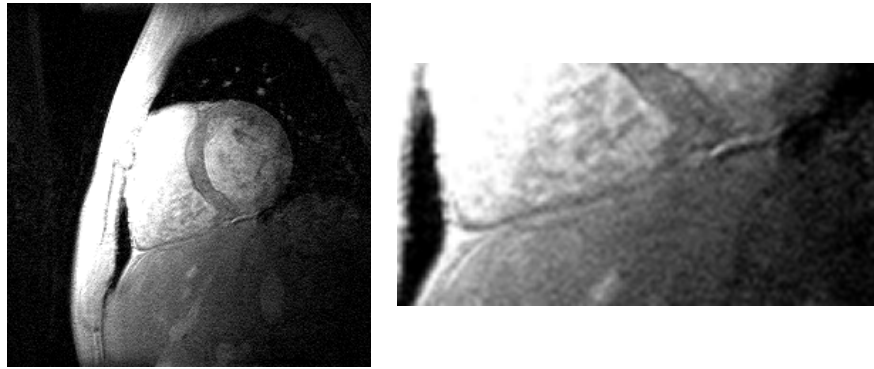


Abbildung 5.35: „Hochauflösendes“ Herzbild ($T_E = 2,0\text{ ms}$, $T_R = 4,5\text{ ms}$, Auflösung $1 \times 1 \times 7\text{ mm}^3$), aufgenommen mit partiellem Echo ($\xi = 0,75$, Rekonstruktion mit der POCS Methode) und ohne Flußkompensation. Feine Strukturen werden durch die höhere Auflösung auf Kosten eines niedrigeren S/R aufgelöst. Einfaltungen in Ausleserichtung (vertikal) verhindert das digitale Filter.

5.7 Vergleichsmessung an einem 1,5-Tesla-Tomographen

Im vorherigen Abschnitt wurde gezeigt, daß mit den an der PTB entwickelten Oberflächenspulen bei 3T unter Verwendung einer konventionellen, schnellen Gradienten-Echo-Sequenz artefaktfreie Herzbilder mit sehr hohem S/R (bis etwa 130) erzielt werden können. Um diese mit Herzbildern, die mit in der Klinik gängigen Hochfeld-Systemen aufgenommen wurden, zu vergleichen, wurden Messungen an einem 1,5T Tomographen (Philips Gyroscan ACS NT) des Deutschen Herzzentrums in Berlin vorgenommen. Dabei wurde dieselbe Sequenz mit möglichst identischen Parametern (T_E , T_R , Auflösung, Schichtdicke, Anregungswinkel, Echos pro Segment und Abtastfrequenz) ausgewählt. Als Empfangsspulen wurde das standardmäßige, flexible Zwei-Spulen-Array (runde Spulen, Durchmesser je 16 cm) verwendet. Außerdem wurden Bilder mit drei zusätzliche Empfangsspulen, die in der Patientenliege integriert sind, aufgenommen. Es wurden dieselben drei Kurzachsenschnitte desselben Probanden wie im vorherigen Abschnitt gemacht (s. Abbildung 5.6.2) und daraus an denselben Stellen die Signalintensität bestimmt (s. Tabelle 5.2).

Neben den Bildern wurden zwar auch die Rohdaten abgespeichert, diese konnten jedoch nicht für die Auswertung verwendet werden, da das Dateiformat durch den Hersteller des Tomographen nicht offengelegt wurde. Neben der Fourier-Transformation finden noch weitere Verarbeitungsschritte auf dem Weg von den Rohdaten zu Bilddaten statt, die leider auch nicht bekannt waren. Unterschiedliche Skalierungen der Bildhelligkeit bei verschiedenen Scans verhinderte die Verwendung von Rauschbildern. Die direkt sichtbaren Auswirkungen dieser Weiterverarbeitung der Bilder ist in Abbildung 5.36c verdeutlicht, in der ein kleiner Ausschnitt nahe der Körperoberfläche aufgehellt wurde. Das Rauschen nahe dieser Kante ist stark unterdrückt (ebenso sichtbar in den Abbildungen 5.36d und 5.36e unten rechts. Dort ragen die Einfaltungen in das Bild hinein). Dies zeigt, daß der Bereich des Bildes, in dem nur Rauschen auftritt, manipuliert wurde, so daß eine Bestimmung der Rauschintensität nur unter verschiedenen Annahmen möglich ist. Die Abbildung 5.37 zeigt zwei Histogramme von Bildbereichen, in denen nur Rauschen vorhanden ist. Da die Teile des Bildes, für die die Linearität der Gradientenfelder nicht spezifiziert ist, maskiert sind, können keine sehr großen Rauschbereiche gewählt werden (die Maske ist im unteren Bildteil sichtbar, besteht aber auch im oberen). Die Verteilung für das

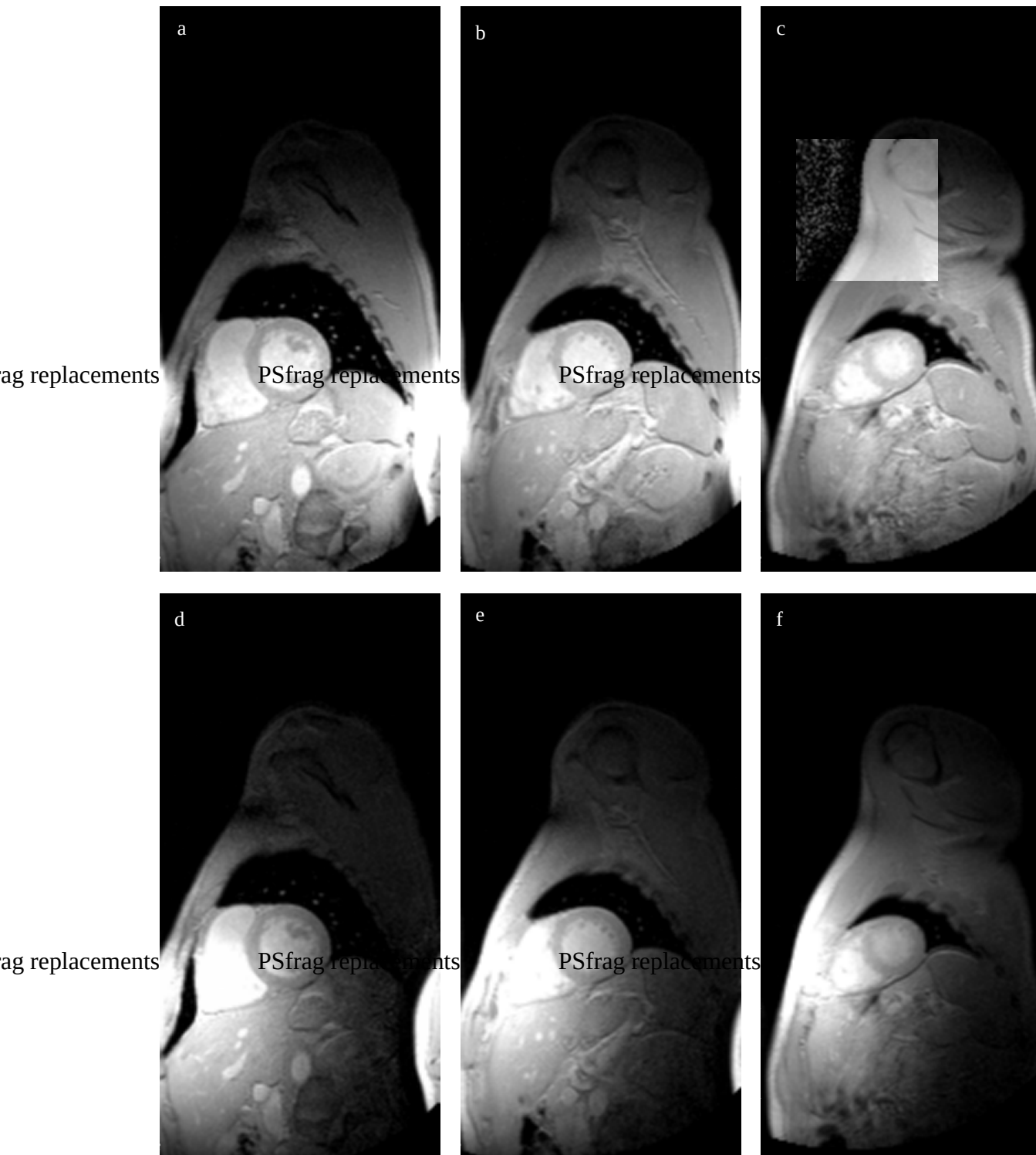


Abbildung 5.36: Kurzachsenschnitte des Herzens, aufgenommen mit einem 1,5-Tesla-Tomographen des Deutschen Herzzentrums Berlin. (a-c) Verwendung von fünf Empfangsspulen und (d-f) von zwei Empfangsspulen. Die standardmäßige Bildbearbeitung beeinflusst auch das Rauschen, verdeutlicht durch eine Aufhellung eines Bildbereiches in (c).

Zwei-Spulen-Array (s. Abbildung 5.37b) weicht deutlich von der unter der Voraussetzung der Verwendung des *sum-of-squares*-Algorithmus zu erwartenden Verteilung (s. Abbildung 5.29) ab. Um eine größere Anzahl von Werten zu erhalten, wurde aus demselben Rauschbereich aller drei Kurzachsenschnitte ein Histogramm erstellt und an das zu erwartende angepaßt (s. Abbil-

dung 5.38). Dabei wurde davon ausgegangen, dass die Hauptveränderung eine Offset-Korrektur ist (hoher Wert für die Signalintensität 0). Deshalb wurde der hintere Teil der Verteilung (nach dem eigentlichen Maximum) angepaßt. Daraus resultiert eine sehr gute Übereinstimmung in dem Integral beider Verteilungen (3% Abweichung). Aus dem bekannten Verhältnis des Maximums der Verteilung zu der Rauschintensität in der angenommenen Verteilung (Faktor 1,675) kann nach der Verschiebung des Nullpunktes in der gemessenen Verteilung die Rauschintensität bestimmt werden. Diese wurde zur Berechnung des S/R verwendet (s. Tabelle 5.2).

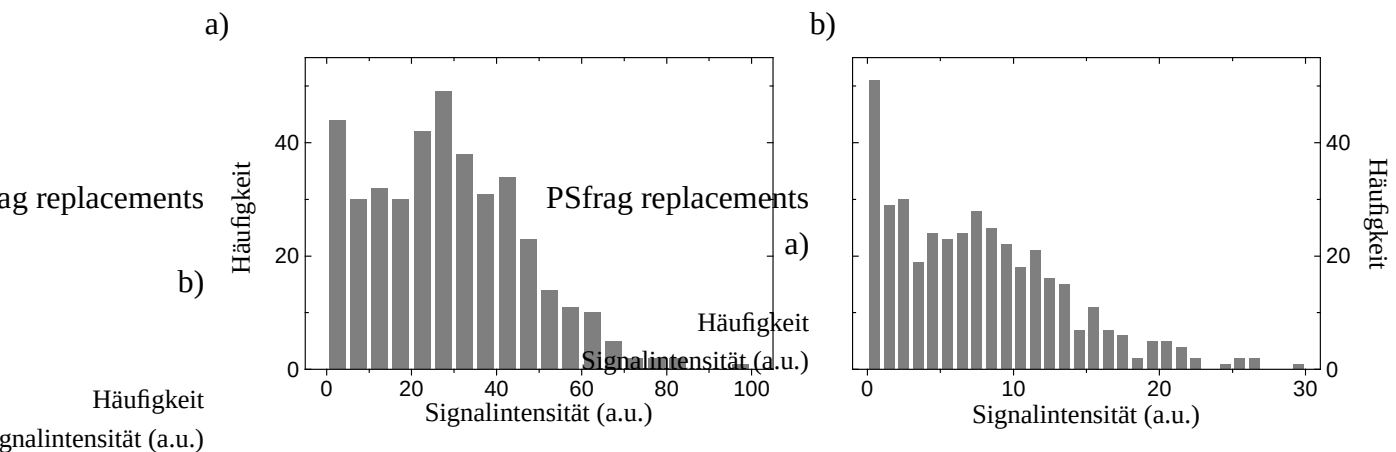


Abbildung 5.37: Histogramme eines Bildbereiches (20×20 Pixel), der nur Rauschen enthält, aufgenommen (a) mit fünf Empfangsspulen und (b) zwei Empfangsspulen. Die Verteilungen weichen stark von den zu erwartenden ab (s. Abbildung 5.29), was durch die standardmäßige Weiterverarbeitung der Daten erklärt werden kann.

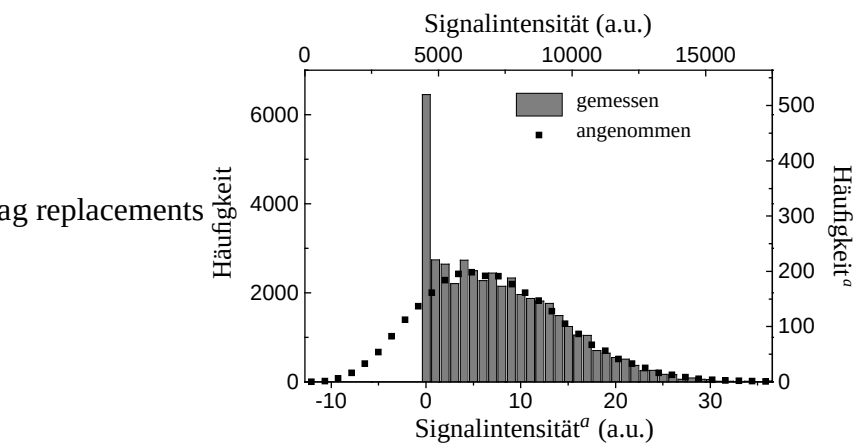


Abbildung 5.38: Anpassung der gemessenen an die zu erwartende Verteilung (zwei Empfangsspulen, Verwendung des *sum-of-squares*-Algorithmus, s. Abbildung 5.29). Daraus berechnet wurde die Rauschintensität der Bilder ($R = 10,75$).

^ain dem gemessenen Rauschbereich

Die Empfindlichkeit des Zwei-Spulen-Arrays entspricht der zu erwartenden, d.h. im vorderen Herzbereich ist das S/R am höchsten und im hinteren am niedrigsten (Verhältnis 61 : 21). Die Intensitätsverteilung der Bilder, die mit fünf Empfangsspulen aufgenommen wurden, ist erstaunlich homogen und sogar im hinteren Herzbereich am höchsten. Eine solche Verteilung kann nur durch eine Korrektur der Spulenempfindlichkeit (*coil correction*) erklärt werden.

Auch wenn durch die Berechnungsmethode der Rauschintensität die Werte für das S/R einen höheren Fehler aufweisen werden als bei den Messungen am 3T Tomographen, sind diese deutlich niedriger (im Mittel um den Faktor 2).

Tabelle 5.2: Signalintensität (a.u.) in drei Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit zwei verschiedenen Empfangsspulen-Konfigurationen. Für zwei Empfangsspulen wurde aus der berechneten Rauschintensität das S/R bestimmt (Werte in Klammern).

	Fünf Empfangsspulen			Zwei Empfangsspulen					
	Apex	Mitte	Basis	Apex		Mitte		Basis	
Septum	1061	984	880	644	(61,0)	520	(49,5)	376	(36,0)
Anterior	978	952	831	548	(52,0)	434	(41,5)	310	(30,0)
Lateral	1003	972	969	414	(40,0)	296	(29,0)	212	(24,0)
Posterior	1038	1037	1026	406	(39,0)	307	(30,0)	247	(21,0)

5.8 Messung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses zwischen Blut und Myokard

Für eine sichere Diagnostik ist neben dem hohen S/R auch der Kontrast zwischen verschiedenen Gewebearten und bei der Herzbildgebung im besonderen zwischen dem Blut und Myokard entscheidend. Der Kontrast wird durch die Wahl der Bildgebungssequenz und die unterschiedlichen Relaxationszeiten bestimmt. Schnelle Gradienten-Echo-Sequenzen sind vorwiegend T_1 -gewichtet. Aus den Messungen in Abschnitt 5.4 ergibt sich eine geringfügig größere Differenz der T_1 -Relaxationszeiten von Blut und Myokard bei 3T als bei 1,5T.

Wenn $S_{myokard}$ und S_{blut} die Signalintensitäten des Myokards bzw. Blutes sind, und σ die Rauschintensität ist, so ist das Kontrast-Rausch-Verhältnis (K/R) wie folgt definiert:

$$K/R = \frac{S_{blut} - S_{myokard}}{\sigma}. \quad (5.28)$$

Dieses wurde in zwei Bereichen des Herzens (*septum*, *posterior*) aus einer Cine-Sequenz (s. Abbildung 5.39) bestimmt, die aus 8 Phasen während des Herzzyklus besteht, die mit der segmentierten, flußkompensierten TurboGRASS-Sequenz (zeitliche Auflösung 60ms) aufgenommen wurde. Wegen des höheren S/R im Septum ist dort das K/R auch höher als Posterior (s. Abbildung 5.40). Durch das während der Systole neu in die Bildgebungsschicht einfließende Blut, das noch ungesättigt ist, steigt das K/R zuerst an, um in der Diastole wieder geringer zu werden.

5.9 Tagging

Für die in-vivo Experimente wurde eine 1–2–1-SPAMM Präparationssequenz (s. Abschnitt 4.1.2) implementiert, deren Dauer 10ms betrug. Die Sättigungslinien im Ausgangszustand (s. Abbildung 5.41 bei 28ms) weisen keine Verzerrungen auf, so daß auf einen 180° -Refokussierungspuls verzichtet werden konnte. Da der Kontrast zwischen Sättigungslinien und dem Gewebe (*tag-tissue contrast*) von dem Drehwinkel der Präparation abhängig ist, konnte wegen

PSfrag replacementPSfrag replacementPSfrag replacementPSfrag replacements

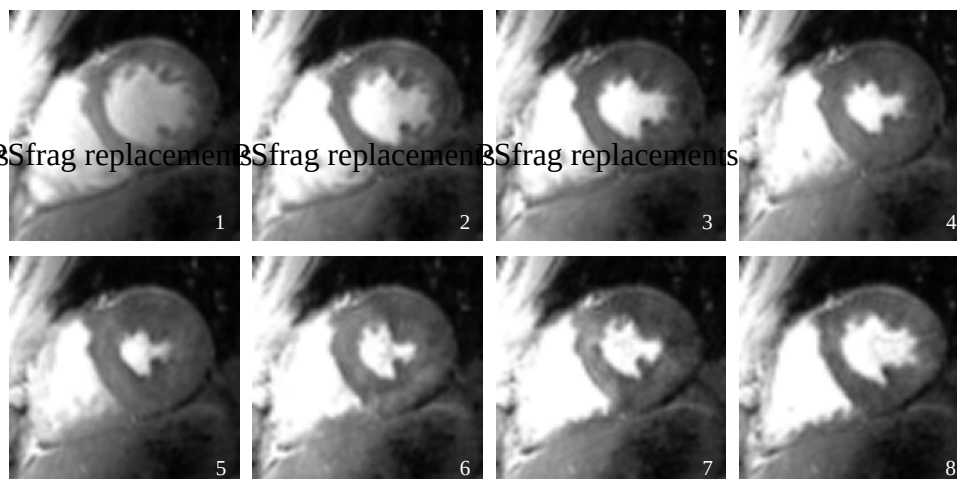


Abbildung 5.39: 8 Phasen des Herzzyklus, aufgenommen während einer Atemanhalteperiode (17 Herzschläge) mit der segmentierten, flußkompensierten Cine-Sequenz (zeitliche Auflösung 60 ms) unter Verwendung des kleinen Spulen-Arrays (s. Abschnitt 3.4.4). Das erste Bild der Serie entspricht der Aufnahme direkt nach der R-Zacke im EKG (End-Diastole).

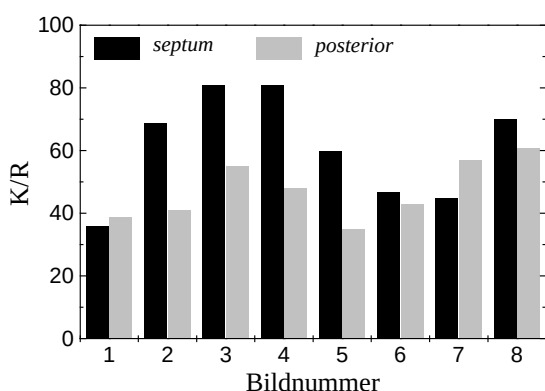


Abbildung 5.40: K/R zwischen Blut und Myokard in zwei Bereichen (*septum*, *posterior*), bestimmt in den Bildern der Abbildung 5.39. Während der Systole fließt neues, „ungesättigtes“ Blut in die Schicht, so daß die Signalintensität des Blutes im LV und somit auch das K/R zunimmt.

der inhomogenen B_1 -Feldverteilung des Ganzkörperresonators kein gleichmäßiger Kontrast erzeugt werden. So verschwindet der Kontrast im hinteren Teil des Herzens zwischenzeitlich (s. Abbildung 5.41 bei 328 ms und 428 ms) fast vollständig. Durch turbulente Strömungen wird das Sättigungsmuster im Bereich des Blutes sehr schnell zerstört.

Auch bei den Aufnahmen eines Langachsenschnittes (s. Abbildung 5.42) macht sich der ortsabhängige Kontrast, der im hinteren Herzbereich sehr gering ist, störend bemerkbar.

5.10 Schlußfolgerung

Die Kombination von an der PTB gefertigter Oberflächen-Empfangsspulen mit dem Ganzkörperresonator als Sendespule ermöglicht unter Verwendung EKG-getriggelter, schneller Gradienten-Echo-Sequenzen die Herzbildgebung bei 3 T mit deutlich höherem S/R als bei 1.5 T. Aufgrund der kürzeren T_2^* -Relaxationszeiten und der größeren B_0 -Feldinhomogenität im linken Ventrikel wird die Herzbildgebung bei 3 T im Vergleich zu niedrigeren Feldstärken erschwert. Insbesondere die Echtzeitbildgebung mit Spiralbildgebungs- (*spiral scans*) [Ker97]

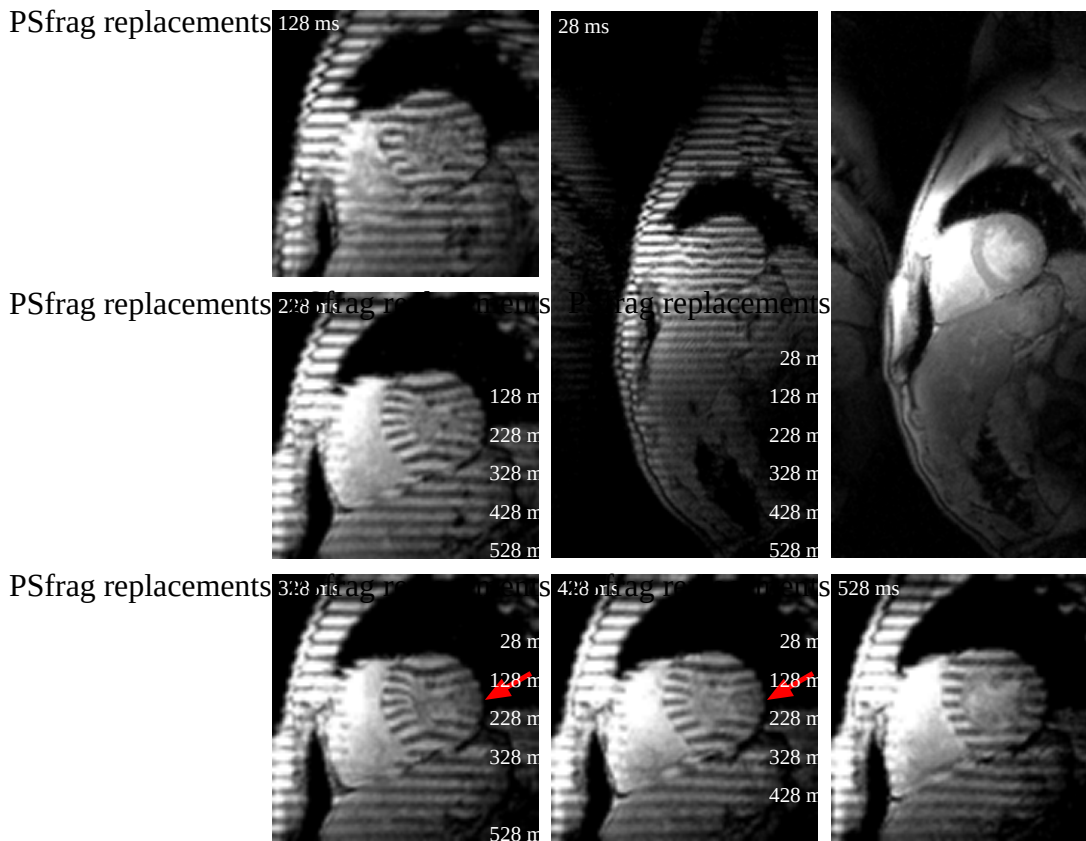


Abbildung 5.41: Kurzschnitt des Herzens, aufgenommen mit einer segmentierten, flußkompensierten TurboGRASS-Sequenz mit einer 1–2–1 SPAMM Präparationssequenz. Während einer Atemanhalteperiode wurde mit jeweils unterschiedlichen *Delay*-Zeiten (0 – 500 ms) zwischen Präparation und Bildgebung ein Bewegungszustand aufgenommen (angegeben ist der Zeitpunkt der Aufnahme der zentralen *k*-Raum-Zeile). Neben der deutlichen Verformung der Tagging-Linien, ist das zwischenzeitliche Verschwinden des Kontrastes in einem Teil des Myokards (Pfeile) zu sehen.

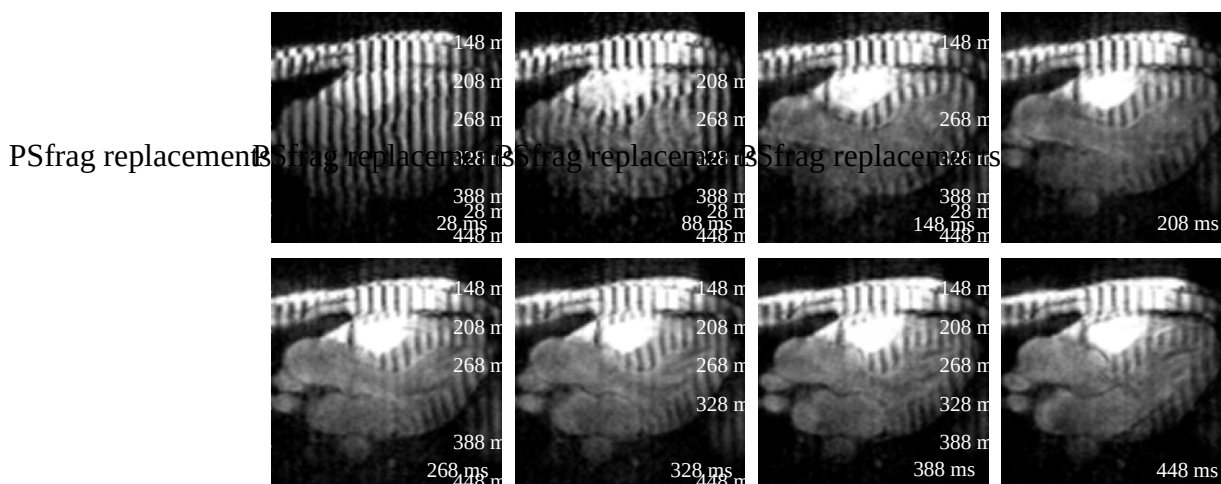


Abbildung 5.42: 8 Phasen des Herzzyklus (Langachsenschnitt), aufgenommen mit einer segmentierten, flußkompensierten Cine-Sequenz mit 1–2–1 SPAMM Präparationssequenz (zeitliche Auflösung 60 ms). Wegen der ortsabhängigen Empfindlichkeit des Ganzkörperresonatorts (Anregung) ist der Tagging-Linien-Kontrast im Myokard des LV unterschiedlich.

oder Echo-Planar-Verfahren (z.B. *interleaved EPI*) [McK93] muß mit sehr kurzen Echo- und Auslesezeiten durchgeführt werden, um *off-resonance* Artefakte und Bildverzerrungen zu vermeiden. Die durch Suszeptibilitätseffekte bedingte Verkürzung der T_2^* -Relaxationszeiten mit

steigender Feldstärke läßt aber einen höheren BOLD (**B**lood **O**xygenation **L**evel **D**ependent) Kontrast erwarten, der zur Messung der Gewebe-Oxygenierung und Perfusion ausgenutzt werden kann [Ata93][Nie96].

Ein Problem stellt die inhomogene Drehwinkelverteilung des Ganzkörperresonators dar. Von Seiten des Herstellers ist durch die Konstruktion eines *Birdcage*-Resonators mit 8 Stäben eine Verbesserung geplant. Jedoch wird dieser voraussichtlich keine höhere Empfindlichkeit aufweisen, so daß die Erzeugung großer Drehwinkel bei kurzen Impulsen weiterhin ein Problem darstellen wird bzw. die verfügbare Sendeleistung drastisch erhöht werden muß, was durch Sicherheitsgrenzen limitiert ist. Dies erschwert in erheblichen Maße den Einsatz von Spin-Echo-Sequenzen (inklusive aller Abwandlungen), sowie vieler Präparationssequenzen (z.B. *inversion recovery*, *dark blood*).

Es gilt weiterhin zu überprüfen, ob für 1,5 T optimierte Phased-Array-Spulen auch bei 3 T gute Ergebnisse liefern, oder ob Veränderungen dieser Konzepte, die komplexe numerische Verfahren zur Berechnung der elektromagnetischen Feldverteilung erfordern, zu Verbesserungen führen.