

II. MATERIAL UND METHODIK

1. Probandenkollektiv

In der Studie wurden 20 Probanden (9 Männer, 11 Frauen) im Alter von 22 bis 41 Jahren untersucht (Mittelwert: 28 ± 5). Voraussetzung für die Teilnahme war das Fehlen kardialer Vorerkrankungen. Daneben galten als weitere Ausschlusskriterien die üblichen Kontraindikationen einer MRT-Untersuchung wie Klaustrophobie und Metallprothesen etc. Alle Probanden wurden über den Ablauf und die möglichen Risiken der Untersuchung informiert und mussten ihre schriftliche Zustimmung zu dieser geben. Die Untersuchungen wurden jeweils am gleichen Tag durchgeführt und fanden im Zeitraum von Oktober 2003 bis September 2004 statt.

2. Technische Komponenten

2.1 MRT-Scanner

Die Untersuchungen wurden jeweils an einem Signa 1.5 T TwinSpeed mit Excite-Software (Ver.10 und 11) und einem Signa 3.0 T mit Excite-Software (Ver.10) der Firma General Electric (GE Healthcare Technologies, Milwaukee, WI, USA) durchgeführt. Der Röhrendurchmesser betrug für das Signa 1.5 T 60 cm und für das Signa 3.0 T 55 cm.

Beide Systeme wiesen ein Gradientensystem von maximal 40mT/m auf und eine „slew rate“ von 150T/m/s.

Die Akquisition der Bilder erfolgte beim 1.5.T Twinspeed im Zoom-Gradientenmodus. Dieser Modus zeichnet sich durch eine Optimierung der Amplitude und der Anstiegsrate innerhalb eines Untersuchungsbereichs aus und dient hauptsächlich zur Darstellung kleiner FOVs mit dünnen Schichten. Obgleich dieser Modus bei 3.0 T nicht verwendet wurde, war das FOV letztlich für beide Feldstärken gleich und betrug 36 x 36 cm.

2.2 Spulen

Die Signalexzitation erfolgte bei allen Sequenzen durch die eingebaute Körperspule, um ein möglichst homogenes B_1 -Feld zu erhalten. Zum Empfangen des Signals wurden für sämtliche Messungen an beiden Geräten 4-Kanal-Phased-Array-Oberflächenspulen der Firma GE verwendet. Phased-Array-Spulen bestehen aus mehreren Elementen, die auf der Vorder- und Rückseite des Thorax verteilt werden. Die Rekonstruktion eines Bildes erfolgt dann aus den von den einzelnen Spulenelementen akquirierten Bildern. Zwecks besserer Vergleichbarkeit beider Untersuchungen wurde bei dem 1.5 T Twinspeed anstelle der dedizierten Herz-Spule die größere Torso-Spule verwendet, da eine dedizierte Herzsule für das 3.0 T Gerät nicht zur Verfügung stand. Die Torso-Spule, deren einzelne Elemente bei beiden Feldstärken jeweils eine Größe von circa 22 x 28 cm hatten, ermöglicht eine komplette Abdeckung des Thorax.

2.3 Sequenzen

Das Arbeitsprotokoll war für beide MRT-Geräte identisch und umfasste SSFP-Sequenzen, zu welchen auch die FIESTA-Sequenz gehört, T_1 - und T_2 -gewichtete FSE-Sequenzen mit Double-Inversion-Recovery-Technik und Triple-Inversion-Recovery-Sequenzen (STIR).

Die FIESTA-Sequenzen wurden mit und ohne Verwendung der parallelen Bildgebung (ASSET) durchgeführt und Bilder in drei Schnittebenen akquiriert:

der 2-Kammerblick des linken Ventrikels in der langen und kurzen Achse und der 4-Kammerblick. Für die FSE-Sequenzen wurde jeweils nur der 2-Kammerblick in der kurzen Achse akquiriert.

2.3.1 FIESTA-Sequenz

Für beide Feldstärken wurden, mit Ausnahme des Flipwinkels, identische Scanparameter verwendet. Die TR betrug bei allen Schnitten im Mittel 3,4 ms (minimum) und die TE 1,5 ms. Als Schichtdicke wurden 8 mm gewählt und ein FOV von 36 cm. Das Phase-FOV betrug 1,0, die Matrix 224^2 .

Die Flipwinkel betragen beim 1.5 T Twinspeed 45° und bei 3.0T 30°, retrospektives Gating, 50 Phasen pro Herzzyklus.

2.3.2 FIESTA-ASSET-Sequenz

Die FIESTA-ASSET-Sequenz wurde mit den Parametern der FIESTA-Sequenz durchgeführt. Entsprechend dem SENSE-Algorithmus kann der Beschleunigungsfaktor R maximal der Anzahl der Spulenelemente in der verwendeten Phased-Array-Spule entsprechen. Da sich bei zunehmendem R nachteilige Effekte auf das SNR, das Rauschen sowie die Bildrekonstruktion ergeben, wurde bei der 4-Kanal-Phased-Array-Oberflächenspule von einem maximalen R von 4 abgesehen und stattdessen ein Beschleunigungsfaktor von 2 verwendet.[65]

Die TR betrug im Mittel 3,4 ms bei einer TE von 1,5 ms. Die Schichtdicke betrug 8 mm und das FOV 36x36 cm bei einer Matrix von 224². Wegen der SAR-Limitationen wurde der Flipwinkel auch bei der ASSET-Sequenz von 45° bei 1.5T auf 30° bei 3.0T gesenkt.

Für die Ermittlung der räumlichen Empfindlichkeitsinformationen jedes einzelnen Spulensegmentes ist ein Kalibrierungsscan vor den eigentlichen pMRT-Messungen nötig.[54] Im Rahmen der sog. „ASSET-Calibration“ wurde für jede Einzelspule ein niedrig aufgelöster, mit allen Phasenkodierschritten versehener 2D-Datensatz aufgenommen und aus diesem eine Spulensensitivitätskarte ermittelt. Diese diente als Grundlage für die folgenden Messungen. Das FOV betrug bei beiden Feldstärken 48x48 cm und deckte somit weitgehend den Thorax der Versuchsperson ab, um Bildartefakte durch eine fehlerhafte Sensitivitätsbestimmung zu vermeiden. [65, 66]

Sequenzparameter FIESTA ASSET-CALIBRATION-Scan:

1.5 T: TR: 150 ms, TE 1,4 ms, Schichtdicke: 8 mm, FOV: 48x48 cm, Matrix 32x32, NEX: 1

3.0 T: TR: 250 ms, TE 1,4 ms, Schichtdicke 8 mm, FOV: 48x48 cm, Matrix 32x32, NEX: 1

Retrospektives Gating, 50 Phasen pro Herzzyklus.

2.3.3 FSE – „Black Blood“ - Sequenzen

T₁-FSE (double inversion recovery) 2-Kammerblick kurze Achse

Die TR betrug 2 RR-Intervalle, TE: 40 ms, Schichtdicke: 8 mm, FOV sowohl für 1.5 T als auch 3.0 T konstant (350-400 mm), PhaseFOV: 0,75, Matrix: 256², Echo Train Length (ETL): 32, Receiver Bandbreite: ± 62,5 kHz, totale Akquisitionszeit (TA) waren 16 Herzschläge.

T₂-FSE 2-Kammerblick kurze Achse

TR: 2 RR-Intervalle, TE: 90 ms, Schichtdicke: 8 mm, FOV sowohl für 1.5 T als auch 3.0 T konstant (350-400 mm), Phase FOV: 0,75, Matrix: 256², ETL: 32, Receiver Bandbreite: ± 62,5 kHz, TA: 16 Herzschläge.

Bei 3.0 T wurde aufgrund der längeren T₁-Relaxationszeiten bei den Black-Blood-Sequenzen die zeitliche Verzögerung nach dem zweiten 180°-Puls automatisch erhöht, um eine ausreichende Unterdrückung des Blutsignals zu erhalten.[67]

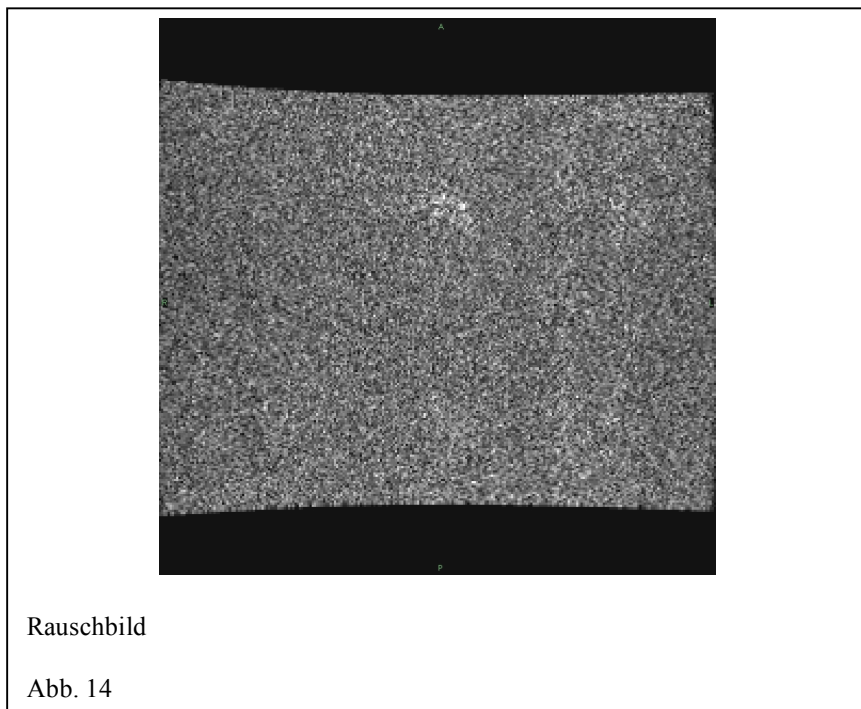
STIR-Sequenz - 2-Kammerblick kurze Achse

TR: 2 RR-Intervalle, TE: 90 ms, TI: 150 ms, Schichtdicke: 8 mm, FOV sowohl für 1.5 T als auch 3.0 T konstant (350-400 mm), Phase FOV: 0,75, Matrix: 256², ETL: 32, Receiver Bandbreite ± 62,5 kHz, TA: 16 Herzschläge.

2.3.4 Rauschsequenz

Einer der Hauptunterschiede zwischen normaler MRT und der MRT unter Einsatz paralleler Bildgebung ist, dass die Rekonstruktions-Algorithmen bei der pMRT räumlich nicht orthogonal zueinander stehen, wie dies bei den normal akquirierten Bildern der Fall ist. Als Folge ist die Rekonstruktionsmatrix nicht einheitlich, sondern es kommt zu einem räumlich variierenden Anstieg des Rauschens über das gesamte Bild.[54, 68] Verschiedene Studien haben gezeigt, dass sich die herkömmliche Bestimmung des SNR durch das Setzen zweier ROIs in einem Bild (1.ROI im Gewebe, dessen Signal bestimmt werden soll, 2. ROI im Bildhintergrund) für mit pMRT akquirierte Bilder nicht eignet, weil sich das in einer Region zur SNR-Bestimmung bestimmte Rauschen von dem Rauschen in anderen Regionen unterscheiden kann und

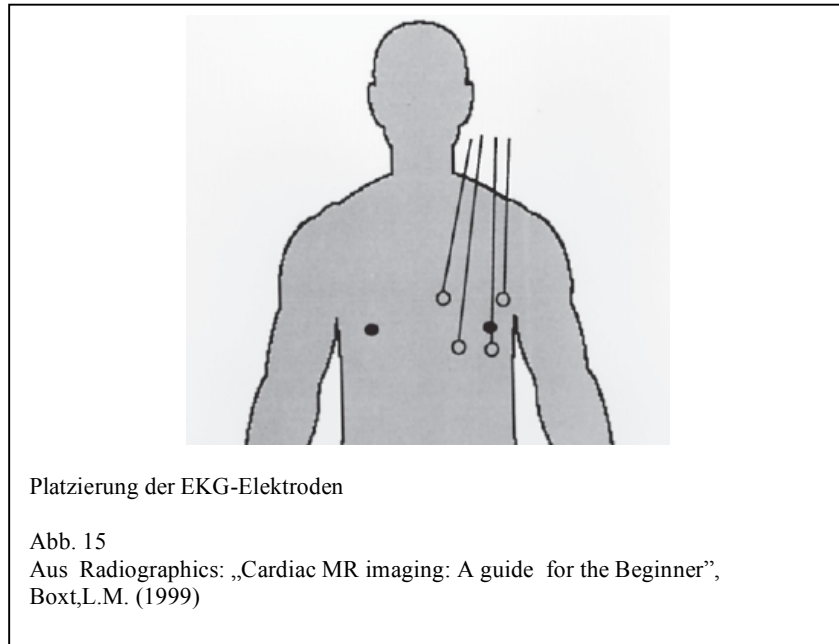
es somit konsekutiv zu falschen Werten für das SNR kommt. [69] Vor diesem Hintergrund wurde ein separates Rausch-Bild akquiriert, bei welchem die Amplitude des Anregungs-Impulses auf null gesetzt wurde.[67] Das entstandene Bild repräsentiert die Rausch-Eigenschaften bei fehlender Beeinflussung durch Bild- und Rekonstruktionsartefakte (s. Abb. 14).



2.4 EKG-Triggerung und Atemkontrolle

Zur Vermeidung von Bewegungsartefakten wurden alle Aufnahmen mit EKG-Triggerung und Atemanhalte-technik erhoben. Durch das Anlegen eines Atemgurtes konnte die Atembewegung visuell an der MRT-Konsole nachvollzogen werden. Die Messungen wurden bei Erreichen der endexpiratorischen Atemlage und einem Atemanhaltekommando gestartet.

Die Bilder der FSE-Sequenzen wurden mittels prospektiver EKG-Triggerung, die Bilder der funktionellen SSFP-Sequenzen mittels retrospektivem Gating akquiriert. Die EKG-Elektroden wurden nach dem in Abbildung 15 dargestellten Schema in einem Abstand von mindestens 10 cm zueinander im Bereich der linken Brust platziert.

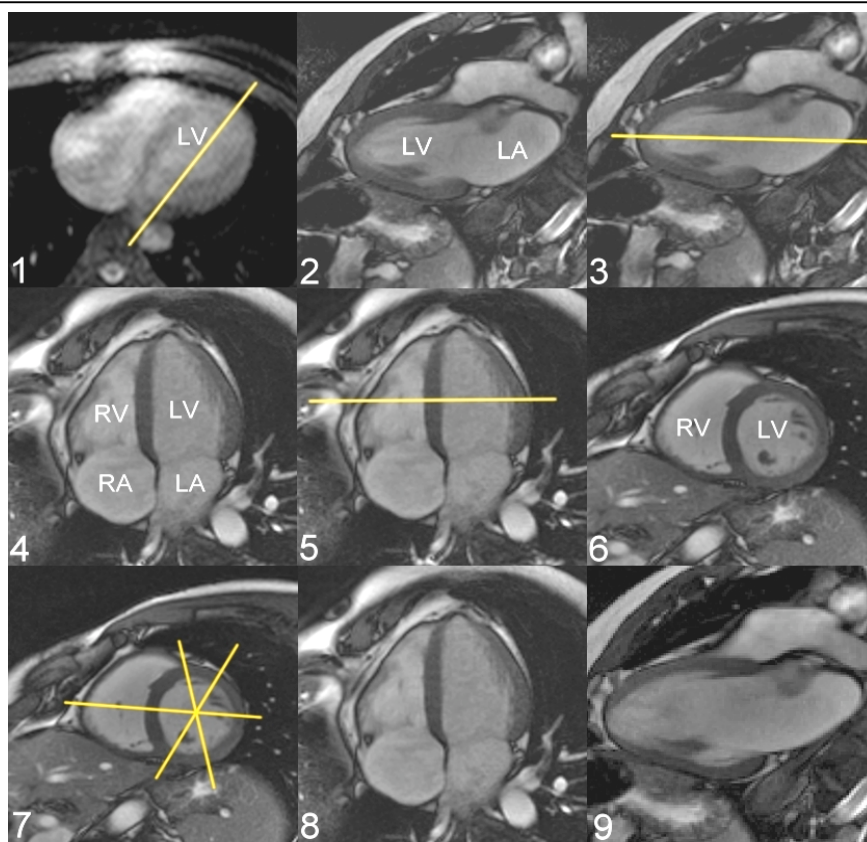


2.5 Herzebenen

In der Ganzkörper-MRT werden Schnittebenen eingesetzt, die sich an der Körperachse orientieren. Diese sind die axiale, die sagittale und die koronare Ebene. Aufgrund seiner Lage im menschlichen Körper empfiehlt es sich für das Herz, neben den üblichen Ebenen weitere Schichtpositionen zu bestimmen, die sich an den herzeigenen Achsen, insbesondere der des linken Ventrikels orientieren.[46] Hierzu gehört unter anderem der 4-Kammer-Blick („horizontal long axis view“, HLA, 4 KB), der 2-Kammer-Blick des linken Ventrikels in der langen Achse („vertical long axis view“, VLA, LA)) und der 2-Kammer-Blick des linken Ventrikels in der kurzen Achse („short axis view“, SA).

Zum Erstellen der Ebenen werden zunächst axiale Planungsbilder verwendet, auf denen Mitralklappenebene und Herzspitze dargestellt sind (Abb. 17). Durch Ziehen einer Planungslinie, welche das Herz in der Mitte der Mitralklappenebene und die Herzspitze schneidet, erhält man die vertikale lange Achse (2-Kammer-Blick). Abgebildet werden auf dieser der linke Vorhof und der linke Ventrikel. Der 4 KB wird durch Legen einer weiteren Planungslinie in der langen Achse, welche durch die Herzspitze und durch die Mitte der Mitralklappe zieht, erlangt. Diese schon aus der Echokardiographie bekannte Ebene bildet beide Vorhöfe und Ventrikel ab. Diese Ebene dient wiederum der Planung der kurzen Achse. Hierzu wird die Planungslinie parallel zur

AV-Klappenebene positioniert. Zur Darstellung kommen der kreisrund angeschnittene linke Ventrikel und der rechts von ihm liegende rechte Ventrikel. Zur optimierten Darstellung und Reproduzierbarkeit der langen Achsen werden schließlich auf dem SA-Bild weitere drei im Winkel von jeweils 60° zueinander stehende Achsen eingezeichnet, so dass ein weiterer „korrigierter“ 2-Kammer-Blick LA und ein 4KB erhalten werden. Eine weitere dritte Ebene, der sog. „left ventricular outflow tract“ (LVOT), stellt neben dem linken Ventrikel zusätzlich seine Ein- und Ausflussbahn dar. Diese Einstellung entspricht der parasternalen langen Achse aus der Echokardiographie.



Scanebenenplanung

- 1 Axiales Planungsbild
- 2/9 2-Kammer-Blick lange Achse (LA) / korrigierte LA
- 4/8 4-Kammer-Blick (4KB) / korrigierter 4KB
- 6 2-Kammer-Blick kurze Achse, SA

Abb. 17

2.6 Spezifische Absorptionsrate (SAR)

Bei der MRT erfolgt, wie oben bereits erläutert, eine Anregung der Spins mittels Hochfrequenzimpulsen (HF-Impulse). Hierbei wird Energie von der Radiofrequenzspule auf das untersuchte Objekt transferiert. Die spezifische Absorptions-Rate (SAR in W/kg) ist ein Maß für die vom Gewebe pro Zeiteinheit aufgenommene Energie, welche zu einer Erhöhung der Temperatur in diesem führt, bedingt durch induzierte elektrische Gewebeströme und den elektrischen Widerstand der Gewebe.[70]

Die SAR ist proportional zum Quadrat des Flipwinkels sowie zum Quadrat des statischen Magnetfeldes B_0 . Hierdurch wird bei 3.0 T gegenüber 1.5 T unter Verwendung der gleichen HF-Impulse theoretisch die 4-fache Energie im Gewebe deponiert.[71] Darüber hinaus ist die SAR proportional zum so genannten „Duty cycle“ T_p/TR , d.h. zum Verhältnis zwischen Dauer des HF-Impulses und dem zeitlichen Abstand zwischen zwei aufeinander folgenden Impulsen, also der TR.

Um ein Überschreiten der SAR-Limitationen zu vermeiden und dennoch ein maximales CNR zwischen Myokard und der Herzkammer bei kürzest möglicher TE und TR zur erhalten, wurde in Analogie zu anderen Studien der Flipwinkel bei 3.0 Tesla auf 30° reduziert.[72-74]

3. Untersuchungsablauf

Nach einem ausführlichen Aufklärungsgespräch folgte ein gemeinsames Ausfüllen des Aufklärungsbogens mit schriftlicher Einverständniserklärung des Probanden.

Anschließend wurde der Proband in Rückenlage fußwärts (feet first) auf dem Untersuchungstisch gelagert. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Schultern sich auf Höhe des Oberrands des unteren Teils der Oberflächenspule befanden, um eine optimale Thoraxabdeckung zu gewährleisten. Nach Anlage der EKG-Elektroden und des Atemgurtes wurde der obere Spulenteil herzorientiert auf den Thorax aufgelegt und fixiert. Danach wurde der Tisch automatisch in die Ausgangsstellung gefahren.

Über eine Sprechanlage standen der Proband und das Personal in ständigem Kontakt, so dass jeweils eine kurze Erklärung über den Verlauf der Messungen und die nötigen Atemkommandos gegeben werden konnten. Nach Erfassung der Übersichtsaufnahmen in den drei Hauptebenen axial, koronal und sagittal mittels eines Real-Time-Localizers wurden die Schnittebenen für die weiteren Sequenzen anhand dieser Aufnahmen geplant.

Die Akquisition der FIESTA-Sequenzen erfolgte im 4KB, 2-Kammer-Blick lange Achse (LA) und 2-Kammer-Blick kurze Achse (SA - mittventrikulär) mit jeweils einer Schicht. Für die Gegenüberstellung von pMRT und normaler Bildgebung wurden für jede der o.g. Schnittebenen jeweils eine FIESTA ASSET- und eine FIESTA-Sequenz durchgeführt, so dass insgesamt sechs SSFP-Schnitte unterschiedlicher Orientierung pro Patient im Protokoll enthalten waren.

Bei der FSE BB T_1 , FSE BB T_2 und STIR-Sequenz wurde jeweils eine Schicht im 2-Kammer-Blick SA und eine Schicht im 4-Kammer-Blick gescannt, wobei letzterer für die Beurteilung der AV-Klappen nötig war. Da Bildartefakte unter anderem durch eine inkorrekte Abstimmung des dynamischen Bereichs der HF-Empfangseinheit bedingt sein können, wurde vor jeder Messung ein „Prescan“ durchgeführt, welcher die Abgleichung des dynamischen Bereichs der HF-Empfangseinheit beinhaltet.[66]

4. Auswertung

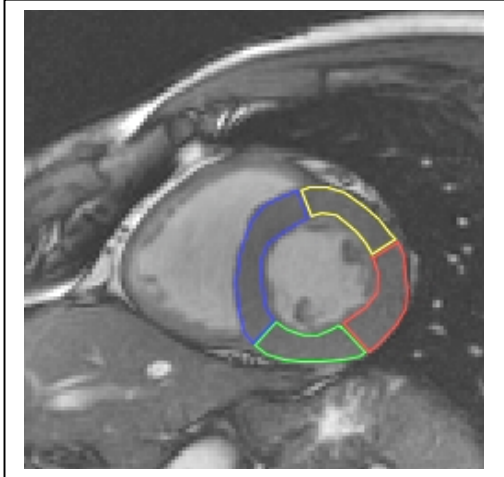
Die Auswertung gliederte sich in einen quantitativen und einen qualitativen Teil.

4.1 Quantitative Auswertung

Für den quantitativen Vergleich der einzelnen akquirierten Bilder wurden für alle Sequenzen das SNR und das CNR bestimmt. Hierzu wurde das linksventrikuläre Myokard bei den CINE-Sequenzen (FIESTA und FIESTA ASSET) und FSE-Sequenzen in mehrere Segmente (Region-of-interest, ROI) unterteilt und in diesen die mittlere Signalintensität (SI) samt Standardabweichung ermittelt. Bei den Cine-Sequenzen wurde als Referenz jeweils das endsystolische Bild verwendet, da das Myokard des linken Ventrikels hier die größte Dicke aufweist und somit am eindeutigsten zu messen ist.

Für die Bestimmung des CNR wurde eine zusätzliche ROI mit einer Fläche von 180mm^2 in das Cavum des linken Ventrikels gelegt.

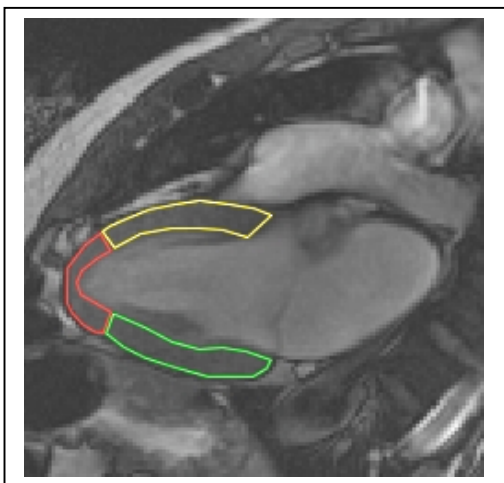
Für den linken Ventrikel ergaben sich in Abhängigkeit von der Scanebene die in den Abbildungen 18-20 dargestellten Myokardsegmente.



Myokardsegmente SA

Gelb: Anteriores Segment
 Rot: Laterales Segment
 Grün: Posteriores Segment
 Blau: Septales Segment

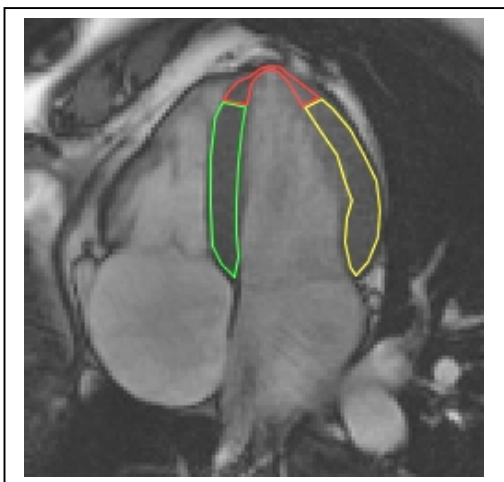
Abbildung 18



Myokardsegmente LA

Gelb: Anteriores Segment
 Rot: Apikales Segment
 Grün: Inferiores Segment

Abbildung 19



Myokardsegmente 4 KB

Gelb: Laterales Segment
 Rot: Apikales Segment
 Grün: Septales Segment

Abbildung 20

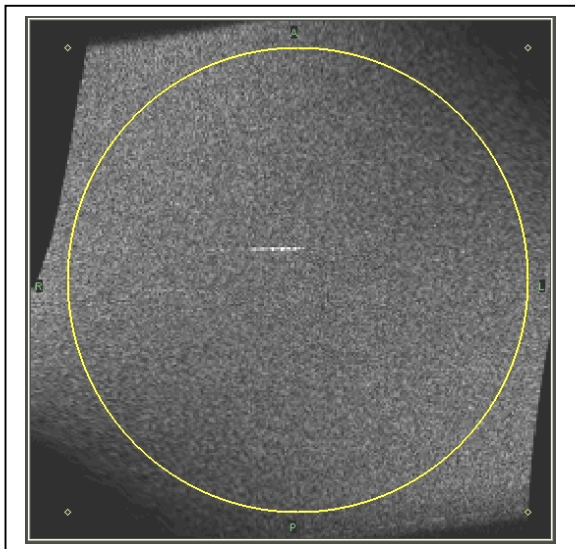
Die Bestimmung des SNR erfolgte durch Division der mittleren SI der ROI des jeweiligen Myokardabschnittes mit der Standardabweichung (SD) des Rauschens gemäß Formel 1 [75]. Das CNR ergab sich aus dem Quotienten der Differenz von mittlerer SI in der Herzhöhle und mittlerer SI Myokard und der SD des Rauschens gemäß Formel 2.

Für die SNR- und CNR-Bestimmung des gesamten linken Myokards wurde der Quotient aus der Summe der SI der einzelnen ROIs gebildet.

$$SNR = \frac{\text{mittlere } SI_{LV \text{ Myokard}}}{SD_{\text{Rauschen}}} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{(\text{mittlere } SI_{LV \text{ Cavity}} - \text{mittlere } SI_{LV \text{ Myokard}})}{SD_{\text{Rauschen}}} \quad (2)$$

Bei den SSFP- und FSE-Sequenzen ist der für die SNR-/ CNR-Berechnung verwendete Rauschwert gegeben durch die SD der SI einer zirkulären ROI (10000 mm²), welche in das separat akquirierte Rauschbild gesetzt wurde. (s. Abb. 21)



Rauschbild

Durch Verringerung der Amplitude des Anregungs-Impulses auf null wurde ein Bild erzeugt, welches die Rausch-eigenschaften bei fehlender Beeinflussung durch Bild- und Rekonstruktionsartefakte darstellt.

Abbildung 21

4.2 Qualitative Auswertung

Die qualitative Beurteilung der SSFP- sowie der FSE-Sequenzen erfolgte durch zwei Beobachter in einem randomisierten Blindversuch. Die Beobachter waren weder über die Feldstärke noch über den Scanmodus informiert.

Die Auswertung erfolgte für jede zu benotende Eigenschaft anhand einer Fünf-Punkte-Skala.

Als zu bewertende Eigenschaften wurden festgelegt:

- Gesamtbildqualität
- Qualität einzelner Bildanteile
 - linker Ventrikel
 - rechter Ventrikel
 - AV-Klappen
 - Perikard
- Suszeptibilitätsartefakte (in einzelnen Herzsegmenten)
- Bewegungsartefakte (linker/rechter Ventrikel)
- Flussartefakte (linker/rechter Ventrikel)
- Shadingartefakte

Für die Gesamtbildqualität wurden als Noten festgelegt:

- 5 = Bildqualität sehr gut, keine Artefakte
- 4 = gut, wenig Artefakte
- 3 = befriedigend, mehrere Artefakte ohne wesentlichen Einfluss auf die Bildqualität
- 2 = mäßig bis schlecht, die Bildqualität wird durch Artefakte deutlich herabgesetzt
- 1 = sehr schlecht, Herzmorphologie durch Artefakte nicht beurteilbar.

Für die Qualität einzelner Strukturen galt:

- 5 = sehr gute Abgrenzbarkeit
- 1 = keine Abgrenzbarkeit.

Beurteilung der AV-Klappen

- 5 = Segel + Chordae tendinae abgrenzbar
- 4 = Einzelne Klappensegel abgrenzbar
- 3 = Klappen abgrenzbar
- 2 = Klappen partiell abgrenzbar
- 1 = Klappen nicht abgrenzbar

Beurteilung von Suszeptibilitäts-, Shading-, Bewegungs- und Flussartefakten:

- 5 = keine nennenswerten Artefakte
- 1 = zahlreiche Artefakte mit deutlicher Herabsetzung der Bildqualität.

Nach der getrennten Beurteilung verglichen die Beobachter ihre Benotungen und einigten sich für jeden einzelnen Fall auf einen Konsensus-Wert.

4.3 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS, Version 13.

Für beide Feldstärken wurden der Mittelwert (MW), die mittlere Standardabweichung (SD), der Median (MD) und der Minimal- (Min) und Maximalwert (Max) sowohl für die Daten der quantitativen als auch der qualitativen Auswertung ermittelt.

Das Vorliegen einer statistischen Signifikanz bestehender Unterschiede zwischen den einzelnen Werten wurde aufgrund der Fallzahl von 20 mittels des Wilcoxon-Tests für nicht parametrische Daten geprüft.

Ein Unterschied zwischen den Ergebnissen von 1.5 T und 3.0 T sowie normaler und pMRT wurde als statistisch signifikant angesehen bei einem Wert für $p < 0,05$ und als hoch signifikant bei einem Wert von $< 0,01$.