

Kardiologie 2025 · 19:308–324

<https://doi.org/10.1007/s12181-025-00746-8>

Angenommen: 18. März 2025

Online publiziert: 30. April 2025

© Deutsche Gesellschaft für Kardiologie – Herz- und Kreislaufforschung e.V. Published by Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von Springer Nature – all rights reserved 2025



DGK-Empfehlung: Herz-MRT-Untersuchungen bei Patienten mit Herzschrittmachern und implantierbaren Kardioverter-Defibrillatoren

Aus der Kommission für Klinische Kardiovaskuläre Medizin

A. Yilmaz¹ · N. Becher² · C. Mahnke³ · T. Reiter⁴ · C. Sohns⁵ · N. Abanador-Kamper⁶ · A. Schuster⁷ · T. Deneke⁸ · S. Frantz^{9,10}

¹ Sektion für Herzbildgebung, Klinik für Kardiologie I, Universitätsklinikum Münster, Münster, Deutschland;

² Allgemeine und Interventionelle Kardiologie, Universitäres Herz- und Gefäßzentrum Hamburg und DZHK (Deutsches Zentrum für Herz- und Kreislaufforschung e.V.), Partnerstandort Hamburg/Kiel/Lübeck, Hamburg/Kiel/Lübeck, Deutschland;

³ II. Medizinische Klinik – Kardiologie, Angiologie, Sana Kliniken Oberfranken, Klinikum Coburg, Coburg, Deutschland; ⁴ Klinik für Herz- und Kreislauferkrankungen, Abteilung für Elektrophysiologie, Deutsches Herzzentrum München, München, Deutschland; ⁵ Klinik für Elektrophysiologie, Herz- und Diabeteszentrum NRW, Ruhr-Universität Bochum, Bad Oeynhausen, Deutschland;

⁶ Medizinische Klinik 3 – Kardiologie, Helios Universitätsklinikum Wuppertal, Wuppertal, Deutschland; ⁷ FORUM Kardiologie, Rosdorf & Herzzentrum, Klinik für Kardiologie und Pneumologie, Universitätsmedizin Göttingen, Göttingen, Deutschland; ⁸ Klinik für Innere Medizin 8, Rhythmologie, Klinikum Nürnberg, Nürnberg, Deutschland; ⁹ Medizinische Klinik und Poliklinik I, Universitätsklinikum Würzburg, Würzburg, Deutschland; ¹⁰ Kommission für Klinische Kardiovaskuläre Medizin, Deutsche Gesellschaft für Kardiologie, Düsseldorf, Deutschland



1. Einleitung

Die kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie (CMR bzw. Herz-MRT) spielt heutzutage eine zentrale Rolle in der Diagnose, der Risikostratifikation, der Therapieplanung und dem Therapiemonitoring von sehr unterschiedlichen kardiovaskulären Erkrankungen. Aus diesem Grund hat die CMR-Bildgebung in den letzten Jahren Eingang in praktisch alle Leitlinien der europäischen Gesellschaft für Kardiologie (ESC) gefunden [1–4]. Parallel hierzu sind zahlreiche neue und vielversprechende Studien publiziert worden, die den sinnvollen Einsatz der CMR-Bildgebung bei Patienten mit kardialen implantierbaren elektronischen Geräten (CIED) sehr eindrücklich demonstrieren [5–11].

Nachdem bereits im Jahr 2017 unter Federführung der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie (DGK) in Zusammenarbeit mit Vertretern der Deutschen Röntgen-

gesellschaft (DRG) ein erstes Konsensuspapier zum Thema „MRT-Untersuchungen bei Patienten mit CIED“ erstellt worden war [12], folgten 2019 ergänzende praktische Empfehlungen speziell für herzspezifische Fragestellungen [13].

Die vorliegende DGK-Empfehlung baut einerseits auf den o. a. bisherigen Publikationen der DGK auf und berücksichtigt dabei aktuelle Studienergebnisse zu diesem Thema, die seit 2019 publiziert wurden. Andererseits wird in dieser Empfehlung ein besonderer Fokus auf übersichtliche und praxisrelevante Handlungsempfehlungen gelegt, die das Potenzial der CMR-Bildgebung auch für Patienten mit CIED verdeutlichen und die sichere und diagnostisch weiterführende Anwendung im klinischen Alltag ermöglichen bzw. erleichtern sollen.

Diese DGK-Empfehlung beabsichtigt nicht, einen umfassenden Review-Artikel zu diesem Thema darzustellen. Es wird in diesem Zusammenhang auf andere

Zusatzmaterial online

Die Online-Version dieses Beitrags (<https://doi.org/10.1007/s12181-025-00746-8>) enthält zusätzliche Online-Supplemente.

(internationale) Gesellschaften verwiesen, die ebenfalls diverse Empfehlungen publiziert haben, deren Umfang die vorliegende DGK-Empfehlung in manchen Aspekten überschreitet [14–19]. Umso wichtiger ist daher die Betonung, dass der Fokus dieser DGK-Empfehlung auf praktischen Handlungsempfehlungen beruht und dabei insbesondere die Erfahrung von deutschen Herz-MRT-Zentren bei der Untersuchung von Patienten mit CIED berücksichtigt wurde.

2. Indikationsstellung und Abwägung alternativer Bildgebungsmodalitäten bei Device-Patienten

Klinisch kann zwischen kardiologischen/elektrophysiologischen und nicht-elektrophysiologischen Indikationen für eine CMR-Untersuchung bei Patienten mit CIED unterschieden werden. Häufige nicht-elektrophysiologische klinische Indikationen für die Durchführung einer CMR – auch und insbesondere bei Patienten mit CIED – umfassen die leitliniengerechte Beurteilung von Kardiomyopathien, den Nachweis von inflammatorischen Erkrankungen des Myo- bzw. Perikards, die Beurteilung der kardialen Funktion und Struktur bei Auftreten von neuen Symptomen einer Herzinsuffizienz, die Evaluation von valvulären Erkrankungen, den Ischämie- und Vitalitätsnachweis bei Verdacht auf oder bei bekannter koronarer Herzkrankheit (KHK), die vaskuläre Bildgebung und natürlich die Beurteilung von angeborenen Herzerkrankungen. Zu den *elektrophysiologischen Indikationen* für die Durchführung einer CMR zählt die Be-

Der Verlag veröffentlicht die Beiträge in der von den Autorinnen und Autoren gewählten Genderform. Bei der Verwendung des generischen Maskulinums als geschlechtsneutrale Form sind alle Geschlechter impliziert.



Zusatzmaterial online – bitte QR-Code scannen

Kardiale Magnetresonanztomographie (CMR)-Untersuchungen können heutzutage sowohl bei Patienten mit bedingt MRT-sicheren CIEDs als auch solchen mit nicht MRT-getesteten (älteren) CIEDs sicher durchgeführt werden, wenn u. a. die in dieser DGK-Empfehlung erläuterten Voraussetzungen genau beachtet werden. Prinzipiell sollten CMR-Untersuchungen bei Patienten mit CIEDs in erfahrenen MRT-Zentren mit entsprechender personeller und technischer Ausstattung durchgeführt werden. Neben der kardiologischen Expertise im Umgang mit CIED-Patienten bzw. der Programmierung von CIEDs steht auch die fachliche MRT-Erfahrung in der Durchführung bzw. Anwendung von speziellen CMR-Bildgebungsprotokollen in Abhängigkeit vom Patientenprofil und des zugrunde liegenden CIEDs im Vordergrund. Eine individuelle und sorgfältige Nutzen-Risiko-Einschätzung ist bei CIED-Patienten von entscheidender Bedeutung. Hierbei müssen Aspekte des potenziellen „Off-label“-Vorgehens bei Patienten mit nicht MRT-getesteten CIEDs oder im Falle der Anwendung von neuen CMR-Protokollen adäquat berücksichtigt werden. Gleichzeitig sollte aber auch bedacht werden, dass gerade diejenigen Patienten mit besonders herausfordernden Konstellationen in besonderem Ausmaß von einer sicher und erfolgreich durchgeführten CMR-Untersuchung klinisch profitieren. Für die Betrachtung des Nutzen-Risiko-Verhältnisses bedarf es nicht nur einer genauen Einschätzung des individuellen Patientenrisikos, sondern auch der Wahrscheinlichkeit für die Akquise von qualitativ hochwertigen und damit klinisch hilfreichen CMR-Aufnahmen. Daher sind die Kenntnis und die Verfügbarkeit der in dieser DGK-Empfehlung erläuterten speziellen CMR-Protokolle für die individuelle Nutzen-Risiko-Einschätzung bei CIED-Patienten von zentraler Bedeutung.

Schlüsselwörter

MRT · Defibrillator · Herzschrittmacher · ICD · Ventrikuläre Arrhythmien

urteilung des arrhythmogenen Substrats mithilfe von kontrastmittelverstärkten Spätaufnahmen („late gadolinium enhancement“ [LGE]) – insbesondere von ventrikulären, aber zum Teil auch atrialen Arrhythmien [15, 20].

Grundsätzlich unterscheiden sich die Indikationen für die Durchführung einer CMR bei Patienten mit einem CIED nicht von denen bei Patienten ohne ein CIED. Dennoch muss beachtet werden, dass Artefakte durch ein CIED zu einer eingeschränkten Beurteilbarkeit insbesondere bei der Gewebecharakterisierung führen können. Technische Modifikationen können zur Reduktion von Artefakten beitragen, womit die Häufigkeit interpretierbarer Bilddatensätze deutlich erhöht werden kann [15]. Daher kann die CMR bei fast allen CIED-Patienten in Betracht gezogen werden, sofern grundlegende Voraussetzungen sorgfältig berücksichtigt und geeignete Protokolle durchgeführt werden (Abb. 1).

Trotz der immensen technischen Verbesserungen wird es einen kleinen Teil von CIED-Patienten geben, die nicht einer CMR zugeführt werden können bzw. sollten. Kardiologen sollten daher

die alternativen bildgebenden Verfahren mit entsprechender Indikationsstellung kennen und in solchen Fällen adäquat berücksichtigen. Insbesondere im Bereich der nicht-elektrophysiologischen Fragestellungen stehen komplementäre bildgebende Verfahren zur Verfügung. In den aktuellen Leitlinien werden hier insbesondere die Echokardiographie inklusive ihrer modernen funktionellen Analyse-tools, die Stressechokardiographie zur Ischämie- und Klappendiagnostik, die kardiale Computertomographie (Kardio-CT) für die KHK- und Gefäßdiagnostik sowie zunehmend auch die Identifikation eines arrhythmogenen Substrats, die Knochenzintigraphie zur Beurteilung einer kardialen Amyloidose und die PET-CT-Verfahren u. a. zur Detektion einer myokardialen Inflammation genannt [1, 21, 22].

Anzumerken ist, dass die nichtinvasive Gewebecharakterisierung trotz der anderweitigen Entwicklungen der multimodalen Bildgebung eine Domäne der CMR-Bildgebung ist und die Indikation für eine CMR-Untersuchung auch bei CIED-Patienten nach sorgfältiger individueller Abwägung großzügig gestellt werden sollte.

A) Grundlegende Voraussetzungen im Untersuchungszentrum	B) Wichtige Punkte VOR der Durchführung einer Herz-MRT-Untersuchung	C) Wichtige Punkte WÄHREND einer Herz-MRT-Untersuchung	D) Wichtige Punkte NACH der Durchführung einer Herz-MRT-Untersuchung
▪ Device-Abfrage-Möglichkeit inkl. diesbezüglich geschulten Personals ▪ Speziell geschultes Ärzte- und MTRA-Personal (u.a. BLS, ACLS) ▪ Etablierte und Zentrumsspezifische SOPs für CIED-Patienten ▪ Externer Defibrillator (mit Pacing-Funktion) vor Ort ▪ Adäquate Monitoring-Möglichkeiten während der MRT-Untersuchung ▪ Angepasste bzw. optimierte Herz-MRT-Protokolle für Device-Patienten ▪ Kooperatives und eingespieltes Team mit Expertise im Bereich CIEDs und im Bereich CMR-Bildgebung	▪ Ausreichende Informationen zum Patienten und implantierten Device ○ Device-Ausweis vorliegend? ○ Hersteller Aggregat, Hersteller Elektroden, Implantationszeitpunkt bekannt? ○ Device links- vs. rechts-pektoral? ○ Aggregat bzw. Elektrode bedingt MRT-sicher? ○ Bisheriger Aggregat- bzw. Elektroden-Austausch, stillgelegte Elektroden? ○ Aggregat-Elektroden-"Mismatch"? Ältere unipolare Elektrode mit ggf. neuem Aggregat? ○ Spezielle SAR-Vorgaben zum Device? ▪ Überprüfung der Indikation mit sorgfältiger Abwägung der Risiko-Nutzen-Konstellation ▪ Ggf. Betrachtung von Rö-Thorax-Aufnahmen ▪ Umfassende Patienten-Aufklärung unter Berücksichtigung der besonderen Device-Aspekte ▪ Device-Abfrage VOR der Untersuchung ○ Eigenrhythmus vorhanden? ○ Aggregat- und Elektroden-Parameter, Batterielaufzeit, Reizschwellen? ○ Bisheriger Device-Modus? ○ Erforderlicher Device-Modus für die MRT-Untersuchung? ○ Ggf. Anpassung der Stimulationsparameter? ○ Bei ICDs: Ausschalten der anti-tachykarden ICD-Funktionen erfolgt? ▪ Defibrillator vor Ort und getestet? ▪ Intravenöser Zugang vorhanden und getestet?	▪ Notwendigkeit für Armhochlagerung (insbesondere bei linkspektoralen Devices) überdacht? ▪ Erforderliches Monitoring angebracht? ▪ SAR-Vorgaben im MRT-Protokoll berücksichtigt? ▪ MRT-Protokoll an die Patienten- und Device-Voraussetzungen angepasst? ▪ Zeitliche Vorgaben (max. Untersuchungsdauer nach Möglichkeit <30min) berücksichtigt? ▪ MRT-Protokolle auf Aufnahmen in Inspirationsphase angepasst?	▪ Device-Abfrage i.d.R. unmittelbar NACH der CMR-Untersuchung ○ Anpassung Stimulations-Modus ○ Aktivierung der anti-tachykarden ICD-Funktionen ○ Aggregat- und Elektroden-Parameter, Batterielaufzeit, Reizschwellen ○ Alarmton noch vorhanden? ▪ Bei bedingt MRT-sicheren CIEDs im Einzelfall Post CMR-Abfrage später (aber innerhalb von 24 Std.) bei vorhandenem Eigenrhythmus ▪ Festlegung des Zeitpunkts der nächsten Device-Kontrolle

Abb. 1 ▲ Eine übersichtliche Auflistung von zentralen Punkten, die vor, während und nach einer CMR-Untersuchung bei Patienten mit CIED zu berücksichtigen sind

Prinzipiell sollte eine CMR-Untersuchung bei CIED-Patienten nur unter der Prämisse durchgeführt werden, dass möglichst alle personellen und prozeduralen Voraussetzungen gemäß **Abb. 1** erfüllt sind und zusätzlich alle technischen Modifikationen zur Optimierung der Bilddaten implementiert wurden.

3. Technische und prozedurale Voraussetzungen für CMR-Untersuchungen mit CIED

Um die Sicherheit von Patienten mit CIEDs im Rahmen von dezidierten CMR-Untersuchungen zu gewährleisten, müssen wichtige Aspekte der technischen Infrastruktur, der Notfallversorgung, der personellen Ausstattung und der Etablierung von Zentrums-internen SOPs adäquat berücksichtigt werden. Eine übersichtliche Auflistung von zentralen Punkten, die vor, während und nach einer CMR-Untersuchung bei Patienten mit CIED zu berücksichtigen sind, ist in **Abb. 1** veranschaulicht. Hierbei sind die personelle Besetzung und fachliche Expertise einerseits im Umgang mit CIEDs (kardiologische bzw. rhythmologische Expertise erforderlich) sowie andererseits in der Durchführung von CMR-Untersuchun-

gen (kardiologische bzw. radiologische Expertise erforderlich) von ganz entscheidender Bedeutung für die Sicherheit der Patienten mit CIED. Eine multidisziplinäre Kooperation und Standardisierungen der Prozesse zur Dokumentation ausreichen der Sicherheits- bzw. Qualitätsindikatoren sind hierzu erforderlich.

4. Sicherheitsaspekte bei CIEDs im MRT

4.1. Kurze Erläuterung von physikalischen Grundlagen

Da bei MRT-Untersuchungen unterschiedliche elektromagnetische Felder benutzt werden, können Interaktionen mit dem jeweiligen CIED induziert werden. MRT-Untersuchungen des Herzens bzw. Thorax haben aufgrund der Implantatlage im Wirkbereich der Hochfrequenzimpulse prinzipiell ein etwas höheres Risiko als extrakardiale Untersuchungen. In einem zusätzlichen Online-Supplement 1 werden die einzelnen Magnetfelder und ihre potenziellen Wechselwirkungen mit CIEDs ausführlich erläutert.

Physikalische Grundlagen bezogen auf Sicherheitsaspekte beinhalten die Kennt-

nis der stetigen Wirkung des statischen Magnetfeldes, der induzierten Hochfrequenzfelder und Gradientenfelder. Unter Berücksichtigung dieser physikalischen Grundlagen sowie Patienten- und CIED-spezifischer Befunde kann eine Einschätzung erfolgen, welches Sicherheitsrisiko für einen Patienten mit CIED im Einzelfall vorliegt und ob nach entsprechender Nutzen-Risiko-Betrachtung eine CMR-Untersuchung durchgeführt werden kann bzw. sollte (**Abb. 2**).

4.2. Definition und Betrachtung von bedingt MRT-sicheren vs. nicht MRT-getesteten Devices

Seit einigen Jahren existieren **bedingt MRT-sichere Systeme („MR conditional“)**, die unter definierten Bedingungen im Rahmen des Europäischen Medizinproduktegesetzes sowie der „American Society for Testing and Materials“ (ASTM) für MRT-Untersuchungen zugelassen und CE-zertifiziert sind. Da auch ältere CIEDs, die vor ihrer Einführung nicht für eine MRT-Untersuchung getestet wurden, durch aus einer CMR-Untersuchung zugänglich sind, wird in dieser DGK-Empfehlung aus Praktikabilitätsgründen der Begriff **nicht**

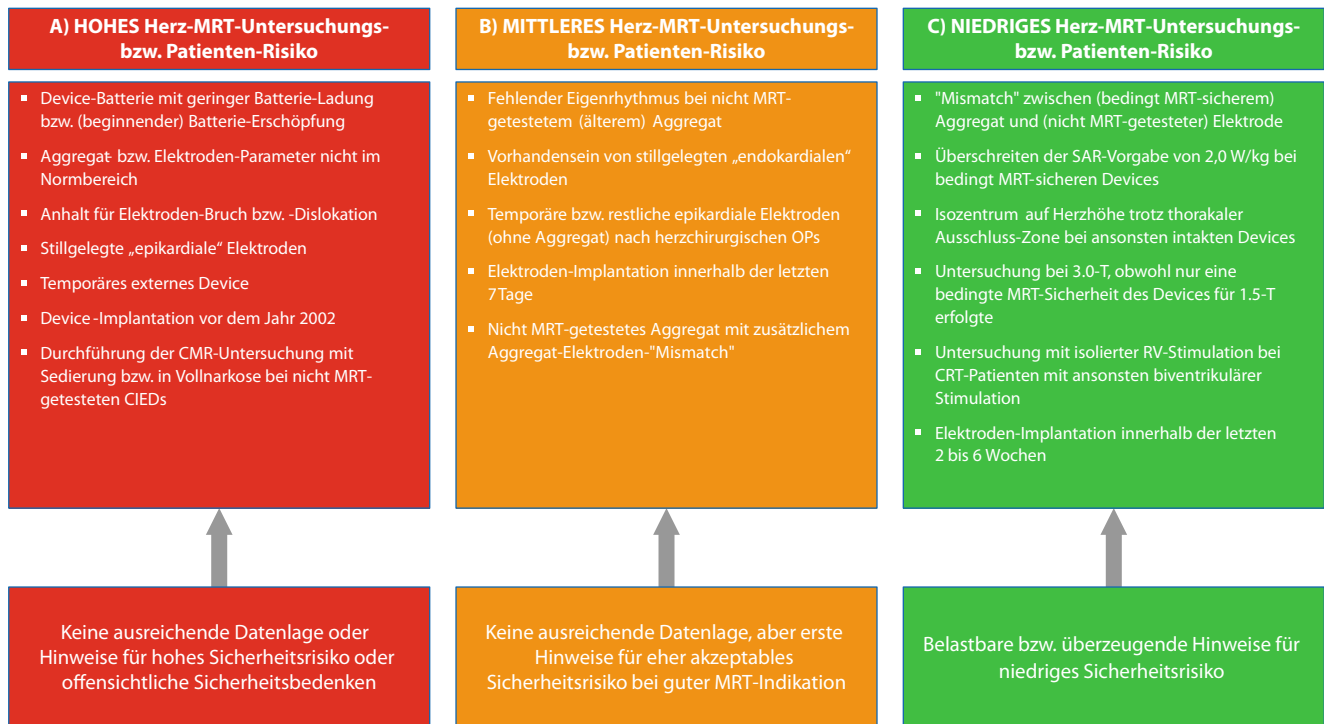


Abb. 2 ▲ Unter Berücksichtigung von Patienten- bzw. CIED-spezifischen Befunden kann eine Einschätzung erfolgen, welches Sicherheitsrisiko für den Patienten mit CIED im Einzelfall vorliegt und ob nach entsprechender Nutzen-Risiko-Betrachtung eine CMR-Untersuchung durchgeführt werden kann bzw. sollte

MRT-getestete Systeme („MR unlabeled“) für diese älteren CIEDs verwendet. Bei Neuimplantationen von CIEDs ist heutzutage ein bedingt MRT-sicheres System der Standard.

Ein großer Vorteil der Definition „bedingt MRT-sicher“ liegt in der dezidierten Festlegung von Bedingungen, unter denen eine MRT-Untersuchung sicher durchgeführt werden kann. Unter spezifischen Voraussetzungen gewähren die Gerätehersteller die Möglichkeit der sicheren Durchführung einer MRT-Untersuchung. Dezidierte Nutzungsbedingungen sind beim jeweiligen Hersteller über Websites, Handbücher oder Hotlines einzusehen.

Wichtige technische Unterschiede zwischen bedingt MRT-sicheren und nicht MRT-getesteten CIEDs sind der Einbau von weniger ferromagnetischen Komponenten, die zu einer stärkeren Protektion interner Schaltkreise führen. So wurde beispielsweise bei SM-Systemen der Reed-Schalter durch einen im starken Magnetfeld robusteren Hall-Sensor ersetzt. Des Weiteren werden u.a. Schutzdioden, modifizierte Elektroden und spezielle Software mit u.a. programmierbarem MRT-Modus eingesetzt. Bis auf spezifische

Unterschiede in der Bauart gibt es keinen Unterschied in der Betrachtung von „bedingt MRT-sicheren“ vs. „nicht MRT-getesteten“ SM- und ICD-Systemen. Heutzutage ist in den meisten Fällen – unter Einhaltung von besonderen Vorgaben – auch die Untersuchung von nicht MRT-getesteten CIEDs möglich (■ Abb. 3). Dies erfolgt aber formal im Rahmen eines „off-label use“ und sollte entsprechend dokumentiert werden. Diese Dokumentation umfasst die sorgfältige Aufklärung des Patienten. Die durchführenden Ärzte tragen hierbei die Verantwortung – im Interesse ihrer Patienten.

Zu beachten ist zudem, dass in Abhängigkeit vom CIED-Hersteller unterschiedliche (gerätespezifische) Änderungen der CIED-Programmierung i.R. einer CMR-Untersuchung auftreten können. Zudem unterscheiden sich auch bedingt MRT-sichere CIEDs hinsichtlich der automatischen Detektion eines Magnetfelds (mit automatischem Wechsel in den MRT-Modus) oder der anschließenden Dauer der Aufrechterhaltung des MRT-Modus nach der CMR-Untersuchung (falls keine adäquate Re-Programmierung erfolgt). Detaillierte Informationen hierzu sind auf den jeweili-

gen Seiten der Geräte-Hersteller sowie anderweitigen ESC-Empfehlungen verfügbar [19].

4.3. Differenzierte Sicherheitsbetrachtung für 1,5-T-Systeme vs. 3,0-T-Systeme

Die überwiegenden klinischen MRT-Untersuchungen bei Device-Trägern erfolgen bislang an Geräten mit einer Feldstärke von 1,5-T. Dies liegt daran, dass einerseits das Risiko für unerwünschte Ereignisse bei einer B0-Feldstärke von 1,5-T theoretisch niedriger ist als bei einer B0-Feldstärke von 3,0-T und andererseits klinisch und sicherheitstechnisch die größte Erfahrung mit 1,5-T vorliegt.

Es existieren jedoch bereits Studien, die die Sicherheit von MRT-Untersuchungen bei Patienten mit CIED bei 3,0-T zeigen konnten [23]. Technisch ist zu bedenken, dass bei der Verdoppelung der B0-Feldstärke von 1,5-T auf 3,0-T nicht nur die Resonanzfrequenz verdoppelt wird (von 64 MHz auf 128 MHz), sondern gleichzeitig die HF-Energie (SAR) um das 4fache ansteigt, was hinsichtlich der zulässigen SAR-Grenzwerte zu beachten ist. Zudem kann

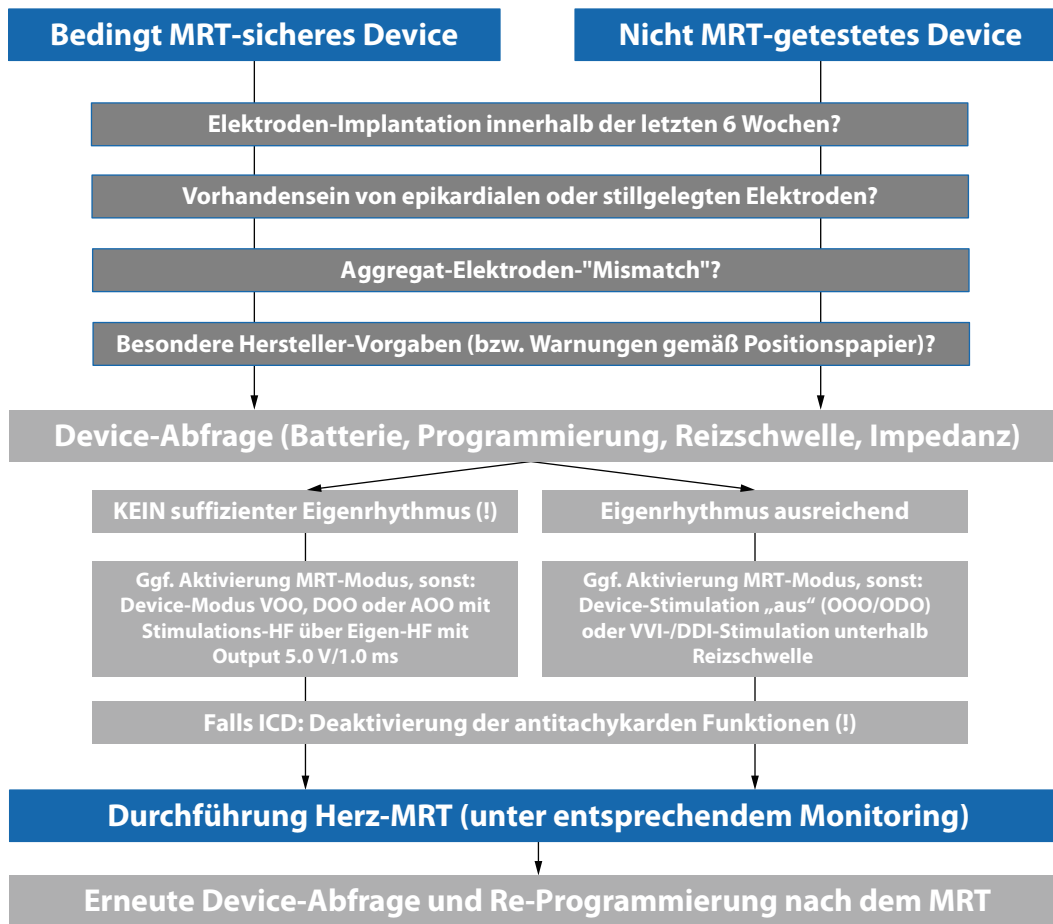


Abb. 3 ◀ Praktisches Vorgehen bei der Untersuchung von CIED-Patienten mit „bedingt MRT-sicheren“ vs. „nicht MRT-getesteten“ SM- und ICD-Systemen

es bei 3,0-T im Vergleich zu 1,5-T prinzipiell eher zu einer HF-induzierten Erwärmung im Körper kommen.

Es muss zudem beachtet werden, dass ein Device, das „nur“ für 3,0-T zugelassen ist, nicht automatisch auch für eine MRT-Untersuchung an einem 1,5-T-Gerät zugelassen ist (und umgekehrt), da die Spezifikationen für die (zugelassene) Gradientenleistung und das HF-Feld unterschiedlich sein können. Daher ist es wichtig zu prüfen, ob eine MRT-Untersuchung für eine bestimmte Kombination aus der bedingten Kennzeichnung des Devices und dem für die Untersuchung geplanten MRT-System geeignet ist.

4.4. Definition von Abbruchkriterien im Rahmen einer CMR-Untersuchung

Abbruchkriterien für eine CMR-Untersuchung sind in der Regel klinische (symptomatische) und nur selten technische (Stimulationseffektivität, Veränderung tech-

nischer Parameter) Faktoren. Anhaltende symptomatische oder lebensbedrohliche Brady- oder Tachykardien (z. B. anhaltende ventrikuläre Tachykardie, Kammerflimmern, Asystolie etc.), eine ineffektive Stimulation, ein relevanter Sättigungsabfall oder Symptome, die zu einem Abbruchwunsch des Patienten führen, bedürfen einer vorgegebenen Strategie zum Beenden der Untersuchung und Einleitung von evtl. therapeutischen Maßnahmen. Ein Monitoring der Vitalparameter muss bei allen CIED-Patienten im Scanner erfolgen, um unangemessene Abfälle von Blutdruck, Puls und Sauerstoffsättigung zu erfassen – insbesondere bei Untersuchungen, die unter Sedierung oder Vollnarkose erfolgen (z. B. bei Kindern). Diese Parameter sollten in einem speziellen Protokoll während der Untersuchung sehr sorgfältig beobachtet und registriert werden [24].

4.5. Veränderungen technischer Parameter – klinische Relevanz

Bisher gibt es keine einheitlich standardisierten Kriterien für die Relevanz der (messbaren) Veränderungen von CIED-Parametern infolge einer CMR-Untersuchung. Einige Studien zeigen, dass Elektrodenparameter variieren können, jedoch scheinen diese in der Regel klinisch nicht relevant zu sein [5, 25, 26]. Es liegt daher prinzipiell im Ermessen des untersuchenden Arztes nach der CMR-Untersuchung zu beurteilen, welche Parameterveränderungen auf physiologische Schwankungen oder Messungenauigkeiten zurückzuführen sind und den Zeitpunkt des Follow-up festzulegen. In Anlehnung an die Ergebnisse von 2 großen Studien können

- prozentuale Parameterveränderungen gegenüber den Ausgangswerten von $\geq 50\%$ oder
- eine Abnahme der P-Wellen-Amplitude $\geq 50\%$ oder der R-Wellen-Amplitude von $\geq 25\%$,

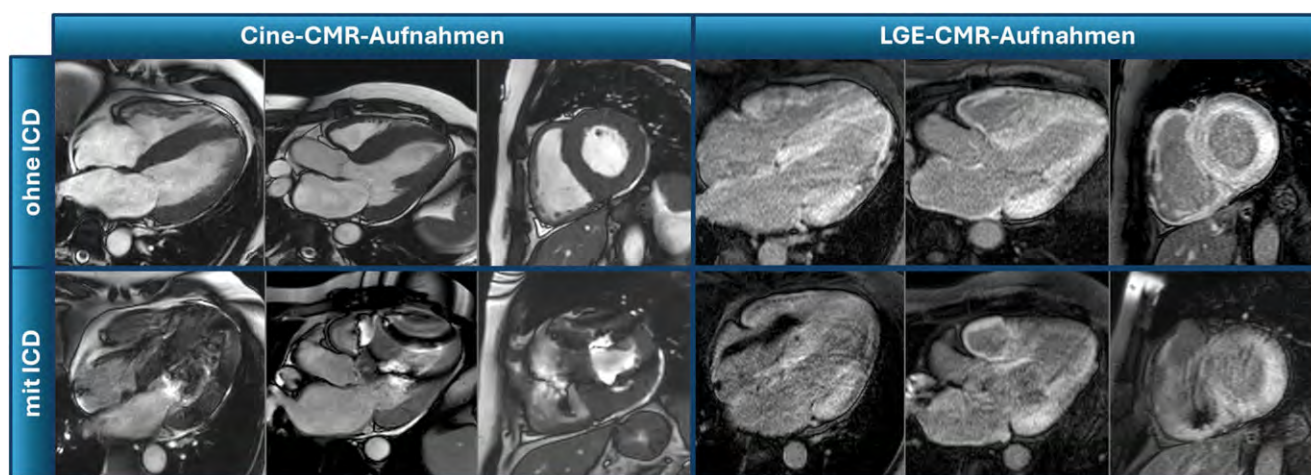


Abb. 4 ▲ Beispiel für Cine- und „Late-gadolinium-enhancement“-Aufnahmen eines Patienten mit kardialer Amyloidose vor und nach linkspektoraler ICD-Implantation. Das ICD-Aggregat führt zu deutlichen „Off-resonance“-Artefakten in der Cine-Bildgebung, während in den LGE-Aufnahmen weiterhin eine gute Beurteilbarkeit aller Segmente besteht

- c. ein Reizschwellenanstieg $\geq 0,5$ V bzw. ≥ 50 % im Vergleich zum Vorwert,
- d. eine Stimulationsimpedanz $\geq 50 \Omega$ bzw. eine Schocksondenimpedanz $\geq 3 \Omega$ oder
- e. ein Abfall der Batteriespannung $\geq 0,04$ V

als Richtwerte für relevante Veränderungen von CIED-Parametern gesehen werden [25, 27].

Klinisch erscheinen allerdings nur wenige dieser Veränderungen von CIED-Parametern nach einer CMR-Untersuchung relevant, nämlich wenn ein vollständiger Funktionsausfall des CIEDs, ein Stimulationsverlust, eine erhebliche Batterieentladung im Vergleich zum Vorwert oder ein elektrischer Reset auftritt. Weiterhin gilt es zu beachten, dass die Alarmtonabgabe auch bei bedingt MRT-sicheren Devices bei einigen Herstellern durch eine MRT-Untersuchung dauerhaft deaktiviert werden kann.

5. CMR-Bildgebungsaspekte bei Patienten mit CIED

Generell muss festgehalten werden, dass die CMR-Bildgebung bei Patienten mit CIED erst nach individueller Abwägung von diagnostischem Nutzen vs. potenzieller Risiken durch die CMR-Untersuchung erfolgen sollte. In den meisten Fällen sind die Risiken (Abb. 2) zwar eher gering, aber auch in solchen Fällen kann der Nutzen aufgrund von relevanten

CIED-bedingten Bildartefakten ebenfalls gering sein. Es gilt, diese Artefakte so gering wie möglich zu halten und den Bildgebungsprozess diesbezüglich zu optimieren. Bestimmte CMR-Sequenzen sind besonders Artefakt-anfällig, und es bedarf spezieller CMR-Protokolle, um die diagnostische Qualität und damit das Nutzen-Risiko-Verhältnis zu optimieren.

5.1. Die Cine-CMR-Bildgebung

Die funktionelle Cine-CMR-Bildgebung kann prinzipiell durch Bewegungs-assoziierte, Atmungs-assoziierte, EKG-assoziierte, Einfaltungs-assoziierte oder durch B0-Feld-Inhomogenitäts-assoziierte Artefakte beeinträchtigt werden. Im Kontext der CIEDs spielt die Verzerrung der o.a. Magnetfelder mit konsekutiver Zunahme von Magnetfeldinhomogenitäten eine entscheidende Rolle. Herzschrittmacher und ICD besitzen paramagnetische Eigenschaften und reduzieren dadurch die Homogenität des umgebenden Magnetfelds. Die Folge sind „Off-resonance“-Effekte bzw. -Artefakte mit fehlender Übereinstimmung der Anregungsfrequenz des externen Magnetfeldes mit der Resonanzfrequenz der Wasserstoffkerne im zu untersuchenden Gewebe. Konsekutiv können Signalverluste oder Bildartefakte auftreten, die als unerwünschte Muster oder Störungen des MRT-Bildes imponieren (Abb. 4).

Je näher sich ein Device an der zu untersuchenden Zielregion befindet, des-

to größer ist der o.a. „Off-resonance“-Effekt, sodass die Bildgebung im Falle von linkspektoral lokalisierten CIEDs herausfordernder ist als diejenige von rechtspektoral implantierten CIEDs. Die Kombination der Device-bedingten Magnetfeldinhomogenitäten mit zusätzlichen Effekten von bewegten Strukturen (Blut, Myokard) führt zu einer ungewollten bzw. ungünstigen Phasenakkumulation (der Spins) in der Zielregion.

Zur Minderung dieser Artefakte wurden verschiedene Techniken entwickelt, die darauf abzielen, die ungewollte Phasenakkumulation zu minimieren. Insbesondere die Anwendung sog. „spoiled“ Gradientenecho(sGRE)-Sequenzen zeigt vielversprechende Ergebnisse, da diese dazu beitragen, die verbleibende Phase am Ende eines Repetitionsimpulses zu beseitigen (Abb. 5). Dieses Vorgehen reduziert die Artefakte signifikant im Vergleich zu refokussierenden Gradientenechotechniken, z. B. klassische „Balanced steady-state free precession“(bSSFP)-Sequenzen, die häufig standardmäßig verwendet werden. Standardmäßige bSSFP-Sequenzen bieten zwar aufgrund des hohen Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) ein exzellentes Blut-Myokard-Signal-Verhältnis, sind aber leider besonders anfällig für Suszeptibilitäts- bzw. „Off-resonance“-Artefakte von CIEDs [28, 29].

Zur Generierung einer guten bzw. diagnostischen Bildqualität sollten CMR-Pulssequenzen entsprechend ausgewählt und CMR-Scanparameter angepasst wer-

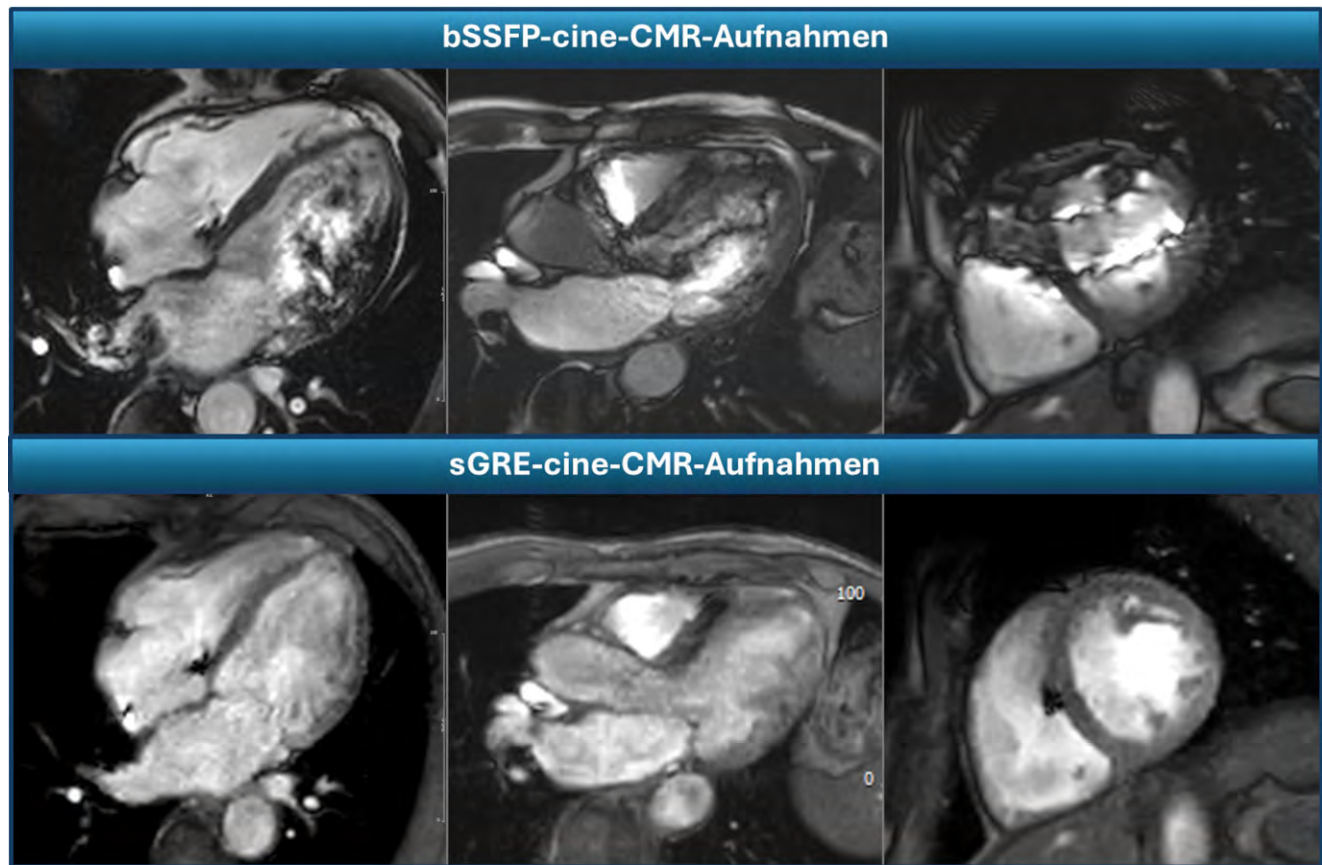


Abb. 5 ▲ Vergleich von Cine-Aufnahmen, die sowohl mit einem bSSFP-Protokoll (*oben*) als auch einem sGRE-Protokoll (*unten*) akquiriert wurden. In den sGRE-cine-Aufnahmen sind weniger „Off-resonance“-Artefakte zu erkennen. Dafür ist aber auch der Kontrast zwischen Myokard und Cavum etwas reduzierter

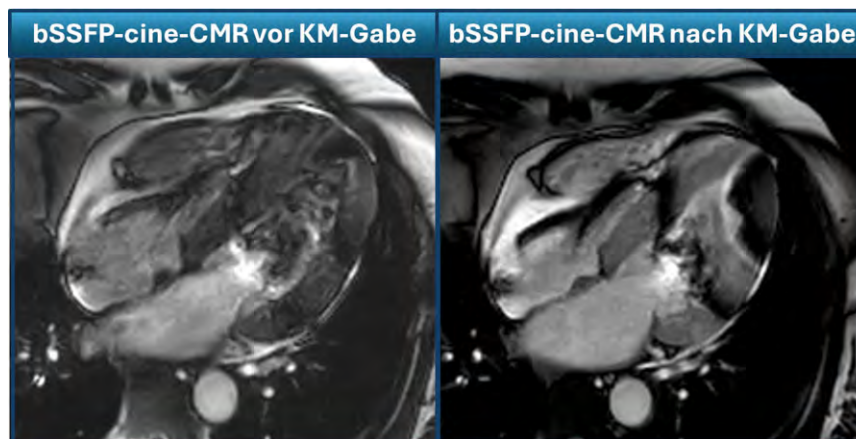


Abb. 6 ▲ Vergleich von Cine-Aufnahmen mit einem bSSFP-Protokoll vor und nach Kontrastmittel(KM)-Gabe. Das Artefaktausmaß ist nach der KM-Gabe etwas geringer, da die Device-bedingte Phasenverschiebung etwas reduziert wird

den, um das Risiko relevanter Artefakte zu vermindern [15, 28]. Um das Problem der Phasenakkumulation bei refokussierenden CMR-Sequenzen (bSSFP) in inhomogenen Magnetfeldern zu reduzieren, ist es sinnvoll, die Echozeit (TE) und

die Repetitionszeit (TR) möglichst kurz zu halten. Die meisten modernen Scanner verfügen über einen „minTE/minTR“-Modus, um diese Zeiten automatisiert zu optimieren. Zusätzlich hilft die vorherige Gabe von Kontrastmitteln, die transver-

sale Relaxation zu beschleunigen und konsekutiv akkumulierte Phasen effizient zu reduzieren (■ **Abb. 6**).

Zur Vermeidung von „Off-resonance“-Artefakten können im Einzelfall zudem Frequenz-Scouts nützlich sein, um den optimalen Frequenz-Offset zu bestimmen. Diese Maßnahmen sind vor allem bei rechtsseitig implantierten CIEDs effektiv (wenn überhaupt erforderlich), allerdings bei linksseitigen CIEDs häufig nicht ausreichend. In solchen Fällen wird ein Wechsel zu den o.a. gespoilten Gradientenechosequenzen (sGRE) empfohlen, um die Bildqualität zu optimieren. Betont werden sollte dennoch, dass in der Praxis immer zunächst bSSFP-basierte Cine-Sequenzen mit höherer SNR erprobt werden sollten und nur im Falle relevanter Bildartefakte der Wechsel auf sGRE-basierte Cine-Sequenzen (mit deutlich niedrigerer SNR) erfolgen sollte.

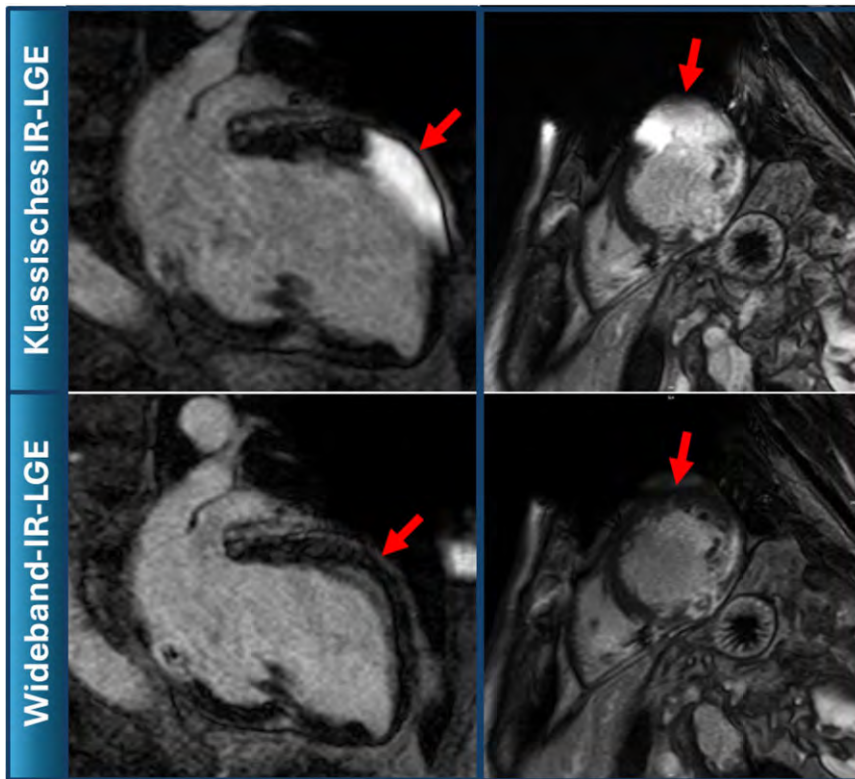


Abb. 7 ▲ Exemplarische „Late-gadolinium-enhancement“-Aufnahmen mit klassischem (schmalem) Inversionspuls vs. Breitband („wideband“-)Inversionspuls: Ohne Breitbandinversionspuls kommt es zu einem Hyperintensitätsartefakt im Bereich der Vorderwand, welches bei Anwendung eines Breitbandinversionspulses nicht mehr zu erkennen ist

5.2. Die LGE-CMR-Bildgebung

Die relative Nähe des CIED zum Herzen stellt auch für die „Late-gadolinium-enhancement“(LGE)-Bildgebung eine besondere Herausforderung dar. Durch das Aggregat entstehen die o. a. „Off-resonance“-Effekte bzw. Phasenverschiebungen, die im Abstand von 5–10 cm (zum Device) Phasenverschiebungen von $\pm 0,8$ –1,5 kHz (und höher) erreichen können – und auch noch in größeren Abständen nachweisbar sind [30, 31]. Das Ausmaß der „Off-resonance“-Effekte hängt auch von den Aggregattypen ab: So zeigten sich mehr als 4-mal so hohe maximale „Off-resonance“-Werte für CRT-D-Implantate als für Schrittmacher – und mit Abstand die geringsten für implantierte Ereignisrekorder [28].

Da der übliche Inversionspuls einer LGE-Pulssequenz eine spektrale Bandbreite von 1,1 kHz abdeckt, kann eine vollständige Signalinversion aufgrund der o. a. zusätzlichen Phasenverschiebungen nicht erreicht werden. Sichtbar wird dies durch „hyperintense“ (äußere) Device-Artefakte, die v. a.

bei linkspektoral implantierten CIEDs auftreten und primär anteriore, anteroseptale, anterolaterale und apikale LV-Segmente bzw. bis zu vier Fünftel aller myokardialen Segmente überlagern können (Abb. 7; [28, 29, 32]). Diese äußeren bzw. peripheren „hyperintensiven“ Device-Artefakte müssen von den zentralen „hypointensen“ Device-Artefakten unmittelbar im Device-Bereich differenziert werden, da nur diese äußeren „hyperintensiven“ Device-Artefakte durch Pulssequenzänderungen ernsthaft beeinflusst bzw. reduziert werden können.

Bereits im Jahr 2014 wurde für die LGE-Bildgebung ein Breitbandinversionspuls etabliert, der bei moderater Zunahme der SAR (bis zu 59%) eine Signalinversion für eine größere spektrale Bandbreite ermöglicht [31, 33]. In der praktischen Umsetzung sind bei 1,5-T die meisten Daten mit einem Breitbandpuls von 3,8 kHz erhoben worden [9, 34]. Andere Arbeiten haben einen Breitbandpuls von 4,0 kHz oder 2,5–3,3 genutzt [35]. Zur Bestimmung des optimalen Frequenz-Offsets können native Testscans mit –1500 Hz,

0 Hz und +1500 Hz verwendet werden. Bei pektoral implantierten CIEDs ist ein Frequenz-Offset von +1500 Hz, bei lateral implantierten S-ICDs eher ein Offset von –1500 Hz beschrieben [36].

Die verfügbaren Daten zeigen, dass LGE-Aufnahmen mit Breitbandinversionspuls eine geringe bis vernachlässigbare Artefaktlast zeigen (ca. 20% der Aufnahmen mit minimalen oder geringen Artefakten). Auch bei normaler Patientenlagerung kann durch die Breitbandaufnahmen eine weitestgehend diagnostische Bildqualität erreicht werden (Abb. 7; [28, 35]). Der klinische Nutzen der Breitband-LGE-Aufnahmen zeigt sich zudem in der zunehmenden Datenlage für klinische Anwendungen, z. B. bei der Planung komplexer VT-Abationen und der diagnostischen Abklärung unklarer Kardiomyopathien nach CIED-Implantation [9, 10, 34].

Prinzipiell ist bei rechtsseitig implantierten CIEDs auch für die LGE-Bildgebung mit weniger Artefakten zu rechnen [37, 38]. Bei „Leadless“-Schrittmachern dagegen treten Artefakte im Bereich des RV sowie mitt-, anteroseptal, inferoseptal und apikal septal auf; bei S-ICD hingegen hauptsächlich anterior, lateral und inferior [29, 39]. Einige Studien legen nahe, dass ein Abstand von weniger als ca. 12 cm vom Aggregat zum LV-Apex ein unabhängiger Prädiktor von relevanten Bildartefakten bzw. einer deutlich reduzierten Bildqualität ist [40].

Die Vergrößerung des Abstandes von Aggregat zu Herz ist eine zusätzliche, wichtige, Sequenz-unabhängige Möglichkeit, die Artefaktlast im kardialen Bereich zu reduzieren. Hierzu zählt einerseits die Durchführung der Untersuchung in Inspirationslage anstelle der klassischen Expirationslage, da sich auch hierdurch der Abstand zwischen Herz und Aggregat etwas vergrößern lässt [29, 35]. Zudem sollte im Einzelfall auch die Armhochlagerung auf der ipsilateralen Seite berücksichtigt werden, wodurch sich der Abstand im Schnitt um 2 cm vergrößert [36, 38].

5.3. Das T1-/T2-/T2*-Mapping

Das T1-Mapping vor und nach der Kontrastmittelgabe mit konsekutiver Berechnung des myokardialen Extrazellulärvo-

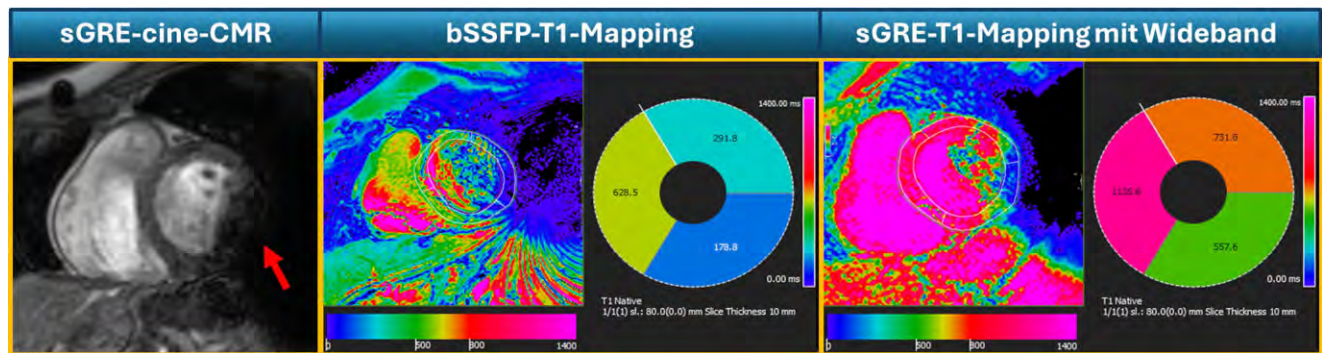


Abb. 8 ▲ In der sGRE-cine-Aufnahme (*links*, kurze Achse) ist das Device-Artefakt im Bereich der linksventrikulären Lateralwand deutlich zu erkennen (*roter Pfeil*). Ein gängiges bSSFP-basiertes T1-Mapping-Protokoll (*Mitte*, natives T1-Mapping) führt aufgrund von „Off-resonance“-Artefakten zu falsch niedrigen T1-Werten, die nicht verwertbar sind. Ein spezielles sGRE-Protokoll in Kombination mit einem Wideband-Ansatz (*rechts*) führt jedoch zu einer deutlichen Abnahme der Device-bedingten „Off-resonance“-Artefakte, sodass zumindest in den septalen Segmenten verwertbare T1-Mapping-Werte erzielt werden können

lumens (ECV) stellt heutzutage ein etabliertes CMR-Verfahren zur feinstrukturellen Myokardbeurteilung bei diversen Herzerkrankungen dar. Es wird nicht nur zur Diagnosefindung – in der Regel ergänzend zur LGE-Bildgebung – durchgeführt, sondern auch für das Therapiemonitoring bei entzündlichen bzw. infiltrativen Herzerkrankungen eingesetzt.

Da die gängigen T1-Mapping-Sequenzen (z. B. MOLLI) ebenfalls auf bSSFP-Protokollen beruhen, sind diese besonders anfällig für CIED-bedingte „Off-resonance“-Effekte. Daher sind übliche, bSSFP-basierte T1-Mapping-Protokolle für die klinische Routineanwendung bei CIED-Patienten zu meist nicht geeignet. Hinzu kommt, dass T1-Mapping-Sequenzen für die Anregung des Gewebes entweder „inversion recovery“-basierte (z. B. MOLLI oder shMOLLI) oder „saturation recovery“-basierte Protokolle (z. B. SAPHIRE oder SASHA) verwenden. Wie bereits bei der LGE-Bildgebung erläutert, ist die Bandbreite des üblichen Inversionsimpulses auch bei T1-Mapping-Protokollen nicht ausreichend, um die erforderliche (größere) spektrale Bandbreite abzudecken.

Es existieren jedoch bereits erfolgreiche Ansätze, die ein klinisch verwertbares T1-Mapping auch für CIED-Patienten in Aussicht stellen: Durch Implementierung der o. a. sGRE-Protokolle (die sich wiederum von Geräte-Hersteller zu -Hersteller unterscheiden) und Kombination mit Wideband-Ansätzen (betrifft den Inversionspuls im Rahmen der Anregung) konnte gezeigt werden, dass die CIED-

bedingten „Off-resonance“-Artefakte auch im Rahmen des T1-Mappings unterdrückt bzw. derart reduziert und kontrolliert werden können, dass verwertbare T1-Mapping-Aufnahmen erzeugt werden können (Abb. 8; [41, 42]). Gleichzeitig muss jedoch berücksichtigt werden, dass derartige Wideband-Ansätze mit einer bis zu 4fach höheren SAR einhergehen und eine SAR-Erhöhung prinzipiell bei CIED-Patienten nicht erwünscht ist. Da jedoch die SAR bei diesen Wideband-T1-Mapping-Ansätzen sich dennoch nur bei ca. 0,5 W/kg (somit deutlich unter der Grenze von 2 W/kg) bewegt, sind diesbezüglich keine relevanten Risiken zu erwarten. Da derart modifizierte T1-Mapping-Protokolle für CIED-Patienten (noch) nicht zum Routinerepertoire an Pulssequenzen gehören, empfiehlt sich die Kontaktaufnahme zum jeweiligen Gerätehersteller, um Zugang zu gerätespezifischen Wideband- und sGRE-basierten T1-Mapping-Protokollen zu bekommen. Für diese Protokolle müssen dann wiederum eigene Norm- bzw. Referenzwerte etabliert werden.

Das T2-Mapping wird gerne in Ergänzung zum T1-Mapping eingesetzt, wenn die Detektion bzw. Abklärung von entzündlichen bzw. infiltrativen Myokardveränderungen im Vordergrund steht. Das T2-Mapping ist weniger anfällig für CIED-bedingte „Off-resonance“-Artefakte als das unten angegebene T2*-Mapping, wobei jedoch optimierte Lösungsansätze für das T2-Mapping bei CIED-Patienten bisher nicht bekannt sind.

Das T2*-Mapping hat sich als erstes Mapping-Verfahren für die Diagnose und das Therapiemonitoring von Patienten mit kardialer Eisenüberladung bereits vor Jahrzehnten etabliert. Leider ist jedoch das T2*-Mapping besonders anfällig für CIED-bedingte „Off-resonance“-Artefakte, und leider existieren derzeit keine überzeugenden Lösungen für T2*-Mapping-Protokolle. Es wird empfohlen, T2-basierte Protokolle anstelle des T2*-Mappings bei CIED-Patienten vorzuziehen – zumal Eisenablagerungen im Myokard auch zu einer Verkürzung der T2-Zeit führen.

5.4. Die „First-pass-perfusion“-CMR-Bildgebung

Für die Perfusionsbildgebung sollten ebenfalls „spoiled“ Gradientenechosesequenzen (sGRE) zum Einsatz kommen, die aufgrund der bisher beschriebenen geringeren Artefaktanfälligkeit gegenüber bSSFP-basierten Techniken von großem Vorteil sind [43]. Untersuchungen der myokardialen Ischämie können mittels standardisierter sGRE-basierter Perfusionssequenzen sicher durchgeführt werden und generieren in bis zu 98 % der Fälle diagnostische Perfusionsaufnahmen mit guter Qualität (Abb. 9; [11]). Derartige sGRE-Sequenzen für die Perfusionsbildgebung werden zudem von den gängigen MRT-Geräteherstellern für die klinische Diagnostik zur Verfügung gestellt.

Darüber hinaus erlaubt der Einsatz bestimmter „Wideband“-Sequenzen, wie diese bereits im Abschnitt zum LGE-CMR

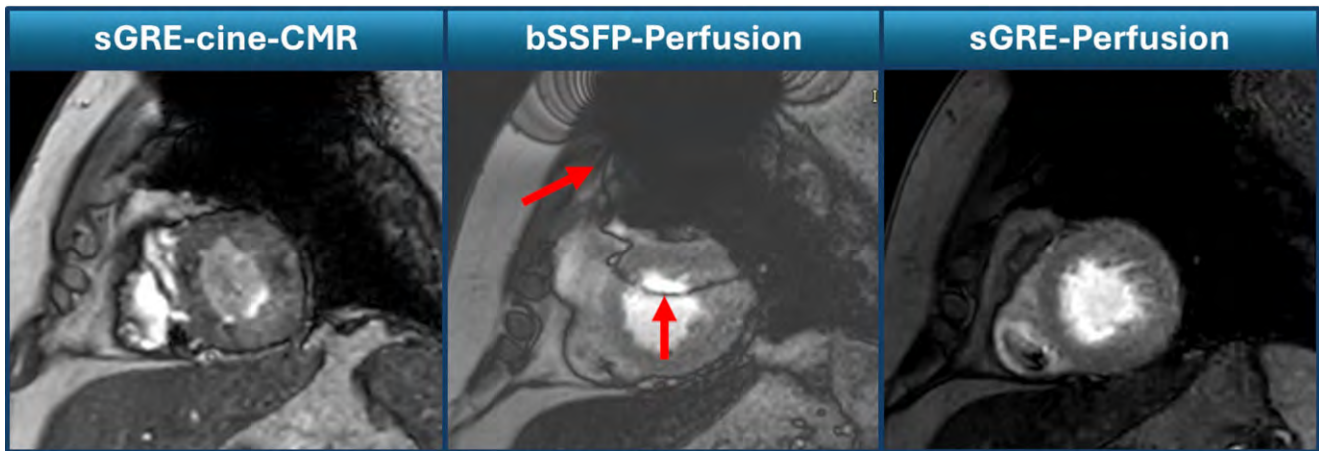


Abb. 9 ▲ Beispiel einer Perfusionsuntersuchung mit klassischem bSSFP- vs. sGRE-Perfusionsprotokoll: Das klassische bSSFP-Perfusionsprotokoll (Mitte) ist sehr anfällig für „Off-resonance“-Artefakte (rote Pfeile), während ein angepasstes sGRE-Perfusionsprotokoll (rechts) eine uneingeschränkte Perfusionsuntersuchung ermöglichte

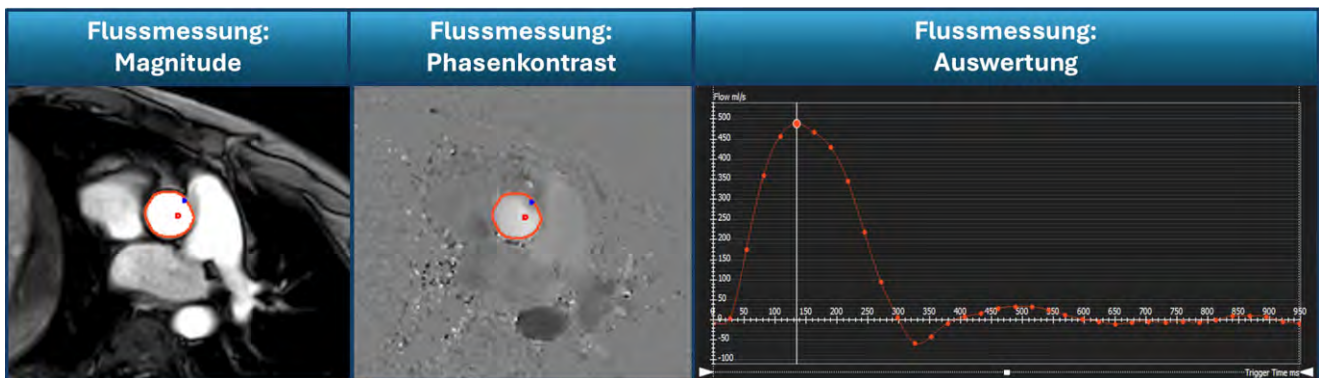


Abb. 10 ▲ Beispiel für eine Phasen-Kontrast-Flussmessung bei einem Patienten mit ICD: Da die gängigen MRT-Pulssequenzen für solche Phasen-Kontrast-Flussmessungen auf sGRE-basierten Protokollen beruhen, sind sie per se recht robust gegenüber CIED-bedingten „Off-resonance“-Artefakten

erläutert wurden, auch für die Perfusionsbildgebung eine weitere Reduktion der Artefaktanfälligkeit [15, 44]. Derartige „Wideband“-Sequenzen sind mittlerweile bei vielen Anbietern zwar für die LGE-Bildgebung in den kardialen Software-Paketen verfügbar, jedoch leider noch nicht in diesem Umfang für die Perfusionsbildgebung.

Die Entscheidung für oder gegen sGRE-basierte und/oder „Wideband“-Perfusionsprotokolle kann erfolgen, wenn im Rahmen der standardmäßig eingesetzten klinischen Perfusionssequenzen (in der Regel bSSFP-basiert) sich Artefakt-überlagerte Testperfusionsaufnahmen vor der Kontrastmittelgabe zeigen oder wenn bereits in den Localizer- bzw. Scout-Planungsaufnahmen eine starke Artefaktlast erkennbar ist.

5.5. Die Phasen-Kontrast-Flussmessungen

Phasen-Kontrast-Flussmessungen spielen heutzutage eine entscheidende klinische Rolle u. a. für die Quantifizierung von Herzklappeninsuffizienzen oder von kardialen Shunts. Hierzu werden in der Regel Flussmessungen im Bereich der Aorta ascendens, des Pulmonalisstamms oder auch im Bereich des linksventrikulären Ausflusstraktes durchgeführt. Da die gängigen MRT-Pulssequenzen für solche Phasen-Kontrast-Flussmessungen auf sGRE-basierten Protokollen beruhen, sind sie per se recht robust gegenüber CIED-bedingten „Off-resonance“-Artefakten (Abb. 10). Auch hierbei ist jedoch der Abstand zwischen dem zu analysierenden Zielgefäß und dem Aggregat von entscheidender Bedeutung: In unmittelbarer Nähe zum

Aggregat werden auch sGRE-basierte Phasen-Kontrast-Flussmessungen fehlerhaft bzw. nur wenig reproduzierbar ausfallen. Anhand der gleichzeitig akquirierten Magnitudenaufnahmen kann hierbei eine visuelle Einschätzung des Artefaktausmaßes erfolgen und darauf basierend dann die Entscheidung zur weitergehenden Analyse und Verwendung der Phasen-Kontrast-Flussmessungen.

5.6. Die klassische 3D-MR-Angiographie

Die klassische Kontrastmittel-basierte 3D-MR-Angiographie (3D-MRA) funktioniert in der Regel auch bei Device-Patienten gut, da sich sowohl die Aorta als auch der Pulmonalisstamm in der Regel in einem ausreichenden Abstand vom Device entfernt befinden und dadurch von den o. a.

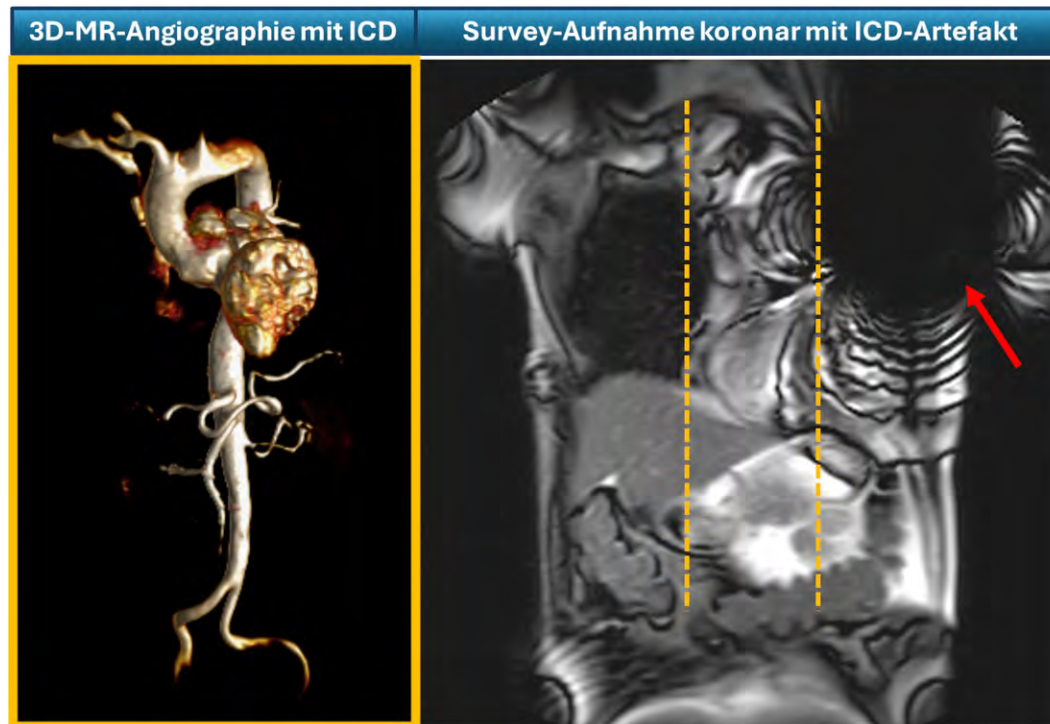


Abb. 11 ◀ Beispiel für eine 3D-MR-Angiographie bei einem Patienten mit ICD: Obwohl in der Survey-Aufnahme (*rechts*) ein sehr ausgeprägtes Device-Artefakt zu erkennen ist (*roter Pfeil*), war die 3D-Darstellung der Aorta (*links*) ohne Artefaktüberlagerung möglich

„Off-resonance“-Artefakten kaum betroffen sind (▣ **Abb. 11**; [29, 45]). So können in der Regel sämtliche Abschnitte der Aorta bzw. des Pulmonalisstamms betrachtet werden, ohne dass Device-Artefakte zu Überlagerungen führen [46, 47].

Für die klassische 3D-MRA wird in den meisten Fällen eine 3D-Gradientenechosequenz ohne EKG-Gating während der Atempause verwendet. Dank der hohen SNR der 3D-MRA können parallele Bildgebungstechniken wie z.B. SENSE, ASSET oder GRAPPA zur Reduktion der Scanzeit bzw. zur Erhöhung der räumlichen Auflösung genutzt werden. Durch Gadolinium-haltige Kontrastmittel (KM) wird die T1-Relaxationszeit verkürzt, sodass sich das starke intraluminale Signal gegen das unterdrückte Hintergrundsignal deutlich abhebt. Dazu werden die Echozeit (TE) und die Repetitionszeit (TR) so gering wie möglich gewählt. Die kurze TR bewirkt bei Verwendung hoher Flip-Winkel eine Unterdrückung des umgebenden Gewebes. Das richtige Timing der Messung ist wichtig, um eine gute Bildqualität zu erzielen. KM-Testboli können hilfreich sein, oder die KM-Bolus-Ankunft kann nach Applikation der Gesamtdosis des Kontrastmittels in einer Referenzschicht beobachtet werden, um dann unmittelbar die MRA-Messung zu

starten. Aus dem 3D-MRA-Datensatz werden für die bessere Darstellbarkeit multiplanare Reformatierungen (MPR) und Maximum-Intensity-Projektionen (MIP) angefertigt, die von jedem beliebigen Blickwinkel betrachtet werden können.

Die Kontrastmittel-basierte 3D-MRA hat jedoch einige sehr wichtige Limitationen, weshalb sie zunehmend von 3D-whole-heart-Protokollen ersetzt wird:

- Bewegungsartefakte: Da kein EKG-Gating verwendet wird, können Bewegungen des Herzens und der Atmung zu substantiellen Unschärfen und Artefakten führen.
- Kontrastmittelreaktionen: Einige Patienten können allergisch auf das verwendete Gadolinium-haltige Kontrastmittel reagieren oder eine terminale Niereninsuffizienz haben.
- Bildauflösung: Die Auflösung der 3D-MRA-Bilder ist selten isotrop und in der Regel deutlich schlechter als diejenige von neueren 3D-whole-heart-Ansätzen (s. nächsten Abschnitt), weshalb die diagnostische Genauigkeit beeinträchtigt sein kann.
- Device-Artefakte: Obwohl die Artefakte von CIEDs oft die Aorta und den Pulmonalisstamm nicht überlagern, können sie dennoch andere (periphere)

Bereiche beeinträchtigen und die Bildqualität mindern [48].

5.7. Die hoch-aufgelöste 3D-whole-heart-CMR-Bildgebung

Sogenannte 3D-whole-heart-Sequenzen werden primär bei komplexer Herzanatomie (wie z.B. kongenitalen Herzfehlern) und häufig für die Darstellung der großen herznahen Gefäße (Aorta und Pulmonalarterie) sowie für die Beurteilung von Koronaranomalien verwendet [49]. Die größte Herausforderung stellt, unabhängig von implantierten kardialen Devices, die ständige Kontraktion bzw. Bewegung des Herzens dar. Damit eine möglichst genaue räumliche Darstellung erzielt wird, werden diese Sequenzen unter freier Atmung entweder mit einem Atemnavigator oder zunehmend mit „selbstnavigierenden“ Sequenzen durchgeführt [50, 51]. Um die Herzaktivität zu minimieren, erfolgt die Datenaufnahme mittels EKG-Gating in der Ruhephase des Herzzyklus, meist in der Mittdiastole. Das Zeitfenster für die Datenaufnahme wird vor dem Scan anhand einer detaillierten Cine-Bildschleife festgelegt. Häufig werden zudem Beschleunigungsprotokolle wie klassisches SENSE oder Compressed-

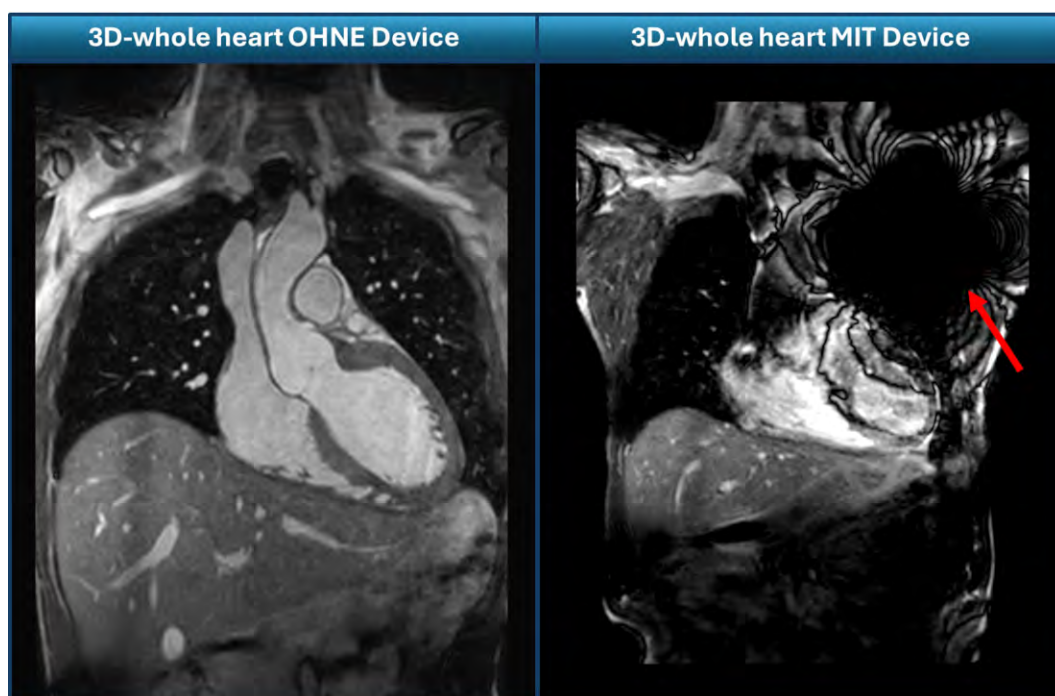


Abb. 12 ◀ Beispiel für eine 3D-whole-heart-Aufnahme ohne (*links*) und mit Device (*rechts*): Ohne Device ist eine sehr hoch-aufgelöste und uneingeschränkte Beurteilbarkeit des gesamten Brustkorbes möglich. Mit Device kommt es jedoch zu sehr ausgedehnten Bildartefakten mit essenzieller Beeinträchtigung der diagnostischen Qualität (*roter Pfeil*). Das Ausmaß solcher Device-Artefakte fällt insbesondere dann besonders deutlich aus, wenn spezielle Beschleunigungsprotokolle, wie z. B. Compressed-SENSE, zur Anwendung kommen

SENSE implementiert, sodass heutzutage ein kompletter 3D-Datensatz des gesamten Brustkorbes mit einer hohen isotropen Auflösung von $1,5 \times 1,5 \times 1,5$ mm innerhalb von 3–5 min möglich ist.

Als wichtige Limitation der 3D-whole-heart-Sequenzen ist aber leider zu berücksichtigen, dass es bei Patienten mit CIEDs häufig zu sehr ausgedehnten Bildartefakten mit essenzieller Beeinträchtigung der diagnostischen Qualität kommen kann (▣ **Abb. 12**). Das Ausmaß dieser Device-Artefakte kann zudem insbesondere dann unerwartet hoch ausfallen, wenn spezielle Beschleunigungsprotokolle, wie z. B. Compressed-SENSE, zur Anwendung kommen [51, 52].

Um diese Device-Artefakte zu vermindern, werden auch hier neuere Breitbandsequenzen entwickelt bzw. erprobt. Wie zuvor erläutert, ist bei solchen Sequenzen die Bandbreite des Inversions- bzw. Erregungspulses erhöht und dadurch das Ausmaß der „Off-resonance“-Artefakte reduziert [53]. Bisher stehen derart modifizierte 3D-whole-heart-Protokolle jedoch kaum für die klinische Routinediagnostik zur Verfügung.

Weitere Strategien zur Artefaktminimierung befinden sich wie folgt in der Entwicklung:

- Fortschrittliche Rekonstruktionsalgorithmen: Techniken wie iterative Rekonstruktion und auf KI basierende Methoden helfen bei der Reduktion von Artefakten, indem sie die Qualität der Bildrekonstruktion verbessern [54, 55].
- Bewegungskompensation: Nicht-starre Bewegungskompensationstechniken können dazu beitragen, Artefakte zu reduzieren, die durch Patientenbewegungen verursacht werden.
- Spezifische Algorithmen zur Identifizierung und Entfernung von Artefakten aus komprimierten Bildern können in der Nachbearbeitung angewendet werden [55] und versprechen eine verbesserte diagnostische Qualität trotz CIED. Dieser Ansatz könnte prinzipiell vor allem für MR-geführte Interventionen von Bedeutung sein [56].

6. CMR-Untersuchung bei stillgelegten bzw. epikardialen Elektroden

Lange Zeit bedeutete das Vorliegen von stillgelegten Elektroden (atrial und/oder ventrikulär) eine absolute Kontraindikation für die Durchführung einer CMR-Untersuchung, da die Gefahr für eine Strominduktion mit Erwärmung im Be-

reich der Elektrodenspitze und konsekutiven thermischen Myokardschaden mit Reizschwellenanstieg theoretisch nicht zu unterschätzen ist [57]. Wie bereits zuvor erläutert, spielt bei rein theoretischer Betrachtung neben der Elektrodenlänge auch der Elektrodenverlauf, das Vorhandensein einer Kappe bzw. auch die Feldstärke B0 des MRT-Gerätes bzw. SAR des jeweiligen MRT-Protokolls eine entscheidende Rolle, wobei jedoch generelle Aussagen bzw. Vorhersagen kaum möglich sind [58].

Es liegen allerdings erste Studienergebnisse vor, die einerseits ein sehr niedriges Sicherheitsrisiko für eine CMR-Untersuchung bei Vorliegen von stillgelegten Elektroden nahelegen [59] und andererseits auch verdeutlichen, dass verlässliche Vorhersagen hinsichtlich des Sicherheitsrisikos, basierend auf der Elektrodenlänge bzw. dem Elektrodenverlauf, dem MRT-Gerät oder der Untersuchungsdauer, nicht möglich sind. So umfasste eine Studie von Greenhill et al. insgesamt 67 Patienten mit stillgelegten Elektroden und 13 Patienten mit verbliebenen Elektrodenfragmenten [7]: Auch wenn primär extrakardiale MRT-Untersuchungen durchgeführt wurden, ergaben sich in dieser Studie keine relevanten Sicherheitsbedenken.

Da stillgelegte Elektroden auch eine besondere Bedeutung für Kinder und Er-

wachsene mit angeborenen Herzerkrankungen spielen, untersuchten Gackenheim et al. [6] insgesamt 314 Kinder bzw. Erwachsene mit angeborener Herzerkrankung und CIED – darunter 11 Patienten mit stillgelegten endokardialen und 35 mit stillgelegten epikardialen Elektroden. Auch wenn relevante Sicherheitsrisiken in keinem Fall beobachtet wurden, ergaben sich Elektroden-assoziierte Symptome (in Form von Wärmegefühl, Schmerzen oder sonstigen Gefühlswahrnehmungen) bei 3 von 11 Patienten (27 %) mit stillgelegten endokardialen und 5 von 35 (14 %) mit stillgelegten epikardialen Elektroden. Prinzipiell muss festgehalten werden, dass die Sicherheitsrisiken und -bedenken im Falle von stillgelegten „epikardialen“ Elektroden gewichtiger sind als im Falle von stillgelegten „endokardialen“ Elektroden, da im letzteren Fall zumindest eine gewisse Kühlung durch die kontinuierliche Blutzirkulation zu erwarten ist.

In einer kürzlich publizierten Metaanalyse, die 656 Patienten mit insgesamt 854 stillgelegten und/oder epikardialen Elektroden umfasste [60], wurde einerseits gezeigt, dass es bisher kaum relevante Sicherheitsvorkommnisse bei der Durchführung von MRT-Untersuchungen im Falle von stillgelegten Elektroden gibt. Andererseits muss jedoch darauf hingewiesen werden, dass eine vermutlich nur unzureichende Dokumentation bzw. Erfassung von relevanten Sicherheitsvorkommnissen in solchen Konstellationen angenommen werden muss.

Insofern sollte einerseits eine CMR-Untersuchung auch Patienten mit stillgelegten „endokardialen“ Elektroden nicht verwehrt werden, wenn die klinische Indikation so bedeutsam ist, dass ein niedriges – aber letztendlich nicht genau einschätzbares – Risiko gerechtfertigt ist/erscheint. Eine noch größere Zurückhaltung ist derzeit noch bei stillgelegten „epikardialen“ Elektroden geboten, wobei aber auch hierfür eine Einzelfallentscheidung zugunsten einer MRT-Untersuchung gefällt werden kann, wenn die individuellen Vorteile gegenüber den möglichen Risiken überwiegen sollten.

Im Falle von epikardialen Elektroden, die u. a. im Anschluss an eine herzchirurgische Operation vorübergehend gelegt und genutzt werden, bevor diese dann

entfernt bzw. abgeschnitten werden, ist das Sicherheitsrisiko ersten Studienergebnissen zufolge als ebenfalls eher niedrig einzuschätzen, wobei aber auch diesbezüglich größere bzw. multizentrische Studienergebnisse fehlen [8, 61].

7. Betrachtung besonderer Patientenkollektive

7.1. Narben- bzw. Texturbildgebung bei Device-Patienten vor geplanter Substratmodifikation

Die Verwendung der LGE-Bildgebung zur Risikostratifizierung für das Auftreten von ventrikulären Arrhythmien und zur Planung einer invasiven Ablationstherapie nimmt stetig zu, da sie die Fähigkeit zur Detektion, Quantifizierung und Charakterisierung von strukturellen Veränderungen, genauer von Narben oder Fibrosen, sowohl im Vorhof als auch im Ventrikel ermöglicht [62]. Das Vorhandensein und das Ausmaß von Signalanhebungen im LGE-MRT sind mit dem Auftreten von ventrikulären Arrhythmien bei ischämischen und nichtischämischen Kardiomyopathien assoziiert [63].

Bei ischämischer Kardiomyopathie zeigt sich z. B. eine Assoziation zwischen der Größe der Perinfarkt-(Grenz-)Zone und ventrikulären Arrhythmien [64]. Die nichtfokale, diffuse myokardiale Fibrose bei nichtischämischen Kardiomyopathien, die mithilfe von nativen T1-Mapping-Verfahren und der Berechnung des extrazellulären Volumens detektiert werden kann, steht auch bei normaler LV-Funktion und fehlendem myokardialen Narbengewebe im Zusammenhang mit dem Auftreten von ventrikulären Arrhythmien [65]. Diese und viele andere Daten zeigen, dass die Detektion von ischämischem und nichtischämischem Substrat für ventrikuläre Arrhythmien auch und insbesondere bei CIED-Patienten für die Risikostratifizierung von Bedeutung ist.

Bei der Therapieplanung und der Ablation ventrikulärer Arrhythmien kann die Kenntnis der Narbenposition und -morphologie sowohl den Ablationserfolg steigern als auch das Ablationsverfahren beschleunigen, indem das invasive Mappingverfahren auf Areale mit LGE hinweisen und das entscheidende VT-Substrat wider-

spiegeln. Dies gilt für Patienten mit vorangegangenen Herzinfarkten ebenso wie für Patienten mit nichtischämischer Kardiomyopathie [66, 67].

Die Darstellung des arrhythmogenen Substrates scheint allerdings nicht nur bei ventrikulären, sondern auch bei supraventrikulären Arrhythmien und hier insbesondere bei Vorhofflimmern eine gewisse klinische Bedeutung zu erlangen. Bei der Vorhofflimmerablation werden Rezidivraten oftmals durch das zugrunde liegende arrhythmogene Substrat, der sog. Atriopathie bestimmt [68]. Fibrotische Veränderungen des linken Vorhofes können mithilfe von hoch-aufgelösten 3D-LGE-Aufnahmen prinzipiell eingeschränkt durch die atriale Wanddicke detektiert werden, und vereinzelte Studien weisen auf eine Korrelation zwischen der Intensität des LGE mit dem elektrophysiologischen Substrat in Bezug auf reduzierte lokale Leitungsgeschwindigkeiten [69]. Die Schwierigkeiten der räumlichen Auflösung des LGE bei der Darstellung des linken Vorhofes sowie eine noch nicht standardisierte Definition und Quantifizierung des LGE haben einen breiten klinischen Einsatz zur Substratanalyse im linken Vorhof allerdings bisher verhindert.

Prinzipiell sind LGE-Aufnahmen zur Detektion des arrhythmogenen Substrats v. a. im Ventrikel bei Patienten mit CIED ebenfalls möglich. Die bereits ausführlich erläuterten Device-Artefakte bei Patienten mit CIED führen allerdings zu einer deutlich eingeschränkten diagnostischen Wertigkeit – in Abhängigkeit vom Device und seiner Lokalisation – und zu technischen Herausforderungen, die durch entsprechende Vorkehrungen und den Einsatz von speziellen Pulssequenzen reduziert, aber nicht immer bzw. komplett überwunden werden können. Daher haben die richtige Vorselektion von CIED-Patienten und die Einhaltung der erforderlichen Vorgaben zur Bildoptimierung eine ganz besondere Bedeutung, wenn es z. B. um die Detektion von VT-Substraten geht.

Neben den typischen Aggregatbedingten Artefakten in den LGE-Aufnahmen können weitere technische Herausforderungen bei Patienten mit CIED eine kardiale MRT erschweren: Hier ist vor allem eine hohe Arrhythmiebelastung (z. B. bei Extrasystolie) zu nennen, die z. B. zu sog.

„Ghosting“-Artefakten bei 2D- und 3D-LGE führen können. In solchen Fällen kann der Einsatz von „Wideband single-shot 2D LGE“-Protokollen erwogen werden, wobei ein klinischer Nutzen solcher Protokolle im Rahmen von größeren Studien bisher nicht gezeigt werden konnte [70].

Prinzipiell sollte CIED-Patienten eine präprozedurale CMR-Untersuchung nicht vorenthalten werden. Es ist aber zu bedenken, dass bei CIED-Patienten mit ventrikulären Tachykardien oder vorangegangenen Kammerflimmern ein höheres Sicherheitsrisiko im Falle einer CMR-Untersuchung mit potenziell niedrigerer diagnostischer Ausbeute besteht. Bei entsprechender Indikation sollte daher das Untersuchungsprotokoll auf das erforderliche Minimum verkürzt und unter Einsatz aller Möglichkeiten der Bildoptimierung durchgeführt werden [15].

7.2. Kinder und EMAH-Patienten mit Device

Gemäß den aktuellen Empfehlungen der Pädiatrischen und Kongenitalen Elektrophysiologischen Gesellschaft (PACES) sollten MRT-Untersuchungen in diesem speziellen Patientenkollektiv nur in einem erfahrenen Untersuchungszentrum erfolgen (Klasse-I-Empfehlung) [73]. Trotz der beschränkten Datenlage wird die Durchführung einer MRT-Untersuchung bei Patienten mit nicht MRT-getestetem transvenösem CIED (aber ohne stillgelegte, epikardiale oder gebrochene Sonden) mit einer Klasse-IIa-Indikation als vertretbar erachtet. Dieser Empfehlung schließen sich die Autoren dieses Manuskriptes an. Im Falle des Vorliegens von stillgelegten bzw. epikardialen – aber intakten – Elektroden ist derzeit noch eine Zurückhaltung geboten, aber in Einzelfällen kann nach sorgfältiger Abwägung des Nutzen-Risiko-Verhältnisses eine MRT-Untersuchung diskutiert werden. Im Falle einer gebrochenen Sonde ist hingegen eine MRT-Untersuchung möglichst zu vermeiden.

Bei der Durchführung ist zu beachten, dass grundsätzlich Symptome wie Wärmeempfinden bei Kindern während der Durchführung einer CMR-Untersuchung schwieriger zu erfassen sind, da insbesondere Untersuchungen bei Kindern im Kleinkindalter oder Patienten mit kog-

nitiven Einschränkungen zumeist unter Sedierung oder in Vollnarkose durchgeführt werden müssen. Ansonsten gelten dieselben Vorsichtsmaßnahmen und Empfehlungen wie in den **Abb. 1, 2 und 3** auch für Kinder mit CIEDs. Die Anwesenheit eines Kardiologen mit Device-Erfahrung wird im Rahmen einer CMR-Untersuchung zusätzlich zum bildgebenden Arzt zur Überwachung während der Untersuchung explizit empfohlen [76].

In einem zusätzlichen Online-Supplement 2 werden noch ergänzende Aspekte zu diesem Abschnitt „Kinder und EMAH-Patienten mit Device“ ausführlicher erläutert.

8. Zusammenfassung und Ausblick

CMR-Untersuchungen können heutzutage sowohl bei Patienten mit bedingt MRT-sicheren CIEDs als auch solchen mit nicht MRT-getesteten (älteren) CIEDs sicher durchgeführt werden, wenn u.a. die in dieser DGK-Empfehlung erläuterten Voraussetzungen genau beachtet werden.

Prinzipiell sollten CMR-Untersuchungen bei Patienten mit CIEDs in erfahrenen MRT-Zentren mit entsprechender personeller und technischer Ausstattung durchgeführt werden. Neben der kardiologischen Expertise im Umgang mit CIED-Patienten bzw. der Programmierung von CIEDs steht auch die fachliche MRT-Erfahrung in der Durchführung bzw. Anwendung von speziellen CMR-Bildgebungsprotokollen in Abhängigkeit vom Patientenprofil und des zugrunde liegenden CIEDs im Vordergrund. In diesem Zusammenhang spielt wiederum die personelle Zusammensetzung, Expertise und Abstimmung des gesamten Untersuchungsteams eine entscheidende Rolle.

Eine individuelle und sorgfältige Nutzen-Risiko-Einschätzung ist bei CIED-Patienten von entscheidender Bedeutung. Hierbei müssen Aspekte des potenziellen „Off-label“-Vorgehens bei Patienten mit nicht MRT-getesteten CIEDs oder im Falle der Anwendung von neuen CMR-Protokollen adäquat berücksichtigt und mit den Patienten im Detail besprochen werden. Gleichzeitig sollte aber auch bedacht werden, dass gerade diejenigen Patienten mit besonders herausfordernden Konstellationen (z.B. pädiatrische Patienten,

EMAH-Patienten, ICD-Patienten mit unklarer Grunderkrankung oder rez. VT/VF) in besonderem Ausmaß von einer sicher und erfolgreich durchgeführten CMR-Untersuchung klinisch profitieren.

Für die Betrachtung des Nutzen-Risiko-Verhältnisses bedarf es nicht nur einer genauen Einschätzung des individuellen Patientenrisikos, sondern auch der Wahrscheinlichkeit für die Akquise von qualitativ hochwertigen und damit klinisch hilfreichen CMR-Aufnahmen. Daher sind die Kenntnis und die Verfügbarkeit der in dieser DGK-Empfehlung erläuterten speziellen CMR-Protokolle für die individuelle Nutzen-Risiko-Einschätzung bei CIED-Patienten von zentraler Bedeutung.

Der Anteil der Patienten mit CIEDs bzw. sonstigen aktiven Implantaten, die in Zukunft einer CMR-Untersuchung unterzogen werden sollen, wird ohne Zweifel allein aufgrund der demografischen Entwicklung in Deutschland weiter zunehmen. Auch interventionelle kardiologische MRT-Prozeduren mit diversen bedingt MRT-sicheren bzw. nicht MRT-getesteten Materialien werden in Zukunft zunehmen. Insofern sollten auch MRT-Zentren darauf vorbereitet sein und ihre eigenen Sicherheitsvorkehrungen, Untersuchungsstandards und -protokolle für solche CMR-Untersuchungen etablieren. Die vorliegende DGK-Empfehlung sollte in diesem Zusammenhang eine Hilfestellung leisten.

Korrespondenzadresse



Univ.-Prof. Dr. med. A. Yilmaz

Sektion für Herzbildgebung, Klinik für Kardiologie I, Universitätsklinikum Münster
Von-Esmarch-Str. 48, 48149 Münster,
Deutschland
ali.yilmaz@ukmuenster.de

Interessenkonflikt. A. Yilmaz: Vortrags- und Beratungshonorare von Alnylam, Bayer, Philips, GE, AstraZeneca, BridgeBio, Novo Nordisk, Alexion und Pfizer. Forschungsk Kooperationen mit Philips und Circle. N. Becher: Vortragshonorare von Medtronic und Abbott, Weiterbildungsförderung von Biotronik. T. Reiter: Vortragshonorar von Philips. C. Sohns: Vortragshonorare und Forschungsunterstützung von Medtronic, Abbott, Boston Scientific, und Biosense Webster; Beratertätigkeiten für Medtronic, Boston Scientific und Biosense Webster; Forschungsförderung von der Else Kröner-Fresenius-Stiftung und Deutschen Herzstiftung. N. Abanador-Kamper: Vortragshonorare von Circle Cardiovascular Imaging. T. Deneke: Vortrags- bzw. Beraterhonorare von Biotronik, Abbott, Biosense Webster, Boston Scientific, Farapulse, InHeart. S. Frantz: Unterstützung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG). Er bzw. seine Klinik erhielten Unterstützung im Rahmen von Vorträgen, Kongressen, Advisory Boards und Studien durch die Firmen Abbot, Abiomed, Amarin, Amgen, AstraZeneca, Bayer, Berlin-Chemie, Biotronik, Boehringer, Bristol-Myers Squibb, Boehringer, Daiichi Sankyo, Edwards, Lilly, Novartis, Novo Nordisk, Pfizer, Sanofi-Aventis, Siemens, Vifor, Zoll. C. Mahnkopf und A. Schuster geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- Arbello E, Protonotarios A, Gimeno JR, Arbustini E, Barriales-Villa R, Basso C, Bezzina CR, Biagini E, Blom NA, de Boer RA, De WT, Elliott PM, Flather M, Garcia-Pavia P, Haugaa KH, Ingles J, Jurcut RO, Klaassen S, Limongelli G, Loeys B, Mogensen J, Olivetto I, Pantazis A, Sharma S, van Tintelen JP, Ware JS, Kaski JP (2023) 2023 ESC Guidelines for the management of cardiomyopathies. *Eur Heart J* 44(37):3503–3626
- von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Schulz-Menger J (2023) Cardiovascular magnetic resonance in the guidelines of the European Society of Cardiology: a comprehensive summary and update. *J Cardiovasc Magn Reson* 25(1):42
- Vrints C, Andreotti F, Koskinas KC, Rossello X, Adamo M, Ainslie J, Banning AP, Budaj A, Buechel RR, Chiariello GA, Chieffo A, Christodorescu RM, Deaton C, Doenst T, Jones HW, Kunadian V, Mehilli J, Milojevic M, Piek JJ, Pugliese F, Rubboli A, Semb AG, Senior R, Ten Berg JM, Van BE, Van Craenenbroeck EM, Vidal-Perez R, Winther S (2024) 2024 ESC Guidelines for the management of chronic coronary syndromes. *Eur Heart J* 45(36):3415–3537
- Zeppenfeld K, Tfelt-Hansen J, de RM, Winkel BG, Behr ER, Blom NA, Charron P, Corrado D, Dagres N, de CC, Eckardt L, Friede T, Haugaa KH, Hocini M, Lambiase PD, Marijon E, Merino JL, Peichl P, Priori SG, Reichlin T, Schulz-Menger J, Sticherling C, Tzeis S, Verstraal A, Volterrani M (2022) ESC Guidelines for the management of patients with ventricular arrhythmias and the prevention of sudden cardiac death. *Eur Heart J* 43(40):3997–4126 (2022)
- Bhuva AN, Moralee R, Brunker T, Lascelles K, Cash L, Patel KP, Lowe M, Sekhri N, Alpendurada F, Pennell DJ, Schilling R, Lambiase PD, Chow A, Moon JC, Litt H, Baksi AJ, Manisty CH (2022) Evidence to support magnetic resonance conditional labelling of all pacemaker and defibrillator leads in patients with cardiac implantable electronic devices. *Eur Heart J* 43(26):2469–2478
- Gakenheimer-Smith L, Ou Z, Kuang J, Moore JP, Burrows A, Kovach J, Dechert B, Beach CM, Ayers M, Tan RB, Mostafavifar M, Mah DY, Conner TM, Turpin S, Avasarala K, Shah MJ, Webster G, Posey J, Etheridge SP, Binka E, Niu M, Asaki SY, Lambert LM, Pilcher TA (2023) Multicenter retrospective evaluation of magnetic resonance imaging in pediatric and congenital heart disease patients with cardiac implantable electronic devices. *Heart Rhythm* 20(12):17521758
- Greenhill MJ, Rangan P, Su W, Weiss JP, Zawaneh M, Unzek S, Tamarappoo B, Indik J, Tung R, Morris MF (2024) MRI in Patients with Cardiovascular Implantable Electronic Devices and Fractured or Abandoned Leads. *Radio! Cardiothorac Imaging* 6(3):e230303
- Ma YD, Watson RE Jr., Olson NE, Birgersdotter-Green U, Patel K, Mulpuru SK, Madhavan M, Deshmukh AJ, Killu AM, Friedman PA, Cha YM (2023) Safety of magnetic resonance imaging in patients with surgically implanted permanent epicardial leads. *Heart Rhythm* 20(8):11111118
- Orini M, Seraphim A, Graham A, Bhuva A, Zacur E, Kellman P, Schilling R, Hunter R, Dhinoja M, Finlay MC, Ahsan S, Chow AW, Moon JC, Lambiase PD, Manisty C (2022) Detailed Assessment of Low-Voltage Zones Localization by Cardiac MRI in Patients With Implantable Devices. *JACC Clin Electrophysiol* 8(2):225–235
- Patel HN, Wang S, Rao S, Singh A, Landeras L, Besser SA, Carter S, Mishra S, Nishimura T, Shatz DY, Tung R, Nayak H, Kawaji K, Mor-Avi V, Patel AR (2023) Impact of wideband cardiac magnetic resonance on diagnosis, decision-making and outcomes in patients with implantable cardioverter defibrillators. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 24(2):181–189
- Pavon AG, Porretta AP, Arangalage D, Domenichini G, Rutz T, Hugelshofer S, Pruvot E, Monney P, Pascale P, Schwitzer J (2022) Feasibility of adenosine stress cardiovascular magnetic resonance perfusion imaging in patients with MR-conditional transvenous permanent pacemakers and defibrillators. *J Cardiovasc Magn Reson* 24(1):9
- Sommer T, Bauer W, Fischbach K (2017) MR-Untersuchungen bei Patienten mit Herzschrittmachern und implantierbaren Kardioverter-Defibrillatoren, 11. Aufl. S 87–113
- Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Bauer W, Deneke T (2019) Empfehlungen zu kardialen MRT-Untersuchungen bei Patienten mit Herzschrittmachern und implantierbaren Kardioverter-Defibrillatoren, 13.75. Aufl
- Bhuva A, Charles-Edwards G, Ashmore J, Lipton A, Benbow M, Grainger D, Lobban T, Gopalan D, Slade A, Roditi G, Manisty C (2024) Joint British Society consensus recommendations for magnetic resonance imaging for patients with cardiac implantable electronic devices. *Heart* 110(4):e3
- Kim D, Collins JD, White JA, Hanneman K, Lee DC, Patel AR, Hu P, Litt H, Weinsaft JW, Davids R, Mukai K, Ng MY, Luetkens JA, Roguin A, Rochitte CE, Woodard PK, Manisty C, Zareba KM, Mont L, Bogun F, Ennis DB, Nazarian S, Webster G, Stojanovska J (2024) SCMR expert consensus statement for cardiovascular magnetic resonance of patients with a cardiac implantable electronic device. *J Cardiovasc Magn Reson* 26(1):100995
- Stankovic I, Voigt JU, Burri H, Muraru D, Sade LE, Haugaa KH, Lumens J, Biffi M, Dacher JN, Marsan NA, Bakelants E, Manisty C, Dweck MR, Smiseth OA, Donal E (2023) Imaging in patients with cardiovascular implantable electronic devices: part 2—imaging after device implantation. A clinical consensus statement of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI) and the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 25(1):e33–e54
- Stankovic I, Voigt JU, Burri H, Muraru D, Sade LE, Haugaa KH, Lumens J, Biffi M, Dacher JN, Marsan NA, Bakelants E, Manisty C, Dweck MR, Smiseth OA, Donal E (2023) Imaging in patients with cardiovascular implantable electronic devices: part 1—imaging before and during device implantation. A clinical consensus statement of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI) and the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 25(1):e1–e32
- Vigen KK, Reeder SB, Hood MN, Steckner M, Leiner T, Dombroski DA, Gulani V (2021) Recommendations for Imaging Patients With Cardiac Implantable Electronic Devices (CIEDs). *J Magn Reson Imaging* 53(5):1311–1317
- Glikson M, Nielsen JC, Kronborg MB, Michowitz Y, Auricchio A, Barbash IM, Barrabes JA, Boriani G, Braunschweig F, Brignole M, Burri H, Coats AJS, Deharo JC, Delgado V, Diller GP, Israel CW, Keren A, Knops RE, Kotecha DM, Leclercq C, Merkely B, Starck C, Thyllen I, Tolosana JM (2021) 2021 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy. *Eur Heart J* 42(35):3427–3520
- Deneke T, Kutyifa V, Hindricks G, Sommer P, Zeppenfeld K, Carubicchio C, Purerfellner H, Heinzel FR, Traykov VB, de RM, Pontone G, Lehmkuhl L, Haugaa K, Sarkozy A, Gimelli A, Tondo C, Ernst S, Antz M, Westwood M (2024) Pre- and post-procedural cardiac imaging (computed tomography and magnetic resonance imaging) in electrophysiology: a clinical consensus statement of the European Heart Rhythm Association and European Association of Cardiovascular Imaging of the European Society of Cardiology. *Europace* 26(5)
- Weber BN, Paik JJ, Aghayev A, Klein AL, Mavrogeni SI, Yu PB, Mukherjee M (2023) Novel Imaging Approaches to Cardiac Manifestations of Systemic Inflammatory Diseases: JACC Scientific Statement. *J Am Coll Cardiol* 82(22):2128–2151
- Yilmaz A, Bauersachs J, Bengel F, Buchel R, Kindermann I, Klingel K, Knebel F, Meder B, Morbach C, Nagel E, Schulze-Bahr E, Aus dem SF, Frey N (2021) Diagnosis and treatment of cardiac amyloidosis: position statement of the German Cardiac Society (DGK). *Clin Res Cardiol* 110(4):479–506
- Fluschnik N, Tahir E, Erley J, Mullerleile K, Metzner A, Wenzel JP, Guerreiro H, Adam G, Blankenberg S, Kirchhof P, Tonnis T, Nikorowitsch J (2023) 3 Tesla magnetic resonance imaging in patients with cardiac implantable electronic devices: a single centre experience. *Europace* 25(2):571–577
- De Leon-Benedetti LS, Ramirez-Suarez KI, Otero HJ, Rapp JB, Biko DM, Smith C, Serai SD, Janson C, Shah M, Englehardt G, Fogel M, White AM (2024) How we do it: Cardiac implantable devices are not a contraindication to MRI: time for a paradigm shift. *Pediatr Radiol* 54(6):863–875
- Nazarian S, Hansford R, Rahsepar AA, Weltin V, McVeigh D, Gucuk IE, Kwan A, Berger RD, Calkins H, Lardo AC, Kraut MA, Kamel IR, Zimmerman SL, Halperin HR (2017) Safety of Magnetic Resonance Imaging in Patients with Cardiac Devices. *N Engl J Med* 377(26):2555–2564
- Nazarian S, Halperin HR (2018) Magnetic Resonance Imaging and Cardiac Devices. *N Engl J Med* 378(17):1652–1653
- Russo RJ, Lampert R, Birgersdotter-Gree U (2017) Risks of MRI in Patients with a Pacemaker or Defibrillator. *N Engl J Med* 376(25):2495–2496

28. Hilbert S, Jahnke C, Loebe S, Oebel S, Weber A, Spampinato R, Richter S, Doering M, Bollmann A, Sommer P, Hindricks G, Paetsch I (2018) Cardiovascular magnetic resonance imaging in patients with cardiac implantable electronic devices: a device-dependent imaging strategy for improved image quality. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 19(9):1051–1061
29. Holtstiege V, Meier C, Bietenbeck M, Chatzantonis G, Florian A, Kobe J, Reinke F, Eckardt L, Yilmaz A (2020) Clinical experience regarding safety and diagnostic value of cardiovascular magnetic resonance in patients with a subcutaneous implanted cardioverter/defibrillator (S-ICD) at 1.5 T. *J Cardiovasc Magn Reson* 22(1):35
30. Do DH, Eyvazian V, Bayoneta AJ, Hu P, Finn JP, Bradfield JS, Shivkumar K, Boyle NG (2018) Cardiac magnetic resonance imaging using wideband sequences in patients with nonconditional cardiac implanted electronic devices. *Heart Rhythm* 15(2):218–225
31. Rashid S, Rapacchi S, Vaseghi M, Tung R, Shivkumar K, Finn JP, Hu P (2014) Improved late gadolinium enhancement MR imaging for patients with implanted cardiac devices. *Radiology* 270(1):269–274
32. Klein-Wiele O, Garmer M, Busch M, Mateiescu S, Urbien R, Barbone G, Kara K, Schulte-Hermes M, Metz F, Hailer B, Gronemeyer D (2017) Cardiovascular magnetic resonance in patients with magnetic resonance conditional pacemaker systems at 1.5 T: influence of pacemaker related artifacts on image quality including first pass perfusion, aortic and mitral valve assessment, flow measurement, short tau inversion recovery and T1-weighted imaging. *Int J Cardiovasc Imaging* 33(3):383–394
33. Rashid S, Rapacchi S, Shivkumar K, Plotnik A, Finn JP, Hu P (2016) Modified wideband three-dimensional late gadolinium enhancement MRI for patients with implantable cardiac devices. *Magn Reson Med* 75(2):572–584
34. Roca-Luque I, Van BA, Alarcon F, Garre P, Tolosana JM, Borrás R, Sanchez P, Zaraket F, Doltra A, Ortiz-Perez JT, Prat-Gonzalez S, Perea RJ, Guasch E, Arbelo E, Berrueto A, Sitges M, Brugada J, Mont L (2020) Ventricular scar channel entrances identified by new wideband cardiac magnetic resonance sequence to guide ventricular tachycardia ablation in patients with cardiac defibrillators. *Europace* 22(4):598–606
35. Hilbert S, Weber A, Nehrke K, Bornert P, Schnackenburg B, Oebel S, Spampinato R, Rogge C, Richter S, Hindricks G, Paetsch I, Jahnke C (2018) Artefact-free late gadolinium enhancement imaging in patients with implanted cardiac devices using a modified broadband sequence: current strategies and results from a real-world patient cohort. *Europace* 20(5):801–807
36. Singh A, Kawaji K, Goyal N, Nazir NT, Beaser A, O'Keefe-Baker V, Addetia K, Tung R, Hu P, Mor-Avi V, Patel AR (2019) Feasibility of Cardiac Magnetic Resonance Wideband Protocol in Patients With Implantable Cardioverter Defibrillators and Its Utility for Defining Scar. *Am J Cardiol* 123(8):1329–1335
37. Sasaki T, Hansford R, Zviman MM, Kolandaivelu A, Bluemke DA, Berger RD, Calkins H, Halperin HR, Nazarian S (2011) Quantitative assessment of artifacts on cardiac magnetic resonance imaging of patients with pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators. *Circ Cardiovasc Imaging* 4(6):662–670
38. Vuorinen AM, Lehmonen L, Karvonen J, Holmstrom M, Kivisto S, Kaasalainen T (2023) Reducing cardiac implantable electronic device-induced artefacts in cardiac magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 33(2):1229–1242
39. Kiblböck D, Reiter C, Kammler J, Schmit P, Blesberger H, Kellermair J, Fellner F, Steinwender C (2018) Artefacts in 1.5 Tesla and 3 Tesla cardiovascular magnetic resonance imaging in patients with leadless cardiac pacemakers. *J Cardiovasc Magn Reson* 20(1):47
40. Kocyigit D, Abozeed M, Kwon DH, Flamm SD, Wilkoff BL, Jellis CL (2021) Predictors of Cardiac Implantable Electronic Device Artifact on Cardiac MRI: The Utility of a Device Related Score. *Heart Lung Circ* 30(9):1348–1355
41. Hong K, Jeong EK, Wall TS, Drakos SG, Kim D (2015) Wideband arrhythmia-Insensitive-rapid (AIR) pulse sequence for cardiac T1 mapping without image artifacts induced by an implantable-cardioverter-defibrillator. *Magn Reson Med* 74(2):336–345
42. Shao J, Rashid S, Renella P, Nguyen KL, Hu P (2017) Myocardial T1 mapping for patients with implanted cardiac devices using wideband inversion recovery spoiled gradient echo readout. *Magn Reson Med* 77(4):1495–1504
43. Wang Y, Moin K, Akinboboye O, Reichek N (2005) Myocardial first pass perfusion: steady-state free precession versus spoiled gradient echo and segmented echo planar imaging. *Magn Reson Med* 54(5):1123–1129
44. Hong K, Collins JD, Knight BP, Carr JC, Lee DC, Kim D (2019) Wideband myocardial perfusion pulse sequence for imaging patients with cardiac implantable electronic device. *Magn Reson Med* 81(2):1219–1228
45. Stojanovska J, Runge M, Mahani MG, Cronin PP, Sayyoub M, Bogun F, Ibrahim EH (2020) Cardiac MRI for Patients With Cardiac Implantable Electronic Devices. *AJR Am J Roentgenol* 215(2):374–381
46. Sohns JM, Menke J, Schwarz A, Bergau L, Kowallick JT, Schuster A, Konietzschke F, Plazek M, Weiberg D, Nordlohne S, Schmuck S, Schulz S, Derlin T, Staab W (2017) Incidental findings in cardiac magnetic resonance imaging: superiority of bSSFP over T1w-HASTE for extra-cardiac findings assessment. *Int J Cardiovasc Imaging* 33(10):1581–1587
47. Sohns JM, Menke J, Bergau L, Weiss BG, Schmuck S, Weiberg D, Staab W, Derlin T, Dorenkamp M, Sohns C (2018) Extra-vascular findings in patients undergoing magnetic resonance angiography of the abdomen, pelvis and lower extremities: A retrospective study of 352 patients. *Vascular* 26(1):27–38
48. Rogers T, Campbell-Washburn AE, Ramasawmy R, Yildirim DK, Bruce CG, Grant LP, Stine AM, Kolandaivelu A, Herzka DA, Ratnayaka K, Lederman RJ (2023) Interventional cardiovascular magnetic resonance: state-of-the-art. *J Cardiovasc Magn Reson* 25(1):48
49. Greil G, Tandon AA, Silva VM, Hussain T (2017) 3D Whole Heart Imaging for Congenital Heart Disease. *Front Pediatr* 5:36
50. Moghari MH, Komarlu R, Annese D, Geva T, Powell AJ (2015) Free-breathing steady-state free precession cine cardiac magnetic resonance with respiratory navigator gating. *Magn Reson Med* 73(4):1555–1561
51. Moghari MH, Annese D, Geva T, Powell AJ (2016) Three-dimensional heart locator and compressed sensing for whole-heart MR angiography. *Magn Reson Med* 75(5):2086–2093
52. Bustin A, Rashid I, Cruz G, Hajhosseiny R, Correia T, Neji R, Rajani R, Ismail TF, Botnar RM, Prieto C (2020) 3D whole-heart isotropic sub-millimeter resolution coronary magnetic resonance angiography with non-rigid motion-compensated PROST. *J Cardiovasc Magn Reson* 22(1):24
53. Toupin S, Pezel T, Bustin A, Cochet H (2022) Whole-Heart High-Resolution Late Gadolinium Enhancement: Techniques and Clinical Applications. *J Magn Reson Imaging* 55(4):967987
54. Phair A, Fotaki A, Felsner L, Fletcher TJ, Qi H, Botnar RM, Prieto C (2024) A motion-corrected deep-learning reconstruction framework for accelerating whole-heart magnetic resonance imaging in patients with congenital heart disease. *J Cardiovasc Magn Reson* 26(1):101039
55. Zhang Q, Fotaki A, Ghadimi S, Wang Y, Doneva M, Wetzl J, Delfino JG, O'Regan DP, Prieto C, Epstein FH (2024) Improving the efficiency and accuracy of cardiovascular magnetic resonance with artificial intelligence—review of evidence and proposition of a roadmap to clinical translation. *J Cardiovasc Magn Reson* 26(2):101051
56. Tzifa A, Krombach GA, Kramer N, Kruger S, Schutte A, von WM, Schaeffter T, Qureshi S, Krasemann T, Rosenthal E, Schwartz CA, Varma G, Buhl A, Kohlmeier A, Buckner A, Gunther RW, Razavi R (2010) Magnetic resonance-guided cardiac interventions using magnetic resonance-compatible devices: a preclinical study and first-in-man congenital interventions. *Circ Cardiovasc Interv* 3(6):585–592
57. Langman DA, Goldberg IB, Finn JP, Ennis DB (2011) Pacemaker lead tip heating in abandoned and pacemaker-attached leads at 1.5 Tesla MRI. *J Magn Reson Imaging* 33(2):426–431
58. Mattei E, Gentili G, Censi F, Triventi M, Calcinini G (2015) Impact of capped and uncapped abandoned leads on the heating of an MR-conditional pacemaker implant. *Magn Reson Med* 73(1):390–400
59. Schaller RD, Brunner T, Riley MP, Marchlinski FE, Nazarian S, Litt H (2021) Magnetic Resonance Imaging in Patients With Cardiac Implantable Electronic Devices With Abandoned Leads. *JAMA Cardiol* 6(5):549–556
60. Meier C, Israel C, Eisenblätter M, Hoyer A, Stoye FV, Yilmaz A, Gielen S (2024) Safety of magnetic resonance imaging in patients with cardiac implantable electronic devices and abandoned or epicardial leads: a systematic review and meta-analysis. *Europace* 26(6)
61. Gatterer C, Stelzmüller ME, Kammerlander A, Zuckermann A, Krssak M, Loewe C, Beitzke D (2021) Safety and image quality of cardiovascular magnetic resonance imaging in patients with retained epicardial pacing wires after heart transplantation. *J Cardiovasc Magn Reson* 23(1):24
62. Soto-Iglesias D, Penela D, Jauregui B, Acosta J, Fernandez-Armenta J, Linhart M, Zucchelli G, Syrovnev V, Zaraket F, Teres C, Perea RJ, Prat-Gonzalez S, Doltra A, Ortiz-Perez JT, Bosch X, Camara O, Berrueto A (2020) Cardiac Magnetic Resonance-Guided Ventricular Tachycardia Substrate Ablation. *JACC Clin Electrophysiol* 6(4):436–447
63. Roes SD, Borleffs CJ, van der Geest RJ, Westenberg JJ, Marsan NA, Kaandorp TA, Reiber JH, Zeppenfeld K, Lamb HJ, de RA, Schalij MJ, Bax JJ (2009) Infarct tissue heterogeneity assessed with contrast-enhanced MRI predicts spontaneous ventricular arrhythmia in patients with ischemic cardiomyopathy and implantable cardioverter-defibrillator. *Circ Cardiovasc Imaging* 2(3):183–190
64. Desertori M, Rigoni M, Pace N, Casolo G, Mase M, Gonzini L, Lucci D, Nollo G, Ravelli F (2016) Myocardial Fibrosis Assessment by LGE Is a Powerful Predictor of Ventricular Tachyarrhythmias in Ische-

- mic and Nonischemic LV Dysfunction: A Meta-Analysis. *JACC Cardiovasc Imaging* 9(9):1046–1055
65. Soslow JH, Damon SM, Crum K, Lawson MA, Slaughter JC, Xu M, Arai AE, Sawyer DB, Parra DA, Damon BM, Markham LW (2016) Increased myocardial native T1 and extracellular volume in patients with Duchenne muscular dystrophy. *J Cardiovasc Magn Reson* 18:5
 66. Andreu D, Ortiz-Perez JT, Boussy T, Fernandez-Armenta J, de Caralt TM, Perea RJ, Prat-Gonzalez S, Mont L, Brugada J, Berrueto A (2014) Usefulness of contrast-enhanced cardiac magnetic resonance in identifying the ventricular arrhythmia substrate and the approach needed for ablation. *Eur Heart J* 35(20):1316–1326
 67. Bogun FM, Desjardins B, Good E, Gupta S, Crawford T, Oral H, Ebinger M, Pelosi F, Chugh A, Jongnarangsin K, Morady F (2009) Delayed-enhanced magnetic resonance imaging in nonischemic cardiomyopathy: utility for identifying the ventricular arrhythmia substrate. *J Am Coll Cardiol* 53(13):1138–1145
 68. Goette A, Corradi D, Dobrev D, Aguinaga L, Cabrera JA, Chugh SS, de Groot JR, Soulat-Dufour L, Fenelon G, Hatem SN, Jalife J, Lin YJ, Lip GYH, Marcus GM, Murray KT, Pak HN, Schotten U, Takahashi N, Yamaguchi T, Zoghbi WA, Nattel S, Mont L, Akar JG, Akoum N, Althoff T, Diaz JC, Guichard JB, Jadidi A, Kalman J, Lim H, Teixeira RA (2024) Atrial cardiomyopathy revisited-evolution of a concept: a clinical consensus statement of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC, the Heart Rhythm Society (HRS), the Asian Pacific Heart Rhythm Society (APHRS), and the Latin American Heart Rhythm Society (LAHRS). *Europace* 26(9)
 69. Caixal G, Alarcon F, Althoff TF, Nunez-Garcia M, Benito EM, Borrás R, Perea RJ, Prat-Gonzalez S, Garre P, Soto-Iglesias D, Gunturitz C, Cozzari J, Linhart M, Tolosana JM, Arbelo E, Roca-Luque I, Sitges M, Guasch E, Mont L (2021) Accuracy of left atrial fibrosis detection with cardiac magnetic resonance: correlation of late gadolinium enhancement with endocardial voltage and conduction velocity. *Europace* 23(3):380–388
 70. Schwartz SM, Pathrose A, Serhal AM, Ragin AB, Charron J, Knight BP, Passman RS, Avery RJ, Kim D (2021) Evaluation of image quality of wideband single-shot late gadolinium enhancement MRI in patients with a cardiac implantable electronic device. *J Cardiovasc Electrophysiol* 32(1):138–147
 71. Baumgartner H, De BJ, Babu-Narayan SV, Budts W, Chessa M, Diller GP, Lung B, Kluin J, Lang IM, Meijboom F, Moons P, Mulder BJM, Oechslin E, Roos-Hesselink JW, Schwerzmann M, Sondergaard L, Zeppenfeld K (2021) 2020 ESC Guidelines for the management of adult congenital heart disease. *Eur Heart J* 42(6):563–645
 72. Hernandez-Madrid A, Paul T, Abrams D, Aziz PF, Blom NA, Chen J, Chessa M, Combes N, Dagres N, Diller G, Ernst S, Giamberti A, Hebe J, Janousek J, Kriebel T, Moltedo J, Moreno J, Peinado R, Pison L, Rosenthal E, Skinner JR, Zeppenfeld K (2018) Arrhythmias in congenital heart disease: a position paper of the European Heart Rhythm Association (EHRA), Association for European Paediatric and Congenital Cardiology (AEPC), and the European Society of Cardiology (ESC) Working Group on Grown-up Congenital heart disease, endorsed by HRS, PACES, APHRS, and SOLAEC. *Europace* 20(11):1719–1753
 73. Shah MJ, Silka MJ, Silva JNA, Balaji S, Beach CM, Benjamin MN, Berul CI, Cannon B, Cecchin F, Cohen MI, Dalal AS, Dechert BE, Foster A, Gebauer R, Gonzalez Corcia MC, Kannankeril PJ, Karpawich PP,

Recommendations of the German Cardiac Society on CMR examinations in patients with cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators. From the Committee for Clinical Cardiovascular Medicine

Cardiovascular magnetic resonance (CMR) imaging examinations can nowadays be safely performed in patients with both magnetic resonance imaging (MRI)-conditional cardiac implantable electronic devices (CIED) as well as in those with non-MRI tested (older) CIEDs, if the prerequisites illustrated in this recommendation article of the German Cardiac Society (DGK) are exactly followed. In principle, CMR examinations in CIED patients should be performed in experienced CMR centers with appropriate personnel and technical resources. In addition to cardiological expertise in the treatment of CIED patients and in programming of CIEDs, additional experiences in performing CMR examinations and using appropriate CMR imaging protocols depending on the individual patient profile and CIED type are required. An individual and careful assessment of the risk-benefit ratio plays a decisive role in CIED patients. In this context, important aspects such as the potential off-label use of CMR in patients with non-MRI tested CIEDs or the use of new CMR protocols should be adequately considered. At the same time it should also be considered that those CIED patients with particularly challenging individual constellations could clinically benefit the most from a safe and successfully carried out CMR examination. Regarding the assessment of the individual risk-benefit ratio, it is necessary not only to make a precise estimation of the individual patient risk associated with the CIED but also the probability of acquiring high-quality CMR images that are helpful for making clinical decisions. Hence, the knowledge and availability of the specific CMR protocols that are addressed in the present recommendations of the DGK are highly important for adequate assessment of the individual risk-benefit ratio in CIED patients.

Keywords

Magnetic resonance imaging · Defibrillator · Cardiac pacemaker · Implantable cardioverter defibrillator · Ventricular arrhythmia

- Kim JJ, Krishna MR, Kubus P, LaPage MJ, Mah DY, Malloy-Walton L, Miyazaki A, Motonaga KS, Niu MC, Olen M, Paul T, Rosenthal E, Saarel EV, Silvetti MS, Stephenson EA, Tan RB, Friedman J, Bergen NHV, Wackel PL (2021) 2021 PACES Expert Consensus Statement on the Indications and Management of Cardiovascular Implantable Electronic Devices in Pediatric Patients. *Heart Rhythm* 18(11):1888–1924
74. Waldmann V, Marquie C, Bessiere F, Perrot D, Anselme F, Badenco N, Barra S, Bertaux G, Blangy H, Bordachar P, Boveda S, Chauvin M, Clementy N, Clerici G, Combes N, Defaye P, Deharo JC, Durand P, Duthoit G, Eschalier R, Fauchier L, Garcia R, Geoffroy O, Gitenay E, Gourraud JB, Guenancia C, Iserin L, Jacon P, Jesel-Morel L, Kerkouri F, Klug D, Koutbi L, Labombarda F, Ladouceur M, Laurent G, Leclercq C, Maille B, Maltret A, Massoulie G, Mondoly P, Ninni S, Ollitrault P, Pasquie JL, Pierre B, Pujadas P, Champ-Rigot L, Sacher F, Sadoul N, Schatz A, Winum P, Milliez PU, Probst V, Marijon E (2023) Subcutaneous Implantable Cardioverter-Defibrillators in Patients With Congenital Heart Disease. *J Am Coll Cardiol* 82(7):590–599
75. Atallah J, Erickson CC, Cecchin F, Dubin AM, Law IH, Cohen MI, LaPage MJ, Cannon BC, Chun TU, Freedenberg V, Gierdalski M, Berul CI (2013) Multi-institutional study of implantable defibrillator lead performance in children and young adults: results of the Pediatric Lead Extractability and Survival Evaluation (PLEASE) study. *Circulation* 127(24):2393–2402
76. Bireley M, Kovach JR, Morton C, Cava JR, Pan AY, Nugent M, Samyn MM (2020) Cardiac Magnetic Resonance Imaging (MRI) in Children is Safe with Most Pacemaker Systems, Including Those with Epicardial Leads. *Pediatr Cardiol* 41(4):801–808
77. Khan SN, Rapacchi S, Levi DS, Finn JP (2013) Pediatric cardiovascular interventional devices: effect on CMR images at 1.5 and 3 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson* 15(1):54

Hinweis des Verlags. Der Verlag bleibt in Hinblick auf geografische Zuordnungen und Gebietsbezeichnungen in veröffentlichten Karten und Institutsadressen neutral.