

I. EINLEITUNG

1. HERZDIAGNOSTIK - METHODEN

Für die Abklärung von Herzerkrankungen gibt es zahlreiche invasive und nichtinvasive diagnostische Verfahren. Die bildgebenden Methoden sind heute wesentlicher Bestandteil der kardiologischen Diagnostik.

Hierzu gehören die konventionelle Radiologie, die Echokardiographie, die Multi-Slice-CT, nuklearmedizinische Methoden und die Magnetresonanztomographie (MRT). Neben einer rein morphologischen Betrachtung ermöglichen die Echokardiographie, die nuklearmedizinischen Methoden und schließlich auch die MRT eine gezielte Funktionsdiagnostik. [1]

1.1 Konventionelle Röntgendiagnostik

Das Anfertigen eines Röntgen-Thorax im Rahmen der konventionellen Röntgendiagnostik eignet sich vor allem zur Bestimmung der Herzgröße. Nach sorgfältiger Analyse der Konturen und Größe sind Rückschlüsse auf Veränderungen einzelner Herzhöhlen möglich, wobei die Größenbestimmung des Herzens nur einen orientierenden Charakter hat.

Die Basisdiagnostik des Herzens wird bei der konventionellen Röntgendiagnostik durch die Thoraxübersichtsaufnahme in zwei Ebenen abgedeckt. Hierbei werden, wenn möglich im Stehen, ein Frontalbild (posterior-anteriorer Strahlengang) und ein Seitbild (Strahlengang rechts – links) angefertigt.[1] Bei Bedarf werden ergänzende Schrägaufnahmen wie das vordere schrägrechte Thoraxbild („right-anterior-oblique“ - RAO, 1. schräger Durchmesser, Fechterstellung) und das vordere schräglinke Thoraxbild („left-anterior-oblique“ - LAO –, 2. schräger Durchmesser, Boxerstellung) angefertigt. Das konventionelle Röntgen hat seit der Einführung der Echokardiographie keinen hohen Stellenwert mehr in der Herzdiagnostik.

1.2 Sonographie (Echokardiographie)

Die zweidimensionale Echokardiographie zählt zu den Standarduntersuchungsverfahren in der nicht invasiven Diagnostik von Herzerkrankungen und ist auch für

die Diagnostik angeborener Herzfehler klinische Routine. Neben der Funktionsanalyse von linkem und rechtem Ventrikel ist eine Beurteilung der Vorhöfe, sowie der Herzklappen möglich. Die hierbei angewendeten Verfahren sind der M-Mode und der B-Mode. Doppler- und Farb-Doppler-Modus liefern neben der rein morphologischen Darstellung auch funktionelle Aussagen.[2]

Einen routinierten Untersucher vorausgesetzt, führt die Echokardiographie zu einem günstigen Kosten-Nutzen-Verhältnis, da sie zahlreiche Informationen liefert. Weitere Vorzüge sind eine große Verfügbarkeit, ein relativ geringer Zeitaufwand und das Fehlen ionisierender Strahlung.

Grenzen werden der Echokardiographie durch die physikalischen Bedingungen für das Durchdringen des Ultraschallstrahls durch das Gewebe gesetzt. Dieses gilt in besonderem Maße für übergewichtige und ältere Patienten sowie Raucher, bei denen die Schallfenster oft sehr klein oder gar nicht vorhanden sein können. Eine Verlagerung von Lungengewebe unter den als Schallfenster dienenden Interkostalraum, z.B. bei Patienten mit chronischer Raucherbronchitis und Lungenemphysem, kann das Erreichen üblicher Positionen durch den Schall beeinträchtigen und folglich die Akquirierung qualitativ aussagekräftiger Bilder erschweren.[3]

Bei meist guter Beurteilbarkeit des linken Ventrikels aufgrund seiner Form und Lage, ist die Beurteilung des rechten Ventrikels hinsichtlich Morphologie und Funktion bei einem Großteil der Patienten, insbesondere bei älteren, schwierig.[4] Ursächlich hierfür ist neben seiner komplexen Geometrie vor allem die retrosternale Lage, welche einfache geometrische Modelle zur Volumenbestimmung nicht zulässt.[5]

Da eine „Automatisierung“ der Untersuchung nicht möglich ist, hängen die Ergebnisse noch immer sehr von der Geschicklichkeit und dem räumlichen Vorstellungsvermögen des Untersuchers ab. Die transösophageale Echokardiographie (TEE) begegnet dem Problem des oft transthorakal eingeschränkten Schallfensters. Durch Einführen der Ultraschallsonde in den mittleren Ösophagusabschnitt gelingt v.a. eine genaue Darstellung der dorsalen Herzabschnitte. Von der Speiseröhre aus sind besonders gut der linke Vorhof einschließlich der einmündenden Lungenvenen, das linke Herzohr, das Vorhofseptum, die Hohlvenen, die Pulmonalarterie mit ihren beiden Hauptästen, die Mitral- und die Aortenklappen sowie der linke Ventrikel darstellbar.[2]

Zunehmend wird die MRT als Anschlussdiagnostik an die initiale Ultraschalluntersuchung verwendet, wenn diese die klinische Fragestellung nicht umfassend beant-

worten kann. Bei Erkrankungen wie der Myokarditis oder von Kardiomyopathien ermöglicht die MRT eine Gewebsdifferenzierung des Myokards und auch bei komplexen angeborenen Herzfehlern liefert die MRT zusätzliche Informationen.[6-8]

1.3 Herzkatheter

Die invasive Herzkatheteruntersuchung ist eine weitere Möglichkeit der Bestimmung kardialer Parameter. Sie ermöglicht die Darstellung der Herzbinnenräume, ihrer Größe und Funktion, der großen Gefäßstämme, den Nachweis und die Bestimmung von gegebenenfalls vorhandenen Shuntvolumina und die Darstellung der Koronararterien. Blutentnahmen für Sauerstoff und andere Analysen und Druckmessungen können an allen Stellen erfolgen, die der Katheter erreicht, und somit zur Sättigungsbestimmung, Shuntlokalisation und Abklärung von Klappenstenosen dienen. Als invasives Verfahren ist die Herzkatheteruntersuchung mit mehr Risiken verbunden als nicht invasive Verfahren, ermöglicht hierdurch jedoch auch therapeutische Interventionen. Zu den ernstesten Komplikationen gehören: Tod, Infarkte, zerebrale Embolien, Kammerflimmern, Asystolie, Lungenödem, Kontrastmittelunverträglichkeiten und schwere Herz-Kreislauf-Zwischenfälle. Große Sammelstatistiken mit Fallzahlen von über 200.000 oder 75.000 Patienten zeigen Gesamtmortalitätsraten von 0,10 bis 0,11%.[9] Da der Patient einer Strahlenexposition ausgesetzt ist, eignet sich die Methode weniger für die Verlaufskontrolle.

1.4 Nuklearmedizinische Verfahren

An nuklearmedizinischen Verfahren werden die Szintigraphie mittels Single-Photon-Emissions-Computed-Tomography (SPECT), die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) und die Radionuklidventrikulographie für die Herzdiagnostik eingesetzt. Mittels dieser genannten Verfahren lassen sich Aussagen über Myokardperfusion, Myokardstoffwechsel, das Herzvolumen und Wandbewegungsstörungen des Herzens treffen. Allgemeines Prinzip ist die Darstellung und Messung des myokardialen Verteilungsmusters eines intravenös verabreichten Radiopharmazeutikums (Tracer) mittels Gamma-Kamera oder Positronen-Emissions-Tomograph. Die Radionuklidventrikulographie eignet sich insbesondere zur Beurteilung der globalen Ventrikel-funktion, u.a. auch des rechten Ventrikels. Mit ihr lassen sich enddiastolische und

endsystolische Volumina, das Schlagvolumen und eventuelle Shuntvolumina bestimmen.

Die SPECT ermöglicht Aussagen zur myokardialen Perfusion und Vitalität. Der Untersuchungsablauf erfolgt sowohl unter Belastung als auch in Ruhe, wobei der genaue Ablauf von der Wahl des Radiotracers abhängig ist. EKG-getriggerte Aufnahmen, so genannte Gated-SPECT-Aufnahmen, ermöglichen die zusätzliche Beurteilung der linksventrikulären Funktion. Für die Myokardszintigraphie stehen verschiedene Radiotracer zur Verfügung, z.B. Thalliumchlorid, Sesta-MIBI oder Tetrofosmin. Diesen ist gemeinsam, dass sie im Bereich physiologischer Flüsse weitgehend flussproportional aus dem Blut extrahiert werden und sich in Myozyten anreichern. Aufgrund unterschiedlicher Kinetiken erfordern die einzelnen Tracer unterschiedliche Untersuchungsstrategien.

Nuklearmedizinische Untersuchungen sind im Vergleich zu anderen Methoden relativ zeitintensiv. So ergeben sich beispielsweise bei Stress- und Ruheuntersuchungen mit dem Tracer Thalliumchlorid (TlCl) Wartezeiten von ca. 3-4 Stunden bis zur Akquisition der Ruheaufnahme. Ein wesentlicher Nachteil für die Myokardszintigraphie besteht in der Strahlenexposition des Patienten. In Tab. 1 sind die gängigsten SPECT- und PET- Tracer samt Strahlenexposition aufgeführt.

Die Positronenemissionstomographie (PET) wird zur Perfusionsmessung und Vitalitätsdiagnostik eingesetzt. Die FDG-PET (Fluor-Deoxyglukose) ist der Goldstandard zur Beurteilung myokardialer Vitalität in Zusammenschau mit Perfusionsdaten und ermöglicht eine Klassifizierung des myokardialen Gewebes in verschiedene Stoffwechsellmuster. Dieses kann z.B. zur Differenzierung zwischen einer Myokardnarbe und hibernierendem Myokard eingesetzt werden. Während eine Myokardnarbe aus avitalen Zellen und Bindegewebe besteht, ist hibernierendes Myokard als vitales, jedoch durch eingeschränkte Perfusion stoffwechselreduziertes Myokard definiert. Gegenüber dem SPECT weist die PET eine bessere räumliche Auflösung auf. Nachteilig sind jedoch die höheren Kosten sowie eine nur limitierte Verfügbarkeit der PET-Technik. Zwar führte die Einführung neuerer Tracer mit kurzen Halbwertszeiten (Tab. 1) zu einer Verminderung der Strahlenexposition, jedoch auch zu der Notwendigkeit eines Zyklotrons vor Ort, was folglich mit erheblichen Kosten und einem höheren logistischen Aufwand verbunden ist. Aufgrund des technisch hohen Aufwandes

und der hohen Kosten bleibt die Verfügbarkeit der PET damit auf wenigen Zentren beschränkt. [10, 11]

Radiopharmaka	Halbwertszeit des Nuklids	Übliche Aktivität (MBq)	Kritisches Organ (mGy/MBq)	Effektives Dosis-Äquivalent (mSv/MBq)
[²⁰¹ Tl] Thallium-Chlorid	73h	75-150	0,54 Niere	0,23
^{99m} Tc-MIBI	6,0h	750-1100	0,036 Gallenblase	0,0085
^{99m} Tc-Tetrofosmin	6,0h	750-1100	0,031 Gallenblase	0,0067
¹⁸ F-FDG	110min	200-370	0,17 Harnblase	0,027
⁸² Ru	75s	1400	0,01 Niere	0,0005
[¹³ N]NH	10min	700	0,008 Harnblasenwand	0,0027

Tab 1. Radiopharmaka und Strahlenexposition aus Bildgebende Kardiagnostik, Thelen M. (2007)

1.5 CT-Herzbildgebung

Hauptindikationen für die Computertomographie (CT) in der Herzdiagnostik sind der Nachweis von Koronarkalkifizierung und die CT-Koronarangiographie. Darüber hinaus kann das CT auch zur Erkennung von Stenosen in koronaren Bypässen und mit Einschränkung Stenosen in Stents, zur Herzfunktionsdiagnostik und zur Diagnose von kongenitalen Herzfehlern eingesetzt werden.[12] Verwendete Gerätetypen sind die Elektronenstrahl-CT (EBT) und die jüngere Multislice-CT (MSCT).[13]

Die EBT ist ein sehr schnelles Verfahren und besitzt eine gute zeitliche Auflösung (von 100 ms bis zu 50 ms). Durch schnelle Akquisitionszeiten und prospektive EKG-Triggerung können Herzbewegungen nahezu artefaktfrei dargestellt werden. Die räumliche Auflösung ist bei der EBT allerdings limitiert und ein hohes Bildrauschen wirkt sich oft nachteilig auf die Bildqualität aus. Darüber hinaus ist bei der EBT eine freie Wahl der Scanebene nicht möglich, so dass meist nur eine pseudokurze und pseudolange Achse einstellbar sind.[12] Im Vergleich zu Echokardiographie oder

MRT ist mittels EBT eine dedizierte Funktionsdiagnostik der Herzklappen mit Flussdarstellung und –quantifizierung nicht möglich.[14]

Perfusionsuntersuchungen sind mit der EBT prinzipiell möglich, werden aber aufgrund des besseren Kontrastverhaltens der MRT eher mit dieser durchgeführt. Die EBT wurde in der Herzdiagnostik aufgrund der Beschränkungen nahezu vollständig von der MSCT abgelöst.

MSCT-Geräte erlauben die simultane Akquisition von mehreren Schichten durch mehrzeilige Detektorsysteme. Im Gegensatz zu Einzelschicht-Geräten können mit dieser Technik echte Volumendatensätze erhoben werden, die die Grundlage für dreidimensionale Bildnachverarbeitungstechniken bilden.[15] Die MSCT besitzt im Vergleich zur EBT ein höheres räumliches Auflösungsvermögen und geringeres Bildrauschen. Verglichen mit dem EBT hatten die ersten MSCTs für die Herzdiagnostik eine deutlich geringere zeitliche Auflösung. 16-Zeilen CTs erreichen eine zeitliche Auflösung von 210 ms bei einer Schichtdicke von 0,75 mm. Seit Mitte 2004 stehen Geräte mit 64 Detektorreihen und Gantryrotationszeiten von bis zu 330 ms und einer zeitlichen Auflösung bis zu ca. 80 ms zur Verfügung.[16] Neue Detektortechnologien wie z.B. beim Flat-Panel-Computertomographen konnten bei in vitro Studien die zeitliche Auflösung gegenüber herkömmlichen CT-Systemen noch weiter steigern.[17] Auch die Entwicklung von „Dual-Source“-CT-Systemen, welche mit zwei Röntgenröhren und korrespondierenden Detektoren ausgestattet sind, führte zu einer deutlichen Verbesserung der zeitlichen Auflösung auf bis zu 60 ms.[18]

Ein Nachteil der Herz-CT ist die relativ hohe Strahlenexposition für den Patienten. In Abhängigkeit von der Untersuchung liegt diese zwischen 5-10 mSv während einer CT-Angiographie und zwischen 1-2 mSv während einer Koronarkalk-CT.[19] In einer Studie von Poll et al. betrug die durchschnittliche Äquivalenzdosis bei der kardialen MSCT mit einer Kollimation von 1mm und einem Pitch-Faktor von 1,5 bei einer Herzfrequenz von 60/min bei Männern 4,6 mSv und bei Frauen 5,6 mSv. Eine höhere Herzfrequenz führt zur Vergrößerung der Äquivalenzdosis bei gleichzeitig schlechterer Bildqualität.[20]

1.6 MRT

1.6.1 Geschichte der MRT

Die Geschichte der MRT lässt sich bis auf die vierziger Jahre des 20. Jahrhunderts zurückverfolgen. 1944 wurde von dem russischen Forscher Zavoisky das Phänomen der Elektronen-Spin-Resonanz (ESR) beschrieben, welches besagt, dass Moleküle, die ein (Bahn-)Moment und ein magnetisches Dipolmoment besitzen, von Magnetfeldern beeinflusst werden und dabei elektronische Ladung ausstrahlen bzw. absorbieren können.[21] Im Jahre 1945 wurde unabhängig voneinander an den amerikanischen Universitäten Stanford, Kalifornien und Cambridge, Massachusetts die „Nukleare Magnetische Resonanz“ (NMR) entdeckt. Mit ihr wurde das Phänomen der ESR auch für einzelne Atome bestätigt.[22, 23] Als Anerkennung wurde dem damaligen Projektleiter Felix Bloch und dem Forscher Edward Mills Purcell 1952 der Nobelpreis für Physik verliehen. In den folgenden Jahren wurden die NMR und die sich daraus ergebende NMR-Spektroskopie in der Chemie, Physik und Biologie eingesetzt.

1955 wurde von Odebold und Lindström mittels der NMR die „line of widths in protons“ in biologischen Proben untersucht. 1960 berichtete Singer von Blutflussmessungen.[24] 1971 schlussfolgerte Damadian, dass man NMR auch für die Erkennung von Tumoren einsetzen könne.[25] Trotz aller Fortschritte blieb die NMR in der Medizin weitestgehend unbeachtet bis zum Jahr 1973. In diesem Jahr beschrieb Lauterbur, wie magnetische Feldgradienten dazu benutzt werden können, ein Bild ähnlich der CT zu erzeugen.[26]

Den Durchbruch schaffte die NMR Anfang der achtziger Jahre mit Einführung des Radio-Frequenzfeldes, mit dem eine weit schärfere Resonanz als bisher erreicht wurde und somit die bis dato zu geringe räumliche Auflösung im Abbildungsbereich deutlich verbessert werden konnte.

Im Laufe der Jahre etablierte sich die MRT als bildgebendes Verfahren. Nachteile der Methode waren jedoch die langen Untersuchungszeiten. Seit der Einführung von hochleistungsfähigen Gradientensystemen, neuen Sequenztypen sowie der Erhöhung der Feldstärke auf 1.5 Tesla (T) konnte die MRT zunehmend weitere Indikationsgebiete erschließen. Beschränkten sich aufgrund gerätetechnischer Eigenschaften die klinischen Indikationen zunächst auf die Darstellung und Untersuchung des

Neurokraniums, des Spinalkanals sowie des muskuloskeletalen Systems, so ist heute auch die Diagnostik der Oberbauchorgane, der Thoraxorgane und des kardiovaskulären Systems möglich.

1.6.2 MRT in der Herzbildgebung

Bereits acht Jahre nach Entdeckung der Kernspinresonanz durch Bloch und Purcell waren die ersten Geräte im klinischen Einsatz und in der ersten wissenschaftlichen Publikation über MRT des Herzens am Menschen (1981) kam R.C. Hawkes zu dem Schluss, dass das NMR mittlerweile in einem Stadium sei, in dem es mit der Darstellung statischer Bilder des Herzens mit der Echokardiographie konkurrieren könne.[27]

Gegenüber den anderen bildgebenden Verfahren hat die kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie v.a. folgende Vorteile[28]:

- hoher intrinsischer Weichteilkontrast,
- variable Schnittführung,
- Fehlen ionisierender Strahlung,
- gut verträgliche Kontrastmittel,
- funktionelle Bildgebung.

Das MRT eignet sich für die kardiale Diagnostik durch die Möglichkeit der präzisen Funktionsbeurteilung von rechtem und linkem Ventrikel insbesondere dann, wenn die anderen Methoden an ihre Grenzen stoßen. So verbleibt bei der Echokardiographie ein etwa 10%iger Anteil von Patienten, bei denen die Darstellbarkeit des linken Ventrikels sehr eingeschränkt ist.[6] Auch der rechte Ventrikel ist bzgl. seiner Funktion echokardiographisch quantitativ oft nicht präzise zu beurteilen.[6] Die Darstellung des Myokards neben der Darstellung kongenitaler Vitien, die myokardiale Vitalitätsdiagnostik sowie die Perfusionsanalyse sind ebenfalls mit der MRT möglich. Durch Verwendung geeigneter Kontrastmittel ist im Rahmen der myokardialen Vitalitätsdiagnostik eine Differenzierung von Myokard gegenüber fibrösem Gewebe im Sinne einer myokardialen Narbe durch Late- oder Delayed-Enhancement möglich.[29-31] Hierbei kommt es zu verstärktem Eindringen und verzögertem Auswaschen des Kon-

trastmittels aus dem Narbengewebe.[32] Bei der Perfusionsmessung mittels MRT werden schnelle T1-gewichtete Sequenzen unter i.v.-Injektion eines Kontrastmittelbolus verwendet und während der Anflutung im Herzen gemessen. Im normalen Myokard kommt es zu einer raschen und intensiven Zunahme der Signalintensität, wohingegen diese in minderperfundierten Arealen verzögert abläuft. Durch Verbesserung der Sequenzen ist heute eine Differenzierung der endokardialen von der epikardialen Durchblutung möglich.[33] Die MR-Koronarangiographie war zu Beginn nur in den proximalen Gefäßabschnitten mittels EKG-getriggter Spinoechosequenzen erfolgreich.

Durch den Einsatz schnellerer Gradientenechosequenzen wurde die Bildgebung verbessert, so dass die MR-Koronarangiographie heute eine Methode zur Beurteilung von Koronaranomalien ist, wenn abgangsnaher Anteile der Koronarien betroffen sind.[34]

Ein wesentlicher Faktor der Bildqualität der MR-Koronarangiographie ist die erfolgreiche Unterdrückung von intrinsischen und extrinsischen Bewegungen. Unter erstere fallen die Herzbewegungen selbst, welche durch EKG-getriggerte Bildakquisition gut kompensiert werden können.[35] Unter extrinsische Bewegungen fallen Atembewegungen, welche sich durch verschiedene Atemanhaltetechniken beeinflussen lassen. Jedoch ist die Dauer der möglichen Atempausen limitiert, insb. bei Patienten mit kardialen Erkrankungen. Mittels der sog. Navigator-Technik mit Echtzeit-Gating der Zwerchfellbewegung ist es möglich, Bilder bei freier Atmung des Patienten zu akquirieren. Da die Datenakquisition hierbei zeitlich nicht begrenzt ist, lassen sich hochauflösende 3D-Sequenzen zu Koronariendarstellung nutzen.

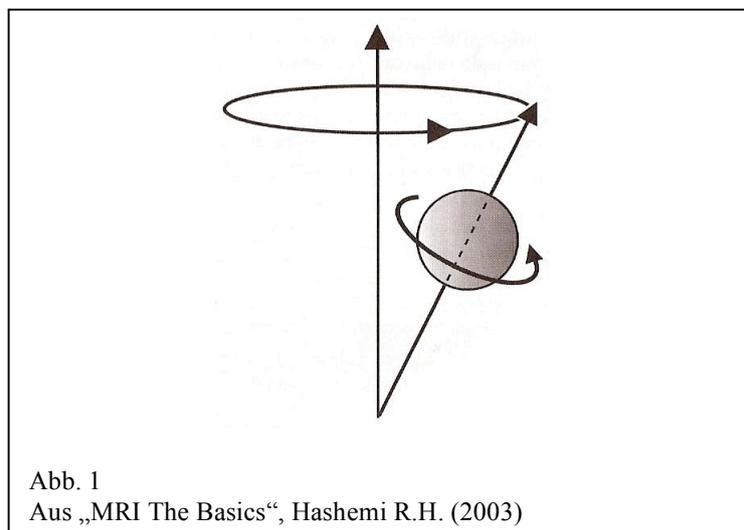
Im Folgenden werden die Prinzipien der Magnetresonanztomographie weiter erläutert und wird auf die Besonderheiten der kardialen MRT-Diagnostik eingegangen.

2. MRT - Physikalische Grundlagen

2.1 Kernspin, T₁- und T₂-Relaxation

In der MRT-Diagnostik spielt das Wasserstoffatom die tragende Rolle, da es das häufigste Atom im menschlichen Körper ist, in fast allen Geweben in unterschiedlichem Ausmaß vorkommt und somit sein Resonanzsignal zur Bildgebung verwendet werden kann.

Der Wasserstoffkern besteht aus einem Proton, welches positiv geladen ist und ein starkes magnetisches Moment μ besitzt. Das magnetische Moment ist ein Magnetfeld, welches durch die Rotation (den Spin) des Protons um seine eigene Achse entsteht und durch einen Vektor charakterisiert wird. Der Vektor des Magnetfeldes steht hierbei senkrecht zur Bewegung der Ladung. (s. Abb. 1)



Die von jedem einzelnen Wasserstoffatom erzeugten Magnetfelder (und deren Vektoren) haben unter normalen Bedingungen völlig beliebige Richtungen und heben sich gegenseitig auf, so dass folglich keine messbare Nettomagnetisierung vorliegt.

Wird der Körper aber in ein äußeres **magnetisches Feld (B_0)** gebracht (z.B. die Röhre eines MRT-Scanners), so richten sich die Protonen und deren magnetische Momente entlang des äußeren Magnetfeldes aus. Dieses kann entweder parallel oder antiparallel zum Magnetfeld sein, wobei sich der größere Teil der Protonen parallel ausrichtet. Aus der Summe der einzelnen magnetischen Momente μ entsteht die Summenmagnetisierung M bzw. die Nettomagnetisierung, welche auch

Längsmagnetisierung M_z genannt wird. Der Spin der einzelnen Protonen besteht weiterhin, allerdings mit dem Unterschied, dass dieser nun in einer Kreisbewegung um die Achse des äußeren Magnetfeldes rotiert (präzediert). Die Frequenz dieser Kreisbewegung wird **Larmorfrequenz ω_0** genannt. Die Larmorfrequenz ist entsprechend der Gleichung

$$\omega_0 = \gamma \times B_0$$

proportional zur Stärke des äußeren Magnetfeldes B_0 . Das gyromagnetische Verhältnis γ ist konstant ($\gamma = 42,6 \text{ MHz/T}$ für Protonen).

Nachdem sich die einzelnen magnetischen Momente in Richtung des Magnetfeldes B_0 oder anders gesagt in Längsrichtung der MRT-Röhre (z-Richtung) orientiert haben, wird ein **Hochfrequenz-(HF-)Impuls** eingestrahlt. Dem Gewebe wird hierbei über geeignete Hochfrequenzspulen Energie zugeführt, wodurch eine Drehung der Längsmagnetisierung in die Querrichtung verursacht wird. Hierbei muss die Frequenz des HF-Impulses der Larmorfrequenz ω_0 entsprechen, weil sonst kein messbarer Effekt auftritt. Ferner muss die magnetische Komponente des HF-Impulses (B_1) senkrecht auf B_0 stehen.

Der gedrehte Magnetisierungsvektor besteht aus zwei Komponenten: einer longitudinalen Komponente M_z in Richtung des Magnetfeldes und einer transversalen Komponente M_{xy} in xy-Ebene quer zum Hauptmagnetfeld. Nach Einstrahlen eines 90° Impulses ist die Längsmagnetisierung aus der Z-Richtung um 90° in die xy-Ebene geklappt, so dass $M_z = 0$ ist. Die Längsmagnetisierung wurde komplett in eine Magnetisierung quer zum Hauptmagnetfeld überführt und somit aus der Längsmagnetisierung eine Quermagnetisierung

(= **Transversalmagnetisierung**). Diese Transversalmagnetisierung M_{xy} erzeugt durch ihre Rotation mit ω_0 wiederum ein Magnetfeld, welches in Empfangsspulen eine messbare elektrische Spannung erzeugt – das MR-Signal.

Unmittelbar nach Anregung und Abschalten des HF-Impulses kehren die Protonen unter Abgabe der aufgenommenen Energie wieder in ihren Gleichgewichtszustand parallel zu B_0 zurück, was Relaxation genannt wird und mit dem Verlust des MR-Signals einhergeht. Die Relaxation besteht aus zwei voneinander unabhängigen Komponenten: erstens der Zunahme der Längsmagnetisierung und zweitens dem Abfall der Quermagnetisierung.

Hierfür sind zwei Prozesse verantwortlich: die T_1 -Relaxation und die T_2 -Relaxation. Bei der **T_1 -Relaxation** (Spin-Gitter-Relaxation) geben die Protonen die bei der Anregung aufgenommene Energie wieder an die Umgebung (sog. Gitter) ab. Es kommt hierbei zu einem Wiederanstieg der Längsmagnetisierung, welche in die Ausgangslage parallel zu B_0 zurückkehrt. ($M_z = 100\%$). Der Vorgang erfolgt exponentiell und ist abhängig von den einzelnen Geweben und deren charakteristischer Zeitkonstante (= longitudinale Relaxationszeit T_1).

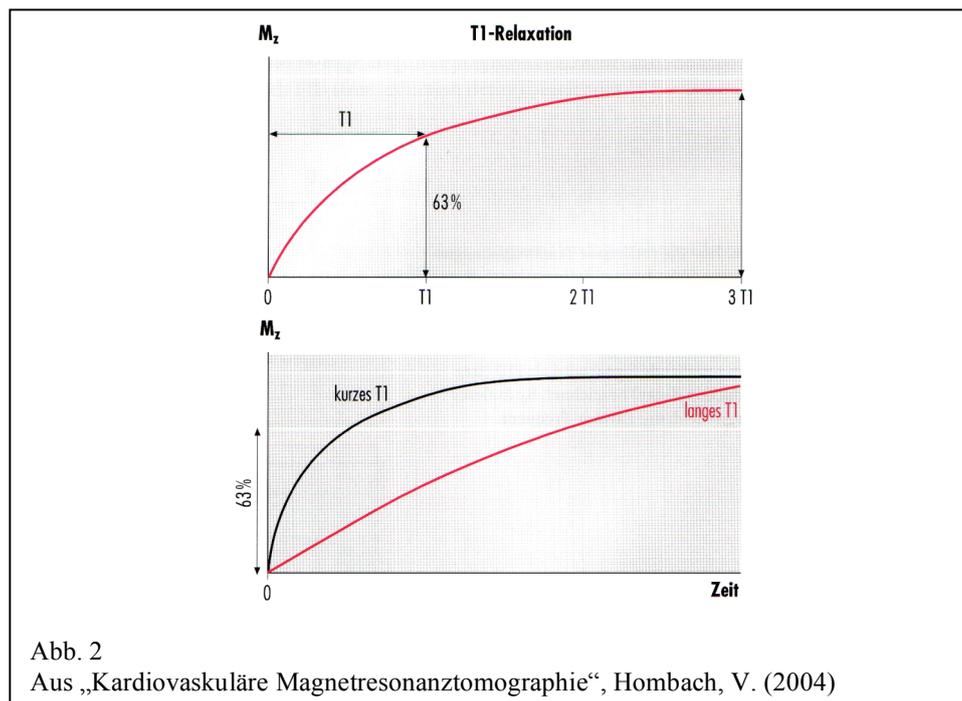


Abb. 2
Aus „Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie“, Hombach, V. (2004)

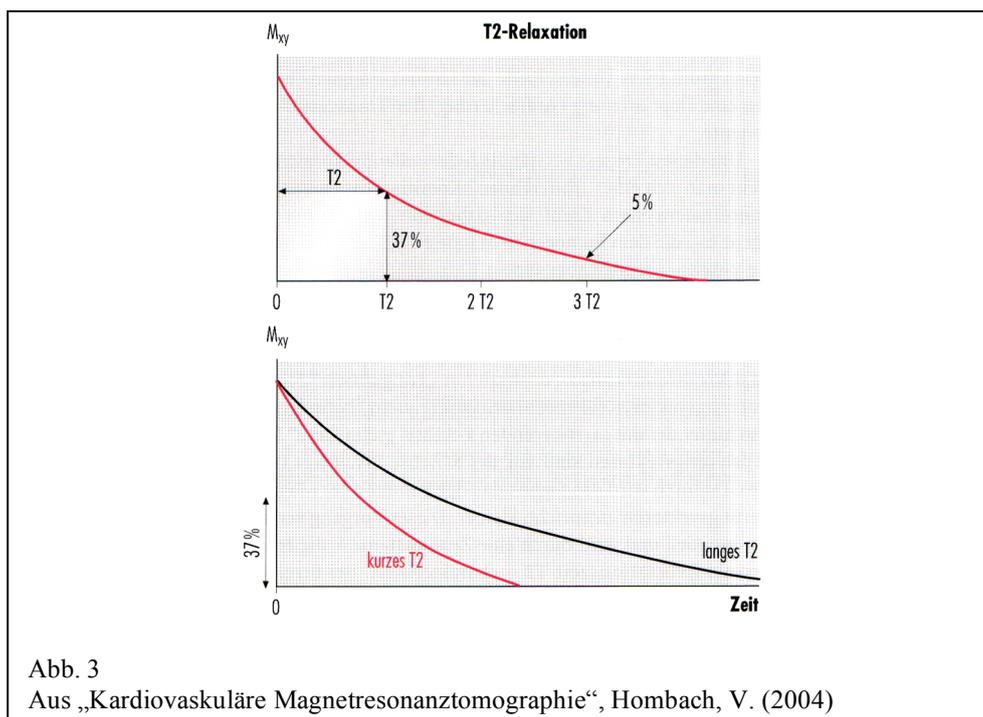
Die T_1 -Zeit ist diejenige Zeit, in welcher die longitudinale Magnetisierung nach Anregung etwa 63% ihres ursprünglichen Wertes wieder erreicht hat. (s. Abb. 2) Nach $3 \times T_1$ ist M_z auf ca. 95% angestiegen. Gewebe mit kurzer T_1 -Zeit erreichen ihre Gleichgewichtsmagnetisierung also schneller als solche mit langer T_1 -Zeit.

Die **T_2 -Relaxation** (Spin-Spin-Relaxation) umfasst die Abnahme der Transversalmagnetisierung M_{xy} , verbunden mit einer Signalabnahme durch Verlust der Phasenkohärenz (Auffächerung, Dephasierung) der nach dem Anregungsimpuls zunächst synchron präzedierenden Spins. Ursächlich hierfür sind Feldinhomogenitäten und Wechselwirkungen der Spins zueinander. Die Transversalmagnetisierung, welche sich aus der Summe gleich gerichteter magnetischer Momente zusammensetzt, nimmt ab, da die Protonen zunehmend nicht mehr in die gleiche Richtung zeigen und

sich folglich die einzelnen magnetischen Momente nicht mehr addieren. Die Schnelligkeit der Dephasierung wird durch die T_2 -Zeit beschrieben.

Bei Erreichen der T_2 -Zeit ist die Transversalkomponente auf ca. 37% ihres Ausgangswertes abgefallen und nach $3 \times T_2$ hat M_{xy} nur noch einen Wert von ca. 5%. Das in der Empfangsspule messbare Signal beträgt dann ebenfalls nur noch 5% vom Ausgangswert. (s. Abb. 3)

Ein Gewebe mit kurzer T_2 (z.B. Fett oder Liquor) weist einen schnelleren Signalabfall auf als ein Gewebe mit längerer T_2 .



Beim Menschen liegt T_1 im Bereich von etwa 1 s und T_2 bei etwa 100 ms.

Inhomogenitäten des statischen Magnetfeldes spielen bei der **T_2 -Relaxation** eine Rolle, bei welcher es ebenfalls zur Dephasierung und somit zum Signalverlust kommt. Insbesondere an Grenzflächen zwischen zwei Geweben treten diese Inhomogenitäten auf (Gewebe-Luft) und werden dadurch verursacht, dass unterschiedliche Gewebe eine unterschiedliche Magnetisierbarkeit (Suszeptibilität) aufweisen.

Vor der eigentlichen Messung müssen die Effekte der Dephasierung rückgängig gemacht werden, damit die Spins wieder in Phase sind. Dieses ist der Moment, in dem

das Signal wiederhergestellt wird und als *Echo* in der Empfängerspule gemessen wird.

Die Echozeit (TE) ist der Zeitraum von der Anregung bis zur Messung des MR-Signals und bestimmt den Einfluss von T_2 auf den Bildkontrast. Eine kurze TE (< 30 ms) führt zu einer geringen T_2 -Gewichtung, eine lange TE (> 60 ms) zu einer stärkeren T_2 -Gewichtung.

2.2 Bildentstehung und k-Raum

Für die Bildentstehung ist es notwendig, dass die MRT-Signale räumlich zugeordnet werden können. Hierfür sind zwei Schritte von wesentlicher Bedeutung:

1. Das System muss eine bestimmte Schicht oder ein bestimmtes Volumen separat anregen.
2. Die Signale müssen so kodiert werden, dass daraus ein zwei- bzw. dreidimensionales Bild berechnet werden kann.

Diese beiden Aufgaben werden von Gradientenfeldern übernommen.

Gradientenfelder sind räumlich und zeitlich variable Magnetfelder, welche zusätzlich zum statischen und homogenen Magnetfeld B_0 bestehen. Diese Magnetfelder, welche durch zusätzliche Spulen (sog. Gradientenspulen) entstehen, addieren oder subtrahieren sich zum Magnetfeld B_0 , wodurch dessen Feldstärke eine lineare Änderung in einer beliebigen Richtung erfährt und die Wasserstoffkerne somit an verschiedenen Stellen mit verschiedenen Larmor-Frequenzen präzedieren (s. Tab 2)

Position entlang des Gradienten	Feldstärke	Larmor-Frequenz
Im Isozentrum	10 000 G	42.5700 Mhz
1 cm negativ zum Isozentrum	9999 G	42.5657 Mhz
1 cm positiv zum Isozentrum	10 001 G	42.5742 Mhz

Tab. 2 Frequenz-Änderungen entlang eines linearen Gradienten
Aus „MRI in Practice“, Westbrook, C. (2005)

Für die räumliche Kodierung werden drei Gradientenfelder entsprechend den räumlichen Achsen x, y, z generiert und entsprechend ihrer Richtung mit G_z , G_y und G_x

bezeichnet. G_z beeinflusst das Hauptmagnetfeld in Richtung der Z-Achse (lange Achse), G_y beeinflusst die Feldstärke entlang der vertikalen Y-Achse und G_x verändert das Magnetfeld in der horizontalen x-Achse.

Schicht-Selektion

Bei der Schichtselektion wird das Hauptmagnetfeld B_0 durch ein Gradientenfeld z.B. in Z-Richtung überlagert, so dass die Larmorfrequenz zum Kopf hin größer wird. Ein HF-Impuls kann nur dort anregen, wo seine Frequenz mit der Larmorfrequenz der Wasserstoffatome einer bestimmten Schicht übereinstimmt. Da ein HF-Impuls immer einen Bereich von Frequenzen (Bandbreite) enthält, wird bei Applikation im Ergebnis immer eine Schicht definierter Dicke angeregt. Dem Zentrum der Frequenzen entspricht die Schichtposition. Die Schichtdicke kann durch Variation der Bandbreite des HF-Impulses oder durch Variation der Steilheit des Magnetfeldgradienten festgelegt werden.

Bei Spin-Echo-Sequenzen wird der Schicht-Wahl-Gradient während der Applikation des 90° -Pulses und während des 180° -Pulses angeschaltet. Bei Gradientenecho-Sequenzen nur während des Exzitationspulses.

Ortskodierung

Nachdem eine Schicht selektiert wurde, muss das aus ihr empfangene Signal entlang ihrer beiden Achsen lokalisiert werden. Dieser Prozess wird Ortskodierung genannt und besteht aus der Zerlegung der Bildinhalte in einzelne Ortsfrequenzkomponenten. Die Anzahl der Voxel in jeder Schichtdimension entspricht der Bildmatrix (z.B. 256×256).

Das MR-Signal, welches einer in der Empfangsspule induzierten Spannung entspricht, lässt sich durch eine Sinusfunktion beschreiben, welche durch Amplitude, Frequenz (Anzahl der Schwingungen pro Zeit) und Phase (Lage des Nulldurchganges der Schwingungen bezüglich der Zeitachse) bestimmt wird. Modifiziert werden können Frequenz und Phase. Folglich erfolgt die Ortskodierung der einen Schichtdimension durch Frequenzkodierung und die der zweiten Schichtdimension durch Phasenkodierung.

Frequenzkodierung

Bei der Frequenzkodierung ist durch ein Gradientenfeld die Larmor-Frequenz der einzelnen Spins während der Messung z.B. anterior größer als posterior. Das empfangene Signal enthält als Folge dessen viele verschiedene Frequenzkomponenten.

Phasenkodierung

Nach Anschalten des Phasenkodiergradienten (z.B. in x-Richtung) wird das Gesamtmagnetfeld links im Körper größer, rechts kleiner. Durch die unterschiedlichen Präzessionsfrequenzen kommt es entlang der x-Achse zu Phasendifferenzen. Nach Abschalten des Gradienten präzedieren alle Spins wieder mit der gleichen Frequenz, während die Phasendifferenzen bestehen bleiben. Die Sinusschwingungen mit ihren unterschiedlichen Phasen entlang der x-Achse addieren sich zu einer Gesamtschwingung mit entsprechender Amplitude und resultierender Signalstärke. Die Größe der Gesamtamplitude ist von dem Ausmaß der Phasendifferenz abhängig und diese wiederum von der Stärke des angewandten Phasenkodiergradienten. Wird eine Sequenz mit einem Phasenkodiergradienten zunehmender Stärke mehrfach wiederholt, erhält man mit jedem dieser Phasenkodierschritte ein unterschiedliches Gesamtresonanzsignal mit Information über die x-Richtung. Die unterschiedlichen Resonanzsignale, die mit jedem Phasenkodierschritt gemessen wurden, werden in einer festgelegten Reihenfolge in eine virtuelle Zahlenmatrix, den k-Raum, eingelesen.

Der k-Raum ist ein mathematischer Datenraum, welcher während der jeweiligen Ortskodierungsschritte mit den jeweiligen gemessenen Daten gefüllt wird. Die horizontale Richtung (K_x) spiegelt die Frequenz-, die vertikale Richtung (K_y) die Phasenrichtung wider. Jede einzelne Messung entspricht einem Phasenkodierschritt und dieser einer Zeile im k-Raum. Das bedeutet, dass für ein Bild mit einer Matrix von beispielsweise 256 Zeilen 256 Phasenkodierschritte und folglich 256 aufeinander folgende Anregungen / Messungen nötig sind. Die Zeit zwischen zwei HF-Anregungen wird Repetitionszeit (TR) genannt. Im Rahmen einer TR werden konsekutiv eine bestimmte Anzahl Schichten angeregt, frequenz- und phasenkodiert

und entsprechend dem Phasenkodiergradienten in den verschiedenen Schichten immer dieselbe Zeile des k-Raumes gefüllt. Bei der darauf folgenden TR geschieht das Gleiche, nur dass eine andere Zeile des k-Raumes gefüllt wird.

Im Zentrum des k-Raumes sind hauptsächlich Kontrastinformationen, in der Peripherie vor allem Rauminformationen enthalten. Aus den gesammelten Bilddaten wird mittels eines mathematischen Algorithmus, der sog. FOURIER TRANSFORMATION, schließlich das fertige Bild berechnet.

Die Scan-Zeit einer konventionellen MR-Akquisition ist hauptsächlich abhängig von der TR, der Matrix oder Phasenmatrix und der Anzahl der Anregungen (NEX). Die Phasenmatrix bestimmt, wie viele Zeilen für einen kompletten Scan gefüllt werden müssen (Phasenmatrix 256 = 256 Zeilen = 256 Phasenkodierschritte = 256 TR). Die Anzahl der Anregungen (NEX) gibt an, wie oft eine Zeile des k-Raumes mit Daten gefüllt wird. Ein Heraufsetzen der NEX von 1 auf 2 bei gleicher TR und Matrix verdoppelt die Akquisitionszeit. Die Gesamtheit der Anregungsimpulse, Gradienten und Messungen wird als MR-Sequenz bezeichnet.

3. MRT-Sequenzen

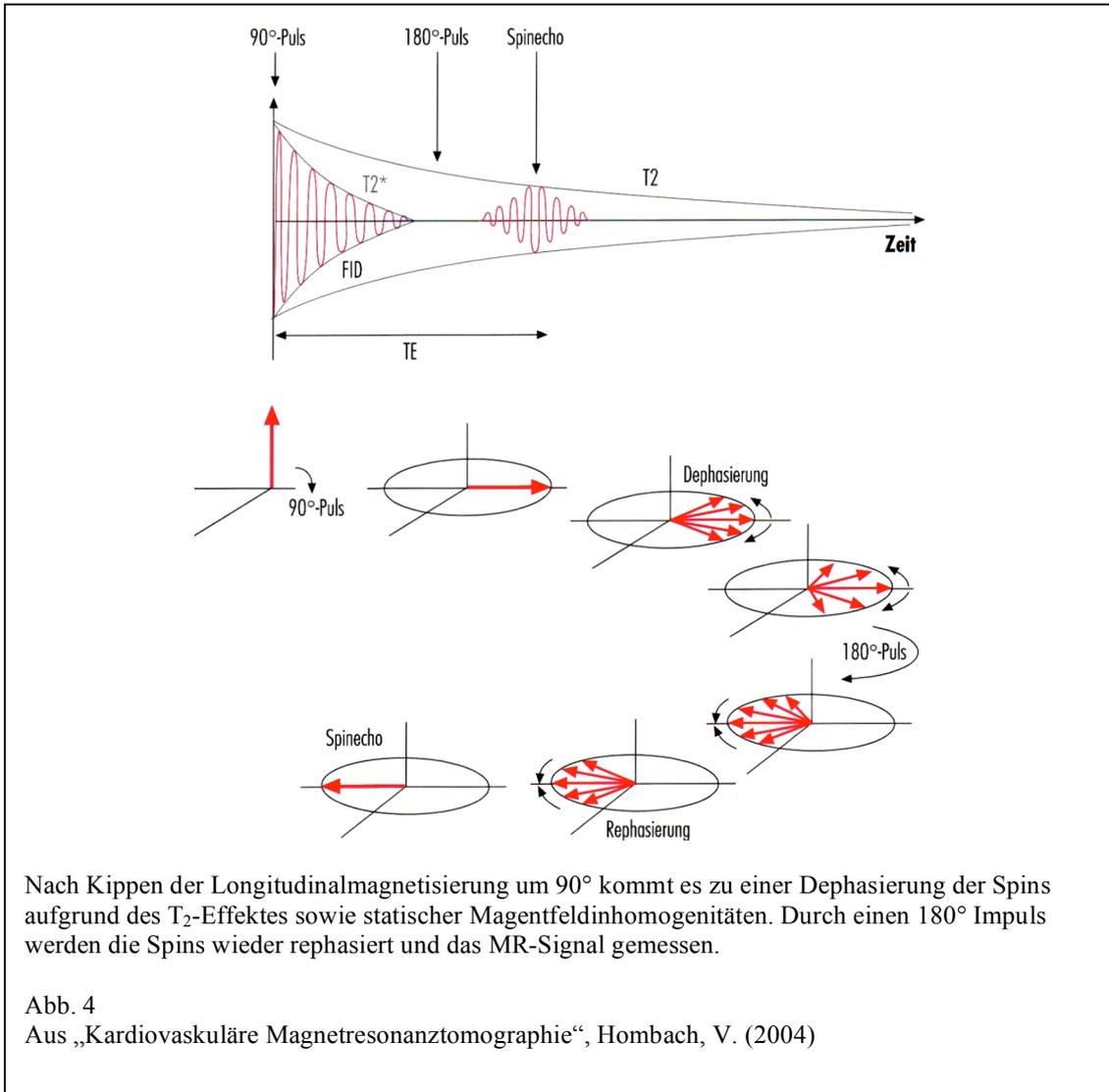
3.1 Allgemeine Sequenztypen

Für die MRT existiert eine Vielzahl von verschiedenen Sequenztypen, welche sich in zahlreichen Punkten voneinander unterscheiden, z.B. in der Art der Spinanregung, der Echoerzeugung, der k-Raumfüllung etc. Die unten aufgeführten „Basis-Sequenz-Typen“ sind Ausgangspunkt für viele weitere Sequenzdesigns.

3.1.1 Spin-Echo-Sequenzen

Eine Spin-Echo-Sequenz (SE-Sequenz) beginnt immer mit einem 90° -Puls (s. Abb. 4). Nach diesem kommt es zu einer Dephasierung der Spins, bedingt durch den T_2 -Effekt, v.a. aber durch den T_{2^*} -Effekt, der auf statischen Inhomogenitäten des Magnetfeldes beruht. Ein 180° -Puls nach $TE/2$ rephasiert die Spins wieder und nach TE sind die Spins wieder in Phase und das MR-Signal wird als Echo gemessen. Der Einfluss von T_{2^*} wird durch diese Art der Rephasierung ausgeschaltet. Die Signalabnahme durch den T_2 -Effekt wird durch den 180° -Puls nicht beeinflusst. Fast-Spin-Echo-Sequenzen (FSE-Sequenz) sind modifizierte SE-Sequenzen, bei denen pro TR

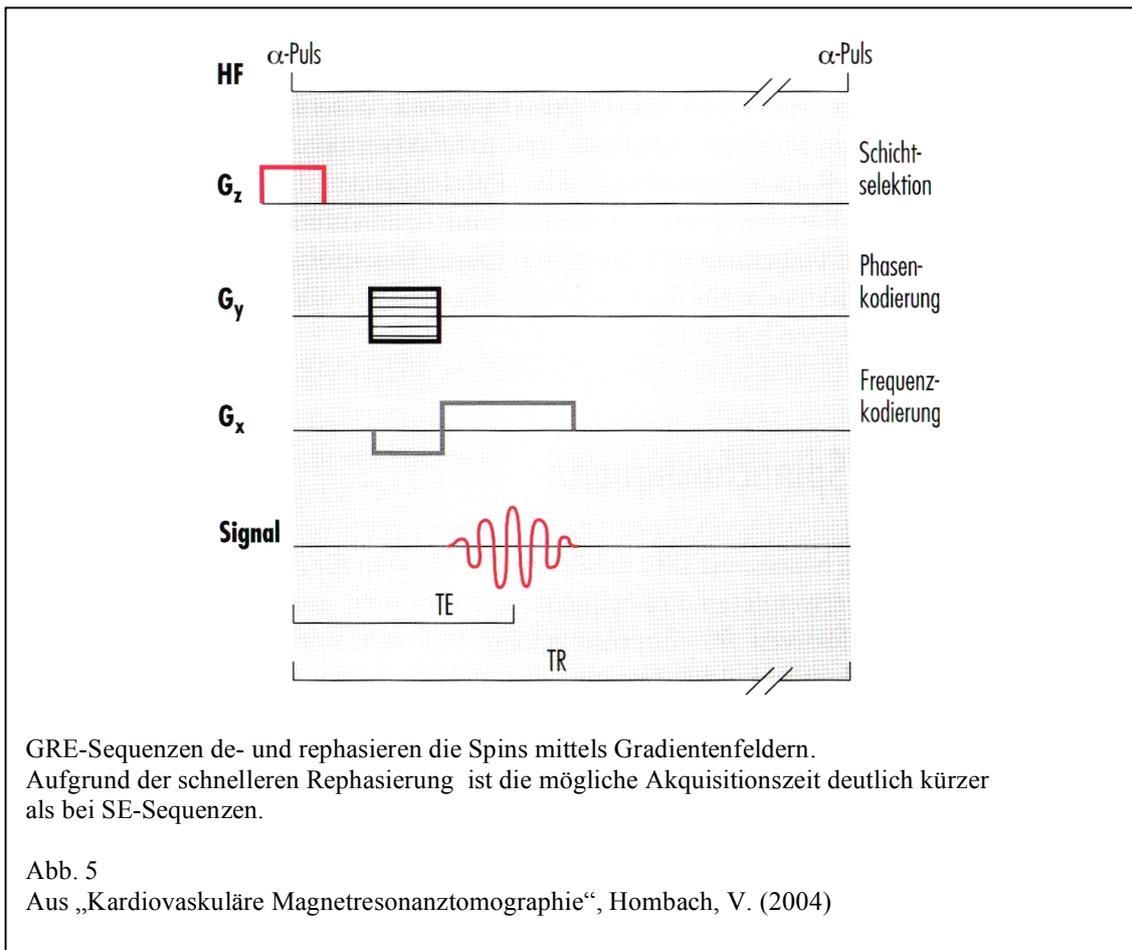
mehrere 180° -Pulse appliziert werden. Zwischen den einzelnen Echos wird der Phasenkodiergradient jedes Mal kurz eingeschaltet. Somit kann man mehrere Messungen mit unterschiedlichen Phasenkodierungen pro Anregung aufnehmen, was eine Serie von Spinechos (Echozüge, Echo-Trains) hervorruft.



3.1.2 Gradienten-Echo-Sequenzen

Die Gradienten-Echo-Sequenz (GRE-Sequenz) bedient sich nicht eines 90° -Pulses, sondern eines variablen Flipwinkels bei der Anregung. Ferner wird das Echo nicht durch einen Hochfrequenzimpuls, sondern durch Gradientenspulen erzeugt. Nachdem die Spins durch einen Frequenzkodiergradienten negativer Polarität dephasiert wurden, werden sie anschließend durch einen Frequenzkodiergradienten positiver Polarität rephasiert und es kommt zum Echo (s. Abb. 5). Aufgrund der schnelleren Rephasierung der Spins durch Gradienten verglichen mit einem 180° -Puls können

sehr kurze TR erreicht werden und folglich auch schnellere Bildaufnahmen. Da statische Feldinhomogenitäten aufgrund des fehlenden 180° -Impulses bei GRE-Sequenzen nicht ausgeglichen werden, nimmt das Signal mit T_2^* ab. Der Bildkontrast wird durch T_2^* bestimmt (T_2^* -Kontrast) und durch TE beeinflusst. Eine große TE führt zu einem T_2^* -Kontrast, eine kurze TE zu einem eher T_1 -gewichteten Bild. GRE-Techniken sind bei der kardialen Diagnostik hilfreich und wichtig, um dynamische Phänomene wie die myokardiale Kontraktion, Herzklappenbewegungen oder Blutfluss darzustellen.



3.2 Signal-zu-Rausch- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis

Zusätzlich zum gewünschten Signal werden auch immer Störsignale – das sog. Rauschen – empfangen. Insbesondere bewegte Ladungsträger im menschlichen Körper sind hierfür verantwortlich.

Das Größenverhältnis vom Signal zum Rauschen wird als Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise-ratio, SNR) bezeichnet und ist von einer Vielzahl von Faktoren abhängig: der Feldstärke des Systems, der Protonendichte des untersuchten Areals, dem Voxelvolumen, der TR, dem Flipwinkel, der NEX, der Bandbreite und der verwendeten Spulenart.

Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (contrast-to-noise-Ratio, CNR) entspricht der Fähigkeit des Auges, Areale mit hohem Signal von solchen mit niedrigem Signal direkt zu unterscheiden. Es ist abhängig vom Quotienten aus der Signaldifferenz von Areal 1 und 2 und der Standardabweichung des Rauschens in einer Hintergrundregion im Bild. [36, 37]

3.3 Artefakte

Die Prozesse der Signalerzeugung sowie der Bildberechnung können durch eine Vielzahl von Faktoren gestört werden, die sich dann als Artefakte im Bild niederschlagen. Typische Artefakte sind:

Bewegungsartefakte, Fluss- oder Pulsationsartefakte der großen Blutgefäße, Chemical-Shiftartefakte, Suszeptibilitätsartefakte und Shadingartefakte.

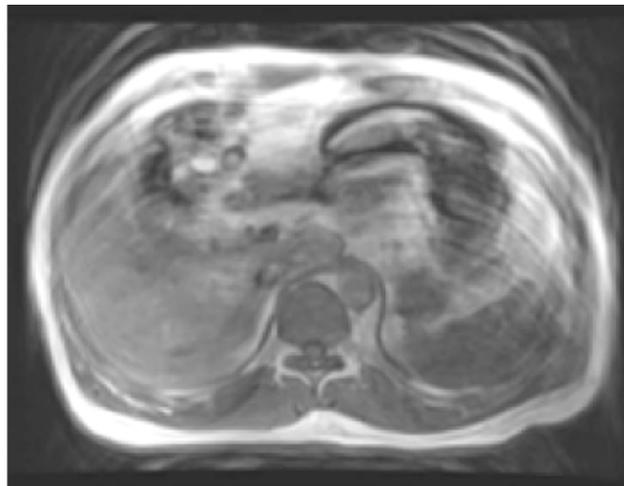
3.3.1 Bewegungs-/ Motionartefakte

Bewegungs- oder Motionartefakte sind das Resultat ablaufender Bewegungsprozesse während der Messung. Herzschlag, Atmung, Blutfluss etc. können zu Artefakten in sehr unterschiedlicher Form führen, wobei man zwei Hauptgruppen unterscheidet: Intra-view-Bewegung und Inter-view-Bewegung.

Erstere beschreiben sehr schnell ablaufende Prozesse während eines Phasenkodierschrittes und spielen z.B. eine Rolle bei sehr schneller Bewegung oder starkem Fluss. Es kann hierbei zu Signalauslöschungs- oder Verschiebungsartefakten kommen.

Inter-View-Bewegungen resultieren aus Veränderungen des Objekts, zwischen zwei benachbarten Phasenkodierschritten, welche zu einer Inkonsistenz der gemessenen k-Raum-Daten führen. „Blurring“ bezeichnet eine Verschmierung der bewegten Strukturen im MR-Bild mit einer damit verbundenen Verringerung der tatsächlichen Bildauflösung und Bildschärfe.

Ghosting-Artefakte („phase mismatching“) treten bei periodischen Bewegungen auf. Hiermit wird das in Phasenkodierrichtung verlaufende schemenartige Replizieren bewegter Strukturen (z.B. Leber, Brust- und Bauchwand) in andere Bildbereiche bezeichnet.[38, 39] Durch Ghosting-Artefakte können anatomische Strukturen im Bild überlagert, verfälscht oder vorgetäuscht und somit die diagnostische Wertigkeit gemindert werden (s. Abb. 6)



Ghosting-Artefakte in Phasenkodierrichtung

Abb.6

Aus Radiographics „MR Artifacts, Safety, and Quality Control“, Zhuo J. (2006)

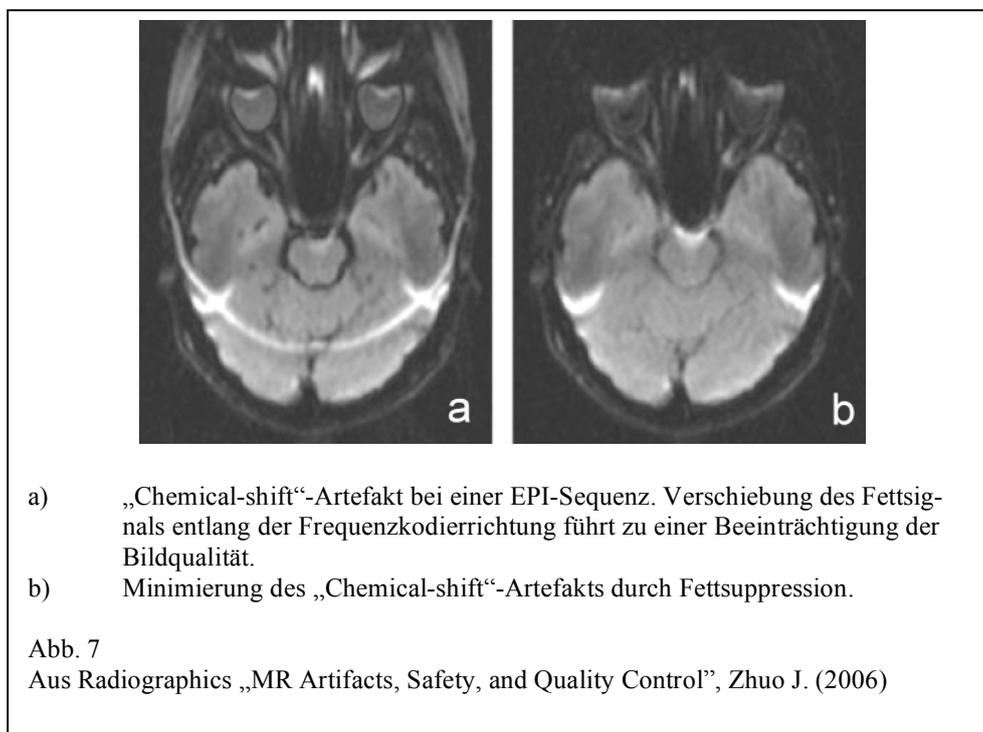
3.3.2 Chemical-Shift-Artefakte

„Chemical-Shift-Artefakte“ basieren auf Unterschieden der Resonanzfrequenz von Gewebewasser- und Fettprotonen, bedingt durch die chemische Bindung der Moleküle. Die die Bindungen vermittelnden Elektronen haben gleich den Protonen magnetische Eigenschaften und bewirken als Elektronenhülle eine Abschirmung und Abschwächung des von außen angelegten statischen Magnetfeldes. Dieses „Gegenfeld“ im Inneren des Moleküls führt zu einem am Ort des Wasserstoffatomkerns veränderten „effektiven Magnetfeld“, dessen Stärke von der chemischen Bindung ab-

hängt. Folglich unterscheidet sich das effektive Magnetfeld von H₂O-Protonen von dem der CH₂-Protonen, was als chemische Verschiebung (chemical shift) bezeichnet wird. Die chemische Verschiebung ist abhängig von der Feldstärke und beträgt bei 0.5 T 73 Hz und bei 1.5 T 220 Hz.[38-40]

Ist bei einer Messung die Bandbreite pro Pixel kleiner als 220 Hz, fallen die Signale von Wasser- und Fettprotonen nicht mehr in ein Pixel, wodurch „Lücken“ (schwarze Streifen) oder Signalüberlagerungen (helle Streifen) im Bild entstehen können.[39]

Chemical-Shift-Artefakten lassen sich u.a. durch Fettsuppression oder Erhöhung der Bandbreite unterdrücken (s. Abb. 7).[38]

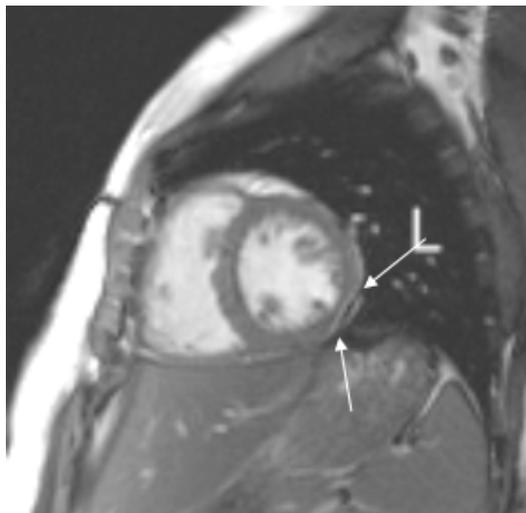


3.3.3 Suszeptibilitätsartefakte

Suszeptibilität ist ein Maß für die Magnetisierbarkeit von Materie und definiert als das Verhältnis von induzierter Magnetisierung zu dem von außen angelegten Magnetfeld. Dies bedeutet, dass verschiedene Gewebe entsprechend ihrer jeweiligen Suszeptibilität in unterschiedlichem Ausmaß magnetisiert werden, wenn ein äußeres Magnetfeld auf sie einwirkt.[39] Im MRT wirken sich die Effekte der magnetischen Suszeptibilität auf zwei Arten aus:

Zum einen bewirken sie Verzerrungen des Magnetfeldes, die zu Unebenheiten in der Schichtwahl und Bildverzerrungen führen, was pathologische Befunde vortäuschen kann. Zum anderen kommt es an den Grenzflächen zwischen zwei Geweben mit unterschiedlicher Suszeptibilität zu lokalen Inhomogenitäten des Magnetfeldes.

Diese Magnetfeldinhomogenitäten führen zu einer schnelleren Dephasierung der Spins, wodurch es mitunter zu sehr ausgeprägten Signalverlusten und verzerrter Geometrie an Orten mit Signal, aber falscher Zuordnung desselben nach Fourier-Transformation kommen kann (s. Abb. 8).[40] Es handelt sich also um einen T_2^* -Effekt. Der Signalverlust ist besonders ausgeprägt an Luft/Weichteil- oder Knochen/Weichteil-Grenzflächen. Spinechosequenzen werden aufgrund des 180° -Impulses weniger durch Magnetfeldinhomogenitäten beeinflusst als Gradientenecho-Sequenzen.[39]



Suszeptibilitätsartefakt im Bereich der dorsolateralen Wand des linken Ventrikels. Angrenzend hieran Lungengewebe.

Abb. 8

3.3.4 Shadingartefakte

Shadingartefakte zeichnen sich durch einen Signalintensitätsverlust im Bild aus. Die Hauptursache für das Auftreten dieser Artefakte liegt in einer uneinheitlichen Anregung der Nuclei innerhalb des Patienten. So kann eine ungenaue Abstimmung der einzelnen Spulenelemente zueinander ein inhomogenes Radiofrequenzfeld der Sende-/Empfangspule als Ganzes bedingen, wodurch es zu ungleichen Signalintensitäts-

ten im Bild und konsekutiv zu einem graduellen Verlust an Helligkeit kommt (s. Abb. 9).[41, 42] Eine weitere Ursache für Shadingartefakte sind Inhomogenitäten im B_0 -Magnetfeld und ein suboptimales Abstimmen (Tunen) der Spule auf die Frequenz der anzuregenden Spins.[43]



Shadingartefakt im Bereich des rechten Ventrikels bei einer STIR-Sequenz.

Abb. 9

4. MRT in der Herzdiagnostik

Die kardiale MRT-Diagnostik basiert prinzipiell auf den gleichen Prinzipien wie die konventionelle MRT-Diagnostik. Allerdings setzen Atembewegung, Herzbewegung und hohe Anforderungen an die räumliche und vor allem die zeitliche Auflösung einige Techniken wie z.B. EKG-Gating und schnelle GRE-Sequenzen für weitgehend artefaktfreie Bilder von hoher Qualität voraus. Im Folgenden werden die für die kardi-ale Bildgebung wichtigen Techniken und Sequenzen genauer erläutert.

4.1 EKG-Triggerung und Atembewegung

Herzkontraktion und Atmung führen zu erheblicher Bewegung, welche zu ausgeprägten Artefakten führt, wenn sie nicht durch Kompensationsmechanismen minimiert wird.

Durch die EKG-Triggerung wird versucht, die Bildgebung auf die Bewegung des Herzens zu synchronisieren. Grundsätzlich wird zwischen prospektivem und retrospektivem Triggern, letzteres auch „Gating“ genannt, unterschieden. Beim prospektiven Triggern erfolgt die Datenakquisition mit einem bestimmten zeitlichen Abstand (trigger delay, TD) zur R-Zacke. Die TR-Zeit der Einzelechosequenz orientiert sich an diesem TD und der Länge des RR-Intervalls. Bei dieser Art der Triggerung können Einzelschichten auf vorher definierte Phasen des Herzzyklus getriggert werden. Die bewegungsärmste Phase des Herzens liegt in der Diastole während der passiven Ventrikelfüllung und umfasst ein Zeitfenster von ca. 80-150 ms.[44, 45].

Beim retrospektiven Gating, wird das EKG kontinuierlich während der Akquisition aufgenommen und gespeichert. Die akquirierten Bilder werden anschließend in der Rekonstruktionsphase den einzelnen Abschnitten des Herzzyklus zugeordnet. Hierdurch können Aufnahmen des Herzens über den gesamten Herzzyklus mit unterschiedlicher zeitlicher Auflösung gewonnen werden. Die EKG-Aufzeichnung umfasst bei den meisten Systemen drei Ableitungen. Die Platzierung der Elektroden erfolgt ventral oder dorsal in Abhängigkeit von der Lage der elektrischen Herzachse. Zu berücksichtigen ist, dass die Oberflächenelektroden auch andere elektrische Ströme registrieren, z.B. solche, die durch das magnetische Feld des Blutstromes selbst in der Aorta und den Kammern induziert werden, und es somit zu Fehlinterpretationen kommen kann. Solche Effekte können bei der Positionierung der Elektroden erkannt und durch eine Änderung der Platzierung vermieden werden. Als günstig erweist sich das Anbringen der EKG-Elektroden in einem Abstand von circa 10 cm zueinander.[46]

Atembewegung

Analog zur Herzbewegung führt auch die Atembewegung zur Auslenkung des Herzens, welche die Größe der dargestellten Strukturen weit übersteigen kann und damit die räumliche Auflösung stark herabsetzt. Um dieses zu vermeiden, haben sich verschiedenen Techniken etabliert. Hierzu zählt die Atemanhaltetechnik („breathhold“), bei welcher der Patient während der Bildakquisition die Luft anhält. Für die Überwachung der Atmung werden externe Atemsensoren wie Atemkissen oder Atemgurte verwendet, die die Bewegung von Brust und Bauchwand registrieren. Die Atemanhaltetechnik ist die simpelste und am häufigsten verwendete Methode, aller-

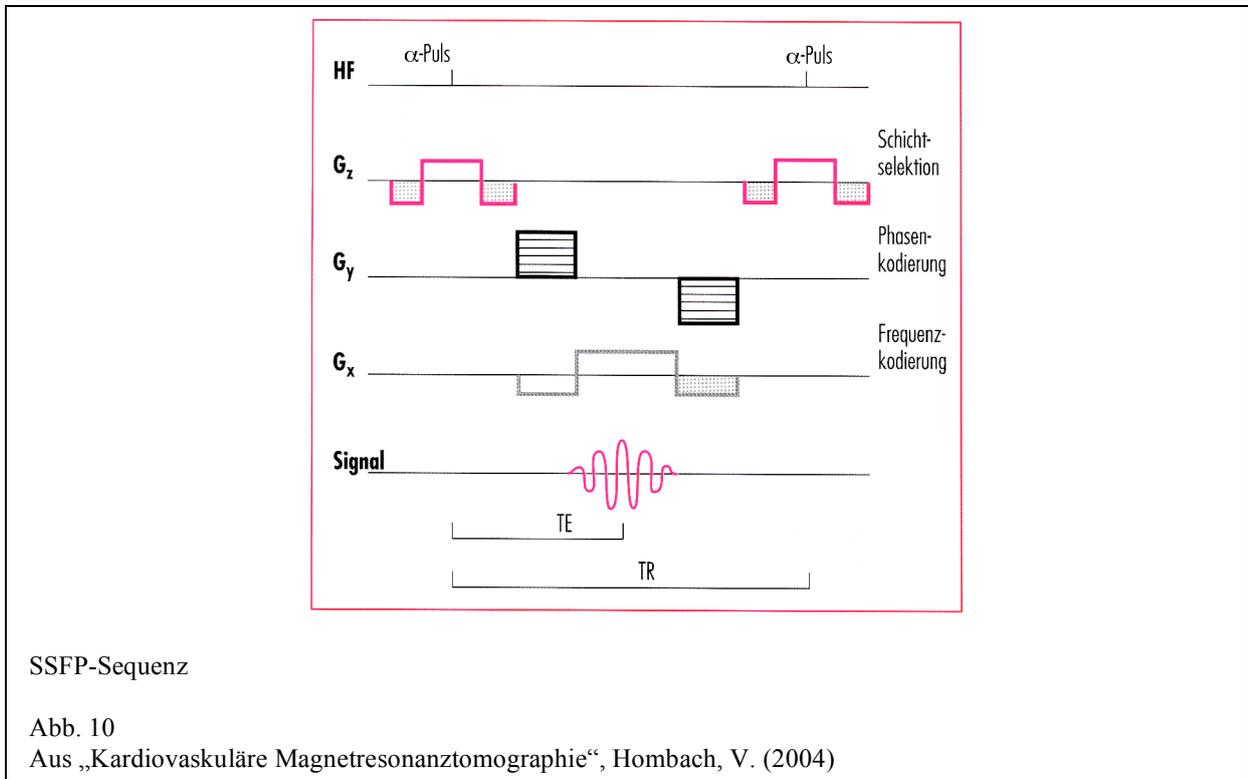
dings sollte die Akquisitionsdauer nicht länger als 30 Sekunden betragen. Insbesondere Patienten mit Dyspnoe haben oft Probleme, den Atem über die gesamte Messzeit anzuhalten. In Expirationslage ist die Reproduzierbarkeit der Zwerchfellposition und der Schichtebene am größten, weshalb die Akquisition vorzugsweise endexpiratorisch durchgeführt werden sollte.

Bei der Navigatortechnik wird die Atemposition direkt am Zwerchfell gemessen, indem vor der eigentlichen Messung ein eindimensionales MR-Signal des Diaphragmas (sog. Navigatorecho) erzeugt wird. Sie ist für längere Untersuchungen geeignet, bei welchen die Atemanhaltetechniken nicht durchführbar sind, z.B. bei der MR-Koronarangiographie.

Nach Festlegung eines expiratorischen Gating-Fensters in Zwerchfellhöhe und Aufnahme eines Referenz-Profiles in Expiration wird in der folgenden Untersuchung bei jedem Herzschlag direkt vor der Messung ein Navigatorprofil erstellt. Es folgt ein Vergleich mit dem Referenz-Profil und die Bestimmung des Grades der Abweichung. Eine Messung findet nur dann statt, wenn die Abweichung innerhalb eines begrenzten Rahmens liegt. Ein Nachteil bei diesem Verfahren besteht darin, dass es nicht zeitgleich mit der MR-Bildgebung erfolgt, sondern mit der Bildgebungssequenz verschachtelt werden muss, was eine Verlängerung der Messzeit bedingt. Die Navigator-Technik eignet sich weniger gut für „Steady-state-free-precession“-Sequenzen (SSFP, s.u.), deren Kontrast durch schnelle, regelmäßige Repetition bestimmt wird. Eine Verzahnung von Navigator- und Bildgebungssequenz führte bei einer SSFP-Sequenz zu einem inakzeptablen TR-Anstieg.[37]

4.2 Spezielle MRT-Sequenzen

4.2.1 Balanced-Steady-State-Free-Precession- (SSFP) -Sequenzen



Im Rahmen der funktionellen Beurteilung des Herzens spielen balanced-SSFP-Sequenzen eine große Rolle, da sie bei einem hohen SNR einen sehr guten Kontrast zwischen Myokard und Blut und darüber hinaus auch eine sehr gute zeitliche Auflösung bieten.[47, 48] Durch diese Eigenschaften werden SSFP-Sequenzen heute für Cine-Imaging, Real-Time-Imaging, myocardial Tagging sowie die Koronarangiographie eingesetzt.

In Abhängigkeit von den Herstellern existieren für balanced-SSFP-Sequenzen verschiedene Synonyme (fast imaging with steady precession (trueFISP), fast imaging employing steady-state acquisitions (FIESTA) oder balanced fast field echo (bFFE) für Siemens, GE und Philips). SSFP-Sequenzen sind GRE-Sequenzen, die sich dadurch auszeichnen, dass der Grad der Magnetisierung unter bestimmten Bedingungen nach mehreren Exzitationsimpulsen und TR auf einem stabilen Niveau – dem „steady state“ – bleibt.

Zu diesen Bedingungen gehört ein konstanter Flipwinkel α , eine weitgehend konstante Dephasierung Θ der Spins innerhalb einer TR (abhängig von der räumlichen Position und Gradientenstärke und -dauer) und die TR selbst. Gängige Sequenzparame-

ter sind ein Flipwinkel α von $30 - 45^\circ$ und eine TR von 20-50 ms.[36] In SSFP-Sequenzen ist die Signalstärke S durch das Verhältnis von T_2 zu T_1 bestimmt, gemäß der Formel:

$$S = \frac{1}{2} M_0 \sqrt{\frac{T_2}{T_1}} \quad [49]$$

Hieraus ergibt sich, dass der Kontrast zwischen zwei Geweben umso größer ist, je unterschiedlicher ihre T_2/T_1 -Ratios sind, wie dieses bei Blut und Muskel bzw. Myokard der Fall ist. SSFP-Sequenzen sind besonders unempfindlich gegenüber Fluss, im Gegenteil: Der Kontrast wird durch sog. „Inflow“-Effekte oder „Einflussphänomene“ noch verbessert.[37]

Für die Herzbildgebung werden insbesondere balanced-SSFP-Sequenzen eingesetzt, welche eine Untergruppe der SSFP-Sequenzen darstellen, neben non-balanced SSFP wie z.B. FLASH (GRASS,FAST;FFE) oder CE-FAST (PSIF, T_2 -FFE). Der Unterschied besteht darin, dass bei Balanced-SSFP das Ausmaß der Nettomagnetisierung am Beginn der TR (nach dem HF-Impuls) und am Ende eines TR-Intervalls (kurz vor dem HF-Impuls) nahezu gleich ist.

Dieses wird dadurch erreicht, dass alle Gradienteneffekte kompensiert werden, d.h. Dephasierungsanteile (negative Gradienten) werden mit Rephasierungsgradienten (positive Polarität) rückgängig gemacht und umgekehrt (s. Abb. 10). Hierdurch ist die noch bestehende Transversalmagnetisierung vor jedem α -Puls in Phase und führt zu einem höheren Spinechosignal als bei non-balanced SSFP.[37, 50]

4.2.2 Inversion Recovery Sequenzen

Inversion Recovery-Sequenzen (IR-Sequenzen) sind SE-Sequenzen, bei welchen zunächst ein 180° -Puls ausgesandt wird, welcher die Längsmagnetisierung durch die transversale Ebene in die umgekehrte longitudinale Ebene und somit in volle Sättigung kippt. Nach Wegfall des 180° -Pulses relaxiert der Vektor zurück in Richtung B_0 . Noch vor Erreichen der vollständigen longitudinalen Relaxation wird ein 90° -Puls eingestrahlt, der den Vektor in die transversale Ebene klappt. Nach einem weiteren 180° -Puls (zur Rephasierung) wird ein Spinecho-Signal empfangen. Der Zeitraum von 180° - bis 90° -Impuls wird als Inversionszeit (TI: time from inversion) bezeichnet.

Der Bildkontrast hängt wesentlich von der TI ab. Bei entsprechender TI enthält man ein stark T_1 - gewichtetes Bild, was bei Geweben mit verschiedenen T_1 -Zeiten ausgenutzt werden kann, z.B. Fett und Wasser.[40] Bei der *STIR* Sequenz (short tau inversion recovery) entspricht die TI (oder TAU) derjenigen Zeit, die Fett braucht, um nach einem 180° -Inversionspuls komplett in die Transversalebene zu kippen. Wird an diesem *Nullpunkt* ein 90° -Puls eingestrahlt, kippt der Transversalvektor zurück in die Longitudinalebene und das Signal für Fett erlischt. Eine TI von 100-175 ms führt zu einer Fettsuppression. [36, 51] Im kardiovaskulären Bereich kann zur Darstellung von Narben der 180° -Vorpuls in Kombination mit einer T_1 -Gradientenechosequenz genutzt werden. Hierbei wird normales Myokardsignal unterdrückt, während sich Narbengewebe mit kürzerer T_1 weiß bzw. hyperintens darstellt.[37]

In der **Double Inversion Recovery Sequenz** wird ein sog. „Black-Blood-Puls“ zur Unterdrückung des Blutsignals verwendet. Der Black-Blood-Puls besteht aus einer Folge von zwei 180° -Pulsen, welche unmittelbar nacheinander gesendet werden. Während der erste (sog. Blockpuls) nicht schichtselektiv ist und im gesamten Bereich der Sendespule (Thorax) die Magnetisierung invertiert, ist der zweite 180° -Puls schichtselektiv und dreht die Magnetisierung in der Messschicht wieder zurück. Die Magnetisierung des in die Messschicht einströmenden Blutes beginnt zu relaxieren und ist nach einer von TR abhängigen Verzögerung gleich null. Das Blutsignal ist folglich unterdrückt, wenn in diesem Moment die kontrastrelevanten Messwerte der eigentlichen Sequenz gemessen werden.[52] Einsatz findet der Black-Blood-Puls z.B. bei Turbo-SE-Sequenzen zur morphologischen Darstellung des Herzens.

5. Parallele Bildgebung (pMRT)

Die Verkürzung der Messzeit wurde in der Vergangenheit durch neue Entwicklungen auf methodischer und auf technischer Seite möglich. Neue Gradientensysteme mit hoher Gradientenstärke (≈ 30 -60 mT/m) und kurzen Schaltzeiten führten zu einer signifikanten Senkung der Datenaufnahmezeit.

Mit der Einführung der parallelen Bildgebung konnte die Messzeit weiter verkürzt werden.[53, 54] Überdies ermöglicht dieser Aufnahmealgorithmus bei gegebener Akquisitionszeit eine höhere räumliche und auch eine höhere zeitliche Auflösung in der dynamischen Bildgebung.[55]

Grundprinzip der parallelen Bildgebung ist die gleichzeitige Akquisition von Bilddaten über zwei oder mehr Empfangsspulen mit unterschiedlicher räumlicher Sensitivität.

Zum Einsatz kommen hierfür so genannte HF-Spulenarrays (phased arrays), welche aus einer Reihe von HF-Oberflächenspulen bestehen, von denen jede Einzelspule ihren eigenen Empfangskanal besitzt. Während der Messung werden die Datenlinien des k-Raumes parallel mit den gemessenen Werten jedes einzelnen Spulensegmentes gefüllt, wobei ein Segment z.B. nur jede 2. oder 3. Datenzeile aufnimmt. Es wird also die Anzahl der Phasenkodierschritte reduziert und dadurch die Dauer der Datenakquisition um den Reduktionsfaktor R von 2 bzw. 3 vermindert. Die reduzierte Akquisition führt in den Einzelspulenbildern zu einer Reduktion des FOV und der damit verbundenen Einfaltung überstehender Bildanteile. Zur Beseitigung der Einfaltungsartefakte sind die unterschiedlichen Spulensensitivitäten von entscheidender Bedeutung. Von jedem Element des Spulen-Arrays liegt ein separates Bild mit reduziertem FOV vor. In den Einzelbildern sind durch die Faltung verschiedene Bildanteile überlagert und dadurch nicht unterscheidbar. Die Überlagerung erfolgt aber mit unterschiedlichen Gewichtungen entsprechend der Sensitivität des jeweiligen Elements. Aus der Kenntnis dieser Sensitivitäten lassen sich die überlagerten Anteile trennen und damit ein faltungsfreies Bild im ganzen FOV rekonstruieren (s. Abb. 11, 12, 13).

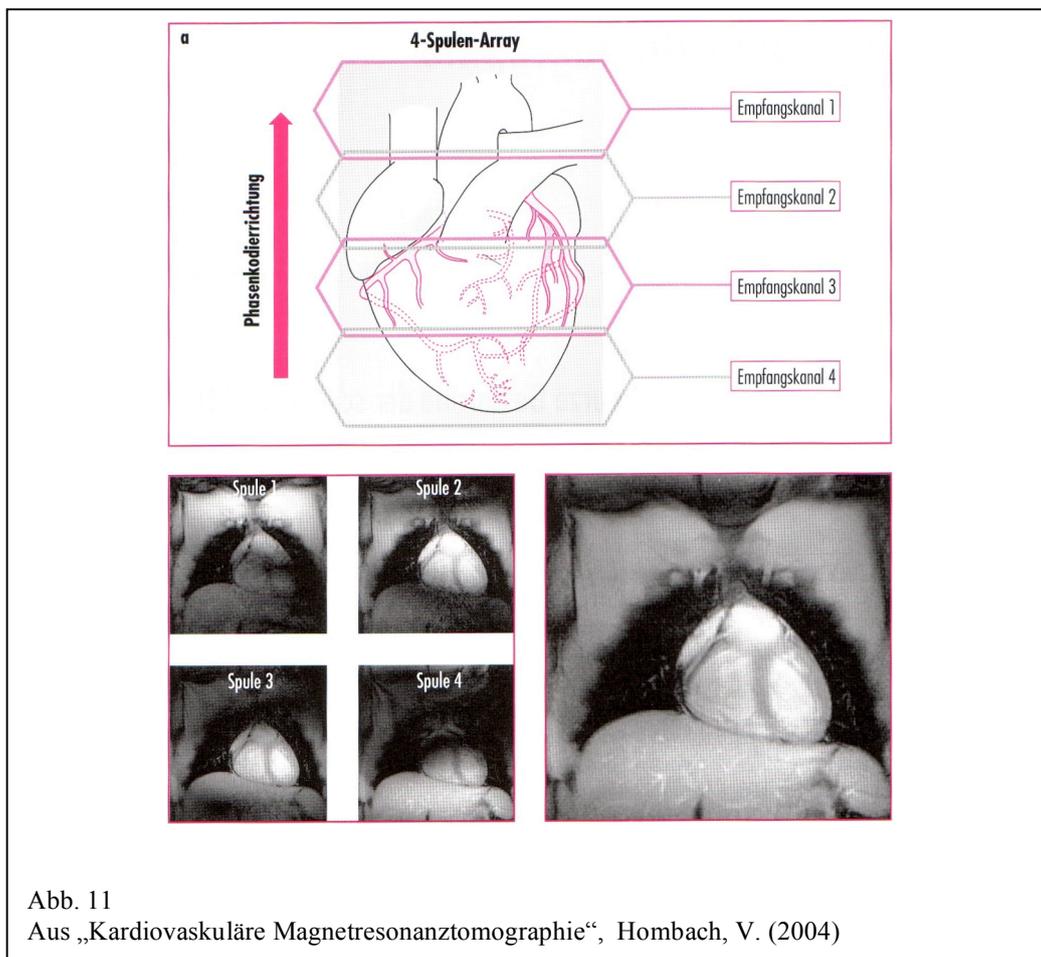
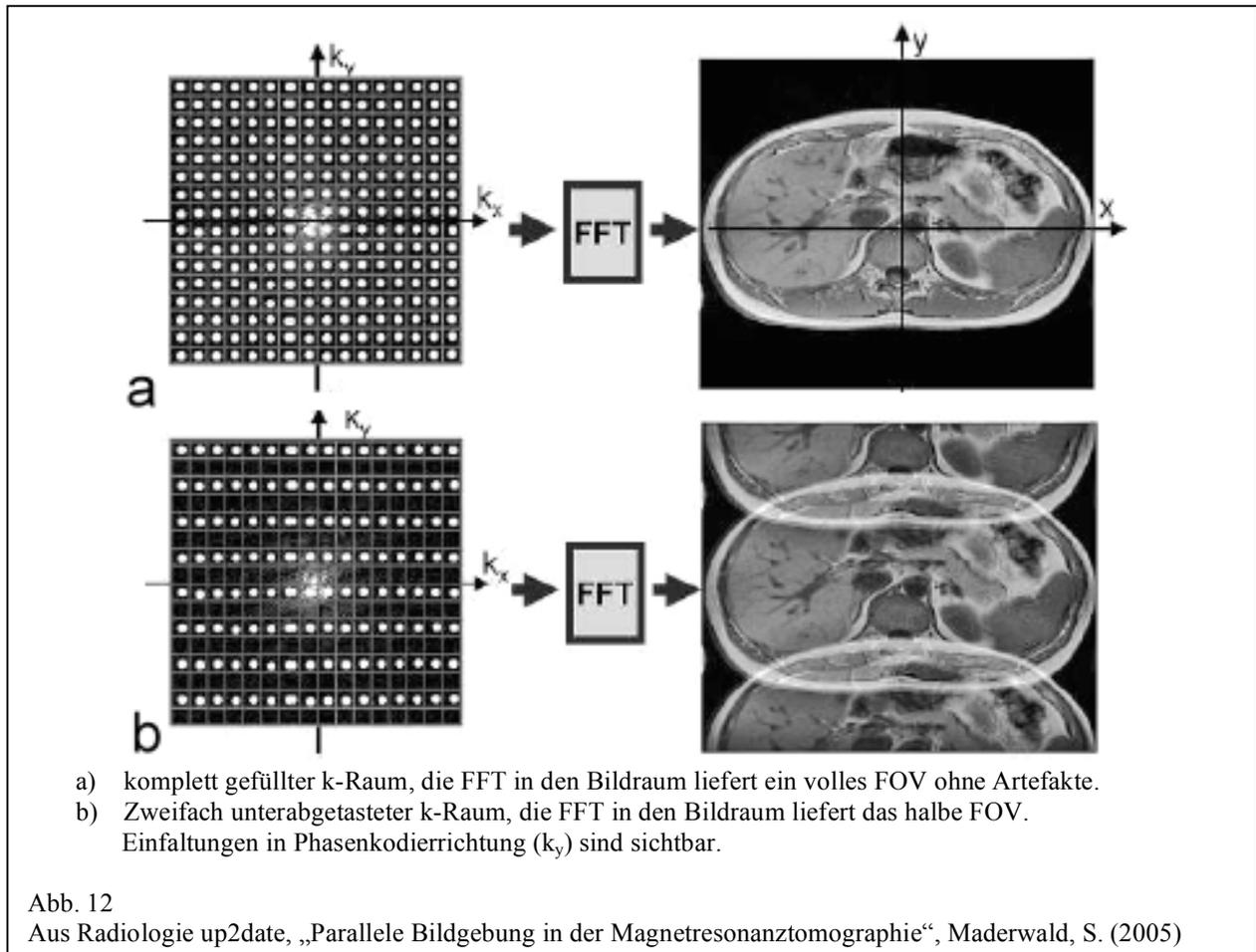


Abb. 11
 Aus „Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie“, Hombach, V. (2004)

Während der Bildrekonstruktion können somit Bilddaten, die normalerweise nacheinander in Phasenkodierschritten akquiriert würden, durch Daten ersetzt werden, die aus der komplementären Information der verschiedenen Empfangskanäle stammen.[37, 54, 56] Im Ergebnis wird durch eine Reduktion der Anzahl der Phasenkodierschritte eine Verkürzung der Bildmesszeit erreicht.



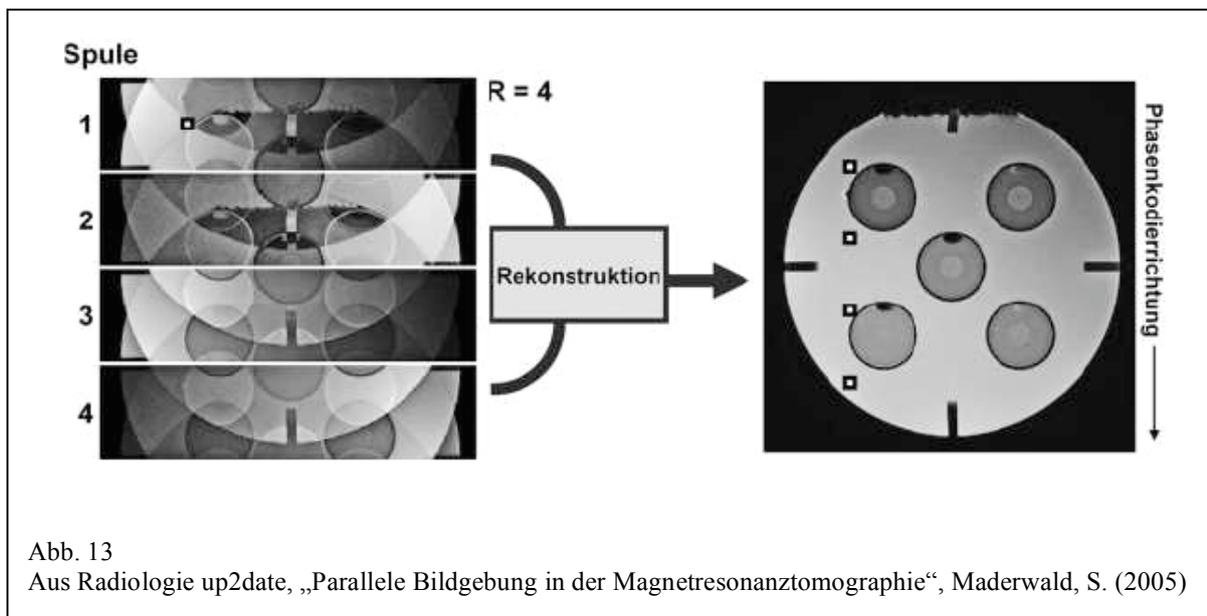
Für die Bildrekonstruktion existieren mehrere Algorithmen, die sich in zwei Obergruppen einteilen lassen: die k-Raum-Klasse und die Bilddatenraum-Klasse.

Zur k-Raum-Klasse zählen Rekonstruktionsverfahren, bei denen fehlende k-Raum-Linien mithilfe benachbarter aufgenommener k-Raum-Linien unter Zuhilfenahme der bekannten Spulensensitivitäten berechnet werden und so ein vollständiger k-Raum generiert wird.

Hierzu zählen SMASH (simultaneous acquisition of spatial harmonics), AUTO-SMASH oder GRAPPA (generalized autocalibrating partially parallel acquisitions).

Techniken, die im Bilddatenraum arbeiten, sind SENSE (sensitivity encoding / Philips), mSENSE (Siemens) ASSET (GE) oder PILS (partially parallel imaging with lo-

calized sensitivities). Bei SENSE werden zunächst alle unterabgetasteten k-Räume der einzelnen Spulen in den Bildraum transformiert (Fourier-Transformation). Zum Generieren des kompletten Bildes mit vollem FOV aus den Einzelbildern muss der Effekt der Signalsuperposition durch Einfaltungen entfernt werden. Ein Punkt im reduzierten FOV erhält die Information von vielen Punkten des vollen FOV. Diese gleichmäßig verteilten Pixel im vollen FOV sind mit der Spulensensitivität ihrer richtigen Lage gewichtet, wodurch man das Signal eines örtlich bekannten Pixels, das mit einem der Spulenelemente aufgenommen wurde, in Vektorform aufschreiben kann. Erstellt man diesen für jeden Pixel und alle Spulenkanäle, so lassen sich diese Informationen in einer Matrix zusammenschreiben, welche die Sensitivitäten aller Spulenelemente mit den R superponierten Positionen beschreibt. Durch Matrixinversion für jeden Pixel des reduzierten FOV lassen sich die Bilder schließlich entfalten.[57]



Für die erfolgreiche Bildrekonstruktion ist bei beiden Gruppen die genaue Kenntnis der räumlichen Empfindlichkeitsfunktionen jedes Spulensegments notwendig.[58] Diese werden durch zusätzliche Messungen (Kalibrierungsscans) vor der eigentlichen Bildakquisition direkt am Untersuchungsobjekt ermittelt.

6. Herleitung der Aufgabenstellung

In der MRT-Diagnostik gab es in den letzten Jahre große Fortschritte. Dank schnellerer Gradienten, optimierter Sequenzen wie SSFP und benutzerfreundlicher Oberflächen ist die MRT auch in der kardialen Diagnostik ein etabliertes Verfahren geworden. Dennoch stößt die kardiale MRT oft an ihre Grenzen, was unter anderem durch die hohen Anforderungen an die zeitliche und räumliche Auflösung bedingt ist.

Ferner beeinflussen und limitieren Herzbewegung, Atembewegung und Blutfluss oft Bildakquisition und Bildqualität. In der MR-Koronarangiographie ist die Hauptlimitation noch immer die Inkonsistenz einer diagnostisch verwertbaren Bildqualität, deren Hauptursache eine unzureichende Unterdrückung respiratorischer Artefakte ist.[56] Die Entwicklung noch schnellerer Gradientensysteme wird durch das Risiko der peripheren Nervenstimulation gebremst.[59]

Die pMRT stellt eine relativ neue Methode dar, welche eine schnellere Datenakquisition und damit Verkürzung der notwendigen Atemanhaltezeit, sowie eine Verbesserung der zeitlichen Auflösung gegenüber konventionellen MR-Bildgebungstechniken ermöglicht.

Dem Benefit der beschleunigten Datenerhebung steht allerdings der Verlust von SNR entgegen, gemäß der Formel:

$$SNR_{parallel} = \frac{SNR_{full}}{g\sqrt{R}}$$

Das SNR ist um den Faktor \sqrt{R} in der beschleunigten Datenakquisition verringert. Wird ein Bild also mit der Hälfte der Phasenkodierschritte gemessen ($R=2$), ist das SNR effektiv um einen Faktor $\sqrt{2}$ reduziert. Der Faktor g steht für Rauschen oder Geometrie-Faktor (geometry factor) und beschreibt die Fähigkeit der gewählten Spulenkonfiguration zur Auftrennung der Bildintensitäten in einem Pixel in die einzelnen überlagerten Beiträge.[58] G ist normalerweise ein komplexer Wert ≥ 1 und abhängig von mehreren Faktoren wie Spulendesign, Scan-Ebene, Phasenkodierrichtung, Empfangs-Rauschen und dem Reduktionsfaktor R .[54]

Eine Verringerung des Reduktionsfaktors R oder von g führte nach o.g. Formel zu einer Verringerung des SNR-Verlustes, aber auch wieder zu einer längeren Dauer der Bilddatenerhebung. Neben Veränderungen im Spulendesign [60] ist insbesondere der Einsatz höherer Feldstärken ein Ansatz, um die mit der parallelen Bildgebung

verbundene SNR-Verringerung zu kompensieren. Eine Verdoppelung der magnetischen Feldstärke B_0 von 1.5 T auf 3.0 T führt theoretisch zu einer Verdoppelung des SNR.[61]

Trotz einer steten Zunahme von 3.0-T-MRT-Scannern im klinischen Alltag gab es zu Beginn der Studie nur wenige Studien, die das SNR bei verschiedenen Feldstärken untersucht hatten. Diese zeigten einen signifikanten SNR-Anstieg bei größerer Feldstärke, berichteten aber auch über Probleme hinsichtlich der Bildqualität aufgrund von Inhomogenitäten im statischen Magnetfeld B_1 und SAR- Beschränkungen. [62-64]

Ein Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung der Durchführbarkeit kardialer Untersuchungen unter Implementierung von parallelen Bildgebungstechniken sowohl bei 1.5 als auch bei 3.0 T.

Ferner sollten im direkten Vergleich von 1.5 und 3.0 T ohne und mit pMRT die Unterschiede der Hochfeld-MRT sowie der parallelen Bildgebung gegenüber der „normalen MRT-Herzbildgebung“ herausgearbeitet und letztlich ihr Nutzen für die kardiale Diagnostik untersucht werden.