

VI. ZUSAMMENFASSUNG und AUSBLICK

Sowohl die Hochfeld-MRT als auch die pMRT besitzen das Potenzial, die Anwendbarkeit und Effektivität der kardialen MRT weiter zu steigern, einerseits durch eine zu erwartende höhere Signalstärke bei 3.0 T, andererseits durch eine deutliche Verkürzung der Untersuchungszeit bei höherer Akquisitionsgeschwindigkeit und/oder einer höheren räumlichen Auflösung bei gleich bleibender Akquisitionszeit.

Neben den Vorteilen gehen mit beiden Methoden auch Nachteile einher. Bei 3.0 T stehen hier eine erhöhte Energieaufnahme im Gewebe, eine erhöhte Anfälligkeit für Artefakte durch B_1 -Feldinhomogenitäten sowie das vermehrte Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten im Vordergrund, bei der pMRT vornehmlich die Verringerung der Signalstärke.

Durch den komplementären Einsatz der Hochfeld-MRT bei 3.0 T sowie der pMRT und den damit verbundenen synergistischen Effekten, ist es theoretisch möglich, die Nachteile der einzelnen Methoden zu überwinden.

Vor diesem Hintergrund unterzogen sich 20 Probanden einer kardialen MRT-Untersuchung bei 1.5 T und 3.0 T ohne und auch mit Einsatz von pMRT unter der Fragestellung der generellen Durchführbarkeit der kardialen MRT mit 3.0 T und pMRT, sowie dem Vergleich zwischen 1.5 T und 3.0 T hinsichtlich quantitativer und qualitativer Ergebnisse.

Die vorliegende Studie hat die generelle Anwendbarkeit von 3.0 T in der kardialen MRT sowohl ohne als auch mit Einsatz der pMRT aufgezeigt. Unter 3.0 T fand sich sowohl bei den Cine-SSFP-Sequenzen als auch bei den FSE-Sequenzen im Mittel ein Zuwachs des SNR und CNR. Dieser war abhängig von der verwendeten Sequenzart, der Wichtung, der Schichtorientierung, vom jeweiligen Herzsegment und von dem Auftreten von Artefakten. Bei den Cine-Sequenzen war die Bildqualität bei 3.0 T im Mittel nicht signifikant schlechter, trotz vermehrten Auftretens von Suszeptibilitätsartefakten, und somit ebenso ausreichend für die diagnostische Beurteilung wie die mit 1.5 T akquirierten Aufnahmen. Hinsichtlich der FSE-Sequenzen war die Bildqualität bei 3.0 T erneut mit der von 1.5 T vergleichbar und somit für diagnostische Zwecke ausreichend. Jedoch zeigten sich Unterschiede zwischen den einzelnen Wichtungen und den Sequenztypen. Das vermehrte Auftreten von Shading-

Artefakten, insb. bei der STIR-Sequenz, erschwerte die Beurteilbarkeit des rechten Ventrikels deutlich.

In der vorliegenden Studie konnte erfolgreich die Anwendbarkeit der pMRT sowohl bei 1.5 T als auch bei 3.0 T demonstriert werden. Bei beiden Feldstärken kam es zu einer signifikanten Verringerung der Messzeit. Der Einsatz der pMRT ging bei beiden Feldstärken mit einem Signalverlust einher, welcher bei 3.0 T geringer als erwartet ausfiel. Die mit pMRT akquirierten Bilder wiesen bei 1.5 T eine gute Bildqualität auf, die mit den normal akquirierten Aufnahmen vergleichbar war. Die mit pMRT akquirierten Bilder bei 3.0 T schnitten aufgrund vermehrter Artefakte schlechter ab als die normal akquirierten, waren jedoch noch immer ausreichend gut für diagnostische Fragestellungen.

Der Vergleich zwischen normaler Bildgebung bei 1.5 T und pMRT bei 3.0 T zeigte, dass der mit pMRT verbundene Signalverlust durch das höhere Baseline-SNR und -CNR bei 3.0 T gegenüber 1.5 T mehr als kompensiert werden kann.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die kardiale MR-Bildgebung bei 3.0 T zusammen mit der pMRT durchführbar und geeignet ist für die Beantwortung von morphologischen und funktionellen Fragestellungen. Durch einen synergistischen Einsatz lassen sich die sowohl mit 3.0 T als auch mit der pMRT verbundenen Nachteile zu großen Teilen kompensieren.

Der gemeinsame Einsatz von pMRT und höheren Magnetfeldern ermöglicht eine deutliche Verbesserung der kardialen MRT hinsichtlich der Geschwindigkeit der Bildakquisition, der Effizienz des Untersuchungsablaufs und schließlich des Patientenkomforts.

Die Einführung der pMRT bedingt weitere Entwicklungen im Spulendesign, sowohl was die Detektortypen und Anzahl der Einzelspulen als auch die geometrische Anordnung von Phased-Array-Spulen betrifft. Besaßen bei Einführung der pMRT die meisten klinischen Phased-Array-Spulen maximal 4 bis 6 Spulenelemente, existieren heute MR-Spulen-Prototypen mit 16 [92], 32 [93, 94] und 64 Elementen [95]. 32-Kanal-Systeme sind heutzutage bereits im klinischen Einsatz. Hinsichtlich der Spulengeometrie bestehen zahlreiche Variationen, angefangen bei den sog. „Simple-loop“-Oberflächenspulen bis hin zu sog. „Wrap-around“-Oberflächenspulen. Bei Letz-

teren handelt es sich um Mehrkanal-HF-Spulen mit mehrdimensionaler Anordnung, welche aufgrund ihres multidimensionalen Charakters eine simultane Beschleunigung in mehreren Raumrichtungen erlauben und im Vergleich zu eindimensionalen Ansätzen mit geringeren g-Faktoren und somit einem niedrigeren SNR-Verlust assoziiert sind.[96, 97]

Dieser Ansatz erfordert gleichermaßen modifizierte Bildgebungstechniken, so dass z.B. bei 3D-Techniken eine Datenreduktion entlang der Phasen- und Schichtkodierungsrichtung vorgenommen werden kann.[98]

Eine mehrdimensionale parallele MRT ermöglicht eine kardiovaskuläre MR-Bildgebung, die gegenüber dem herkömmlichen Ansatz etwa zehn- bis zwanzigfach beschleunigt ist.[98] Der damit verbundene Geschwindigkeitsvorteil bietet die Möglichkeit einer schnelleren Aufnahme großvolumiger 3D-Datensätze, die entweder das gesamte Herz oder das zu untersuchende Gefäßsystem in kraniokaudaler Richtung abdecken.[99] Unter Verwendung einer HF-Spulenordnung mit 32 unabhängigen Kanälen erreichten Niendorf et al. einen Beschleunigungsfaktor von 8 an einem 1.5 T - MR-System, welcher eine Koronarbildung unter Komplettabdeckung des Herzens innerhalb kurzer Atemhaltephasen erstmals ermöglichte.[100]

Durch die Synergie zwischen massiv beschleunigter pMRT und hohen Magnetfeldern rücken Beschleunigungsfaktoren von $R = 20$ bei 3.0 T Systemen in realistische Reichweite, was den Trend hin zu Anwendungen mit kompletter Herzabdeckung weiter fördern wird.[66]