

Journal für Kardiologie

Austrian Journal of Cardiology

Österreichische Zeitschrift für Herz-Kreislauserkrankungen

Magnetresonananz in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung

Frank H

*Journal für Kardiologie - Austrian
Journal of Cardiology 2001; 8
(11), 443-447*

Homepage:

www.kup.at/kardiologie

Online-Datenbank
mit Autoren-
und Stichwortsuche



Offizielles
Partnerjournal der ÖKG



Member of the ESC-Editor's Club



Offizielles Organ des
Österreichischen Herzfonds



ACVC
Association for
Acute CardioVascular Care

In Kooperation
mit der ACVC

Indexed in ESCI
part of Web of Science

Indexed in EMBASE

Krause & Pachernegg GmbH • Verlag für Medizin und Wirtschaft • A-3003 Gablitz

P.b.b. 02Z031105M,

Verlagsort: 3003 Gablitz, Linzerstraße 177A/21

Preis: EUR 10,-

Veranstaltungskalender

Hybrid-Veranstaltungen der Herausgeber des **Journals für Kardiologie**

Finden Sie alle laufend aktualisierten Termine
auf einem Blick unter

www.kup.at/images/ads/kongress.pdf

Magnetresonanz in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung

H. Frank

Die Magnetresonanz ist eine bereits etablierte, nichtinvasive Untersuchungsmethode bei kardialen Erkrankungen wie Kardiomyopathien, komplexen, kongenitalen Herzerkrankungen, Herztumoren, Aorten- und Perikarderkrankungen. Die MR ermöglicht als einziges volumetrisches Verfahren eine nichtinvasive, strahlungsfreie Bestimmung der linksventrikulären Funktion, der Volumina, der Muskelmasse und des Blutflusses. Die ultraschnelle MR-Technik ermöglicht außerdem ein real-time-imaging mit Beurteilung der Myokardperfusion in Ruhe und unter pharmakologischem Streß sowie die Darstellung und Abgrenzung von infarziertem Myokard und die Bestimmung der Myokardvitalität. Durch eine gemeinsame Erfassung angiographischer, perfusions- und funktionsspezifischer Parameter könnten diese nichtinvasiven Untersuchungsverfahren in Zukunft einen wesentlichen diagnostischen Stellenwert in der Evaluierung der koronaren Herzerkrankung erlangen.

Magnetic resonance imaging is an established non-invasive technique for the assessment of cardiac diseases, such as cardiomyopathies, aortic and pericardial diseases and allows the non-invasive quantitation of left ventricular function, volumes, muscle mass and flow. Ultra fast imaging techniques allow real time myocardial perfusion imaging using a contrast agent bolus and the delineation of low perfused myocardial regions under stress. In addition, MRI allows the assessment of infarcted myocardial regions by contrast late enhancement and can be used for viability studies using dobutamin stress test. MRI might become an important unique technique in the future by evaluating all together, coronary morphology, myocardial function and perfusion. J Kardiol 2001; 8: 443–447.

Herz-Kreislauf-Erkrankungen stehen in industrialisierten Ländern hinsichtlich ihrer Morbidität und Mortalität nach wie vor an erster Stelle. Goldstandard-Methode in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung (KHK) ist seit ihrer Entwicklung die Koronarangiographie geblieben. Jedoch hat sich in den letzten 20 Jahren vieles im physiologischen Gedankenkonzept der KHK hinsichtlich neuer Erkenntnisse in der myokardialen Mikrozirkulation, der koronaren Flußreserve, der Pathophysiologie der akuten Koronarstenose und der Atherosklerose im Koronargefäß verändert, so daß für die Diagnostik und Risikostratifizierung der koronaren Herzerkrankung neben der Koronarangiographie nichtinvasive, bildgebende Untersuchungsverfahren gesucht werden, die neben der Gefäßpathologie auch den Aspekt der Myokardfunktion und -perfusion in Ruhe und unter Belastung beurteilen können. Die Magnetresonanz-Technik (MRT) hat neben der Nichtinvasivität und der Strahlungsfreiheit die Vorteile einer exzellenten räumlichen Darstellung und Gewebedifferenzierung. Durch die rasche Entwicklung der MRT, insbesondere hinsichtlich ultraschneller Untersuchungstechniken, wie die der Echo-Planaren MR (EPI) und des Hybrid Echo Planar Imaging, ergeben sich für diese zukunftsorientierte Technik wesentliche Aspekte für eine nichtinvasive Diagnostik der KHK: 1. die Möglichkeit, Koronargefäße und etwaige Stenosen darstellen zu können, 2. die Quantifizierung der regionalen Myokardperfusion in Ruhe und unter Streß unter Verwendung von MR-Kontrastmittel und 3. die Beurteilung der Myokardvitalität mittels Dobutamin-Streß.

MR-Koronarangiographie

Mit Hilfe der k-space-Segmentation war es erstmals im Tierversuch möglich geworden, Koronargefäße nichtinvasiv *in vivo* abzubilden [1]. Manning et al. [2] gelang es mit der gleichen Technik, bei einem Normalkollektiv und bei Patienten mit angiographisch verifizierter koronarer Herzerkrankung, alle Koronararterien mittels MR darzustellen. Die LAD und RCA waren bei 100 % der Patienten und die A. circumflexa (CX) bei 76 % der Patienten darstellbar. Mehrere Studien versuchten, den Blutfluß in Koronararterien mittels

Phasenkontrast- bzw. Time-of-flight (TOF)-Technik unter pharmakologischem Streßtest zu quantifizieren. Dabei fand sich in einem Normalkollektiv eine signifikante Zunahme des Koronarflusses nach Gabe von Vasodilantien von 14,8 auf 46,3 cm/s, die mit bekannten invasiven Daten übereinstimmend war und einer normalen Koronarflußreserve von 3,2 entsprach [3, 4]. Die Lumendiameterbestimmung zeigte eine gute Korrelation zur Angiographie ($r = 0,86$), wobei die MRT dazu neigte, den Lumendurchmesser etwas zu überschätzen. Dies ist am ehesten durch eine Kombination aus Partialvolumeneffekten und Bewegungsartefakten des Koronargefäßes zu erklären. Verschlussene Gefäße wiesen einen kompletten Signalverlust auf den MR-Bildern auf, während signifikant stenosierte Gefäße einen Signalverlust distal zur Stenose zeigten. In diesem Zusammenhang sei jedoch erwähnt, daß auch starke Wandunregelmäßigkeiten ohne signifikante Stenose zur Turbulenzbildung und damit zur Signalauslöschung führen können, was zu einer deutlichen Limitation dieser Methode in der klinischen Anwendung beiträgt. Allerdings wird in Zukunft, durch Verkürzung der Echozeiten und durch Anwendung speziell entwickelter kleiner Oberflächenspulen mit verbessertem Signal/Rausch-Verhältnis und verbesserter räumlicher Auflösung, eine suffizientere Darstellung der Koronargefäßmorphologie möglich sein.

Eine andere Arbeitsgruppe konnte die LAD auf eine mittlere Länge von 62 mm und die rechte Koronararterie auf eine mittlere Länge von 65 mm darstellen [5]. In dieser Studie wurde ein Untersuchungsprotokoll mit überlappenden axialen Schichten, einfach gewinkelten Schichten entlang der Herzachse und mehrfach gewinkelten Schichten tangential zur linksventrikulären Vorderwand für die linke Koronararterie sowie mehrfach gewinkelten koronalen Schichten für die rechte Koronararterie verwendet (Abb. 1).

Funktionelle Beurteilung von Koronargefäßen

Neben dem Aspekt der morphologischen Darstellung der Koronargefäße liegt eine neue Anwendungsmöglichkeit der MRT in der Bestimmung des Blutflusses und der

Eingelangt am: 27. 8. 2001, angenommen am: 27. 9. 2001

Aus der Abteilung für Kardiologie, Universitätsklinik für Innere Medizin II, Wien

Korrespondenzadresse: Univ.-Prof. Dr. med. Herbert Frank, Universitätsklinik für Innere Medizin II, Abteilung für Kardiologie, A-1090 Wien, Währinger Gürtel 18–20; E-Mail: herbert.frank@univie.ac.at

Koronarflußreserve, welche durch das Verhältnis von hyperämischem Blutfluß unter Ruhebedingungen definiert ist. Bis vor kurzer Zeit konnte der koronare Blutfluß nur mit Hilfe invasiver Techniken, z. B. mittels intravaskulärem US oder quantitativer digitaler Koronarangiographie, bestimmt werden. Um zuverlässig Blutflußgeschwindigkeitsmessungen im Koronargefäßsystem mittels MRT durchführen zu können, muß diese zu verschiedenen Zeitpunkten im Herzzyklus erfolgen. Erste Messungen der Blutflußgeschwindigkeit in den Koronararterien erfolgten durch Edelmann und Keegan [6]. In dieser Studie konnte eine signifikante Zunahme des Koronarflusses nach Gabe von Adenosin gezeigt werden.

Sakuma et al. [4] zeigten mittels schneller Gradientenecho-Sequenzen an 8 Probanden eine signifikante Zunahme der mittleren diastolischen Blutflußgeschwindigkeit in der LAD nach Gabe von Dipyridamol ($0,56 \text{ mg/kg}$) von $14,8 \pm 1,9 \text{ cm/s}$ auf $46,3 \pm 10,2 \text{ cm/s}$. Dies entspricht einer Koronarflußreserve von $3,2 \pm 0,6$, welche in guter Übereinstimmung mit entsprechenden Dopplerdaten steht. Darüber hinaus wies die MRT eine geringe Variabilität zwischen zwei Studien von 9,5 % auf, die Variabilität zwischen zwei Untersuchern lag bei 7,0 %.

Die Phasenkontrasttechnik mit schnellen Gradientenechos und Atemanhaltetechnik wurde mittlerweile auch schon bei Patienten mit proximaler LAD-Stenose angewendet, dabei lag die Koronarreserve bei $1,68 \pm 5,4$, was deutlich geringer ist als der Wert bei Normalpersonen.

Beurteilung von aortokoronaren Bypässen

Aortokoronare Bypässe können, bedingt durch den größeren Durchmesser als Nativgefäße, den eher geradlinigen Verlauf und die geringeren Bewegungs- und Atemartefakte, mittels MRT dargestellt werden. Es wurden bereits mehrere Studien publiziert, die eine Sensitivität von 82–90 % für die Darstellung von offenen Bypässen und 72–85 % für die Diagnose verschlossener Bypässe aufwiesen [7, 8]. Es muß natürlich an dieser Stelle erwähnt werden, daß der Nachweis eines offenen Bypasses alleine für die postoperative Diagnostik nicht ausreichend ist und die exakte Darstellung von Stenosen vorläufig der Angiographie vorbehalten bleiben muß. Underwood et al. [9] verwendeten daher eine Phasenkontrasttechnik, um den Blutfluß in Venenbypässen zu quantifizieren. Debatin [10] konnte bei 14 von 15 Patienten auch Blutflußmessungen in A. mammaria interna-Bypässen erfolgreich durchführen. Da-

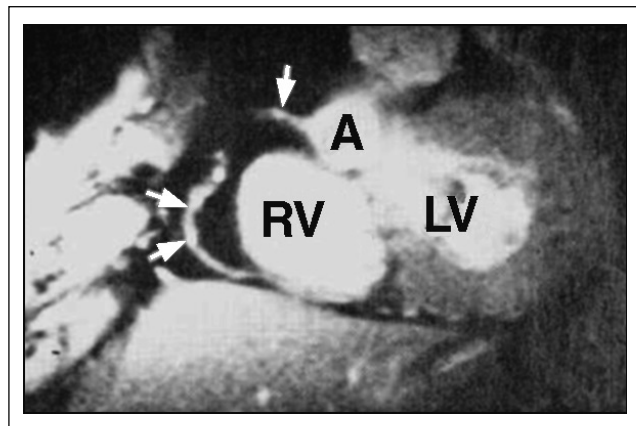


Abbildung 1: Sagittale GRE-Sequenz der rechten Koronararterie. Es zeigt sich deutlich das Lumen des proximalen und mittleren Abschnittes der rechten Koronararterie. A: Aorta, RV: rechter Ventrikel, LV: linker Ventrikel

bei fand sich eine niedrige Variabilität zwischen den Patienten von 0,39 bis 0,45 % bezogen auf den Cardiac Output. Sakuma et al. [11] untersuchten 20 native A. mammaria interna sowie 6 A. mammaria interna-Bypässe und 2 Venenbypässe. Dabei konnten sie einerseits das charakteristische Blutflußprofil in den unterschiedlichen Gefäßen darstellen, andererseits fanden sie signifikant höhere Quotienten aus diastolisch/systolischer Geschwindigkeit in Bypässen verglichen mit nativen A. mammaria interna.

Der geradlinige Verlauf der A. mammaria interna parallel zur Thoraxwand läßt dieses Gefäß besonders geeignet für Blutflußmessungen mittels MR erscheinen. Allerdings werden die Messungen durch Partialvolumeneffekte und verbleibende Spins im Bereich des umliegenden Gewebes mit entsprechenden Artefaktbildungen und Schwierigkeiten in der Begrenzung des Gefäßlumens beeinflusst. Somit erscheint derzeit lediglich die Bestimmung der maximalen Flußgeschwindigkeit (und nicht des Volumens) klinisch relevant. Weitere limitierende Faktoren stellen metallische Klips sowie Hämosiderinartefakte durch postoperative Hämatome dar.

Myokardperfusion

Durch die Entwicklung neuer, ultraschneller MR-Techniken (Turbo-Flash, Echo-Planar Imaging, Hybrid Echo Planar Imaging oder Inversion Recovery-Techniken mit zeitlichen Auflösungen bis zu 30 Bildern/Sekunde) ist es in den letzten Jahren möglich geworden, die regionale Myokardperfusion anhand des Verteilungsmusters verschiedener MR-Kontrastmittel (Gadolinium, Dysprosium) im Myokard darzustellen [12] (Abb. 2). Die theoretischen Grundlagen der Myokardperfusionsmessung mittels ultraschneller MRT-Bildgebung beruhen darauf, daß der Kernspintomograph die zeitlichen Änderungen der Signalintensitätswerte eines Indikators (Gd-DTPA) aufzeichnet (Indikatorverdünnungstheorie). Gd-DTPA ist ein extrazelluläres Kontrastmittel, welches während des „first-pass“ durch das

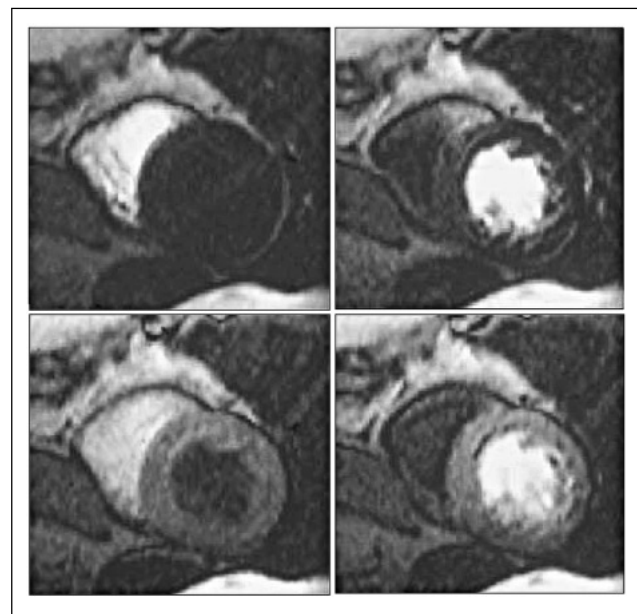


Abbildung 2: Myokardperfusionssequenz im first-pass mittels Gadolinium-DTPA. Das MR-Kontrastmittel wird über die Armvene appliziert und zeigt sich zuerst im rechten Ventrikel (links oben). Nach der Lungenpassage findet sich das KM im linken Ventrikel mit anschließender First-pass-Perfusion im Myokard (rechts unten). Normal perfundiertes Myokard zeigt homogenen und zeitgleichen Signalanstieg in allen Myokardabschnitten. First-pass-wash-out-Phase des Myokards (links unten).

Myokard bereits zu einem relativ großen Anteil aus den Kapillaren ins Interstitium diffundiert. Das Kontrastmittel wird dabei als Bolus intravenös appliziert und die Myokardperfusion regional im „first-pass“ beurteilt (Abb. 3a und 3b). Gadolinium (Gd)-DTPA führt im normal perfundierten Myokard zu einer erhöhten Signalintensität, eine myokardiale Minderperfusion stellt sich als signalarme Region dar (cold spot); Dysprosium hingegen führt zu einer Signalauslöschung auf T2-gewichteten Bildern mit einer relativen Signalintensitätszunahme im minderperfundierten Gewebe (hot spot). In der Signalintensitäts-Zeit-Kurve zeigen Myokardregionen mit verminderter Perfusion eine reduzierte Anstiegssteilheit, die maximale Signalintensität ist vermindert, und der Zeitpunkt des Erreichens des Signalintensitätsmaximums ist verzögert. Es ist allerdings schwierig, Normwerte dieser Parameter mit interindividueller Gültigkeit zu erstellen, da unterschiedliche Herz-Zeit-Volumina der Patienten oder auch eine unterschiedliche Geschwindigkeit der Kontrastmittelapplikation zu einer erheblichen Variabilität der Signalintensitäts-Zeit-Kurve führen. Dies gilt auch für die Bestimmung der mittleren Passagezeit des Kontrastmittelbolus, d. h. der Zeit zwischen Beginn des Anstiegs der Signalintensität und Normalisierung der Signalintensität auf der interpolierten First-pass-Kurve („mean transit time“). Um einen interindividuellen Vergleich von den bei den jeweiligen Patienten erhobenen Flußdaten zu ermöglichen, sollten bei jedem Patienten zusätzlich zur Analyse der Signalintensitäts-Zeit-Kurve des Myokards auch die entsprechenden Signalintensitäts-Zeit-Kurven der Aorta ascendens und des linken Ventrikellumens (blood pool) erfaßt werden.

Über die Verwendung von „Blood-pool“-Kontrastmitteln (MR-Kontrastmittel mit einer T1/2 bis zu 4 Stunden) zur Beurteilung der Myokardperfusion liegen derzeit nur einzelne Ergebnisse vor [13]. Man erwartet sich durch den Einsatz von „Blood-pool“-Kontrastmitteln eine genauere Quantifizierung der regionalen Myokardperfusion. Neu entwickelte makromolekulare, intravaskuläre Kontrastmittel wie etwa Polylysine-Gd-DTPA machen eine quantitative Messung der Myokardperfusion möglich, eine klinische Anwendung dieser Kontrastmittel ist jedoch noch nicht erfolgt. Nicht-toxische, weiterentwickelte intravaskuläre Kontrastmittel sind derzeit in klinischer Erprobung und werden demnächst verfügbar sein.

Zu bedenken ist allerdings, daß beim Einsatz eines solchen intravaskulären Kontrastmittels die Signalintensitätsunterschiede zwischen normal perfundiertem und minderperfundiertem Myokard geringer ausfallen, da das Verteilungsvolumen eines intravaskulären Kontrastmittels im myokardialen Gefäßnetz lediglich ca. 7 % des Myokard-

volumens beträgt. Das ideale Kontrastmittel, welches zu einer Signalanhebung im Myokard direkt proportional zur Perfusion führt und auch lange genug im Myokard verbleibt, um eine optimale Bildgebung zu ermöglichen, steht bisher leider noch nicht zur Verfügung.

Die Sensitivität der kontrastmittelverstärkten Myokardperfusionsmessung mit einer Multislice-Technik bei einem selektionierten Patientenkollektiv mit Eingefäßerkkrankung beträgt 100 % [14]. Bei einer unselektionierten Patientenpopulation mit Mehrgefäßerkkrankung betrug die Sensitivität mit der Multislice-Technik 44 % [15]. In einer prospektiven Studie zur Diagnose von Koronarstenosen ≥ 75 % unter Verwendung der Single-slice-Technik fanden Al-Saadi et al. eine Sensitivität und Spezifität von 90 % und 83 % [16]. Eine weitere mögliche Anwendung der MR könnte der Nachweis einer erfolgreichen Reperfusion nach thrombolytischer Therapie sowie die Beurteilung irreversibler Myokarddefekte, ähnlich wie bei echokardiographischen Kontrastmittelstudien, sein [17]. In Tierexperimenten konnte primär gezeigt werden, daß mit Hilfe von T1-Kontrastmittel ein okklusiver Infarkt von einem reperfundierten Infarkt unterschieden werden kann [18, 19]. Die Hypothese, die der verzögerten Kontrastmittelaufnahme (late enhancement) zugrundeliegt und eine Unterscheidung zwischen vitalem und avitalem Myokardgewebe erlaubt, ist, daß kontrastmittelverstärktes Myokard ausschließlich mit dem Fehlen vitaler Myozyten assoziiert ist. Studien konnten belegen, daß das late enhancement nur in Regionen der irreversiblen Schädigung und nicht bei intermittierender Ischämie von 15 Minuten mit anschließender Reperfusion ohne bestehender Nekrose auftrat [20] (Abb. 4).

Myokardvitalität

Morphologische und funktionelle MRT-Parameter lassen sich durch die relativ einfache Messung von diastolischer und systolischer Wanddicke erfassen, aus der sich wiederum die systolische Wanddickenzunahme berechnen läßt. Pathologisch-anatomische Daten zeigen, daß chronisch transmurales Narbengewebe ganz überwiegend dünner als 6 mm ist [21, 22], und anhand intraoperativ entnommener Biopsien aus akinetischen Myokardarealen konnte gezeigt werden, daß bei einer Wanddickenreduktion < 10 % postoperativ immer eine Wiederherstellung der myokardialen Funktion erreicht werden konnte, während Patienten mit einer Wanddickenreduktion > 50 % keine postoperative Erholung der kontraktile Funktion zeigten [23]. Folglich ist die Wahrscheinlichkeit sehr groß, daß es sich bei akinetischem Myokard mit einer Wanddicke < 6 mm um Narben-

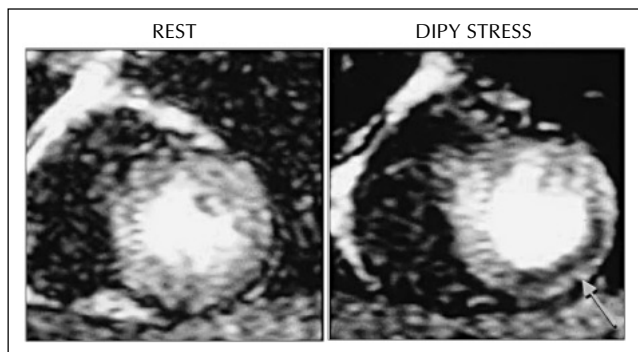


Abbildung 3a: Myokardperfuionsdarstellung bei koronarer Herzerkrankung in Ruhe (links) und unter Dipyridamol-Stress (rechts). Das minderperfundierte posterolaterale Areal zeigt keinen Signalanstieg im Gd-DTPA first pass im Vergleich zum normalen Myokard (Pfeil).

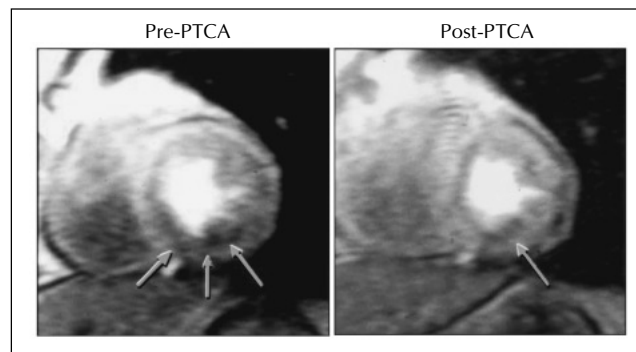


Abbildung 3b: Myokardperfuionsdarstellung mittels Gd-DTPA first-pass bei Ischämie inferior vor (links) und nach erfolgreicher PTCA (rechts). Deutliche Reduktion des minderperfundierten Areals inferior nach erfolgter PTCA (Pfeil).

gewebe bzw. so schwer geschädigtes Gewebe handelt, daß eine Wiederherstellung der kontraktile Funktion unwahrscheinlich ist. Diese Hypothese wurde durch Vergleichs-

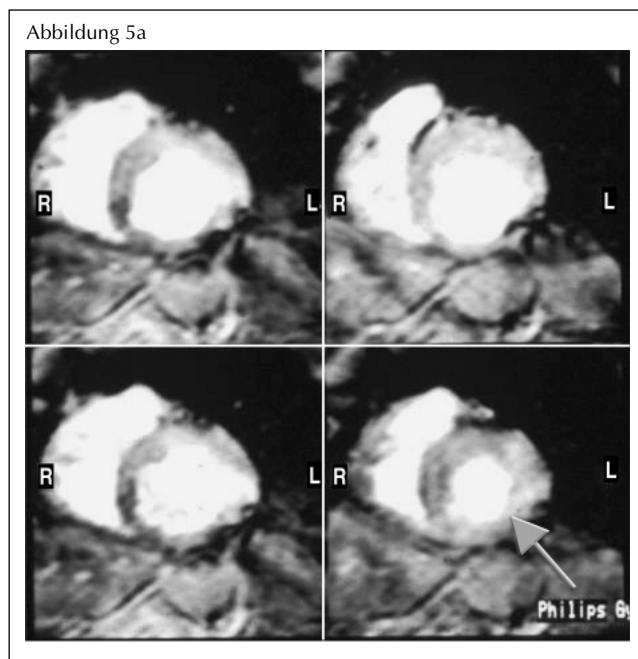


Abbildung 4: MR-Myokardinfarkt-Imaging: Anreicherung des Kontrastmittels Gd-DTPA als „late enhancement“ im Bereich eines anteroseptalen Infarktes (Pfeil).

studien von MRT und ^{99m}Tc -Sestamibi-SPECT oder ^{18}F FDG-PET überprüft und bestätigt [24] (Abbildungen 5a + b, 6a + b).

Morphologische und funktionelle MR-Studien zur Identifizierung von myokardialen Narbengewebe, bei denen enddiastolische Wanddicke und systolische Wanddickenzunahme von Gradienten-Echo (GE)-MR mit ^{99m}Tc -MIBI-SPECT in bezug auf die tomographische Infarktausdehnung verglichen wurde, konnten eine gute Übereinstimmung zwischen MIBI-Defekten und signifikant reduzierter enddiastolischer Wanddicke und systolischer Wanddickenzunahme nachweisen [25]. Der Grenzwert für die mittlere diastolische Wanddicke zur Differenzierung zwischen vitalem Myokard und Narbe lag im Vergleich zu pathologisch-anatomischen Studien bei ca. 6 mm. Mit Hilfe einer niedrig dosierten Dobutamin-Infusion (10 mcg/kg/min) während der MR-Studie läßt sich eine Kontraktionsreserve in primär akinetischem, aber vitalem Myokard nachweisen. In einer vergleichenden Studie zwischen FDG-PET und Dobutamin-MR konnte bei 35 Patienten mit „hibernated myocardium“ eine gute Übereinstimmung zwischen einem MR-Vitalitätsnachweis und FDG-PET nachgewiesen werden [26]. Die Sensitivität der Dobutamin-MRT betrug 88 %, die Spezifität 87 %.

Kaiser et al. [27] fanden im Vergleich zur PET-Untersuchung für die MR-Vitalitätsdiagnostik unter infra-low-dose



Abbildungen 5a und 5b: Ruhe- und Dobutamin-MR (5a) und FDG-PET (5b) in einer midventrikulären kurzen Achse bei einem Patienten mit inferiorem Myokardinfarkt. Abbildung 5a zeigt in der oberen Reihe das Ruhe-MR in einer enddiastolischen und endsystolischen Phase, in der unteren Reihe die enddiastolische und endsystolische Phase während Dobutamin-Streß. Die endsystolische Phase in Ruhe (rechts oben) zeigt fehlende Zunahme der Wanddicke inferior im Rahmen des Hinterwandinfarktes. Während Dobutamin-Infusion (rechts unten) findet sich hingegen eine deutlich verbesserte systolische Wandverdickung inferior (breiter Pfeil) als Ausdruck eines vitalen, aber „hibernated“ Myokards, welches gut mit einem vorhandenen FDG-uptake in der korrespondierenden PET-Aufnahme korreliert (mit Genehmigung aus [26]).

Abbildung 5b

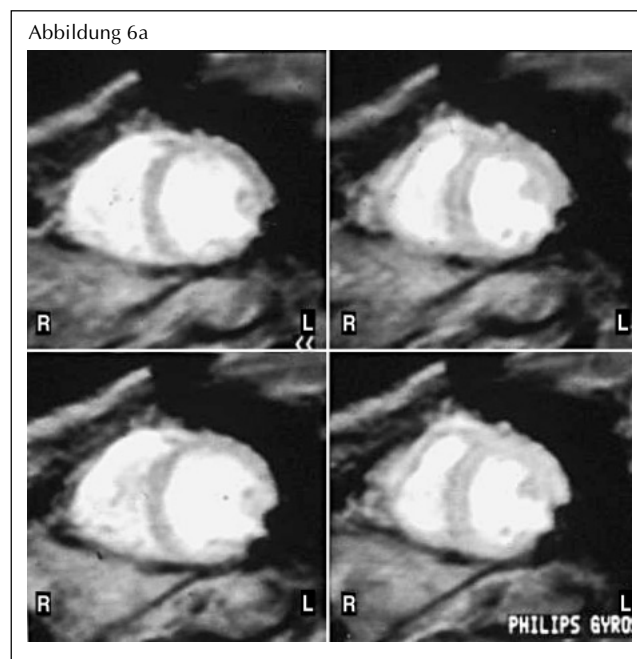
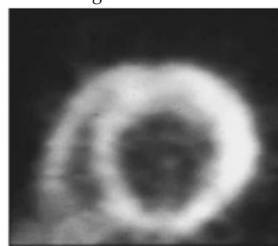
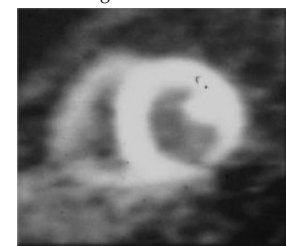


Abbildung 6a und 6b: Ruhe- und Dobutamin-MR (6a) und FDG-PET (6b) in einer midventrikulären kurzen Achse bei einem Patienten mit posterolateralem Myokardinfarkt. Abb. 6a zeigt in der oberen Reihe das Ruhe-MR in einer enddiastolischen und endsystolischen Phase, in der unteren Reihe die enddiastolische und endsystolische Phase während Dobutamin-Streß. Die endsystolische Phase in Ruhe (rechts oben) zeigt normale Zunahme der Wanddicke mit einem akinetischen Areal posterolateral. Während der Dobutamin Infusion (rechts unten) findet sich unverändert posterolateral eine Akinesie als Ausdruck eines irreversibel geschädigten Myokards, welches gut mit einem fehlendem FDG-uptake in der korrespondierenden PET Aufnahme korreliert (Abb. 6b) (mit Genehmigung aus [26]).

Abbildung 6b



Dipyridamol und low-dose Dobutamin (DDS) eine Sensitivität von 94 % und eine Spezifität von 77 % mit einem Grenzwert von 5,5 mm für die enddiastolische Wanddicke und 1,5 mm für die Änderung der Wanddickenzunahme unter Streß. Es konnte gezeigt werden, daß dieses Infusionsregime eine durchaus konkurrenzfähige Alternative zu herkömmlichen Dosierungsschemata in der myokardialen Vitalitätsdiagnostik darstellt. Picano et al. [28] beschrieben anhand einer echokardiographisch durchgeführten Studie zur myokardialen Vitalitätsprüfung an 34 Patienten die möglichen Vorteile dieses neuen, kombinierten Infusionsregimes im Vergleich zu einer getrennten Anwendung beider Substanzen und berichteten über eine deutlich höhere Sensitivität bei kombinierter Anwendung. Multicenter-Studien müssen jedoch in Zukunft die Ergebnisse aus kleinen Patientenkollektiven unterstreichen, um die MR auch in der Vitalitätsdiagnostik als tägliche Routineuntersuchung an den kardiologischen Abteilungen etablieren zu können.

Literatur

- Burstein D. MR imaging of coronary artery flow in isolated and in vivo hearts. *J Magn Reson Imaging* 1991; 1: 337–46.
- Manning W, Li W, Boyle N, Edelman R. Fat suppressed breath-hold magnetic resonance coronary angiography. *Circulation* 1993; 87: 94–104.
- Poncelet B, Kantor H, Weisskoff R, Holmvang F, Brady T, Wedeen V. Quantitation of the coronary flow with echo-planar imaging. Society of magnetic resonance in medicine, Berlin, 1992; Book of abstracts: 325.
- Sakuma H, Globits S, O'Sullivan M, Szolar D, Amidon TM, Shimakawa A, Bernstein MA, Foo TK, Higgins CB. Measurement of phasic coronary blood flow velocity and vasodilator coronary flow reserve in man using breath-hold velocity encoded cine MR imaging. (Abstract) In: Book of Abstracts: Society of Magnetic Resonance in Medicine 1995. CA Society of Magnetic Resonance in Medicine, Berkeley, 1995; 340.
- Sakuma H, Caputo GR, Steffens J, Shimakawa A, Foo TKF, Higgins CB. Breath-hold MR angiography of coronary arteries using optimal double-oblique imaging planes. (Abstract). In: Book of Abstracts: Society of Magnetic Resonance in Medicine 1993. CA Society of Magnetic Resonance in Medicine, Berkeley, 1994; 221.
- Edelman RR, Manning WL, Gervino E, Li W. Flow velocity quantification in human coronary arteries with fast breathhold MR angiography. *J Magn Reson Imaging* 1993; 3: 699–703.
- Rubinstein RI, Askenase AD, Thickman D. Magnetic resonance imaging to evaluate patency of aortocoronary bypass grafts. *Circulation* 1987; 76: 786–91.
- White RD, Pflugfelder PW, Lipton MJ, Higgins CB. Coronary artery bypass graft: evaluation of patency with cine MR imaging. *AJR* 1988; 150: 1271–4.
- Underwood SR, Firmin DN, Klipstein RH, Rees RS, Longmore DB. The assessment of coronary artery bypass grafts using magnetic resonance imaging with velocity mapping. *Br Heart J* 1987; 57: 93–8.
- Debatin JF, Strong JA, Sostman HD. MR characterization of blood flow in native and grafted internal mammary arteries. *J Magn Reson Imaging* 1993; 3: 443–50.
- Sakuma H, Globits S, O'Sullivan M, Szolar D, Amidon TM, Shimakawa A, Bernstein MA, Foo TK, Higgins CB. Flow velocity measurements in native mammary arteries and coronary artery bypass grafts with breath-hold velocity encoded cine MR imaging. (Abstract) In: Book of Abstracts: Society of Magnetic Resonance in Medicine CA Society of Magnetic Resonance in Medicine, Berkeley, 1995; 15.
- Wilke N, Simm C, Zhang J, Ellermann J. Contrast enhanced first pass myocardial perfusion imaging: correlation between myocardial blood flow in dogs at rest and during hyperemia. *Magn Reson Med* 1993; 29: 485–97.
- Wilke N, Kroll K, Merkle H. Regional myocardial blood volume and flow: First-pass MR imaging with polylysine-Gd-DTPA. *J Mag Reson Imaging* 1995; 5: 227–37.
- Lauerma K, Virtanen KS, Sipila LM. Multislice MRI in assessment of myocardial perfusion in patients with single-vessel proximal left anterior descending coronary artery disease before and after revascularization. *Circulation* 1997; 96: 2859–67.
- Walsh EG, Doyle M, Lawson MA. Multislice first-pass myocardial perfusion imaging on a conventional clinical scanner. *Magn Reson Med* 1995; 34: 39–47.
- Al-Saadi, Nagel E, Gross M. Noninvasive detection of myocardial ischemia from perfusion reserve based on cardiovascular magnetic resonance. *Circulation* 2000; 101: 1379–83.
- Ito H, Tomooka T, Sakai N, et al. Lack of myocardial perfusion after successful thrombolysis: A predictor of poor recovery of left ventricular function in anterior myocardial infarction. *Circulation* 1992; 85: 1699–705.
- Saeed M, Wendland M, Takehara Y, Higgins C. Reversible and irreversible injury in the reperfused myocardium: differentiation with contrast material-enhanced MR imaging. *Radiology* 1990; 175: 633–7.
- Saeed M, Wendland M, Yu K. Identification of myocardial reperfusion with echo planar magnetic resonance imaging: discrimination between occlusive and reperfused infarctions. *Circulation* 1994; 90: 1492–501.
- McNamara MT, Tscholakoff D, Revel D. Differentiation of reversible and irreversible myocardial injury by MR imaging with and without gadolinium DTPA. *Radiology* 1986; 158: 765–9.
- Dubnow MH, Burchell HB, Titus JL. Postinfarction ventricular aneurysm. A clinicomorphologic and electrocardiographic study of 80 cases. *Am Heart J* 1965; 70: 753–60.
- Roberts CS, Maclean D, Maroko P, Kloner RA. Early and late remodeling of the left ventricle after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1984; 54: 407–10.
- Bodenheimer MM, Banka VS, Hermann GA, Trout RG, Pasdar H, Helfant RH. Reversible asynergy. Histopathologic and electrographic correlations in patients with coronary artery disease. *Circulation* 1976; 53: 792–6.
- Baer FM, Smolarz K, Jüngerhülsing M, Theissen P, Sechtem U, Schicha H, Hilger HH. Magnetresonanztomographische Darstellung transmuraler Myokardinfarkte im Vergleich zu 99mTc-Methoxybutyl-Isonitril-SPECT. *Z Kardiologie* 1992; 81: 423–31.
- Baer F, Smolarz K, Jüngerhülsing M, Beckwilm J, Theissen P. Chronic myocardial infarction: Assessment of morphology, function and perfusion by gradient-echo magnetic resonance imaging and 99mTc-methoxybutyl-isonitril-SPECT. *Am Heart J* 1992; 123: 636–45.
- Baer F, Voth E, Schneider C, Theissen P, Schicha H, Sechtem U. Comparison of low-dose dobutamine-gradient-echo magnetic resonance imaging and positron emission tomography with 18F Fluorodeoxyglucose in patients with chronic coronary artery disease. *Circulation* 1995; 91: 1006–15.
- Kaiser B, Graf S, Globits S, Mundigler G, Hoffmann U, Lindner Ch, Maurer G, Frank H. Dipyridamol-Dobutamine-Stress Magnetic Resonance Imaging (DDS-MR) for the assessment of myocardial viability in patients with chronic coronary artery disease: A comparison to positron emission tomography. Österreichischer Kardiologenkongress 2001, Book of Abstracts.
- Picano E, Ostojic M, Varga A, Sicari R, Djordjevic-Dikic A, Nedeljkovic I, Torres M. Combined low dose dipyridamol-dobutamine stress echocardiography to identify myocardial viability. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27: 1422–8.

Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere Rubrik

☒ Medizintechnik-Produkte



Neues CRT-D Implantat
Intica 7 HF-T QP von Biotronik



Artis pheno
Siemens Healthcare Diagnostics GmbH



Philips Azurion:
Innovative Bildgebungslösung

Aspirator 3
Labotect GmbH



InControl 1050
Labotect GmbH

e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

☒ Bestellung e-Journal-Abo

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

Impressum

Disclaimers & Copyright

Datenschutzerklärung