

#### IV. DISKUSSION

Die kardiale Untersuchung mittels MRT bedarf einer hohen zeitlichen und räumlichen Auflösung, bedingt durch die Bewegung des Herzens und die Flusseigenschaften des Blutes. Die hohen Ansprüche machen es nötig, eine Balance zwischen SNR, CNR, räumlicher und zeitlicher Auflösung sowie Scan-Zeit und Bildqualität zu finden. Ein bestimmender Faktor für das SNR ist das statische Magnetfeld ( $B_0$ ). Die Verwendung von 3.0 T besitzt das Potenzial, SNR-Limitationen zu überwinden und somit die Anwendbarkeit und Effektivität der kardialen MRT weiter zu steigern. Mit dem Einsatz höherer Feldstärken sind aber auch Nachteile wie eine höhere Energieaufnahme im Gewebe, Bildqualitätseinbußen aufgrund von Artefakten durch  $B_1$ -Feldinhomogenitäten und eine erhöhte Anfälligkeit für Suszeptibilitätsartefakte mit folgendem SNR-Verlust verbunden.[55, 61-63] Durch den Einsatz paralleler Bildgebung wäre es theoretisch möglich, einige dieser Nachteile auszugleichen. Ferner bietet die pMRT das Potenzial, Untersuchungszeiten durch eine erhöhte Geschwindigkeit der Akquisition deutlich zu verkürzen oder aber bei gleicher Akquisitionszeit und höherer räumlicher Auflösung, eine bessere Bildqualität als bisher zu erreichen sowie bestimmte Artefaktformen zu verringern.

Den Vorteilen steht wiederum auch ein wesentlicher Nachteil gegenüber. So geht der Einsatz von pMRT auch immer mit einer SNR-Verringerung einher. Durch den Einsatz höherer Feldstärken mit einer dadurch gesteigerten Basis-SNR ließen sich die SNR-Einbußen der pMRT theoretisch ausgleichen.[61, 76] Im Gegenzug könnte die Anwendung hoher Feldstärken durch die pMRT profitieren, da durch eine Verringerung der RF-Puls-Anzahl SAR-Limitationen weniger ins Gewicht fielen.[66]

Zur Untersuchung dieser theoretischen Überlegungen wurden folgende Experimente durchgeführt:

1. Der Vergleich zwischen 1.5 T und 3.0 T in der funktionellen kardialen Bildgebung mittels MRT bei dynamischen SSFP-Cine-Sequenzen hinsichtlich SNR, CNR und Bildqualität.
2. Der Vergleich zwischen konventioneller MR- und paralleler MR-Bildgebung bei 1.5 T und 3.0 T bei dynamischen SSFP-Cine-Sequenzen hinsichtlich SNR, CNR und Bildqualität.

3. Die Untersuchung der Abhängigkeit des SNR und CNR von der Schichtorientierung bei FIESTA- und FIESTA-ASSET-Sequenzen sowie die Untersuchung möglicher regionaler Unterschiede im Signalverhalten zwischen den einzelnen Herzregionen.
4. Der Vergleich zwischen 1.5 T und 3.0 T in der kardialen Bildgebung mittels MRT bei statischen FSE-„Black-Blood“-Sequenzen hinsichtlich SNR, CNR und Bildqualität sowie die Untersuchung von Unterschieden zwischen den einzelnen Herzregionen.

### 1. FIESTA-Sequenzen

Durch den Einsatz von 3.0 T konnte in allen Schnittebenen ein Anstieg des SNR und CNR verzeichnet werden. So fand sich bei den SSFP-Sequenzen im Mittel ein SNR-Zuwachs um das 2,3-Fache, der sogar über den theoretischen Überlegungen hinsichtlich des linearen Zuwachses von 1.5 und 3.0 T lag und deutlich größer war als in anderen Studien beobachtet. Bei ähnlichem Versuchsaufbau fanden sich bei Michaely et al. bei den SSFP-Sequenzen im Mittel ein SNR-Anstieg von 48% und ein nicht signifikanter CNR-Anstieg von 9,4%. Dieses Ergebnis wurde trotz des Einsatzes einer dedizierten 8-Kanal-Phased-Array-Oberflächenspule bei 3.0 T beobachtet und unter anderem durch das vermehrte Auftreten von Artefakten und SAR-Limitationen bei 3.0 T erklärt, welche die potenziellen Vorteile der höheren Feldstärke zunichte machten.[74] Die SSFP-Sequenzen wurden bei beiden Feldstärken mit folgenden Parametern durchgeführt:

FOV 340x255mm, Matrix 192x163, Schichtdicke 6mm. Spezifische Parameter bei 1.5 Tesla: TR/TE/Flipwinkel 40ms/1,13ms,69°. Spezifische Parameter bei 3.0 T: TR/TE/Flipwinkel 46,3ms/1,8ms/55°.

Das hohe intrinsische CNR zwischen Myokard und Blut bei einem hohen SNR bedarf einer möglichst kurzen TR, welche sich durch Anwendung der maximalen Amplitude des Radio- Frequenzfeldes ( $B_1$ ) erreichen lässt, wodurch der Exzitationspuls so kurz wie möglich gehalten wird und folglich auch die TR. Demgegenüber steht das SAR-Limit von 4 W/kg, welches bei 3.0 T bereits bei niedrigen  $B_1$ -Feldstärken erreicht ist, da mit einer Verdoppelung der Feldstärke bei gleicher Pulssequenz eine vierfach höhere Energie-Deposition im Gewebe einhergeht.[77] Um eine nötige TR-Erhöhung und somit gesteigerte Anfälligkeit für  $B_0$ -Inhomogenitäten und Off-Resonance-Artefakte zu vermeiden, wurde in unserer Studie der Flipwinkel von 45° bei 1.5 T auf

30° bei 3.0 T gesenkt. Für ein optimales CNR verringerten Schär et al. in ihrer Studie den Flipwinkel von 54° bei 1.5 T auf 42° bei 3.0 T und Hinton et al. von 60° auf 36° [72, 73]. Trotz des noch niedrigeren Flipwinkels lag der SNR-Zuwachs in unserer Studie zwischen 111 und 129 % und somit über der erwarteten Verdoppelung und den in anderen Studien beobachteten Ergebnissen. Auch das CNR stieg mit Ausnahme des 4KB signifikant an, was zeigt, dass trotz nötiger Sequenzanpassungen aufgrund von SAR-Limitationen die Vorteile von 3.0 T zum Tragen kamen.

In der vorliegenden Studie wurde für die Anregung bei beiden Feldstärken die Body-Coil benutzt, während eine 4-Kanal-Phased-Array-Torsospule als Empfangsspule verwendet wurde. Um möglichst gleiche Ausgangsbedingungen zu erhalten, wurde bei 1.5 T statt der kleineren Herz-Spule die Torsospule verwendet.

Die Wahl der richtigen Spule ist ein wichtiger Faktor für eine optimale Signalstärke und Bildqualität, wie sowohl Hinton et al.[72] als auch Noeske et al.[67] in ihren Studien zeigten. Hinton et al. verwendeten bei der Akquisition von „Cine true FISP“-Sequenzen bei einem Öl-Phantommodell sowie an Probanden verschiedene Spulenkonfigurationen für den Vergleich von 1.5 T und 3.0 T [72]. Bei dem ersten Setup fungierte die eingebaute Bodycoil als Sende- und Empfangsspule. Bei der zweiten Konfiguration wurde als Empfangsspule eine Single-Loop-Oberflächenspule verwendet und beim dritten Setup als Empfangsspule schließlich eine Phased-Array-Spule. Die Scanparameter waren analog zu unserer Studie für beiden Feldstärken identisch, mit Ausnahme des Flipwinkels, welcher bei 1.5 T 30° bis 60° und bei 3.0 Tesla 30° bis 40° betrug.

Bei den Phantommessungen zeigte sich ein deutlicher Signalzuwachs mit SNR-Ratios zwischen 1.5 und 3.0 T von 1,95 bis 1,82 je nach Schichtorientierung. Den größten SNR-Zuwachs beobachteten Hinton et al. in der transversalen Schichtebene, gefolgt von den koronal und sagittal akquirierten Bildern. Demgegenüber zeigte sich in unserer Studie der größte Zuwachs in der LA, welche in Abhängigkeit von der Lage des Herzens in vivo eher der koronaren bzw. sagittalen Scanebene entspricht. Der 4KB, am ehesten der transversalen Schnittebene entsprechend, wies bei uns den geringsten SNR-Zuwachs auf.

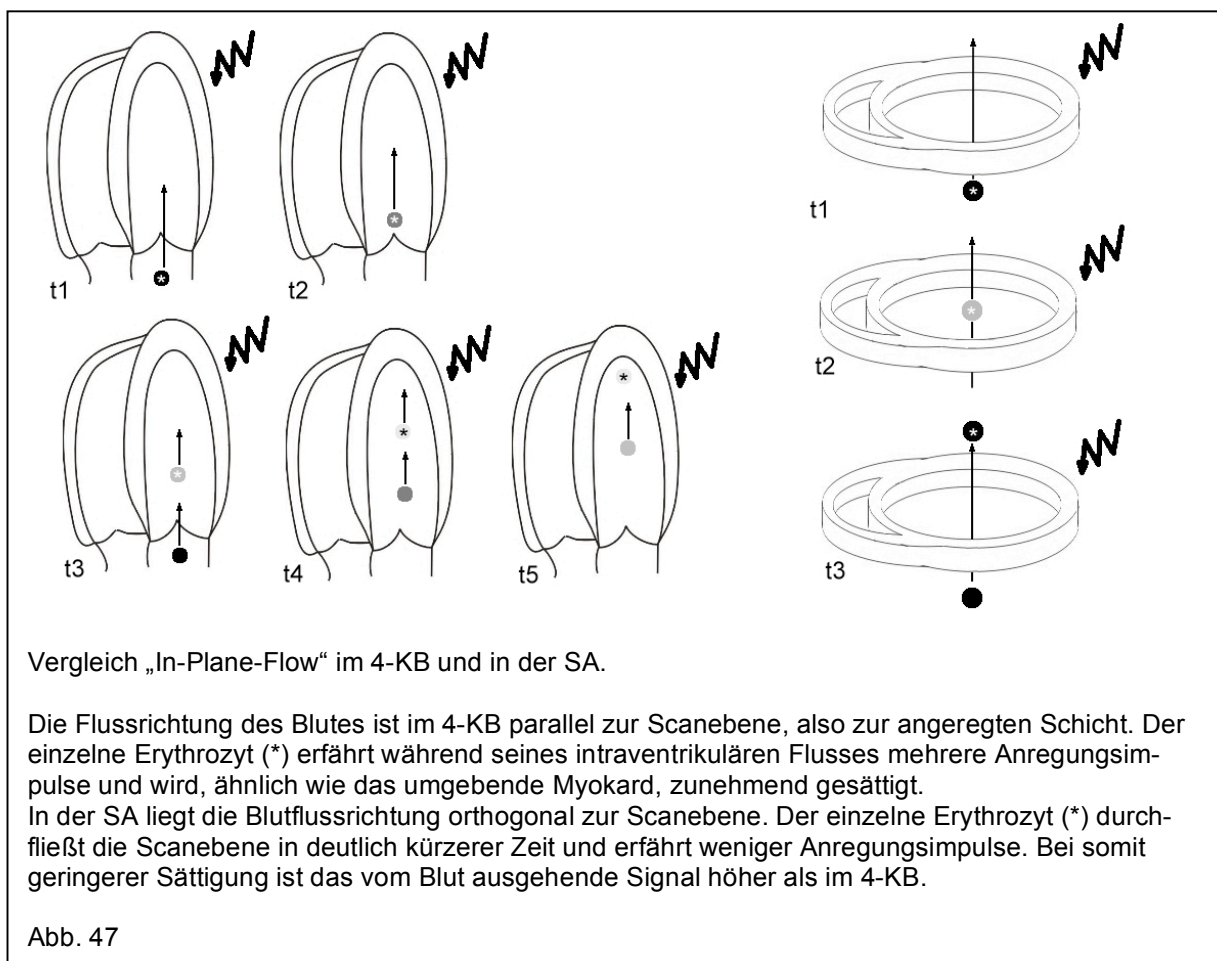
Hintons Ergebnisse bei den Phantomversuchen zeigten eine gute Annäherung an die erwartete lineare Abhängigkeit des SNR von der Feldstärke  $B_0$ . In vivo unterschieden sich die Signalzuwächse in Abhängigkeit von der verwendeten Spulenkonfiguration, wobei der maximale SNR-Anstieg (um das 1,75-Fache) mit der Phased-Array-Spule

erreicht wurde. Ein ähnliches Ergebnis wurde auch mit der Body-Coil als Sende- und Empfangsspule erreicht, welche sich durch eine sehr gute Homogenität des  $B_1$ -Feldes auszeichnete. Jedoch manifestierten sich in diesem Modus vermehrt Off-Resonance-Artefakte, Signalausfälle, bedingt durch  $B_0$ -Inhomogenitäten. Der Einsatz von Oberflächenspulen- und insbesondere Phased-Array-Spulen führte zu einer SNR-Optimierung durch eine Reduktion des Rauschens und der Verringerung der durch  $B_0$ -Inhomogenitäten bedingten Artefakte in dem kleineren FOV. Trotz der Tatsache, dass eine erhöhte Interaktion zwischen Gewebe und dem  $B_1$ -Feld bei höheren RF-Frequenzen das Bild-Intensitäts-Profil über dem Thorax stören kann und somit eine geringere als 2-fache SNR-Erhöhung bei 3.0 T bedingt, zeigt sich in der vorliegenden Studie ein mittlerer SNR-Anstieg um den Faktor 2,3. [62, 64, 72]

Anumula et al. zeigten, dass der SNR-Anstieg bei zunehmender Feldstärke größer als linear sein kann, in Abhängigkeit von den verwendeten Spulen und den ihnen inhärenten Eigenschaften.[78] Eine Erklärung für unsere Ergebnisse liegt hiernach in der Unterschiedlichkeit der Phased-Array-Oberflächen-Spulen, welche im Rahmen der Optimierung für 1.5 T bzw. 3.0 T durch den Hersteller trotz gleichen Designs einen anderen Empfängerpfad und somit möglicherweise ein unterschiedliches „Tuning“ und „Matching“ aufwiesen, welche durch den Anwender nicht aktiv beeinflusst werden konnten. Ferner bestanden durch den Einsatz der Body-Coil als Sendespule bei 1.5 und 3.0 T geräte- und feldstärkenbedingt nicht exakt identische Ausgangsbedingungen. Unter anderem könnte sich der unterschiedliche Durchmesser der Bohrung von 55 cm bei 3.0 T gegenüber 60 cm bei 1.5 T begünstigend auf die RF-Transmission bei 3.0 T ausgewirkt haben, da die aufzubringende HF-Leistung zur Realisierung eines bestimmten Auslenkwinkels proportional zur Bohrung ist. Der Einfluss der Bohrung wäre noch größer gewesen, wenn die Body-Coil als Empfänger fungiert hätte. [62, 64]

Der Vergleich zwischen den einzelnen Scanebenen zeigte, dass sich diese quantitativ, teils signifikant, voneinander unterschieden, wobei die SA bei beiden Feldstärken die höchsten Werte für SNR und CNR aufwies. Gegenüber den anderen beiden Scanebenen waren die Unterschiede im CNR deutlich ausgeprägter als beim SNR. Die von uns beobachteten Unterschiede zwischen den einzelnen Scanebenen lassen sich am ehesten auf den „Inflow-Effekt“ zurückführen. Dieser Effekt wird typischerweise bei der „Time-of-Flight“-Angiographie (TOF-Angiographie) ausgenutzt. Bei die-

ser wird eine Schicht mit einer kurzen Repetitionszeit und einem verhältnismäßig hohen Pulswinkel so oft hintereinander angeregt, dass es zu einer Sättigung des das Blutgefäß umgebenden Gewebes kommt. Da Blut immer wieder neu in die Schicht nachfließt und dementsprechend nicht gesättigt wird, gibt es immer das volle Signal. Das maximale Signal wird erzielt, wenn das angeregte Gefäß und somit der Blutfluss orthogonal zur angeregten Schicht liegt. Verläuft ein Gefäß über eine längere Strecke in der Schicht („In plane“), so erfährt das Blut mehrere Anregungspulse und wird ebenfalls zunehmend gesättigt.[40] Überträgt man diese Überlegung analog auf das Herz und die Scanebenen, dann wird deutlich, dass in der SA der „Inflow-Effekt“ ausgeprägter ist als im 4KB oder der LA, weil das in den linken Ventrikel einfließende Blut hier am senkrechtsten zur Schicht, also überwiegend „through-plane“ und nicht „in-plane“ steht, und folglich eine geringere Sättigung erfährt (s. Abb. 47). Da das Blutsignal direkt in die Berechnung des CNR eingeht, waren die Unterschiede deutlicher als beim SNR.



In Abhängigkeit von der Schichtebene zeigte sich ferner ein unterschiedlicher Signalzuwachs, der von Hinton et al. nach Phantommessungen mittels einer „Cine true-

FISP“-Sequenz ebenfalls berichtet wurde. Hier lag die SNR-Ratio zwischen 3.0 T und 1.5 T bei 1,95, 1,82 und 1,86 für die transversale, koronare bzw. sagittale Schichtebene (s.o.).[72]

Die Einteilung des Myokards in einzelne Segmente zeigte, dass sich diese hinsichtlich ihres Signalverhaltens ebenfalls voneinander unterschieden. In der SA fand sich bei beiden Feldstärken das größte SNR im Septum, das kleinste in der Seitenwand des linken Ventrikels.

Obgleich die regionalen Unterschiede bei den SSFP-Sequenzen bei 3.0 T größer ausgeprägt waren als bei 1.5 T, lässt sich festhalten, dass diese nicht spezifisch für die höhere Feldstärke sind, sondern auch bei 1.5 T bestehen.

Die beobachtete Abhängigkeit des Signals von der Herzregion wurde in anderen Studien ebenfalls beobachtet, jedoch nur für BB-SE-Sequenzen genauer erläutert [62]. Greenman et al. führten die regionalen Unterschiede bei diesen vorrangig auf Inhomogenitäten des  $B_1$ -Feldes zurück (s.u.), was für die von uns verwendeten FIESTA-Sequenzen ebenfalls als eine mögliche Ursache gesehen werden kann. Darüber hinaus bedingen Suszeptibilitätsartefakte ein unterschiedliches Signalverhalten der einzelnen Herzregionen, verursacht durch Signalinhomogenitäten insb. im Bereich der Herz-Lungen-Grenze und den venösen Blutleitern des Herzens. [62, 79] Da diese Artefakte bei 3.0 T häufiger vorkommen als bei 1.5 T, lassen sich hiermit auch die größeren regionale Unterschiede bei 3.0 T erklären.

Die Beurteilung der Gesamtbildqualität bei den SSFP-Sequenzen zeigte mit Ausnahme des 4KB keine signifikanten Unterschiede zwischen 1.5 T und 3.0 T. Eine in der Literatur beschriebene Verbesserung der Bildqualität mit besserer Darstellbarkeit anatomischer Strukturen bei 3.0 T fand sich in dieser Studie nicht.[72] Es zeigte sich vielmehr eine Tendenz zu geringeren Werten gegenüber 1.5 T. Eine Erklärung hierfür ist in dem signifikant erhöhten SNR begründet, was den subjektiven Eindruck des Kontrastes zwischen Myokard und Blutpool verschlechtert, der gerade bei SSFP-Sequenzen bei 1.5 T das Hauptcharakteristikum ist.[61, 80]

Bei genauerer Betrachtung der einzelnen Schnittebenen zeigte sich ein vermehrtes Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten bei 3.0 T. Hiervon betroffen waren vor allem die Seiten- und Hinterwand des linken Ventrikels in der SA (s. Abb. 48). Im Einklang mit anderen Studien lässt sich dieses durch  $B_0$ -Inhomogenitäten an der Grenzfläche

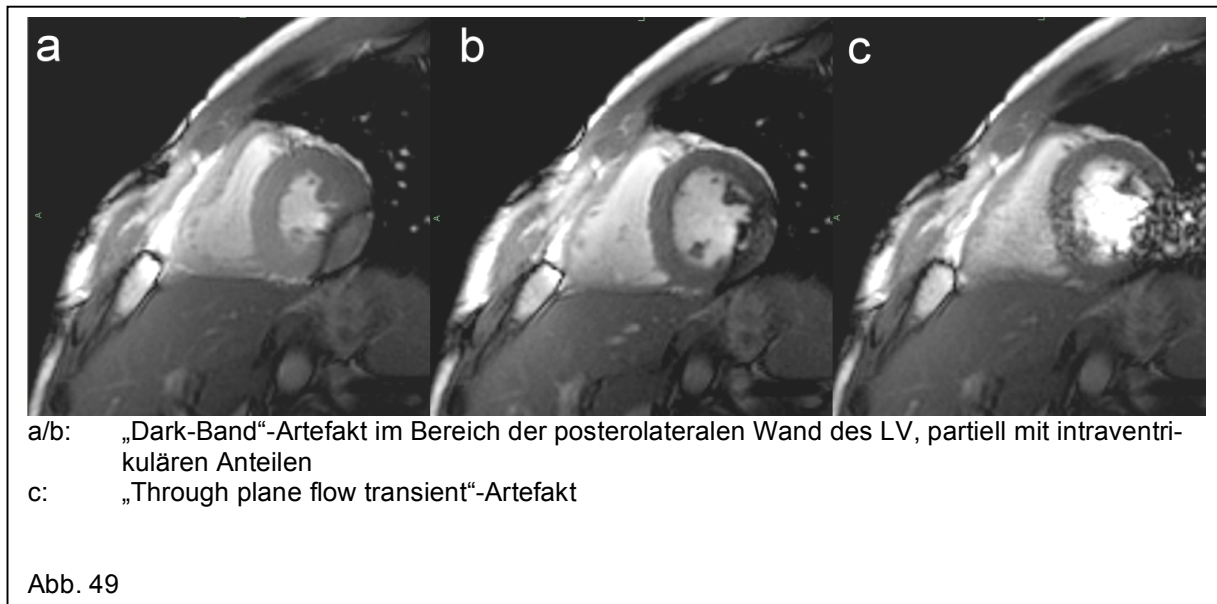
zwischen Herz und Lunge, insbesondere im Bereich des Sinus venosus des linken Ventrikels, erklären.[67, 79] Diese in der Literatur auch als „Dark-Band“-Artefakte bezeichneten Signalstörungen treten auf, wenn infolge von Magnetfeldinhomogenitäten die gesamte Transversalmagnetisierung dephasiert wird und somit kein Signal mehr gemessen werden kann. Eine Verminderung dieser auch als „Off-Resonance“-Artefakte bezeichneten Bildstörungen lässt sich durch eine Senkung der TR oder eine Homogenisierung des  $B_0$ -Feldes mittels „localized linear-“ oder „second-order-Shimming“-Verfahren erzielen. [50, 73]



Unterschiede in der magnetischen Suszeptibilität unterschiedlicher Gewebe führen zu  $B_0$ -Inhomogenitäten, d.h. die Resonanzfrequenz ist in diesem Bereich nicht konstant. Weichen die vom Gewebe ausgehenden Frequenzen von der im Sender/Empfänger eingestellten Mittelfrequenz ab, sind also „Off-Resonance“, kommt es zu den bekannten Signal-Auslöschungsartefakten („Dark-Band-Artefakte“, weiße Pfeile)

Abb. 48

Im Vergleich zu 1.5 T zeigte sich bei 3.0 T in unseren Messungen auch ein vermehrtes Auftreten von Flussartefakten. Diese in der Literatur auch „Through plane flow transient“-Artefakte genannten Bildstörungen treten auf, wenn „Dark-Band“-Artefakte an den Blut-Pool innerhalb des Ventrikels grenzen und mit dem Blutfluss „mitgezogen“ werden (Abb. 49).[81] Für ihre Vermeidung gelten prinzipiell die gleichen Ansätze wie für Suszeptibilitätsartefakte: Senkung der TR und lokalisiertes Shimming zur Homogenisierung des  $B_0$ -Feldes sowie ferner die Ermittlung der optimalen  $F_0$ . [73]



Desphande et al. zeigten bei der Darstellung der Koronargefäße mittels einer True-Fisp-Sequenz, dass die automatische Bestimmung der  $F_0$  bei knapp der Hälfte der Probanden suboptimal für die darzustellenden Koronarien (Volume of interest = VOI) war. Dieses wurde verursacht durch  $B_0$ -Inhomogenitäten, welche ein vermehrtes Auftreten von Artefakten zur Folge hatten. Nach visueller Bestimmung der optimalen  $F_0$  für das VOI und einer folgenden Veränderung der Resonanzfrequenz durch den Einsatz einer Scout-Sequenz konnte durch Verschieben der „Off-Resonance“-Artefakte in einen anderen Bildabschnitt eine deutlich bessere Abbildung der Koronarien erreicht werden. Bei dieser Scout-Frequenz wurden vorab mehrere Bilder mit jeweils einer anderen  $F_0$  akquiriert, um so die optimale Center-Resonanzfrequenz für die VOI zu bestimmen.[82] Unter Einsatz einer ähnlichen Scout-Frequenz gelangen Michaely et al. in ihrer Studie eine Minimierung aller beobachteten „Off-Resonance“-Artefakte (vorkommend in 86% der Aufnahmen) in den mit SSFP-Sequenzen akquirierten SA-Schnitten des Herzens.[74]

## 2. FIESTA ASSET-Sequenzen

Der potentielle Nutzen der parallelen Bildgebung liegt in einer Verbesserung der Akquisitionseffektivität, da einerseits durch Verkürzung der notwendigen Aufnahmezeit eine Verringerung der notwendigen Atemanholdauer erzielt werden kann und andererseits bei konstanter Akquisitionszeit eine bessere zeitliche und/oder örtliche



Auflösung.[47, 55, 61, 65, 76, 83] Ein Aspekt der Hochfeld-MRT-Anwendungen ist die Erhöhung der erforderlichen HF-Leistung unter gleichzeitiger Gewährleistung gesetzlich vorgeschriebener SAR-Grenzwerte. Ferner verzeichnet die konventionelle kardiovaskuläre MRT bei höheren Feldstärken bisweilen Qualitätseinbußen, die auf die Zunahme von Suszeptibilitätseinflüssen zurückgehen. Durch eine Senkung der TR lassen sich diese verringern (s.o.), allerdings stehen einer TR-Senkung wiederum die bereits erwähnten SAR-Limitationen gegenüber.

Die Verwendung von pMRT ermöglicht eine Verringerung der Anzahl der HF-Refokussierungspulse und damit kürzere Inter-Echo-Zeiten bzw. Wiederholzeiten, was zum einen zu einer geringeren Energie-Deposition im Gewebe und somit zur Einhaltung der SAR-Grenzwerte führt und zum anderen auch zu einer potentiell verbesserten anatomischen Bildqualität bei 3.0 T gegenüber derjenigen bei 1.5 T. [55, 66, 84]

Die Vorzüge der pMRT sind von einem wesentlichen Nachteil begleitet: einer Verringerung des SNR.

Für die in der hier dargestellten Studie verwendete ASSET-Technologie, die weitestgehend der SENSE-Technologie entspricht, lässt sich der zu erwartende SNR-Verlust nach folgender Formel berechnen:

$$SNR_{SENSE} = \frac{SNR_{konventionell}}{g\sqrt{R}} \quad [59]$$

R steht für den Beschleunigungsfaktor, welcher durch die Verringerung der Abtastdichte des Phasenkodiergradienten definiert ist. Die SNR-Abnahme ist um mindestens  $\sqrt{R}$  durch die Verringerung der Anzahl der Phasenkodierungsschritte vorgegeben. R ist limitiert durch die Anzahl der Spulensegmente und durch den sog. Geometrie-Faktor g, da bei R-Faktoren > 3-4 g rapide ansteigt.

G steht für den sog. Geometriefaktor, welcher die Rauschverstärkung beeinflusst und ein Maß für die Fähigkeit des Spulen-Arrangements ist, ein „rohes“ p-MRT-Aliasing-Bild zu rekonstruieren (unwrappen). Der optimale Wert für g ist 1 und hängt von mehreren Faktoren ab, u.a. von der Spulengeometrie. [55, 66]

Durch den Einsatz von pMRT konnte erwartungsgemäß bei beiden Feldstärken die Datenakquisition deutlich beschleunigt werden. Bei 1.5 T kam es unter pMRT zu ei-

ner Verkürzung um 42%, bei 3.0 T konnte die Messzeit um 43% verringert werden. In Abhängigkeit vom Beschleunigungsfaktor berichteten Schär et al. über eine vergleichbare Reduktion der Scanzeit um das 2- bis 3-Fache bei  $R = 2$  bzw. 3.[73]

Wie bei der nicht beschleunigten Bildgebung zeigte sich auch bei pMRT eine in allen Schnittebenen signifikante Zunahme der Werte für SNR und CNR zwischen 1.5 T und 3.0 T.

Unter Benutzung der parallelen Bildgebung zeigte sich bei beiden Feldstärken erwartungsgemäß eine Abnahme des SNR, wobei sich die einzelnen Schnittebenen in der Verringerung voneinander unterschieden und bei 1.5 T zwischen 22 % und 33% lagen.

Die Differenzen zwischen FIESTA und FIESTA ASSET fielen bei 3.0 T mit Werten zwischen 8 - 11% deutlich niedriger aus als bei 1.5 T und waren nicht signifikant. Ähnlich verhielt sich das CNR, welches sich unter Nutzung der pMRT bei beiden Feldstärken verringerte. Im Gegensatz zu den signifikanten Differenzen (23 - 31%) bei 1.5 T waren jene bei 3.0 T geringgradiger ausgeprägt und nicht signifikant. Bei geringerem Verlust von SNR und CNR bei 3.0 T war die Streuung der Werte größer als bei 1.5 T.

Bei einem optimalen g-Faktor von 1 und einem R-Faktor von 2 liegt der theoretisch zu erwartende SNR-Verlust aufgrund der Reduzierung der Phasenkodierschritte bei mindestens 30%.[54] Ein geringerer Abfall als der von uns beobachtete käme rein mathematisch nur bei einem g-Wert  $< 1$  in Frage. Dieser ist aber so gut wie immer größer 1, da g von zahlreichen Einflüssen abhängt, die unter suboptimalen Bedingungen eher zu einer Zunahme des Geometriefaktors führen.[68] Eine mögliche Erklärung für die niedrigen Verluste bei 3.0 T ist, dass die SNR-Bestimmung durch das Setzen von ROIs in mit pMRT akquirierten Bildern weniger genau ist als bei normalen Bildern. Dieses wird verursacht durch die Rekonstruktionsalgorithmen bei der pMRT, welche in der Regel eine inhomogene Rauschverstärkung hervorrufen. Im Gegensatz zu herkömmlichen Fourier-errechneten Bildern variiert der Rauschlevel in einem ASSET-Bild von Pixel zu Pixel.[68, 69, 85] Hierdurch ließe sich u.a. auch die größere Streuung der Werte bei 3.0 T erklären.

Um den negativen Einfluss einer inhomogenen Rauschamplifizierung auf das SNR und CNR zu minimieren, wurde ein separates Rauschbild angefertigt und ein

Rausch-Mittelwert über das gesamte FOV bestimmt (s. Abb. 6). Dieser wurde dann für die Bestimmung von SNR und CNR verwendet.[67] Geht man davon aus, dass für die Rohdatenweiterverarbeitung mittels Filterung, Glättung und „Thresholding“ bei 1.5 T und 3.0 T identische Mechanismen durch die Hersteller implementiert wurden, so deuten unsere Ergebnisse darauf hin, dass die inhomogene Verstärkung des Hintergrundrauschens bei 3.0 T geringer ausgefallen ist als bei 1.5 T, was zu einer Überschätzung des erhaltenen SNR und CNR-Wertes führte. Folglich führte das erhöhte Baseline-SNR bzw. –CNR bei 3.0 T zu einer Überkompensation und somit geringeren Ausprägung des durch pMRT verursachten Signalverlusts. [47, 76]

Der Vergleich zwischen 1.5T FIESTA und 3.0 T FIESTA ASSET zeigte, dass sich auch unter Verwendung von pMRT bei 3.0 T noch immer ein signifikant größeres SNR ergibt. Bei McGee et al. ergab sich unter ähnlichem Versuchsaufbau ein nicht signifikanter Unterschied zwischen 1.5 T normal und 3.0T pMRT hinsichtlich des SNR ( $p = 0,453$ ).[63]

Im Gegensatz zu McGees Beobachtungen lag bei unseren Messungen das CNR bei 3.0 T FIESTA ASSET nicht tiefer als bei 1.5 T FIESTA, sondern war in allen Schnittebenen größer. Es bestand jedoch kein signifikanter Unterschied.

Aus dem oben Dargestellten lässt sich schlussfolgern, dass der Einsatz von 3.0 T den SNR-Verlust unter pMRT nicht nur auszugleichen vermag, sondern darüber hinaus noch genug „Reserve“ für einen signifikanten Signalzuwachs bietet.

Bei der Beurteilung der Gesamtbildqualität zeigte sich, dass sich diese bei 1.5 T unter Verwendung von pMRT nicht signifikant verschlechterte. In allen abgebildeten Herzachsen lagen die Werte zwischen vier und fünf. Die Bildqualität war somit bei beiden Modi gut bis sehr gut, obgleich 1.5 T FIESTA ASSET tendenziell etwas schlechter abschnitt. Bei 3.0 T FIESTA ASSET wurde die Gesamtbildqualität im Mittel als befriedigend angesehen, wohingegen die normal akquirierten Bilder als „gut“ beurteilt wurden. Der Vergleich von 3.0 T FIESTA ASSET mit 1.5 T FIESTA ASSET zeigte in allen Schnittebenen ein schlechteres Abschneiden von 3.0 T, sowohl was die Darstellung der Herzmorphologie als auch das Auftreten von Artefakten betrifft. Insbesondere das Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten war bei 3.0 T FIESTA ASSET stärker ausgeprägt. Da davon auszugehen ist, dass die Auswirkungen der größeren Feldstärke gleichermaßen von der normalen auf die pMRT übertragen werden können, lässt sich dieses erneut durch die erhöhte Inhomogenität des lokalen  $B_1$ -Magnetfeldes erklären.[55] [62] In einigen Studien wurde von der Möglichkeit der

Reduzierung von Suszeptibilitätsartefakten durch die pMRT berichtet.[86] Dieses konnte in unserer Studie nicht belegt werden.

Beim Vergleich zwischen normaler und paralleler Bildgebung fanden sich bezüglich der Suszeptibilitätsartefakte keine signifikanten Unterschiede innerhalb der einzelnen Feldstärken, mit Ausnahme des linksventrikulären apikalen Segments im 4KB bei 3.0 T und des lateralen Segments des linken Ventrikels in der SA bei 1.5 T. Hier verschlechterte sich unter pMRT die Benotung hinsichtlich dieses Artefakttyps sogar geringgradig.

Hiervon abgesehen bleibt festzuhalten, dass sich in Hinblick auf die übrigen beurteilten Punkte trotz verringerter Werte für CNR und SNR weder bei 1.5 T noch bei 3.0 T signifikante Unterschiede zwischen normaler und paralleler Bildgebung fanden.

Bei der normalen Bildgebung lag die Benotung meist im Bereich zwischen vier und fünf, was bedeutet, dass die Bildakquisition bereits unter weitgehend optimalen Bedingungen erfolgte. Ausgehend von solchen Vorbedingungen ist einer weiteren Verbesserung der Bildqualität ein enger Rahmen gesetzt. Bedenkt man, dass zum Zeitpunkt der Studie nur wenig Erfahrung auf dem Gebiet der parallelen kardiovaskulären Bildgebung bestand, wird aus den obigen Ergebnissen Folgendes ersichtlich:

Im Vergleich zur normalen Bildgebung bietet die pMRT die Möglichkeit einer deutlich beschleunigten Datenakquisition und somit verkürzter Atemanhaltezeit bei guter Bildqualität.

Durch eine weitere Optimierung der Bildakquisition (optimales Shimmen, Verbesserung des Postprocessings) ist es möglich, die Bildqualität weiter zu verbessern sowie die Artefaktanfälligkeit zu verringern. Eine weitere Möglichkeit ist der Einsatz eines Frequenz-Verschiebungs-Protokolls, s.o.[74, 82]

Durch die Einführung von so genannten „Autokalibrierungstechniken“ bei der Ermittlung der räumlichen Sensitivitätsinformationen jedes einzelnen Spulensegmentes besteht eine weitere Möglichkeit der Steigerung sowohl der Bildqualität als auch des SNR.[57]

Der für die Ermittlung der räumlichen Empfindlichkeitsinformationen jedes Spulensegments nötige Kalibrierungsscan (ASSET Calibration) erfolgte in unserer Studie vor den eigentlichen Messungen. Der Vorteil dieser Methode liegt darin, dass nur ein einziger Referenzscan für mehrere nachfolgende Scans erforderlich ist, da die ermittelte Spulensensitivitätskarte für alle weiteren Messungen gilt. [54] Jedoch gibt es bei

dieser Methode auch Nachteile. Eine Positionsverschiebung der einzelnen Spulenelemente zwischen Referenzscan und der eigentlichen Bildakquisition kann zu einer fehlerhaften Registrierung der Empfindlichkeitsfunktionen der Spulenelemente führen und hierdurch Rekonstruktionsfehler und Bildartefakte bedingen.[66] Vor diesem Hintergrund wurden so genannte Autokalibrierungstechniken entwickelt, bei denen für jeden neuen Scan die Spulensensitivitäten neu gemessen werden, entweder vor, während oder direkt nach der eigentlichen Messung.[87] Hierdurch sollen o.g. Fehler minimiert werden und es darüber hinaus möglich sein, die Qualität der Bilder durch weniger Artefakte und ein höheres SNR weiter zu verbessern. Nachteilig an dieser Methode ist jedoch, dass das Messen der Spulensensitivitäten für jede neue Pulssequenz, Schichtorientierung usw. die tatsächlich erreichte Beschleunigung der Messung niedriger ausfallen lässt als mit dem angegebenen R-Faktor.

### **3. FSE- „Black-Blood“-Sequenzen**

Für die Darstellung anatomischer Strukturen des Herzens und v.a. zur Gewebisdifferenzierung werden nach wie vor routinemäßig FSE-„Black-Blood“-Sequenzen verwendet, welche sich durch einen sehr guten Kontrast zwischen Myokard und Herzhöhle auszeichnen, bedingt durch die Unterdrückung des Blutsignals.

Wie schon die Cine-Sequenzen könnten auch die BB-Sequenzen von 3.0 T und dem damit potenziell verbundenen SNR-Anstieg profitieren. Insbesondere durch die höhere räumliche Auflösung könnten anatomische Strukturen noch besser dargestellt werden, als bisher.

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden  $T_1$ - und  $T_2$ -gewichtete Inversion-Recovery-Sequenzen sowie Short-Tau-Inversion-Recovery-Sequenzen erfolgreich bei 20 Probanden bei 1.5 T und 3.0 T akquiriert und verglichen.

Durch den Einsatz der höheren Feldstärke fand sich erwartungsgemäß eine Zunahme des SNR und CNR sowohl in der BB  $T_1$ -gewichteten als auch in der STIR-Sequenz. Bei der BB  $T_1$  waren die Unterschiede hoch signifikant, nicht aber bei der STIR-Sequenz. Mit Ausnahme der  $T_2$ -gewichteten Sequenz (s.u.) entsprechen diese Ergebnisse jenen anderer Studien, bei welchen sich durch den Einsatz von 3.0 T ebenfalls eine Vergrößerung des SNR fand. [62, 64, 67, 72, 73] Bei Greenman et al. fand sich bei der Akquisition  $T_2$ -gewichteter BB-FSE-Sequenzen bei 1.5 T und 3.0 T

ein SNR-Anstieg von 30% bei 3.0 T unter Verwendung der Bodycoil als Sende- und Empfangsspule.[62]

Der aus der linearen Abhängigkeit zwischen SNR und Feldstärke theoretisch zu erwartende Anstieg des SNR bei den FSE-Sequenzen wurde in dieser Studie nicht erzielt.

Abgesehen von unterschiedlichen Sequenzparametern und Spulendesigns lässt sich dieses unter anderem auf eine mit 3.0 T verbundene Verkürzung der Wellenlänge des RF-Anregungsimpulses und dem damit verbundenen Auftreten dielektrischer Effekte zurückführen. Bei Erhöhung der Feldstärke auf 3.0 T ändert sich die MR-Frequenz entsprechend der Larmor-Beziehung ( $\omega = \gamma \cdot B_0$ ). Die Protonresonanzfrequenz verdoppelt sich auf ca. 130 MHz. Konsekutiv nähern sich die RF-Impuls-Wellenlänge und die RF-Penetrationstiefe den Dimensionen des Körpers an. Das hat zur Folge, dass aufgrund seiner eigenen Leitfähigkeit verstärkt dielektrische Effekte zum Tragen kommen, welche zu einer inhomogeneren HF-Feldverteilung – also zu einem inhomogeneren  $B_1$ -Feld - im Körper führen.[64, 88] Das bei SE-Sequenzen erzeugte Signal, als Resultat einer Kombination von trigonometrischen Funktionen von Flipwinkeln zur Exzitation und Refokussierung, reagiert auf deren Variation äußerst sensibel. Da der Flipwinkel wiederum von räumlichen Veränderungen des  $B_1$ -Feldes beeinflusst wird, münden Inhomogenitäten des  $B_1$ -Feldes schließlich in unterschiedliche Signalintensitäten durch räumliche Variationen des Flipwinkels und führen somit möglicherweise zu einem geringeren als dem erwarteten SNR-Anstieg.[62, 88, 89]

Da dieser Effekt durch physikalische Gegebenheiten bei hohen Feldstärken bedingt ist, sind einer Beeinflussung durch HF-Techniken Grenzen gesetzt, jedoch könnte eine Optimierung des Spulendesigns zu einer Minimierung des Phänomens führen.

Die Bildqualität war sowohl bei der BB  $T_1$ - als auch  $T_2$ -gewichteten Sequenz bei beiden Feldstärken im Mittel gut bis sehr gut, bei der STIR-Sequenz im Mittel befriedigend. Obgleich nicht immer signifikant, zeigte sich bei 3.0 T eine Tendenz zu gering schlechterer Benotung als bei 1.5 T, insbesondere in Bezug auf die Beurteilbarkeit des rechten Ventrikels.

Im Vergleich zu den anderen FSE-Sequenzen schnitten bei der STIR die mit 3.0 T akquirierten Bilder in der Gesamtbeurteilung mit einem „befriedigend“ deutlich

schlechter ab als bei 1.5 T, wo im Mittel ein „gut“ gegeben wurde. Bei der BB T<sub>2</sub> fiel die Bewertung hinsichtlich der Bildartefakte zugunsten von 3.0 T aus. Wenn die Unterschiede auch nicht signifikant waren, so waren die Bildartefakte bei der BB T<sub>2</sub> weniger stark ausgeprägt als bei 1.5 T. Im Vergleich zu den FIESTA-Sequenzen traten bei den FSE-Sequenzen neben den Suszeptibilitätsartefakten in besonderem Maße Shadingartefakte hinzu. Vor allem bei der BB T<sub>1</sub> und der STIR-Sequenz war die Abgrenzbarkeit des rechten Ventrikels, insbesondere der freien Wand, durch diese Artefaktform bei 3.0 T signifikant schlechter.[61]

Shading-Artefakte führen zu Signalintensitätsverlusten im Bild und sind einerseits auf eine ungleichmäßige Anregung der Nuclei innerhalb des Patienten, andererseits durch eine suboptimale Lagerung der Spule und durch Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes bedingt.[36] Sie sind bereits von 1.5 T bekannt, verstärken sich aber bei 3.0 T aufgrund von B<sub>1</sub>-Inhomogenitäten.[83]

Greenman et al. zeigten durch das Erstellen von sog. B<sub>1</sub>-Field-maps an Phantomen wie auch an Probanden, dass die Variation des B<sub>1</sub>-Feldes bei 3.0 T deutlich größer war als bei 1.5 T. Die Signalintensität des Myokards verhielt sich bei 1.5 T weitgehend homogen, während sich bei 3.0 T das Signal der Vorderwand des RV um bis zu 58% im Vergleich zur Hinterwand des LV verschlechterte.

In Analogie zu dem oben Aufgeführten fanden sich nach Unterteilung des linksventrikulären Myokards in vier Segmente auch in unserer Studie Unterschiede hinsichtlich der Signalstärke und des Signalzuwachses zwischen diesen.

In der T<sub>1</sub>- und T<sub>2</sub>-gewichteten BB-Sequenz wiesen das Septum und die Vorderwand das höchste SNR und CNR auf. Demgegenüber zeigten die Hinter- und Seitenwand das niedrigste SNR und CNR. Den größten Signalzuwachs wiesen die Vorder- und Seitenwand auf, wohingegen die Hinterwand und das Septum deutlich niedrigere Zuwächse zeigten. Greenman et. al führten die in ihrer Studie bei 3.0 T größeren Signalvariationen zwischen den einzelnen Herzsegmenten auf eine substanziell größere Variation des B<sub>1</sub>-Feldes bei 3.0 T gegenüber 1.5 T zurück.[62]

Im Gegensatz hierzu war in unserer Studie bei der Gegenüberstellung des jeweils signalstärksten und signalärmsten LV-Segments bei beiden Feldstärken der relative Unterschied sowohl bei der T<sub>1</sub>- als auch bei der T<sub>2</sub>-Wichtung bei 1.5 T größer ausgeprägt!

( $T_1$ : SNR: 1.5 T 32% (S/VW); 3.0 T 24% (VW/HW) // CNR: 1.5 T 34% (S/SW);  
3.0 T 27% (VW/HW).

( $T_2$ : SNR: 1.5 T 30% (S/SW); 3.0 T 25% (VW/HW) // CNR: 1.5 T 36% (S/LW);  
3.0 T 29% (VW/HW).

Führt man die Signalunterschiede zwischen den einzelnen Herzsegmenten primär auf Inhomogenitäten des  $B_1$ -Feldes zurück, so deuten die vorliegenden Ergebnisse darauf hin, dass diese bei 3.0 T nicht zwingend größer ausgeprägt sein müssen als bei 1.5 T, bzw. dass weitere Faktoren bestehen, welche einen Einfluss auf das Signalverhalten der einzelnen Herzregionen haben. Hier sind insbesondere Unterschiede in den Intensitätsprofilen der benutzten Spulen sowie das Verhältnis zwischen Schichtdicke des 2. (schichtselektiven) Inversionspulses und der Schichtdicke der abgebildeten Schicht zu nennen.

Letztlich zeigen die Ergebnisse einen weiteren Optimierungsbedarf auf, welcher für beide Feldstärken gelten kann.

Eine korrekte Positionierung des Patienten, vor allem aber die Optimierung der Scan-Parameter ist wesentlich für die Verringerung von Shadingartefakten. Darüber hinaus könnte die Verwendung von adiabatischen Anregungspulsen, welche durch die simultane Modulation der Amplitude und Frequenz des RF-Anregungsimpulses charakterisiert und hierdurch weniger anfällig für  $B_1$ -Inhomogenitäten sind, eine Lösung für dieses Problem darstellen. [83, 90, 91].

Die genauere qualitative Untersuchung der Herzsegmente hinsichtlich des Auftretens von Suszeptibilitätsartefakten zeigte Folgendes:

Bei 1.5 T BB  $T_1$  wiesen die Segmente des LV zumindest bildmorphologisch keine Suszeptibilitätsartefakte auf. Bei 3.0 T zeigte sich ein ähnliches Bild. Suszeptibilitätsartefakte wurden hier in geringem Maße nur in der Hinterwand beobachtet, während in den anderen Segmenten keine beschrieben wurden. In der STIR-Sequenz fanden sich bei 3.0 T deutlich mehr Artefakte, allerdings in allen Segmenten des linken Ventrikels. In der BB  $T_2$  wurde weder bei 1.5 T noch bei 3.0 T ein Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten beschrieben. Obgleich in dieser Studie Suszeptibilitätsartefakte zumindest in der BB  $T_1$ - und  $T_2$ -gewichteten Sequenz den Bildeindruck nicht wesentlich verschlechterten, wurde dennoch in der STIR-Sequenz deutlich bestätigt, dass 3.0 T anfälliger für Suszeptibilitätsartefakte ist als 1.5 T. Da dieses auf eine Verkürzung der  $T_2^*$ -Relaxationszeit bei 3.0 T zurückzuführen ist, welche neben  $T_2$ -



Effekten auch die Effekte der Magnetfeldinhomogenitäten beinhaltet, ist die Reduktion dieser Inhomogenitäten durch einen suffizienten aktiven Shim des Untersuchungsobjektes ein vorrangiges Ziel.[67, 71] Die Verkürzung der  $T_2^*$ -Relaxationszeit bedingt ferner eine Anpassung des Sequenzdesigns. Mit zunehmender TE fällt die Suszeptibilität heterogener aus und umso ausgeprägter sind die Artefakte. Um für ein gegebenes Gewebe die gleiche Signalamplitude bei höherem Feld zu erzielen, muss folglich die TE verkürzt werden, was zu einer Artefaktreduktion und einem höheren SNR führt. [79]