

Aus dem Institut für Radiologie
am Campus Charité Mitte der Medizinischen Fakultät Charité
Universitätsmedizin Berlin

Dissertation

Kardiale Bildgebung in einem offenen 1,0 Tesla- Magnetresonanztomographen und Vergleich mit einem konventionellen 1,5 Tesla Tunnelsystem

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Mareile Harenberg, geb. Wörner

aus Bünde

Datum der Promotion: 18.12.2020

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

ZUSAMMENFASSUNG (DEUTSCH)	IV
ABSTRACT (ENGLISH)	VI
ABKÜRZUNGEN	VIII
1 EINLEITUNG	1
1.1 MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE (MRT) IN DER KARDIOLOGISCHEN DIAGNOSTIK	1
1.1.1 EINSATZMÖGLICHKEITEN DER KARDIALEN MRT (CMR)	1
1.1.2 VOR- UND NACHTEILE DER MRT IN DER KARDIALEN BILDGEBUNG GEGENÜBER DER ECHOKARDIOGRAPHIE	3
1.1.3 STELLENWERT DER MRT UND VORTEILHAFTE ASPEKTE GEGENÜBER ANDEREN BILDGEBENDEN VERFAHREN IN DER KARDIOLOGISCHEN DIAGNOSTIK	4
1.2 BESONDERHEITEN DER KARDIALEN MRT (CMR)	5
1.2.1 ARTEFAKTE	5
1.2.2 TRIGGERVERFAHREN	6
1.2.3 SPEZIELLE SEQUENZEN IN DER KARDIALEN MRT	7
1.2.4 KONTRASTMITTELEINSATZ IN DER KARDIALEN MRT	9
1.3 ENTWICKLUNG OFFENER MR-TOMOGRAPHEN	11
1.4 SIGNAL-ZU-RAUSCH-VERHÄLTNIS	13
1.4.1 EINFLUSS DER FELDSTÄRKE AUF DAS SIGNAL-ZU-RAUSCH-VERHÄLTNIS	13
1.4.2 WEITERE EINFLUSSFAKTOREN AUF DAS SIGNAL-ZU-RAUSCH-VERHÄLTNIS	14
1.5 POTENTIELL VORTEILHAFTE ASPEKTE DER OFFENEN MRT GEGENÜBER DEM GESCHLOSSENEN SYSTEM	17
1.5.1 ADIPÖSE PATIENTEN	17
1.5.2 KLAUSTROPHOBISCHE PATIENTEN	17
1.5.3 MR-TOMOGRAPHIE IN DER SCHWANGERSCHAFT	19
1.5.4 BEWEGUNGSARTEFAKTE	19
1.6 FRAGESTELLUNG UND ZIELE DER ARBEIT	20
2 MATERIAL UND METHODEN	22
2.1 PATIENTENKOLLEKTIV	22

2.2	AUFBAU DES TOMOGRAPHEN	22
2.3	PULSSEQUENZEN	24
2.3.1	STEADY-STATE-FREE-PRECESSION (SSFP-SEQUENZEN)	24
2.3.2	FSE-SEQUENZEN (SCHNELLES SPINECHO) BEI 1,5 T (T1 UND T2, STIR)	25
2.3.3	TSE-SEQUENZEN (SCHNELLES SPINECHO) BEI 1,0 T (T1 UND T2, STIR)	25
2.3.4	PERFUSION	25
2.3.5	SPÄTANREICHERUNG DES HERZENS	25
2.4	EKG-TRIGGERUNG UND ATEMKONTROLLE	26
2.5	PLANUNG DER SCHICHTORIENTIERUNGEN	27
2.6	UNTERSUCHUNGSABLAUF	27
2.7	AUSWERTUNG	28
2.7.1	QUANTITATIVE AUSWERTUNG	28
2.7.2	QUALITATIVE AUSWERTUNG	30
2.7.3	STATISTISCHE ERGEBNISANALYSE	33
3	<u>ERGEBNISSE</u>	<u>34</u>
3.1	QUANTITATIVE AUSWERTUNG	37
3.1.1	SIGNAL-ZU-RAUSCH-VERHÄLTNIS (SNR)	37
3.1.2	KONTRAST-ZU-RAUSCH-VERHÄLTNIS (CNR)	38
3.2	QUALITATIVE AUSWERTUNG	39
3.2.1	MITTELWERTE BZGL. DER ERKENNBARKEIT VON HERZSTRUKTUREN UND GESAMTEINDRUCK AUF EINER SKALA VON 1 (SCHLECHT) BIS 5 (SEHR GUT)	39
3.2.2	MITTELWERTE ARTEFAKTE	40
3.2.3	BILDQUALITÄT IN BEZUG AUF DAS AUFTRETEN VON ARTEFAKTEN	43
3.2.4	AUFTRETENSHÄUFIGKEIT EINES LATE-ENHANCEMENT NACH MYOKARDSEGMENTEN	44
3.2.5	VORHANDENSEIN EINES LATE-ENHANCEMENT	45
3.2.6	SEGMENTALE ÜBEREINSTIMMUNG DES LATE-ENHANCEMENT	46
3.2.7	LATE-ENHANCEMENT IN BEZUG AUF DIE MYOKARDSEGMENTE UND DIE TRANSMURALITÄT BEI DEN PATIENTEN MIT EINEM BEKANNTEN MYOKARDINFARKT BZW. EINER MYOKARDITIS	47
3.2.8	ZUORDNUNG UND AUSDEHNUNG EINES PERFUSIONSDEFIZITES	49
4	<u>DISKUSSION</u>	<u>51</u>
4.1	SIGNAL-ZU-RAUSCH-VERHÄLTNIS	51
4.2	KONTRAST-ZU-RAUSCH-VERHÄLTNIS	55
4.3	ABGRENZBARKEIT EINZELNER STRUKTUREN	56
4.4	ARTEFAKTE	56

4.4.1	ABSCHATTUNGSARTEFAKTE	56
4.4.2	BEWEGUNGSARTEFAKTE	57
4.4.3	GESAMTQUALITÄT IN BEZUG AUF ARTEFAKTE	58
4.5	GESAMTEINDRUCK	58
4.6	PERFUSION UND LATE-ENHANCEMENT	59
4.7	LIMITATIONEN DER STUDIE	62
5	SCHLUSSFOLGERUNG	63
6	LITERATURVERZEICHNIS	64
	EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	75
	LEBENS LAUF	76
	DANKSAGUNG	77

Zusammenfassung (Deutsch)

Einleitung: Die kardiale Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) im geschlossenen System (Tunnel-MRT) gilt als Referenzstandard für die Funktionsanalyse des Herzens. Nachteile der Bildgebung gelten besonders für klaustrophobische und sehr adipöse Patienten. Durch die Entwicklung neuer, offener Hochfeldsysteme ab 1,0 T haben sich die technischen Voraussetzungen für die kardiovaskuläre Bildgebung in der offenen MRT deutlich verbessert. Ziel der vorliegenden, retrospektiv angelegten Arbeit ist der Vergleich von quantitativ erhobenen Bilddaten sowie der Bildqualität durch unabhängige Untersucher im herkömmlichen Tunnelsystem bei 1,5 Tesla im Vergleich zur offenen MRT bei 1,0 Tesla.

Methodik: Es wurden 33 normalgewichtige Personen (Alter 20 bis 65 Jahre, 20 Männer, 13 Frauen) in die Studie eingeschlossen, davon hatten 6 eine bekannte koronare Herzkrankheit und 3 eine bioptisch gesicherte Myokarditis. Die Patienten waren in einem Signa 1,5 T TwinSpeed MRT mit Excite-Technologie der Firma General Electric (GE Healthcare Technologies, Milwaukee, WI, USA) und einem 1,0 T Panorama open MRT mit SofTone Software (Philips Medical Systems, Best, Niederlande) untersucht worden. Das Arbeitsprotokoll war für beide Geräte identisch und umfasste SSFP-Sequenzen, zu denen die 2D-FIESTA beim 1,5 T und die 2D-BTFE-Sequenzen beim offenen MRT gehörten, sowie T1- und T2-gewichtete FSE-Sequenzen mit Double-Inversion-Recovery-Technik (Black Blood) und bei 21 der 33 Patienten Triple-Inversion-Recovery-Sequenzen nach Gabe von Kontrastmittel (n = 21).

Ergebnisse: Die quantitativen Ergebnisse zeigen abgesehen von den T2-gewichteten Sequenzen keine signifikanten Unterschiede in der Bildgebung bei 1,0 T im offenen System im Vergleich zum 1,5 T im Tunnelsystem. Das SNR ist im Mittel aufgrund der verminderten Feldstärke im offenen System bei allen eingesetzten Sequenzen außer der STIR-Sequenz niedriger, es nimmt jedoch nicht linear zur Abnahme der Feldstärke ab. Die Ergebnisse der Untersucher zur Gesamtqualität der Bildgebung mit und ohne Artefakte zeigten keine signifikanten Unterschiede in den beiden diagnostischen MRT-Verfahren bei den Cine-Sequenzen LA, SA und 4KB, den BBT1-, T2- und den STIR-Sequenzen. In Bezug auf die Beurteilung und Aufdeckung eines Late-Enhancement sowie eines Perfusionsdefizites zeigte sich kein signifikanter Unterschied mit den beiden MRT-Techniken.

Schlussfolgerung: Performance und Durchführbarkeit sowie quantitativ erhobene Parameter der Bildgebung im 1,5 T-Tunnelsystem und im 1,0 T- offenen MRT sowie die qualitative Gesamtbeurteilung der Bildsequenzen mit und ohne Artefakte zeigen keine signifikanten Unterschiede zugunsten des geschlossenen Systems. Das offene MRT lässt sich insbesondere bei Optimierung einzelner Sequenzparameter wie des FOV und der Echozuglänge gleichwertig zum „Goldstandard“ für die Routinediagnostik kardialer Erkrankungen einsetzen. Dies ist in Bezug auf Pathologien wie ein Late- Enhancement und ein Perfusionsdefizit endgültig an einem großen Patientenkollektiv zu sichern.

Abstract (english)

Background: Cardiac magnetic resonance imaging (MRI) as a closed bore system is considered as gold standard for the functional analysis of the heart. The availability is limited for claustrophobic and obese patients. Therefore, open MRI systems were developed and improved by high-field systems at 1.0 T. Aim of this retrospective study was a comparison of quantitative image data as well as the image quality of traditional closed bore MRI at 1.5 T with an open MRI at 1.0 T by independent readers.

Methods: 33 normal-weight people (aged 20 to 65 years) without cardiac diseases (n = 24), with known coronary artery disease (n = 6) or biopsy-proven myocarditis (n = 3) were included in the study. The patients were examined in a Signa 1.5T Twin Speed MRI with Excite technology from General Electric (GE Healthcare Technologies, Milwaukee, WI, USA) and a 1.0 T MRI with panoramic open SoftOne software (Philips Medical Systems, Best, Netherlands). The applied protocol was identical for both systems and included SSFP sequences at which the 2D-FIESTA (1.5 T) and the 2D-BTFE sequences in open MRI belonged, and T1- and T2-weighted FSE sequences with Double Inversion -Recovery technique (Black Blood) and triple inversion recovery sequences after substitution of contrast medium in 21 patients (n = 21).

Results: The quantitative results show apart from the T2-weighted sequences no significant differences in the imaging at 1.0 T and 1.5 T systems. The SNR is lower on average except the STIR sequence, it does not decrease linearly to the field strength. The results of the readers on the quality of imaging with and without artefacts showed no differences with the two diagnostic MRI procedures at the Cine-sequences LA, SA and 4KB, the BBT1, T2- and STIR-sequences. In regard to the assessment and detection of late enhancement and a perfusion deficit showed also no significant difference with the two MRI techniques.

Conclusion: Performance and feasibility as well as quantitative parameters collected in the imaging 1.5T tubes system and the 1.0 T open MRI and qualitative overall assessment of image sequences with and without artefacts show no significant differences in favour of the closed system. The open MRI can be equivalent by optimizing individual sequence parameters such as the field of view (FOV) and the echo train length for the "gold standard" for routine diagnosis of cardiac diseases. In respect

to pathology a late enhancement and a perfusion deficit must be approved with a larger number of subjects.

ABKÜRZUNGEN

4KB	4-Kammer-Blick
Ant	Anterior
Api	Apikal
AV-Klappen	Atrioventrikularklappen
BB	Black-blood
B- TFE	Balanced turbo field echo (Philips)-Äquivalent zu true- FISP (Siemens) und FIESTA (GE)
CMR	cardiac magnetic resonance
CT	Computertomographie
CNR	contrast to noise-ratio (Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis)
EKG	Elektrokardiographie
EF	Ejektionsfraktion
FID	free induction decay (freier Induktionszerfall)
FIESTA	Fast imaging employing steady state acquisitions (GE)-Äquivalent zu B-TFE (Philips) und True-FISP (Siemens)
FLASH	
FOV	field of view (Untersuchungsfeld)
FSE	fast-spinecho (schnelles Spinecho)
GE	General Electric
GRE	Gradienten-Echo
HCM	hypertrophic cardiomyopathy (Hypertrophe Kardiomyopathie)
HF-Impuls	Hochfrequenzimpuls
Inf	Inferior
IR	Inversion-recovery (Inversions-Rückführ-Sequenz)
KHK	Koronare Herzkrankheit
LA	2-Kammer-Blick lange Achse
Lat	Lateral
LE	Spätanreicherung (engl.: Late-Enhancement)
LPO	Left posterior oblique

LV	Linker Ventrikel / links ventrikulär
Max	Maximum
MD	Median
Min	Minimum
MRT	Magnetresonanztomographie
MSE	Mehrfaches Spin-Echo (engl.: multi-spinecho)
Ms	Millisekunden
MW	Mittelwert
n. s.	nicht signifikant
p. a.	postero-anterior
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
post.	posterior
rA	Rechter Vorhof / rechts atrial
RAO	right anterior oblique
RF-Impuls	Radiofrequenzimpuls
ROI	Untersuchungsregion (Region of Interest)
RV	Rechter Ventrikel / rechts ventrikulär
SA	2-Kammer-Blick kurze Achse (short axis)
SAR	Spezifische Absorptionsrate (specific absorption rate)
SCIC	Oberflächenspulen-Intensitätskorrekturfilter (surface coil intensity correction)
SD	Standardabweichung (standard-deviation)
SE	Spinecho
sec	Sekunden
Sept	septal
SI	Signalintensität
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise ratio)
SPECT	Einzelphotonen-Emissions-Computertomographie (single photon emission computed tomography)
SSFP	Fließgleichgewicht (engl.: steady state free precession)
STEMI	ST-Hebungsinfarkt (engl.: ST-elevation myocardial infarction)

STIR	short-tau-inversion-recovery
TEE	Transösophageale Echokardiographie
TE	Echozeit (echo time)
TI	Inversionszeit (inversion time)
TR	Repetitionszeit, (repetition time)
TSE	Turbo Spin Echo (Philips, Siemens)- entspricht fast spinecho FSE der Firma GE

1 Einleitung

1.1 Magnetresonanztomographie (MRT) in der kardiologischen Diagnostik

Mit der Entwicklung der MRT durch Paul Christian Lauterbur [1] und Sir Peter Mansfield [2], die für ihre bahnbrechenden Erfindungen der MRT 2003 den Nobelpreis für Medizin erhielten [3], ist die radiologische Bildgebung revolutioniert worden. Die MRT erreichte einen Durchbruch in der klinischen Routine und wird seitdem im klinischen Alltag eingesetzt und hat in den letzten Jahren als nicht-invasives bildgebendes Verfahren immer mehr an Bedeutung gewonnen. Auch die kardiale MRT (CMR) wird mehr und mehr in der täglichen Routine genutzt. Sie liefert detaillierte Informationen über kardiale Anatomie, Funktion und hämodynamische Parameter bei Patienten mit strukturellen Herzerkrankungen [4, 5].

Deutliche Fortschritte der Bildgebungstechnik der MRT durch z. B. parallele Bildgebung, verbesserte Pulssequenzen, EKG-Triggerung sowie Atemnavigation und die Weiterentwicklung der MRT-Scanner führen zu einer Verringerung der Aufnahmezeit und zu einer deutlichen Qualitätssteigerung der kardialen MRT [6]. Der Einsatz von Kontrastmitteln (KM) zusätzlich zu den Fortschritten in der Bildauflösung durch verbesserte Gradientensysteme haben das Spektrum der Einsatzmöglichkeiten der kardialen MRT von der Beurteilung der Herzmorphologie und Funktion um die Möglichkeit zur Beurteilung der myokardialen Vitalität und Funktion erweitert [7, 8].

1.1.1 Einsatzmöglichkeiten der kardialen MRT (CMR)

Kardiovaskuläre Erkrankungen stellen das größte Gesundheitsproblem und die häufigste Todesursache weltweit sowohl für Männer als auch für Frauen dar. In Europa (Stand 2008) sind sie für die Hälfte aller Todesfälle (48%) und für 23% der Krankheitslast verantwortlich [9]. Der demographische Wandel trägt dazu bei, dass die Prävalenz kardiovaskulärer Erkrankungen weiter ansteigt.

In einer multizentrischen Studie von Bruder et al. aus dem Jahr 2009, die sich mit den Einsatzmöglichkeiten der CMR beschäftigt, wurden als Hauptindikationen der kardialen MRT die Aufarbeitung der Myokarditis und der Kardiomyopathien (31,9%), die Risikoeinschätzung angenommener koronarer Herzkrankheit/Ischämie (30,8%), gefolgt von der Beurteilung der myokardialen Funktionsfähigkeit (14,7%) gefunden. 88% der

Patienten erhielten ein KM auf Gadolinium-Basis. Bei einem Drittel aller Patienten konnte ein direkter Einfluss der CMR auf das klinische Management der Patienten demonstriert werden [10].

Dabei erweitert der komplementäre Gebrauch der kardialen MRT zu anderen nicht-invasiven Bildgebungsmodalitäten die Bandbreite ihrer Einsatzmöglichkeiten. In der Diagnostik eines Foramen ovale und der postoperativen Kontrolle zum Beispiel scheint die CMR bisher dem transösophagealen Ultraschall (TEE) nach Meinung der Autoren unterlegen zu sein. Nach Meinung anderer Autoren liefert sie jedoch durchaus notwendige Informationen zu Abgang und Verlauf der Koronararterien [11]. Diese Informationen sind bedeutsam, um postoperative Komplikationen zu verhindern, die durch eventuelle Koronararterienanomalien entstehen können [12, 13].

In manchen Fällen kann durch die kardiale MRT ein invasives Eingreifen, z. B. eine Biopsie, überflüssig werden. Bei der kardialen Amyloidose zum Beispiel zeigt die CMR eine Sensitivität von 100%, wenn sie mit einem EKG und der Echokardiographie kombiniert wird [14, 15].

Bei einer seltenen Form der Kardiomyopathie, der „Takotsubo-Kardiomyopathie“ stellt die CMR die einzige nicht-invasive Möglichkeit dar, die Erkrankung zum Beispiel von einer Myokarditis oder einem apikalen Myokardinfarkt zu unterscheiden [16]. Auch ist die CMR sehr nützlich für die Evaluation des Managements einer Myokarditis oder einem Myokardinfarkt erkrankter Patienten [17, 18]. In der Diagnostik der kardialen Beteiligung bei Lupus [19] und Sarkoidose bietet die CMR wesentliche Fortschritte [20].

Der Verlauf der Erkrankungen kann durch eine T2-gewichtete MRT das myokardiale Ödem visualisieren und gibt dadurch Informationen über den Entzündungsverlauf. Die MRT dient dadurch auch der prognostischen Einschätzung nach kardialen Ereignissen. So ist schon früh nach einem ST-Hebungs-Myokardinfarkt (STEMI) mithilfe der MRT eine Risikoeinschätzung möglich, wobei hier die Bestimmung der transmuralen Nekrose die prognostisch größte Relevanz hat [21]. Die Kontrastmittel-MRT kann auch für die Einschätzung der Revaskularisierung nach Interventionen wie z. B. nach der Anlage eines Koronararterienbypasses eingesetzt werden oder eine eventuelle Schädigung durch einen solchen interventionellen Eingriff über das Auftreten einer verspäteten Kontrastmittel-Anreicherung darstellen [22].

Bei Septumaneurysmata, die aus kongenitalen Ventrikelseptumdefekten entstehen können, bietet die MRT eine Möglichkeit, ohne Strahlenexposition oder Kontrastmitteleinsatz Einschätzungen bezüglich der anatomischen Verhältnisse zu treffen. Die kardiale MRT ermöglicht dabei eine dreidimensionale anatomische Beurteilung und liefert funktionelle Daten über den Blutfluss in das Aneurysma und über die Integrität des membranösen Septums [23].

1.1.2 Vor- und Nachteile der MRT in der kardialen Bildgebung gegenüber der Echokardiographie

Wenn auch die Echokardiographie zumeist noch die Basis der nicht-invasiven kardialen Bildgebung bei strukturellen Herzerkrankungen und angeborenen Herzfehlern darstellt, so kann die MRT doch oft zusätzliche Informationen liefern und zur Diagnose beitragen. Durch die Möglichkeit der hochauflösenden, dreidimensionalen anatomischen Rekonstruktion der Herzbilder mittels EKG-synchronisierter Aufnahmetechnik hat die MRT in den letzten fünf bis zehn Jahren die Limitationen der echokardiographischen Diagnostik angeborener Herzfehler überwunden [24].

Bei eingeschränkten Untersuchungsbedingungen/ ungünstigen Schallbedingungen (schwere Adipositas, Lungenemphysem) sind zusätzliche bzw. alternative diagnostische Verfahren notwendig [25]. Weitere Nachteile sind das kleine Bildfeld und die hohe Untersucherabhängigkeit.

Daher gilt die MRT inzwischen als Referenzstandard für die kardiale Funktionsanalyse und liefert gut reproduzierbare Informationen über funktionelle Parameter des Herzens [26]. Auch liefert sie Informationen zur Morphologie und Gewebeeigenschaften des Myokards einschließlich der Vitalität [27]. Mittels der MRT vermag der Radiologe den rechten Ventrikel weitaus genauer zu beurteilen, als mittels der Echokardiographie [28]. Einige Studien konnten zeigen, dass die Visualisierung apikaler Thromben [29] und linksventrikulärer Anomalien [30] besser mittels der MRT vorgenommen werden kann. Die CMR kann man daher heute als Goldstandard der nicht-invasiven Beurteilung der ventrikulären Funktion betrachten [31].

Vorteile bietet die MRT auch bei der Quantifizierung des Blutflusses über pathologisch veränderten Herzklappen und dem Schweregrad einer Herzklappenerkrankung. Alle traditionellen Methoden, wie die Dopplerechokardiographie oder auch die Herzkatheterisierung stoßen bisher bei der Quantifizierung der Regurgitation über einer

Klappe an ihre Grenzen. Durch dezidierte MRT-Techniken kann der Jet quantitativ gemessen werden. Insbesondere für postoperative Kontrollen nach Herzklappenersatz ist dies von Bedeutung [32, 33].

1.1.3 Stellenwert der MRT und vorteilhafte Aspekte gegenüber anderen bildgebenden Verfahren in der kardiologischen Diagnostik

Weitere Vorteile gegenüber anderen bildgebenden Verfahren sind:

- hoher intrinsischer Weichteilkontrast
- variable Schnittführung
- keine ionisierende Strahlung
- funktionelle Bildgebung [34].

Die gute Verträglichkeit und Sicherheit der MRT-Kontrastmittel ist im Vergleich zu Kontrastmittelreaktionen bei anderen bildgebenden Verfahren hervorzuheben. Anaphylaktische Reaktionen beispielsweise sind bei MRT-Kontrastmitteln wesentlich seltener als bei den in der CT-Diagnostik eingesetzten jodhaltigen Kontrastmitteln [35, 36].

Insgesamt sind Unverträglichkeitsreaktionen nach Kontrastmittelgabe bei der MRT in aktuellen Studien mit 0,46% sehr selten [37]. In der oben genannten Studie zum Einsatzbereich der kardialen MRT von Bruder et al. 2009 verliefen nahezu 99% der Untersuchungen ohne Komplikationen. Die meisten milden Komplikationen (76%) wurden durch die Dobutamin-Stress-Untersuchung aufgrund der Wirkung von Dobutamin am Herzen hervorgerufen. Die Sicherheit der Untersuchung mit Kontrastmittel war unabhängig von Alter, Geschlecht und Rasse der Patienten [10].

Gegenüber den vor allem für die myokardiale Perfusionsuntersuchung etablierten nuklearmedizinischen Verfahren bietet die MR-Perfusionsbildgebung neben dem Vorteil der fehlenden Strahlenexposition und fehlender Signalabschwächung durch Weichteilschatten oder Zwerchfellhochstand [38] auch den Vorteil der besseren Auflösung. Die geringe räumliche Auflösung nuklearmedizinischer Verfahren, wie z. B. bei der SPECT wird durch die MRT überwunden [39].

1.2 Besonderheiten der kardialen MRT (CMR)

In der kardialen Bildgebung mittels MRT gibt es einige Besonderheiten. Im Gegensatz zu anderen Organen befindet sich das Herz durch seine Pumpfunktion in ständiger Bewegung. Zusätzlich bedingen die Atemexkursionen des Untersuchten eine ständige Lageänderung des Herzens [40].

1.2.1 Artefakte

1.2.1.1 Bewegungsartefakte

Es werden Artefakte infolge von Bewegungen während der Erfassung der einzelnen K-Raumzeilen unterschieden von denen, die durch Bewegungen zwischen Anregung und Akquisition entstehen. Bewegungsartefakte treten bei der MRT durch Bewegung des Patienten oder seiner Organe auf und resultieren als Unschärfen vor allem von Kanten oder als Geisterbilder (siehe unten). Artefakte zwischen Anregung und Akquisition zeigen sich durch Verschmierung in Phasenkodierrichtung [41].

1.2.1.2 Pulsationsartefakte (*ghost artefacts*)

Bei Pulsationsartefakten handelt es sich um periodische innerhalb einer Schicht auf einer gedachten Linie sich wiederholende bewegungsbedingte Artefakte. Sie gehören zu den Bewegungsartefakten und treten nur in Phasenkodierrichtung auf. Ein Beispiel hierfür ist die räumlich versetzte mehrfache Abbildung der Aorta in regelmäßigen Abständen auf einem axialen Abdomenschnitt [42].

1.2.1.3 Flussartefakte

Es handelt sich durch Strömung von Blut oder Liquor entstehende Bewegungsartefakte. Sie zeigen sich vor allem bei Gefäßen, die quer durch die untersuchte Schicht verlaufen. Entweder ergibt sich eine Signalabschwächung (Outflow-Effekt) oder eine Signalverstärkung (Inflow-Phänomen) [42].

1.2.1.4 Shading-Artefakte

Signalintensitätsverlust im Bild nennt man auch Shading. Die Hauptursache liegt in einer uneinheitlichen Anregung der Protonen des Patienten. Eine ungenaue Abstimmung der einzelnen Spulenelemente zueinander kann ein inhomogenes Radiofrequenzfeld der Sende-/ Empfangsspule als Ganzes bedingen, wodurch es zu ungleichen Signalintensitäten im Bild und konsekutiv zu einem Verlust an Helligkeit kommt. Als weitere Ursache kommen Inhomogenitäten im B₀-Magnetfeld und ein

suboptimales Abstimmen der Frequenz der Spule auf die Frequenz der anzuregenden Spins in Frage [43].

1.2.1.5 Suszeptibilitätsartefakte

Die Gewebe des Körpers lassen sich nach dem Grad ihrer magnetischen Aufnahmefähigkeit durch ein starkes Magnetfeld einteilen (Suszeptibilität). Suszeptibilitätsartefakte entstehen an Gewebegrenzflächen mit unterschiedlicher Magnetisierbarkeit, dies führt zu Störungen des lokalen Magnetfeldes. Inhomogenitäten können einerseits durch den Patienten selbst hervorgerufen werden andererseits durch magnetisierbare -z.B. ferromagnetische- Materialien, die in den Magneten gebracht werden [44].

1.2.2 Triggerverfahren

Die im Folgenden beschriebenen Verfahren reduzieren den Einfluss der oben beschriebenen Artefakte als Störfaktoren in der kardialen Bildgebung mittels MRT.

1.2.2.1 Herzbewegung

Um Artefakte durch Bewegung des Herzens zu minimieren, erfolgen MRT-Aufnahmen des Herzens mithilfe der EKG-Triggerung. Das bedeutet, dass die Datenakquisition des MRT mit dem EKG des Patienten synchronisiert wird. Die meisten Sequenztechniken benötigen durch die starke Bewegung des Herzens mehrere Herzzyklen, um ein MRT-Bild aus einer Phase des Herzzyklus aufzuzeichnen. Die EKG-Triggerung stellt sicher, dass alle Messdaten des MRT zum gleichen Zeitpunkt im Herzzyklus aufgenommen und addiert werden, so dass Artefakte vermieden werden [45].

Mittlerweile wurden auch MR-kompatible Doppler-Ultraschallgeräte entwickelt, mit denen die MR-Untersuchung getriggert werden kann [46].

1.2.2.2 Atembewegung

Artefakte durch Atembewegung beeinträchtigen die diagnostische Aussagekraft stark und müssen daher minimiert oder beseitigt werden. Für die Reduktion dieser Atemartefakte stehen mehrere Methoden zur Verfügung. Es gibt die Möglichkeit der Datenaufnahme in Atemanhaltetechnik, mit der man bei kooperativen Patienten sehr gute Resultate erzielen kann. Im Allgemeinen werden vom Patienten bis zu 25 sec Atemanhaltezeit erwartet.

Man kann auch die Methode der Atemtriggerung wählen, hier ist eine Detektion der Atembewegung erforderlich, z.B. mittels eines Atemgürtels.

Eine modernere Methode ist die Navigatortechnik, die mit Hilfe von meist eindimensionalen MRT-Bildern die Bewegung des Herzens über die Zwerchfellbewegung oder die Bewegung des Herzens direkt aufzeichnet [45].

Bei der kardialen Bildgebung werden meist EKG-Triggerung und Atemtriggerung gleichzeitig genutzt.

1.2.3 Spezielle Sequenzen in der kardialen MRT

In der Herzbildgebung mittels MRT steht eine Vielzahl an Sequenzen für spezielle Fragestellungen zur Verfügung. Die Grundsequenzen sind jedoch immer die Spin- und Gradientenecho-Sequenz (SE und GE/ GRE), oft kombiniert mit einem Inversionspuls zur Nullung der Signalintensität bestimmter Gewebe oder von Flüssigkeit [45].

1.2.3.1 180°-Vorpulse (Inversionspuls)

Inversionspuls-Sequenzen sind Sequenzen, bei denen ein 180°-Vorpuls (Inversionspuls) genutzt wird, um den T1-Kontrast zu verstärken. Die Längsmagnetisierung wird invertiert und die T1-Relaxation beginnt nicht bei 0, sondern bei -1. Der Kontrastbereich wird also verdoppelt. Ein Inversionspuls kann mit allen Basispulssequenzen kombiniert werden. In der kardiovaskulären MRT kann ein 180° Vorimpuls zum Beispiel mit einer 3D-T1-Gradientenechosequenz zur Unterdrückung des Myokardsignals eingesetzt werden, um Narben darzustellen [40].

Black-Blood (BB) -Sequenz

Die Black-Blood-Sequenz (auch Dark-Blood –Technik genannt) ist in der kardialen MRT wichtig, da sie Blut dunkel darstellt und sich so Herzwand und Lumen frei von Flussartefakten darstellen lassen [47]. Sie wird bei TSE-Sequenzen sowie bei Gradientenechosequenzen eingesetzt.

Die BB-Sequenz gehört zu den Sequenzen mit Inversionspuls. Der eigentliche Black-Blood-Puls besteht aus einer Folge von zwei 180°-Impulsen (Double inversion recovery Technik). Die Technik dient dazu, das Blutsignal zu unterdrücken. Der erste, sogenannte Blockpuls ist nicht schichtselektiv und invertiert die Magnetisierung im Bereich der gesamten Sendespule. Ein zweiter darauf folgender, schichtselektiver 180°-Impuls dreht die Magnetisierung in der Messschicht wieder zurück. Die Magnetisierung

des in die Messschicht hineinfließenden Blutes beginnt zu relaxieren und ist nach einer von der TR bzw. der Herzfrequenz abhängigen Verzögerung (Delay) gleich Null. Wenn zu demselben Zeitpunkt die kontrastrelevanten Werte der eigentlichen Sequenz gemessen werden, ist das Blutsignal unterdrückt [40].

Prospektiv getriggerte TSE-Aufnahmen mit einem Dark-blood-Puls bieten eine exzellente Darstellung der kardialen Anatomie mit minimalen Artefakten durch Atmung [48].

Short-Tau-Inversion-Recovery (STIR) -Sequenz

Die STIR-Sequenz ist eine Sequenz zur Unterdrückung des Fettsignals. Man nutzt die Zeit, die das Fettsignal braucht, um nach einem 180°-Inversionsimpuls vollständig in die Transversalebene zu kippen. Die Inversionszeit TI (oder TAU) entspricht genau dieser Zeit. Wird am Nullpunkt des Fettsignals (Fettsignal komplett in die Transversalebene gekippt) ein 90°-Impuls eingestrahlt, kippt der Vektor des MR-Signals (Wasser) in die Longitudinalebene ohne Beitrag des Fettsignals. Der Signalbeitrag entstammt also ausschließlich aus den Wasserprotonen [41]. Mit einer Reduzierung der Feldstärke reduziert sich die erforderliche TI, bei einer Feldstärke von 0,5 T beträgt die erforderliche TI ungefähr 100 ms [49]. Zur Unterdrückung des Fettsignals bei Hochfeldsystemen (1,0 oder 1,5 T) beträgt die TI ca. 150 – 170 ms [44].

STIR-Sequenzen können in der kardialen MRT genutzt werden, um die dünne Vorderwand des rechten Ventrikels vom perikardialen Fett zu unterscheiden. Sie spielen bei der Myokarditidiagnostik eine wichtige Rolle [48].

1.2.3.2 Cine-Technik für die Echtzeit-Bildgebung

Bei der kinematischen Untersuchung der Ventrikelfunktion/-bewegung kommen hauptsächlich CMR-Videobildfolgen zum Einsatz. Die Cine-MRT, auch Kinotechnik genannt, ist ein Schnellbildverfahren, welches speziell für die Herzbildgebung entwickelt wurde. Bei diesem Verfahren wird die gleiche Schichtebene innerhalb eines Herzzyklus mehrfach wiederholt angeregt. Durch EKG-Triggerung erhält man Bildsequenzen, die den Kontraktionsablauf des Herzens in einer oder in mehreren Schichtebenen mit passender zeitlicher Auflösung wiedergeben. Die Cine-Technik liefert Echtzeit-Bedingungen bei gutem Blut-Myokard-Kontrast. Technische Grundlagen sind kleine Flipwinkel ($<90^\circ$) und schnelle Gradientenechosequenzen [47]. Bei Cine-Aufnahmen bietet die GRE-Technik grundsätzlich den Vorteil, dass mit einer kurzen TR rasch

wiederholt werden kann (FLASH-Verfahren). Mit allen zur Verfügung stehenden Gradientensystemen ist eine zeitliche Auflösung der Herzphasenbilder von weniger als 20 ms erreichbar. GRE-Sequenzen erlauben die Akquisition von Cine-Aufnahmen in jeder frei wählbaren Ebene. Die Gesamtzeit n der Herzphasenbilder ergibt sich aus der Länge des Herzzyklus geteilt durch die verwendete Repetitionszeit [45]. Konventionelle GRE-Sequenzen sind jedoch anfällig für Flussartefakte. Bei den neueren SSFP-Techniken spielen diese Probleme nur noch eine untergeordnete Rolle [50]. So ist die erreichbare Signalintensität wegen des großen T1/T2-Verhältnisses bei Flüssigkeiten weitgehend unabhängig vom Blutfluss [51]. Damit ist bei SSFP-Sequenzen das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis bzw. das Signal-zu-Rausch-Verhältnis signifikant besser als bei konventionellen GRE-Sequenzen. Eine weitere Verkürzung der Messzeiten wird durch beschleunigte Messverfahren erreicht, wie z. B. parallele Bildgebung (1,5-3,0T) oder die k-t-Bildgebung (1,0 T).

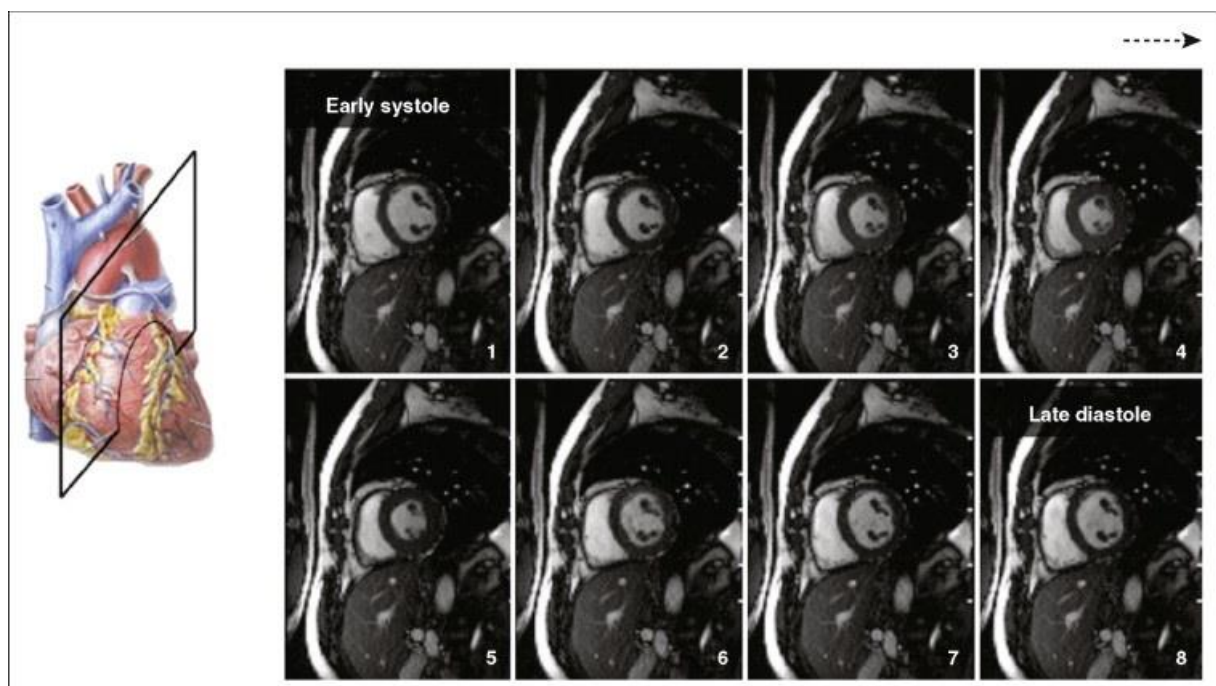


Abbildung 1: Darstellung einer typischen mittventrikulären Serie in einem 2-Kammerblick Kurzachsenschnitt in Höhe der Papillarmuskeln in Cine-Technik. Normalerweise setzt sich eine Bildfolge in der Cine-Technik aus 20-30 Bildern zusammen [52].

1.2.4 Kontrastmitteleinsatz in der kardialen MRT

Heutzutage werden 40-50% aller MRT-Untersuchungen unter Verwendung von Kontrastmitteln durchgeführt. Kontrastmittel werden eingesetzt, um den

Gewebekontrast zu verstärken, Läsionen zu charakterisieren und um Perfusionsabnormalitäten und Flussabnormalitäten zu evaluieren [53].

1.2.4.1 Spezielle CMR-Kontrastmittel

Gadoliniumkomplexe sind die am häufigsten eingesetzten extrazellulären Kontrastmittel in der MRT. Auch in der kardialen MRT-Bildgebung kommen hauptsächlich gadoliniumhaltige Kontrastmittel zum Einsatz.

Gadolinium ist ein Metall der seltenen Erden und in Gestalt seines Ions ist es paramagnetisch. Das Ion mit bis zu sieben unpaaren Elektronen stört die Relaxation der umgebenden Wasserprotonen, was zu einer Verkürzung der T1- und T2-Relaxationszeit führt. Da die Auswirkungen auf die T1-Zeit größer sind, wird hauptsächlich dieser Effekt in der klinischen Praxis genutzt. Durch Kontrastmitteleinsatz in Kombination mit bewährten Bildgebungstechniken können im Vergleich zur nativen Bildgebung zusätzliche morphologische und funktionelle Informationen gewonnen werden [54].

1.2.4.2 Perfusionsmessung

Die Darstellung der myokardialen Perfusion, also der myokardialen Durchblutung, hat einen großen Stellenwert bei der Evaluation und Therapieentscheidung, z. B. bei Patienten mit bekannter oder bei Verdacht auf eine ischämische/r koronare/r Herzkrankheit. Die meisten Bildgebungsverfahren in der MRT des Herzens basieren auf Veränderungen der Signalintensität (SI) des Myokards während der ersten Anflutung eines intravenös verabreichten Kontrastmittels (first pass imaging) [48].

Prinzipiell wird mit einer EKG-getriggerten Sequenz der myokardiale Einstrom eines Kontrastmittels (KM) anhand der Änderung der SI verfolgt. Idealbedingungen für eine Signalintensitätsmessung zur Quantifizierung der Perfusion sind:

- fehlende Wirkung auf die Hämodynamik
- keine relevante Rezirkulation und ein vernachlässigbares Volumen des KM im Vergleich zum Blutvolumen
- homogene Konzentration des KM im Blut
- lineare Beziehung zwischen myokardialer Signalintensität und Kontrastmittelkonzentration [40].

Um diese Bedingungen zu erhalten, sollte das Kontrastmittel als Bolus so herznah wie möglich appliziert werden.

Hauptsächlich kommen für die First-Pass-Perfusion T1-gewichtete Turbo-Gradientenecho- oder Hybrid-EPI-Sequenzen in Kombination mit einem gadoliniumhaltigen Kontrastmittel zur Anwendung. Für die First-Pass-Perfusion muss man sich auf wenige Schichten beschränken, weil nur ein Kontrastmittelbolus zur Verfügung steht und die Bildaufnahmezeit für das gesamte Herz zu langsam wäre [40].

1.2.4.3 Late Enhancement (LE)

Die sogenannte späte beziehungsweise verzögerte Anreicherung nach Gadoliniumgabe ist mittlerweile ein praktikabler Test und ein gut validiertes Verfahren zum Nachweis myokardialer Veränderungen wie Fibrosearealen, Narbenarealen und Nekrosen. Es beschreibt eine verzögerte hyperintense Kontrastmittelanreicherung im Bereich einer Myokardläsion durch ein größeres interstitielles Verteilungsvolumen des KM bei Zellschaden (akut) oder bei vergrößerter interstitieller Matrix im Narbengewebe (chronisch). Durch die hohe räumliche Auflösung ist das LE sensitiver bei der Aufdeckung kleinerer Infarkte als ältere Bildgebungsverfahren. Allerdings ist es nicht spezifisch für den Myokardinfarkt. Es kann bei verschiedenen Kardiomyopathien ebenfalls vorhanden sein. Neue Studien belegen, dass die Ausdehnung und der Ort der myokardialen Spätanreicherung prognostische und therapeutische Konsequenzen bedingen.

Das Late-Enhancement ist somit ein wichtiges diagnostisches Instrument in der kardiovaskulären Bildgebung [55].

1.3 Entwicklung offener MR-Tomographen

Ein Nachteil der Bildgebung mittels MRT ist in der Geschlossenheit des Systems zu sehen. Bestimmte Patientengruppen können der Untersuchung in einem geschlossenen System nicht zugeführt werden. Vor allem aus dem Problem der Klaustrophobie (Raumangst) und der Schwierigkeit, massiv adipöse Patienten untersuchen zu können, entstand schon früh das Bedürfnis nach offenen Systemen. Da bei diesen jedoch enorme Kräfte zwischen den frei stehenden Magnetpolen eines MRT wirken, stellt die Entwicklung offener Systeme eine technische Herausforderung dar.

Durch die Schaltung von zusätzlichen magnetischen Wechselfeldern (Gradienten) entstehen in offenen wie auch in geschlossenen Systemen Kräfte, die zu Vibrationen des ganzen Gerätes führen. Dies hat Einfluss auf die Homogenität des Magnetfeldes und somit auf die Ortskodierung. Zunächst wurden für die offene MRT Niederfeldsysteme mit einem Permanentmagneten entwickelt [56]. Niederfeldsysteme sind definiert als Magnet mit einer Feldstärke von unter einem Tesla. Offene Niederfeldsysteme sind kosteneffektiver als Hochfeld-MRTs und bieten einen besseren Patientenkomfort. Studien in offenen Niederfeldsystemen beschränkten sich v. a. auf Funktionsuntersuchungen z. B. der Schulter oder der HWS mit Darstellung von Instabilitäten im kraniocervicalen Übergang bei traumatischer oder rheumatischer Genese [57]. Diskutiert wurde auch der Einsatz bei Spondylolisthesis [58]. Insbesondere werden Niederfeldsysteme nach wie vor in der Orthopädie eingesetzt. In einer großen multizentrischen Studie von Merl et al. aus dem Jahr 1999 konnte die Bildgebung in Niederfeldsystemen in Bezug auf Niere, Gehirn und Schulter im Vergleich zu Hochfeldsystemen evaluiert werden. Es zeigte sich, dass bestimmte Pathologien aufgrund der höheren Auflösung und des höheren SNR in Hochfeldsystemen besser identifiziert werden können. Mit einer guten Untersuchungsstrategie können auch viele Fragestellungen in einem Niederfeldsystem beantwortet werden. Jedoch sind nach Einschätzung der Autoren Niederfeldsysteme in den meisten Fällen nicht zur Primärdiagnostik geeignet [59].

Studien zur Herzbildgebung in Niederfeldsystemen, wie z. B. von Klein et al. aus dem Jahr 2007 konnten zeigen, dass die kardiale Bildgebung in offenen Niederfeldsystemen bei 0,35 T zwar für bestimmte Indikationen eine hilfreiche Alternative darstellt, sich jedoch nicht für die Routinediagnostik kardialer Erkrankungen eignet. Speziell das SNR ist zu niedrig, um Pathologien beispielsweise durch die verzögerte Kontrastmittelanreicherung und Perfusionsdefizite ausreichend beurteilen zu können [60].

Gegenwärtig sind die am häufigsten eingesetzten geschlossenen MR-Tomographen solche mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla. Auch in der kardialen Bildgebung dominieren Systeme mit dieser Magnetfeldstärke. Spezielle Cine-Techniken, die auf SSFP-Sequenzen basieren, definieren den aktuellen Standard für Schnelligkeit und Qualität der MR-Herzbildgebung [61]. Bei dieser Feldstärke sind auch die Risiken und Sicherheitsansprüche am besten untersucht und dokumentiert [62].

Mit den technischen Weiterentwicklungen im Laufe der letzten Jahre konnten nun auch offene Hochfeldsysteme ($>1,0\text{ T}$) entwickelt und für klinische Untersuchungen zugelassen werden. Diese Hochfeldsysteme erzeugen ein vertikales Magnetfeld (B_0). Das Magnetfeld wird durch zwei gegenüberliegende, supraleitende Magneten erzeugt. Der wesentliche Nachteil offener Systeme besteht nach wie vor in der limitierten Feldstärke, welche deutlich unter der Feldstärke geschlossener Systeme liegt. Während geschlossene Ganzkörper-Magnetresonanztomographen mittlerweile mit Feldstärken von bis zu 9,4 Tesla eingesetzt und immer weiterentwickelt werden, stehen offene Systeme bisher nur mit einer Feldstärke von bis zu maximal 1,25 Tesla in beschränkter Zahl zur Verfügung. Aufgrund eines beschränkten Marktes, hoher Kosten sowie technischer Aufwendigkeit stellten sowohl Siemens als auch GE, wie dann später auch Philips die Herstellung ein.

1.4 Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Bei der Datenakquisition in der MRT wird immer auch ein Rauschsignal mitgemessen, das hauptsächlich durch im zu untersuchenden Körper befindliche bewegte Ladungsträger entsteht. Die Qualität eines MRT-Bildes kann durch Rauschen gemindert werden, da es dadurch erschwert sein kann, verschiedene Strukturen im Bild abgrenzen zu können [63]. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis ist unter Anderem abhängig von der Feldstärke des Systems, den eingesetzten Spulensystemen, von gewählten Pulssequenzen und von bestimmten Bildparametern wie z. B. der Größe des Untersuchungsfeldes (FOV), der Bildauflösung, dem Flipwinkel und natürlich der Zahl der Bildmittelungen.

1.4.1 Einfluss der Feldstärke auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Der größte Vorteil höherer Feldstärken entsteht aus der erhöhten Spin-Polarisierung, die im Verhältnis zum Magnetfeld B_0 direkt proportional ansteigt. Dieser Gewinn an Magnetisierung bewirkt eine erhöhte Signalintensität nach einem RF-Anregungspuls. Die Signalintensität wächst linear mit der Feldstärke [64]. Höhere Feldstärke bedeutet also unter Idealbedingungen und optimierten Akquisitionstechniken ein besseres Signal-zu-Rausch-Verhältnis und somit den Anstieg eines der wichtigsten Qualitätsparameter in der MRT-Bildgebung. Eine Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses bedeutet für den beurteilenden Radiologen vor allem bessere

Differenzierbarkeit und somit Beurteilbarkeit anatomischer Strukturen und eventueller Pathologien. Sehr spezielle Untersuchungstechniken, z. B. in der Neuroradiologie die MR-Spektroskopie und die funktionelle MRT (fMRT), profitieren besonders vom SNR-Gewinn bei höheren Feldstärken. Für den Patienten von großem Vorteil sind vor allem mögliche Akquisitionsverkürzungen mit demselben SNR durch höhere Feldstärken, speziell durch den möglichen Einsatz zeitsparender paralleler Bildgebungstechniken, deren SNR-Verlust dann durch das höhere Feld wieder ausgeglichen werden könnte. Bei halbiertem Pixelvolumen kann man mit doppelter Feldstärke die Signalstärke im Bild konstant halten oder stattdessen die Scanzeit halbieren [64]. Studien, die sich mit den unterschiedlichen Feldstärken und dem theoretischen SNR-Unterschied in der Bildgebung bei unterschiedlichen Feldstärken befassen, vergleichen bisher vor allem den Goldstandard der MRT-Bildgebung bei einer Feldstärke von 1,5 T mit höheren Feldstärken, zumeist 3,0 oder 4,0 T. In einer Studie von Dougherty et al. aus dem Jahr 2003 wurde z. B. gezeigt, dass das anteriore Myokard bei 4,0 T ein 2,9-fach erhöhtes SNR zeigte als dieselbe Region bei 1,5 T [65], wobei die nicht identische Spulentechnologie den über den theoretischen Erwartungswert von 2,5-fach hinausgehenden Signalanstieg erklären könnte.

1.4.2 Weitere Einflussfaktoren auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Da das SNR nicht allein von der Feldstärke eines Tomographen sondern von vielen weiteren Faktoren abhängig ist, konzentriert sich die Anstrengung für eine suffiziente Bildgebung in Systemen mit niedrigerem Hauptmagnetfeld insbesondere darauf, andere Komponenten zu optimieren, um den entstehenden Signalverlust zu kompensieren. Unter anderem wird das SNR von der Schichtdicke, der Bandbreite, den Sequenzparametern wie TR, TE und Kipp-Winkel sowie von der eingesetzten Sende- und Empfangsspule und ihrer Geometrie (Systemfüllungsfaktor, Größe) beeinflusst. Aufgrund dieser vielen Einflussfaktoren ist es auch in der Praxis rechnerisch schwierig, den effektiven SNR-Gewinn oder SNR-Verlust vorauszusehen.

Mit der Erhöhung der Feldstärke (speziell bei 3,0 T) sind auch Nachteile verbunden, wie z. B. eine Erhöhung der SAR (d. h. der pro Zeiteinheit und Körpergewicht im Körper aufgenommenen Energie). Diese steigt quadratisch mit der Magnetfeldstärke und beträgt bei 3,0 T das Vierfache gegenüber 1,5 T. Ein weiterer Nachteil besteht in der vermehrten Anfälligkeit für spezielle Artefakte, z. B. der chemischen Verschiebung oder der Suszeptibilitätsartefakte [66].

Ein wesentlicher Unterschied offener Hochfeldsysteme zu den horizontalen Tunnelsystemen besteht in der Erzeugung eines vertikalen Magnetfeldes. Das Hochfrequenzsignal wird in offenen Systemen horizontal eingestrahlt, da das Hochfrequenzfeld stets in einem Winkel von 90° zum Hauptmagnetfeld B_0 liegen muss.

Offene Magneten können aufgrund dieser Gegebenheiten mit Volumenspulen in solenoidem Design arbeiten. Die eingesetzte Empfangsspule hat einen großen Einfluss auf das SNR. Die Veränderung des Hauptmagnetfeldes macht den Einsatz dieser zylindrischen Spulensysteme möglich, die aus nur einem Spulenelement bestehen und den zu untersuchenden Körperteil ganz umschließen, wie in Abbildung 2 dargestellt.

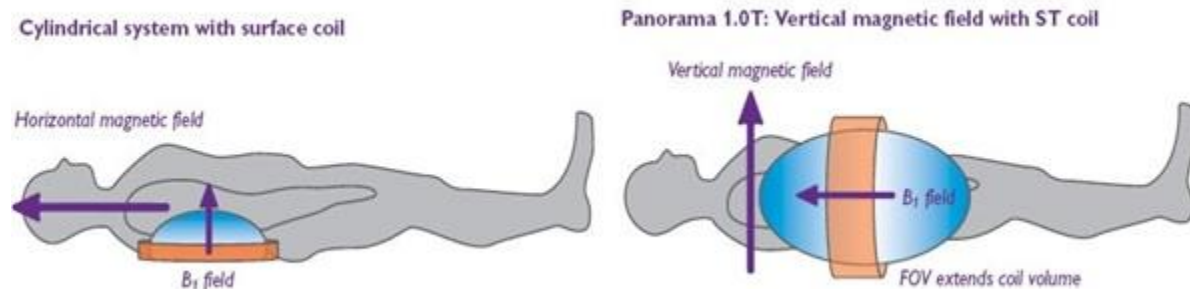


Abbildung 2: schematische Darstellung eines herkömmlichen Tunnelsystems mit Oberflächenspule und horizontalem Magnetfeld und einem offenen MRT mit vertikalem Hauptmagnetfeld und solenoidem Spulendesign [67].

In einer Studie von Ham et al. aus dem Jahr 2004 wurde an einem Phantom das SNR in einem offenen System bei 1,0 T und vertikalem Hauptmagnetfeld mit dem SNR bei gleicher Magnetfeldstärke und gleichen weiteren technischen Komponenten, aber im Gegensatz dazu mit horizontaler Lage des Hauptmagnetfeldes, verglichen. Es konnte gezeigt werden, dass das SNR in einem System mit vertikalem Hauptmagnetfeld und solenoider Spule erhöht ist. Dies zeigte sich sowohl für die T₁, T₂ als auch für die Protonendichtewichtung.

In genannter Studie wurde ferner das Signal-zu-Rausch-Verhältnis des offenen Systems mit vertikalem Hauptmagnetfeld und solenoider Spule mit einem System bei 1,5 T und horizontalem Hauptmagnetfeld verglichen. Diese Ergebnisse, wie in Tabelle 1

und 2 dargestellt besagen, dass in Bezug auf das SNR die Bildgebung des offenen Systems mit einer Feldstärke von 1,0 T mit dem 1,5 T-Tunnelsystem vergleichbar ist [68].

SNR	T1-Wichtung	T2-Wichtung	PD-Wichtung
1,0 vertical field	101,6	37,6	86,6
1,0 T horizontal field	73,2	29,6	71,0
Ratio vertical/ horizontal	1,4	1,3	1,2

Tabelle 1: Darstellung der Unterschiede des an einem Phantom gemessenen Signal-zu-Rausch-Verhältnisses in der T1, T2 und Protonendichte-Wichtung bei 1,0 T mit vertikalem Magnetfeld und solenoider Spule, 1,0 T mit horizontalem Magnetfeld und solenoider Spule sowie den Quotienten aus den beiden Werten [68].

	1,5 T horizontal	1,5 T vertical	1,0 T vertical
SNR in center	47,0	63,3	60,1

Tabelle 2: Gegenüberstellung der Werte des SNR im Zentrum bei 1,5 T horizontalem und vertikalem sowie bei 1,0 T mit vertikalem Magnetfeld [68].

Nach Ham et al. bedingt allein das vertikale Magnetfeld einen Signalanstieg. Die größten SNR-Unterschiede und der Zuwachs im offenen MRT sind jedoch am ehesten auf die Art bzw. Lage der Empfangsspule zurückzuführen. Da die in offenen MRTs eingesetzte Spulenart den Körper als Ganzes umschließt, ergibt sich ein höherer Füllfaktor [68]. Durch die in geschlossenen Systemen häufig zum Empfang des Signals verwendeten Phased-Array-Oberflächenspulen, welche aus mehreren Elementen zusammengesetzt sind, kommt ein größerer Signalverlust zustande, als bei der in offenen Systemen zum Empfang des Signals einsetzbaren Solenoidspule. Phased-Array-Oberflächenspulen erzeugen nur für spulennahe Gewebe ein gutes SNR [69]. Die Sensitivität nimmt rapide mit dem Abstand der Spule von der Oberfläche ab, wodurch Inhomogenitäten entstehen, die rechnerisch geglättet werden müssen.

In einer Arbeit von Blasiak et al. aus dem Jahr 2009, die sich mit verschiedenen Spulenkonstruktionen befasst, konnte in Bezug auf die Bildgebung des Neurocraniums gezeigt werden, dass mit einer optimierten Solenoidspule und hierdurch resultierendem homogenerem Empfangssignal das SNR erhöht und der Signalverlust aufgrund der niedrigeren Feldstärke teilweise kompensiert werden kann [70].

Es zeigte sich dass die Solenoidspule für kleine Objekte bei niedrigen Feldstärken im Vergleich zu anderen Volumenspulen das beste SNR bietet [71].

1.5 Potentiell vorteilhafte Aspekte der offenen MRT gegenüber dem geschlossenen System

1.5.1 Adipöse Patienten

Besonders massive Adipositas macht eine vollständige und akkurate Diagnostik durch bildgebende Verfahren wie z. B. Ultraschall nahezu unmöglich. Die Magnetresonanztomographie eignet sich dagegen hervorragend zur Diagnostik übergewichtiger Patienten, da Radiowellen im Gegensatz zu Ultraschallwellen und Röntgenstrahlen besser große Mengen an Gewebe durchdringen. Außerdem sind die Patienten keiner Exposition mit ionisierender Strahlung ausgesetzt, deren Dosis besonders bei beleibten Patienten zum Beispiel in der CT-Diagnostik zudem noch höher ist als bei einem „Durchschnittspatienten“ [72]. Ein Problem stellt jedoch in geschlossenen Systemen der Durchmesser der Öffnung herkömmlicher geschlossener MR-Tomographen dar, der bei den meisten Geräten 50-60cm beträgt, aber seit einigen Jahren auch 75 cm erreicht. Offene Systeme haben einen Magnetpolabstand von 40 cm, sind seitlich nicht begrenzt und daher theoretisch dazu geeignet, adipöse Patienten zu untersuchen. Eine Arbeit von De Bucourt et al. aus dem Jahr 2010 konnte am offenen MRT bei 1,0 T an 26 massiv übergewichtigen Patienten, bei denen sowohl CT als auch Standard-MRT und Ultraschall-Untersuchungen nicht durchführbar oder nicht diagnostisch verwertbar bzw. aufschlussreich waren, zeigen dass sich mittels Untersuchung in einem offenen MRT bei 1,0 T Pathologien wie z. B. Tumoren oder entzündliche Prozesse und degenerative Veränderungen aufdecken lassen. Die Untersuchung hatte somit Einfluss in Bezug auf das weitere Management dieser Patienten [73].

1.5.2 Klaustrophobische Patienten

Menschen mit Klaustrophobie können einer Untersuchung im MRT nicht oder nur unter Sedierung zugeführt werden. 5-10% der Untersuchungen müssen wegen Klaustrophobie abgebrochen werden. Die Raumangstbreite der Reaktionen während der Diagnostik in einem geschlossenen System reicht von moderater Unruhe (ca. 30%) bis zu Panik und klaustrophobischer Wahrnehmung (bis zu 5-10%) in der

Routinediagnostik [74]. Ein Teil der Patienten mit bekannter Raumangst begibt sich erst gar nicht zur Untersuchung in Tunnelsysteme. Viele Patienten mit MRT-Erfahrung zeigen ein erhöhtes Angstpotential [75]. In einer Studie, die klaustrophobische Patienten im Vergleich in einem geschlossenen und dann in einem offenen System untersuchte, gaben 91,7% der Patienten an, das offene System zu bevorzugen [76]. Selbst Patienten, die eine Untersuchung durchhalten, würden eine Untersuchung in Tunnelsystemen eher vermeiden [77]. In einer neuen Studie von Enders et al. aus dem Jahr 2011 konnte die Anzahl klaustrophobischer Ereignisse bei Klaustrophobiegefährdeten Patienten (gemessen an einem Fragebogen, dem Claustrophobia Questionnaire) durch die Untersuchung im offenen MRT auf 26 % gesenkt werden [78].

Eine Untersuchung in einem geschlossenen MRT stellt ferner auch für psychisch gesunde Patienten eine potentielle Belastung dar. In einer Studie von 2003 gaben vier von sechs Patienten ein Angstgefühl während der Untersuchung an [79]. Das geschlossene MRT-System ist ein Stimulus für Agoraphobie und Klaustrophobie [80] und kann auch bei bisher gesunden Patienten Panikattacken auslösen [81]. Schon vor zehn Jahren wurde in Studien darauf aufmerksam gemacht, dass MRT-Untersuchungen auch bei Patienten ohne psychiatrische Vorgeschichte subjektiv negativen Stress verursachen und auf lange Zeit gesehen sogar die Entstehung einer Klaustrophobie begünstigen können [82].

Schon in den Anfängen der Computertomographie wurden Radiologen mit dem Problem der Klaustrophobie konfrontiert. In den langen Tunneln der MRT wurde dieses Problem noch gravierender. Viele Methoden werden seitdem eingesetzt, um für den Patienten die MRT-Untersuchung angenehmer zu gestalten, unter anderem die intravenöse Gabe von Benzodiazepinen [83]. Solche Methoden sind problemlos durchführbar, können aber Zeit kosten. Bei der Patientenüberwachung muss außerdem auf MR-kompatiblen Geräteinsatz geachtet werden, zum Beispiel bei Pulsoxymeter und EKG. Außerdem können Pulsoxymeter, die bei der Sedierung des Patienten zur Überwachung eingesetzt werden müssen, Artefakte verursachen. MRT-kompatible Pulsoxymeter, die keine Artefakte verursachen, gehören jedoch seit mehr als 15 Jahren zur Standardausstattung im MR-Sicherheitsbereich [76].

1.5.3 MR-Tomographie in der Schwangerschaft

Die MRT ist aufgrund der fehlenden Exposition mit ionisierender Strahlung ein Untersuchungsverfahren, dem schwangere Frauen, abhängig vom Stadium der Schwangerschaft und Dringlichkeit der Untersuchung theoretisch zugeführt werden können. Eine Arbeit von Güttler et al. zeigte erstmalig die Möglichkeit einer CTG-überwachten MRT-Bildgebung in Echtzeit in einem offenen MRT bei 1,0 T während der letzten Phase der Entbindung [84]. In einer anderen Studie zur Bildgebung des Beckens schwangerer Frauen präferieren 60% der Frauen ein offenes System. Ab einem Bauchumfang von 120cm wird z. B. die Pelvimetrie als eindeutig angenehmer in einem offenen System empfunden [77].

1.5.4 Bewegungsartefakte

Doch nicht nur für den Patienten sind Angst und Panikattacken während der Untersuchung ein Problem. Abgesehen davon, dass Untersuchungen unterbrochen oder sogar abgebrochen werden müssen, konnte zudem ein Zusammenhang zwischen Bewegungsartefakten und Angst des Patienten vor der Untersuchung in einem geschlossenen System nachgewiesen werden [76]. Klaustrophobische Angst war in einer Studie von Lueken et al. aus dem Jahr 2011 assoziiert mit herabgesetzter Qualität der MRT-Bildgebung [80].

Für eine optimale Qualität der Untersuchung, vor allem um Bewegungsartefakte auf ein Minimum zu reduzieren, ist die ruhige Lage des Patienten von großer Bedeutung.

Durch die offene Bauweise neuer Hochfeld-MRTs ergibt sich zudem der Vorteil, dass radiologische Interventionen optimal umsetzbar sind. Eine Studie von Rump et al. zeigt, dass durch Einsatz einer sogenannten „Schmetterlingsspule“ (quadropole imaging coil) Patienten auch in Bauchlage spinalen Interventionen zugeführt werden können [85]. Die zervikale sowie die lumbosakrale periradikuläre Injektionstherapie kann in einem offenen MRT sicher und effizient durchgeführt werden und als Alternative für CT-gestützte Interventionen der Hals- und Lendenwirbelsäule gelten [86, 87].

Als weitere Vorteile können gelten:

- verbesserter Patientenkomfort
- Funktions- bzw. Bewegungsstudien meist besser umsetzbar

- offener Patientenzugang jederzeit (Eltern können während der Untersuchung unmittelbar in Kontakt zu ihren Kindern bleiben, schneller Zugang bei Kontrastmittelzwischenfällen etc.).

Man muss relativierend anführen, dass auch in geschlossenen Systemen mit einer Feldstärke von bis zu 3T durch die seit einigen Jahren entwickelten und eingesetzten offen gestalteten Systeme viele der oben genannten Vorteile realisierbar sind. In einer Studie, in der 163 Kinder in einem 1,5 T Magnetom Espree der Firma Siemens mit einer Bohrung von 70 cm untersucht wurden, tolerierten die Kinder zu 73% die Untersuchung und es gab keine Einschränkungen in der diagnostischen Aussagekraft durch z. B. Bewegungsartefakte [88].

1.6 Fragestellung und Ziele der Arbeit

Durch verbesserte Akquisitionstechniken, ein verbessertes Spulendesign und schnellere Bildprozessoren entwickelt sich auch die Bildgebung in Niederfeldsystemen mit einer Feldstärke bis zu 1,0 T immer weiter [60]. Durch die Entwicklung neuer, offener Hochfeldsysteme ab 1,0 T haben sich die technischen Voraussetzungen der offenen MRT deutlich verbessert.

Vergleichende Untersuchungen der geschlossenen und offenen MRT bei 1.0 T und 1.5 T lagen zum Planungszeitpunkt der vorliegenden Dissertation noch nicht vor. Sie vergleicht daher die beiden MRT- Verfahren bei Patienten mit und ohne kardiale Vorerkrankungen anhand quantitativer Messparameter sowie anhand der Auftretenshäufigkeit von Artefakten und der resultierenden Gesamtbildqualität.

Folgende Fragestellungen sollen mit der vorliegenden Arbeit angegangen werden:

1. Unterscheiden sich die beiden MRT- Verfahren bezüglich objektiver bildqualitätsbestimmender Parameter wie dem Signal-zu-Rausch- und dem Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis- sowie bezüglich der Auftretenshäufigkeit von Artefakten und der Gesamtbildqualität?
2. Kann durch den Vergleich funktioneller Messungen wie der Perfusionsmessung- und der Analyse der verzögerten Kontrastmittelanreicherung gezeigt werden, dass die offene MRT mit einer Feldstärke von 1,0 T in der Routinediagnostik kardialer

Erkrankungen anwendbar ist und diagnostisch verwertbare und aussagekräftige Bilddaten liefert?

3. Lassen sich kardiologische Pathologien in beiden Techniken gleich gut erfassen?

4. Könnte man die offene MRT-Bildgebung in der klinischen Routinediagnostik kardialer Erkrankungen gleichwertig zum Goldstandard einsetzen?

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

In diese retrospektiv angelegte Studie wurden insgesamt 33 im Durchschnitt normalgewichtige Personen (20 männliche und 13 weibliche Personen) im Alter von 20 bis 65 Jahren aus der klinischen Routine eingeschlossen. 24 waren herzgesunde Patienten. Daneben wurden in die Studie neun Patienten eingeschlossen, bei denen eine kardiale Vorerkrankung bekannt war. Bei sechs der Patienten war eine vorausgegangene kardiale Ischämie bzw. Myokardinfarkt mit im MRT bei 1,5 T gesichertem Late-Enhancement bekannt. Drei Patienten litten an einer im Vorfeld bioptisch gesicherten Myokarditis, wobei hier bei nur einem Patienten ein Late-Enhancement vorbeschrieben war. Alle Patienten hatten bereits im Rahmen der klinischen Diagnostik eine Herz-MRT an einem Signa 1,5 T TwinSpeed MRT-Gerät und eine zweite Herz-MRT an einem 1,0 T Panorama open MRT-Gerät erhalten. Als Ausschlusskriterien galten bei allen untersuchten Personen die bekannten Kontraindikationen der MRT, wie ferromagnetische Implantate, Herzschrittmacher etc. Bei 21 der Patienten wurden zusätzlich zu den Standardsequenzen weitere Sequenzen nach Kontrastmittelgabe akquiriert. Alle Patienten wurden mindestens 24 Stunden vorher über den Ablauf und mögliche Risiken der Untersuchung informiert und mussten schriftlich ihr Einverständnis zu der Untersuchung geben. Die Untersuchungen in beiden MRT-Scannern fanden in der Zeit von August 2007 bis Oktober 2009 statt.

2.2 Aufbau des Tomographen

Röhrenscanner



Offenes MRT



Abbildung 3: Darstellung eines herkömmlichen Tunnelsystems und eines offenen MRT [67].

	Röhre Scanner	Offenes MRT
Durchmesser	60 cm (Röhrendurchmesser)	160x40 cm (BxH)
Max. Körpergewicht	130 kg	250 kg
Max. slew-rate	150 T/m/s	120 T/m/s
Max. FOV	48 cm	45 cm

Tabelle 3: Übersicht der wichtigsten technischen Daten des Signa 1,5 T TwinSpeed MRT (GE Healthcare) als Röhre Scanner und des 1,0 T Panorama open MRT (Philips Healthcare) [89, 90].

Die Untersuchung wurde jeweils an einem Signa 1,5 T TwinSpeed MRT mit Excite-Technologie der Firma General Electric (GE Healthcare Technologies, Milwaukee, WI, USA) und einem 1,0 T Panorama open MRT mit SofTone Software (Philips Healthcare, Best, Niederlande) durchgeführt. Der Durchmesser der Bohrung betrug für das GE 1,5 T 60 cm seitlich und 45 cm vertikal ab dem Tisch. Für das Philips Panorama open 1,0 T betrug die Bohrung 160 cm im Raum horizontal und 40 cm vertikal ab dem Tisch. Das maximal zulässige Körpergewicht für Patienten am offenen MRT betrug 250 kg, am TwinSpeed waren es 130 kg.

Die Gradientenfelder wurden durch drei orthogonale Spulenpaare in das MRT integriert. Der Nullpunkt der erzeugten Gradientenfelder lag im Mittelpunkt des MRT. Das 1,5 T-System wies zwei Gradientensysteme von maximal 40 mT/m auf, wobei das stärkere bis zu 45 mT/m maximaler Amplitude aufbrachte und bei zentriertem kleineren FOV (max. 35 cm) genutzt wurde, während das schwächere Gradientensystem mit 25 mT/m maximaler Amplitude ein größeres FOV (max. 48 cm) bewältigen konnte. Die slew-rate betrug 150 T/m/s. Das Philips Panorama open 1,0 T hatte ein Gradientensystem mit einer maximalen Amplitude von 28 mT/m und einer maximalen slew-rate von 120 T/m/s. Das FOV betrug max. 48 cm, im offenen MRT max. 45 cm.

Die Signalanregung erfolgte bei allen Sequenzen bei beiden Geräten durch die im Gerät eingebaute Körperspule, um ein möglichst homogenes B₁-Feld zu erhalten.

Zum Empfang des Signals wurde beim 1,5 T bei allen Sequenzen mit Ausnahme der STIR-Sequenz eine 4-Kanal-Phased-Array-Oberflächenspule der Firma GE verwendet. Die STIR-Sequenz wurde aufgrund der besseren Homogenität mit der Körperspule allein gemessen. Die 4-Kanal-Phased-Array-Oberflächenspule bestand aus mehreren

Elementen, die im phasengesteuerten Verbund auf die Vorder- und Rückseite des Thorax des Patienten aufgelegt wurden. Die Größe von 28 x 22 cm pro Spulenelement ermöglichte die komplette Abdeckung des Thorax. Die Rekonstruktion eines Bildes erfolgte dann aus den von den einzelnen Spulenelementen akquirierten Bildern.

Beim 1,0 T-System wurde als Empfangsspule eine Solenoidspule verwendet, die den Patienten als Ganzes umschloss und zur Rauschminderung mit einem Preamplifier ausgestattet war, um ein optimales SNR zu erhalten. Diese Spule war im Gegensatz zu der Phased-Array-Oberflächenspule ein starrer Ring, welcher einen Innendurchmesser von 22 x 33,1 x 31 (Höhe x Länge x Breite) aufwies.

2.3 Pulssequenzen

Das Arbeitsprotokoll war für beide Geräte identisch und umfasste SSFP-Sequenzen, zu denen die 2D-FIESTA (1,5 T) und die 2D-BTFE-Sequenzen beim offenen MRT gehörten, sowie T1 und T2-gewichtete FSE-Sequenzen mit Double-Inversion-Recovery-Technik (Black Blood) und Triple-Inversion-Recovery-Sequenzen. Die SSFP-Sequenzen wurden in drei Schnittebenen durchgeführt: Im 2-Kammer-Blick des linken und rechten Ventrikels in der langen und kurzen Achse sowie im 4-Kammer-Blick für alle vier Herzkammern. Für die FSE-Sequenzen wurde jeweils nur der 2-Kammer-Blick in der kurzen Achse durchgeführt. Bei 21 Patienten erfolgte zusätzlich die Durchführung perfusionsgewichteter Aufnahmen sowie von Aufnahmen mit verzögerter KM-Aufnahme (Late-Enhancement) im 2-Kammer-Blick der kurzen Achse mit Anfertigung von jeweils drei Kurzachsenschnitten(basal, mittventrikulär und apikal).

2.3.1 Steady-State-free-Precession (SSFP-Sequenzen)

FIESTA-Sequenz: SA, LA, 4KB (1,5 T)

Folgende Parameter galten für die Sequenzen: 1RR-Zyklus; TR 3,4 ms; TE 1,5 ms; FOV 36x36 cm; Matrix 224x224; Flipwinkel 45°; prospektives Gating; Atemanhaltetechnik; Schichtdicke 8 mm.

BTFE-Sequenz: SA, LA, 4 KB (1,0 T)

Die Sequenzen wurden mit den folgenden Parametern durchgeführt: 1RR-Zyklus; TR 4,5 ms; TE 2,2 ms; FOV 32x32 cm; Matrix 180x180; Flipwinkel 60°; retrospektives Gating; Atemanhaltetechnik; Schichtdicke 8 mm

2.3.2 FSE-Sequenzen (schnelles Spinecho) bei 1,5 T (T1 und T2, STIR)

Für die FSE-Sequenzen galten folgende Parameter: TR 2 RR-Intervalle; FOV 36x36; Matrix 256x256; Schichtdicke 8 mm; prospektive Triggerung; Atemanhaltetechnik; RBW 33kHz; EZL 32; NE 1

Die FSE T1 wurde mit TE 10 ms durchgeführt.

TE 90 ms war für die FSE T2 gegeben.

Die FSE STIR wurde mit TE 90 ms und TI: 150 ms vorgenommen.

2.3.3 TSE-Sequenzen (schnelles Spinecho) bei 1,0 T (T1 und T2, STIR)

Für das schnelle Spin Echo galten folgende Parameter: TR 2RR-Intervalle; FOV 35x35; Matrix 224x175; Schichtdicke 8 mm; prospektive Triggerung; Atemanhaltetechnik; RBW; EZL 25; NE 1

FSE T1 Sequenz wurde mit TE 10ms durchgeführt

FSE T2 Sequenz erfolgte bei TE 90ms

Die FSE STIR (T1) Sequenz wurde vorgenommen bei TE 40 ms und TI 150 ms.

Außerdem wurden bei allen Patienten Bilder eine Perfusionssequenz in der kurzen Achse, sowie das Late- Enhancement in der kurzen Achse durchgeführt.

2.3.4 Perfusion

- **1,0 T:** B-TFE – EPI Hybridsequenz; 3 Einzelbilder (Multislice) pro Herzschlag; TE 3,8 ms; TR 10,5 ms; FOV 27 x 27 cm; Matrix 96 x 88; Schichtdicke 10 mm; Kippwinkel 30°
- **1,5 T:** FIESTA; TE 1,5 ms

2.3.5 Spätanreicherung des Herzens

Für die Late-Enhancement-Sequenz wurde zunächst bei beiden Geräten über eine Scout-Sequenz die optimale TI ermittelt, um das Myokard zu nullen, und den Gadolinium-Effekt besser und genauer zu verifizieren.

•**1,0 T:** T1 GRE, Inversionsvorpuls, enddiastolisch; 2D(viele Atemanhalte); Schichtdicke 16 mm; TE 1,4 ms; TR 4,4 ms; Echozuglänge 40, Kippwinkel 15°; Prospektive Triggerung; Matrix 224 x 200; FOV 37x37 cm

•**1,5 T:** TE 1,5 ms; TR 6,7 ms; Kippwinkel 25°; Matrix 128 x 128

2.4 EKG-Triggerung und Atemkontrolle

Zur Vermeidung von Artefakten wurden alle Aufnahmen mit EKG-Triggerung in Atemanhaltetechnik angefertigt. Durch Anlegen eines Atemgurtes konnte die Atembewegung visuell an der MRT-Konsole kontrolliert 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 im Abstand von mindestens 10 cm zueinander im Bereich der linken Brust platziert. Abb. 3 zeigt die Anlage der EKG-Elektroden.

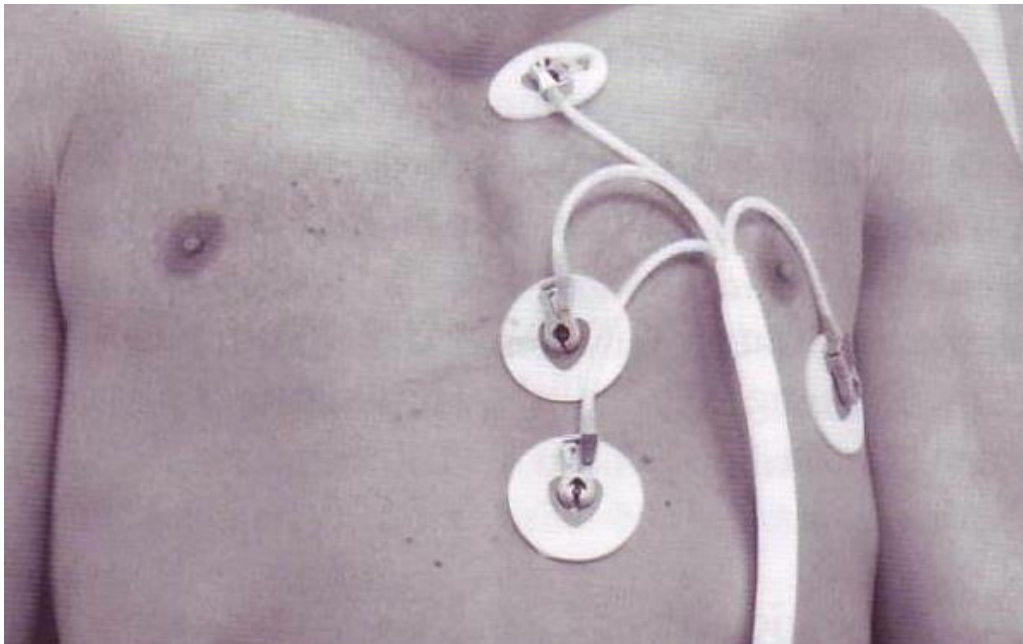


Abbildung 4: Korrekte Lage der Elektroden [40]

2.5 Planung der Schichtorientierungen

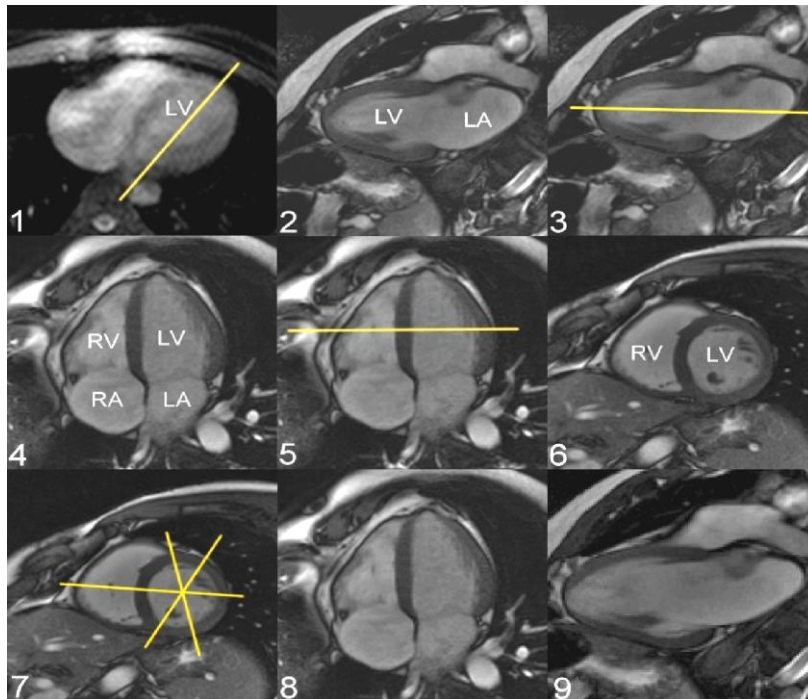


Abbildung 5: Darstellung der Schichtebenenplanung für die lange und kurze Herzachse sowie den Zwei- und Vierkammerblick [40].

- 1) Axiales Planungsbild
- 2) 2+9 = 2-Kammer-Blick lange Achse (LA) / korrigierte LA
- 3) 4+8 = 4-Kammer-Blick (4KB) / korrigierter 4KB
- 4) 6 = 2-Kammer-Blick kurze Achse(SA)

2.6 Untersuchungsablauf

Zunächst erfolgte für die jeweilige MRT-Untersuchung aus medizinischer Indikation das Patientenaufklärungsgespräch.

Der Patient wurde in Rückenlage auf dem Untersuchungstisch gelagert und fußwärts in den MR-Tomographen gefahren. Um eine optimale Thoraxabdeckung durch die Oberflächenspule zu gewährleisten, wurde im 1,5 T MR Tomographen darauf geachtet, dass die Schultern sich auf Höhe des Oberrandes des rückwärtigen Teils der 4 Kanal-Oberflächenspule befanden.

Nun wurden der Atemgurt und die EKG-Elektroden angelegt und danach der vordere Spulenanteil entsprechend herzorientiert auf den Thorax aufgelegt und fixiert. Der Tisch wurde im Anschluss daran automatisch in der Ausgangsposition justiert. Die Erklärung

zum Ablauf der Messungen und die Atemkommandos konnten über eine Sprechanlage gegeben werden. Nach Planung der Schnittebenen mittels einer Real-Time-Localizer-Sequenz wurden zunächst in den drei Hauptebenen (axial, koronar und sagittal) Übersichtsaufnahmen akquiriert und dann anhand dieser Aufnahmen die Schnittebenen für die weiteren Sequenzen geplant.

Die FIESTA-Sequenzen wurden im 4-Kammer-Blick sowie im 2-Kammer-Blick in der langen Achse (LA) und in der kurzen Achse (SA) in jeweils einer Schicht mit Autoslim akquiriert. Die Ebene für die kurze Achse wurde mittventrikulär angelegt. Bei den FSE-Sequenzen T1 und T2 sowie bei der STIR-Sequenz wurden jeweils eine Schicht im 2-Kammer-Blick in der kurzen Achse und eine Schicht im 4-Kammer-Blick gemessen. Der 4-Kammer-Blick war speziell zur Beurteilung der Klappen notwendig. Vor jeder Messung wurde ein Prescan durchgeführt, der die Abgleichung des dynamischen Bereichs der HF-Empfangseinheit beinhaltet. Damit wurde die Entstehung von Bildartefakten durch inkorrekte Abstimmung des dynamischen Bereichs der HF-Empfangseinheit verhindert. Sowohl beim 1,5 T TwinSpeed als auch beim 1,0 T Panorama open war die Surface Coil Intensity Correction immer ausgeschaltet.

Für die Kontrastmittelsequenzen wurde als ionisches, extrazelluläres Kontrastmittel Gadobuterol (Gadovist®) verwendet. Den Patienten wurde die für klinische Untersuchungen empfohlene Dosis von jeweils 0,1mmol/ kg Körpergewicht verabreicht (Herstellerempfehlung). Die Perfusionsaufnahmen wurden direkt mit dem ersten Durchgang des Kontrastmittelbolus aufgenommen (first-pass). Vor Akquisition der Sequenzen mit Spätanreicherung des Kontrastmittels erfolgte eine weitere Kontrastmittelgabe mit einer gewichtsadaptierten Dosis von 0,2 mmol/kg KG (double dose).

2.7 Auswertung

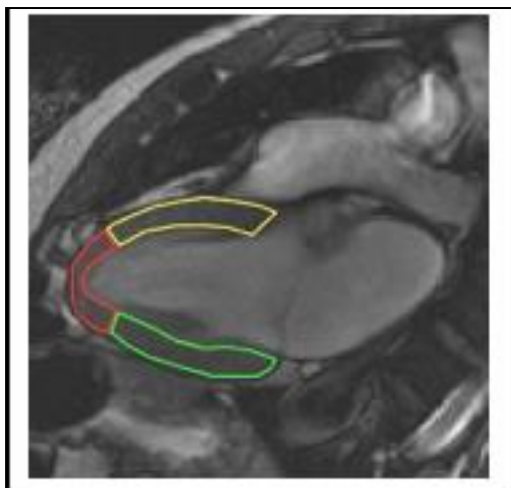
Die Bildauswertung gliedert sich in einen quantitativen und einen qualitativen Teil.

2.7.1 Quantitative Auswertung

Für die quantitative Auswertung der einzelnen Bilder wurden für alle gemessenen Sequenzen das SNR und das CNR bestimmt.

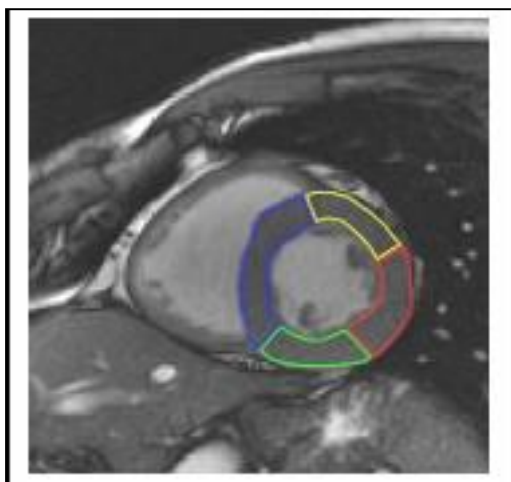
Dazu wurde das Myokard des linken Ventrikels in mehrere Segmente unterteilt (ROIs) und in diesen die mittlere Signalintensität plus Standardabweichung ermittelt. Bei den CINE-Sequenzen wurde das endsystolische Bild vermessen, da das Myokard hier die größte Dicke aufweist und die Bilder so optimal vergleichbar sind. Für die Bestimmung des CNR wurde eine zusätzliche ROI in das Cavum des linken Ventrikels und in den artefaktfreien Bildhintergrund gelegt. Die Standardabweichung des Hintergrundsignals wurde für das Rauschen benutzt.

Die Abbildungen zeigen die Unterteilung des linken Ventrikelmyokards in die jeweiligen Segmente, je nach Scanebene. In der langen Achse wurde das linke Myokard in einen inferioren, apikalen und anterioren Anteil, in der kurzen Achse in einen anterioren, lateralen, posterioren und septalen Anteil und im Vierkammerblick in einen lateralen, apikalen und septalen Anteil unterteilt.



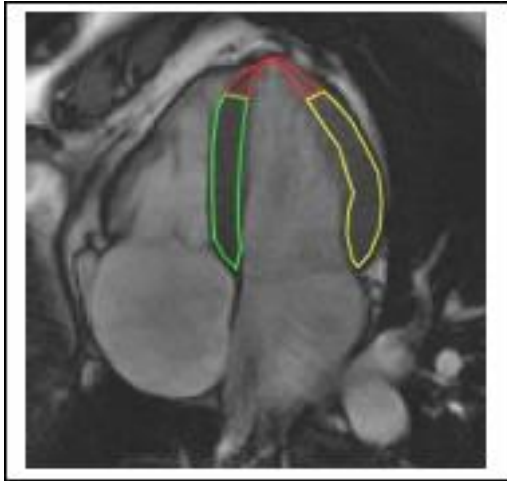
Myokardsegmente LA

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



Myokardsegmente SA

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



Myokardsegmente 4 KB

Gelb: Laterales Segment

Rot: Apikales Segment

Grün: Septales Segment

Abbildung 6: Einteilung der jeweiligen Myokardsegmente in der langen und kurzen Achse sowie im Vierkammerblick [40].

Das SNR wurde gemäß der Formel 1 berechnet:

$$\text{SNR} = \text{SI}_{\text{Myokard}} / \text{SD}_{\text{Rauschen}}$$

Das CNR gemäß der Formel 2:

$$\text{CNR} = (\text{SI}_{\text{Cavum}} - \text{SI}_{\text{Myokard}}) / \text{SD}_{\text{Rauschen}}$$

Die Bestimmung des SNR erfolgte durch Division der mittleren SI der ROI des jeweiligen Myokardabschnittes mit der Standardabweichung (SD) des Rauschens gemäß Formel 1. 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.

2.7.2 Qualitative Auswertung

Die qualitative Auswertung des Bildmaterials erfolgte durch zwei unabhängige Radiologen in einem randomisierten Blindversuch. Die Beobachter waren weder über den Scanmodus noch über die Feldstärke des Gerätes informiert. Die Auswertung erfolgte anhand einer „Notenskala“ mit Noten von eins bis fünf.

Die zu benotenden Eigenschaften waren:

2.7.2.1 Gesamtbildqualität und Bildqualität in Bezug auf einzelne Herzanteile wie

- linker Ventrikel
- rechter Ventrikel
- AV-Klappen
- Perikard;

2.7.2.2 Qualität des Bildes in Bezug auf Artefakte, wie

- a) Bewegungsartefakte
- b) Flussartefakte
- c) Shadingartefakte

Für die Gesamtbildqualität wurden als Noten festgelegt:

1= sehr schlechte Bildqualität, Herzmorphologie wegen Artefakten nicht beurteilbar

2= schlechte Bildqualität, deutlich eingeschränkte Beurteilbarkeit aufgrund von Artefakten

3= befriedigendes Bild, Artefakte vorhanden jedoch ohne wesentlichen Einfluss auf die Beurteilbarkeit des Bildes

4= gutes Bild, kaum Artefakte, gute Beurteilbarkeit

5= sehr gutes Bild, keine Artefakte, Beurteilbarkeit sehr gut

Für die Qualität einzelner Herzstrukturen wurden als Noten festgelegt:

1= Struktur nicht abgrenzbar sehr gute Abgrenzbarkeit

5= sehr gute Abgrenzbarkeit

Für die Beurteilung der Herzklappen (AV-Klappen):

1= Klappen nicht abgrenzbar

2= Klappen partiell abgrenzbar

3= Klappen abgrenzbar

4= einzelne Klappensegel abgrenzbar

5= Segel und Chordae tendinae abgrenzbar

Beurteilung der Artefakte:

1= zahlreiche Artefakte mit deutlicher Herabsetzung der Bildqualität und Beurteilbarkeit

5= keine Artefakte, optimale Bildqualität und Beurteilbarkeit

2.7.2.3 Late-Enhancement und Perfusion

Bei allen Patienten wurden die Bilder auch in Bezug auf die späte Kontrastmittelanreicherung und die Perfusion ausgewertet. Hierzu wurde bei den 21 Patienten das 17-Segment-Modell angewandt.

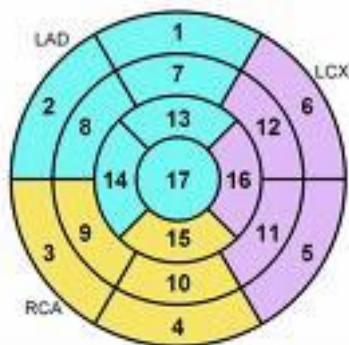


Abbildung 7: 17-Segment-Modell als Bulls-Eye Darstellung [91].

Bei diesem oben abgebildeten Modell wird der linke Ventrikel entlang der langen Achse in einen basalen, mittleren und apikalen Ring unterteilt.

In dieser Darstellung stellt der äußere Ring die basale, der mittlere Ring die mittlere, der innere Ring die apikale Kurzachsenschicht dar. Das Zentrum entspricht der Herzspitze.

Die individuellen Myokardsegmente lassen sich den Versorgungsgebieten der drei Hauptkoronararterien zuordnen unter dem Vorbehalt, dass hier eine sehr ausgeprägte anatomische Variationsbreite vorliegt. Es wurde nun anhand dieses Schemas ausgewertet, ob und in welchem Segment eine Pathologie erkennbar, also einem Koronararterienversorgungsgebiet zuzuordnen war und welches Ausmaß diese Pathologie hatte.

Die Zuordnung zum Koronararterienversorgungsgebiet wurde mittels einer Kreuztabelle und anhand des 17-Segment-Modells beantwortet.

In der Auswertung wurde eine Null gegeben, wenn keine Pathologie, wie Perfusionsdefizit oder Late-Enhancement, erkennbar war. Eine eins bedeutet, dass eine Pathologie erkennbar war.

Die Ausdehnung des Perfusionsdefizites und der Spätanreicherung des Kontrastmittels wurde mit den Zahlen 0-4 wie folgt benotet:

0 = kein Late-Enhancement/ Perfusionsdefizit

1 = 25% Transmuralität des Late-Enhancement/ Perfusionsdefizit

2 = 50% Transmuralität des Late-Enhancement/ Perfusionsdefizit

3 = 75% Transmuralität des Late-Enhancement/ Perfusionsdefizit

4 = 100% Transmuralität des Late-Enhancement/ Perfusionsdefizit

2.7.3 Statistische Ergebnisanalyse

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

Für beide Feldstärken wurden in der quantitativen Analyse Mittelwert (MW) mit Standardabweichung (SD), Median (MD), Minimal- (Min) und der Maximalwert (Max) ermittelt.

Für die qualitative Auswertung wurde bei beiden Feldstärken der Mittelwert der jeweils gegebenen Noten von 1-5 ermittelt, außerdem die jeweilige Anzahl der gegebenen Noten in Bezug auf die Gesamtbildqualität in Prozent.

Das Vorliegen einer statistischen Signifikanz für Unterschiede zwischen den beiden MRT Methoden wurde für die quantitative Analyse wegen der kleinen Fallzahl (n= 33) mittels des Wilcoxon-Tests für nicht parametrische Daten geprüft.

Für die Auswertung der Perfusion und des Late-Enhancement wurde ebenfalls der Wilcoxon-Test für nicht- parametrische Daten verwendet.

Ein Unterschied zwischen den Ergebnissen von 1.5 T und 1.0 T wurde als statistisch signifikant angesehen bei einem p-Wert < 0,05 und als hoch signifikant bei einem p-Wert von < 0,01.

3 Ergebnisse

Die FSE/TSE und SSFP-Sequenzen konnten bei allen 33 untersuchten Patienten an beiden Geräten in allen geplanten Schnittebenen vollständig akquiriert werden.

Nach Kontrastmittelgabe konnten Sequenzen zur Darstellung eines Perfusionsdefizites und zur Darstellung der Spätanreicherung des Kontrastmittels bei 21 Patienten erfolgreich an beiden Systemen aufgenommen werden.

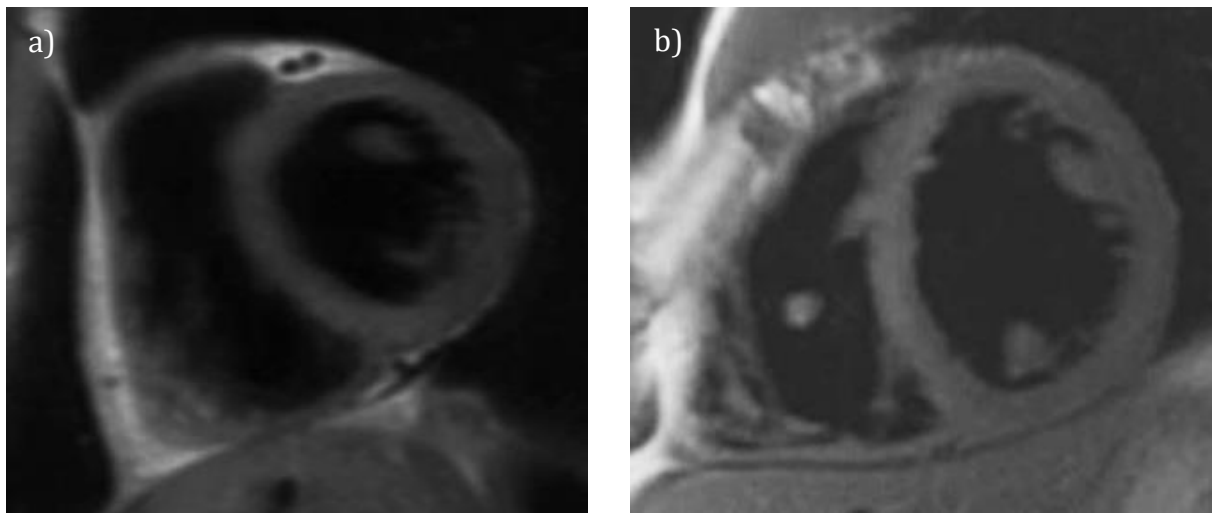


Abbildung 8: a) T1-gewichtete TSE-Sequenz bei 1,0 Tesla, b) T1-gewichtete FSE-Sequenz bei 1,5 Tesla

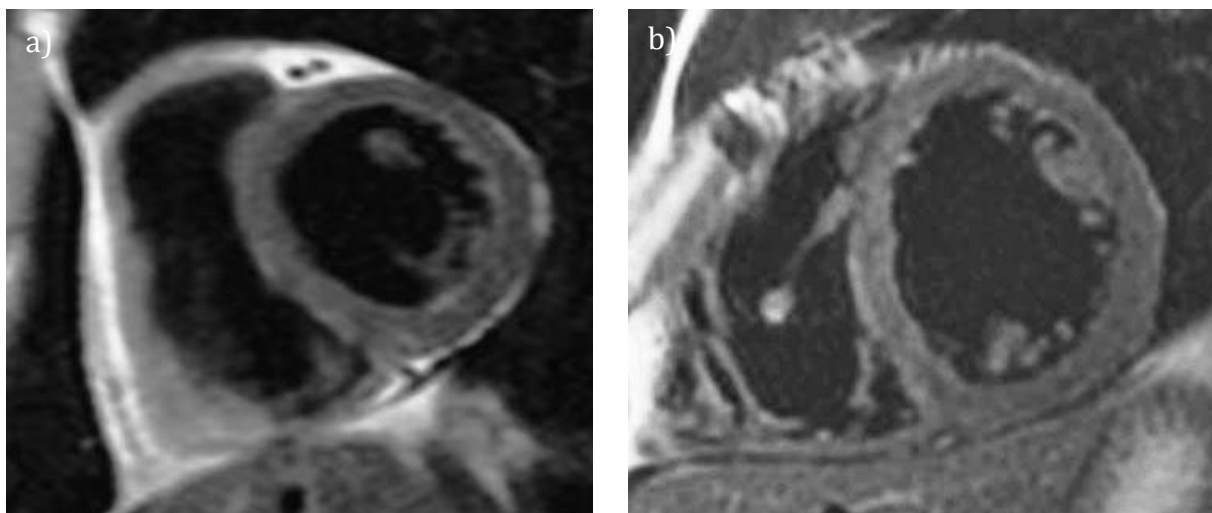


Abbildung 9: a) T2-gewichtete TSE-Sequenz bei 1,0 Tesla, b) T2-gewichtete FSE-Sequenz bei 1,5 Tesla

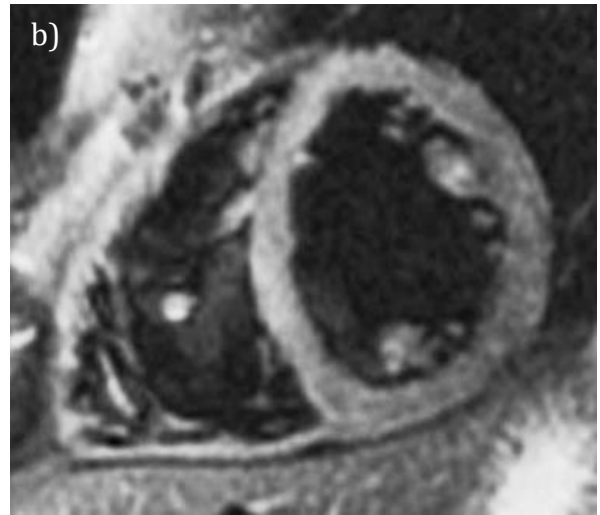
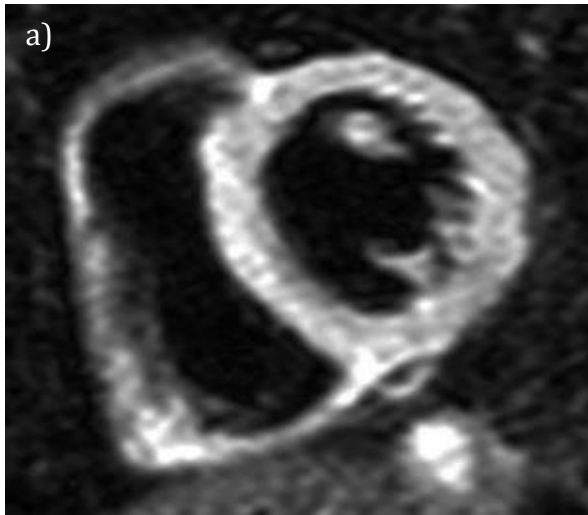


Abbildung 10: a) STIR-Sequenz bei 1,0 Tesla, b) STIR-Sequenz bei 1,5 Tesla

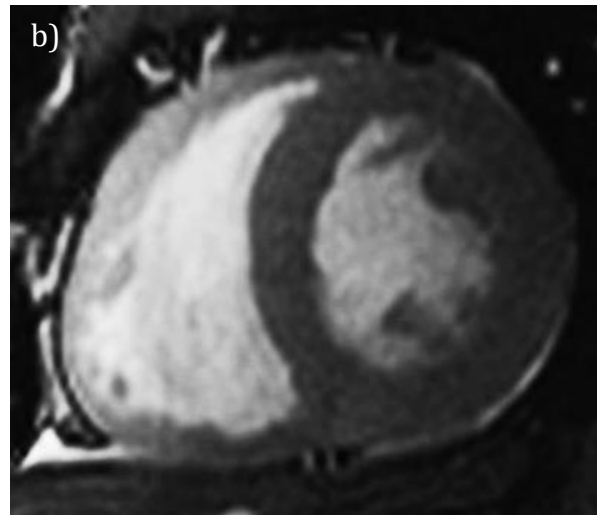
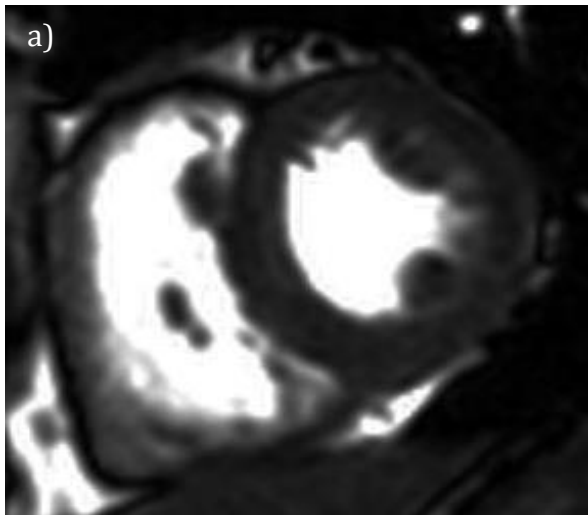


Abbildung 11: a) B-TFE-SA-Sequenz bei 1,0 Tesla, b) SA-FIESTA-Sequenz bei 1,5 Tesla

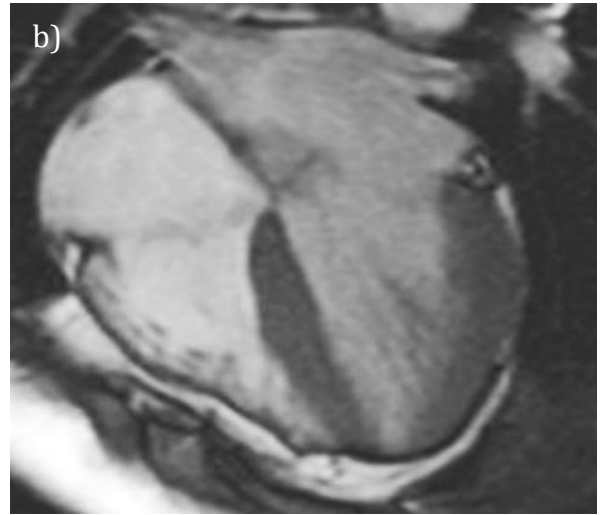
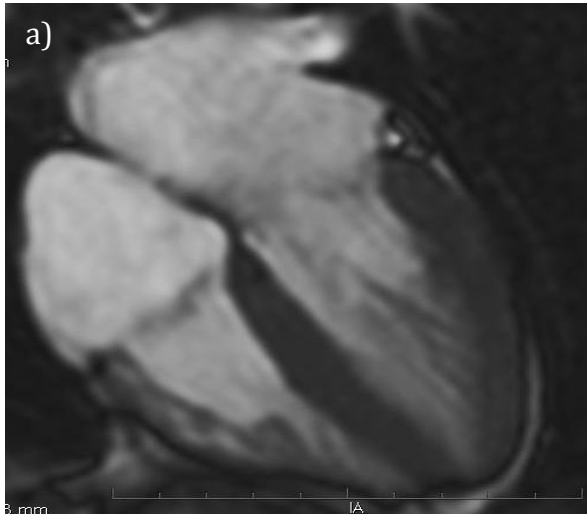


Abbildung 12: a) B-TFE-4CV-Sequenz bei 1,0 Tesla, b) 4CV-FIESTA-Sequenz bei 1,5 Tesla

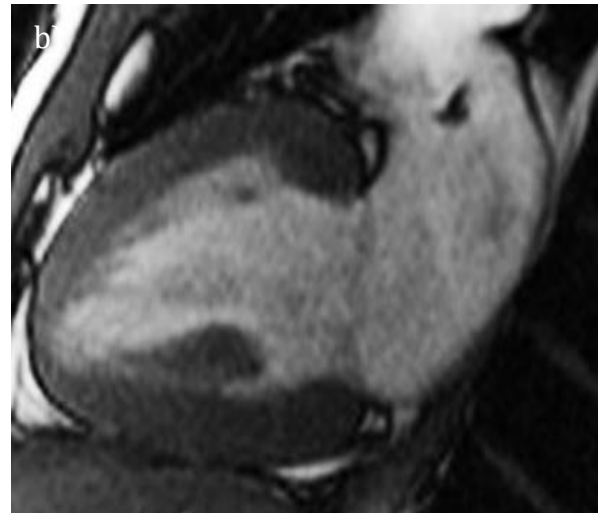
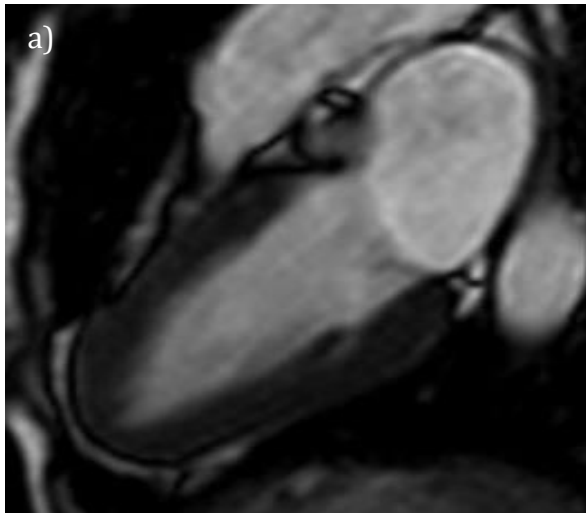


Abbildung 13: a) B-TFE-LA-Sequenz bei 1,0 Tesla, b) LA-FIESTA-Sequenz bei 1,5 Tesla

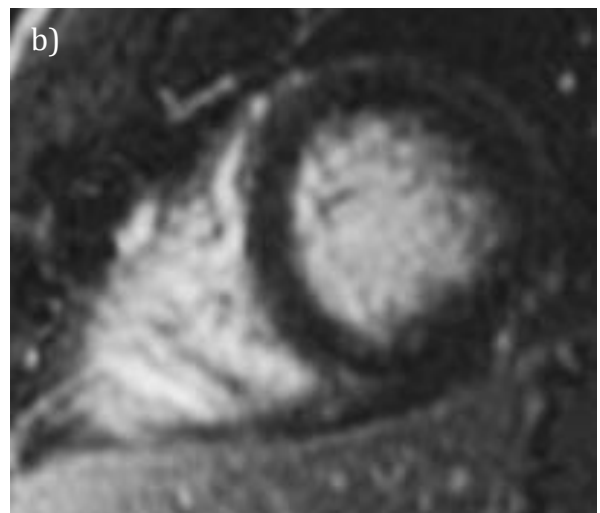
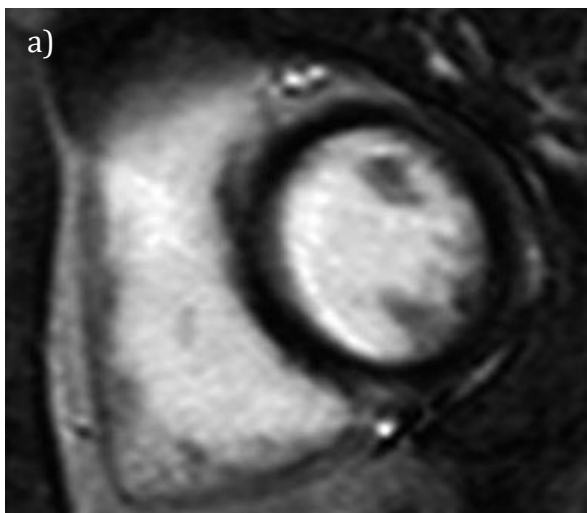


Abbildung 14: a) Late- Enhancement-Sequenz in der kurzen Achse bei 1,0 Tesla, b) Late- Enhancement Sequenz in der kurzen Achse bei 1,5 Tesla

3.1 Quantitative Auswertung

In den Tabellen 3 und 4 sind für jede gemessene Scanebene die Anzahl der Patienten, Mittelwert, Minimum, Maximum und Standardabweichung bei 1,5 T und 1,0 T sowie der p-Wert dargestellt.

3.1.1 Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR)

Sequenz	System	N	MW	Min.	Max.	SD	p-Wert
Cine SA	1,5 T	33	30,04	13,10	96,40	15,38	0,2570
	1,0 T	33	25,21	9,80	47,00	9,68	
Cine LA	1,5 T	33	25,77	12,51	69,54	10,82	0,1640
	1,0 T	33	21,46	10,10	39,80	6,53	
Cine 4KB	1,5 T	33	30,99	13,40	94,80	14,94	0,2350
	1,0 T	33	26,98	11,50	43,40	7,77	
SA BB T1	1,5 T	33	50,87	11,85	95,38	22,22	0,9110
	1,0 T	33	50,39	14,40	78,27	16,72	
SA BB T2	1,5 T	33	30,39	10,50	66,30	12,79	0,0260
	1,0 T	33	23,12	13,20	43,40	7,47	
SA BB STIR	1,5 T	33	24,00	2,90	46,30	11,66	0,0250
	1,0 T	33	29,10	11,30	49,70	11,26	

Tabelle 4: Synopsis des gemessenen Signal-zu-Rausch-Verhältnis der verschiedenen Sequenzen bei 1,5 T im Vergleich zu 1,0 T bei 33 Patienten.

In Prozentzahlen ausgedrückt war das Signal zu Rausch-Verhältnis (SNR) im Mittel im offenen MRT im Gegensatz zum 1,5 T MRT bei den CINE-Sequenzen 16,1% niedriger in der kurzen Achse des 2-Kammer-Blicks, 16,7% niedriger in der langen Achse des 2-Kammer-Blicks und 12,9% niedriger im 4-Kammer-Blick. Bei den FSE-Sequenzen war das SNR bei 1,0 T um 0,9% gegenüber 1,5 T erniedrigt in der T1-Wichtung, um 23,9% in der T2-Wichtung. Im Gegensatz hierzu zeigte sich das SNR in der STIR-Sequenz um 17,5% erhöht. Die Unterschiede zwischen den beiden MRT Verfahren waren bei der T2-Sequenz statistisch signifikant.

Bei den statischen Spinechosequenzen in der T1 und T2-Wichtung zeigten sich im SNR Unterschiede von maximal 23,9%, bei der STIR-Sequenz war das SNR bei 1,0 T um

17,5% erhöht. In den Cine-Sequenzen im 2-Kammer-Blick in der langen und kurzen Achse sowie im 4-Kammer-Blick ergab sich maximal ein um 16,7% größeres SNR bei 1,5 T.

Anhand der Minimal- und Maximalwerte sowie der Standardabweichung erkennt man, dass die Spannbreite der Ergebnisse im Tunnelsystem mit 1.5 T größer ist.

Die maximal erreichbaren Ergebnisse liegen bei der Bildgebung im Tunnelsystem mit höherer Feldstärke erwartungsgemäß über den SNR-Ergebnissen eines offenen Systems bei 1,0 T.

3.1.2 Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR)

Sequenz	System	N	MW	Min	Max	SD	p-Wert
Cine SA	1,5 T	33	52,59	16,70	196,80	36,03	0,0500
	1,0 T	33	55,62	29,40	88,40	15,60	
Cine LA	1,5 T	33	29,81	7,65	90,40	16,82	<0,0001
	1,0 T	33	45,31	22,94	87,28	14,32	
Cine 4KB	1,5 T	33	33,46	4,08	109,30	22,40	0,0020
	1,0 T	33	49,55	29,76	94,80	16,82	
SA BB T1	1,5 T	33	45,48	10,66	87,48	19,90	0,6950
	1,0 T	33	46,34	11,49	73,26	16,08	
SA BB T2	1,5 T	33	24,69	5,50	53,70	10,76	0,1070
	1,0 T	33	20,13	10,30	38,70	7,05	
SA BB STIR	1,5 T	33	17,70	2,10	39,30	9,45	0,0010
	1,0 T	33	24,47	9,70	42,60	10,02	

Tabelle 5: Zusammenfassung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis bei den verschiedenen Sequenzen bei 1,5 T im Vergleich zum offenen System bei 1,0 T bei 33 Patienten.

In Prozentzahlen ausgedrückt waren das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis mit dem geschlossenen 1,5 T-MRT die Cine-Sequenzen des 2-Kammer-Blick in der kurzen Achse (SA) im Vergleich zu dem offenen 1,0 T-MRT im Mittel um 5,4%, im 2-Kammer-Blick in der langen Achse (LA) im Mittel um 34,2% und im 4-Kammer-Blick (4KB) um 32,5% geringer (alle Ergebnisse signifikant, siehe Tabelle 4). Bei den FSE-Sequenzen waren im offenen MRT das CNR in der T1-Wichtung (SA BB T1) im Mittel um 1,9% erniedrigt, in der T2-Wichtung (SA BB T2) im Mittel um 18,5% niedriger (nicht

signifikant). In den statischen Black-Blood-Sequenzen des offenen MRT mit 1,0 T war das CNR bei der STIR-Sequenz im Mittel um 27,7 % höher als im geschlossenen MRT bei 1,5 T (p=0.001).

3.2 Qualitative Auswertung

In den Tabellen 5 und 6 sind die Mittelwerte der gegebenen qualitativen Noten jeweils für das MRT mit 1,5 T und 1,0 T dargestellt. Tabelle 7 zeigt die Häufigkeit der gegebenen Noten als Zahl und Prozent, in Bezug auf die Anzahl der Patienten.

3.2.1 Mittelwerte bzgl. der Erkennbarkeit von Herzstrukturen und Gesamteindruck auf einer Skala von 1 (schlecht) bis 5 (sehr gut)

CINE LA (N= 33)	1,5 T	1,0 T
Linkes Myokard	4,71	4,36
Klappen	4,62	4,52
Perikard	4,44	4,47
<i>Gesamteindruck</i>	4,71	4,38
CINE SA (N=33)		
Linkes Myokard	4,76	4,56
Rechtes Myokard	4,74	4,18
Perikard	4,21	3,76
<i>Gesamteindruck</i>	4,71	4,41
CINE 4KB (N=33)		
Linkes Myokard	4,68	4,5
Rechtes Myokard	4,65	4,35
Klappen	4,64	4,85
Perikard	4,59	4,15
<i>Gesamteindruck</i>	4,59	4,38
BB T1 (N=33)		
Linkes Myokard	4,67	4,73
Rechtes Myokard	4,33	4,15
Perikard	2,61	2,58
<i>Gesamteindruck</i>	4,61	4,58
BB T2 (N= 33)		
Linkes Myokard	4,77	4,77
Rechtes Myokard	4,42	3,96
Perikard	2,54	2,12
<i>Gesamteindruck</i>	4,65	4,62
BB STIR (N=33)		

Linkes Myokard	4,5	4,6
Rechtes Myokard	3,9	3,97
Perikard	1,73	1,67
<i>Gesamteindruck</i>	4,3	4,4

Tabelle 6: Mittelwert der Benotung von Sequenzen mit den Werten der Notenskala von 1 (schlecht) bis 5 (sehr gut) in Bezug auf die Abgrenzbarkeit und somit Beurteilbarkeit der einzelnen Herzstrukturen wie Perikard, Myokard und Klappen und in Bezug auf den Gesamteindruck.

Je nach Schnittebene konnte das rechte Myokard nicht mitbeurteilt werden. Die Klappen ließen sich aufgrund der Schnittebene nur im 4-Kammer-Blick und in der langen Achse des 2-Kammer Blicks beurteilen. Bei 1 T war der Gesamteindruck bei der STIR-Sequenz minimal erhöht. In den Cine-Sequenzen der langen- und kurzen Achse des 2-Kammer-Blicks wurden die Bilder des geschlossenen Systems um knapp eine halbe Note besser bewertet als die des offenen MRT. Im 4-Kammer-Blick sowie bei den T1 und T2-Wichtungen gab es keinen Unterschied zwischen den beiden Systemen in Bezug auf den Gesamteindruck. In der Bewertung der Abgrenzbarkeit einzelner Strukturen gab es bei beiden Systemen die schlechtesten Noten für die Abgrenzbarkeit des Perikards und des rechten Myokards. Dies war unabhängig von der Feldstärke. Das linke Myokard ließ sich sowohl bei 1,5 T als auch bei 1,0 T am besten in der T2-Wichtung beurteilen, die Note war mit 4,77 bei beiden Systemen nicht unterschiedlich.

3.2.2 Mittelwerte Artefakte

CINE LA (N=33)	1,5 T	1,0 T
Shading <i>Linker Ventrikel</i>		
Anterior	4,85	4,45
Apikal	4,76	4,67
Inferior	4,76	4,85
Fluss <i>Linker Ventrikel</i>	4,74	4,64
Motion	4,82	4,76
CINE SA (N=33)		
Shading <i>Rechter Ventrikel</i>		
Anterior	4,79	4,59

lateral	4,82	4,56
Inferior	4,82	4,71
<i>Linker Ventrikel</i>		
Anterior	4,91	4,79
Lateral	4,82	4,82
Inferior	4,59	4,71
Septal	4,79	4,53
Fluss		
<i>Linker Ventrikel</i>	4,79	4,91
<i>Rechter Ventrikel</i>	4,85	4,91
Motion	4,59	4,91
CINE 4KB (N=33)		
Shading		
<i>Linker Ventrikel</i>		
Lateral	4,74	4,74
Apikal	4,62	4,56
Septal	4,79	4,79
Fluss		
<i>Linker Ventrikel</i>	4,62	4,71
Motion	4,65	4,71
BB T1 (N=33)		
Shading		
<i>Rechter Ventrikel</i>		
Anterior	4,42	4,61
Lateral	4,55	4,73
Inferior	4,48	4,73
<i>Linker Ventrikel</i>		
Anterior	5,00	5,00
Lateral	4,85	4,91
Inferior	4,82	4,91
Septal	5,00	4,97
Fluss		
<i>Linker Ventrikel</i>	4,82	4,97
<i>Rechter Ventrikel</i>	4,82	5,00
Motion	4,97	4,97
BB T2 (N=33)		

Shading		
<i>Rechter Ventrikel</i>		
Anterior	4,50	4,23
Lateral	4,65	4,38
Inferior	4,30	4,38
<i>Linker Ventrikel</i>		
Anterior	4,77	5,00
Lateral	4,62	5,00
Inferior	4,62	4,85
Septal	4,92	4,92
Fluss		
<i>Linker Ventrikel</i>	4,96	4,96
<i>Rechter Ventrikel</i>	5,00	5,00
Motion	4,85	3,69
BB STIR (N=33)		
Shading		
<i>Rechter Ventrikel</i>		
anterior	4,17	4,37
lateral	4,13	4,57
inferior	4,00	4,50
<i>Linker Ventrikel</i>		
Anterior	4,80	4,87
Lateral	4,60	4,97
Inferior	4,53	4,77
Septal	4,83	4,97
Fluss		
<i>Linker Ventrikel</i>	4,90	5,00
<i>Rechter Ventrikel</i>	4,67	5,00
Motion	4,87	4,97

Tabelle 7: Mittelwerte der Noten von eins bis fünf für jede Sequenz bei 1,0 T und bei 1,5 T in Bezug auf einzelne Artefakte, wie Abschattungs-Bewegungs- und Flussartefakte, jeweils bezogen auf die Anzahl der gemessenen Patienten.

Je nach Schnittbildebene waren nur der linke oder beide Ventrikel beurteilbar. Bei den Abschattungsartefakten wurden die Segmente wie im Methodenteil beschrieben

unterteilt und beurteilt. Abschattungsartefakte traten in beiden Systemen ähnlich häufig auf. Im offenen MRT gab es in der T1- und T2-Sequenz etwas weniger Abschattungsartefakte. In den Cine-Sequenzen traten in der kurzen Achse im geschlossenen System bei 1,5 T weniger Abschattungsartefakte auf. Im 4-Kammer-Blick gab es keine Unterschiede bezüglich der Abschattungsartefakte. Bezogen auf die Flussartefakte waren die Unterschiede ebenfalls minimal. In Bezug auf die Bewegungsartefakte wurde das offene MRT bei der Cine-Sequenz in der kurzen Achse um fast eine halbe Note besser beurteilt. In der T2-Wichtung wurde das geschlossene System um nahezu eine Note besser bewertet.

3.2.3 Bildqualität in Bezug auf das Auftreten von Artefakten

	Bildqualität	1,5 T n (%)	1,0 T n (%)
CINE LA (N=34)	1 sehr schlecht	-	-
	2 mäßig bis schlecht	-	-
	3 befriedigend	2(5,9)	5(14,7)
	4 gut, wenig Artefakte	6(17,6)	11(32,4)
	5 sehr gut, keine Artefakte	26(76,5)	18(52,9)
CINE 4KB (N=34)	1 sehr schlecht	-	-
	2 mäßig bis schlecht	1(2,9)	-
	3 befriedigend	3(8,8)	5(14,7)
	4 gut, wenig Artefakte	5(14,7)	11(32,4)
	5 sehr gut, keine Artefakte	25(73,5)	18(52,9)
CINE SA (N=34)	1 sehr schlecht	-	-
	2 mäßig bis schlecht	2(5,9)	-
	3 befriedigend	-	3(8,8)
	4 gut, wenig Artefakte	4(11,8)	14(41,2)
	5 sehr gut, keine Artefakte	28(82,4)	17(50)
BB T1 (N=33)	1 sehr schlecht	-	-
	2 mäßig bis schlecht	-	-
	3 befriedigend	3(9,1)	3(9,1)
	4 gut, wenig Artefakte	7(21,2)	8(24,2)
	5 sehr gut, keine Artefakte	23(69,7)	22(66,7)
BB T2 (N=26)	1 sehr schlecht	-	-
	2 mäßig bis schlecht	2(7,7)	1(3,8)
	3 befriedigend	-	-
	4 gut, wenig Artefakte	3(11,5)	7(26,9)
	5 sehr gut, keine Artefakte	21(80,8)	18(69,2)
BB STIR (N=30)	1 sehr schlecht	1(3,3)	-
	2 mäßig bis schlecht	1(3,3)	-
	3 befriedigend	2(6,7)	3(10)

	4 gut, wenig Artefakte	10(33,3)	12(40)
	5 sehr gut, keine Artefakte	16(53,3)	15(50)

Tabelle 8: Darstellung der Häufigkeit einer Note zur Bildqualität in Bezug auf Artefakte pro Sequenz jeweils bei 1,0 und bei 1,5 T- als Anzahl und Prozentzahl.

Die Benotung erfolgte anhand der oben beschriebenen Notenskala mit Noten von 1 bis 5. Insgesamt wurde die Bestnote im 1,5 T Tunnelsystem häufiger vergeben. Wenn man sich die Prozentzahlen in Bezug auf die Bewertung „sehr gut“ und „gut“ ansah, so erkannte man folgende Ergebnisse: In den Cine- Aufnahmen in der langen Achse des 2-Kammer Blicks ergaben 94,1% bei 1,5 T sehr gute und gute, und bei 1,0 T 85,3% sehr gute und gute Werte. Im 4-Kammer-Blick wurden 88,2% bei 1,5 T und 85,3% der Untersuchungen im 1,0 T-MRT mit sehr gut und gut bewertet. In den Cine-Sequenzen im 2-Kammer-Blick in der kurzen Achse waren es bei 1,5 T 94,2% und im offenen MRT 91,2% der Untersuchungen. In den statischen Sequenzen ergaben sich für die T1-Wichtung in beiden Systemen 90,9% im sehr guten und guten Bereich, bei der T2-Sequenz 92,3% im 1,5 T Tunnelsystem und 96,1% bei 1,0 T. Bei der STIR-Sequenz wurden bei 1,5 T 86,6% der Untersuchungen mit sehr gut und gut bewertet, bei 1,0 T 90% der Untersuchungen. Im 1,0 T-MRT gab es nur einmal die Note 2. Im 1,5 T Tunnelsystem wurden vier der Untersuchungen mit 2 benotet, eine Untersuchung sogar mit der Note 1.

3.2.4 Auftretenshäufigkeit eines Late-Enhancement nach Myokardsegmenten

		1,0 T		
		0	1	Gesamt
1,5 T	0	310	14	324
	1	14	19	33
Gesamt		324	33	357

Tabelle 9: Häufigkeit des Late-Enhancement bei den untersuchten 21 Patienten je im 1,0 und 1,5 T-System bei insgesamt 312 Myokardregionen.

Die Tabelle 8 sagt aus, dass bei 310 Segmenten in beiden Geräten erwartungsgemäß kein LE auftrat. In beiden MRT Verfahren wurden jeweils in 33 Segmenten ein LE

beschrieben. Darunter gab es 19 Übereinstimmungen (ca. 58%). Entsprechend gab es 28 Segmente mit diskrepanten Beschreibungen. Pro Patient wurden 357 Segmente 21 x 17 (= 357) ausgewertet. Die Unterschiede waren nicht statistisch signifikant.

3.2.5 Vorhandensein eines Late-Enhancement

Patienten	Late-Enhancement	
	1,5 T	1,0 T
1	vorhanden	vorhanden
2	nicht vorhanden	nicht vorhanden
3	nicht vorhanden	nicht vorhanden
4	nicht vorhanden	nicht vorhanden
5	vorhanden	vorhanden
6	vorhanden	nicht vorhanden
7	nicht vorhanden	nicht vorhanden
8	vorhanden	vorhanden
9	vorhanden	vorhanden
10	nicht vorhanden	nicht vorhanden
11	vorhanden	vorhanden
12	vorhanden	vorhanden
13	vorhanden	vorhanden
14	nicht vorhanden	nicht vorhanden
15	nicht vorhanden	nicht vorhanden
16	nicht vorhanden	nicht vorhanden
17	nicht vorhanden	nicht vorhanden
18	nicht vorhanden	nicht vorhanden
19	nicht vorhanden	nicht vorhanden
20	nicht vorhanden	nicht vorhanden
21	nicht vorhanden	nicht vorhanden

Tabelle 10: Vorkommen eines Late-Enhancement bei den 21 untersuchten Patienten.

Bei Patient Nr. 6 (Tabelle 9) wurde im geschlossenen MRT, jedoch nicht im offenen MRT ein Late-Enhancement beschrieben. In allen anderen Fällen stimmte das Vorhandensein eines Late-Enhancement in beiden Systemen überein, unabhängig

davon, in welchem Segment das LE gesehen wurde, oder welche Ausdehnung es hatte.

3.2.6 Segmentale Übereinstimmung des Late-Enhancement

Segment	Übereinstimmung <i>gesamt</i>	Davon LE in 1,0 T <i>und</i> 1,5 T	LE in 1,0 T <i>oder</i> 1,5 T	Summe
1	19	2	0	21
2	18	2	3	21
3	16	0	5	21
4	21	2	0	21
5	20	1	1	21
6	21	1	0	21
7	17	1	4	21
8	20	5	1	21
9	18	3	3	21
10	19	0	2	21
11	20	1	1	21
12	20	0	1	21
13	19	1	2	21
14	19	1	2	21
15	20	0	1	21
16	21	0	0	21
17	21	0	0	21

Tabelle 11: Beschreibung der Übereinstimmung in Bezug auf das Late-Enhancement in den einzelnen Segmenten des 17-Segment-Modells.

In der 2. Spalte der Tabelle 10 wird angegeben wie viele Übereinstimmungen es in dem jeweiligen Segment gab. Spalte 3 zeigt, wie viele der Übereinstimmungen sich auf ein vorhandenes Late-Enhancement beziehen. Die 4. Spalte gibt die Anzahl an Late Enhancement an, die entweder im 1,0 T oder im 1,5 T auftraten. Die Summe aus Spalte 2 und Spalte 4 ergibt mit 21 die Anzahl der Patienten. In Segment eins zum Beispiel gab es 19 Übereinstimmungen in den beiden Systemen, davon waren 18 Übereinstimmungen bezogen auf ein nicht-vorhandenes LE und eine Übereinstimmung bezogen auf ein vorhandenes LE. In einem Fall konnte an beiden Geräten

übereinstimmend ein positives Late-Enhancement beobachtet werden. In zwei Fällen gab es im Segment 1 ein Late-Enhancement im 1,0 T oder im 1,5T.

3.2.7 Late-Enhancement in Bezug auf die Myokardsegmente und die Transmuralität bei den Patienten mit einem bekannten Myokardinfarkt bzw. einer Myokarditis

Patient	1,5 T		1,0 T		Bildqualität	
	Segment	Ausdehnung	Segment	Ausdehnung	1,5 T	1,0 T
1 (MI) m, 44 J.	1		1	75%	5	2
	2		2	50%		
	3		3	50%		
	5	50%	5			
	7	100%	7			
	8	100%	8	100%		
	9		9	75%		
	11	50%	11	75%		
	13	50%	13			
	14	50%	14			
	15	25%	15			
8 (MI) m, 67 J.	9	75%	9	50%	4	5
	1		1	75%		
	2	75%	2	75%		
	3		3	100%		
	7		7	100%		
	8	100%	8	100%		
	9	100%	9	100%		
	13	100%	13	100%		
14	100%	14	100%			
4 (MI) m, 44 J.	1	75%	1	100%	4	4
	2	100%	2	50%		
	3		3	100%		
	7	25%				
	8	25%	8	100%		
	9		9	100%		
	10		15	75%		
	9	25%				

11 (MI) m, 64 J.	2		2	100%	3	5
	3	100%	3			
	4	100%	4	100%		
	7		7	100%		
	10	25%	10			
12 (MI) m, 72 J.	2		2	100%	2	4
	3		3	100%		
	4	100%	4	100%		
	7	75%		50%		
	8	100%		50%		
	9	100%		50%		
	12	50%				
	13	75%				
	14	75%				
13 (MI) w, 58 J.	5	100%		25%	5	1
	6	100%		25%		
	11	75%				
5 (Myo) m, 20 J.	8	75%	8	50%	4	4
15 (Myo) m, 31 J.		Kein LE				
19 (Myo) m, 27 J.		Kein LE				
gesund w, 43 J.	8	25%			4	4

Tabelle 12: Beschreibung der Übereinstimmung des vorhandenen Late-Enhancement bei den Patienten mit kardialer Vorerkrankung. In der ersten Spalte sind laufende Nummer des Patienten, Erkrankung, Geschlecht und Alter erwähnt (MI = Myokardinfarkt, Myo = Myokarditis, m=männlich, W=weiblich, J=Alter (Jahre)).

Im Falle z. B. des Patienten 5 (Tabelle 11) gab es eine absolute Übereinstimmung in Bezug auf das Ausmaß des Late-Enhancement und das betroffene Segment. In der letzten Spalte ist zur besseren Beurteilung der Ergebnisse noch die Gesamtbildqualität der Untersuchung mit den Noten 1-5 angegeben. Bei Patient 1 gab es eine Übereinstimmung in Segment 8 und 11, es wurde nur das Ausmaß des Late-Enhancement unterschiedlich bewertet. Patient 13 wurde unterschiedlich bewertet in

Bezug auf das Ausmaß des Late-Enhancement. Bei diesem Patienten war die Bildqualität im 1,0 T-MRT mit der Note 1 schlecht bewertet worden. Bei zwei der Patienten mit bekannter Myokarditis wurde in beiden MRT-Systemen kein Late-Enhancement aufgedeckt. In einem einzigen Fall wurde bei einem Patienten ein Late-Enhancement bei 1,5 T beschrieben, welches im offenen MRT bei 1,0 T nicht nachzuvollziehen war. In diesem Fall war die Transmuralität mit 25% gering. Die Bildqualität war in beiden MRT - Geräten gleich gut.

3.2.8 Zuordnung und Ausdehnung eines Perfusionsdefizites

Patient	1,5 T		1,0 T		1,5 T	1,0 T
	Segment	Ausdehnung	Segment	Ausdehnung	Bildqualität	
1 (MI)	5	25%		25%	5	3
			6	25%		
			8	25%		
			9	25%		
	11	50%				
	13	25%				
	14	25%				
8 (MI)	1	25%			5	5
	2	25%		25%		
	3	25%		25%		
	7	25%		50%		
	8	25%		25%		
	9	25%		25%		
	12	25%		25%		
	13	25%		25%		
	14			25%		
	16	25%		25%		
9 (MI)			2	25%	5	5
			3	25%		
	8	25%		25%		
	9	50%		50%		
11 (MI)	2	25%		25%		
	3	25%		25%		

			6	50%		
12 (MI)					1	5
	8	25%		25%		
	9	25%		25%		
	13	50%				
	14	50%				
13 (MI)					5	4
	7	25%		25%		
	12	25%		25%		
5 (Myo)	2	25%		25%	3	5
	3	25%		25%		
	8	25%				
	9	25%				
	14	25%				

Tabelle 13: Darstellung der Übereinstimmung in Bezug auf Segment und Ausmaß bei den 7 Patienten, bei denen ein Perfusionsdefizit beschrieben wurde. In den letzten beiden Spalten ist die Bildqualität im 1,0 Offenen MRT und im 1,5 T-MRT im Vergleich angegeben. (MI = Myokardinfarkt, Myo = Myokarditis)

Die Zuordnung und Ausdehnung des Perfusionsdefektes bei 2 von 6 Patienten mit MI zeigte bei beiden MRT-Verfahren eine sehr gute (Note 5) Übereinstimmung der Gesamtqualität der Sequenzen (Tabelle 12). Bei den anderen Patienten und dem einen Patienten mit Myokarditis waren die Übereinstimmungen niedriger. Bei Patient 12 war die Gesamtbildqualität der Sequenzen bei dem 1,5 T MRT schlecht, während sie beim 1,0 MRT sehr gut war.

4 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden quantitative Bildparameter der MRT-Bildgebung, das SNR und das CNR, in Bezug auf die kardiale Bildgebung bei 1,0 T in einem offenen MRT System (Philips Panorama Open) mit einer Empfangsspule in solenoidem Design an insgesamt 33 Patienten untersucht und die Ergebnisse mit den analogen Meßergebnissen derselben Sequenzen und Patienten im 1,5 T-Tunnelsystem, dem Goldstandard der kardialen MRT-Diagnostik, retrospektiv verglichen. Im 1,5 T-Tunnelsystem kam als Empfangsspule eine phasengesteuerte Oberflächenspule zum Einsatz. Die Sequenzparameter entsprachen bei den Untersuchungen im Tunnelsystem denen einer regulären Standarduntersuchung des Herzens.

Die Bildqualität wurde zudem in Bezug auf die Abgrenzbarkeit einzelner Strukturen, den Gesamteindruck, das Auftreten von Artefakten und nach Kontrastmittelgabe hinsichtlich des Auftretens bestimmter Pathologien bei allen Patienten von zwei unabhängigen Beobachtern bewertet. Auch die Ausdehnung sowie die Möglichkeit der Zuordnung eventuell vorhandener Pathologien, wie das Auftreten des in der kardialen MRT wichtigen diagnostischen Zeichens der verzögerten Anreicherung nach KM-Gabe und des frühen Perfusionsdefizites wurden untersucht. In Zusammenschau der Ergebnisse der quantitativen sowie der qualitativen Auswertungen sollte ein Hinweis darauf gegeben werden, ob das offene MRT mit einer Feldstärke von 1,0 T in der Routinediagnostik kardialer Erkrankungen vergleichbar dem Goldstandard der kardialen MRT-Diagnostik, dem Tunnelsystem bei 1,5 T Feldstärke, sein und entsprechend eingesetzt werden könnte.

4.1 Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Die Qualität der Bildgebung mittels MRT ist von vielen Faktoren abhängig. Einer der wichtigsten Parameter zur Beurteilung der Bildgebung ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis. Dies wird unter anderem wesentlich von der Feldstärke des Systems (B_0 , gemessen in Tesla) bestimmt. Das SNR steigt linear mit der Feldstärke an [92]. Ein großer Nachteil reduzierter Feldstärke ist also der SNR-Verlust, in diesem Fall 33% von 1,5 im Vergleich zu 1,0 T.

Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis einer MRT-Untersuchung ist allerdings nicht ausschließlich von der Feldstärke eines Systems abhängig, sondern wird zusätzlich von multiplen anderen Faktoren beeinflusst. Die Sequenzen und die darin gewählten Parameter spielen neben der Gradientenstärke des Systems eine Rolle [93]. Von Bedeutung ist unter diesen Faktoren insbesondere auch die Art der eingesetzten Empfangsspule [63].

Eine Studie von Sigfridsson et al. aus dem Jahr 2011 befasste sich mit dem Einfluss unterschiedlicher Parameter auf das SNR in der kardialen Bildgebung. Verschiedene Parameter wurden anhand eines Systems mit einer Feldstärke von 1,5 T im Vergleich zu einem System mit 3,0T-Feldstärke analysiert. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass bestimmte Gegebenheiten sogar einen größeren Effekt auf das SNR haben können, als die Magnetfeldstärke. Unter anderem wurde gezeigt, dass die Variationsbreite der Spulensensitivität über den gesamten linken Ventrikel einen größeren Einfluss auf das SNR hat als die Magnetfeldstärke [94]. Es stellt sich also die Frage, ob durch Optimierung anderer das SNR beeinflussender Parameter, wie zum Beispiel durch den Einsatz optimierter Spulen, der mit einer verminderten Feldstärke einhergehende SNR-Verlust kompensiert werden kann und bis zu welchem Ausmaß dies möglich ist.

Durch die Bauweise neuer MRT-Systeme in offener Form wird der Einsatz einer speziellen Spulenart, der sogenannten Solenoidspule, möglich. Die Solenoidspule stellt eine Spule mit zylindrischer Form dar, die den zu untersuchenden Körperteil als Ganzes umschließt (Abbildung 2).

Da das Hochfrequenzfeld sowie das empfangene Signal obligat senkrecht zum Hauptmagnetfeld stehen, sind Solenoidspulen in Tunnelsystemen mit horizontalem Hauptmagnetfeld nicht einsetzbar. Offene Systeme basieren im Gegensatz zu Tunnelsystemen auf einem vertikalen Hauptmagnetfeld wodurch der Einsatz der Solenoidspule erst möglich wird. In einer Studie an einem Phantom wurde das SNR in einem offenen vertikalen System bei 1,0 T mit dem SNR im horizontalen 1,0 Tunnelsystem verglichen. Aus den Messungen geht hervor, dass das SNR einem System mit horizontalem Hauptmagnetfeld erhöht ist. Dies zeigte sich für alle durchgeführten Wichtungen- sowohl die T1-, T2- als auch für die Protonendichtewichtung [68].

In genannter Studie wurde ferner das Signal-zu-Rausch-Verhältnis des offenen Systems mit vertikalem Hauptmagnetfeld mit einem System bei 1,5 T und horizontalem Hauptmagnetfeld verglichen. Diese Ergebnisse, wie in Tabelle 7 und 8 dargestellt, besagen, dass in Bezug auf das SNR die Bildgebung des offenen Systems mit 1,0 T mit dem horizontalen 1,5 T-Tunnelsystem vergleichbar ist.

Diese Ergebnisse sind am ehesten auf die Art bzw. Lage der Empfangsspule zurückzuführen. Da die in offenen vertikalen MRTs eingesetzte Spulenart den Körper als Ganzes umschließt, ergibt sich ein höherer Füllfaktor [69]. Die in geschlossenen Systemen zum Empfang des Signals verwendeten Körper-Volumen- oder phasengesteuerten Oberflächenspulen, welche aus mehreren Elementen zusammengesetzt sind, unterliegen größeren Signalverlusten, als die in Vertikalsystem zum Empfang des Signals eingesetzte Solenoidspule. Bedingt durch ihre Größe (Radius) empfangen phasengesteuerte Oberflächenspulen ihr höchstes Signal unmittelbar am Objekt, mit dem Abstand zur Spule sinkt das Signal rasch. Um ein optimales SNR zu erzeugen muss daher die Oberflächenspule möglichst nah an das Objekt herangebracht werden [70]. Im Oberflächenspulenverbund entstehen daher Signalinhomogenitäten (höchstes Signal unter dem Spulenelement), die sekundär mit einem Signalfilteralgorithmus korrigiert bzw. ausgeglichen werden müssen. Die Sensitivität nimmt rapide mit Abstand der Spule zum Gewebe ab, wodurch Inhomogenitäten entstehen können. Die Herzbildgebung mit zylindrischen Spulen als Sende- und Empfangsspule im Horizontalsystem kann mit einer lokalen Solenoidspule nicht konkurrieren, da sie durch den Abstand vom Herzen einen schlechteren Füllfaktor aufweist.

Eine Arbeit von Blasiak et al. aus dem Jahr 2009 zeigte für eine optimierte solenoide Spule bei Einsatz in einem Niederfeldsystem mit 0,2 T Feldstärke im Bereich des Kopfes, dass der aufgrund der niedrigeren Feldstärke entstehende Signalverlust durch den Einsatz dieser optimierten Spulenart und das dadurch entstehende homogenere Empfangssignal teilweise kompensiert wurde und sich somit das SNR erhöhte [70]. Auch Chen und Hoult wiesen in ihrem Buch 1989 darauf hin, dass die Solenoidspule für kleine Objekte bei niedrigen Feldstärken im Vergleich zu anderen zylindrischen Volumenspulen das beste SNR bietet [71].

Um diese Ergebnisse auf die kardiale Bildgebung zu übertragen, wurden in der vorliegenden Arbeit die an einem ausgesuchten Patientenkollektiv unter weitestgehend gleichen Bedingungen jedoch mit individuell für das jeweilige MRT- System als optimal angenommenen Parametern durchgeführten Untersuchungen verglichen. Einige Parameter sind in den Untersuchungsprotokollen der beiden MRT Systeme daher zwangsläufig unterschiedlich. Da zum Beispiel die T1-Zeit wesentlich von der Feldstärke eines Systems abhängig ist und mit steigender Feldstärke ansteigt, wurde diese an die verminderte Feldstärke im offenen System angepasst. Im Gegensatz dazu wurde zum Beispiel die T2-Zeit nicht wesentlich verändert. Die Matrix wurde bei 1,0 T teilweise ebenfalls routinemäßig angepasst. Die Pixel- und Voxelgröße waren in den Protokollen vergleichbar. In der vorliegenden Arbeit bestanden als Hauptunterschiede der beiden Systeme mit Einfluss auf das SNR die Feldstärke, das FOV und die zum Empfang des Signals eingesetzte Spulenart.

Weitere Parameter, die in dieser Arbeit in den beiden MRT- Systemen unterschiedlich waren, wie zum Beispiel der Kippwinkel und die Echozuglänge, haben ebenfalls einen Einfluss auf das SNR, wenn dieser auch rechnerisch geringer ist.

Die quantitativen Ergebnisse zeigen abgesehen von den T2-gewichteten Sequenzen keine signifikanten Unterschiede der Bildgebung bei 1,0 T im offenen vertikalen System im Vergleich zum horizontalen Tunnelsystem bei 1,5T. Das SNR ist im Mittel aufgrund der verminderten Feldstärke im offenen System bei allen eingesetzten Sequenzen außer der STIR-Sequenz niedriger als bei 1,5 T. Insbesondere nimmt das Verhältnis von Signal zu Rauschen nicht linear zur verminderten Feldstärke ab. Aufgrund der größeren Homogenität des empfangenen Signals im offenen System durch den Einsatz der Solenoidspule lässt sich also auch in dem hier untersuchten Patientenkollektiv der SNR-Verlust vermindert Feldstärke weitestgehend kompensieren.

Es ist zu berücksichtigen, dass die vorliegenden Ergebnisse hinsichtlich des SNR über ein größeres FOV im offenen MRT insbesondere in den Cine-Sequenzen noch hätten besser sein können. Das FOV betrug hier 32 cm im Vergleich zu einem FOV von 36 cm im 1,5 T Tunnelsystem. Daraus entsteht ein Signalverlust im offenen MRT von 10 % auf 79%, resultierend von 21%. Auch bei den statischen Sequenzen T1, T2 und STIR wurde im offenen 1,0 T-MRT ein kleineres FOV eingestellt, hier waren es 35 cm zu einem FOV von 36 cm im 1,5 T-Tunnelsystem. Durch eine Anpassung dieser

Sequenzparameter hätte die Qualität der Bildgebung im offenen MRT gesteigert werden können. Insbesondere bei der T2-Wichtung, bei der die Ergebnisse statistisch signifikant besser zugunsten des geschlossenen Systems waren, spielt zudem der Unterschied der Echozuglänge von 25 im 1,0 offenen MRT zu 34 im geschlossenen System und ein hieraus resultierender Signalverlust eine Rolle.

Die maximal erreichten Ergebnisse liegen wie zu erwarten in der Bildgebung im 1,5 T-Tunnelsystem über den maximalen SNR-Werten eines offenen Systems bei 1,0 T.

Im offenen MRT bei 1,0 T kann potentiell kein so hohes maximales SNR erzielt werden wie im MRT bei 1,5 T. Dies unterstreicht den großen Einfluss der Feldstärke auf das SNR und bestätigt die Annahme, dass im offenen MRT bei 1,0 T alle weiteren das SNR beeinflussenden Faktoren kontrolliert und optimiert werden müssen um bestmögliche und vergleichbare Bildqualität zu gewährleisten.

Es wird in beiden Systemen nur selten ein maximales bzw. optimales SNR erzielt. Dies liegt in erster Linie an den zusätzlichen oben genannten Einflussfaktoren auf das SNR.

Die Mittelwerte für das SNR liegen in beiden Systemen nah beieinander, die Durchschnittswerte zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Dies liegt sicher daran, dass optimale Bedingungen auch im Tunnelsystem selten herrschen. Insbesondere durch den Einsatz der Phased-Array-Spulen im 1,5 T-Tunnelsystem entstehen im Vergleich zu Volumenspulen und Solenoidspulen distanzabhängige Inhomogenitäten.

4.2 Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis

Das Kontrast-zu Rausch-Verhältnis beschreibt die Fähigkeit des Auges, zwei Punkte voneinander zu diskriminieren. Dieser Parameter verhält sich im Wesentlichen analog zum SNR, hängt aber entscheidend von der Sequenz und ihrer Wichtung ab. Der in dieser Arbeit zweite erhobene Parameter zur quantitativen Beurteilung der Bildgebung mittels MRT zeigt bei den Cine-Sequenzen und in der STIR-Sequenz einen signifikanten Unterschied zugunsten der Bildgebung im offenen MRT. Ansonsten lässt sich dieselbe Aussage treffen wie in Bezug auf das SNR.

Der Maximalwert des CNR bei 1,5 T beträgt 196,8 in der Cine-Sequenz der kurzen Achse, im offenen MRT beträgt der Maximalwert 94,8 im Vierkammerblick der Cinesequenz. Auch beim CNR sind also im Einzelnen höhere Werte im 1,5 T-Tunnelsystem erreichbar. Die Mittelwerte unterscheiden sich wiederum nicht wesentlich.

4.3 Abgrenzbarkeit einzelner Strukturen

In Bezug auf die Abgrenzbarkeit einzelner Herzstrukturen, wie Perikard, Myokard und Klappen zeigt das offene MRT verglichen mit der MRT bei 1,5 T ähnliche Ergebnisse. Es ließen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede darstellen. Insgesamt waren in allen Untersuchungen das Perikard und der rechte Ventrikel schlechter abgrenzbar als der linke Ventrikel und das Myokard. Dies war im Wesentlichen unabhängig von der Feldstärke des Systems. Der linke Ventrikel ließ sich in beiden Systemen am besten in der T2-Sequenz beurteilen (je Note 4,77). Das Perikard ließ sich bei 1,0 T am besten im Zweikammer-Blick der langen Achse (Note 4,47) und bei 1,5 T im Vierkammer-Blick (Note 4,59) abgrenzen. Hervorzuheben ist, dass die Klappen im Vierkammer-Blick bei 1,0 Tesla gut bis sehr gut abgrenzbar sind (Note 4,85) - sogar geringfügig besser, als in den beiden zur Klappenbeurteilung optimal geeigneten Sequenzen, dem Vierkammer-Blick (Note 4,64) und dem Zweikammer-Blick in der langen Achse (Note 4,62) im geschlossenen System.

Insgesamt war die radiologische Abgrenzbarkeit und Beurteilbarkeit der Strukturen somit viel mehr abhängig von der zu beurteilenden Struktur und der eingesetzten Sequenz inklusive der Sequenzparameter, als von der Feldstärke des jeweiligen Systems.

4.4 Artefakte

4.4.1 Abschattungsartefakte

Shadingartefakte traten bei beiden Feldstärken ähnlich häufig auf, die Lokalisation variierte je nach Sequenz. Shading scheint insgesamt in neueren Systemen mit Feldstärken bis zu 1,5 T nicht mehr viel Bedeutung zu haben und auch weitestgehend unabhängig von der Feldstärke eines Systems zu sein. Es zeigt sich, dass der linke

Ventrikel speziell in den statischen Sequenzen nahezu unbeeinträchtigt von dieser Art von Artefakten darstellbar ist. (In der T2-Sequenz war die schlechteste Note bei 1,0 T eine 4,85, bei 1,5 T die Note 4,77). Der rechte Ventrikel wurde aufgrund von Shadingartefakten insgesamt schlechter bewertet- jedoch auch hier ohne resultierende einschränkende Wirkung auf die radiologische Beurteilbarkeit (schlechteste Note 4,23 im offenen, 4,30 im geschlossenen System jeweils in der T2 -Sequenz).

4.4.2 Bewegungsartefakte

In einer Studie von Datendorfer et al. von 1997 wurde konstatiert, dass ein Zusammenhang zwischen Angst während einer MRT-Untersuchung und Bewegungsartefakten besteht [95]. Da Bewegungsartefakte durch Bewegung des Patienten und seiner Organe bedingt sind, hätte man durch einen besseren Patientenkomfort und gesteigerter Compliance im offenen MRT-System eine Verminderung von Bewegungsartefakten erwarten können.

Das Ergebnis der oben genannten Studie, die einen Zusammenhang zwischen Angst und Bewegungsartefakten herstellt, lässt sich anhand dieser Arbeit nicht nachvollziehen. In Bezug auf Bewegungsartefakte waren die Noten der offenen MRT nur im Zweikammer-Blick in der kurzen Achse um fast eine Note besser als bei 1,5 T. Allerdings lag das geschlossene System in der T2-Wichtung um fast eine Note höher, als das offene MRT. Die Unterschiede waren nicht statistisch signifikant.

Als mögliche Erklärung dafür, dass sich dieses Ergebnis anhand der vorliegenden Arbeit nicht nachvollziehen lässt, könnte gelten, dass, wie mittlerweile im Allgemeinen angenommen, durch Zeiten für Phasen-Orts-und Frequenzkodierung von unter 100 msec. die Bedeutung der Eigenbewegung des Patienten für das Auftreten von Bewegungsartefakten eher gering ist [63].

Auf der anderen Seite konnte in der vorliegenden Arbeit nicht retrospektiv eruiert werden, inwieweit die Patienten Angst in den jeweiligen MR-Tomographen empfanden. So setzt man hier eine Verminderung von Bewegungsartefakten durch Untersuchung in einem offenen System voraus, da sich die Patienten im geschlossenen Tomographen unwohler fühlen und sich stärker bewegen. Hiervon kann jedoch natürlich nicht automatisch ausgegangen werden.

4.4.3 Gesamtqualität in Bezug auf Artefakte

Interessant ist, dass es im offenen MRT System in der vorliegenden Untersuchung nur einen Patienten gab, dessen Ergebnisse artefaktbedingt nicht beurteilbar waren, im Gegensatz zum geschlossenen System, in welchem immerhin fünf Untersuchungen mäßig bis schlecht oder sehr schlecht beurteilt wurden. Da Artefakte im Allgemeinen besonders bei steigenden Feldstärken ein Problem sind, macht sich hier eventuell auch schon der Unterschied von einem halben Tesla Feldstärke bemerkbar. Insgesamt ist jedoch zu sagen, dass sich die MRT-Bildgebung mittlerweile so weiterentwickelt hat, dass Artefakte insgesamt bei Feldstärken bis 1,5 T keine besondere Rolle mehr zu spielen scheinen - das Gros der Untersuchungen wurde in dem vorliegenden Projekt für beide MRT Systeme mit der Note „sehr gut“ beurteilt.

Im geschlossenen System wurde im Vergleich noch häufiger die Note „sehr gut“ gegeben- insbesondere bei den Cine-Sequenzen.

4.5 Gesamteindruck

Der wichtigste Aspekt der vorliegenden Arbeit ist der Gesamteindruck der Bildgebung bei 1,0 T. Die Qualität und somit Wertigkeit der Bildgebung ist nicht nur abhängig von der gemessenen und anhand von Formeln ausgerechneten, also quantitativen Parametern wie CNR und SNR. Die Qualität einer MRT-Untersuchung wird durch viele Faktoren bestimmt, zum Beispiel wie gut Strukturen abgrenzbar sind und wie häufig und wo Artefakte auftreten. Faktoren wie z. B. Artefakte, verändern sich mit der Feldstärke eines MRTs, werden jedoch auch wesentlich vom Patienten und seinen physiologischen Eigenschaften wie Herzschlag und Gewebeverteilung beeinflusst.

Der Gesamteindruck durch den Untersucher wurde in der vorliegenden Studie im Durchschnitt bei allen Sequenzen mit Ausnahme der STIR-Sequenz im offenen MRT nicht signifikant schlechter benotet als im Referenzverfahren. Dies bedeutet, dass die radiologische Beurteilbarkeit der Bilder in Zusammenschau von SNR, CNR, der Abgrenzbarkeit der einzelnen Strukturen sowie der Artefaktüberlagerung im offenen MRT gleichwertig der Beurteilbarkeit im geschlossenen System sein sollte.

Wenn auch in unserer Arbeit das Suszeptibilitätsartefakt nicht als einzelner Parameter erhoben und beurteilt worden ist, fällt auf, dass die Streubreite aller Werte im offenen

MRT geringer ist als im geschlossenen System. Dies bedeutet, dass im offenen MRT ein insgesamt homogeneres Signal empfangen wird. Anhand der Minimal- und Maximalwerte sowie der Standardabweichung erkennt man, dass die Spannbreite der Ergebnisse im Tunnelsystem größer ist. Dies liegt sicherlich zum einen am Einsatz der Solenoidspule, die das empfangene Signal in Bezug auf die Homogenität positiv beeinflusst. Ein weiterer Faktor sind Suszeptibilitätseffekte. Das statische Magnetfeld wird grundsätzlich durch den Patienten inhomogenisiert. Diese Inhomogenitäten, die insbesondere bei Gradientenecho-Sequenzen zum Tragen kommen steigen linear zur Stärke des Magnetfeldes an und sind daher bei niedrigeren Feldstärken reduziert. Dies wirkt sich sicher ebenfalls positiv auf die Gesamtqualität- und Beurteilbarkeit der Bilder aus, auch wenn Suszeptibilitätsartefakte durch Shimming insbesondere bei Feldstärken bis zu 1,5 T heutzutage deutlich reduziert werden können [96].

Im Gesamtbild trägt die höhere Homogenität des Signals dazu bei, dass die Beurteilbarkeit und die Gesamtbildqualität im offenen MRT keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zum Goldstandard zeigen.

4.6 Perfusion und Late-Enhancement

Einer der wichtigsten Bestandteile der kardialen Routinediagnostik ist die Untersuchung der myokardialen Perfusion und Darstellung eventueller Perfusionsdefizite oder Perfusionsstörungen. Den Verlauf der myokardialen Durchblutung zu untersuchen und aufzuzeichnen bietet wichtige Informationen zur Gesundheit des Myokards und trägt dazu bei, Koronararterienerkrankungen in einem frühen Stadium zu diagnostizieren [97].

Bei narbigen oder entzündlichen Veränderungen zeigt sich häufig ein Late Enhancement, also eine Spätanreicherung im myokardialen Gewebe, dessen Auftreten und Ausdehnung Konsequenzen bezüglich Prognose und Therapie der Erkrankung hat [60]. Eine Studie von Bello et al. aus dem Jahr 2011 konnte zeigen, dass die in der CMR diagnostizierte Ausdehnung eines Perfusionsdefizites in Zusammenschau mit der Ejektionsfraktion ein Prädiktor für die spätere Sterblichkeit ist [98]. Daraus folgt, dass eine suffiziente kardiale Bildgebung eine Kontrastmittel-Spätanreicherung sowie ein Perfusionsdefizit zuverlässig aufdecken sollte.

In unserer Arbeit zeigt sich sowohl im Hinblick auf die Aufdeckung pathologisch veränderter Areale als auch im Hinblick auf die Zuordnung und Ausdehnung dieser Pathologien kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem offenen MRT bei 1,0 T und dem geschlossenen System bei 1,5 T. Dies gilt sowohl für die Untersuchung und Darstellung eines Perfusionsdefizits, als auch für die Aufdeckung eines Late-Enhancement.

Diese Ergebnisse müssen natürlich im Einzelnen betrachtet werden, da die größte Gefahr darin besteht eine vorhandene Pathologie nicht zu erkennen bzw. zu unterschätzen.

Herausstellen lässt sich zunächst einmal, dass insbesondere die Aufdeckung des LE in nahezu allen Fällen im offenen System ebenso gelang wie im Referenzverfahren. Insbesondere bei den erkrankten Patienten wurde ein Late-Enhancement in allen Fällen im geschlossenen wie auch im offenen MRT bei 1,0 T aufgedeckt. Dies bedeutet, soweit man das anhand der kleinen Patientenzahl sagen kann, dass ein Late-Enhancement im offenen MRT im Vergleich zum Goldstandard ebenso zuverlässig diagnostiziert wird. In dem einen Fall, in dem das Late-Enhancement im offenen MRT deutlich geringer eingeschätzt wurde, als im geschlossenen System war die Bildqualität mit der Note 1 im MRT bei 1,0 T so schlecht, dass man die Bilder in der täglichen Routine sicher nicht als akkurat beurteilbar hingenommen hätte.

Differenzen gab es insbesondere bei der exakten Beurteilung der Ausdehnung und der Zuordnung zu einem Segment. Hier ist zu sagen, dass im offenen MRT ein vorhandenes Late-Enhancement eher über- als unterschätzt wurde.

Im einen Fall des subendokardialen Late-Enhancement der Myokarditis betrug die Übereinstimmung zwischen den Systemen 100%. Leider konnte dies nicht an weiteren Patienten verifiziert werden, da zwei weitere an Myokarditis erkrankte Patienten in beiden Systemen kein Late-Enhancement aufwiesen.

Die größten Übereinstimmungen bezüglich des Segmentes ließen sich im Versorgungsgebiet der linken Koronararterie, insbesondere in Segment 8 nachweisen. Zudem gab es große Übereinstimmungen bei jedem eindeutigen Late-Enhancement, also bei einer vollständigen Transmuralität. Insgesamt war in dieser Arbeit aber die Zuordnung des Late-Enhancements zu einem einzelnen Versorgungsgebiet eher

schwierig. Bei beiden Systemen wurden in den Fällen der myokardialen Ischämie jeweils Segmente in mehreren Koronararterien- Versorgungsgebieten mit einem Late-Enhancement beschrieben. Das LGE ist mittlerweile eine weit verbreitete Methode zur Aufdeckung irreversibel geschädigten Myokards mit hoher räumlicher Auflösung [99]. Die Ergebnisse dieser Arbeit könnten bedeuten, dass die MRT bei Feldstärken bis 1,5 T insgesamt bei alleiniger Darstellung eines Late-Enhancement nicht an die Genauigkeit einer konventionellen Koronarangiographie heranreicht.

Bei dem erkrankten Patientenkollektiv der vorliegenden Arbeit ist retrospektiv nicht mehr zu sagen, ob es sich nicht tatsächlich in den beschriebenen Fällen um eine Mehrgefäßerkrankung handelte. Zudem muss man bedenken, dass die KHK-Diagnostik mittels MRT nur dann eine hohe Spezifität und Sensitivität erreichen kann, wenn die Aufdeckung einer Kontrastmittel-Spätanreicherung kombiniert und korreliert wird mit der MR-Angiographie und einer (Stress)-Perfusionsuntersuchung. Die bisher größte Studie zur Aufdeckung und Beurteilung einer myokardialen Ischämie aus dem Jahre 2012 aus dem Lancet zeigt, dass in Kombination der verschiedenen Techniken die MRT eine akkurate Diagnostik einer Eingefäß- oder Mehrgefäßerkrankung ermöglicht [100].

In Bezug auf ein eventuelles Perfusionsdefizit ergaben sich nur diskrete Unterschiede zwischen den Systemen. Hier ergab sich auch bei der Zuordnung zu einem Koronararterienversorgungsgebiet und der Beurteilung der Ausdehnung im jeweiligen Segment eine große Übereinstimmung. Insbesondere bei geringeren Perfusionsdefiziten gelang die Aufdeckung im offenen MRT zuverlässig. In einem Fall wurde jedoch bei einem als gesund geltenden Patienten ein Late-Enhancement im geschlossenen System aufgedeckt, welches im offenen System nicht nachzuvollziehen war. Hier war das Late-Enhancement mit 25% Transmuralität in nur einem Segment gering ausgeprägt. Hierbei kann es sich differentialdiagnostisch um einen Beobachtungsfehler oder ein Artefakt handeln, will man davon ausgehen, dass das offene MRT keine vorhandenen Pathologien übersieht. Dieses Ereignis bestätigt, dass die Patientenzahl zu gering ist, um abschließende Ergebnisse zu erzielen. Auch hätte das Ergebnis durch eine erneute Untersuchung bestätigt bzw. widerlegt werden sollen. Eine Magdeburger Studie von Kosiek et al. aus dem Jahr 2012 hat an einem größeren Kollektiv mit 41 Patienten gezeigt, dass in Bezug auf die verspätete Kontrastmittelanreicherung keine signifikanten Unterschiede zwischen dem

geschlossenen System bei 1,5 T und dem offenen MRT bestehen. Hier lieferte das 1,0 T-MRT mit dem Goldstandard vergleichbare Ergebnisse [101].

4.7 Limitationen der Studie

In der vorliegenden Studie wurde kein Patientenfragebogen etabliert, der Aufschlüsse über eventuelle Angst oder Unwohlsein der Patienten während der Untersuchung gegeben hätte. Anhand der Ergebnisse war kein signifikanter Unterschied der Auftretenshäufigkeit von Bewegungsartefakten zwischen den Systemen erkennbar. Nimmt man an, dass Angst des Patienten zu vermehrter Bewegung führt und dies sich wiederum in Bewegungsartefakten niederschlägt, und geht man des Weiteren davon aus, dass Patienten in einem geschlossenen System unter größerer Angst/Stress leiden, müsste man erwarten, dass Bewegungsartefakte im offenen MRT reduziert sind. Um eine Aussage darüber treffen zu können, hätte man die Patienten nach der Untersuchung zu ihrem Befinden während der Untersuchung befragen und dies festhalten müssen.

In Bezug auf die Ergebnisse des Late-Enhancement und des Perfusionsdefizites ist die Anzahl der Patienten, bei denen auf das Auftreten und die Beurteilbarkeit von Pathologien untersucht wurde zu klein, um eindeutige oder abschließende Aussagen treffen zu können. Die Ergebnisse können als exemplarisch und hypothesengenerierend angesehen werden.

Als eine weitere Einschränkung können in dieser Arbeit die teils nicht an das geschlossene System angepassten Parameter im offenen MRT, wie das FOV und der Flipwinkel sowie die Echozuglänge, angeführt werden. Durch Anpassung der Parameter hätten die Ergebnisse im offenen MRT noch verbessert werden können. Zum anderen könnte daraus eine eingeschränkte Beurteilbarkeit mit dem geschlossenen System resultieren.

5 Schlussfolgerung

Bei dem in dieser Arbeit dargestellten Vergleich des geschlossenen MRT-Tunnelsystems bei 1,5T und des offenen MRT bei 1,0T in Bezug auf die kardiologische Diagnostik zeigte sich das offene System bei 1,0 T mindestens gleichwertig. Es konnte gezeigt werden, dass die MRT bei 1,0 T in der Routinediagnostik kardialer Erkrankungen technisch problemlos eingesetzt werden kann. Insbesondere durch die Kombination quantitativer und qualitativer Ergebnisse kann eine Aussage zur guten Performance der Bildgebung im 1,0 T offenen MRT getroffen werden. Insbesondere die Radiologen beurteilten die Qualität der Bildgebung in der kardialen Diagnostik mit beiden Verfahren als gleich gut.

Daraus lässt sich schlussfolgern, dass strukturelle oder kinetische Auffälligkeiten in der kardialen Diagnostik mit beiden MRT Systemen vergleichbar gut erkannt und beurteilt werden können. Um das offene MRT hinsichtlich der Aufdeckung vorhandener Pathologien abschließend zu beurteilen, bedarf es eines größeren Patientenkollektivs insbesondere kardial vorerkrankter Patienten. Auch wenn klaustrophobische Patienten nicht in dieser Studie untersucht wurden, lassen die Ergebnisse den Schluss zu, dass diese auf Grund der gleichen Qualität der objektiv messbaren und der Beurteilung der Bildqualität des herkömmlichen, geschlossen 1.5 T MRT und des weiter entwickelten offenen 1.0 T MRT vergleichbaren Ergebnisse das offene MRT für diese Patienten eine adäquate Alternative darstellt. Zudem lässt sich die Erkenntnis ziehen, dass wiederholte Untersuchungen wie zum Beispiel Verlaufskontrollen unter und nach Therapie möglichst an demselben Gerät und bei derselben Feldstärke durchgeführt werden sollten, um die Untersuchungsergebnisse optimal vergleichbar zu machen.

Wählt der Radiologe die Sequenzen und deren Parameter sinnvoll und der Fragestellung angemessen und wird die Untersuchung unter optimierten/ bestmöglichen Bedingungen durchgeführt, ergibt sich in Bezug auf die Auswertbarkeit und Erkennbarkeit sowie die Zuordnung bestimmter Pathologien für den Radiologen kein relevanter Unterschied.

6 Literaturverzeichnis

- [1] Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions. Examples employing nuclear magnetic resonance. 1973 Clin Orthop Relat Res. 1989;244:3-6.
- [2] Mansfield P, Maudsley AA. Line scan proton spin imaging in biological structures by NMR. Phys Med Biol. 1976;21:847-52.
- [3] Blum HE, Henning J. Nobel Preis für Medizin 2003. Dtsch Med Wochenschr. 2003;128:2577-8.
- [4] Hombach V, Grebe O, Merkle N, Waldenmaier S, Höher M, Kochs M, Wöhrle J, Kestler HA. I. Sequelae of acute myocardial infarction regarding cardiac structure and function and their prognostic significance as assessed by magnetic resonance imaging. Eur Heart J 2005;26:549-57.
- [5] Pfeiffer MP, Biederman RW. Cardiac MRI: A General Overview with Emphasis on Current Use and Indications. Med Clin North Am. 2015;99:849-61.
- [6] Nael K, Fenchel M, Saleh R, Finn JP . Imaging: New advances and role of 3T Magnetic resonance imaging. Magn Reson Imaging Clin N Am. 2007;15:291-300.
- [7] Turkbey EB, Dombroski DA. Cardiac Magnetic Resonance Imaging: techniques and clinical applications. Semin Roentgenol. 2009;44:67-83.
- [8] Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E; Society for Cardiovascular Magnetic Resonance Board of Trustees Task Force on Standardized Protocols. Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update. J Cardiovasc Magn Reson. 2013;15:91.
- [9] Allender S, Scarborough P, Peto V, Rayner M, Leal J, Leungo-Fernandez R, Gray A, European cardiovascular disease statistics- 2008 Edition, Brussels. European heart network. 2008:8.
- [10] Bruder O, Schneider S., Nothnagel D, Dill T. Hombach V, Schulz-Menger J, Nagel E, Lombardi M, van Rossum AC, Wagner A, Schwitter J, Senges J, Sabin GV, Sechtem

U, Mahrholdt H. EuroCMR Registry: Results of the German Pilot Phase. *J Am Coll Cardiol.* 2009;54:1457-66.

[11] Nusser T, Höher M, Merkle N, Grebe OC, Spiess J, Kestler HA, Rasche V, Kochs M, Hombach V, Wöhrle J. Cardiac magnetic resonance imaging and transesophageal echocardiography in patients with transcatheter closure of Patent foramen ovale. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:322-9.

[12] Casolo G, Gensini GF, Santoro G, Rega L. Anomalous origin of circumflex artery and patent foramen ovale: a rare cause of myocardial ischaemia after percutaneous closure of the defect. *Heart* 2003;89:e23.

[13] Ronan G, Wolk MJ, Bailey SR, Doherty JU, Douglas PS, Hendel RC, Kramer CM, Min JK, Patel MR, Rosenbaum L, Shaw LJ, Stainback RF, Allen JM, Brindis RG, Kramer CM, Shaw LJ, Cerqueira MD, Chen J, Dean LS, Fazel R, Hundley WG, Itchhaporia D, Kligfield P, Lockwood R, Marine JE, McCully RB, Messer JV, O'Gara PT, Shemin RJ, Wann LS, Wong JB, Patel MR, Kramer CM, Bailey SR, Brown AS, Doherty JU, Douglas PS, Hendel RC, Lindsay BD, Min JK, Shaw LJ, Stainback RF, Wann LS, Wolk MJ, Allen JM. ACCF/AHA/ASE/ASNC/ HFSA/HRS/SCAI/SCCT/ SCMR/STS 2013 multimodality appropriate use criteria for the detection and risk assessment of stable ischemic heart disease: a report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force, American Heart Association, American Society of Echocardiography, American Society of Nuclear Cardiology, Heart Failure Society of America, Heart Rhythm Society, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Cardiovascular Computed Tomography, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, and Society of Thoracic Surgeons. *J Nucl Cardiol.* 2014;21:192-220.

[14] Mabru M, Dacher JN, Bauer F. Left ventricular hypertrophy: Cardiac magnetic resonance may help differentiate amyloidosis from hypertrophic cardiomyopathie. *Arch Cardiovasc Dis* 2010;103:55-6.

[15] Noordzij W, Glaudemans AW, Longhi S, Slart RH, Lorenzini M, Hazenberg BP, Rapezzi C. Nuclear imaging for cardiac amyloidosis. *Heart Fail Rev.* 2015;20:145-54.

- [16] Scholte AJ, Bax JJ, Stokkel MP, Plokker T, Kaandorp TA, Lamb HJ, de Roos A, van der Wall EE. Multimodality imaging to diagnose Takotsubo cardiomyopathie. *J Nucl Cardiol* 2006;13:123-6.
- [17] Leurent G, Larralde A, Boulmier D, Fougerou C, Langella B, Ollivier R, Bedossa M, Le Breton H. Cardiac MRI studies of transient left ventricular apical ballooning syndrome (takotsumo cardiomyopathie): A systematic review. *Int J Cardiol.* 2009;135:146-9.
- [18] Kawai S, Shimada T. Inflammation in takotsubo cardiomyopathy? Inquiry from "Guidelines for Diagnosis and Treatment of Myocarditis (JCS 2009)". *J Cardiol.* 2014;63:247-9.
- [19] Mavrogeni S, Bratis K, Markussis V, Spargias C, Papadopoulou E, Papamentzelopoulos S, Constadoulakis P, Matsoukas E, Kyrou L, Kolovou G. The diagnostic role of cardiac magnetic resonance imaging in detecting myocardial inflammation in systemic lupus erythematosus. Differentiation from viral myocarditis. *Lupus.* 2013;22:34-43.
- [20] Watanabe E, Kimura F, Nakajima T, Hiroe M, Kasai Y, Nagata M, Kawana M, Hagiwara N. Late gadolinium enhancement in cardiac sarcoidosis: characteristic magnetic resonance findings and relationship with left ventricular function. *J Thorac Imaging.* 2013;28:60-6.
- [21] Bodi V, Sanchis J, Nunez J, Mainar L, Lopez-Lereu MP, Monmeneu JV, Rumiz E, Chaustre F, Trapero I, Husser O, Forteza MJ, Chorro FJ, Llacer A. Prognostic value of comprehensive cardiac magnetic resonance assessment soon after a first ST- Segment Elevation Myocardial Infarction. *JACC Cardiovasc Imaging* 2009;2:835-42.
- [22] Rahimi K, Banning A, Cheng ASH, Pegg TJ, Karamitsos T, Channon KM, Darby S, Taggart D, Neubauer S, Selvanajagam J. Prognostic significance of coronary revascularisation: a cardiac magnetic resonance imaging study. *Heart* 2009;95:1937-43.
- [23] Catakoglu AB, Aytekin V, Aytekin S, Duran C, Polat B, Demiroglu C. Aneurysm of the membranous septum detected during ventriculography and demonstrated by cardiac magnetic resonance imaging. *Int J Cardiol* 2009;136:60-2.

- [24] Odegard KC, DiNardo JA, Tsai-Goodman B, Powell AJ, Geva T, Laussen PC. Anaesthesia considerations for cardiac MRI in infants and small children. *Paediatr Anaesth.* 2004;14:471-6.
- [25] Pötzsch B, Madlener K. *Hämostaseologie: Grundlagen, Diagnostik und Therapie*, Springer-Verlag, Berlin;2010: Seite 454.
- [26] Wintersperger BJ, Nikolaou K, Mühling O, Huber A, Dietrich O, Nittka M, Kiefer B, Reiser MF, Schoenberg SO. Erfassung der globalen Herzfunktion mit Real- time- true FISP in einer Atemphase. *Radiologe* 2004;44:52-7.
- [27] Huber A, Schoenberg SO, Spannagl B, Rieber J, Klauss V, Reiser, M F. Bestimmung der Vitalität beim Myokardinfarkt, Vergleich von Einzel- und Mehrschicht-MRT- Techniken mit Turbo- Flash und true FISP- Sequenzen. *Radiologe* 2004;44:146-51.
- [28] Devlin AM, Moore NR, Ostman- Smith. A comparison of MRI and echocardiography in hypertrophic cardiomyopathie. *Br J Radiol.* 1999;72:258-64.
- [29] Srichai MB, Junor C, Rodriguez LL, Stillman AE, Grimm RA, Lieber ML, Weaver JA, Smedira NG, White RD. Clinical imaging and pathology characteristics of left ventricular thrombus: a comparison of contrast- enhanced magnetic resonance imaging, transthoracic echocardiography, and transesophageal echocardiography with surgical oder pathological validation. *Am Heart J* 2006;152:75-84.
- [30] Pennell DJ, Sechtem UP, Higgins CB, Manning WJ, Pohost GM, Rademakers FE, van Rossum AC, Shaw LJ, Yucel EK; Society for Cardiovascular Magnetic Resonance; Working Group on Cardiovascular Magnetic Resonance of the European Society of Cardiology. Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): Consensus Panel report. *Eur Heart J.* 2004;25:1940-65.
- [31] Truong QA, Knaapen P, Pontone G, Andreini D, Leipsic J, Carrascosa P, Lu B, Branch K, Raman S, Bloom S, Min JK. Rationale and design of the dual-energy computed tomography for ischemia determination compared to "gold standard" non-invasive and invasive techniques (DECIDE-Gold): A multicenter international efficacy diagnostic study of rest-stress dual-energy computed tomography angiography with perfusion. *J Nucl Cardiol.* 2015;5:1031-40.

- [32] Globits, S, Higgins CB, Assessment of valvular heart disease by magnetic resonance imaging. *Am Heart J.* 1995;129:369-81.
- [33] Mascherbauer J. The 2014 AHA/ACC valve disease guideline: new stages of disease, new treatment options, and a call for earlier intervention. *Wien Klin Wochenschr.* 2014;126(15-16):458-9.
- [34] Sandstede J, Fischbach R, Gutberlet M. Radiologische Diagnostik des Herzens, Ein Leitfadens für die Praxis 2004;1:140.
- [35] Caro J, Trindade E, McGregor M. The cost-effectiveness of replacing high- osmolarity with low-osmolarity contrast media. *AJR Am J Roentgenol.* 1992;159:869–74.
- [36] Ose K, Doue T, Zen K, Hadase M, Sawada T, Azuma A, Matsubara H. 'Gadolinium' as an alternative to iodinated contrast media for X-ray angiography in patients with severe allergy. *Circ J.* 2005;69:507-9.
- [37] Li A, Wong C, Wong M, Lee CM, Au Yeung MC. Acute adverse reactions to magnetic resonance contrast media – gadolinium chelates. *Br J Radiol* 2006;79:368-71.
- [38] Saeed M, Wendlandt MF, Higgins CB. The developing role of magnetic resonance contrast media in the detection of ischaemic heart disease. *Proc soc Exp Biol Med* 1995;208:238-54.
- [39] Lund GK, Stork A, Saeed M, Bansmann MP, Gerken JH, Müller V, Mester J, Higgins CB, Adam G, Meinertz T. Acute myocardial infarction: evaluation with first- pass enhancement and delayed enhancement MR imaging compared with 201 TI SPECT imaging. *Radiology* 2004;232:49-57.
- [40] Hombach V, Grebe O, Botnar RM. Kardiovaskuläre Magnetresonanztherapie. Schattauer, Stuttgart, 2005. Seite 24-71.
- [41] Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B. Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanztomographie. Springer Verlag, Berlin, 7. Auflage, 2014: Seite 51, 142.
- [42] Westbrook C, Kaut Roth C, Talbot J. MRI in Practice. 3rd Edition. Oxford: Blackwell Publishing. 2005:229-259.

- [43] Taber KH, Herrick RC, Weathers SW, Kumar AJ, Schomer DF, Hayman LA. Pitfalls and artifacts encountered in clinical MR imaging of the spine. *Radiographics* 1998;18:1499-521.
- [44] Forsting M, Uhlenbrock D, Wanke I. MRT der Wirbelsäule und des Spinalkanals, Thieme Verlag, Stuttgart, 2. Auflage, 2009, Seite 22-35.
- [45] Freyschmidt J, Hahn D. Handbuch diagnostische Radiologie: Kardiovaskuläres System. Springer Verlag, Berlin, 2007: Seite 3-48.
- [46] Kording F, Schoennagel B, Much C, Ueberle F, Kooijman H, Yamamura J, Adam G, Wedegaertner U. MRT-Herzbildgebung mit neuem Triggerverfahren: MR kompatibles Doppler Ultraschall Gerät im Vergleich zum EKG. *Fortschr Röntgenstr* 2013;185-VO206_2 DOI: 10.1055/s-0033-1346293.
- [47] Klose P, Thelen M, Erbel M. Bildgebende Verfahren in der Diagnostik von Herzerkrankungen. Thieme Verlag, Stuttgart 1991: Seite 203-4.
- [48] Bogaert J, Dymarkowski S, Taylor, A.M. Clinical cardiac MRI. Springer Verlag, Berlin, 2005: Seite 19- 23.
- [49] Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B. Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung. Springer Verlag, Berlin, 7. Auflage, 2013, Seite 51.
- [50] Chien D, Edelmann RR. Ultrafast imaging using gradient echoes. *Magn Resonance Q* 1991;7:31-56.
- [51] Bartunek J, De Bacquer D, Rodrigues AC, De Bruyne B. Accuracy of aortic stenosis severity assessment by doppler echocardiography: Importance of image quality. *Int J Card Imaging*. 1995;11:97-104.
- [52] Manning W, Pennell D. Cardiovascular magnetic resonance. 2010, 2. Ausgabe, Saunders Elsevier, Philadelphia, ISBN 978-0-443-06686-3.
- [53] Marthur-de-Vré R, Lemort M. Biophysical properties and clinical applications of magnetic resonance imaging contrast agents. *Br J Radiol* 1995;68:225-47.
- [54] Bellin MF. MR contrast agents, the old and the new. *Eur J Radiol* 2006;60:314-23.

- [55] Lin D, Kramer CM: Late gadolinium enhanced cardiac magnetic resonance; *Curr Cardiol Rep* 2008;10(1):72-8.
- [56] Higer HP: Offene MRT – Altes neu verpackt? *Hessisches Ärzteblatt* 2004;4:198-200.
- [57] Koskinen K, Parkkola RK, Karhu J, Komu ME, Kormano MJ. Anwendungen eines offenen Niederfeldsystems mit horizontal offener Konfiguration in der Orthopädie und bei Interventionen. Ein Überblick. *Der Radiologe* 1997;37:819-24.
- [58] McGregor AH, Anderton L, Gedroyc WM, Johnson J, Hughes SP. The use of interventional open MRI to assess the kinematics of the lumbar spine in patients with spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27:1582-6.
- [59] Merl T, Scholz M, Gerhardt P, Langer M, Laubenberger J, Weiss HD, Gehl HB, Wolf KJ, Ohnesorge I. Results of a prospective multicenter study for evaluation of the diagnostic quality of an open whole- body lowfield mri unit. A comparison with high- field MRI measured by the applicable gold standard. *Eur J Radiol*. 1999;30:43-53.
- [60] Klein HM, Meyners W, Neeb B, Labenz J, Truümmler KH. Cardiac magnetic resonance imaging using an 0,35T- System. *J Comput Assist Tomogr*. 2007;31:430-4.
- [61] Michaely HJ, Nael K, Schoenberg SO. Analysis of Cardiac Function- Comparison Between 1.5 Tesla and 3.0 Tesla Cardiac Cine Magnetic Resonance Imaging. *Invest Radiol* 2006;41:33-40.
- [62] Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, Borgstede JP, Bradley WG Jr, Froelich JW, Gilk T, Gimbel JR, Gosbee J, Kuhni-Kaminski E, Lester JW Jr, Nyenhuis J, Parag Y, Schaefer DJ, Sebek-Scoumis EA, Weinreb J, Zaremba LA, Wilcox P, Lucey L, Sass N; ACR Blue Ribbon Panel on MR Safety . ACR guidance document for safe MR practices: 2007. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;188:1447-74.
- [63] Kuperman V. *Magnetic resonance imaging: Principles and physical applications*. Academic Press, London, 2000:77-86.
- [64] Machann J, Schlemmer H.P, Schlick F. Technical challenges and opportunities of whole- body magn. Reson. Imaging at 3 T *Physica Medica* 2008;24:63-70.

- [65] Takahashi M, Uematsu H, Hatabu H. MR imaging at high magnetic fields Eur J Radiol. 2003;46:45-52.
- [66] Dietrich O, Reiser MF, Schoenberg S. Artifacts in 3 T- MRI: Physical background and reduction strategies. Eur J Radiol. 2008;65:29-35.
- [67] Philips NetForum Community: Solenoid Technology RF coils in Panorama 1.0T. (Accessed November 05, 2014, at http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us_en/Explore/White-Papers/MRI/Solenoid-Technology-RF-coils-in-Panorama-10T).
- [68] Ham K, Warntjes M, Gulpers S. Comparison of image quality between open and cylindrical systems. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 2004;11: 1581. (Accessed September 03, 2013 at <http://cds.ismrm.org/ismrm-2004/Files/001581.pdf>).
- [69] Xu S, Gade TPF, Matec C, Zakain K, Alfieri AA, Hu X. in vivo multiple mouse imaging at 1,5 T. Mag Res Med 2003;49:551-7.
- [70] Blasiak B, Vyacheslav V, Deng Ch, Bugoslaw T. An optimized solenoidal head radiofrequency coil for low- field magnetic resonance imaging. Magn Reson Imag 2009;27:1302-8.
- [71] Chen CN, Hoult DI. Biomedical magnetic resonance technology. New York. IOP Publishing Ltd;1989.
- [72] Rothschild PA, Domesek JM, Eastham ME, Kaufmann L. MR Imaging of excessively obese Patients: the use of an open permanent magnet. Magnetic Resonance Imaging. 1991;9:151-4.
- [73] de Bucourt M, Streitparth F, Wonneberger U, Rump J, Teichgräber U. Obese patients in an open MRI at 1.0 Tesla: image quality, diagnostic impact and feasibility. Eur J Radiol. 2011;21:1004-15.
- [74] Melendez, JC, McCrank E. Anxiety-related reactions associated with magnetic-resonance-imaging examinations. J Am Med Assoc. 1993;270:745–7.
- [75] Kilborn LC, Labbe EE. Magnetic resonance imaging scanning procedures: development of phobic response during scan and at one- month follow up. J Behav Med 1990;13:391-401.

- [76] Bangard C, Paszek J, Berg F, Eyl G, Kessler J, Lackner K, Gossmann A. MR imaging of claustrophobic patients in an open 1.0 T scanner: Motion artifacts and patient acceptability compared with closed bore magnets. *Eur J Radiol.* 2007;64:152–7.
- [77] Michel SC, Rake A, Götzmann L, Seifert B, Ferrazzini M, Chaoui R, Treiber K, Keller TM, Marincek B, Kubik-Huch RA. Pelvimetry and patients acceptability compared between open 0,5 T and closed 1,5 T MR- Systems. *Eur J Radiol* 2002;12:2898-905.
- [78] Enders J, Zimmermann E, Rief M, Martus P, Klingebiel R, Asbach P, Klessen C, Diederichs G, Wagner M, Teichgräber U, Bengner T, Hamm B, Dewey M. Reduction of Claustrophobia with short- bore versus open magnetic resonance imaging: A randomized controlled trial. *PLoS One.* 2011;6(8):e23494. doi: 10.1371.
- [79] Maddock, RJ, Buonocore, MH, Kile, SJ, Garrett, AS. Brain regions showing increased activation by threat-related words in panic disorder. *Neurol Report* 2003;14:325–28.
- [80] Lueken U, Muehlhan M, Wittchen HU, Kellermann T, Isabelle Reinhardt I, Konrad C, Lang T, Wittmann A, Ströhle A, Gerlach AL, Ewert A, Kircher T. Don't panic in the scanner! How panic patients with agoraphobia experience a functional magnetic resonance imaging session. *Eur Neuropsychopharmacol.* 2011;21:516-25.
- [81] Spiegelhalder, K, Hornyak M., Kyle SD, Paul, D, Blechert, J, Seifritz E, Hennig J, van Elst LT, Riemann, D, Feige B. Cerebral correlates of heart rate variations during a spontaneous panic attack in the fMRI scanner. *Neurocase* 2009;5:527–34.
- [82] Fishbain, DA, Goldberg, M, Labbe, E, Zacher D, Steelerosomoff R, Rosomoff H. Long-term claustrophobia following magnetic-resonance imaging. *Am J Psychiatry* 1988;145:1038–9.
- [83] Moss ML, Buongiorno PA, Clancy VA. Intranasal midazolam for claustrophobia in MRI. *J Comput Assist Tomogr* 1993;17:991–2.
- [84] Güttler FV, Heinrich A, Rump J, de Bucourt M, Schnackenburg B, Bamberg C, Hamm B, Teichgräber UK. Magnetic resonance imaging of the active second stage of labour: proof of principle. *Eur Radiol.* 2012 Sep;22(9):2020-6.

- [85] Rump JC, Streitparth F, Böning G, Seebauer CJ, Walter T, Güttler F, Hamm B, Teichgräber UK. Evaluation of a MR-quadrupole imaging coil for spinal interventions in a vertical 1.0 T MRI. *Magn Reson Med*. 2012 Aug;68(2):600-5.
- [86] Streitparth F, De Bucourt M, Hartwig T, Leidenberger T, Rump J, Walter T, Maurer M, Renz D, Stelter L, Wiener E, Hamm B, Teichgräber U. Real-time MR-guided lumbosacral periradicular injection therapy using an open 1.0-T MRI system: an outcome study. *Invest Radiol*. 2013 Jun;48(6):471-6.
- [87] Maurer MH, Disch AC, Hartwig T, Renz DM, Schreiter N, Hamm B, Streitparth F. Outcome study of real-time MR-guided cervical periradicular injection therapy in an open 1.0 Tesla MRI system. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2014 Jun;37(3):756-62.
- [88] Adamietz B, Cavallaro A, Radkow T, Alibek S, Holter W, Bautz WA, Staatz G. Untersuchungstoleranz von Kindern und Adoleszenten in einem 1,5 Tesla MR-Tomografen mit offenem Magnetdesign. *Fortschr Röntgenstr* 2007;179:82–31.
- [89] Wide Open, High Field, Philips Panorama HFO, Product Data January 2008
- [90] Magnetic Resonance - Technology Information Portal: 'Signa Infinity 1.5T™ TwinSpeed with Excite'. (Accessed October 10, 2015, at <http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&gid=944>).
- [91] Cerqueira, MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, Pennell DJ, Rumberger JA, Ryan T, Verani MS; American Heart Association Writing Group on Myocardial Segmentation and Registration for Cardiac Imaging, Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: a statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation* 2002;105:539-42.
- [92] Edelstein WA, Glover GH, Hardy CJ, Redington RW. The intrinsic signal to noise ratio in NMR Imaging. *Magn Reson Med*. 1986;3:604-18.
- [93] Kaufmann L, Arakawa M, Hale J, Rothschild P, Carlson J, Hake K, Kramer D, Lu W, Van Heteren J. Accessible magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q*. 1989;5:283-97.

- [94] Sigfridsson A, Haraldsson H, Ebberts T, Knutsson H, Sakuma H. In vivo SNR in dense MRI; temporal and regional effects of field strength, receiver coil sensitivity and flip angle strategies. *J Magn Reson Imag* 2011;29:202-8.
- [95] Datendorfer K, Amering M, Bankier A, Helbich T, Prayer D, Youssefzadeh S, Alexandrowicz R, Imhof H, Katschnig H. A study of the effects of patient anxiety, preceptions and equipment on motion artifacts in magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 1997;91:301-6.
- [96] Schick, F. Sequenzen in der MRT. *Der Radiologe* 2006;46:803-20.
- [97] Gupta V, Kirisli HA, Hendriks EA, Van der Geest RJ, van de Giessen M, Niessen W, Reiber JH, Lelieveldt BP. Cardiac MR Perfusion image processing techniques: a survey. *Med. Image Anal.* 2012;6:767-85.
- [98] Bello D, Einhorn A, Kaushal R, Kenchaiah S, Raney A, Fieno D, Narula J, Goldberger J, Shivkumar K, Subacius H, Kadish A. Cardiac magnetic resonance imaging: infarct size is an independent predictor of mortality in patients with coronary artery disease. *Magn Reson Imaging.* 2011;29:50-6.
- [99] Klocke, FJ. Cardiac magnetic resonance measurements of area at risk and infarct size in ischemic syndromes. *J Am Coll Cardiol.* 2010;55:2489-90.
- [100] Greenwood JP, Maredia N, Younger JF, Brown JM, Nixon J, Everett CC, Bijsterveld P, Ridgway JP, Radjenovic A, Dickinson CJ, Ball SG, Plein S. Cardiovascular magnetic resonance and single-photon emission computed tomography for diagnosis of coronary heart disease (CE- MARC): a prospective trial. *Lancet* 2012;379:453-60.
- [101] Kosiek O, Schnackenburg B, Schmeisser A, Smid J, Walz F, Ricke J, Fischbach F, Strach K. Kardiale MR Bildgebung an einem offenen 1,0T System – ein Vergleich mit 1,5T. *Fortschr Röntgenstr* 2013; 185 - VO206_1, DOI: 10.1055/s-0033-1346292.

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Mareile Wörner, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Kardiale Bildgebung in einem offenen 1,0 Tesla-Magnetresonanztomographen und Vergleich mit einem konventionellen 1,5 Tesla Tunnelsystem“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE - www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht."

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Ulf Teichgräber, zur Zeit der Datenerhebung Leiter der interdisziplinären Arbeitsgruppe „Instrumenten und Methodenentwicklung für die offene Hochfeld MRT“ im Institut für Radiologie der Charité Universitätsmedizin Berlin für die Überlassung des Themas, Bereitstellung der Geräte und für die Ratschläge und Hilfestellungen in Bezug auf die schriftliche Verfassung der Arbeit.

Mein Dank geht auch an Herrn Privatdozent Dr. Bruhn und Herrn Professor Dr. Job Harenberg für die Zeit, die sie in die Korrektur der Arbeit gesteckt haben.

Ich danke auch Frau Dr. Uta Wonneberger für die rege Unterstützung hinsichtlich jeglicher Fragen zum MRT und Herrn Dr. Patrick Freyhardt für die praktische Betreuung der Arbeit.

Meinen Eltern und meinem Ehemann bin ich zu großem Dank verpflichtet für die Unterstützung in meinem Studium und bei meiner Promotion.