

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Institut für Radiologie

(Direktor Univ. – Prof. Dr. E. J. Rummeny)

**Beurteilung der linksventrikulären
Funktionsparameter mit Cine-MRT und 3D kt-BLAST**

Jennifer Jaroni

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ. – Prof. Dr. P. Henningsen

Prüfer der Dissertation:

1. Priv. – Doz. Dr. A. Huber

2. Univ. – Prof. Dr. E. J. Rummeny

Die Dissertation wurde am 14.03.2012 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 21.11.2012 angenommen.

Für meine Familie

1 Inhaltsverzeichnis

1	Inhaltsverzeichnis	1
1	Abkürzungsverzeichnis	3
2	Einleitung	6
3	Grundlagen	10
3.1	Grundlagen der Magnetresonanztomographie	10
3.1.1	Protonen im Magnetfeld	10
3.1.2	Hochfrequenz-Anregung	13
3.1.3	Relaxation	13
3.1.4	Bildkontrast	15
3.1.5	Ortskodierung	16
3.1.6	k-Raum	18
3.1.7	SNR: Signal-Rausch-Verhältnis	19
3.2	Grundlagen der kardialen MRT	19
3.2.1	Kardiale Cine MRT	19
3.2.2	Untersuchungsablauf	22
3.2.3	Schnelle MRT-Sequenzen	22
4	Material und Methoden	27
4.1	Patientenkollektiv	27
4.2	Verwendete Geräte und Materialien	27
4.3	Untersuchungsablauf	28
4.4	Bestimmung linksventrikulärer Funktionsparameter	30
4.5	Auswertung der Bilddaten	31
4.6	Statistische Analyse	33

5	Ergebnisse	36
5.1	Globale linksventrikuläre Funktionsparameter.....	37
5.1.1	Mittelwerte und Standardabweichung	37
5.1.2	Enddiastolisches Volumen	38
5.1.3	Endsystolisches Volumen	41
5.1.4	Ejektionsfraktion.....	44
5.1.5	Linksventrikuläre Myokardmasse.....	47
5.2	Bildqualität und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis	50
6	Diskussion	62
7	Zusammenfassung	76
8	Summary	78
9	Literaturverzeichnis	80
10	Abbildungsverzeichnis	92
11	Tabellenverzeichnis	96
12	Danksagung	97
13	Lebenslauf	98

1 Abkürzungsverzeichnis

Abb. Abbildung

Alias. Aliasing

B Magnetisches Moment

B_0 Äußeres Magnetfeld

CINE Cinematographisch

cm Zentimeter

CMR Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie

CNR Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis

2-D Zweidimensional

3-D Dreidimensional

E Energie

EDV Enddiastolisches Volumen

EF Ejektionsfraktion

EKG Elektrokardiogramm

ESV Endsystolisches Volumen

FoV Field of view (Gesichtsfeld)

g Gramm

GRAPPA Generalized autocalibrating partially parallel acquisition

GE Gradientenecho

γ_0 Gyromagnetisches Verhältnis

h Plancksche Konstante

HF Hochfrequenz

HZV Herzzeitvolumen

iPAT integrierte Parallelakquisitionstechniken

J Joule

k-Raum Frequenzraum
kt-BLAST kt- space broad-use linear acquisition speed-up technique
kt-SENSE kt- Sensitivity encoded
LV Linksventrikulär
m Meter
ml Milliliter
mm Millimeter
M Summenmagnetisierung
 M_z Longitudinalmagnetisierung
 M_{xy} Transversalmagnetisierung
MHz Megahertz
MM Myokardmasse
MR Magnetresonanz
MRT Magnetresonanztomographie
ms Millisekunde
n Anzahl
 ν Frequenz
 ω_0 Larmorfrequenz
R Beschleunigungsfaktor
ROI Regions of interest
RR Herzfrequenz
s Sekunde
SD Standardabweichung
seg. segmentiert
SENSE Sensitivity-encoded
SI Signalintensität
SMASH Simultaneous acquisition of spatial harmonics
SNR Signal-to-Noise-Ratio (Signal-zu-Rausch-Verhältnis)

SSFP Steady state free precession

SV Schlagvolumen

t Zeit

T Tesla

TE Echo time (Echozeit)

TR Repetition time (Repetitionszeit)

TSENSE Sensitivity Encoding incorporating temporal filtering

UNFOLD Unaliasing by fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension

Z.n. Zustand nach

2 Einleitung

Die Magnetresonanztomographie hat sich in den letzten Jahren als Schnittbildverfahren der Wahl für kardiologische Funktionsdiagnostik etabliert [Pennell 2004]. Die Geräte- und Sequenzentwicklung führten zu einer deutlichen Verbesserung der räumlichen und zeitlichen Auflösung, wodurch heute eine genaue Messung von Funktionsparametern wie linksventrikulärer Volumina und Myokardmasse sowie die exakte Darstellung der Anatomie ermöglicht werden [Ley 2007, Bellenger 2002]. Durch eine detaillierte differentialdiagnostische Beurteilung des Herzmuskelgewebes können Schlussfolgerungen hinsichtlich dessen Funktion, Durchblutung, Vitalität oder Morphologie gezogen und damit weitere Therapieansätze indiziert oder verbessert werden. Auch haben einige Studien gezeigt, dass die kardiale Magnetresonanztomographie (CMR) der Echokardiographie bei der Beurteilung linksventrikulärer Parameter wie Volumina, Masse und Ejektionsfraktion überlegen ist [Bellenger 2000, Nagel 2007]. Durch die fehlende Strahlenexposition zusammen mit einer hohen Messgenauigkeit und der daraus resultierenden Reproduzierbarkeit, eignet sich die MRT gut für Verlaufsbeobachtungen und hat sich für die Erfassung und Prognose angeborener oder erworbener Herzerkrankungen etabliert [Mogelvang 1993, Semelka 1990].

Die kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie hat sich mittlerweile zur anerkannten Bildgebungsmodalität der Wahl zur Bestimmung der Herzfunktionsparameter entwickelt. Verschiedene Fragestellungen können neben der Bestimmung linksventrikulärer Volumina in einem Untersuchungsprotokoll beantwortet werden. Dazu gehören Funktionsuntersuchungen unter Belastung (Stress-MRT) oder Beurteilung von Wandbewegungsstörungen [Pluim 1998, Mohiaddin 1995]. Mittels dieser Untersuchungsverfahren lassen sich frühzeitig Durchblutungsstörungen erkennen, die regionale Myokardfunktion beurteilen, Klappenveränderungen identifizieren, avitales Myokard auffinden oder aber Koronarstenosen nachweisen [Stamm 2010, Higgins 1996, Mahnken 2004, Hahn 2007].

Zur Datenakquisition kommen verschiedene Sequenzen zur Anwendung. Unter einer Sequenz versteht man eine Kombination von Gradienten- und Hochfrequenzimpulsen, die den Ablauf einer Messung koordinieren und letztlich ein Resonanzsignal erzeugen. Aus diesem Signal können dann die Bilder berechnet werden. Durch die Wahl des Sequenztyps und die Einstellung der Messparameter lassen sich die Bildkontraste beeinflussen [Nassenstein 2007].

Derzeit werden zur Darstellung der kardialen Funktion fast ausschließlich Steady-State-free-Precession- Sequenzen (SSFP) eingesetzt, die sich durch ein besseres Signal-Rausch- und Kontrast-Rausch-Verhältnis auszeichnen. Wegen der hohen Signalausbeute erlauben sie es mit sehr kurzen Repetitions- und Echozeiten zu messen. Blut wird signalreich dargestellt und die Sequenzen sind sehr unempfindlich gegenüber Flussartefakten [Waltering 2007]. Cine-SSFP-Sequenzen, die abhängig von der räumlichen und zeitlichen Auflösung die Erfassung von Herzhasenbildern jeder Einzelschicht erlauben, ermöglichen die gemeinsame Beurteilung morphologischer und funktioneller Informationen und gelten als Methode der Wahl für die Beurteilung der Ventrikelfunktion [Carr 2001].

Die Mitarbeit des Patienten beeinflusst die Bildqualität bei der kardialen MRT ganz wesentlich. Um den kompletten Ventrikel darstellen zu können, ist die Akquisition mehrerer Kurzachsenschnitte erforderlich, was die Mitarbeit und Fähigkeit des Patienten für mehrmaliges Atemanhalten fordert und somit zeitaufwändig ist. Praktisch ergeben sich dadurch einige Probleme, die eine akkurate und reproduzierbare Bildgebung erschweren. Einige Patienten fühlen sich wegen der engen Untersuchungsrohre unwohl und tolerieren daher nur eine bestimmte Untersuchungsdauer. Für eine Standard Cine-Untersuchung muss der Patient ca. 10 Minuten so unbewegt wie möglich im Tomographen verbringen und dabei für jede aufgenommene Schicht die Luft für 15-20 Sekunden anhalten, um Bewegungsartefakte bei der Datenakquisition vermeiden zu können. Zur Abdeckung des gesamten Ventrikels sind diese Atemanhaltephasen für jede einzelne aufgenommene Schicht (ca. 9-10) notwendig [Moon 2002]. Durch das mögliche Gefühl von Luftnot ist es schwerkranken Patienten häufig nicht möglich die Atemkommandos nach Anweisung durchzuführen. Auf diese Weise entstehen Bewegungsartefakte, die die Bildqualität und somit letztlich die diagnostische Qualität

der akquirierten Daten beeinträchtigen. Eine hohe diagnostische Aussagekraft bei kürzeren Messzeiten mit einem höheren Patientendurchsatz wäre bei steigendem Kostendruck im Gesundheitssystem auch durch die Zeitersparnis ökonomisch wünschenswert [Stamm 2010].

Anforderungen an neue Sequenzen zur Bestimmung der globalen Herzfunktion sind daher eine kürzere Untersuchungsdauer mit wenigen Atemanhaltephasen, die für den Patienten angenehmer ist und das Untersuchen auch schwerkranker Patienten ermöglicht. Die Entwicklung neuer Methoden wurde von dem Anspruch auf Beschleunigung der Bildakquisition durch Verringerung der Anzahl phasenkodierender Schritte getragen, ohne dadurch Einbußen bei der Bildauflösung hinnehmen zu müssen [Dietrich 2002].

Bei der Aufnahme dynamischer Prozesse, wie z.B. des Herzschlages, gibt es einen hohen Grad an Korrelation in den Daten, die zur Beschleunigung der Datenakquisition genutzt werden kann. Die Grundidee dieser neuen Methode, der sogenannten kt-Bildgebung (k steht für den K-Raum, t für die Zeit), basiert darauf, Datenpunkte auf der Zeitachse auszulassen (Undersampling) und somit die Akquisition von Bilddaten zu beschleunigen [Hombach 2009]. Bilddaten, die normalerweise nacheinander in zeitverbrauchenden Phasenkodierschritten akquiriert werden, können durch diese neue Technik während der Bildrekonstruktion durch Daten ersetzt werden, die aus der Information eines niedrig-auflösenden vorgeschalteten Trainingscans stammen [Tsao 2003]. Die Erfassung der Datenkorrelation durch einen Trainingscan ist das besondere Merkmal der kt-Bildgebung [Hansen 2004]. Sie wird zur Verkürzung der Untersuchungszeiten, für höhere räumliche Auflösung bei gegebener Akquisitionszeit, z.B. bei Untersuchungen in Atemanhaltetechnik, sowie für höhere zeitliche Auflösung in der dynamischen Bildgebung eingesetzt [Tsao 2005]. Durch Bildakquisitionen mit kürzeren individuellen Bildgebungszeiten anstelle einer einzelnen längeren Akquisition können auch sich bewegende Organe besser dargestellt werden.

Ziel der Arbeit war es, die segmentierte (2D) SSFP-Sequenz (Referenztechnik) mit dem beschleunigten Bildgebungsverfahren (3D) k-t space broad-use linear acquisition speed-up technique (BLAST), das es ermöglichen soll, in nur einem

Atemanhalt vergleichbare Werte für die Funktionsuntersuchung des linken Ventrikels zu liefern, zu vergleichen. Die Anwendbarkeit von kt-BLAST und die Übereinstimmung mit der Referenzsequenz in der Bestimmung der globalen Herzfunktion sollte überprüft werden. Dabei beinhaltete ein Ansatz das Ziel, eine hohe räumliche Auflösung zu erhalten, allerdings mit einem zu erwartenden Verlust des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses (kt1), ein anderer Ansatz verfolgte das Ziel ein hohes Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis zu erreichen bei einer geringeren räumlichen Auflösung (kt2).

3 Grundlagen

3.1 Grundlagen der Magnetresonanztomographie

3.1.1 Protonen im Magnetfeld

Magnetisches Moment

Die physikalische Grundlage der Magnetresonanztomographie beruht auf dem Phänomen, dass alle Atomkerne mit einer ungeraden Anzahl von Nukleonen einen Eigendrehimpuls („Spin“) besitzen [Reiser 1997]. Das einfachste Atom mit einer ungeraden Anzahl an Kernbausteinen ist der Wasserstoff. Wasserstoffatome besitzen im Kern ein positiv geladenes Proton, um das ein negativ geladenes Elektron kreist. Wasserstoffatome sind elektrisch neutral und eignen sich somit grundsätzlich für die MRT [Maier 2003]. Aufgrund des hohen Wassergehaltes des menschlichen Gewebes verwendet die MRT die Kerne von Wasserstoffatomen (^1H) zur klinischen Bildgebung [Trumpp 2008].

Protonen besitzen die Eigenschaft des Kernspins, rotieren also mit ihrer positiven Elementarladung um die eigene Achse. Durch die rotierende elektrische Ladung baut sich um das Proton ein magnetisches Moment B auf und kann deshalb von Magnetfeldern beeinflusst werden. Der Spin ist eine Grundeigenschaft der Elementarteilchen und somit eine Konstante [Weishaupt 2006].

Längsmagnetisierung

Sind die Kerne keinem äußeren Magnetfeld ausgesetzt, verteilen sich die Richtungen der Spins zufällig in alle Raumebenen. (Abb.1 a) Wird ein Teilchen in ein äußeres Magnetfeld B_0 eingebracht, tritt das magnetische Moment B mit dem Magnetfeld in Wechselwirkung und beeinflusst die Lage der Protonen. Dabei wird ein Photon der

Frequenz ν [MHz] absorbiert. Diese Frequenz ν ist abhängig vom gyromagnetischen Verhältnis γ_0 [MHz/T], einer für jedes Element typischen Konstante, die für Protonen bei 1 Tesla $\gamma = 42,58$ MHz/T beträgt. B_0 bezeichnet die Stärke des äußeren Magnetfeldes in Tesla [Stamm 2010, Hornak 1996].

$$\nu = \gamma_0 \times B_0$$

Unter Einfluss eines Magnetfelds B_0 , z.B. eines Kernspintomographen, richtet sich die Mehrzahl der Protonen parallel zur Richtung des äußeren Magnetfeldes aus. (Abb. 1b) Der parallele Zustand ist energetisch minimal günstiger (niedriges Energieniveau) und wird daher leicht bevorzugt. Eine kleine Zahl von Protonen richtet sich antiparallel aus. Die magnetischen Momente der parallel und antiparallel ausgerichteten Spins ergeben die Summenmagnetisierung M [Trumpp 2008]. Sie liegt im Grundzustand parallel zum äußeren Magnetfeld in Z-Richtung (Pfeilrichtung Abb.1b), woraus eine geringe, aber messbare Längsmagnetisierung M_z entsprechend der Magnetfeldrichtung resultiert [Smith 1998, Schick 2007].

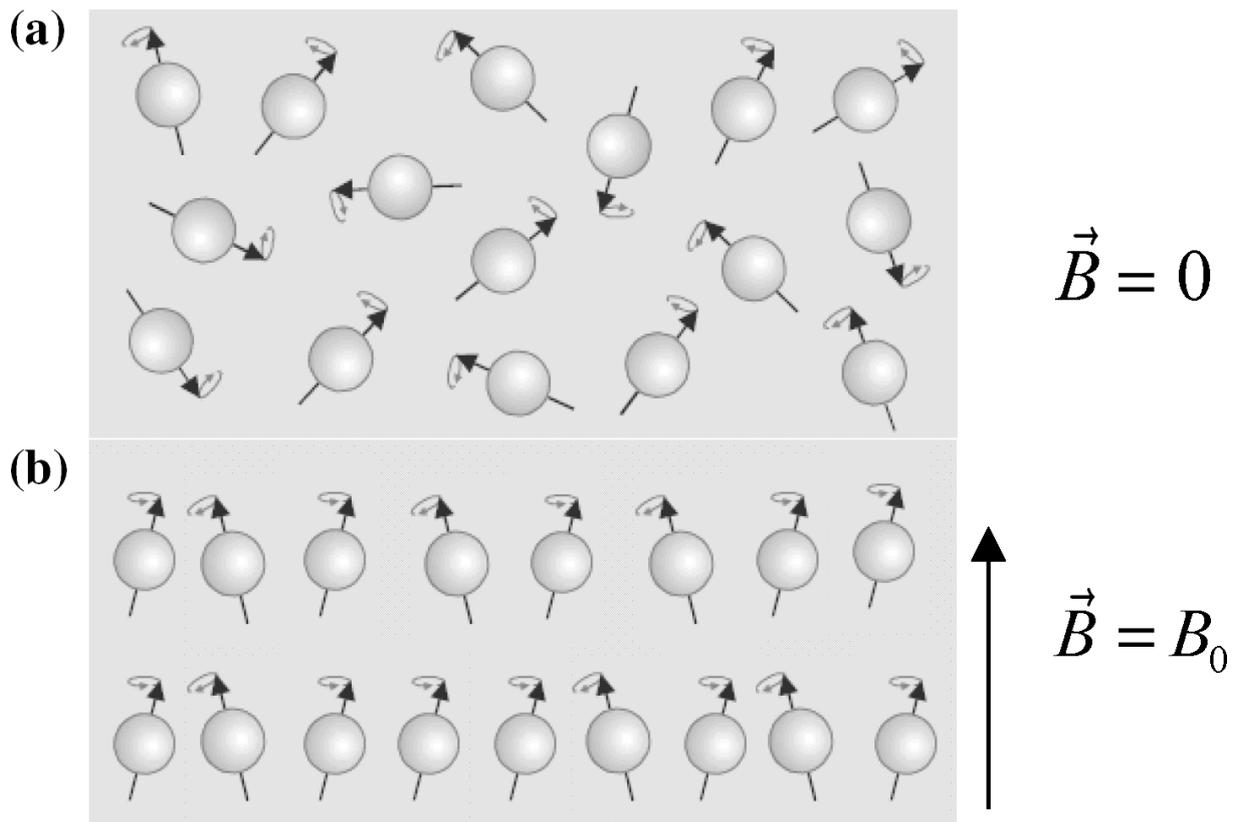


Abb.1: Effekt eines äußeren Magnetfeldes B_0 auf die Spins. Ohne äußeres Magnetfeld zeigen die Spins in keine bestimmte Richtung (a). In einem äußeren Magnetfeld (B_0) richten sich die Spins aus und reagieren mit einer Präzessionsbewegung um die Richtung des Magnetfeldes (b). Abgebildet sind nur die Protonen mit paralleler Ausrichtung zum Magnetfeld [übernommen aus Krug 2009].

Präzession

Neben dem Aufbau der Längsmagnetisierung bringt das äußere Magnetfeld die Protonen zu einer Präzessionsbewegung um die Richtung des äußeren Magnetfeldes, d.h. die Protonen führen eine Drehbewegung um die eigene Achse aus [Trumpp 2008].

Die Präzession erfolgt mit einer charakteristischen Frequenz, der Larmorfrequenz ω_0 , die von der Stärke des Magnetfeldes B_0 abhängt und Grundlage des Resonanzsignals bzw. der MR-Bildgebung bildet [Hornak 1996].

$$\omega_0 = \gamma_0 \times B_0$$

3.1.2 Hochfrequenz-Anregung

Um ein messbares MR-Signal zu erzeugen, muss dem Spinsystem Energie zugeführt werden. Durch Verwendung eines Hochfrequenzimpulses (HF-Pulses) mit der passenden Resonanzfrequenz (Larmorfrequenz) kann in diesem stabilen System Energie auf die Protonen übertragen werden. Dieses Phänomen wird als magnetische Resonanz bezeichnet [Horowitz 1994].

Durch kurzzeitiges Zuschalten senkrecht zum Hauptfeld B_0 angelegter HF-Pulse wird das Spin-System angeregt. Alle Spins und die gesamte Magnetisierung M_Z werden in die XY-Ebene, in Querrichtung, ausgelenkt. Je stärker der HF-Puls ist, umso weiter wird die Achse der Präzessionsbewegung der Spins von der Richtung Z des Hauptmagnetfeldes in XY-Richtung ausgelenkt. Dabei nimmt die Longitudinalmagnetisierung M_Z ab und die Transversalmagnetisierung M_{XY} wird aufgebaut. Ein 90° -Impuls bewirkt, dass ebenso viele Spins parallel wie antiparallel ausgerichtet sind und somit keinerlei Längsmagnetisierung M_Z mehr vorhanden ist, sie ist zur Quermagnetisierung M_{XY} geworden. Da das Magnetfeld versucht, die Spins wieder in die Z-Richtung zurückzukippen, werden die Spins zu einer Präzessionsbewegung veranlasst, die in der Empfangsspule eine elektrische Spannung induziert und somit die Grundlage des MR-Signals bildet [Trumpp 2008, Schick 2007, Reimer 2003].

3.1.3 Relaxation

Direkt nach Ausschalten des Hochfrequenz-Impulses wird erneut der Gleichgewichtszustand angestrebt. Es gibt zwei Relaxationsmechanismen, die den Übergang zurück zum Grundzustand beschreiben: die longitudinale Relaxation (T1-Relaxation) und die transversale Relaxation (T2-Relaxation). Sie bewirken, dass die transversale Magnetisierung und mit ihr das MR-Signal allmählich abnimmt [Weishaupt 2006]. Die Protonen verlassen den angeregten Zustand und kehren in den Grundzustand zurück.

Längsrelaxation

Unter Längsrelaxation versteht man die einem zeitlich exponentiellen Verlauf folgende Rückkehr der Spins in Z-Richtung mit gleichzeitigem Wiederaufbau der Längsmagnetisierung parallel zum äußeren Magnetfeld B_0 .

Nach dem Wegfall des einstrahlenden HF-Pulses baut sich die Magnetisierung wieder in Z-Richtung auf, wobei ihre Projektion in die XY-Ebene abnimmt. Man bezeichnet diesen Vorgang auch als longitudinale Relaxation. Sie verläuft unter Energieabgabe an die Umgebung der einzelnen Spins, dem sogenannten Gitter, und wird daher als Spin-Gitter-Relaxation mit der Zeitkonstanten T_1 beschrieben. [Trumpp 2008].

Die Relaxationszeit T_1 gibt die Geschwindigkeit an, die die Protonen zur Rückkehr aus dem angeregten Zustand in den Grundzustand benötigen. Verschiedene Gewebe besitzen eine unterschiedliche T_1 -Relaxation, was zur Erzeugung von Kontrasten in der Bildgebung ausgenutzt wird. So können Gewebe mit kurzer T_1 -Relaxation schneller als Gewebe mit langer T_1 -Relaxation wieder voll angeregt werden und geben daher bei kurzer Repetitionszeit mehr Signal [Trumpp 2008, Weishaupt 2006].

Querrelaxation

Durch die Querrelaxation nimmt die transversale Magnetisierung in der XY-Ebene durch Dephasierung der Spins ab. Direkt nach der Anregung präzedieren alle Spins zunächst synchron, d.h. sie bewegen sich in der gleichen Phase und ihre magnetischen Momente addieren sich zu einem großen M_{XY} . Im weiteren Verlauf geht diese Phasenkohärenz verloren, da Wechselwirkungen zwischen den Spins stattfinden. Man spricht von Spin-Spin-Relaxation [Trumpp 2008].

T_2 ist die Zeit, in der die Quermagnetisierung M_{XY} auf 37% ihres ursprünglichen Wertes abgefallen ist [Reiser 1997, Smith 1998]. Daher bestimmt die T_2 -Konstante vor allem, wie schnell das MR-Signal nach einer Anregung abklingt. Die T_2 -Relaxationszeiten der Gewebe sind unterschiedlich. In Geweben mit einer langen T_2 -

Zeit läuft die Relaxation langsam ab, das Signal fällt langsam ab. Gewebe mit kurzen T2-Zeiten haben eine kurze Relaxationszeit und das Signal fällt schneller ab. [Weishaupt 2006].

3.1.4 Bildkontrast

Der Bildkontrast eines MR-Bildes hängt vom Verhalten des Gewebes im Magnetfeld ab. Die Relaxationszeiten T1 und T2 sowie die Protonendichte bestimmen den Bildkontrast. Anhand dieser Parameter unterscheiden sich verschiedene Gewebe teilweise sehr stark [Weishaupt 2006]. Die Protonendichte gibt das maximale Signal an, das ein Gewebe abgeben kann. T1 und T2 bestimmen die Signalintensität und sind somit für den Bildkontrast im MR-Bild verantwortlich [Hornak 1996, Weishaupt 2006].

Durch geeignete Wahl der Repetitionszeit TR (Time of Repetition) zwischen zwei aufeinander folgenden Messungen derselben Schicht und unterschiedlichen Zeitspannen TE (Time of Echo) bis zur Messung des MR-Signals können T1 und T2 je nach Messsequenz unterschiedlich gewichtet werden [Trumpp 2008].

Repetitionszeit

Die Zeit zwischen zwei Anregungen derselben Schicht wird als Repetitionszeit TR bezeichnet und entscheidet maßgeblich über den T1-Kontrast [Stamm 2010].

Wird TR kurz gewählt (ca. $< 600\text{ms}$), besteht weniger Zeit für die Wiederherstellung der Longitudinalmagnetisierung und umso stärker fallen die unterschiedlichen T1-Zeiten der verschiedenen Gewebe ins Gewicht. Wird TR dagegen lang gewählt (ca. $>1500\text{ms}$), haben die Spins mehr Zeit seit der letzten Anregung die Longitudinalmagnetisierung wieder aufzubauen. Auch Gewebe mit langer T1 haben sich weitgehend erholt und alle Gewebe geben ähnlich viel Signal. Der T1-Einfluss auf den Bildkontrast ist bei langer TR also nur noch gering, eine kurze TR führt zu einer starken T1-Wichtung [Stamm 2010, Trumpp 2008, Weishaupt 2006].

Echozeit

Der T2-Bildkontrast wird maßgeblich durch die Echozeit TE bestimmt. Die Echozeit ist die Zeit zwischen der Anregung und der Aufnahme des Echosignals.

Je größer die T2 Zeitkonstante eines Gewebes, desto länger wird die Transversalmagnetisierung aufrechterhalten. Wird TE lang gewählt (>150ms), erhält man ein T2 gewichtetes Bild. Gewebe mit kürzerer T2 Zeit haben dann bereits einen Großteil der Transversalmagnetisierung verloren und lassen sich von dem Gewebe mit langer T2 Zeit unterscheiden. Wird TE dagegen kurz gewählt (<30ms), haben die Protonen wenig Zeit zu dephasieren und der T2-Einfluss auf das Signal ist gering [Stamm 2010, Trumpp 2008, Weishaupt 2006].

Eine T1-gewichtete Sequenz hat daher ein kurzes TR (400-800ms) und ein kurzes TE (<30ms) mit geringen T2-Einflüssen, eine T2-gewichtete Sequenz hat ein langes TR (>2500ms) mit geringem T1-Einfluss und ein langes TE (70-150ms) [Smith 1998].

Neben einer Differenzierung verschiedener Gewebe durch Messung der Relaxationszeiten, kann der Einsatz der Sequenzen an die jeweilige klinische Fragestellung angepasst werden und erlaubt auch eine Charakterisierung pathologischer Veränderungen.

3.1.5 Ortskodierung

Ist das Magnetfeld homogen über den Körper verteilt, präzedieren alle Protonen mit der gleichen Frequenz. Das Echosignal ist ein Summensignal aller angeregten Protonen, der Entstehungsort des Signals kann nicht bestimmt werden. Zur Schnittbildgebung ist es nötig, selektiv nur Protonen einer Einzelschicht anzuregen, um das Signal räumlich zuordnen zu können. Um eine bestimmte Schicht anzuregen, muss das Magnetfeld inhomogen werden. Dazu wird während der Einstrahlung des HF-Pulses in Körperrichtung bzw. entlang des äußeren Magnetfeldes ein Gradient geschaltet, um die Ortsinformation in ein Signal kodieren zu können. Diesen Vorgang nennt man Ortskodierung [Reiser 1997, Weishaupt 2006].

Innerhalb jeder Schicht werden den Kernresonanzsignalen mittels Ortskodierung eine x- und eine y-Koordinate zugeordnet. Hierzu dienen die Frequenzkodierung in x-Richtung und Phasenkodierung in y-Richtung an [Stamm 2010].

Frequenzkodierung bedeutet, dass während der Signalaufzeichnung ein Frequenzkodiergradient in der Schicht zugeschaltet wird. Dies führt zu unterschiedlichen Larmorfrequenzen innerhalb der angeregten Schicht in x-Richtung. Das MR-Signal ergibt sich aus einer Überlagerung unterschiedlicher Frequenzen, die sich aus Signalen unterschiedlicher Phase zusammensetzen [Smith 1998, Sandstede 2001].

Zur Phasenkodierung wird nach der Anregung der Spins ein Phasenkodiergradient in y-Richtung geschaltet, der zu einer Dephasierung der Transversalmagnetisierungsvektoren entlang des Gradienten führt. Dies führt zur positionsabhängigen Variation der Larmorfrequenz der Quermagnetisierung innerhalb der Schicht in y-Richtung und somit zur Phasenverschiebung der Spins gegeneinander. Die Spins können anhand ihrer Phase identifiziert und einer y-Koordinate zugeordnet werden [Smith 1998, Weishaupt 2006, Trumpp 2008].

Die Frequenz- und Phasenunterschiede nutzt die Fourier-Transformation (Frequenzanalyse), um während der Bildberechnung aus dem Summensignal die Grauwerte der einzelnen Bildpunkte zu berechnen. Dadurch ist es möglich, die Signalstärke zu einem bestimmten Zeitpunkt in die Signalstärke einer bestimmten Frequenz zu transformieren. Während die Frequenzanalyse innerhalb einer Messung vorgenommen werden kann, müssen die Phasenkodierschritte der Anzahl der Bildelemente entsprechend geändert werden und die Messungen wiederholt werden. Die eindeutige Bestimmung jedes Pixel- bzw. Volumenelements durch Frequenz- und Phasenkodierung erlaubt die Bestimmung die Signalherkunft in der Bildverarbeitung durch Fourier-Transformation mit der Umsetzung in ein entsprechendes Graustufen-Bild [Stamm 2010, Cardoza 1999].

2D-Messung

Bei einer 2D-Messung werden einzelnen Schichten eines Schichtstapels nacheinander aufgenommen. Die Ortskodierung muss in den zwei Dimensionen der Schichtebene (horizontal, vertikal) durchgeführt werden.

3D-Messung

Bei einer 3D-Messung werden nicht einzelne Schichten aufgenommen, sondern alle Schichten eines Volumens werden gleichzeitig angeregt und ein Summensignal der 3D-Schichten gemessen. Eine Ortskodierung in einer 3. Dimension muss durchgeführt werden, um einzelne Schnittbilder aus dem 3D-Volumen zu rekonstruieren.

3.1.6 k-Raum

Die Kodierung der Ortsinformation erfolgt im k-Raum (Frequenzraum). Die gemessenen Daten werden zunächst im k-Raum (mathematischer Rohdatenraum des MR-Bildes) gespeichert. Er enthält die MRT Rohdaten vor der Fourier-Transformation und bildet die Grundlage zur Bildberechnung. Jede Messung stellt dabei eine Zeile im k-Raum dar. Bei jeder Messung ändert sich der Phasenkodiergradient und der Rohdatenraum wird zeilenweise aufgefüllt, indem bei jeder Messung eine neue Zeile in den k-Raum geschrieben wird. Die horizontale Richtung K_x ist die Frequenzrichtung-, die vertikale Richtung K_y die Phasenrichtung. Durch die 2D-Fourier-Transformation können die Rohdaten dann in ein Bild übersetzt werden. Eine Zeile im k-Raum enthält jeweils Informationen über Grob- und Feinstruktur des gesamten späteren Bildes. Die Daten in der Mitte des k-Raums entsprechen den niederfrequenten kontrastgebenden Anteilen des Bildes, während die Daten der k-Raum-Peripherie hohe Ortsfrequenzen aufweisen und schärfegebende Rauminformationen beinhalten [Stamm 2010, Weishaupt 2006, Reimer 2003].

3.1.7 SNR: Signal-Rausch-Verhältnis

Bei der Datenakquisition wird neben dem Nutzsignal auch ein Rauschsignal gemessen. Unter dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) versteht man das Größenverhältnis zwischen Signalleistung einer gemessenen Fläche (region of interest) zur vorhandenen Rauschleistung. Die überwiegenden Rauschquellen sind die bewegten Ladungen im menschlichen Körper. Die weiteren Ursachen für das Rauschen sind vielfältig, zum Beispiel Inhomogenitäten des Magnetfeldes, Anzahl der Messungen, Bildparameter (TR, TE, Pulswinkel), Schichtdicke und Bandbreite, FOV (Field of view), Größe der Bildmatrix, Magnetfeldstärke und Sende- und Empfangsspule. Ein höheres SNR bei Verwendung höherer Feldstärken kann in eine bessere räumliche Auflösung und kürzere Messdauer umgesetzt werden [Weishaupt 2006, Stamm 2010].

3.2 Grundlagen der kardialen MRT

3.2.1 Kardiale Cine MRT

In der kardialen MRT kommen verschiedene Messesequenzen zum Einsatz. Die frühere Standardsequenz für die Funktionsanalyse des Myokards waren Gradientenechosequenzen (GE) mit segmentierter Bildakquisition. Bei der GE-Technik stellt sich das in die Schicht einfließende Blut hyperintens dar, das Herzmuskelgewebe zeigt sich hypointens. Um Myokard und Blut besser abgrenzen zu können, kann durch Flusskompensation der Phasenverlust fließenden Blutes verringert werden, wodurch die Signalintensität des Blutes homogener wird. Dies gilt nur bei Annahme einer laminaren Strömung, während turbulenter Blutfluss nicht kompensiert werden kann und zur Signalauslöschung führt. Diagnostisch kann die Signalauslöschung zur Identifizierung von Klappenstenosen- und Insuffizienzen, Ventrikel- oder Vorhofseptumdefekten genutzt werden und stellt einen Vorteil der Methode dar [Ley 2007].

Ein Nachteil der GE-Sequenzen ist, dass die Relaxationszeit TR relativ lang sein muss (etwa 8 ms), um den Bluteinstrom in die Schichtebene zu ermöglichen. Wenn der Blutfluss bei globaler Herzinsuffizienz oder bei Wandbewegungsstörungen nach Myokardinfarkt, eingeschränkt ist, kommt es zu einem Kontrastverlust zwischen Blut und Herzmuskelgewebe. Hierdurch kann die Bewertung von Wandbewegungsstörungen erschwert werden, da die Grenze zwischen Myokardwand und Herzhöhle schwerer zu visualisieren ist [Ley 2007].

Durch die Einführung der SSFP Sequenzen konnten diese Nachteile behoben werden. SSFP-Sequenzen nutzen die Quermagnetisierung aus vorangegangenen Anregungen, um ein höheres Signal und einen stärkeren T2-Kontrast zu erzeugen. Dazu muss nach der Aufnahme des Echosignals die verbliebene Quermagnetisierung vollständig rephasiert und somit wieder aufgebaut werden. Die noch vorhandene Restmagnetisierung wird vollständig in alle drei Raumrichtungen (Schichtselektion-, Phasenkodier- und Frequenzkodiergradient) refokussiert und der im nächsten Phasenkodierschritt angeregten Magnetisierung überlagert. Es entsteht ein Gleichgewichtszustand der Quermagnetisierung. Das Signal setzt sich dann aus neu erzeugter GE-Komponente und dem Signal aus der vorhergehenden Anregung zusammen. Bei SSFP-Techniken werden alle Spins phasensynchron behandelt (Gradientenintegral zwischen zwei HF-Impulsen=0), d.h. sofern alle Gradienten zum Zeitpunkt der Einstrahlung des HF-Impulses ausbalanciert sind und die Repetitionszeit das Zweifache der Echozeit beträgt, kommt es zum zeitlichen Zusammenfall dieser Echos [Ley 2007, Hombach 2009].

Die SSFP-Technik liefert einen Kontrast, der proportional zum Quotienten aus T2 und T1 ist. Da Blut ein hohes T2-zu-T1-Verhältnis hat, grenzen sich die Blut-gefüllten Herzhöhlen hell vom dunklen Myokard ab. Somit wird der exzellente Kontrast zwischen oxygeniertem Blut und dem umgebendem Gewebe aufgrund des einzigartigen T1/T2-Verhältnis des Blutes erreicht. Im Vergleich zu Gradientenechosequenzen, können Echozeit und Repetitionszeit bei SSFP-Sequenzen in Abhängigkeit vom Gradientensystem stark verkürzt werden und die Akquisitionszeit reduziert werden, während die Kontrast- und Signal-Rausch-Verhältnisse höher sind [Stamm 2010, Thiele 2001]. Auch Wandbewegungsstörungen können im Gegensatz zur Gradientenechosequenz

besser quantifiziert werden [Barkhausen 2001]. Durch die Überlagerung der Echokomponenten ist diese Sequenz allerdings anfällig gegenüber Inhomogenitäten, die zu Signalauslöschung führen kann. Es gilt, dass das Frequenzspektrum der Inhomogenitäten kleiner als $1/TR$ sein muss, um Signalauslöschung zu verhindern. Durch die Leistungsfähigkeit moderner Gradientensysteme kann diese Bedingung an MR-Systemen kleiner und mittlerer Feldstärke ($<1,5$ T) meist erreicht werden. Da das Frequenzspektrum mit der Stärke des Magnetfelds zusammenhängt, ist die Verwendung der SSFP-Technik bei hohen Feldstärken (> 3 T) häufig nicht sinnvoll, da sich im resultierenden Bild Auslöschungsartefakte den anatomischen Strukturen überlagern [Hombach 2009].

Ein besonderer Fortschritt im Bereich der Herzbildgebung wurde mit der Einführung der segmentierten k-Raum-Methode erzielt [Atkinson 1991]. Aufgrund der starken Bewegung des Herzens, können nicht alle k-Raum-Daten während eines Herzzyklus gewonnen werden und die Füllung des k-Raums muss während mehrerer Herzzyklen geschehen [Hombach 2009]. Die Umsetzung der k-Raum-Segmentierung war die Voraussetzung für die Akquisition der Cine-Untersuchung in Atemstopptechnik. Der k-Raum jedes Herzphasenbildes wird hierbei in 7 Segmente von jeweils mehreren 2D-Phasenkodierzeilen unterteilt. Die Bilddaten werden zu unterschiedlichen Aktionsphasen des Herzzyklus akquiriert, bis ein kompletter Herzzyklus abgebildet ist [Schulte 2005]. Der k-Raum wird Zeile für Zeile für jedes Segment aufgefüllt bis alle Herzphasenbilder akquiriert sind und die Bildrekonstruktion erfolgen kann. Die Daten eines Bildes setzen sich aus den k-Raum-Zeilen eines RR-Intervalls zusammen [Stamm 2010]. Abhängig von der Herzfrequenz und der RR-Zeit der untersuchten Patienten ergibt sich die Messzeit pro Schicht aus der RR-Zeit multipliziert mit der Anzahl der Herzzyklen [Hahn 2007, Bluemke 1997].

Zusammenfassend bieten moderne SSFP-Sequenzen folgende Vorteile: weitgehende Unabhängigkeit des Kontrasts vom Blutfluss, ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis und eine schnelle Datenakquisition. Selbst bei eingeschränkter Herzfunktion können Aufnahmen mit einem ausgezeichneten Myokard-Blut-Kontrast erzielt werden, da das Blutsignal bei der SSFP-Technik vorwiegend von der Relaxationszeit und weniger stark vom Blutfluss abhängt [Stamm 2010, Finn 2006].

3.2.2 Untersuchungsablauf

Für eine diagnostische MR-Untersuchung des Herzens ist die Darstellung des Herzens in mehreren Schnittebenen notwendig. Die Lage des Herzens im Thorax unterliegt anatomischer Unterschiede. Um die Herzposition zu bestimmen, wird zunächst der gesamte Thoraxraum in einer raumachsenorientierten Mehrschichtmessung in den drei Hauptschnittebenen (transversal, koronar, sagittal) dargestellt. Die Herzregion wird von den Zwerchfellkuppeln bis zum Aortenbogen dargestellt. Durch die Verwendung von SSFP-Sequenzen kann eine hohe Bildqualität mit schneller Datenakquisition verbunden werden. Die Übersichtsaufnahmen sind hilfreich bei der späteren Planung der doppelt angulierten Schnittebenen des Herzens und ermöglichen es, anatomische Varianten oder pathologische Auffälligkeiten der großen thorakalen Gefäße und des Mediastinums zu erkennen. Doppelt angulierte, also den anatomischen Achse des Herzens angepasste Schnitte, ermöglichen eine reproduzierbare Darstellung der anatomischen Strukturen. Morphologische und funktionelle Veränderungen des Herzens können erfasst werden. [Stamm 2010, Ley 2007].

3.2.3 Schnelle MRT-Sequenzen

„Eine wesentliche Limitierung der kardialen MRT sind die relativ langen Aufnahmezeiten, die zur Kodierung benötigt werden. Zur Darstellung dynamischer Prozesse, aber auch zur Verringerung der Anfälligkeit der MRT bezüglich Bewegung, ist eine Beschleunigung der Datenakquisition wünschenswert, Ansätze zur Beschleunigung beinhalten:

- Reduktion der zu erfassenden k-Raum-Daten
- Akquisition von mehr k-Raum-Daten pro Anregung
- Ausnutzung zusätzlicher Information“ [Hombach 2009].

3.2.3.1 Parallele Bildgebung

Konventionelle MR-Verfahren nutzen eine rein segmentierte Datenakquisition, wobei nur ein Bilddatenpunkt oder eine Bilddatenlinie pro Zeitintervall gewonnen wird. Ab einer bestimmten Schaltrate der Frequenz- und Phasenkodiergradienten unterliegen die Pulssequenzen physikalischen Grenzen [Hombach 2009].

In den letzten Jahren sind Methoden beschrieben worden, die unter dem Begriff „Parallele Bildgebung“ zusammengefasst werden können und eine parallele Bilddatenerfassung erlauben. Diese Verfahren stellen einen vielversprechenden Ansatz zur Beschleunigung der Bildakquisition dar. Sie bieten hinsichtlich der Akquisitionsbeschleunigung einen Lösungsansatz [Dietrich 2002].

Grundlegendes Prinzip der parallelen Bildgebung ist eine Verkürzung der Akquisitionszeit durch Verringerung der Anzahl akquirierter Zeilen (Phasenkodierschritte) im Frequenzraum (k-Raum). Parallele Bildgebung beruht auf dem Einsatz spezieller HF-Empfangsspulen, die gemeinsam einen Untersuchungsbereich abdecken [Stamm 2010, Dietrich 2002].

Alle parallelen MRT-Verfahren nutzen die räumliche Empfindlichkeit (Spulensensitivitäten) der einzelnen Empfangsspulen zur Ortskodierung. Jede Einzelspule misst einen bestimmten Punkt des Objekts mit individueller Sensitivität und trägt somit eine eigene Ortsinformation. Durch Akquisition von beispielsweise jeder zweiten oder nur jeder dritten Zeile im k-Raum (jeder 2. oder 3. Phasenkodierschritt) kann die Datengewinnung um einen „Beschleunigungsfaktor“ R von 2 bzw. 3 beschleunigt werden. Diesen Vorgang nennt man *Undersampling* (Unterabtastung). Aufgrund der Unterabtastung des k-Raums kommt es bei gleichbleibender Bildauflösung zu einer Reduzierung des Messfeldes (Field of view), wodurch bei der Darstellung von Objekten, die größer als dieses reduzierte FoV sind, typische Einfaltungsartefakte (*Aliasing*) entstehen, die mittels spezieller Rekonstruktionsverfahren unter Verwendung der bekannten Spulensensitivitäten korrigiert werden [Hombach 2009].

Es sind verschiedene Rekonstruktionsverfahren verfügbar, die die Korrektur reduzierter Datensätze auf Ebene des Frequenzraums oder auf Basis fouriertransformierter Daten im Ortsraum ausführen [Hombach 2009]. Zur ersteren Gruppe gehören SMASH [Sodickson 1997], AUTOSMASH (auto-calibrating SMASH) [Jakob 1998] sowie GRAPPA [Griswold 2002, Wintersperger 2003]. Die wichtigste im Bildraum arbeitende Technik ist SENSE MRT [Pruessmann 1999, Mascarenhaus 2006].

Jeder Bildpunkt der verschiedenen Spulen resultiert nach der Rückfaltung als Überlagerung zweier Ursprungsorte mit gleichem Abstand, die jeweils mit der lokalen Sensitivität der Spule erfasst wurden. Durch die bekannten Sensitivitäten kann aus den Einzelbildern ein Gesamtbild ohne Rückfaltungsartefakte errechnet werden. In der Theorie ist der Beschleunigungsfaktor R direkt proportional zu der Anzahl der verwendeten Spulenelemente. Dies kann in der Praxis jedoch nicht immer erzielt werden, da die SNR im korrigierten Bild mit mindestens \sqrt{R} abnimmt und zusätzlich Zeit für die Akquisition von Referenzlinien zur Abschätzung des Spulensensitivitätsprofils aufgebracht werden muss [Hombach 2009].

Im Gegensatz zu der segmentierten Cine SSFP-Sequenz, die in der Regel eine Atemanhaltephase pro akquirierter Schicht benötigt, können die beschleunigten Techniken die Daten während eines einzigen Atemanhaltens akquirieren. Allerdings erfordern diese Techniken Kompromisse bei der räumlichen und/oder zeitlichen Auflösung ein. Wenn die Techniken mit genügend räumlicher und zeitlicher Auflösung zur Anwendung kommen, verursachen sie in der Regel einen Verlust von SNR und CNR verglichen mit der segmentierten SSFP-Sequenz [Alley 1999, Jung 2002].

3.2.3.2 k-t-Bildgebung

Für dynamische MRT-Anwendungen, wie der kardialen Bildgebung, eignen sich Verfahren, die den so genannten k-t-Ansatz (k steht für k-Raum, t für die Zeit) verfolgen. Kt-BLAST nutzt die räumlich-zeitliche Korrelation einzelner Datenpunkte beweglicher Objekte und ermöglicht so eine geringere Abtastdichte innerhalb einer Aufnahmeserie [Tsao 2005, Stamm 2010].

Kt-BLAST wurde im Jahre 2003 von Tsao et al. [Tsao 2003] als neue Beschleunigungstechnik vorgestellt, die mit einer 3D Cine SSFP-Auslesetechnik kombiniert werden kann, während die meisten auf einer Cine Technik basierenden beschleunigten Techniken, inklusive der parallelen Bildgebung, 2D-Auslesetechniken nutzen.

Bei der Aufnahme dynamischer Prozesse wie z.B. des Herzschlages oder des Blutflusses geht man von einer hochgradigen Korrelation (Redundanz) innerhalb der Daten aus, die zur Beschleunigung der Datenakquisition genutzt werden können. Normalerweise ist die Dynamik auf wenige Bereiche im Bild wie z.B. das Herz beschränkt, während der Rest der Bilddaten konstant bleibt (Thoraxwand, Muskel, Lunge usw.). Bei konventionellen Methoden, wie der SSFP-Referenztechnik, wird dieser unveränderliche Teil trotzdem vollständig gemessen [Hombach 2009].

Der Grundgedanke der kt-Bildgebung basiert darauf, Datenpunkte auf der Zeitachse auszulassen, da jeder Punkt im K-Raum Informationen über einen anderen Punkt im K-Raum enthält und somit die Datengewinnung beschleunigt werden kann [Tsao 03]. Die Phasenkodierkomponenten werden vollständig gemessen, jedoch nicht über die gesamte Zeit. Bei der Aufzeichnung der Messdaten wird - abhängig vom verwendeten Beschleunigungsfaktor R- nur jede R-te k-Raum-Zeile aufgezeichnet (Abb. 2). Verwendet man zur Rekonstruktion jeweils unvollständige, aber zeitlich benachbarte Daten, so kann ein vollständiger Datensatz rekonstruiert werden. Alternative Füllmuster erlauben Beschleunigungsfaktoren von bis zu acht (kt-BLAST) [Kozerke 2004, Hombach 2009].

Wie bei der parallelen Bildgebung kommt es auch bei dieser Technik durch die Unterabtastung zu Aliasingartefakten, die in diesem Fall nicht statisch, sondern dynamisch sind. Zur Entfaltung der Daten wird ein zeitlich lückenloser Datensatz benötigt, der in einem Trainingscan mit sehr geringer räumlicher Auflösung gewonnen werden kann und deshalb auch nur eine kurze Messzeit (ca. 4 s) erfordert (Abb. 2e). Diese Trainingsdaten können als separate Messung vor der eigentlichen Datenakquisition gewonnen werden.

Ein entscheidender Unterschied zur parallelen Bildgebung ist die Tatsache, dass die kt-Bildgebung auch mit nur einem einzigen Spulenelement möglich ist. Kombiniert man den Ansatz der k-t-Bildgebung mit Methoden der parallelen Bildgebung, können bei der Rekonstruktion zusätzlich zu den Trainingsdaten auch die Spulensensitivitäten berücksichtigt werden und man erhält leistungsstarke Hybridtechniken (kt-SENSE) [Hombach 2009].

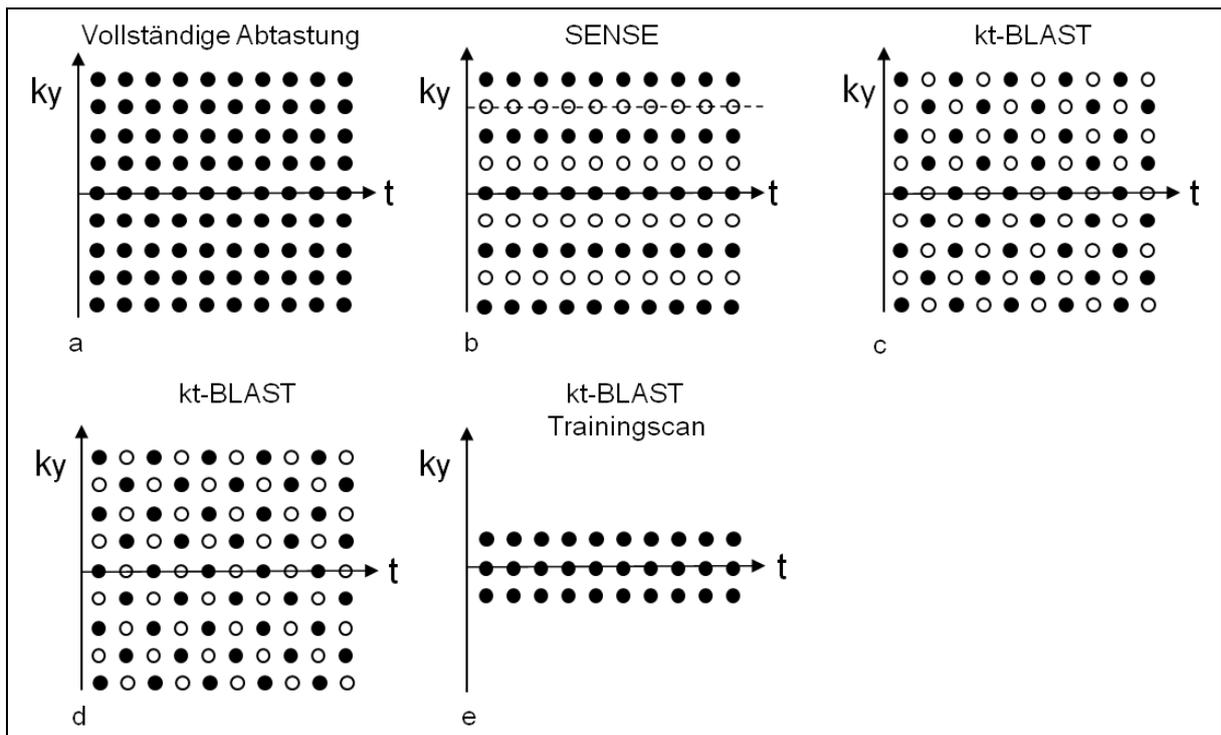


Abb. 2: Vergleich der gemessenen Phasenkodierschritte in y-Richtung im Falle einer Cine-Sequenz. a) konventionelle vollständige Erfassung, b) SENSE mit 2facher Unterabtastung, c) kt-BLAST mit zweifacher Unterabtastung, d) Abdeckung des kt-Raumes für die hochauflösende kt-BLAST-Akquisition und e) dem dazugehörigen Trainingsdatensatz mit niedriger räumlicher Auflösung und vollständiger zeitlicher Auflösung. Modifiziert nach [Hombach 2009].

4 Material und Methoden

4.1 Patientenkollektiv

48 Patienten (30 männlich, 18 weiblich) wurden in die Studie eingeschlossen. Das Durchschnittsalter lag bei 58,9 +/- 12,4 Jahren. Alle Patienten wurden mit entsprechenden klinischen Fragestellungen und sich daraus ergebenden Indikation untersucht (Myokarditis bei 15 Patienten, Kardiomyopathie bei 19 Patienten, Z.n. Herzinfarkt oder Ischämie bei 14 Patienten). Die Patienten wurden vor der Untersuchung über das Grundprinzip des Untersuchungsverfahrens, die ungefähre Dauer der Untersuchung, die Notwendigkeit ruhig zu liegen und Atemkommandos zu befolgen und über die Risiken einer eventuellen Kontrastmittelgabe aufgeklärt. Die Kontraindikationen für eine MR-Untersuchung wurden abgeklärt, dazu gehören als absolute Kontraindikationen: Herzschrittmacher, implantierter Defibrillator, Neurostimulator, Kochleaimplantate, 1. Trimenon der Schwangerschaft, als relative Kontraindikation: Klaustrophobie, intrakranielle Aneurysmaclips, metallische Fremdkörper, 2./3. Trimenon der Schwangerschaft [Nassenstein 2007]. Nach Aufklärung des Patienten wurden die Patienten im Scanner auf dem Rücken gelagert und ein EKG angelegt. Die gute Qualität des EKGs ist für die spätere Bildqualität von entscheidender Bedeutung. Die korrekte Platzierung der Elektroden und ein guter Elektroden-Hautkontakt sind wichtig, um ein artefaktarmes EKG und somit eine richtige Triggerung zu erhalten.

4.2 Verwendete Geräte und Materialien

Die MRT-Untersuchung wurde auf einem 1.5 Tesla MR-System (Philips Achieva, Best, Niederlande) mit einem 40mT/m und 200 mT/m/ms Gradientensystem durchgeführt. Als Empfängerspule diente eine 5-Kanal Body-Array- Spule bestehend aus einem ventralen (2 Spulen, vor der Brust fixierten) und einem dorsalen (3 Spulen, in den Tisch integrierten) Spulensystem. Die Datenauswertung zur

Bestimmung der linksventrikulären Herzfunktionsparameter erfolgte manuell mit der Software View Forum 5.1 (Philips, Niederlande).

4.3 Untersuchungsablauf

Für eine diagnostische MR-Untersuchung des Herzens ist die Darstellung des Herzens in mehreren Schnittebenen notwendig. Um die Position des Herzens zu bestimmen, wurde zunächst der Thoraxraum in den drei Hauptschnittebenen dargestellt, dabei orientierte sich die Schichtführung der CMR an den Herzachsen im Brustraum und der individuellen Herzanatomie. Mittels sog. Localizer oder Scout-Views wurden nacheinander mehrere Planungsschichten angefertigt, bis die kurze Herzachse eingestellt werden konnte. Danach wurde durch die Mitte der Mitralklappe und die Herzspitze des linken Ventrikels jeweils eine Planungsebene gelegt, woraus der sogenannte einfach angulierte Zweikammerblick resultierte. Basierend auf dem Zweikammerblick wurde eine erneute Planungsebene durch die beiden genannten Orientierungspunkte gelegt. Auf dem resultierenden doppelt angulierten Vierkammerblick wurde nun entlang der Klappenebene eine Schicht gelegt, woraus die gewünschte Kurzachsenschnitte entstanden [Stamm 2010]. Bei einer Schichtdicke von 8 mm für die SSFP-Sequenz waren zur Erfassung des gesamten linken Ventrikels zwischen neun und zehn Schichten notwendig. Für alle untersuchten Sequenzen wurden exakt dieselben Schichtpositionen verwendet. Alle Messungen erfolgten in Rückenlage, wobei jeweils mit der konventionellen segmentierten SSFP-Sequenz begonnen wurde, darauf folgten nach einem Trainingscan zwei unterschiedliche kt-BLAST-Techniken (kt-BLAST 1 und kt-BLAST 2).

Als konventionelle CINE-Sequenz wurde eine segmentierte SSFP- Sequenz (zeitliche Auflösung 47 ms, TR 2,7 ms, TE 1,3 ms, Flipwinkel 60°, Voxel Größe 1,25 x 1,25 x 8 mm³) mit einer aufgenommenen Schicht pro Atemanhalt verwendet. Diese Sequenztechnik wurde als Referenztechnik verwendet. Die typische räumliche Auflösung in der Schicht war 2 x 2 mm² rekonstruiert mit einer Auflösung von 1,25 x 1,25 mm². Die Anwendung der MRT mit segmentierter SSFP-Sequenz in Einzelschichttechnik gilt derzeit als das genaueste bildgebende Verfahren, um die

globalen linksventrikulären Funktionsparameter zu bestimmen, sofern eine adäquat hohe räumliche und zeitliche Auflösung verwendet wird [Miller 2002].

Zur EKG-Triggerung kam ein EKG-System mit MR-kompatiblen Elektroden zum Einsatz. Um Bewegungsartefakte bei der Schichtaufnahme zu vermeiden, wurden die Patienten angeleitet, ihren Atem in endexpiratorischer Position anzuhalten. Diese Atemanhaltephase musste Herzfrequenz-abhängig für etwa 10-20 Sekunden gehalten werden, bis die Daten der aktuellen Schicht vollständig akquiriert waren. Dieser Vorgang musste je nach Herzgröße neun- bis 10mal wiederholt werden (ca. 180 Herzschläge, 8-10 Minuten), bis der gesamte linke Ventrikel durch Schnittbilder von 8 mm Dicke abgedeckt war. Pro Atemanhalt wurde eine Schicht aufgenommen.

Zur kt-Bildgebung wurden zwei kt-BLAST 3D-Sequenzen während einer Atemanhaltephase nach einem Trainingscan akquiriert. kt1 (TR 3.2 ms, TE 1.6 ms, zeitliche Auflösung 57 ms, Voxel Größe $1.25 \times 1.25 \times 4 \text{ mm}^3$, 26 Schichten pro Atemanhalt) und kt2 (TR 3.2 ms, TE 1.6 ms, zeitliche Auflösung 57 ms, Voxel Größe $1.25 \times 1.25 \times 8 \text{ mm}^3$, 13 Schichten pro Atemanhalt). Ein Beschleunigungsfaktor von 4 wurde verwendet.

Der Trainingscan mit einer geringen räumlichen Auflösung wurde in einem separaten Atemanhalt vor der Akquisition der 3D-Datensets gewonnen. Für die Dauer des Trainingscans wurden 3,8 Sekunden beansprucht. Unter Berücksichtigung der Dauer des Trainingscans war der effektive Beschleunigungsfaktor für kt1 3,2, für kt2 2,8 mit einer Atemanhaltephase von 16-18 Sekunden bei einer Herzfrequenz von 60/s für beide Sequenzen (kt1:11s, kt2: 5.5 s).

Die dünn-schichtige kt1-Sequenz mit einer räumlichen Auflösung in der Schicht von $2 \times 2 \text{ mm}^2$ rekonstruiert mit einer Auflösung von $1,25 \times 1,25 \text{ mm}^2$ mit einer Schichtdicke von 8mm, rekonstruiert zu 4mm, akquirierte dabei 26 Schichten pro Atemanhalt, die kt2 Technik mit den dickeren Schichten (16mm, rekonstruiert zu 8mm) bei einer räumlichen Auflösung in der Schicht von $2 \times 2 \text{ mm}^2$ rekonstruiert zu $1.25 \times 1.25 \text{ mm}^2$, konnte 13 Schichten pro Atemanhalt erzeugen.

Zum Vergleich von SSFP und kt-BLAST, wurden folgende linksventrikuläre Funktionsparameter bestimmt: Ejektionsfraktion, Enddiastolisches Volumen, Endsystolisches Volumen und linksventrikuläre Myokardmasse.

4.4 Bestimmung linksventrikulärer Funktionsparameter

Der Herzzyklus wird zur Messung der linksventrikulären Funktionsparameter durch zeitlich aufeinander folgende Bilder in derselben Schichtposition zu unterschiedlichen Aktionsphasen des Herzzyklus von der Diastole bis zur Systole abgebildet. Um die Aufnahmen einer bestimmten Herzphase zuordnen zu können, wurde während der Datenakquisition ein EKG abgeleitet. Um beide Ventrikel, insbesondere aber den linken Ventrikel vollständig abzudecken, wurden Schichten in der Orientierung der kurzen Herzachse mit ca. 8 mm Schichtabstand aufgenommen. Insgesamt entstehen dann Datensätze, die es erlauben auf enddiastolischen und endsystolischen Bildern, die Fläche des ventrikulären Lumens und des linksventrikulären Myokards durch automatisch oder vom Untersucher eingezeichnete Konturen zu segmentieren und zu bestimmen. Aus der Anzahl der Schichtpositionen und dem Schichtabstand lassen sich dann die entsprechenden Volumina ableiten. Die Analyse der linksventrikulären Herzfunktion basiert auf der Bestimmung des Endsystolischen Volumens (ESV) und des Enddiastolischen Volumens (EDV). Hieraus lassen sich die übrigen Parameter ableiten:

- Das Schlagvolumen (SV) als $SV = EDV - ESV$,
- Die Ejektionsfraktion (EF) mit $EF = (EDV - ESV)/EDV$
- sowie das Herzzeitvolumen (HZV) mit $HZV = SV \times \text{Herzfrequenz}$ [Ley 2007, Stamm 2010].

Auch die Myokardmasse (MM) sollte bestimmt werden, da sie sich als unabhängiger prognostischer Wert der kardialen Mortalität gezeigt hat [Brown 2000]. Myokardmasse sowie Herzvolumina werden basierend auf den Schnittbildern des linken Ventrikels berechnet. Die Myokardmasse erhält man über das zwischen den Endokard- und Epikardkonturen eingeschlossene Myokardvolumen multipliziert mit dem spezifischen Gewicht des Herzmuskelgewebes ($MM = \text{Myokardvolumen} \times 1,05$

g/ml). Die Bestimmung des ESV und EDV erfolgt bei der MRT entsprechend der Simpson-Regel. Diese besagt, dass sich das Gesamtvolumen des Ventrikels aus den Einzelvolumina der aufgenommenen Schichten zusammensetzt. Als Berechnungsgrundlage dienen hierbei Schnitte entlang der kurzen Herzachse. Für jede Schicht werden die Flächen von Enddiastole und Endsystole eingezeichnet. Die Multiplikation der Fläche mit der Schichtdicke ergibt das Volumen einer Einzelschicht. Das Gesamtvolumen des linken Ventrikels erhält man schließlich durch Summation der Volumina aller Schichten [Stamm 2010, Mahnken 2004].

4.5 Auswertung der Bilddaten

Die globale Herzfunktion wurde anhand der Kurzachsenschnitte mittels geeigneter Programme an einem Bildauswertungscomputer nach der Simpson Methode ermittelt (Abb. 3). Zur linksventrikulären Funktionsanalyse wurden die Bilder der kurzen Herzachse in das Programm View Forum 5.1 (Philips, Best, Niederlande) importiert und anschließend die enddiastolische und endsystolische Phase in der Cine-Filmschleife definiert. Dies erfolgte in der am weitesten basal gelegenen Schicht, in der der volle Myokardumfang während des gesamten Herzzyklus abgebildet war. Als enddiastolisches Bild wurde dasjenige mit dem größten enthaltenen Blutvolumen definiert, als endsystolisches Bild dasjenige mit dem kleinsten enthaltenen Blutvolumen [Stamm 2010].

Als basalste Schicht für die Volumenberechnung wurde für Diastole und Systole diejenige Schicht unterhalb der Mitralklappe gewählt, in der mindestens fünfzig Prozent des linksventrikulären Myokardumfangs zu sehen war. Als apikalste Schicht wurde diejenige definiert, die als letzte Schicht abgrenzbares linksventrikuläres Volumen zeigte. Endokardiale und epikardiale Konturen wurden manuell eingezeichnet. Die Papillarmuskeln wurden dabei dem Ventrikelkavum, die Trabekulierungen hingegen dem Myokard angerechnet [Ley 2007, Stamm 2010].

Die Volumina wurden durch Multiplikation von Fläche und Schichtdicke automatisch bestimmt und anschließend für den gesamten Ventrikel durch das Programm

summiert. Da diese Methode im Gegensatz zu anderen Verfahren wie der Flächen-Längen-Methode unabhängig von geometrischen Annahmen ist, gibt sie die globale Funktion der Ventrikel am besten wieder [Ley 2007]. Hierbei basiert die quantitative Analyse der linksventrikulären Funktion auf der Bestimmung des endsystolischen und enddiastolischen Volumens. ESV, EDV, SV und EF wurden anhand der Simpson-Regel berechnet. Die LV-Masse ergab sich aus dem mittleren Myokardvolumen der enddiastolischen und endsystolischen Bilder multipliziert mit dem spezifischen Gewicht von Myokardgewebe (1.05g/ml). Es hat sich bewährt die berechneten Werte auf die Körperoberfläche des Patienten zu normalisieren, um die Werte besser vergleichen zu können Helligkeitseinstellungen wurden bei der Auswertung individuell angepasst. [Ley 2007, Stamm 2010].

Regions of interest (ROIs, Größe 2cm^2) wurden in das Septum des linksventrikulären Myokards und in die Mitte des linksventrikulären Kavums eingezeichnet. Die Werte für Signalintensität konnten so für alle drei Sequenzen bestimmt werden. Die CNR-Werte wurden für das Myokard im Vergleich zu linksventrikulärem Blut berechnet:
$$\text{CNR: } \frac{\text{Signalintensität}_{\text{Myokard}} - \text{Signalintensität}_{\text{LV-Blut}}}{\text{Standardabweichung}_{\text{Rauschen}}}$$

Die Anwesenheit von Einfaltungsartefakten (Aliasing), ein mögliches Problem der kt-BLAST-Beschleunigung und die „Overall-Image-Quality“ wurde von zwei unabhängigen Untersuchern anhand einer 4-Punkte-Skala bestimmt (Overall Image Quality 4=exzellent, 3= gut, 2= mäßig, 1=ausreichend, Aliasing 4= nicht sichtbar, 3= sichtbar, 2= sichtbar mit relevantem Einfluss auf die Gesamt-Bildqualität, 1=starke Artefakte).

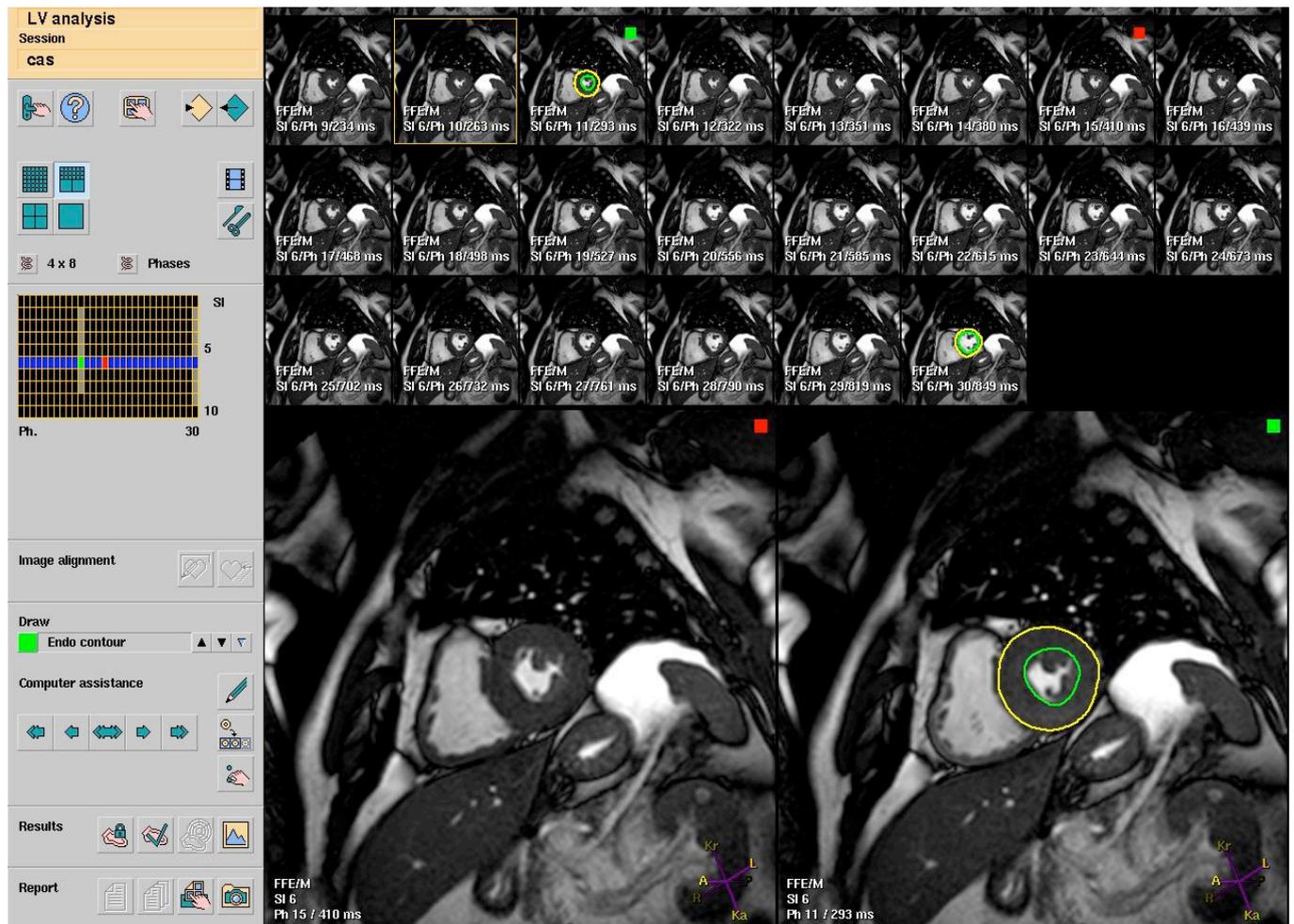


Abb. 3: Auswertung der linksventrikulären Parameter an einem Bildverarbeitungscomputer. Zunächst werden Endsystole und Enddiastole in der Cine-Filmschleife bestimmt. Anschließend wird in allen Schichten in diesen beiden Phasen das Endokard eingezeichnet (grüne Linie). Die Papillarmuskeln werden aus Gründen der Praktikabilität dem Kavum zugerechnet und nicht separat umfahren. Das Epikard wird zur Errechnung der linksventrikulären Masse in der Endsystole in allen Schichten markiert (gelbe Linie).

4.6 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software MedCalc. Mittelwerte und Standardabweichungen wurden für die linksventrikulären Funktionsparameter und das Kontrast- und Signal-zu-Rausch-Verhältnis bestimmt. Ein zweiseitiger Student T-Test für ungepaarte Stichproben wurde für den Vergleich der Funktionsparameter und der CNR- und SNR- Werte beider Sequenzen genutzt. Ein p-Wert $< 0,05$ wurde als statistisch signifikant angenommen. Die linearen Korrelationskoeffizienten [Lin

1989] wurde bei der Frage nach der statistischen Korrelation beider Bildgebungs-Modalitäten verwendet. Die Regressionsgleichungen wurden für den Vergleich der Funktionsparameter berechnet. Zum Vergleich der verschiedenen MR-Sequenzen wurden Bland-Altman-Plots angefertigt (Abb. 4) [Bland 1986]. In diesen Plots werden die Differenzen der zwei Messmethoden gegen den Mittelwert beider Methoden graphisch aufgetragen. Zum anderen wurden Streudiagramme angefertigt, um beobachtete Wertepaare der verglichenen Sequenzen graphisch darzustellen und die Steigung der Regressionsgeraden zu beurteilen.

Bland-Altman-Plot

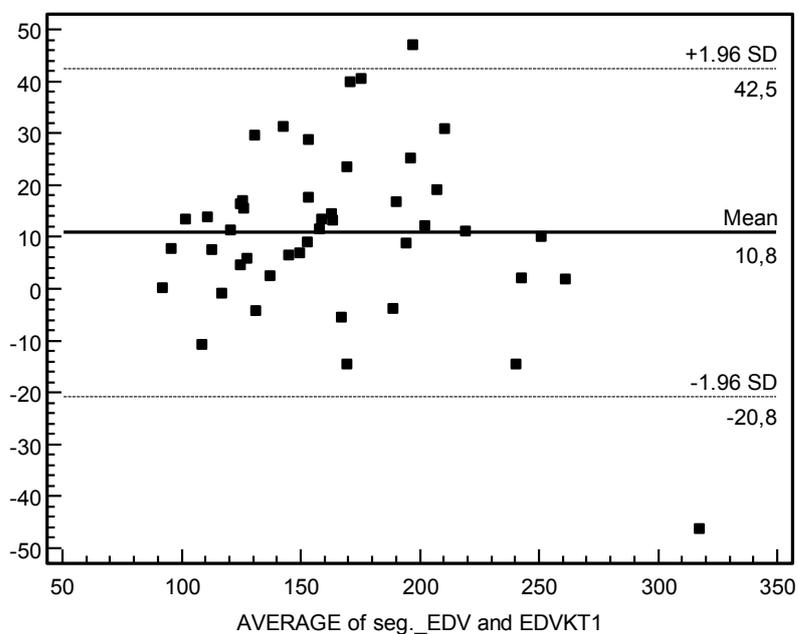


Abb.4: Bland-Altman-Plot: in vertikaler Richtung ist die Differenz der Messmethoden, in horizontaler Richtung der Mittelwert aus beiden Messungen aufgetragen. Jeder Punkt entspricht einem Probanden. Die mittlere Linie markiert die mittlere Abweichung der Messmethoden (Mittelwert der Differenzen), die beiden äußeren Linien begrenzen das 95%-Konfidenzintervall [Stamm 2010].

Das Bland-Altman-Diagramm ist eine graphische Darstellungsmethode für den Vergleich zweier Messmethoden S_1 und S_2 (Bsp: $S_1 = \text{seg.EDV}$, $S_2 = \text{EDVKT1}$.) In dieser Sonderform eines Punktdiagramms werden die Differenzen $S_1 - S_2$ der beiden Messmethoden gegen den Mittelwert $\frac{S_1 + S_2}{2}$ der beiden Methoden aufgetragen [Bland 1986].

Die Bland-Altman-Plots wurden verwendet, da sie zusätzlich zum Korrelationskoeffizienten die Übereinstimmung der Sequenzen und nicht nur deren Korrelation prüft. Aus den Bland-Altman-Plots gehen nicht nur die durchschnittlichen Differenzen, sondern auch die Streuung der Differenzen einzelner Messwertepaaren hervor. Sowohl der systematische Fehler als auch einzelne Ausreißer werden zuverlässig abgebildet [Stamm 2010]. Ein $p < 0,05$ wurde als statistisch signifikant bezeichnet.

Streudiagramm

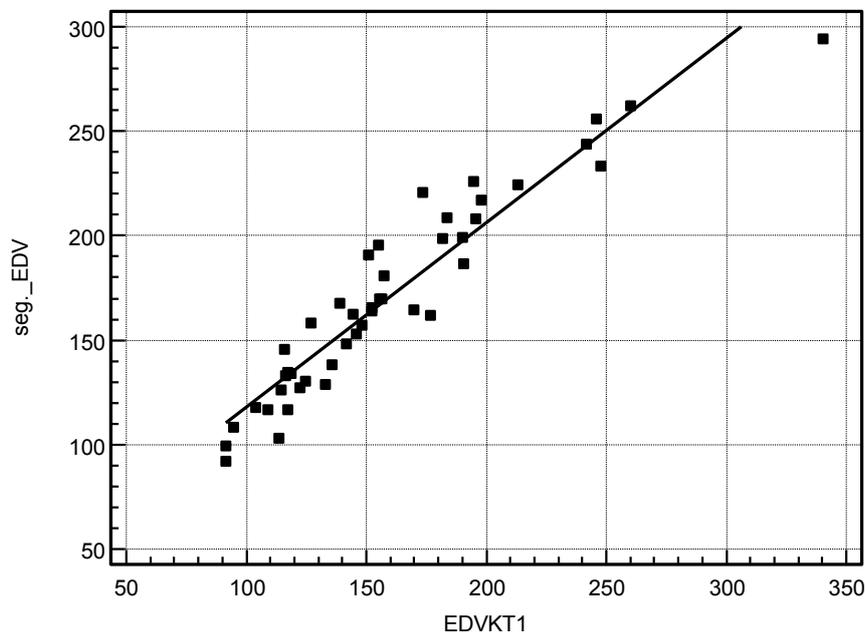


Abb. 5: Streudiagramm. Jeder dargestellte Punkt entspricht einem Patienten. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. Die Korrelation der Daten und die Steigung der Regressionsgeraden sind ersichtlich. Bsp: $r = 0,922$, $y = 8,292 + 0,984 x$

Die Streudiagramme wurden angefertigt, um die Wertepaare der verglichenen Sequenzen graphisch gegeneinander aufzutragen und die Steigung der Regressionsgeraden anhand der Regressionsgleichung zu beurteilen (Abb.5). Diese Wertepaare wurden in ein Koordinatensystem eingetragen. Man erhofft sich durch das Muster der Punkte im Streudiagramm Informationen über die Abhängigkeitsstruktur der beiden Merkmale, die durch die Koordinaten repräsentiert sind. Man erkennt durch ein solches Streudiagramm auf einen Blick verschiedene Korrelationen in den erfassten Daten [Lin 1989].

5 Ergebnisse

Die Messergebnisse der verschiedenen Herzfunktionsparameter sind im Folgenden dargestellt (Tab.1).

Nr.	Geburtsdatum	Größe (m)	Gewicht (kg)	EF	EFKT1	EFKT2	EDV	EDVKT1	EDVKT2	ESV	ESVKT1	ESVKT2	MM	MMKT1	MMKT2
				(%)			(ml)			(ml)			(g)		
1	29.05.1942	1,77	79	38,8	32,7	42,3	233,2	247,7	235,6	142,6	166,6	150,3	163,5	152,9	153
2	27.09.1971	1,58	52	62,8	53,7	60,3	117,8	103,9	110,9	43,8	48,1	47,3	57,6	44,1	46,3
3	02.07.1956	1,76	86	35,3	29,7	38,1	225,8	194,9	199,7	146	137	123,6	118,5	116,8	138
4	05.12.1984	1,82	62	64,7	54,3	55,7	198,9	190	205,5	70,3	86,9	91,1	88,5	102	103
5	18.07.1979	1,78	96	58,3	56,9	56	162	176,6	177,6	67,7	76,1	78,2	98,2	94,3	108,4
6	24.06.1967	1,79	80	50,6	43,5	48,8	123,4	122,2	124,3	67,3	69	63,6	86,3	86,6	98,5
7	29.03.1969	1,76	81	70,9	71,8	61,5	165,7	152,2	144	48,2	43	55,4	138,3	152,2	134,6
8	24.01.1932	1,72	66	57,2	46,1	47,3	190,9	151	160,3	81,8	81,4	81,2	87,1	94,6	95,2
9	21.12.1927	1,55	67	76,3	65,6	65,9	99,5	91,7	120,9	23,6	31,5	41,2	57,9	69,2	81,5
10	01.08.1955	1,62	55	58,6	59,7	60,5	102,9	113,7	121,2	42,5	45,8	47,8	48,8	57,6	67,1
11	03.12.1953	1,76	63	70,8	67,3	65,3	108,4	94,9	102	31,7	31	35,4	61,2	93,7	90,6
12	13.05.1971	1,83	73	54,6	54,8	53,4	157,1	148	147,5	71,3	66,8	68,8	119,3	100,5	95,3
13	22.01.1971	1,70	68	51,4	58	59,3	127	122,4	118,6	61,7	51,4	48,3	58,2	79,9	80,1
14	05.06.1991	1,74	62	67,7	53,8	56,8	158,1	126,9	131,7	51,1	58,6	56,9	88,5	91,6	82,7
15	04.07.1954	1,68	70	59,4	53,6	52,7	220,7	173,6	166,6	89,6	80,6	78,7	223,4	218,7	189,8
16	25.02.1949	1,68	64	32,8	23,6	27,2	216,9	197,7	186,7	145,8	151,1	135,8	92,6	117,9	111,2
17	06.12.1989	1,86	60	52,2	51,2	47,3	180,9	157,4	160	86,5	76,8	84,6	112,7	95,8	101,3
18	23.09.1961	1,85	92	11,7	16,1	14,3	294,2	340,4	296,3	259,7	285,5	275,3	110,4	136,8	130,9
19	25.10.1957	1,72	60	47,7	51,4	45,4	138,4	135,8	132,1	72,3	66	72,1	82,4	85,7	95,6
20	14.09.1955	1,80	80	50,4	51,3	41,8	132,8	116,5	129,1	65,9	56,8	75,1	123,3	109,6	128,9
21	01.09.1970	1,67	89	59,2	53,9	53,2	167,6	138,8	135	68,3	64	63,2	99,8	126,6	133,2
22	22.08.1943	1,69	63	58,8	46,8	46,7	134	118,5	125,4	55,2	63	66,8	72,1	78,3	80,2
23	19.05.1962	1,66	65	51,5	44,9	49,7	169,8	156,6	156,5	82,3	86,3	78,7	116	161,2	158,9
24	18.02.1994	1,97	70	53,1	47,5	50,7	207,9	195,8	202	97,5	102,8	99,6	130,7	130,3	135,7
25	05.05.1948	1,77	80	62,8	55	60,3	170	155,6	161,8	63,2	70,1	64,2	119,3	135,6	142,3
26	06.07.1972	1,80	85	73,6	65,2	68,9	126	114,6	110,6	33,3	39,9	34,4	77,6	84,8	79,4
27	01.06.1970	1,65	74	49,1	39,7	43,6	145,6	115,9	161,3	74,2	69,9	91	78	88,4	145,7
28	21.01.1945	1,81	92	57,3	40,1	53,2	195,6	155,1	154,7	83,4	92,9	84,4	127	140,8	142,3
29	31.10.1940	1,71	85	23,5	17,9	21,9	262	260,2	279,5	200,3	213,6	218,4	164,7	169	194,6
30	10.07.1934	1,72	90	35,2	31,9	31,8	243,7	241,7	239,1	158	164,6	163	140,4	142,8	160,4
31	12.04.1964	1,74	75	64,7	53,8	55,4	208,7	183,5	196,7	73,7	84,8	87,8	95,5	114,1	114
32	10.09.1941	1,86	111	51,2	51,2	51,3	151,4	160,7	167,2	73,9	74,2	81,4	88,6	95,6	134,9
33	29.01.1960	1,72	62	52,1	52,7	46,7	130,3	124,5	124,1	62,4	58,9	66,1	63,3	83,6	74,5
34	26.09.1982	1,75	68	44,9	44,2	44,5	255,7	245,7	255,3	140,8	137,2	142,3	136,3	129,6	135,2
35	18.05.1954	1,69	60	53,9	46,9	48,7	162,3	144,6	142,5	74,7	76,8	73,1	159,2	180,8	168,1
36	17.03.1966	1,88	90	52,5	50,7	45,7	129	133,1	130,6	61,3	65,6	70,9	67,2	67,6	85,3
37	10.02.1974	1,72	60	50,5	52,2	43	186,6	190,4	195,6	92,4	91	111,6	86,9	103,9	110,9
38	11.04.1933	1,88	90	62,3	56,6	61	163,8	152,3	159,6	61,8	66,1	62,2	96	94,7	105,9
39	26.11.1963	1,85	85	64,5	58,5	62,1	134,3	117,3	133,5	47,6	48,7	50,5	67,9	76,2	83,5
40	24.12.1978	1,89	90	53,1	49,5	46,6	92	91,7	99,9	43,1	46,3	53,4	42,3	42,8	47,9
41	03.12.1957	1,72	62	62,4	56,5	51,2	153	146	155,4	57,6	63,5	75,8	83,2	94,6	101,4
42	14.01.1943	1,70	65	58,9	56,1	58,9	116,6	109	107,4	47,9	47,9	44,1	69,7	80,5	82,9
43	25.05.1934	1,60	61	45,6	42,7	39,7	164,3	169,8	167,5	89,5	97,3	101	104,6	106,6	100,1
44	18.07.1960	1,76	80	48,8	47,4	47	198,5	181,7	179,1	101,7	95,6	94,8	113,8	127,6	122,8
45	28.09.1945	1,66	55	51,1	51,3	51,8	224,5	213,3	216,1	109,7	103,9	104,2	121,9	130,6	137,2
46	29.10.1938	1,73	70	66,9	56,7	57,9	137,7	138,2	144,5	45,5	50,3	60,9	63	77,2	83,7
47	03.06.1973	1,88	87	60,4	55,2	56,6	148,4	141,8	140,6	58,8	63,5	61	78,3	81	98,3
48	19.09.1967	1,65	60	52,3	49,9	53,4	116,6	117,4	127,8	55,7	58,9	59,5	57,2	71,9	85

Tab.1: Ergebnisse der 48 Patienten

5.1 Globale linksventrikuläre Funktionsparameter

5.1.1 Mittelwerte und Standardabweichung

Die Mittelwerte und Standardabweichungen für die globalen linksventrikulären Parameter EDV, ESV, MM (normalisiert auf die Körperoberfläche) und Ejektionsfraktion sind in Tabelle 2 dargestellt. Tabelle 3 zeigt für die MRT etablierte absolute Normwerte der linksventrikulären Funktionsparameter [Alfakih 2003]. Die unterschiedlichen Volumina zwischen einer GE- und SSFP-Sequenz als auch zwischen den Geschlechtern sind dargestellt.

	Mittelwerte seg. SSFP	Mittelwerte KT1	Mittelwerte KT2	Standardabweichung KT1	Standardabweichung KT2
EDV	168±46 ml	158 ± 50 ml	155 ± 38 ml	-7,3 %	-8,6 %
ESV	81 ± 43 ml	84 ± 48 ml	78 ± 34 ml	+5,1 %	+4,4 %
EF	54,1 ± 12,4 %	49,2 ± 12,0 %	50,9 ± 9,9 %	-11 %	-9,0 %
MM	99 ± 36 g	108 ± 36 g	111 ± 32 g	+8,5 %	+12 %

Tab. 2: Mittelwerte der globalen linksventrikulären Funktionsparameter bestimmt mit den drei Cine-Techniken (SSFP, kt1 und kt2) und Standardabweichungen der kt-Sequenzen im Vergleich zur Referenz-Sequenz (SSFP).

Parameter	SSFP-Sequenz		GE-Sequenz	
	Männer	Frauen	Männer	Frauen
EDV	102-235 ml	96-174 ml	65-171ml	55-139 ml
ESV	29-93 ml	27-71 ml	15-66 ml	10-48 ml
EF	55-73%	54-74%	56-77%	61-80%
MM	85-181 g	66-114 g	119-190 g	79-141 g

Tab.3: Normalwerte der linksventrikulären Funktionsparameter [Alfakih 2003].

5.1.2 Enddiastolisches Volumen

Wie aus den Tabellen 1 und 2 ersichtlich, wurde das EDV der Probanden bei den Messungen mit den kt-Sequenzen jeweils leicht unterschätzt.

Für kt1 ergab sich ein durchschnittlicher Fehler von 7%, für kt2 von 9%.

Somit ergibt sich für die kt-Sequenzen eine relative Abweichung vom Mittelwert von -13 ml für kt1 und -16 ml für kt2 gegenüber der Cine-Sequenz.

Beim Vergleich von segmentierter Cine-Sequenz und kt1 lag der Korrelationskoeffizient bei $r = 0,948$ mit einer statistischen Signifikanz von $p < 0,0001$.

Die Regressionsgleichung $y = 29,053 + 0,885 x$ zeigte eine Steigung von 0,89, etwas niedriger als 1 (Abb. 6b).

Das 95%-Konfidenzintervall für r lag zwischen 0,907 und 0,971 (Abb. 6a).

Beim Vergleich von segmentierter Cine-Sequenz und kt2 lag der Korrelationskoeffizient bei $r = 0,922$ mit einer statistischen Signifikanz von $p < 0,0001$.

Die Regressionsgleichung $y = 8,292 + 0,984 x$ zeigte eine Steigung nahe 1 (Abb. 6d).

Das 95%-Konfidenzintervall für r lag zwischen 0,858 und 0,958 (Abb. 6c).

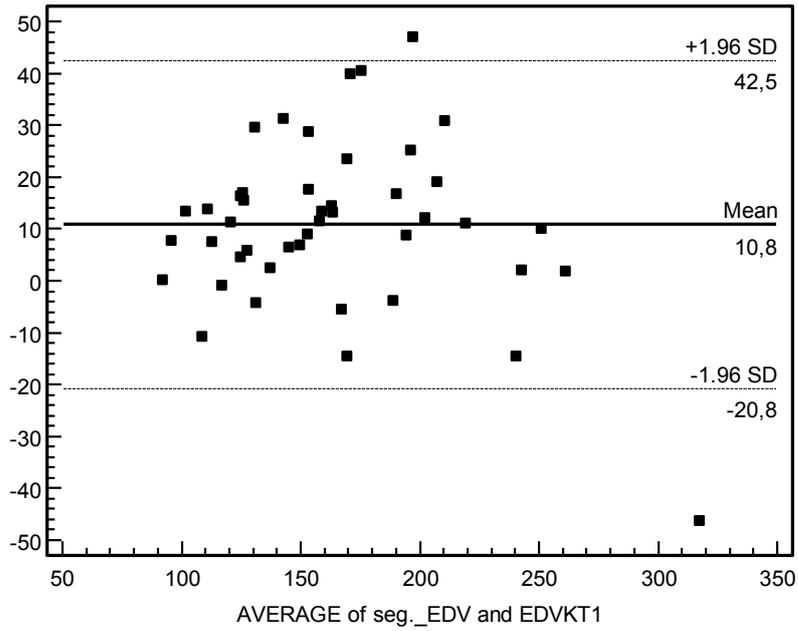


Abb.6a : Enddiastolisches Volumen der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1.

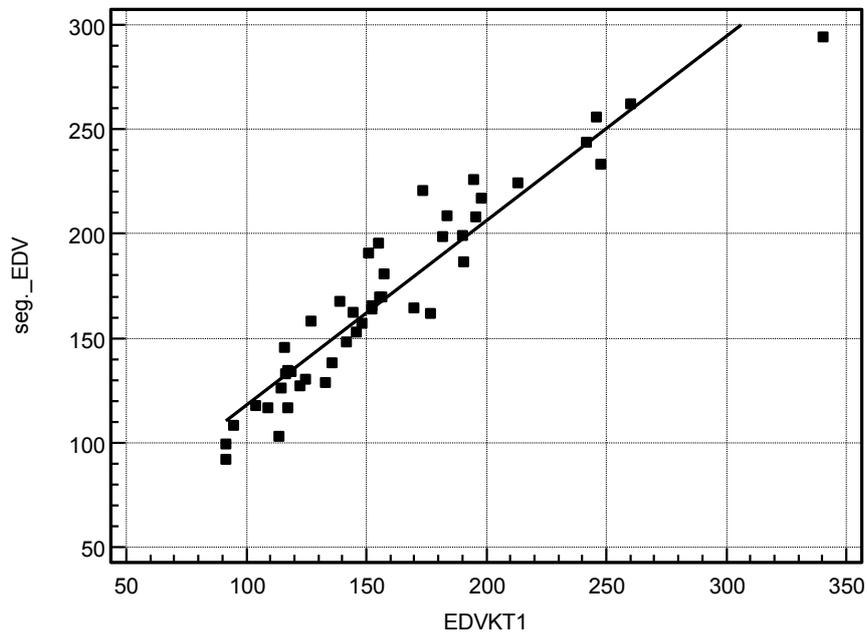


Abb.6b : Enddiastolisches Volumen der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte

ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. $r = 0,948$, $y = 29,053 + 0,885 x$

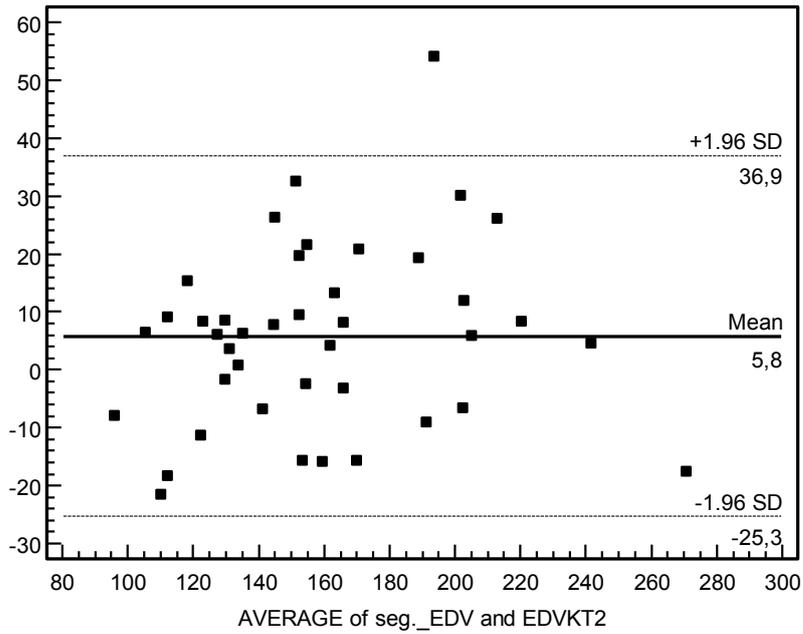


Abb.6c : Enddiastolisches Volumen der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2.

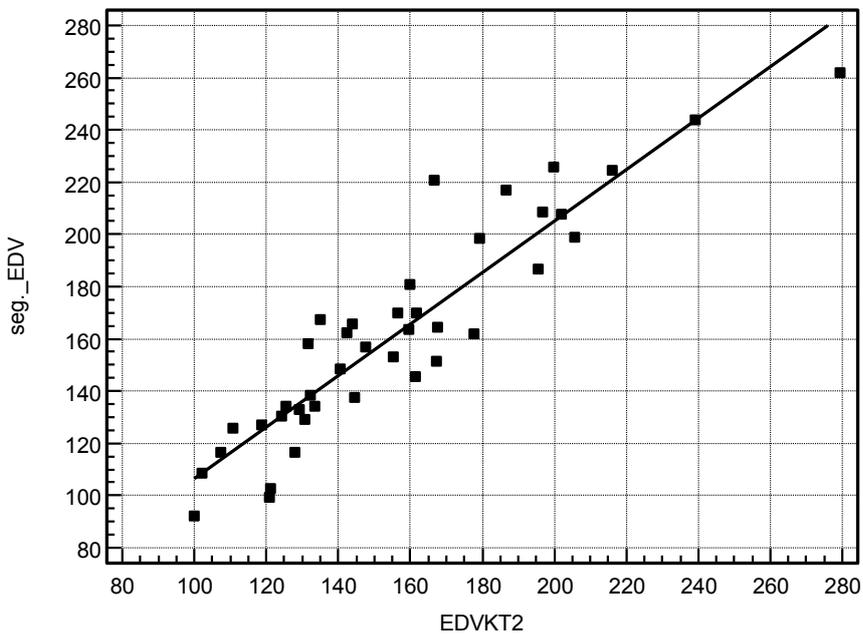


Abb. 6d: Enddiastolisches Volumen der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2. $r = 0,922$, $y = 8,292 + 0,984x$

5.1.3 Endsystolisches Volumen

Wie aus den Tabellen 1 und 2 ersichtlich, wurde das ESV der Probanden bei den Messungen mit den kt-Sequenzen jeweils leicht überschätzt.

Für kt1 ergab sich ein durchschnittlicher Fehler von 5%, für kt2 von 4%.

Daraus ergibt sich für die kt-Sequenzen eine relative Abweichung vom Mittelwert von +5 ml für kt1 und +3 ml für kt2 gegenüber den Cine-Sequenzen.

Beim Vergleich von segmentierter Cine-Sequenz und kt1 lag der Korrelationskoeffizient bei $r = 0,988$ mit einer statistischen Signifikanz von $p < 0,0001$.

Die Regressionsgleichung $y = 4,173 + 0,920 x$ zeigte eine Steigung von 0,92, nahe 1 (Abb. 7b).

Das 95%-Konfidenzintervall für r lag zwischen 0,907 und 0,993 (Abb. 7a).

Beim Vergleich von segmentierter Cine-Sequenz und kt2 lag der Korrelationskoeffizient bei $r = 0,962$ mit einer statistischen Signifikanz von $p < 0,0001$.

Die Regressionsgleichung $y = -2,656 + 0,982 x$ zeigte eine Steigung nahe 1 (Abb. 7d).

Das 95%-Konfidenzintervall für r lag zwischen 0,9294 und 0,980. (Abb. 7c)

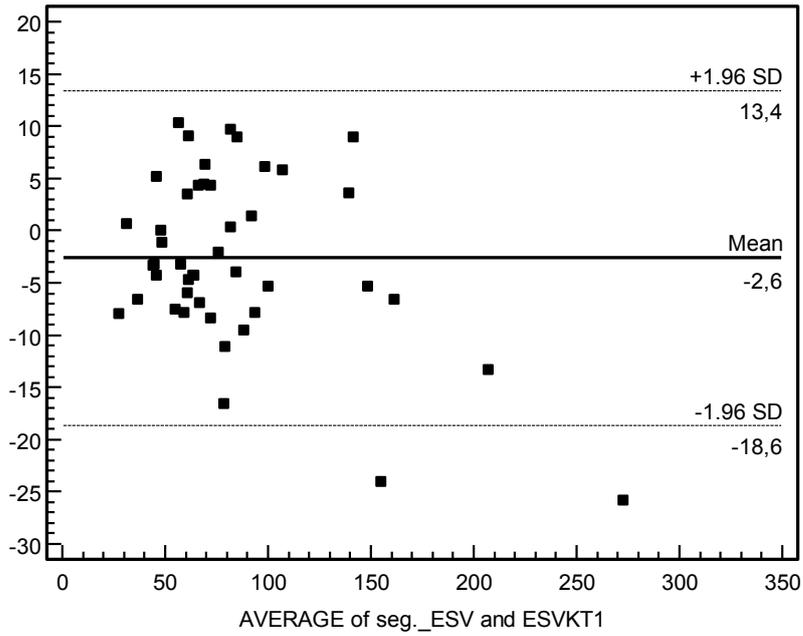


Abb. 7a: Endsystolisches Volumen der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1.

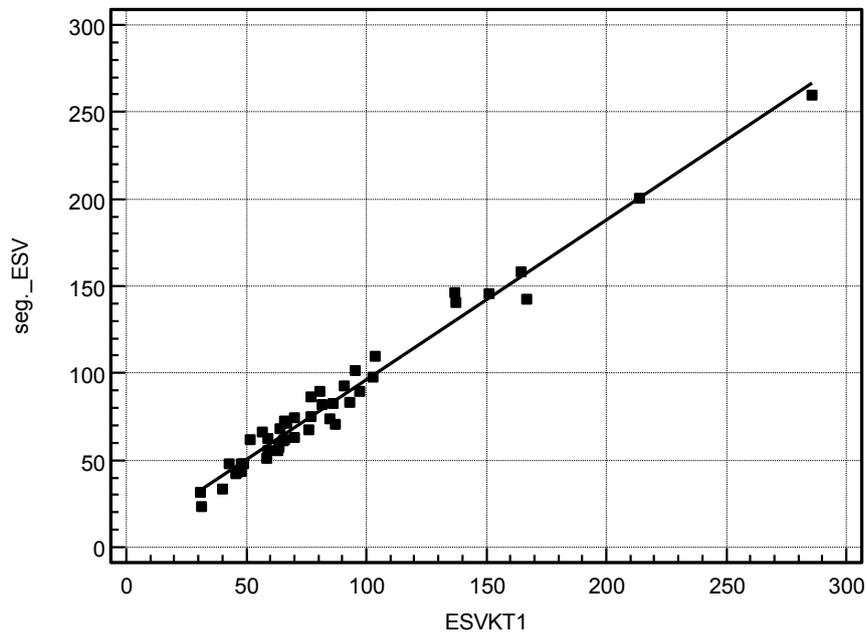


Abb. 7b: Endsystolisches Volumen der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. $r = 0,988$, $y = 4,173 + 0,920 x$

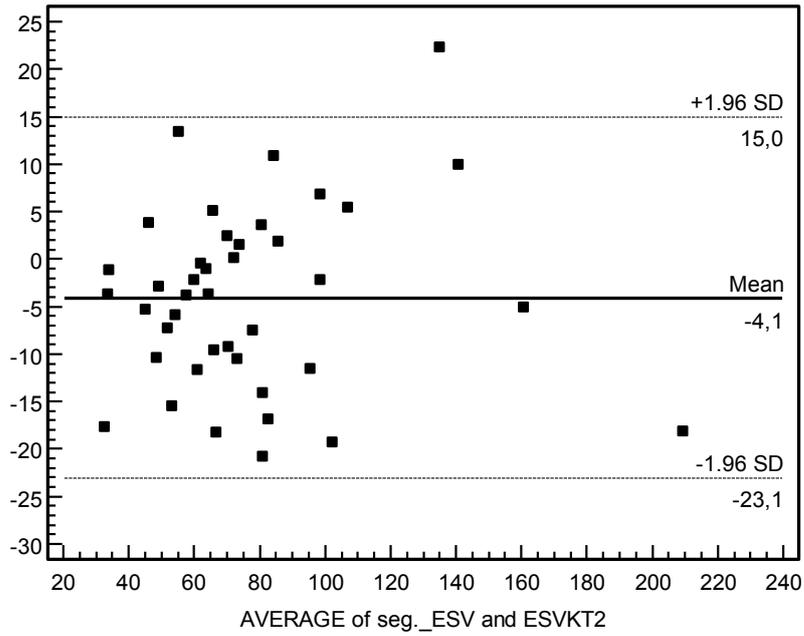


Abb. 7c : Endsystolisches Volumen der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2.

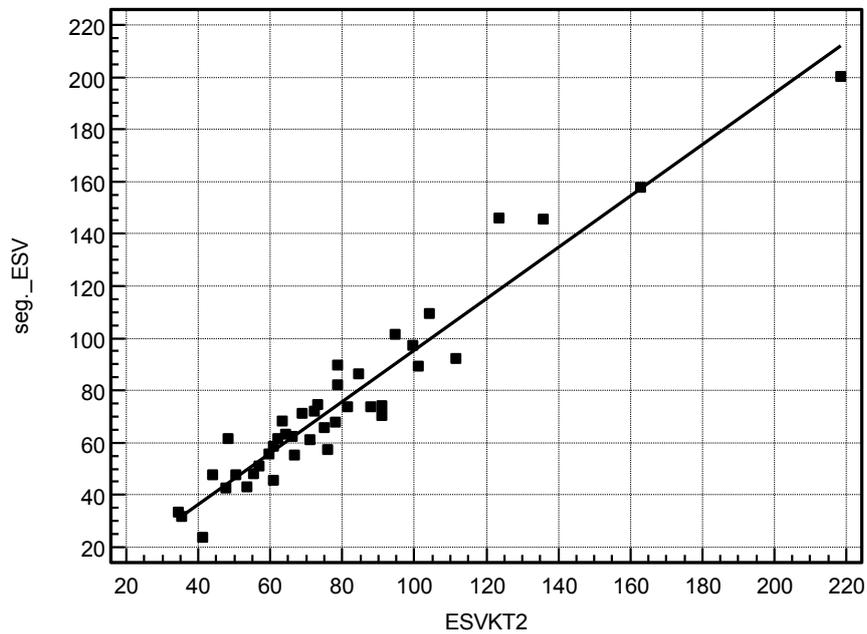


Abb.7d : Endsystolisches Volumen der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2. $r = 0,962$, $y = -2,656 + 0,982 x$

5.1.4 Ejektionsfraktion

Wie aus den Tabellen 1 und 2 ersichtlich, wurde die EF der Probanden bei den Messungen mit den kt-Sequenzen jeweils leicht unterschätzt.

Für kt1 ergab sich ein durchschnittlicher Fehler von 11%, für kt2 von 9%.

Daraus ergibt sich für die kt-Sequenzen eine relative Abweichung vom Mittelwert von -6% für kt1 und -7% ml für kt2 gegenüber den Cine-Sequenzen.

Beim Vergleich von segmentierter Cine-Sequenz und kt1 lag der Korrelationskoeffizient bei $r = 0,9157$ mit einer statistischen Signifikanz von $p < 0,0001$.

Die Regressionsgleichung $y = 5,878 + 0,973 x$ zeigte eine Steigung nahe 1 (Abb. 8b).

Das 95%-Konfidenzintervall für r lag zwischen 0,851 und 0,953 (Abb. 8a).

Beim Vergleich von segmentierter Cine-Sequenz und kt2 lag der Korrelationskoeffizient bei $r = 0,921$ mit einer statistischen Signifikanz von $p < ,0001$.

Die Regressionsgleichung $y = 4,146 + 1,004 x$ zeigte eine Steigung von 1 (Abb. 8d).

Das 95%-Konfidenzintervall für r lag zwischen 0,855 und 0,957 (Abb. 8c).

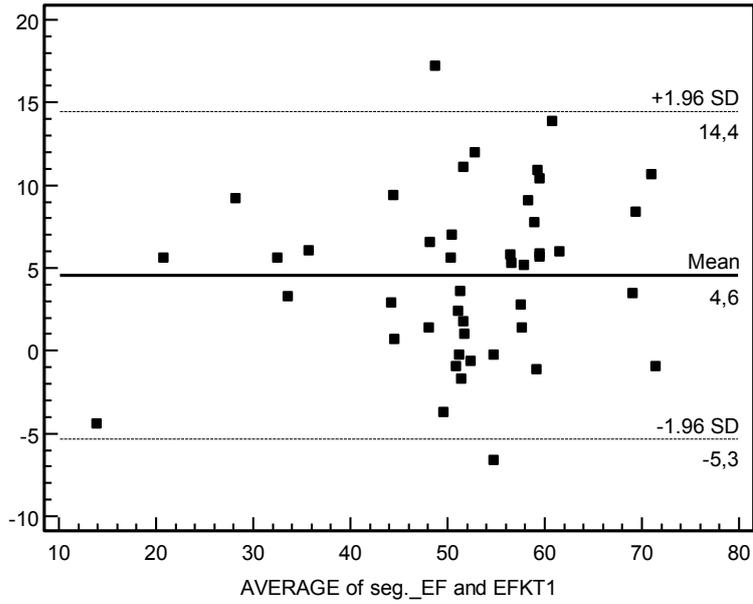


Abb. 8a : Ejektionsfraktion der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1.

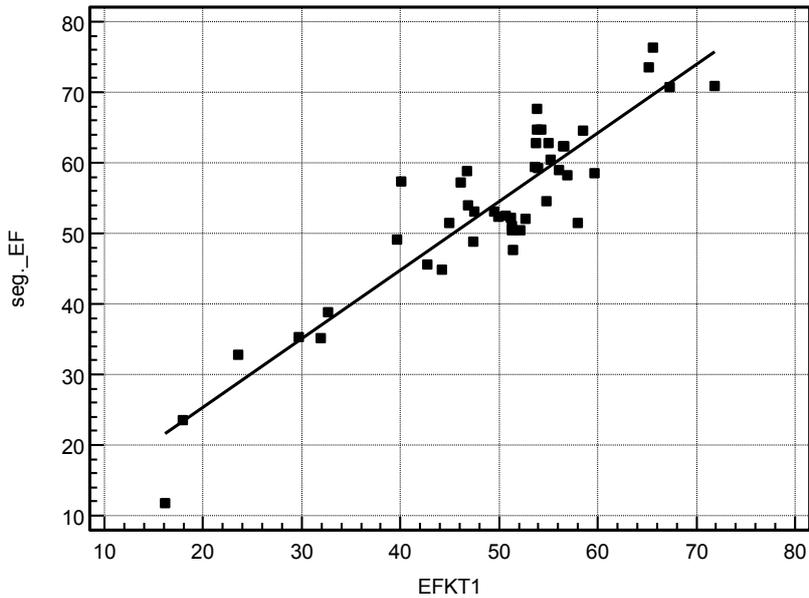


Abb. 8b : Ejektionsfraktion der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. $r = 0,916$, $y = 5,878 + 0,973 x$

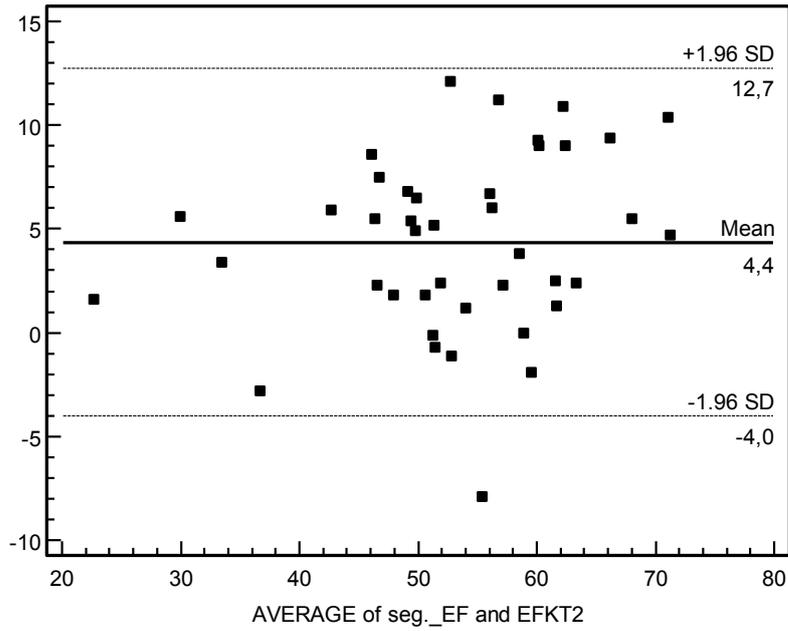


Abb. 8c : Ejektionsfraktion der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.
 Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2.

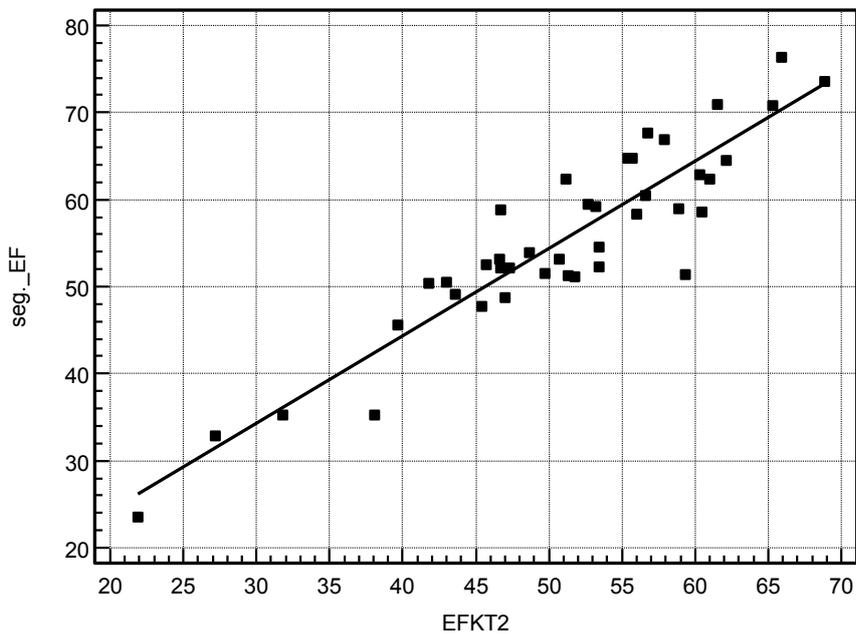


Abb. 8d : Ejektionsfraktion der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt
 aus seg. CINE-Sequenz und kt2. $r = 0,921$, $y = 4,146 + 1,004 x$

5.1.5 Linksventrikuläre Myokardmasse

Wie aus den Tabellen 1 und 2 ersichtlich, wurde die LV-Masse der Probanden bei den Messungen mit den kt-Sequenzen jeweils leicht überschätzt.

Für kt1 ergab sich ein durchschnittlicher Fehler von 9%, für kt2 von 12%.

Daraus ergibt sich für die kt-Sequenzen eine relative Abweichung vom Mittelwert von +9g für kt1 und +13 g für kt2 gegenüber den Cine-Sequenzen.

Beim Vergleich von segmentierter Cine-Sequenz und kt1 lag der Korrelationskoeffizient bei $r = 0,9340$ mit einer statistischen Signifikanz von $p < 0,0001$.

Die Regressionsgleichung $y = -1,772 + 0,943 x$ zeigte eine Steigung von 0,95, etwas niedriger als 1 (Abb. 9b).

Das 95%-Konfidenzintervall für r lag zwischen 0,883 und 0,963 (Abb. 9a).

Beim Vergleich von segmentierter Cine-Sequenz und kt2 lag der Korrelationskoeffizient bei $r = 0,874$ mit einer statistischen Signifikanz von $p < 0,0001$.

Die Regressionsgleichung $y = -8,061 + 0,940 x$ zeigte eine Steigung von 0,94 (Abb. 9d).

Das 95%-Konfidenzintervall für r lag zwischen 0,775 und 0,931 (Abb. 9c).

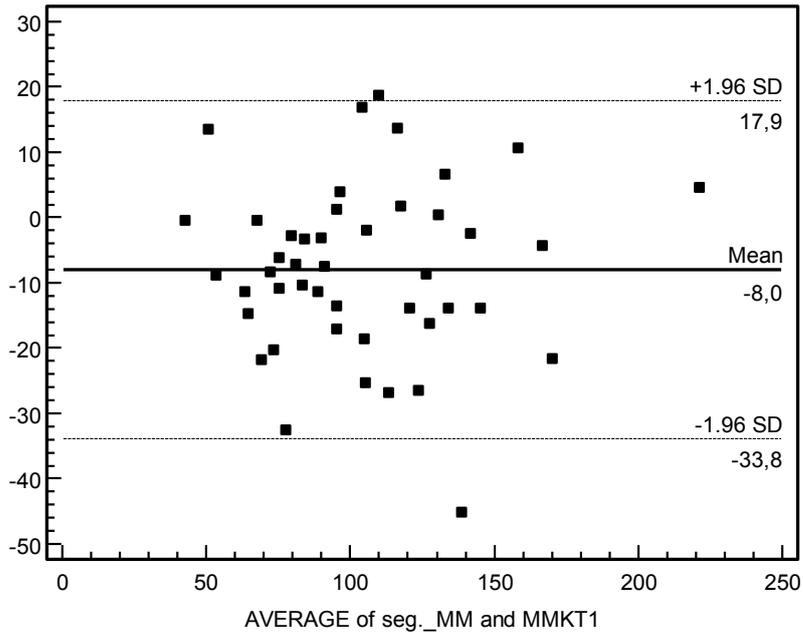


Abb. 9a : Linksventrikuläre Myokardmasse der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1.

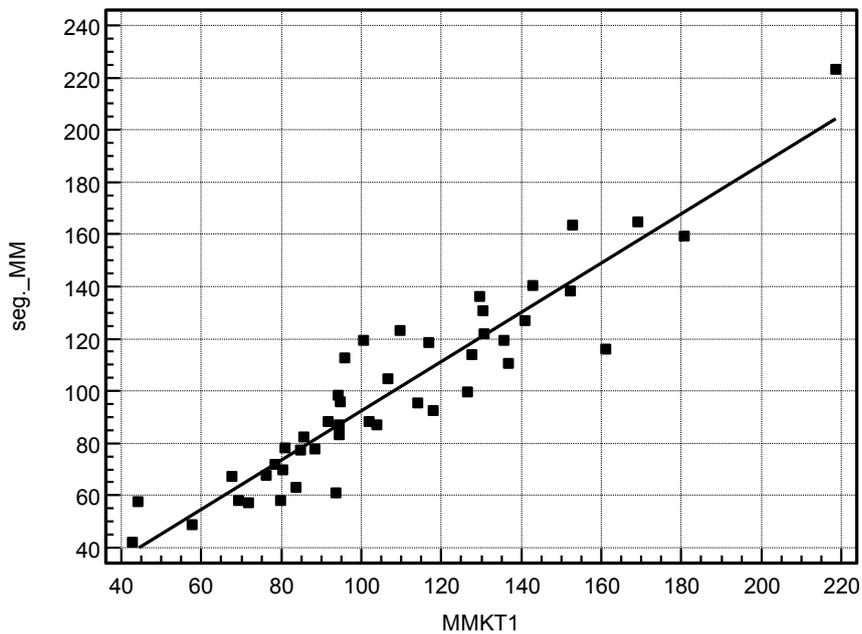


Abb. 9b: Linksventrikuläre Myokardmasse der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. $r=0,934$, $y=-1,772 + 0,943 x$

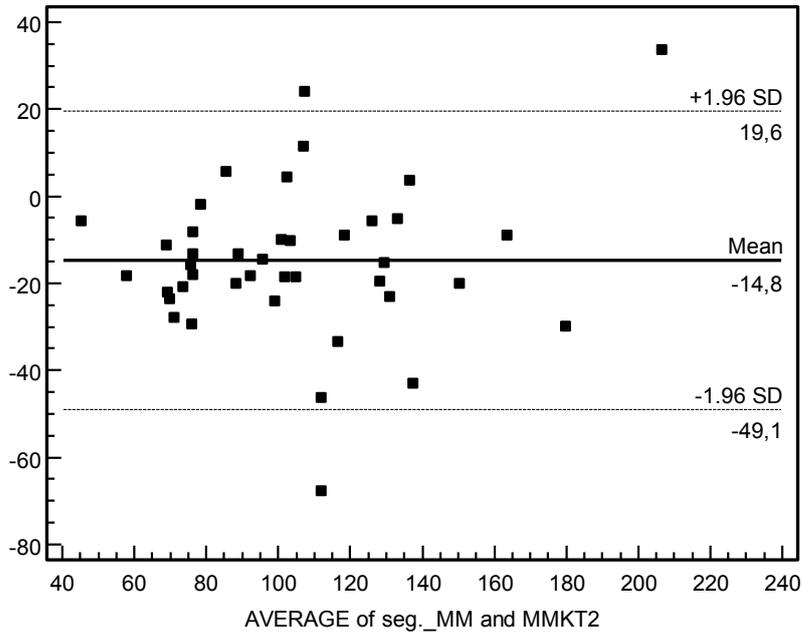


Abb.9c : Linksventrikuläre Myokardmasse der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2.

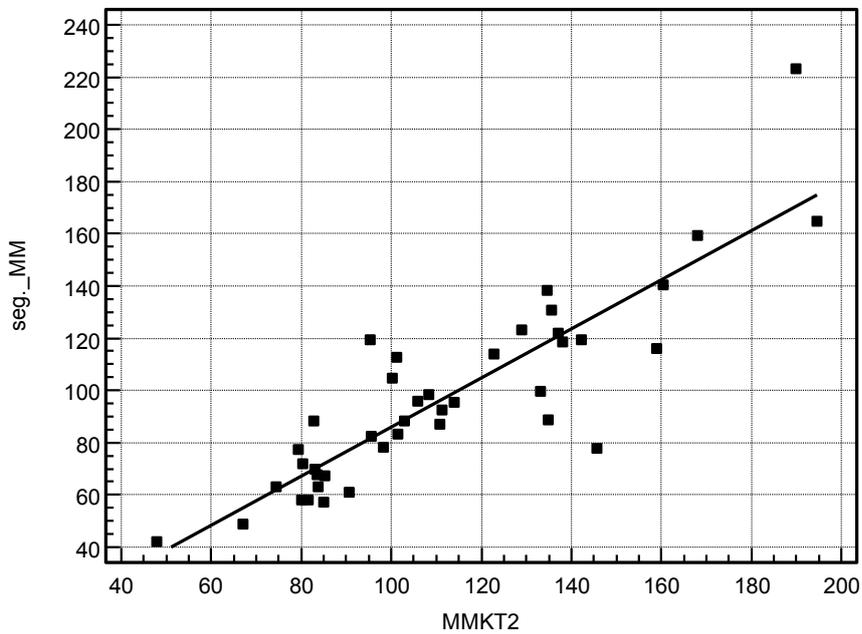


Abb.9d : Linksventrikuläre Myokardmasse der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2. $r = 0,874$, $y = -8,061 + 0,940 x$

Zusammengefasst wurde beim Vergleich der 3 D Cine-Aufnahmen kt1 und kt2 mit der 2D Cine SSFP als Referenztechnik:

- das EDV leicht unterschätzt.
- das ESV leicht überschätzt.
- die EF leicht unterschätzt.
- die MM leicht überschätzt.

Es gab keinen signifikanten Unterschied der Funktionsparameter beim Vergleich von kt-BLAST und der Referenzsequenz ($p < 0,05$). Der lineare Korrelationskoeffizient war 0,87 oder größer im Bezug auf die linksventrikulären Parameter verglichen mit der Referenztechnik.

5.2 Bildqualität und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis

Kontrast-zu Rausch-Verhältnis

Kontrast und Auflösung der verschiedenen Sequenzen waren nach der Einschätzung des Untersuchers bei allen Aufnahmen ausreichend, um das manuelle Einzeichnen der endo- und epikardialen Konturen vorzunehmen. Der Kontrast zwischen Blut und Muskelgewebe bzw. zwischen Herzmuskelgewebe und angrenzendem Gewebe war bei den SSFP-Sequenzen etwas höher, was die Konturierung etwas vereinfachte. Die mit kt2 gewonnenen Bilder vermittelten durch das höhere Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis einen qualitativ hochwertigeren Eindruck als jene die mit kt1 gewonnen wurden.

Die SNR Werte für Blut und linksventrikuläres Myokard waren $181 \pm 7,8$ und $45 \pm 5,5$ für die Referenztechnik (SSFP), $97 \pm 9,3$ und $26 \pm 1,7$ für kt1 und $151 \pm 6,3$ und $42 \pm 2,2$ für kt2.

Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis wurde mit der Formel $SI_{\text{Blut}} - SI_{\text{Myo}} / SD_{\text{Rauschen}}$ berechnet. Die CNR-Werte zwischen Blut und Myokardium waren 4870 ± 14 für die

segmentierte SSFP-Technik, 2274 +/-75 für kt1 und 4391 +/- 66 für kt2. Für kt2 ergab sich ein CNR-Wert von 90% im Vergleich mit der Referenztechnik. Mit kt1 gab es einen Verlust von 53% des CNR. (Abb. 5). Die CNR- Werte zeigten einen signifikanten Unterschied für die beschleunigten Sequenzen im Vergleich mit der Referenztechnik.

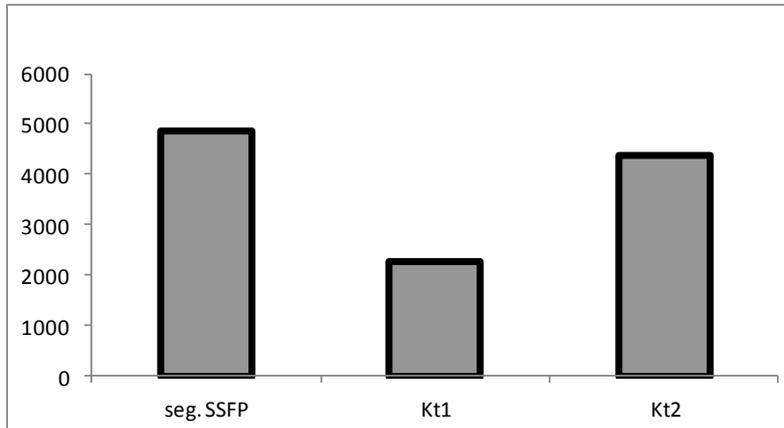


Abb. 10: CNR-Werte für die drei Sequenzen SSFP, kt1 und kt2. Der Verlust des CNR bei der kt1-Sequenz ist deutlich zu sehen (53%).

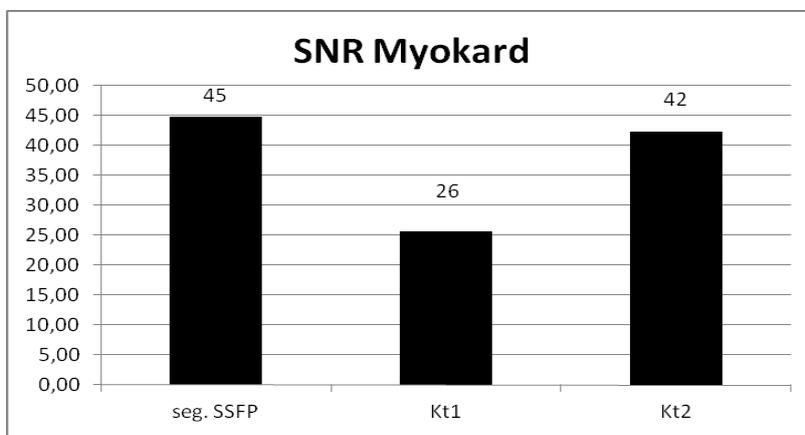
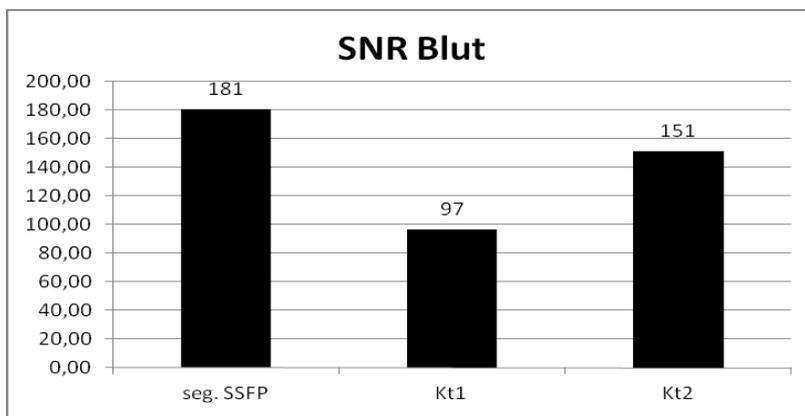


Abb. 11: SNR-Werte für Blut und linksventrikuläres Myokard für die drei Sequenzen SSFP, kt1 und kt2.

Bildqualität

Die Bildqualität der Sequenzen konnte auf einer Skala von vier Punkten durchschnittlich mit > 3 bewertet werden. Die Anwesenheit von Einfaltungsartefakten (Aliasing) und die Gesamt-Bildqualität „Overall-Image-Quality“ wurden von zwei unabhängigen Auswertern anhand einer 4-Punkte-Skala bestimmt (Tab.3). Bildartefakte (Aliasing), die eine Funktionsauswertung unmöglich machten, wurden bei keiner Sequenz beobachtet.

	Seg. SSFP Aliasing	Seg. SSFP Overall	Kt1 Aliasing	Kt1 Overall	Kt2 Aliasing	Kt2 Overall
Ausw.1	3,8	3,9	3,0	3,1	3,4	3,2
Ausw.2	3,9	3,7	3,1	3,2	3,4	3,5

Tab.4: Mittelwerte der Bildqualität-Ergebnisse. Bewertung der Anwesenheit von Aliasing-Artefakten und der Gesamt-Bildqualität anhand einer 4-Punkte-Skala. (Overall image quality: 4=exzellent, 3=gut, 2=mäßig, 1=ausreichend; Aliasing Artefakte: 4=nicht sichtbar, 3=sichtbar, 2=sichtbar mit relevantem Einfluss auf die Gesamt-Bildqualität, 1=starke Artefakte).

Im Folgenden sind einige Schnitte der kurzen Herzachse zur Bewertung der Bildqualität im Vergleich dargestellt.

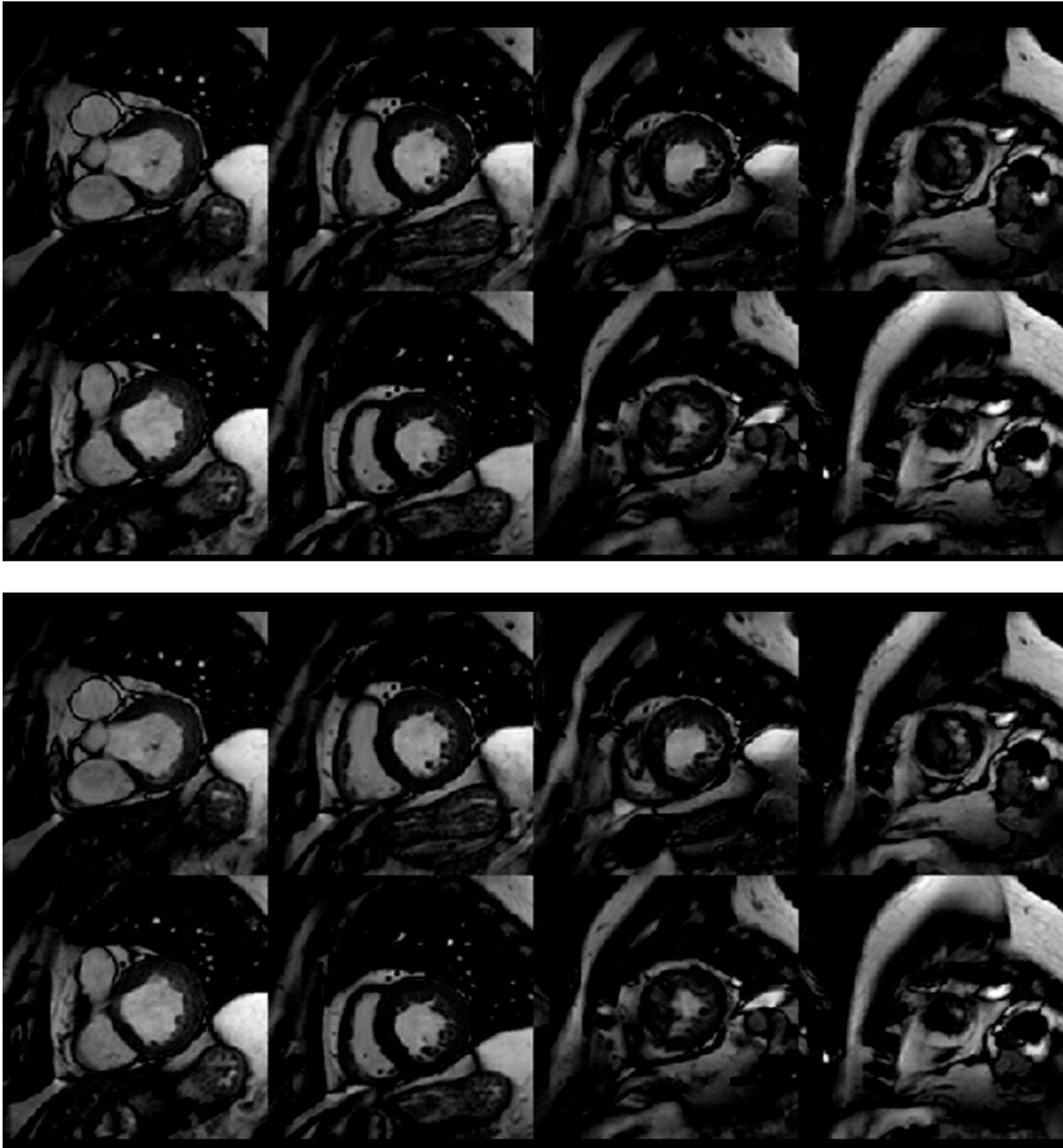


Abb. 12a: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit einer segmentierten SSFP-Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 64-jährige Patientin Z.n. Myokardinfarkt mit reduzierter EF und Wandbewegungsstörungen im apikalen Septum. Thrombus im linksventrikulären apikalen Kavum.

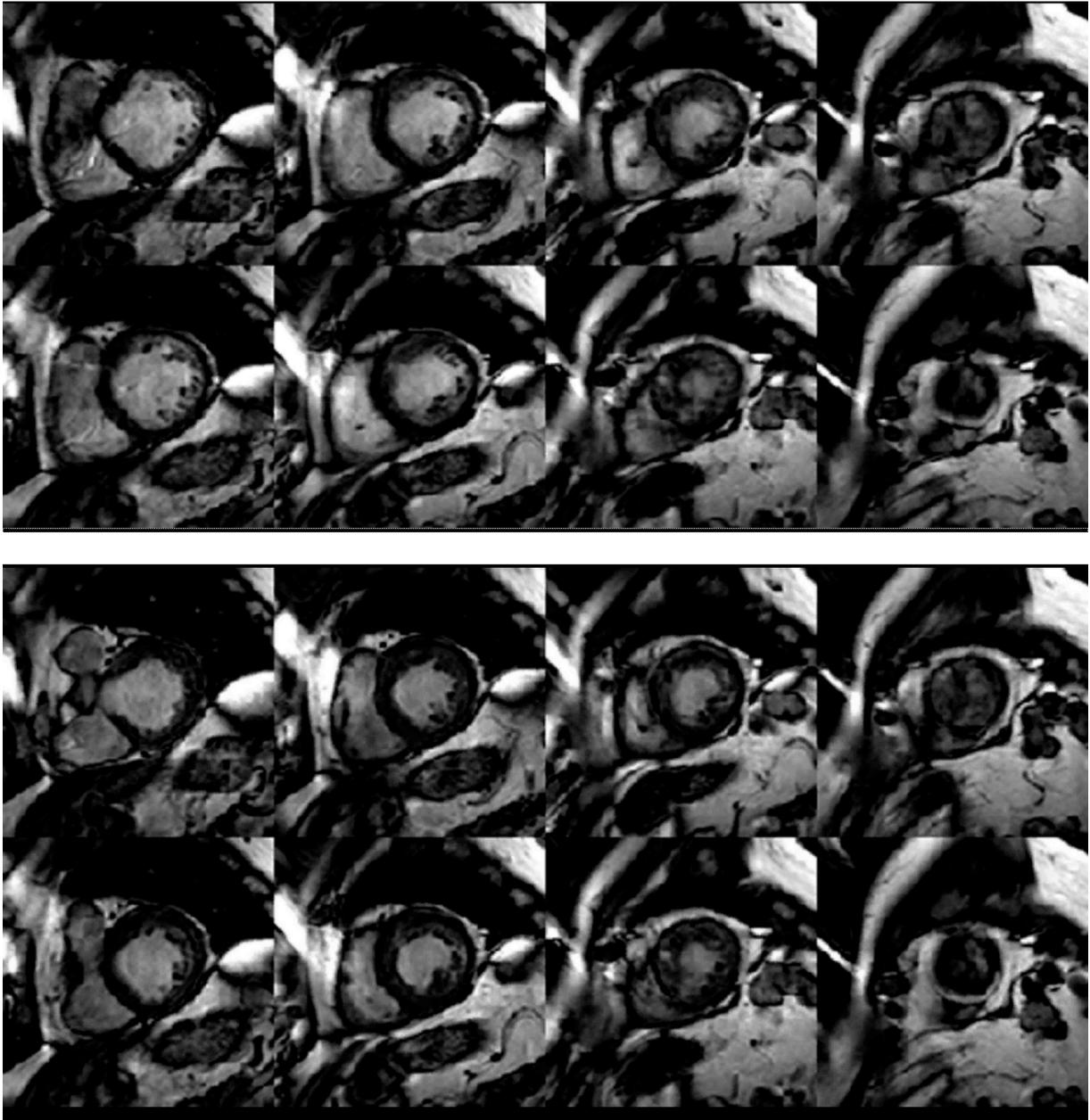


Abb. 12b: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 1 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 64-jährige Patientin Z.n. Myokardinfarkt mit reduzierter EF und Wandbewegungsstörungen im apikalen Septum. Thrombus im linksventrikulären apikalen Kavum.

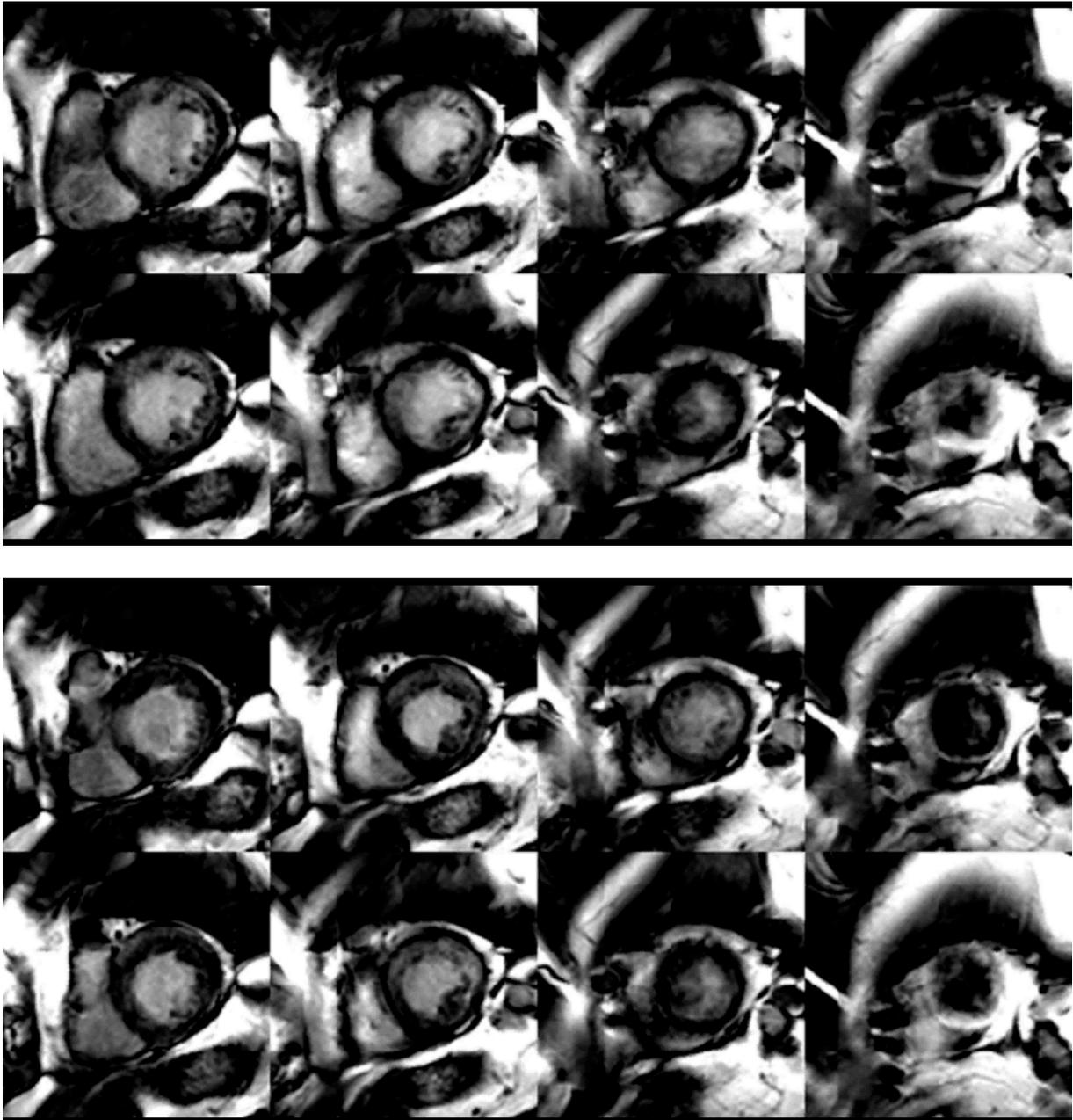


Abb. 12c: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 2 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 64-jährige Patientin Z.n. Myokardinfarkt mit reduzierter EF und Wandbewegungsstörungen im apikalen Septum. Thrombus im linksventrikulären apikalen Kavum.

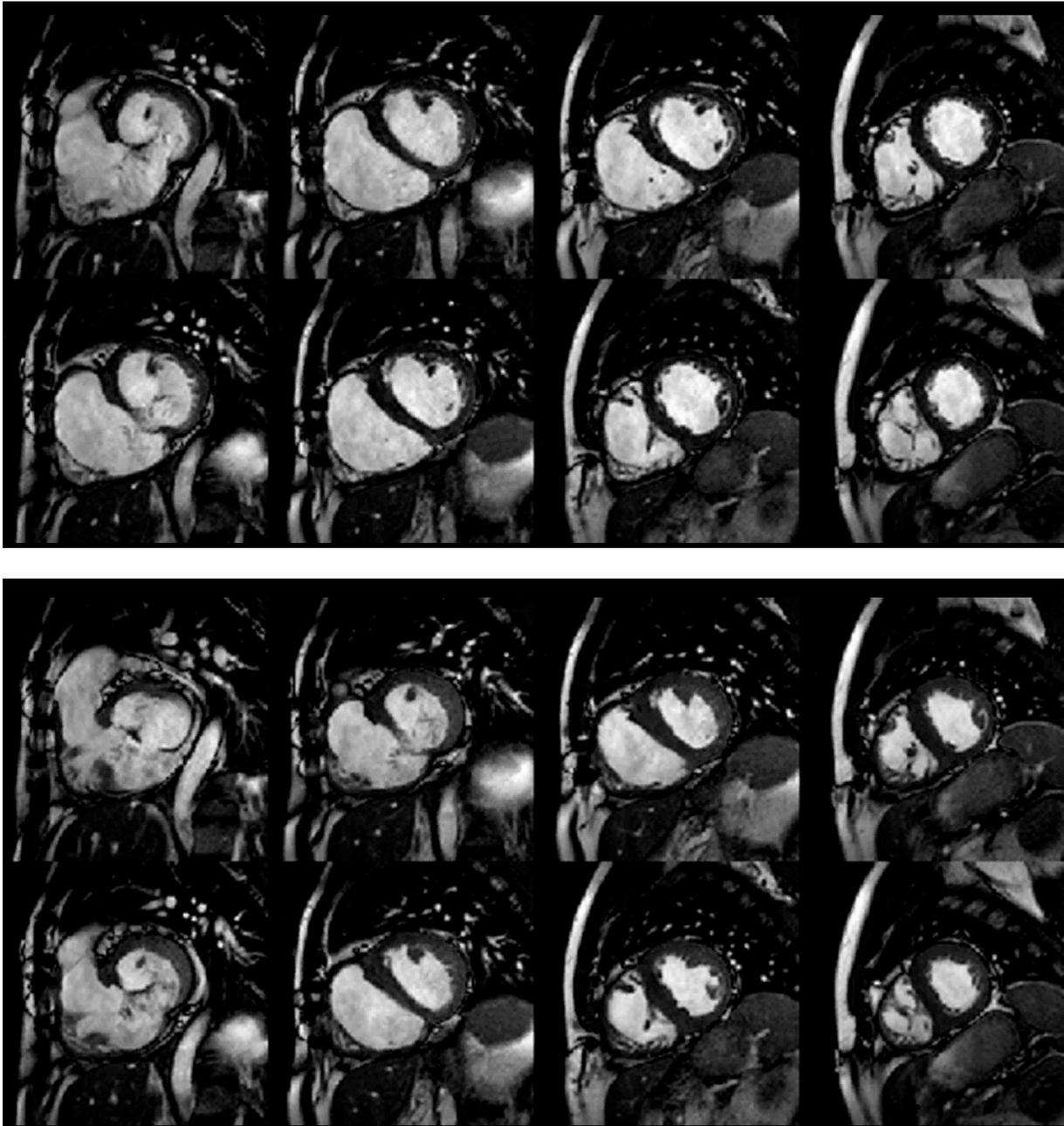


Abb. 13a: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit einer segmentierten SSFP-Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 60-jähriger Patient mit ventrikulärem Septumdefekt, Volumen- und Druckbelastung und konsekutiv vergrößertem rechten Ventrikel mit Abflachung des interventrikulären Septums.

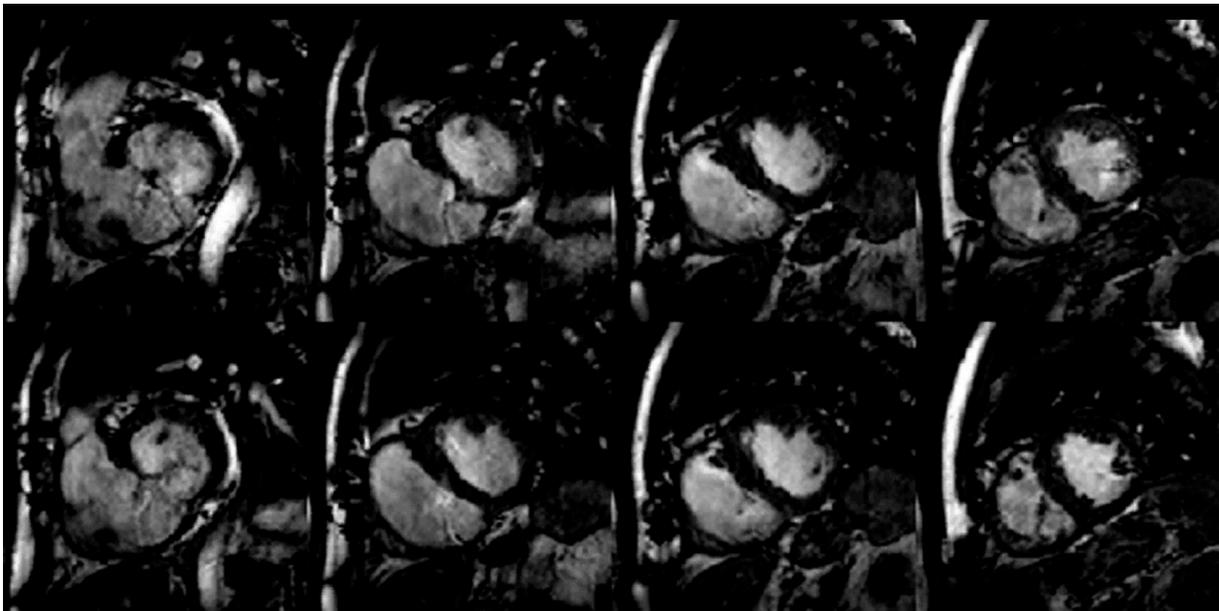
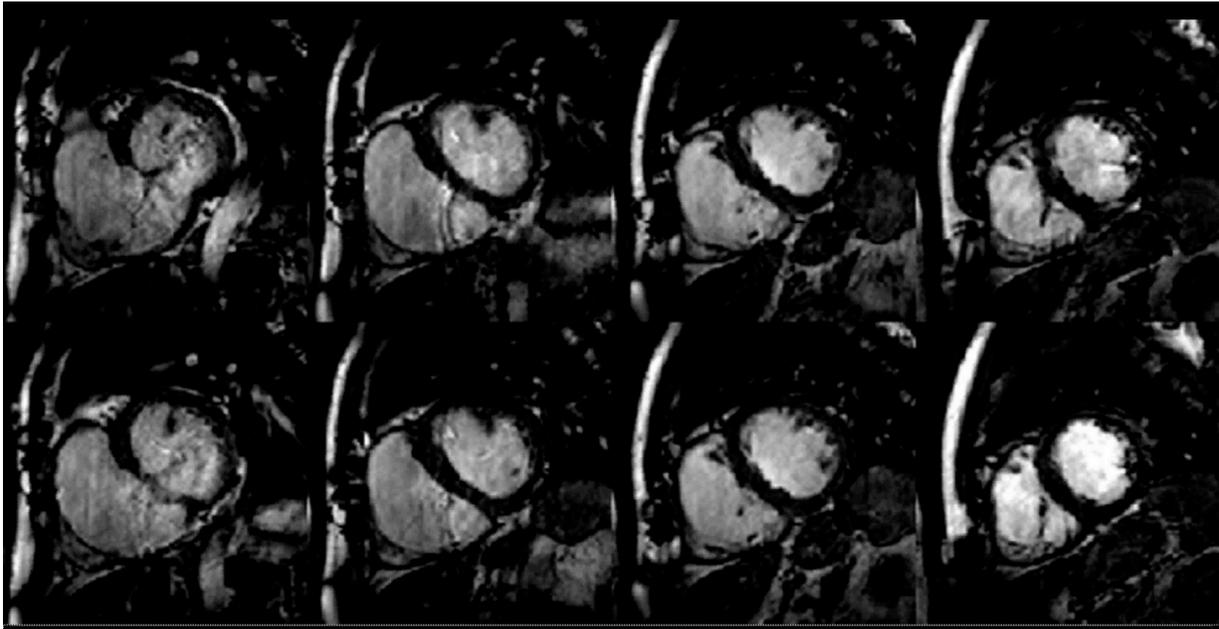


Abb. 13 b: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 1 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 60-jähriger Patient mit ventrikulärem Septumdefekt, Volumen- und Druckbelastung und konsekutiv vergrößertem rechten Ventrikel mit Abflachung des interventrikulären Septums.

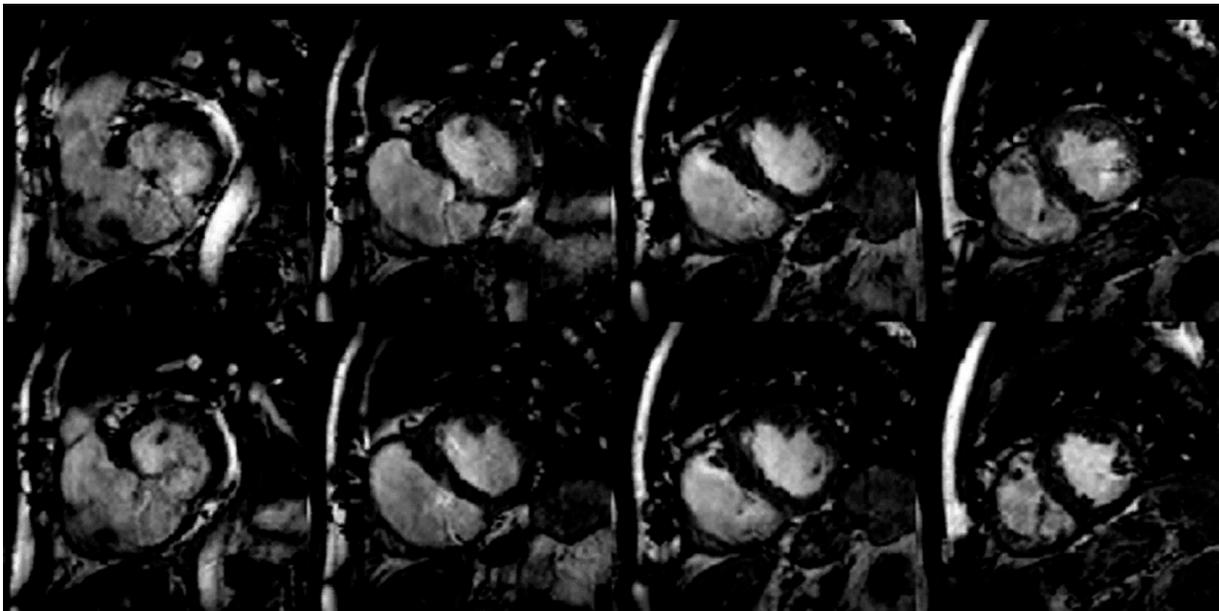
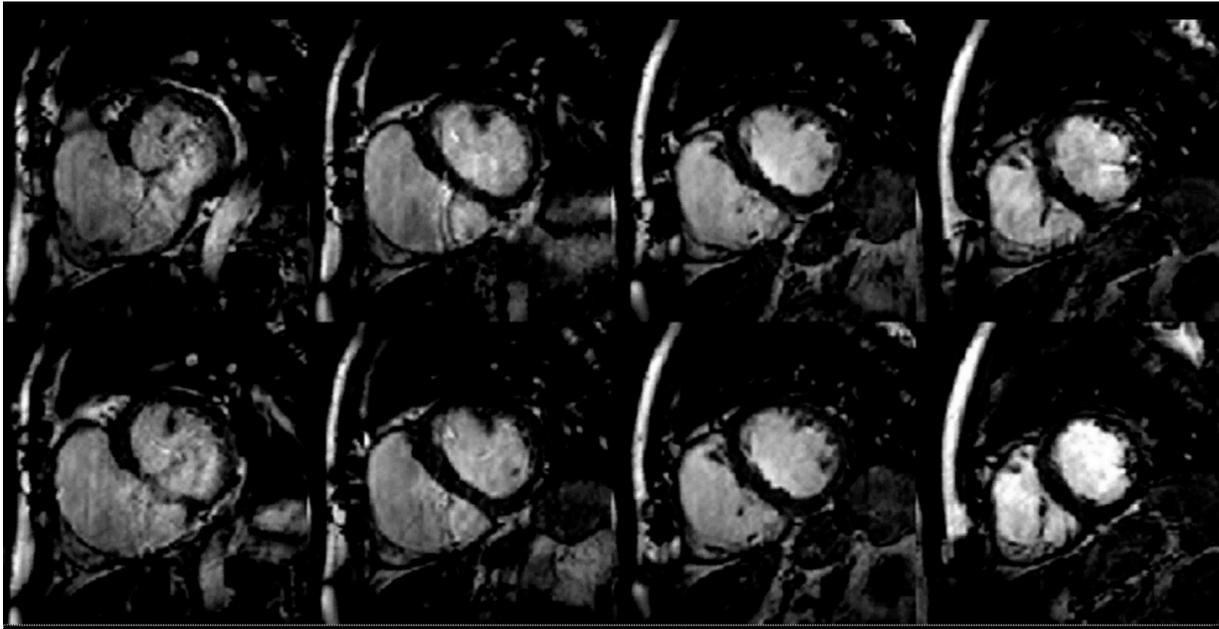


Abb. 13 c: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 2 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 60-jähriger Patient mit ventrikulärem Septumdefekt, Volumen- und Druckbelastung und konsekutiv vergrößertem rechten Ventrikel mit Abflachung des interventrikulären Septums.

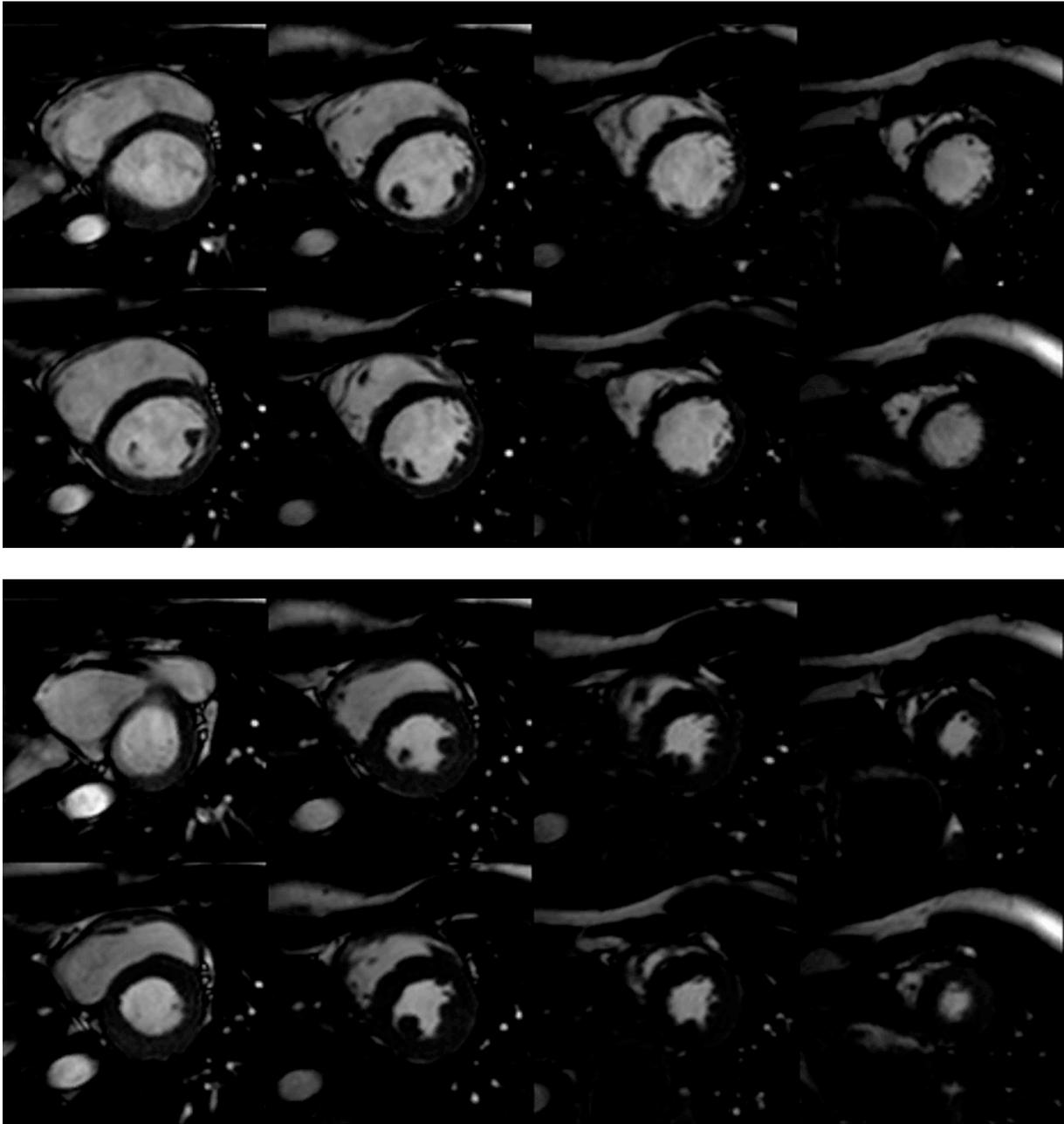


Abb. 14a: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit einer segmentierten SSFP-Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 45-jähriger gesunder Proband mit normaler linksventrikulärer Funktion.

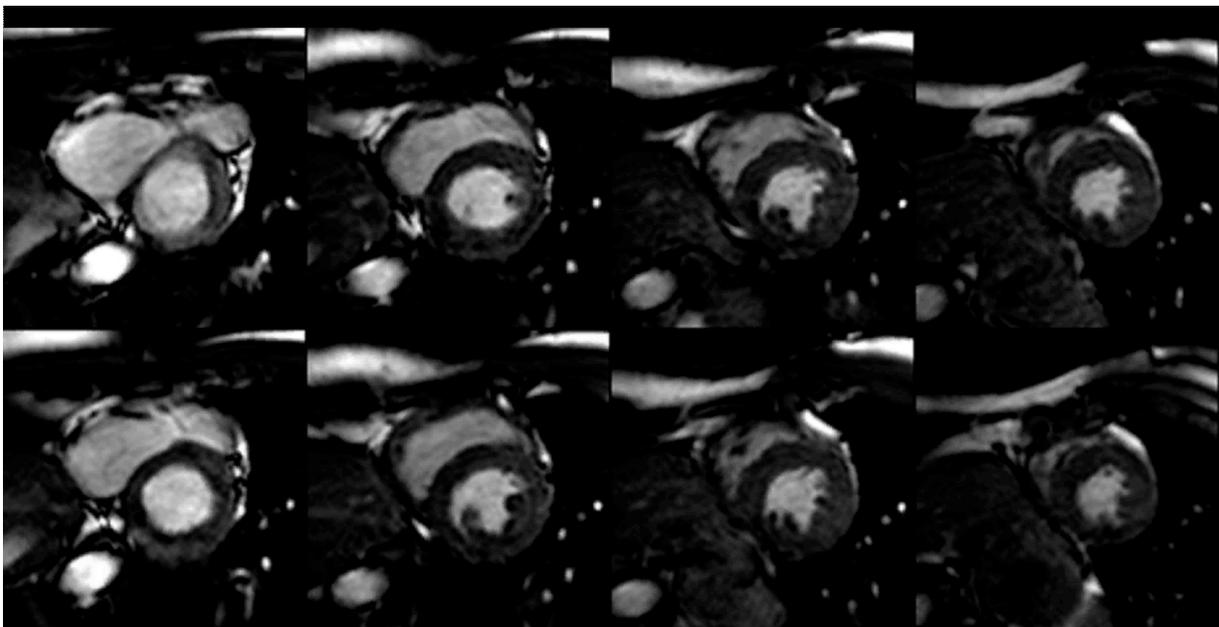
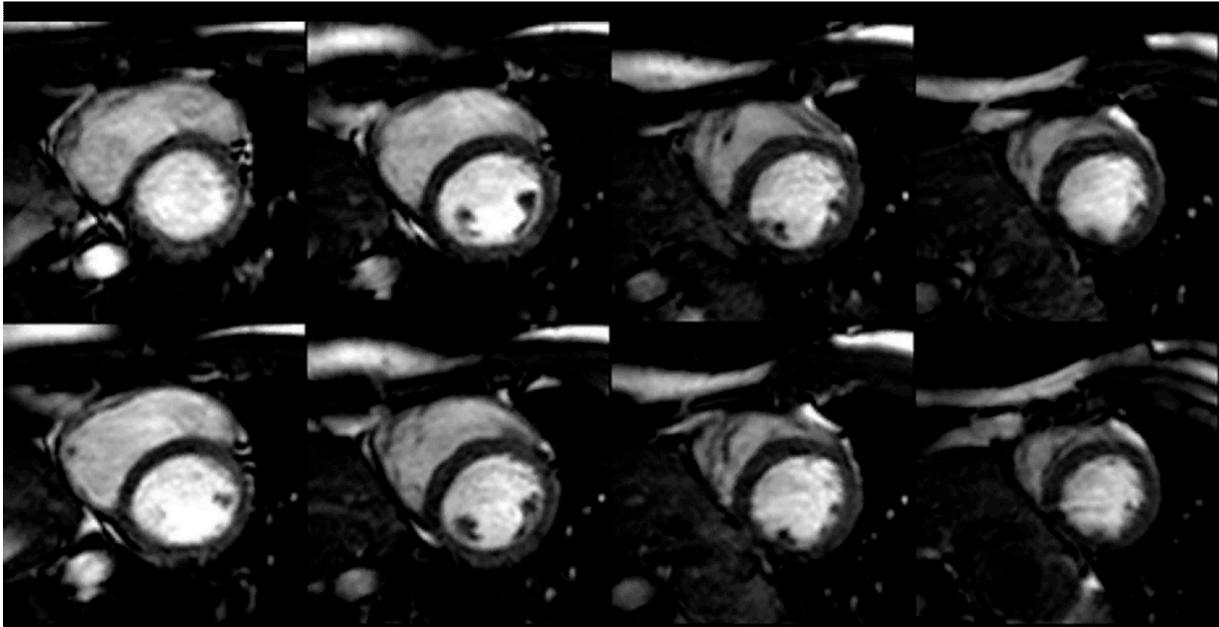


Abb. 14 b: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 1 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 45-jähriger gesunder Proband mit normaler linksventrikulärer Funktion.

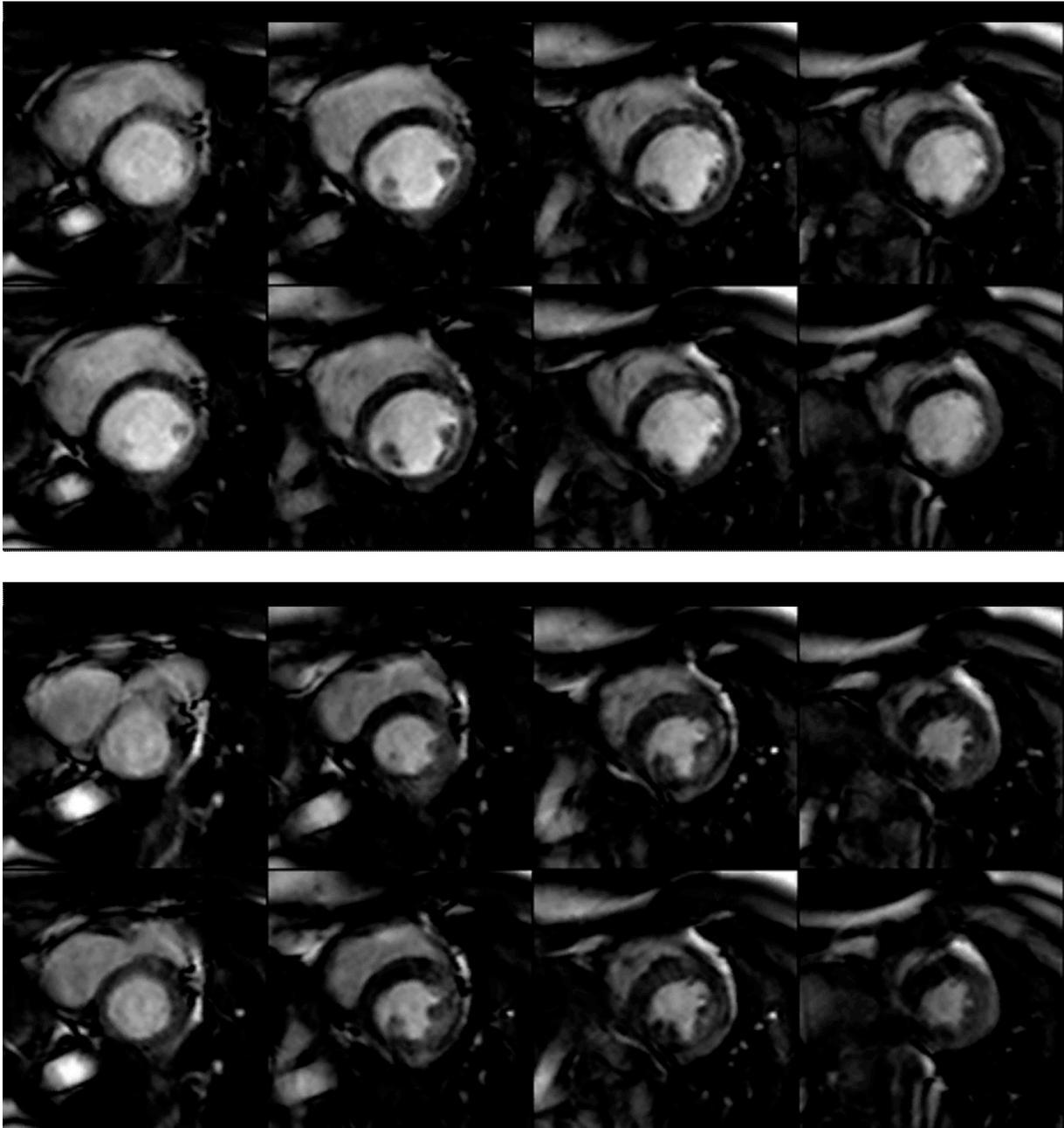


Abb. 14 c: Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 2 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 45-jähriger gesunder Proband mit normaler linksventrikulärer Funktion.

6 Diskussion

Erkrankungen des kardiovaskulären Systems gelten nach Angaben der WHO auch in den nächsten Jahrzehnten als häufigste Todesursache in westlichen Gesellschaften [Mathers 2006, Sandner 2010]. Fortschritte in Therapie und Diagnostik konnten den Anstieg der Inzidenz für Herz-Kreislauf-Erkrankungen nicht verhindern. Da ein Großteil kardialer Erkrankungen zur Entwicklung einer Herzinsuffizienz führt, steht bei der Beurteilung der Herzfunktion die Bestimmung quantitativer Funktionsparameter im Vordergrund. Linksventrikuläre Volumina und myokardiale Masse sind dabei von großer prognostischer Bedeutung [White 1987]. Die Echokardiographie findet aufgrund geringer Kosten und breiter Verfügbarkeit als Standardtechnik für die Beurteilung der Herzfunktion Anwendung, die Qualität ist allerdings neben einer hohen Untersucherabhängigkeit auch von der Konstitution des Patienten und somit von den Schallbedingungen abhängig [Wintersperger 2004]. Zahlreiche Studien [Bellenger 2000, Grothues 2002, Nagel 2007] haben gezeigt, dass die kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie der Echokardiographie bei der Bestimmung linksventrikulärer Volumina und Myokardmasse überlegen ist [Rominger 2000].

Die kardiale Magnetresonanztomographie hat sich im klinischen Alltag zur anerkannten Bildgebungsmodalität der Wahl zur Funktionsanalyse des Herzens entwickelt [Pennell 2004]. Durch die fehlende Strahlenexposition zusammen mit einer hohen Messgenauigkeit und der daraus resultierenden Reproduzierbarkeit, ist die MRT gut für Verlaufsbeobachtungen geeignet und hat sich für die Erfassung und Prognose angeborener oder erworbener Herzerkrankungen etabliert [Mogelvang 1993, Semelka 1990]. Die Weiterentwicklung der Geräte- und Sequenztechnik führte zur Etablierung von Cine-SSPP-Sequenzen, die hinsichtlich des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses den älteren Cine-GE Sequenzen überlegen sind [Barkhausen 2001] und somit eine genaue Abgrenzbarkeit der Endokardgrenzen ermöglichen. Trotzdem ist bei einer zeitlich und räumlich hochaufgelösten Cine-SSFP Sequenz nur die Aufnahme einer Schicht pro Atemanhalt möglich, so dass die Funktionsuntersuchung des Herzens 10-15 Minuten benötigt.

Anforderungen an neue Sequenzen zur Bestimmung der globalen Herzfunktion sind eine kürzere Untersuchungsdauer mit wenigen Atemhaltephasen, die für den Patienten angenehmer ist und das Untersuchen auch schwerkranker Patienten ermöglicht. Bei steigendem Kostendruck im Gesundheitswesen ist auch eine deutliche Verkürzung der Untersuchungszeit erstrebenswert [Stamm 2010]. Sequenzen auf Basis der kt-Bildgebung scheinen hierfür geeignet. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine solche Methode auf ihre Genauigkeit bei der Bestimmung der globalen Herzfunktion zu überprüfen ohne Einbuße bei räumlicher und zeitlicher Auflösung hinnehmen zu müssen.

Die segmentierte (2D) SSFP-Sequenz (Referenztechnik) wurde mit dem Bildgebungsverfahren (3D) k-t space broad-use linear acquisition speed-up technique (BLAST) [Tsao 2003], das es ermöglichen soll, in nur einem Atemhalt vergleichbare Werte für die Funktionsuntersuchung des linken Ventrikels zu liefern, verglichen und auf dessen Anwendbarkeit und Übereinstimmung in der Bestimmung der globalen Herzfunktion überprüft ohne erhebliche Einbußen in räumlicher und zeitlicher Auflösung hinnehmen zu müssen.

Miller et al. [Miller 2002] evaluierten den Einfluss von räumlicher und zeitlicher Auflösung auf die Funktionsparameter des Herzens und legten somit die Anforderungen an die genaue Bestimmung der globalen Funktionsparameter des Herzens fest. Sie beschreiben die CMR als Standard für die Bewertung kardialer Funktionsparameter wie Herzvolumina, Masse, Ejektionsfraktion und LV Füllungsraten [Pattynama 1993, Pluim 1998, Mohiaddin 1995].

Auch Alfakih et al. [Alfakih 2003] bewerten die kardiale MRT als akkurate und reproduzierbare Bildgebungsmodalität der Wahl zur Messung der kardialen Parameter und legten alters- und geschlechtsspezifische Normwerte für die globalen Funktionsparameter fest. Zwei Techniken wurden verglichen, eine Gradientenechosequenz, die vor allem in den 90er Jahren zur Datenakquisition verwendet wurde und die heute fast ausschließlich eingesetzte SSFP-Sequenz, die im klinischen Alltag und bei Forschungszwecken Anwendung findet und sich durch ein höheres Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis zwischen Myokard und Blut auszeichnet [Thiele 2001].

Zur Datenakquisition sind bei beiden Techniken (SSFP und GE) mehrere Atemanhaltephasen erforderlich, da pro Atemanhalt nur eine Schicht aufgenommen werden kann. Für die Abdeckung des kompletten Ventrikels werden 9 bis zwölf Schichten benötigt. Die mögliche Atemanhaltedauer muss individuell angepasst werden und wird durch den klinischen Zustand des Patienten bestimmt. Da eine gewisse Atemanhaltephase nicht überschritten werden kann, kommt es bei der Gradientenechosequenz zu Einbußen bei zeitlicher und räumlicher Auflösung. Sehr kurze Repetitionszeiten konnten dieses Problem verbessern, resultierten aber beim Gebrauch von Gradientenechosequenzen in geringerem Kontrast zwischen Blut und Myokardium, der von Blutfluss und Repetitionszeit abhängig ist [Miller 2002]. Nach Einführung der SSFP-Sequenzen, konnte eine hohe Signalintensität und ein hohes CNR bei kurzen Repetitionszeiten erreicht werden. Zeitliche und räumliche Auflösung ließen sich dadurch verbessern, so dass eine kürzere Akquisitionszeit erreicht werden konnte [Carr 2001].

Miller et al. [Miller 2002] überprüften den Einfluss von zeitlicher und räumlicher Auflösung auf die Werte der LV Funktionsparameter bei einer 2D SSFP-Sequenz in segmentierter Einzelschichttechnik bei 15 gesunden Probanden. Sie setzten ein 1,5 Tesla System ein und nahmen Bilder mit einer SSFP- Sequenz von der Herzbasis zur Spitze mit acht bis zwölf 5 mm Schichten auf. 7, 15, 20 oder 30 k-RaumZeilen wurden pro RR Intervall akquiriert. Die zeitliche Auflösung lag bei 21, 45, 60 oder 90 ms. Die in-plane Auflösung lag bei $1,5 \times 1,5 \text{ mm}^2$ oder weniger. Die Länge der Atemanhaltephasen lag bei 18-24 Sekunden bei einer zeitlichen Auflösung von 21 ms, 9-12 Sekunden bei einer zeitlichen Auflösung von 45 ms, 6-8 Sekunden bei 60 ms (wie in unserer Studie) und 4-7 Sekunden bei einer zeitlichen Auflösung von 90 ms.

Es wurde festgestellt, dass es einen signifikanten Einfluss von räumlicher und zeitlicher Auflösung vor allem auf die Ejektionsfraktion gibt und dass die zeitliche Auflösung relevanter ist als die räumliche. LV Masse, EDV und ESV wurden nicht signifikant beeinflusst. Eine Pixelgröße von 1-2 mm kann in einer Atemanhaltephase mit beständiger hoher zeitlicher Auflösung erreicht werden. In einem Rahmen von 1-2 mm für die räumliche Auflösung fand sich nur eine geringer Anstieg von EDV und ESV, einen signifikanten Unterschied gab es erst ab einer Pixelgröße von 3 mm.

Die schrittweise Reduktion der zeitlichen Auflösung resultierte in einer Änderung von EF und Füllraten und sollte 50 ms nicht wesentlich übersteigen. Die maximale Genauigkeit wurde mit einer räumlichen Auflösung von 1-2 mm und einer zeitlichen Auflösung von 21-45 ms erreicht.

In unserer Studie wurden für die segmentierte SSFP-Sequenz in Mehrschichttechnik mit Abdeckung des gesamten Ventrikels eine zeitliche Auflösung von 47 ms erreicht, bei den kt-BLAST-Sequenzen finden wir uns mit 57 ms knapp außerhalb der vorgeschlagenen Grenzen. Die Pixelgröße (in-plane resolution) war mit 2 mm für alle Sequenzen gleich.

Nur die 2D SSFP-Sequenz in Einzelschichttechnik mit kurzen Repetitionszeiten und hohem Kontrast zwischen Blut und Myokardium wurde in der Studie von Miller et al. untersucht. Die Evaluation einer 3 D-SSFP-Sequenz mit kt-BLAST-Beschleunigung mit einer Datenaufnahme in nur einer Atemanhaltephase wie in unserer Studie wurde nicht evaluiert.

Der Vergleich von SSFP und GE wurden in verschiedenen Studien untersucht [Plein 2001, Thiele 2001] und zeigte einen systematischen Unterschied beider Sequenzen mit höheren Werten für EDV und ESV und geringeren Werten für die Myokardmasse bei der SSFP-Sequenz. Lorenz et al. [Lorenz 1999] sowie Marcus et al. [Marcus 1999] publizierten die ersten Normwerte mit einer Gradientenechosequenz für kardiale Volumina und Myokardmasse für die kardiale MRT mit unterschiedlichen Ergebnissen. Diese Unterschiede blieben auch nach der Normalisierung zur Körperoberfläche bestehen und verlangten weitere Untersuchungen.

Da geschlechterspezifische Unterschiede festgestellt wurden [Marcus 1999, Lorenz 1999] und ebenso Unterschiede nach Lebensalter [Sandstede 2000], untersuchten Alfakih et al. [Alfakih 2003] die beiden Sequenzen, um geschlechts- und altersspezifische Normwerte festlegen zu können. Die zuvor festgestellten Differenzen zwischen GE und SSFP durch andere Studien konnten belegt werden [Plein 2001]. Die Unterschiede könnten durch unterschiedliche Definition der endokardialen Grenzen zustande kommen. Langsamer Blutfluss an den endokardialen Grenzen resultiert in geringerem Signal und vermindertem Kontrast

zwischen Blut und Myokard und daher in einer möglichen Überschätzung der Wanddicke durch die GE-Sequenz. Die verbesserte Abgrenzbarkeit von Blut und Myokardgrenzen durch die SSFP-Technik beruht unter anderem auf der weitgehenden Unabhängigkeit der SSFP-Sequenz vom Blutfluss und dem intrinsisch hohen Kontrast zwischen Blut und Myokard, einem Mischkontrast aus T1- und T2-Wichtung [Alfakih 2003].

Verglichen mit der Studie von Alfakih zeigte sich eine Unterschätzung von EDV und Myokardmasse in der Studie von Lorenz et al. [Lorenz 1999] Der wahrscheinlichste Grund für diese Unterschiede ist, dass Lorenz et al. eine konventionelle Cine Gradientenechosequenz mit freier Atmung benutzten und Alfakih eine GE und SSFP-Sequenz mit Atemanhaltephasen. Während die konventionelle Cine-Gradientenechosequenz eine bessere zeitliche Auflösung hat, da nur ein Signal für jede Herzphase pro Herzzyklus akquiriert wird, kann die freie Atmung zu respiratorischen Bewegungsartefakten führen. Diese Unterschiede in der Datenakquisition können zu Differenzen in den Normalwerten der Herzfunktionsparameter führen. Ein zweiter Unterschied ist die Altersskala der zwei Populationen. Lorenz nutzte eine Population von 8-55 Jahren. Da auch Kinder in die Studie eingeschlossen wurden, erscheint eine Abweichung von den Normwerten, die bei Erwachsenen zu erwarten sind, möglich. Alfakih et al. untersuchten hingegen eine Population zwischen 20 und 65 Jahren.

Verglichen mit der Studie von Marcus et al., der eine GE Sequenz mit Atemanhaltephasen nutzte, sind die Normwerte näher an denen Alfakihs, da sie die gleiche Pulssequenz nutzen. Die Akquisitionsparameter unterscheiden sich von denen Alfakihs durch die Atemanhaltephase während der Inspiration verglichen mit der Atemanhaltephase in voller Expiration bei Alfakih. Der Einschluss basaler Schichten wurde unterschiedlich vorgenommen, diese Faktoren können einige Unterschiede erklären. Die Ergebnisse zeigten auch eine Geschlechtsdifferenz und eine Differenz zwischen älteren und jüngeren Probanden [Alfakih 2003].

Die Ergebnisse unserer Studie zeigen im Vergleich zu den Normwerten der Studie Alfakihs, ähnliche Werte für EDV und die Myokardmasse für die SSFP-Sequenz und die untersuchten kt-BLAST-Sequenzen. Das ESV liegt in unserer Studie etwas höher

(Tab 3). Die EF wird in unserer Studie bei allen Sequenzen unterschätzt, was durch die klinischen Indikationen mit verminderter Auswurfleistung erklärt werden kann, wohingegen Alfakih et al. ausschließlich gesunde Probanden untersuchten.

Unter Beachtung der Festlegung der Normwerte von Alfakih et al. und der Anforderungen für die genaue Bestimmung der Funktionsparameter nach Miller et al., zeigen die Ergebnisse dieser Arbeit, dass es mittels kt - Bildgebung möglich ist, in nur einer Atemanhaltephase die linksventrikuläre Herzfunktion gut reproduzierbar zu bestimmen. Dabei konnte die Messdauer mit kt 1 bei einer Schichtdicke von 8/4 mm um den Faktor $R= 3,2$, mit kt 2 bei einer Schichtdicke von 16/8 mm um $R= 2,8$ beschleunigt werden.

Die Messung der Funktionsparameter zeigte für sämtliche linksventrikuläre Volumina (EDV, ESV, EF) und die Myokardmasse eine sehr gute Korrelation im Vergleich zur Referenztechnik mit Korrelationskoeffizienten r zwischen 0,88 und 0,98 mit hoher Signifikanz ($p < 0,001$) und einer Steigung der Regressionsgleichungen zwischen 0,88 und 1,00. Das EDV wurde dabei von den kt-Techniken um 7-9 % unterschätzt genau wie EF, die um 9-11 % unterschätzt wurde. Das ESV wurde mit 4-5 % leicht überschätzt und auch die Myokardmasse wurde im Vergleich zur Referenztechnik mit 9 -12 % leicht überschätzt. Die Unter- bzw. Überschätzung könnte sich durch den leichten Verlust an Details bei der Abgrenzbarkeit zwischen Blut und Myokard erklären lassen, wodurch das Einzeichnen der endokardialen und epikardialen Konturen im Vergleich zur Referenztechnik manchmal nicht ganz eindeutig gelang. Dies hat aber keinen signifikanten Einfluss auf die Bildqualität, die von zwei unabhängigen Untersuchern für beide kt-Techniken mit >3 auf einer 4-Punkte-Skala bewertet werden konnte. Das Auftreten von Aliasing-Artefakten hatte keinen maßgeblichen Einfluss bei der Bewertung der linksventrikulären Funktionsparameter. Das Kontrast-Rausch-Verhältnis erreichte bei der kt2-Technik mit den dickeren Schichten 90% des CNR der Referenztechnik aufgrund der kürzeren Atemanhaltephasen, bei der kt1-Technik mit der höheren räumlichen Auflösung gab es einen Verlust von 53%.

Auch andere Autoren berichten von einem Trend zur Unterschätzung durch die 3D kt-BLAST-Sequenz im Vergleich zur 2D-Referenztechnik, insbesondere bei der Bestimmung der Ejektionsfraktion.

Nach Jahnke et al. [Jahnke 2007] erlaubt 3D kt-BLAST eine komplette Erfassung des linken Ventrikels in einem Atemanhalt und gewährleistet eine durchweg hohe Bildqualität. Bei der Beurteilung der linksventrikulären Parameter zeigte sich eine hohe Korrelation mit der SSFP Referenztechnik. kt-BLAST wird als vielversprechende Technik zur kompletten Ventrikel-Beurteilung beschrieben. Allerdings zeigten unsere Ergebnisse etwas niedrigere Korrelationskoeffizienten und tendenzielle Abweichungen der Parameter mit geringer Über- bzw. Unterschätzung linksventrikulärer Volumina.

Nach Greil et al. [Greil 2008] zeigte sich eine hohe Korrelation zwischen Referenz- und kt-BLAST-Sequenzen im Bezug auf die linksventrikulären Funktionsparameter, auch wenn die 3 D kt-BLAST Bilddaten leichte Unschärfen, Signalverlust und ein vermindertes Kontrast-Rausch-Verhältnis im Vergleich zur Referenztechnik zeigten. Die leichten Unschärfen sind als Ergebnis des Beschleunigungsprozesses zu sehen. Der Signalverlust kann durch Inhomogenitäten im Spulensystem verursacht sein, da sich subkutanes Fett, welches sich nah an der Spule befindet, heller darstellte als das dunkler abgebildete Herz mit einer größeren Distanz zu den Magnetspulenelementen. Das geringere Kontrast- zu- Rausch-Verhältnis war bedingt durch die 3D-Aufnahmesequenz anstelle der 2D-Technik bei der SSFP-Sequenz. Die Tendenz linksventrikuläre Volumina zu unterschätzen, wird als Folge der Unschärfe bei der Abgrenzbarkeit zwischen Blut und Myokard bewertet. Patientenbewegungen beeinflussen allerdings die Bildqualität der 2D-Technik stärker als die Bildqualität der 3D-Methode, so dass die Bestimmung der Funktionsparameter insgesamt von der 3D-Technik profitiert.

Die zeitaufwändige Datenakquisition der segmentierten Cine-Sequenz mit mehreren Atemanhaltephasen beschreiben Jahnke et al. [Jahnke 2007] als Hindernis für die breite Anwendung dieser Technik im klinischen Alltag. Huber et al. [Huber 2008] beschreiben mögliche Fehler in der volumetrischen Analyse des Ventrikels durch

unbeständiges Atemanhalten bei der SSFP-Technik, was zu Fehlregistration der Zeilen führen kann.

Die Anwendung verschiedener beschleunigter Aufnahme-Techniken auf Basis paralleler Bildgebung wie SENSE [Kacere 2005, Mascarenhaus 2006], GRAPPA [Griswold 2002, Wintersperger 2003], SMASH [Sodickson 1997] oder Echtzeit-MRT [Barkhausen 2002, Schalla 2001, Narayan 2005], die die schnelle Beurteilung links- und rechtsventrikulärer Parameter in einer Atemanhaltephase erlauben, wurden von dem Wunsch nach Beschleunigung der Datenakquisition getragen, zeigten allerdings Einbuße bei der räumlichen und zeitlichen Auflösung oder beim Signal-Rausch-Verhältnis und Kontrast-Rausch-Verhältnis [Alley 1999, Jung 2002].

Beschleunigte Aufnahmeverfahren der Parallelen Bildgebung beschleunigen die Bildakquisition durch Vergrößerung des Abstandes der Kodierschritte im k-Raum. Parallele Bildgebungsverfahren erreichen eine effektive Beschleunigung von $R=2-3$, bei 1.5 Tesla [Dietrich 2003].

Zur technischen Realisierung kommt eine parallele Signaldetektion nur mit multiplen Oberflächenempfangsspulen unterschiedlicher räumlicher Sensitivitäten. Jede Spule empfängt ein Signal innerhalb ihres sensitiven Bereichs. Durch die Unterabtastung des k-Raums kommt es zu einer Reduzierung des FoV (Field of view), wodurch typische Aliasingartefakte entstehen, die jedoch bei Kenntnis der räumlichen Sensitivitätsunterschiede der Spulen mathematisch trennbar sind, so dass ein vollständiges Bild rekonstruiert werden kann [Dietrich 2003, Hombach 2009, Stamm 2010].

Diese Rekonstruktion kann mit verschiedenen Techniken erfolgen [Dietrich 2003]

- a) Bildrekonstruktionsverfahren auf Basis der Daten im Frequenzraum (k-Raum)
- b) Bildrekonstruktionsverfahren auf Basis der fouriertransformierten Daten im Bildraum

Rekonstruktion im Frequenzraum

Das Grundprinzip von SMASH [Sodickson 1997] und verwandten Techniken (GRAPPA) besteht darin, noch vor der Bildrekonstruktion durch Fourier-Transformation, fehlende k-Raumzeilen im Frequenzraum aufzufüllen. Die zu ersetzenden Zeilen werden aus benachbarten akquirierten Zeilen mit Hilfe der zusätzlichen Information aus den Spulensensitivitätsprofilen der verschiedenen Empfangsspulenelemente berechnet. „Die SMASH-Rekonstruktion beruht auf der Anwendung sinusförmiger räumlicher Spulenempfindlichkeitsprofile zur Berechnung der nicht akquirierten k-Raum-Zeilen“ [Dietrich 2003].

Rekonstruktion im Bildraum

Die wichtigste im Bildraum arbeitende Technik ist SENSE. Nach Prüssmann et al. [Prüssmann 1999] kommt bei der SENSE-Technik eine parallele Signaldetektion mit multiplen Oberflächenempfangsspulen unterschiedlicher räumlicher Sensitivitäten zum Einsatz. Bei SENSE und ähnlichen Techniken werden die Bilder mit verringerter Abtastdichte im k-Raum erst getrennt für jedes Spulenelement rekonstruiert. Die Rekonstruktion erfolgt also ausgehend von den Einzelbildern, wobei die Reduzierung der Anzahl der Phasenkodierschritte wegen des geringeren FoV in Phasenkodierrichtung zur Einfaltung der Bilder führt. Da die räumlichen Sensitivitätsunterschiede der Spulen vorher bekannt sind, sind diese Artefakte jedoch mathematisch trennbar, so dass ein vollständiges Bild rekonstruiert wird [Stamm 2010, Dietrich 2003].

Welche dieser Rekonstruktionstechniken das bessere Ergebnis liefert, ist von der betreffenden Anwendung abhängig. Unterschiede finden sich zum Beispiel in den Rauscheigenschaften. Die SENSE-basierten Methoden reagieren empfindlicher auf Einfaltungsartefakte im ungefalteten Bild (volles FoV) [Dietrich 2003]. Da SENSE-Techniken vorgefaltete Bilder nicht ohne starke Artefakte (Einfaltungsartefakte werden in Richtung Bildmitte verlagert) entfalten können, eignen sie sich grundsätzlich weniger gut für Bildgebungsapplikationen in der kardialen Bildgebung, wengleich verschiedene Anwendungen der SENSE-Technik auch in der kardialen MRT beschrieben sind [Kellmann 2001, Weiger 2000].

Die Echtzeit-MRT, die die Aufnahme aller Bilddaten in einem einzigen RR-Intervall ermöglicht und somit die Akquisition einer kompletten Schicht mit allen Phasen innerhalb eines Herzschlages erlaubt, kombiniert die exzellente Bildqualität und das gute Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis der SSFP-Sequenz mit schneller Mehrschicht-Datenakquisition [Barkhausen 2002]. Durch die drastische Reduktion der Akquisitionszeit mussten allerdings deutliche Kompromisse bei der räumlichen und zeitlichen Auflösung hingenommen werden [Stamm 2010, Sandner 2010]. Die Herzfunktion wird bei der Echtzeit-MRT insbesondere durch die nicht exakte Erfassung der endsystolischen Phase stark unterschätzt [Barkhausen 2002, Jahnke 2007].

Um eine adäquate zeitliche Auflösung zu erzielen, kombinierten Wintersperger et al. [Wintersperger 2004] eine Real-time-Technik [Barkhausen 2002] mit einem Algorithmus zur parallelen Bildgebung (GRAPPA) [Wintersperger 2003, Griswold 2002] und erzielten dabei eine zeitliche Auflösung von 48 ms bei einer Pixelgröße von $4,2 \times 3,1 \text{ mm}^2$. Die Bestimmung der linksventrikulären Funktionsparameter zeigte eine gute Korrelation mit der Referenztechnik. Die zeitliche Auflösung der Real-Time-Technik durch Kombination mit paralleler Bildgebung konnte deutlich verbessert werden, allerdings zeigte sich eine deutlich reduzierte räumliche Auflösung mit geringer Abbildungsschärfe im Vergleich zur Referenztechnik SSFP [Wintersperger 2004].

Barkhausen et al. [Barkhausen 2002] stellten eine leichte Überschätzung des endsystolischen Volumens für die Echtzeit-MRT fest, die in einer Unterschätzung von Schlagvolumen und Ejektionsfraktion resultiert und wahrscheinlich auf die limitierte zeitliche Auflösung zurückzuführen ist, die die exakte Festlegung der endsystolischen Phase verhindern kann. Die Echtzeittechnik wurde mit einer View-Sharing-Technik kombiniert, um die zeitliche Auflösung zu verbessern [Foo 1995]. Die zentralen k-Raum-Zeilen werden dabei für jede Herzphase einzeln ausgelesen. Zu diesem Zweck wurden zum Beispiel sieben zusätzliche zentrale k-Raum-Zeilen zwischen der ersten Phase und der dritten Phase aufgenommen und jede Herzphase rekonstruiert. Zur Rekonstruktion werden die zusätzlichen zentralen k-Raum-Daten-Ansichten zwischen anliegenden peripheren k-Raumdaten akquiriert, während periphere k-Raumdaten von angrenzenden zeitlichen Phasen kombiniert werden, um

intermediäre Datensets zu generieren. Das Bild der zweiten Phase wird also aus den Bildern der ersten und dritten Phase berechnet mit den zusätzlichen zentralen k-Raumzeilen zwischen den beiden Phasen. Die zeitliche Auflösung erreichte dadurch einen Wert von 77ms [Barkhausen 2002].

Kunz et al. [Kunz 2005] verglichen ebenfalls die Standard-SSFP-Technik mit einer View-Sharing-Technik, die es erlaubt, die Akquisitionszeit durch eine bessere effektive zeitliche Auflösung zu verkürzen, stellten allerdings eine signifikante Unterschätzung des EDV und dadurch des Schlagvolumens und der Ejektionsfraktion fest.

Auf der Suche nach Strategien zur Beschleunigung der Datenakquisition ohne den beschriebenen Verlust an räumlicher und zeitlicher Auflösung wie bei der parallelen Bildgebung beschreiben Tsao et al. [Tsao 2005] den Kompromiss zwischen erreichbarer räumlicher und zeitlicher Auflösung in dynamischen MR-Bildern. Um diesen Kompromiss zu umgehen, wurden mehrere neue Techniken entwickelt, um den Akquisitionsprozess effizienter zu machen.

Ein wachsendes Interesse an der Ausschöpfung der räumlich-zeitlichen Korrelation für dynamische MR-Untersuchungen führte zur Entwicklung mehrerer Techniken: UNFOLD [Madore 1999, Tsao 2002], kt-BLAST [Tsao 2003], kt-SENSE [Tsao 2003] und TSENSE [Kellmann 2001]. Diese Techniken basieren auf der Beobachtung, dass die Datenpunkte in dynamischen Bildern nicht unabhängig voneinander sind, sondern einen hohen Grad an Korrelation an räumlicher und zeitlicher Auflösung zeigen.

Bei der von Madore et al. [Madore 1999] vorgestellten UNFOLD-Technik (Unaliasing by Fourier-Encoding the Overlaps using the temporal Dimension) wird eine aufgenommene Bilderfolge entlang der Zeitachse fouriertransformiert. Bei der Akquisition der Daten wird abhängig vom Beschleunigungsfaktor R- nur jede R-te Frequenzraum-Zeile aufgezeichnet. Die Akquisition der Daten erfolgt im Wechsel zwischen ungeraden und geraden k-Raum-Linien. Würde man ausschließlich die geraden oder die ungeraden Linien zur Bildrekonstruktion verwenden, entstünden aufgrund des verminderten Messfeldes (bei $R=2$ ist das FoV halbiert)

Einfaltungsartefakte (Aliasing). Verwendet man hingegen die beiden unvollständigen, aber zeitlich benachbarten Datensätze, so kann der Datensatz lückenlos rekonstruiert werden [Stamm 2010].

Tsao et al. [Tsao 2003] beschreiben kt-BLAST sehr detailliert als neuen Ansatz beschleunigter 3D-Bildgebung ($R < 8$) basierend auf der Annahme, dass dynamische Bilder eine signifikante räumlich-zeitliche Korrelation in den Daten aufweisen und somit nicht die Notwendigkeit der Akquisition eines vollständigen Datensatzes für jedes Zeitfenster besteht. Es gibt eine bestimmte Menge an Wiederholungen (Redundanz) in der aufgenommenen Datenmenge bewegter Objekte. Datenpunkte auf der Zeitachse können ausgelassen werden, da jeder Punkt im k-Raum Informationen über einen anderen Punkt im k-Raum enthält. Die Datengewinnung wird beschleunigt, indem eine geringere Menge an Daten akquiriert und der fehlende Teil, basierend auf der Information der gemessenen k-Punkte im gleichen Zeitfenster, später rekonstruiert wird. Die Menge der Daten wird so um einen bestimmten Faktor reduziert, dem Beschleunigungsfaktor R . Die Besonderheit von kt-BLAST ist, dass die Signalkorrelation von einem kleinen Satz von Trainingsdaten mit geringer räumlicher Auflösung und kurzen Messzeiten gelernt werden kann. Die Daten aus dem Trainingscan enthalten die nötige Information für die Korrektur von Rückfaltungsartefakten, die basierend auf dieser Information in einheitlicher Weise entfaltet werden. Das führt zu einer besseren zeitlichen und räumlichen Auflösung für einen gegebenen Datensatz ohne Einbußen bei der Bildqualität hinnehmen zu müssen. Die Scanzeit für die Schichten zur Abdeckung des kompletten linken Ventrikels in der kurzen Herzachse kann deutlich verkürzt werden und ist in nur einer Atemhaltephase möglich.

Basierend auf diesem Denkansatz wurden zwei Techniken entwickelt, kt-BLAST und kt-SENSE [Tsao 2003]. kt-SENSE arbeitet ähnlich, allerdings mit zusätzlichen Spulensensitivitätsunterschieden, wenn mehrere Spulenelemente für die Signalrezeption genutzt werden. Im Gegensatz zu anderen Techniken paralleler Bildgebung können diese Methoden höhere Beschleunigungsfaktoren erreichen und speziell kt-BLAST benötigt zur Datenakquisition nur eine einzige Empfangsspule oder ein einziges Empfangsspulenelement [Tsao 03]. Daher kann kt-BLAST auch z.B. mit Kleintierspulen kombiniert werden, die nur ein oder wenige Spulenelemente

enthalten [Tsao 2003, Tsao 2005], während SENSE [Mascarenhaus 2006], iPAT [Dietrich 2002] oder GRAPPA [Wintersperger 2003], Techniken der parallelen Bildgebung, Mehrelementspulen voraussetzen. Sowohl für kt-BLAST als auch für kt-SENSE gilt, dass nur ein Teil der k-Raum-Daten in einem Zeitrahmen erneuert werden, während die verbleibenden Daten abgeschätzt werden anhand erwarteter Messungen des Trainingsscans. Ein wichtiges Charakteristikum des Rekonstruktionsprozesses ist, dass die Bilder garantiert den akquirierten Daten entsprechen [Tsao 2005].

Die TSENSE-Technik (Sensitivity Encoding incorporating temporal filtering) nutzt die örtliche Kodierung durch unterschiedliche Oberflächenspulen (SENSE) einerseits und die zeitliche Filterung beweglicher Objekte (UNFOLD) andererseits [Kellmann 2001]. Hierdurch können höhere Beschleunigungsfaktoren oder eine bessere Artefaktunterdrückung erreicht werden. Bei der kardialen Echtzeitbildgebung bei freier Atmung spielt die Artefaktunterdrückung eine wesentliche Rolle, da der äußere Bereich des FOV sich wegen der Brustwandbewegungen dynamischer verhält als bei der UNFOLD-Methode angenommen [Madore 2006, Schönberg 2007, Stamm 2010].

Sandner et al. [Sandner 2008) evaluierten die Anwendung der TSENSE-Technik (R=3) verglichen mit der SSFP-Technik zum ersten Mal an einem 3 Tesla-Gerät und fanden keine signifikanten Unterschiede bei der Standard- und der beschleunigten Technik. Die Datenakquisition konnte signifikant beschleunigt werden und erlaubte die akkurate Bestimmung der ventrikulären Funktionsparameter. Die Reduktion von Signal- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis, ein gängiges Problem der Techniken paralleler Bildgebung, konnte durch die höhere Feldstärke des 3-Tesla-Systems kompensiert werden und führte zu einem besseren Signal- und Kontrast-zu Rausch-Verhältnis.

Zusammenfassend zeigt die gute Korrelation zwischen SSFP und kt-BLAST die Äquivalenz beider Techniken für die Bestimmung der linksventrikulären Funktionsparameter. Die Akquisitionszeit beider kt-BLAST Sequenzen war deutlich kürzer als die der 2D SSFP-Sequenz. Die Bildqualität war etwas geringer aber ohne statistische Signifikanz für die diagnostische Qualität. Kt-BLAST erlaubt die Akquisition des kompletten Ventrikels in einem Atemanhalt mit hoher räumlicher und

zeitlicher Auflösung und ist eine vielversprechende Technik zur Anwendung in klinischen Routineuntersuchungen.

7 Zusammenfassung

Zielsetzung

Ziel der Arbeit war es, die Genauigkeit des beschleunigten Bildgebungsverfahren (3D) k-t space broad-use linear acquisition speed-up technique (BLAST) im Bezug auf die Bestimmung der globalen Herzfunktion mit der segmentierten (2D) Steady-State-free-Precession - (SSFP) Sequenz (Referenztechnik) zu vergleichen. Die Anwendbarkeit von kt-BLAST und die Übereinstimmung mit der Referenzsequenz bei der Bestimmung der globalen Herzfunktion sollte überprüft werden ohne Einbußen in räumlicher und zeitlicher Auflösung hinnehmen zu müssen.

Material und Methoden

48 Patienten wurden in die Studie eingeschlossen. Als Referenztechnik wurde bei jedem Patienten eine segmentierte SSFP- Sequenz (TR 2,7 ms, TE 1,3 ms, zeitliche Auflösung 47 ms, Voxel Größe $1,25 \times 1,25 \times 8 \text{ mm}^3$, eine Schicht pro Atemanhalt) mit mehreren Atemanhaltephasen verwendet. Zur kt- Bildgebung wurden nach einem Trainingscan zwei kt-BLAST 3D-Sequenzen während einer Atemanhaltephase akquiriert. kt1 (TR 3,2 ms, TE 1,6 ms, zeitliche Auflösung 57 ms, Voxel Größe $1,25 \times 1,25 \times 4 \text{ mm}^3$, 26 Schichten pro Atemanhalt) und kt2 (TR 3,2 ms, TE 1,6 ms, zeitliche Auflösung 57 ms, Voxel Größe $1,25 \times 1,25 \times 8 \text{ mm}^3$, 13 Schichten pro Atemanhalt).

Zum Vergleich von SSFP und kt-BLAST wurden folgende linksventrikuläre (LV) Parameter bestimmt: Ejektionsfraktion (EF), Enddiastolisches Volumen (EDV), Endsystolisches Volumen (ESV) und linksventrikuläre Myokardmasse. Außerdem wurden SNR und CNR von linksventrikulärem Myokard im Vergleich zu linksventrikulärem Blut berechnet und die Anwesenheit von Aliasingartefakten und die Gesamtbildqualität von zwei Auswertern bewertet.

Ergebnisse

Die EF wurde bei kt1 (47 %) und kt2 (48 %) verglichen mit der Referenzsequenz (53 %) leicht unterschätzt. Das EDV wurde bei den kt-Sequenzen ebenfalls leicht unterschätzt, ESV und MM leicht überschätzt. Alle LV Parameter zeigten eine hohe Korrelation zwischen den Ergebnissen der kt-BLAST Sequenzen und der

Referenzsequenz ($r=0,88$ bis $r=0,98$, $p<0,001$). Die relative Abweichung vom Mittelwert für kt1/kt2 verglichen mit der Referenztechnik war $-0,11/-0,09$ für die EF, $-0,073/-0,086$ für das EDV, $0,044/0,051$ für das ESV und $0,085/0,12$ für die LV Masse. Die CNR-Werte erreichten bei der kt2 Sequenz 90% verglichen mit den Werten der Referenzsequenz. Bei kt1 gab es einen Verlust von 53 % des CNR.

Schlussfolgerung

Die Beschleunigungstechnik 3D kt-BLAST erlaubt es, LV Funktionsparameter mit hoher Korrelation zu der Referenztechnik zu bestimmen. Die EF wurde leicht unterschätzt, die LV Masse leicht überschätzt. Die hohe Korrelation zwischen SSFP und kt-BLAST zeigt die Gleichwertigkeit beider Techniken. Die Akquisitionszeit beider kt-BLAST Techniken war deutlich kürzer als die der SSFP- Technik. Die Bildqualität war etwas eingeschränkt, allerdings ohne statistische Signifikanz für die diagnostische Qualität.

Kt-BLAST erlaubt die Akquisition des kompletten Ventrikels in einem Atemanhalt mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung und ist eine vielversprechende Technik zur Anwendung in klinischen Routineuntersuchungen.

8 Summary

Purpose

To determine the accuracy of three-dimensional (3D) kt-broad-use linear acquisition speed-up technique (BLAST) accelerated MRI (kt-BLAST) for the assessment of LV volumes and mass standard compared to segmented multiple breath-hold cine imaging.

Materials and Methods

48 patients were included. In each patient a standard multi-slice cine steady-state free precession (SSFP) sequence was performed with complete ventricular coverage during multiple breath-holds (temporal resolution 47 ms, voxel size 1.25 x 1.25 x 8 mm³, one slice per breath-hold). In addition, two kt-BLAST-accelerated 3D sequences with complete ventricular coverage were acquired kT1 (TR 3.2 ms, TE 1.6 ms, temporal resolution 57 ms, voxel size 1.25 x 1.25 x 4 mm³, 26 slices per breath-hold) and kT2 (TR 3.2 ms, TE 1.6 ms, temporal resolution 57 ms, voxel size 1.25 x 1.25 x 8 mm³, 13 slices per breath-hold) during a single breath-hold after a separate breath-hold for a training scan. For comparison of SSFP and kt-BLAST, the following LV parameters were determined: EF, EDV, ESV and LV mass. SNR and CNR values were calculated for the leftventricular myocardium in comparison to leftventricular blood. The presence of aliasing artifacts and overall-image quality were determined by two observers.

Results

The EF was slightly underestimated by the kT1 (47 %) and kT2 (48 %) compared to the reference sequence (53 %). EDV was slightly underestimated by the kt-BLAST sequences; ESV and MM were slightly overestimated. All parameters showed high correlation of the kt-BLAST sequences and the reference sequence ($r=0.88$ to $r=0.98$, $p<0.001$). The relative mean difference for kT1/kT2 compared to the reference sequence was -0.11/-0.09 for the EF, -0.073/-0.086 for the EDV, 0.044/0.051 for the ESV and 0.085/0.12 for the LV mass. CNR values achieves 90%

with the kt2 technique in comparison to the reference-technique. kt1 caused a loss of 53%.

Conclusion

3D kt-BLAST-accelerated MRI enabled to determine the LV parameters with high correlation compared to the reference sequence. EF was slightly underestimated, LV mass slightly overestimated. The strong correlation between SSFP and kt-BLAST for the accurate assessment of leftventricular volumes and mass shows the equivalence of both techniques. The acquisition time of both kt-BLAST techniques was clearly shorter than 2D SSFP cine imaging. Image quality was slightly less for the kt-BLAST techniques, but without statistical significance for the diagnostic quality. Kt-BLAST allows complete ventricular coverage in a single breath-hold with high spatial and temporal resolutions and has potential for routine clinical application.

9 Literaturverzeichnis

Alfakih K., Plein S., Thiele H., Jones T., Ridgway JP., Sivananthan, MU.

Normal Human Left and Right Ventricular Dimensions for MRI as Assessed by Turbo Gradient Echo and Steady-State Free Precession Imaging Sequences.

Journal of Magnetic Resonance Imaging. 17 (2003) 323-329

Alley MT. , Napel S., Amano Y., Paik DS., Shifrin RY., Shimakawa A.

Fast 3D cardiac cine MR imaging.

Journal of Magnetic Resonance Imaging. 9 (1999) 751–5

Atkinson DJ., Edelmann RR

Cineangiography of the heart in a single breath-hold with a segmented turboFLASH sequence.

Radiology. 178 (1991) 357-360

Barkhausen J., Goyen M., Rühm SG., Eggebrecht H., Debatin JF., Ladd ME.

Assessment of Ventricular Function with Single Breath-Hold Real-Time Steady-State Free Precession Cine MR Imaging.

American Journal of Roentgenology. 178 (2002) 731-735

Barkhausen J., Ruehm SG., Goyen M., Buck T., Laub G., Debatin JF.

MR evaluation of ventricular function: true fast imaging with steady-state precession versus fast low-angle shot cine MR imaging: feasibility study.

Radiology. 219 (2001) 264-269

Bellenger NG., Burgess, MI., Ray SG., Lahiri A., Coats, AJ., Cleland, JG.,

Pennell, DJ.

Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular magnetic resonance; are they interchangeable?

European Heart Journal. 21 (2000) 1387–1396

Bellenger NG., Pennell DJ.

Assessment of Cardiac Function.

Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging. 1 (2002) 103

Bland JM., Altman DG.

Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.

Lancet. 1 (1986) 307–310

Bluemke DA., Boxermann JL., Atalar E., McVeigh ER.

Segmented K-space cine breath-hold cardiovascular MR imaging: Part 1. Principles and technique

American Journal of Roentgenology. 169 (1997) 395-400

Brown DW., Giles WH., Croft JB.

Left ventricular hypertrophy as a predictor of coronary heart disease mortality and the effect of hypertension

American Heart Journal. 140 (2000) 848-856

Cardoza JD., Herfkens RJ. (Hrsg.)

Bildaufbau und Bildanalyse.

In : „MRT Basiskurs“.

Georg Thieme Verlag Stuttgart. (1999) 1-16

Carr JC. , Simonetti O., Bundy J., Li D., Pereles S., Finn JP.

Cine MR angiography of the heart with segmented true fast imaging with steady-state precession.

Radiology. 219 (2001) 828–834

Dietrich O., Nikolaou K., Wintersperger BJ., Flatz W., Nittka M., Petsch R., Kiefer B. Schoenber SO.

iPAT: Applikationen für schnelle und kardiovaskuläre MRT.

Electromedia. 70 (2002) 149-162

Finn JP., Nael K., Deshpande V., Ratib O., Laub G.

Cardiac MR imaging: state of the technology

Radiology. 241 (2006) 338-354

Foo TK., Bernstein MA., Aisen AM., Hernandez RJ., Collick BD., Bernstein T.

Improved Ejection Fraction and Flow Velocity Estimates with Use of View Sharing and Uniform Repetition Time Excitation with Fast Cardiac Techniques.

Radiology. 195 (1995) 471-478

Greil FG., Germann S., Kozerke S., Baltes C., Tsao J., Urschitz MS., Seeger A., Tangcharoen T., Bialkowsky A., Miller, Sieverding L.

Assessment of Left Ventricular Volumes and Mass with Fast 3D Cine Steady-State Free Precession k-t Space Broad-Use Linear Acquisition Speed-Up Technique (kt-BLAST).

Journal of Magnetic Resonance Imaging. 27 (2008) 510-515

Griswold MA., Jakob PM., Heidemann RM., Nittka M., Jellus V., Wang J., Kiefer B., Haase A.

Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)

Magnetic Resonance in Medicine. 47 (2002) 1202-1210

Grouven U., Bender R., Ziegler A., Lanhe S.

Comparing methods of measurement

Deutsche medizinische Wochenschrift. 132 (2007) 69-73

Grothues F., Smith GC., Moon, JC., Bellenger NG., Collins P., Klein HU., Pennell, DJ.

Comparison of interstudy reproducibility of cardiovascular magnetic resonance with two-dimensional echocardiography in normal subjects and in patients with heart failure or left ventricular hypertrophy.

The American journal of cardiology. 90 (2002) 29-34

Hahn, D.; Freyschmidt, J. (Hrsg.)

Kardiovaskuläres System

In: Handbuch diagnostische Radiologie. Berlin, Deutschland: Springer, 2007

Hansen MS., Kozerke S, Pruessmann KP, Boesiger P, Pedersen EM, Tsao J.

On the influence of training data quality in kt-BLAST reconstruction.

Magnetic Resonance in Medicine. 52 (2004) 1175–1183

Higgins CB., Sakuma H. Heart disease: functional evaluation with MR imaging.

Radiology. 199 (1996) 307–315

Hombach V. (Hrsg.)

MRT-Pulssequenzen

In: “Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie”.

Schattauer-Verlag, Stuttgart, (2009) 14-17

Hornak JP.

The basics of MRI, URL: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri>

1996-2011

Horowitz AL.

In: “MRI Physics for radiologists – a visual approach.”

Springer- Verlag Berlin -Heidelberg -New York, (1994), 2. Auflage

Huber S., Muthupillai R., Mojibian H., Cheong B., Kouwenhoven M., Flamm SD.

Rapid Assessment of regional and global leftventricular function using three-dimensional kt-BLAST imaging.

Journal of Magnetic Resonance Imaging. 26 (2008) 727-738

Jahnke C., Nagel E., Gebker R., Bornstedt A., Schnackenburg B., Kozerke S., Fleck E., Paetsch I.

Four-dimensional single breathhold magnetic resonance imaging using kt-BLAST enables reliable assessment of left- and right-ventricular volumes and mass.

Journal of Magnetic Resonance Imaging. 25 (2007) 737–42

Jakob PM., Griswold MA., Edelmann RR., Sodickson DK.

AUTOSMASH: a self-calibrating technique for SMASH imaging.
MAGMA. 7 (1998) 42-54

Jung BA., Hennig J., Scheffler K.
Single-breathhold 3D-trueFISP cine cardiac imaging.
Magnetic Resonance in Medicine. 48 (2002) 921–925

Kacere RD., Pereyra M., Nemeth MA., Muthupillai R., Flamm SD.
Quantitative assessment of left ventricular function: steady-state free precession MR
imaging with or without sensitivity encoding.
Radiology. 235 (2005) 1031–1035

Kozerke S., Tsao J., Razavi R., Boesiger P.
Accelerating cardiac cine 3D imaging using kt-BLAST.
Magnetic Resonance in Medicine. 52 (2004) 19–26

Kellman P., Epstein FH., McVeigh ER.
Adaptive Sensitivity Encoding Incorporating Temporal Filtering (TSENSE) .
Magnetic Resonance in Medicine. 45 (2001)846–852

Krug R., Henning TD., Meier R., Hargreaves B.
Physical Principles of Magnetic Resonance Imaging,
In: “Advances in MRI of the knee for osteoarthritis”. Majumdar S., World Scientific
Publishing, (2009) 85-88

Kunz RP., Oellig F., Krummenauer F., Oberholzer K., Romaneehsen B., Vornweg
TW., Horstick G., Hayes C., Thelen M., Kreitner KF.
Assessment of Leftventricular Function by Breath-Hold Cine MR-Imaging:
Comparison of Different Steady-State Free Precession Sequences.
Journal of Magnetic Resonance Imaging. 21 (2005) 140-148

Ley S., Kreitner KF.

Magnetresonanztomographie, Funktion

In: „Bildgebende Kardiagnostik mit MRT, CT, Echokardiographie und anderen Verfahren“, Thelen M., Erbel R., Kreitner F.-K., Barkhausen J. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart-New York, (2007) 105-114

Lin LI.

A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility.
Biometrics. 45 (1989) 255–268

Lorenz CH., Walker ES., Morgan VL., Klein SS., Graham jr TP.

Normal human right and left ventricular mass, systolic function, and gender differences by cine magnetic resonance imaging.
Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance. 1 (1999) 7-21

Madore B., Glover GH., Pelc NJ.

Unaliasing by Fourier-Encoding the Overlaps Using the Temporal Dimension (UNFOLD).
Magnetic Resonance In Medicine. 42 (1999) 813–828

Madore B., Hoge WS., Kwong R.

Extension of the UNFOLD method to include free breathing.
Magnetic Resonance in Medicine. 55 (2006) 352-362

Mahnken AH., Gunther RW., Krombach GA.

The basics of left ventricular functional analysis with MRI and MSCT
RöFo. 176, (2004) 1365–1379

Maier R. , Föhnau M., Wonisch FM., Fruhwald W., Klein N., Watzinger N.

Kardiale Magnetresonanztomographie – Anatomie und Planung.
Journal für Kardiologie. 10 (2003)

Marcus JT., DeWaal LK., Gotte MJ., van der Geest RJ, Heethaar RM, Van Rossum AC.

MRI-derived left ventricular function parameters and mass in healthy young adults: relation with gender and body size.

International Journal of Cardiovascular Imaging. 15 (1999) 411-419

Mascarenhas NB., Muthupillai R., Cheong B., Pereyra M., Flamm SD.

Fast 3D cine steady-state free precession imaging with sensitivity encoding for assessment of left ventricular function in a single breathhold.

American Journal of Roentgenology. 187 (2006) 1235–1240

Mathers CD., Loncar D.

Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030

Public Library of Science and Medicine. 3 (2006) 442

Miller S., Simonetti OP., Carr J., Kramer U., Finn JP.

MR Imaging of the heart with cine true fast imaging with steady-state precession: influence of spatial and temporal resolutions on left ventricular functional parameters.

Radiology. 223 (2002) 263-269

Mogelvang J., Lindvig K., Sondergaard L., Saunamaki K., Henriksen O.

Reproducibility of cardiac volume measurements including leftventricular mass determined by MRI.

Clinical Physiology. 13 (1993) 587-597

Mohiaddin RH., Hasegawa M.

Measurement of atrial volumes by magnetic resonance imaging in healthy volunteers and in patients with myocardial infarction.

European Heart Journal. 16 (1995) 106–111

Moon JC., Lorenz CH., Francis JM., Smith GC., Pennell DJ.

Breathhold FLASH and FISP cardiovascular MR imaging: leftventricular volume differences and reproducibility.

Radiology. 223 (2002) 789-797

Nagel, E., Bauer W., Sechtem U., Schulz-Menger J., Silber S.

Klinische Indikationen für die kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie (CMR).
Clinical research in cardiology supplement. 2 (2007) 77-96

Narayan G., Nayak K. Pauly J., Hu B.

Single breath-hold, four-dimensional, quantitative assessment of LV and RV function using triggered, real-time, steady-state free precession MRI in heart failure patients.
Journal of Magnetic Resonance Imaging. 22 (2005) 59-66

Nassenstein K.

Magnetresonanztomographie, Untersuchungssequenzen

In: „Bildgebende Kardiodiagnostik mit MRT, CT, Echokardiographie und anderen Verfahren“, Thelen M., Erbel R., Kreitner F.-K., Barkhausen J. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart-New York, (2007) 91-92

Pattynama PMT., Lamb HJ., van der Velde EA., van der Wall EE., de Roos A.

reproducibility with variance component analysis.
Radiology. 187 (1993) 261–268

Pennell DJ., Sechtem UP., Higgins CB.

Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): consensus panel report.
European Heart Journal. 25 (2004) 1940–1965

Plein S., Bloomer TN., Ridgway JP., Jones TR., Bainbridge GJ., Sivananthan MU.

Steady-state free precession magnetic resonance imaging of the heart: comparison with segmented k-space gradientecho imaging.
Journal of Magnetic Resonance Imaging. 14 (2001) 230-236

Pluim BM., Lamb HJ, Kayser HW

Functional and metabolic evaluation of the athlete's heart by magnetic resonance imaging and dobutamine stress magnetic resonance spectroscopy.
Circulation. 97 (1998) 666–672

Pruessmann KP., Weiger M., Scheidegger MB., Boesiger P.

SENSE: sensitivity encoding for fast MRI.

Magnetic Resonance in Medicine. 42 (1999) 952-962

Reimer P. (Hrsg)

In: "Klinische MR-Bildgebung. Eine praktische Anleitung".

Springer-Verlag, Berlin, (2003) 2.Auflage

Reiser M. (Hrsg.)

In: "Magnetresonanztomographie"

Springer Verlag, Berlin, (2007) 2. Auflage

Rominger MB., Bachmann GF., Pabst W., Ricken WW. Dinkel HP., Rau WS.

Linksventrikuläre Herzvoluminabestimmung mittels schneller MRT in Atemanhaltetechnik: wie unterschiedlich sind quantitativer Herzkatheter, quantitative MRT und visuelle Echokardiographie?

RöFo. 172 (2000) 23-32

Sandner TA., Houck, P., Runge VM., Sinclair S., Huber AM., Theisen D., Reiser MF., Wintersperger BJ.

Accuracy of accelerated cine MR imaging at 3 Tesla in longitudinal follow-up of cardiac function.

European Radiology. 18 (2008) 2099-2101

Sandner TA., Theisen D., Bauner KU., Picciolo M., Reiser MF., Wintersperger BJ.

Kardiale Funktionsanalyse mit MRT

Der Radiologe. 50 (2010) 514-522

Sandstede J.

Kardiale Magnetresonanztomographie – Koronarangiographie, Funktionsdiagnostik und Vitalitätsbestimmung.

Habilitationsschrift. Medizinische Fakultät der Universität Würzburg, (2001), 5-7

Sandstede J., Lipke C., Beer M.

Age-and gender-specific differences in left and right ventricular cardiac function and mass determined by cine magnetic resonance imaging.

European Radiology. 10 (2000) 428-442

Schalla S., Nagel E., Lehmkuhl H., Klein C., Bornstedt A., Schnackenburg B.

Comparison of magnetic resonance real-time imaging of leftventricular function with conventional magnetic resonance imaging and echocardiography.

American Journal of Cardiology. 87 (2001) 95-99

Schick F.

The bases of magnetic resonance tomography.

Der Radiologe. 47 (2007) 7-26

Schönberg S., Adalsteinsson E. (Hrsg.)

In: "Parallel imaging in clinical MR applications".

Springer-Verlag, Berli (2007)

Schulte B., Boldt A., Beyer D. (Hrsg)

In: "MRT des Herzens und der Gefäße. Indikationen-Strategien-Abläufe-Ergebnisse; ein kardiologisch-radiologisches Konzept".

Springer-Verlag, Berlin (2005)

Semelka R., Tomei E., Wagner S., Mayo J., Kondo C., Suzuki J., Caputo G., Higgins C.

Normal leftventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging.

Radiology. 174 (1990) 763-768

Smith RC., Lange RC. (Hrsg)

In: "Understanding magnetic resonance imaging".

CRC Press, Boca Raton, Florida, (1998)

Sodickson DK., Manning WJ

Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays.

Magnetic Resonance in Medicine. 38 (1997) 591-603

Stamm HH.

Parallele Echtzeitbildgebung zur Quantifizierung der linksventrikulären Herzfunktion bei freier Atmung mittels MRT.

Dissertationsschrift. Institut für Röntgendiagnostik der Universität Würzburg (2010)

Thiele H., Nagel E., Paetsch I., Schnackenburg B., Bornstedt A., Kouwenhoven M., Wahl A., Schuler G., Fleck E.

Functional cardiac MR imaging with steady-state free precession (SSFP) significantly improves endocardial border delineation without contrast agents.

Journal of Magnetic Resonance Imaging. 14 (2001) 362-367

Trumpp ML.

Vergleich verschiedener Auswerteverfahren für die Bestimmung der Myokardperfusion in der MRT

Dissertationsschrift. Institut für Röntgendiagnostik der Universität Würzburg (2008)

Tsao J.

On the UNFOLD method

Magnetic Resonance in Medicine. 47 (2002) 202–207

Tsao J., Boesiger P., Pruessmann KP.

k-t BLAST and k-t SENSE: dynamic MRI with high frame rate exploiting spatiotemporal correlations.

Magnetic Resonance in Medicine. 50 (2003) 1031–1042

Tsao J., Kozerke S., Boesiger P., Pruessmann KP.

Optimizing spatiotemporal sampling for k-t BLAST and k-t SENSE: application to high-resolution real-time cardiac steady-state free precession.

Magnetic Resonance in Medicine. 53 (2005) 1372–1382

Waltering KU.

Magnetresonanztomographie, Morphologie: Sequenzen

In: „Bildgebende Kardiagnostik mit MRT, CT, Echokardiographie und anderen Verfahren“, Thelen M., Erbel R., Kreitner F.-K., Barkhausen J. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart-New York, (2007) 98-101

White HD., Norris RM., Brown MA., Brandt PW., Whitlock RM., Wild CJ.

Left-ventricular end-systolic volume as the major determinant of survival after recovery from myocardial infarction

Circulation. 76 (1987) 44-51

Weiger M., Pruessmann KP., Boesiger P.

Cardiac real-time imaging using SENSE.

Magnetic Resonance in Medicine. 43 (2000) 177–184

Weishaupt D., Köchli VD., Marincek B., Fröhlich JM.

In: „Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung“.

Springer Verlag, Heidelberg (2006)

Wintersperger BJ., Nikolaou K., Dietrich O., Rieber J., Nittka M., Reiser MF.

Single breath-hold real-time cine MR imaging: improved temporal resolution using generalized autocalibrating partially parallel acquisition (GRAPPA) algorithm.

European Radiology. 13 (2003) 1931–1936

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.

Der Radiologe. 44 (2004) 152-157

10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:

Effekt eines äußeren Magnetfeldes B_0 auf die Spins. Ohne äußeres Magnetfeld zeigen die Spins in keine bestimmte Richtung (a). In einem äußeren Magnetfeld (B_0) richten sich die Spins aus und reagieren mit einer Präzessionsbewegung um die Richtung des Magnetfeldes (b). Abgebildet sind nur die Protonen mit paralleler Ausrichtung zum Magnetfeld [Krug 2009].

Abbildung 2:

Vergleich der gemessenen Phasenkodierschritte in y-Richtung im Falle einer Cine-Sequenz. a) konventionelle vollständige Erfassung, b) SENSE mit 2facher Unterabtastung, c) kt-BLAST mit zweifacher Unterabtastung, d) Abdeckung des kt-Raumes für die hochauflösende kt-BLAST-Akquisition und e) dem dazugehörigen Trainingsdatensatz mit niedriger räumlicher Auflösung und vollständiger zeitlicher Auflösung. Modifiziert nach [Hombach 2009].

Abbildung 3:

Auswertung der linksventrikulären Parameter an einem Bildverarbeitungscomputer. Zunächst werden Endsystole und Enddiastole in der Cine-Filmschleife bestimmt. Anschließend wird in allen Schichten in diesen beiden Phasen das Endokard eingezeichnet (grüne Linie). Die Papillarmuskeln werden aus Gründen der Praktikabilität dem Kavum zugerechnet und nicht separat umfahren. Das Epikard wird zur Errechnung der linksventrikulären Masse in der Endsystole in allen Schichten markiert (gelbe Linie).

Abbildung 4:

Bland-Altman-Plot: in vertikaler Richtung ist die Differenz zweier Messmethoden, in horizontaler Richtung der Mittelwert aus beiden Messungen aufgetragen. Jeder eingetragene Punkt entspricht einem gemessenen Probanden. Die mittlere (gestrichelte) Linie markiert die mittlere Abweichung der verglichenen Messmethoden (Mittelwert der Differenzen), die beiden äußeren (durchgezogenen) Linien begrenzen das 95%-Konfidenzintervall.

Abbildung 5:

Streudiagramm. Jeder dargestellte Punkt entspricht einem Patienten. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. Die Korrelation der Daten und die Steigung der Regressionsgeraden sind ersichtlich. Bsp: $r = 0,922$, $y = 8,292 + 0,984 x$

Abbildung 6:

a) : Enddiastolisches Volumen der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1.

b) : Enddiastolisches Volumen der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte

ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. $r = 0,948$, $y = 29,053 + 0,885 x$

c) : Enddiastolisches Volumen der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2.

d) : Enddiastolisches Volumen der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte

ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2. $r = 0,922$, $y = 8,292 + 0,984 x$

Abbildung 7:

a) : Endsystolisches Volumen der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1.

b) : Endsystolisches Volumen der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte

ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. $r = 0,988$, $y = 4,173 + 0,920 x$

c) : Endsystolisches Volumen der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2.

d) : Endsystolisches Volumen der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte

ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2. $r = 0,962$, $y = -2,656 + 0,982 x$

Abbildung 8:

a) : Ejektionsfraktion der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1.

b) : Ejektionsfraktion der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt

aus seg. CINE-Sequenz und kt1. $r = 0,916$, $y = 5,878 + 0,973 x$

c) : Ejektionsfraktion der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2.

d) : Ejektionsfraktion der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2. $r = 0,921$, $y = 4,146 + 1,004 x$

Abbildung 9:

a) : Linksventrikuläre Myokardmasse der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1.

b) : Linksventrikuläre Myokardmasse der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt1. $r=0,934$, $y=-1,772 + 0,943 x$

c) : Linksventrikuläre Myokardmasse der 48 Patienten, Bland-Altman-Plot.

Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2.

d) : Linksventrikuläre Myokardmasse der 48 Patienten, Streudiagramm. Datenpunkte ermittelt aus seg. CINE-Sequenz und kt2. $r = 0,874$, $y=-8,061 + 0,940 x$

Abbildung 10:

CNR-Werte für die drei Sequenzen SSFP, kt1 und kt2. Der Verlust des CNR bei der kt1-Sequenz ist deutlich zu sehen (53%).

Abbildung 11:

SNR-Werte für Blut und linksventrikuläres Myokard für die drei Sequenzen SSFP, kt1 und kt2.

Abbildung 12

a) : Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit einer segmentierten SSFP-Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 64-jährige Patientin Z.n. Myokardinfarkt mit reduzierter EF und Wandbewegungsstörungen im apikalen Septum. Thrombus im linksventrikulären apikalen Kavum.

b) : Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 1 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 64-jährige Patientin Z.n. Myokardinfarkt mit reduzierter EF und Wandbewegungsstörungen im apikalen Septum. Thrombus im linksventrikulären apikalen Kavum.

c) : Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 2 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 64-jährige Patientin Z.n. Myokardinfarkt mit reduzierter EF und Wandbewegungsstörungen im apikalen Septum. Thrombus im linksventrikulären apikalen Kavum.

Abbildung 13:

a) : Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit einer segmentierten SSFP-Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 60-jähriger Patient mit ventrikulärem Septumdefekt, Volumen- und Druckbelastung und konsekutiv vergrößertem rechten Ventrikel mit Abflachung des interventrikulären Septums.

b) : Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 1 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 60-jähriger Patient mit ventrikulärem Septumdefekt, Volumen- und Druckbelastung und konsekutiv vergrößertem rechten Ventrikel mit Abflachung des interventrikulären Septums.

c): Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 2 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 60-jähriger Patient mit ventrikulärem Septumdefekt, Volumen- und Druckbelastung und konsekutiv vergrößertem rechten Ventrikel mit Abflachung des interventrikulären Septums.

Abbildung 14:

a) : Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit einer segmentierten SSFP-Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 45-jähriger gesunder Proband mit normaler linksventrikulärer Funktion.

b): Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 1 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 45-jähriger gesunder Proband mit normaler linksventrikulärer Funktion.

c) : Folge von Kurzachsenschnitten, aufgenommen mit der kt-BLAST 2 Technik während End-Diastole (obere Reihen) und End-Systole (untere Reihen). 45-jähriger gesunder Proband mit normaler linksventrikulärer Funktion.

11 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:

Ergebnisse der 48 Patienten

Tabelle 2:

Mittelwerte der globalen linksventrikulären Funktionsparameter bestimmt mit den drei Cine-Techniken (SSFP, kt1 und kt2) und Standardabweichungen der kt-Sequenzen im Vergleich zur Referenz-Sequenz (SSFP).

Tabelle 3:

Normalwerte der linksventrikulären Funktionsparameter [Alfakih 2003].

Tabelle 4:

Mittelwerte der Bildqualität-Ergebnisse. Bewertung der Anwesenheit von Aliasing-Artefakten und der Gesamt-Bildqualität anhand einer 4-Punkte-Skala. (Overall image quality: 4=exzellent, 3=gut, 2=mäßig, 1=ausreichend; Aliasing Artefakte: 4=nicht sichtbar, 3=sichtbar, 2=sichtbar mit relevantem Einfluss auf die Gesamt-Bildqualität, 1=starke Artefakte).

12 Danksagung

Herrn Professor Ernst J. Rummeny danke ich für die Übernahme der Arbeit an die radiologische Fakultät der Technischen Universität München.

Ganz besonders herzlich danke ich Herrn PD Dr. Armin Huber für die Überlassung des Themas, die freundliche Anleitung sowie für die vielen wertvollen Anregungen und die große Hilfestellung in fachliche Fragen.

Meiner Familie danke ich herzlich für die Geduld, die sie für meinen langen Ausbildungsweg aufgebracht haben, die großzügige Unterstützung und den jederzeit gewährten Rückhalt.

13 Lebenslauf

- Jennifer Jaroni -

Persönliche Daten

Geb. 24. Januar 1985

Paulanerplatz 5,

81669 München

Email: jennifer.jaroni@web.de

Klinischer Werdegang

seit April 2012 Assistenzärztin in der Abteilung für Neuroradiologie - *Klinikum rechts der Isar der TU München*

Studium der Medizin

Feb. 2010 – Juli 2011 **Technische Universität München – München**
Praktisches Jahr
1. Tertial: Chirurgie - *Rotkreuzklinikum München*
2. Tertial: Radiologie – *Klinikum rechts der Isar*
3. Tertial: Innere Medizin – *Rotkreuzklinikum München*
2. Staatsexamen und Approbation 2011

Okt. 2004 – Feb. 2010 **Johannes-Gutenberg-Universität – Mainz**
1. Staatsexamen 2006

Juli 2008- April 2009 **Universidad del Norte – Barranquilla, Kolumbien**
Auslandssemester

Famulaturen und Praktika

August 2011 **Lech-Mangfall-Klinikum – Agatharied**
Psychiatrie und Psychosomatik

Sept./Okt. 2009 **Gemeinschaftspraxis für Orthopädie – Rüsselsheim**
Radiologie, Orthopädie

Sept. 2008 **Hospital Uni Norte - Barranquilla, Kolumbien**
Innere Medizin, Notfallmedizin

Aug. 2008 **Hospital Uni Norte - Barranquilla, Kolumbien**
Neurologie

Aug./Sept. 2007 **Hospital Clinico - Valencia, Spanien**
Pädiatrie

Doktorarbeit

„Beurteilung der linksventrikulären Funktionsparameter mit Cine-MRT und 3D kt-BLAST“ unter der Leitung von PD Dr. A. Huber.

Veröffentlichte Abstracts

J. Jaroni, K. Herrmann, M. Settles, A. Beer, E. Rummeny, A.M. Huber. Three - dimensional magnetic resonance imaging using single breathhold kt-BLAST for assessment of global leftventricular functional parameters. Radiological Society of North America, RSNA, Chicago November 2011

Studium generale

Juni – Okt. 2004

Instituto Cervantes – *Madrid und Barcelona, Spanien*
Spanischkurs

Jan. – März 2009

EF Language School - *San Francisco, USA*
TOEFL-Test

Schulbildung

1995 – April 2004

Rabanus-Maurus-Gymnasium – *Mainz*
Abitur