

Journal für Kardiologie

Austrian Journal of Cardiology

Österreichische Zeitschrift für Herz-Kreislaferkrankungen

Untersuchungen zur Zuverlässigkeit der MRT-Flußmessung mit Phasenkontrasttechnik in koronaren Bypassgefäßen

Voigtländer T, Abegunewardene N

Horstick G, Kalden P, Kreitner KF

Landschütz W, Meyer J, Mohrs OK

Petersen SE, Wittlinger T

Journal für Kardiologie - Austrian

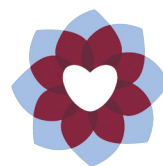
Journal of Cardiology 2003; 10

(3), 107-112

Homepage:

www.kup.at/kardiologie

Online-Datenbank
mit Autoren-
und Stichwortsuche



Acute
Cardiovascular
Care Association
ACCA
A Registered Branch of the ESC

Member of the



EUROPEAN
SOCIETY OF
CARDIOLOGY®

ESC-Editor's Club

Offizielles Organ des
Österreichischen Herzfonds



Indexed in EMBASE/Excerpta Medica/SCOPUS

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

P.b.b. 02Z031105M,

Verlagsort: 3003 Gablitz, Mozartgasse 10

Preis: EUR 10,-

ARTERIOprotect

AB-LIFE®

Cholesterinsenkung MIT DER KRAFT DES MIKROBIOMS

- Natürliche Cholesterinsenkung
auf Basis von Milchsäurebakterien
- Durch **Verstärkung physiologischer
Stoffwechselprozesse**
- **LDL-C: -14,65 %¹**

Geeignet für PatientInnen:

- mit **leichtem bis mittlerem
Cholesterin-Risiko**
- wenn andere cholesterinsenkende
Maßnahmen nicht möglich sind
- Keine Neben- und Wechselwirkungen
bekannt – **mit Statinen kombinierbar**



 **Sanova**
Gesundheit richtig bewegen

Diätetisches Lebensmittel für besondere medizinische Zwecke (Bilanzierte Diät) zur diätetischen Behandlung erhöhter Cholesterinwerte.

¹ Fuentes MC et al., Mediterranean Journal of Nutrition and Metabolism 9 (2016) 125–135

www.arterioprotect.at

Untersuchungen zur Zuverlässigkeit der MRT-Flußmessung mit Phasenkontrasttechnik in koronaren Bypassgefäßen

T. Voigtländer¹, N. Abegunewardene², K.-F. Kreitner³, W. Landschütz⁴, S. E. Petersen², T. Wittlinger², G. Horstick², O. K. Mohrs¹, P. Kalden³, J. Meyer²

Kurzfassung: Die MRT-Phasenkontrasttechnik erlaubt eine quantitative Bestimmung des Blutflusses. In großen Gefäßen, wie der Aorta, ist diese Technik gut validiert und etabliert. Die Zuverlässigkeit in kleinen Gefäßen, wie den kardialen Gefäßen, ist Gegenstand der Forschung. Es wurde in einem Flußmodell untersucht, wie zuverlässig der Blutfluß in schmalkalibrigen Gefäßen mit einem pulsatilem Flußprofil entsprechend eines Arteria mammaria-Bypasses zur LAD und eines Venenbypasses zur RCA mit der MRT-Phasenkontrasttechnik bestimmt werden kann. Die Ergebnisse wurden mit den Resultaten der Referenzmessung mit dem Transit-Time-Flowmeter (TTF) verglichen. Es wurden verschiedene Sequenzparameter überprüft (segmentiert/nichtsegmentiert, Velocity encoding [VENC] 75/150 cm/s, Field of view [FOV] 150/240 mm). Der relative Fehler der Messung des mittleren Flusses mit MRT (segmentierte Sequenz vs. nichtsegmentierte Sequenz) verglichen mit den Ergebnissen der TTF-Messung war in einem Gefäß mit einem Durchmesser von 3,2 mm und einem Mammaria-Bypass-Flußprofil 18,6 % vs. 8,4 % ($p < 0,001$). Bei einem RCA-Bypass-Flußprofil

war der relative Fehler geringer (Gefäßdurchmesser 3,2 mm: 7,9 % vs. 3,45 %; $p < 0,01$; Gefäßdurchmesser 4,5 mm: 4,04 % vs. 2,5 %; $p = n.s.$). Wurde der VENC von 75 cm/s auf 150 cm/s erweitert, kam es bei den gewählten Fließgeschwindigkeiten (maximale Geschwindigkeit < 50 cm/s) zu einer signifikanten Steigerung des relativen Fehlers (2,5 % vs. 20,5 %). Die Änderung des FOV führte zu keiner signifikanten Änderung des relativen Fehlers.

Bei der Flußmessung in koronaren Bypassgefäßen muß mit einem relativen Fehler zwischen 2,5 % und 18,6 % gerechnet werden. Die VENC-Einstellung spielt eine wichtige Rolle bei der Fehlerreduktion.

Abstract: Reliability of MR-Flow Measurement in Coronary Grafts Using Phase Change Technique. MR-phase change (PC) technique enables quantitative assessment of blood flow. In great vessels like the aorta the technique is validated. The reliability in small vessels like cardiac vessels is not entirely known. A flow model was used in order to study the reliability of MR-PC technique in pulsatile flow profiles compara-

tive to internal mammaria graft (IMA) to LAD and vein graft (VG) to the RCA. As reference transit time flowmeter (TTF) measurement was used. The study protocol consisted of the measurement of segmented and non-segmented sequences, different ranges of velocity encoding (75 and 150 cm/s) and different field of views (150 and 240 mm). The relative error in a vessel with a diameter of 3.2 mm and an IMA-LAD graft profile was 18.6 % (segmented sequence) and 8.4 % (non-segmented sequence; $p < 0.001$). A smaller error was measured in VG-RCA flow profile (3.2 mm vessel: 7.9 % vs. 3.45 %; $p < 0.01$; 4.5 mm vessel: 4.04 % vs. 2.5 %; $p = n.s.$). Increasing the VENC from 75 cm/s to 150 cm/s resulted in the presence of a flow velocity of < 50 cm/s in a 8-fold higher relative error (2.5 % vs. 20.5 %; $p < 0.0001$). Change of field of view did not produce different relative errors.

Using MR-phase change measurement in pulsatile flow profiles comparative to coronary grafts a relative error of 2.5 % to 18.6 % occurred. VENC assessment is important in order to reduce relative errors. **J Kardiol 2003; 10: 107–12.**

■ Einleitung

Der Goldstandard für die Evaluation koronarer Bypassgefäße ist die invasive angiographische Darstellung, mit der die Offenheit eines Bypassgefäßes bestimmt und morphologische Veränderungen aufgrund von Graftsklerose dargestellt werden können. Wegen der inhärenten Risiken der invasiven Angiographie [1] wurde schon früh untersucht, ob die Offenheit koronarer Bypassgefäße auch durch nichtinvasive Verfahren bestimmt werden kann. Es zeigte sich, daß dies mit MRT sehr zuverlässig möglich ist [2–9]. Für eine Erkennung von Stenosen koronarer Bypassgefäße erreicht die MRT aufgrund der bisher zu niedrigen örtlichen Auflösung eine zu geringe Sensitivität. Langerak et al. zeigten jedoch eine signifikante Unterscheidung zwischen offenen und verschlossenen Bypassgefäßen mit hochauflösender 3-D-MR-Angiographie [10]. Gould und Lipscomb [11] schufen mit der Veröffentlichung ihrer Ergebnisse zur Bestimmung der koronaren Vasodilatatorreserve die Voraussetzung, daß neben der morphologi-

schen Diagnostik hämodynamische Funktionsparameter in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung eingeführt wurden. Sowohl in nativen Koronargefäßen als auch in koronaren Bypassgefäßen [12] konnte nachgewiesen werden, daß stenosierte Gefäße im Vergleich zu kompetenten Gefäßen durch eine eingeschränkte Vasodilatatorreserve charakterisiert sind.

Die MRT bietet methodische Möglichkeiten, neben der morphologischen Darstellung auch diese hämodynamischen Daten zu liefern, denn eine quantitative Flußmessung ist mit der Phasenkontrasttechnik möglich. Diese Situation ließ es sinnvoll erscheinen, die Möglichkeiten der MRT-Flußmessung in koronaren Bypassgefäßen zu untersuchen. In früheren Untersuchungen konnte bereits das hohe Maß an Zuverlässigkeit der MRT-Flußmessung [13] in den großen, herznahen Gefäßen belegt werden. Gegenstand der Forschung ist die MRT-Flußmessung in Gefäßen mit kleinem Durchmesser und geringen Flußvolumina, wie z. B. Koronararterien und koronare Bypassgefäße.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Zuverlässigkeit der MRT-Flußmessung in koronaren Bypassgefäßen im Modell untersucht. Insbesondere sollten die Ergebnisse Sequenzen unter Atemanhaltung mit kurzer Akquisitionszeit (segmentierte Sequenzen), aber schlechterer zeitlicher Auflösung mit den Ergebnissen der Sequenzen ohne Atemanhaltung mit längerer Meßzeit und besserer zeitlicher Auflösung verglichen werden.

Eingelangt am 16. April 2002; Überarbeitung eingelangt am 1. August 2002; angenommen am 12. August 2002.

Aus dem ¹Cardioangiologischen Centrum Bethanien Frankfurt, der ²II. Medizinischen Klinik und Poliklinik und der ³Radiologischen Klinik, Johannes Gutenberg-Universität Mainz und ⁴Siemens Erlangen, Deutschland.

Korrespondenzadresse: Priv.-Doz. Dr. med. Thomas Voigtländer, Cardioangiologisches Centrum Bethanien, Im Prüfling 23, D-60389 Frankfurt

■ Methode

Flußmodell und Versuchsaufbau

Mit dem Versuchsaufbau sollten pulsatile Flußprofile, wie sie in koronaren Bypassgefäßen typisch sind, mit der MRT-Flußmessung untersucht werden. Auf der Grundlage eigener intraoperativer Messungen wurden in das Programm der Pumpensteuerung typische Werte für den mittleren Fluß und den Flußkurvenverlauf innerhalb eines Bypasszyklus für einen A. mamma-ria-Bypass zum RIVA (Abb. 1A) und einen venösen Bypass zur RCA (Abb. 1B) eingegeben. Es wurde ein Schlauchsystem mit einer programmierbaren Pumpe (UHDC, SIDAC Engineering, Ontario, Kanada) eingesetzt. Diese Pumpe erlaubt aufgrund eines computergesteuerten Mikromotors eine genaue Umsetzung der einprogrammierten Flußgeschwindigkeiten und Flußraten [14]. Die Pumpe wurde mit

einem Latexschlauchsystem konnektiert. Das Latexschlauchsystem wurde durch eine Plastikwanne geführt, in die eine Flüssigkeit eingelassen war, deren Suszeptibilitätseigenschaften gewebeähnlich sind. Das Schlauchsystem selbst und die Pumpe wurden mit einer Flüssigkeit gefüllt, die mit Blut vergleichbare Suszeptibilitätseigenschaften hat (Siemens AG, Erlangen). Der Innendurchmesser des Schlauchsystems betrug 3,2 mm, wobei in der Plastikwanne eine U-förmige Rückleitung erfolgte (Abb. 2). Der in die Wanne hineinführende Schenkel hatte einen Innendurchmesser von 3,2 mm, der rückführende Schenkel einen Innendurchmesser von 4,5 mm.

Die Messung des pulsatilen Flusses, Typ A. mamma-ria-Bypassgefäß, erfolgte in dem Schlauch mit dem kleineren Innendurchmesser. Da ein venöses Bypassgefäß einen vergleichsweise variablen Durchmesser hat, wurden die Messungen des pulsatilen Flusses, Typ venöses Bypassgefäß, in beiden Schlauchgrößen durchgeführt.

Die Wanne wurde in den Magneten gefahren, und unter Verwendung einer „Phased array“-Körperspule wurde zunächst mit HASTE-Technik der genaue Verlauf der beiden Schläuche innerhalb der Wanne dargestellt. Die MRT-Flußmessungen erfolgten dann mit derselben Spule senkrecht zum Gefäßverlauf. Nach erfolgter MRT-Messung wurde die Wanne aus dem Magneten herausgefahren und als Referenz die Transit Time Flowmeter-Messung [15] unter Wahrung der Höhenposition der Wanne durchgeführt (Modell CM 2005, Medi-Stim AS, Oslo, Norwegen; Durchflußsonden PeriVascular Flow Probes, Medi-Stim AS, Oslo, Norwegen). Hierbei ist das Transit-Zeit-Prinzip die Grundlage der Messung der sogenannten Blutdurchströmungsmenge. Diese Messung konnte nicht im Magneten stattfinden, da die notwendige Verlängerung der Verbindungsleitungen vom Flußmeßkopf zur Auswerteeinheit zu einer nicht kalkulierbaren Einschränkung der Meßgenauigkeit führt.

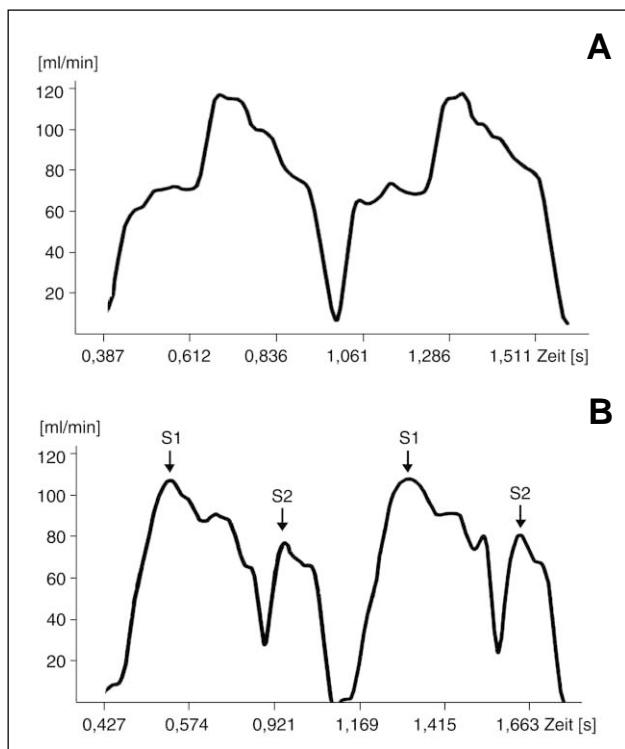


Abbildung 1: Intraoperative Messung von Flußprofilen mit dem Transit Time Flowmeter. A: Flußprofil eines A. mamma-ria-Bypasses zur LAD; B: Flußprofil eines venösen Bypasses zur RCA

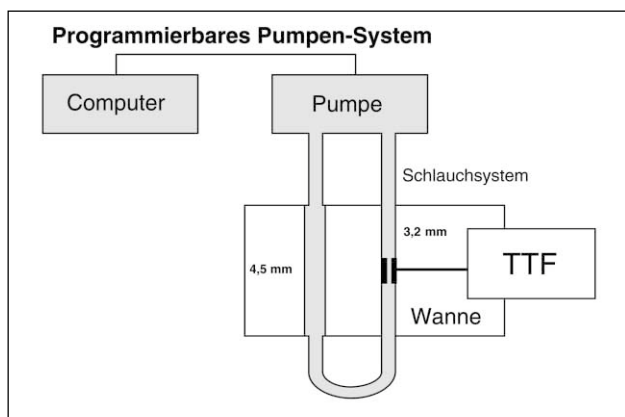


Abbildung 2: Versuchsaufbau der Phantomuntersuchungen (TTF: Ultraschall-Durchflußmessung)

Magnetresonanztomographie

MRT-System (Gradientensystem und Spule)

Die Untersuchungen erfolgten an einem Magnetom Vision MR-Tomographen (Siemens AG, Erlangen). Der MR-Tomograph hat eine Feldstärke von 1,5 Tesla mit einer Gradientenstärke von 25 mT/m bei einer Anstiegszeit von 600 ms. Die maximale Gradientenanstiegsgeschwindigkeit (Slew Rate) beträgt 130 T/m/s. Es wurde eine „Phased array“-Körperspule eingesetzt (maximales Field of view [FOV]: 450 mm).

MRT-Sequenzen

Die Delineation des Schlauchsystems erfolgte mit einer HASTE-Sequenz (Half-Fourier acquisition single-shot turbo-spin-echo; TE 44 ms, TR 4,4 ms; 63,100). Es erfolgten Variationen der Parameter Field of view (150 mm, 200 mm und 240 mm) und des maximalen Geschwindigkeitsbereiches (VENC; 75 cm/s und 150 cm/s). Bei den Untersuchungen wurden sowohl segmentierte als auch nichtsegmentierte Sequenzen eingesetzt.

Segmentierte Sequenzen

TE/TR-5,0/24 ms; Phasenlänge 125 ms; Schichtdicke 6 mm; Matrix 90 × 256; Pixelgröße 0,83 mm × 0,59 mm (FOV 150 mm); 1,11 mm × 0,78 mm (FOV 200 mm); Kippwinkel

30°; Segmentierungsfaktor 5; 4–5 Bildpaare; Datenakquisition über 18 pulsatile Flußzyklen.

Nichtsegmentierte Sequenzen

TE/TR-5,0/24 ms; Schichtdicke 6 mm; Matrix 90 × 256; Pixelgröße 0,59 mm × 0,59 mm (FOV 150 mm); 0,94 mm × 0,94 mm (FOV 240 mm); Kippwinkel 30°; 23–30 Bildpaare.

Untersuchte Parameter

Zuverlässigkeit der MRT-Messung bei Verwendung einer segmentierten Sequenz und Vergleich mit den Ergebnissen bei Verwendung einer nichtsegmentierten Sequenz (bei beiden Flußprofilen), Einfluß des Geschwindigkeitsbereich (VENC), Einfluß des Beobachtungsfeldes (Field of view), Intra- und Interobservervariabilität.

■ Ergebnisse

Flußprofil Typ A. mammaria-Bypass zum RIVA, Gefäßdurchmesser 3,2 mm

Dieses Flußprofil ist dadurch charakterisiert, daß eine Flußspitze nach etwa der Hälfte des Bypasszyklus auftritt (Abb. 1A). Es wurde die MRT-Messung des mittleren Flusses mit den Ergebnissen der TTF-Messung verglichen. Die Mittelung der Meßergebnisse von 20 Zyklen dieses pulsatilen Flußtyps ergab mit der Ultraschall-Durchflußmessung für den mittleren Fluß einen Wert von $78,59 \pm 1,74$ ml/min (95 % Konfidenzintervall [KI]: 77,81–79,37 ml/min). Bei Verwendung der segmentierten MRT-Sequenzen berechnete sich ein Mittelwert für den mittleren Fluß von $64,01 \pm 7,58$ ml/min (n = 40 Zyklen; 95 % KI: 61,61–66,41 ml/min). Dies ergab einen relativen Fehler von 18,6 %. Die Ergebnisse der MRT-Messung zeigten, daß beim Einsatz einer nichtsegmentierten Sequenz auch eine Unterschätzung des mittleren Flusses bestand, diese aber signifikant ($p < 0,001$) geringer war als die Unterschätzung beim Einsatz der segmentierten Sequenz ($71,96 \pm 4,53$ ml/min; relativer Fehler: 8,4 %; n = 13 Zyklen; 95 % KI: 69,5–74,5; Abb. 3).

Flußprofil Typ venöser Bypass zur rechten Kranzarterie, Durchmesser 3,2 mm und 4,5 mm

Das Profil des venösen Bypassgefäßes zur rechten Kranzarterie hat im Gegensatz zum Profil des A. mammaria-Bypassgefäßes zum RIVA zwei Flußspitzen im Bypasszyklus (Abb. 1B). Wie bereits beschrieben, wurden die Ergebnisse der MRT-Messungen des mittleren Flusses mit einer segmentierten und einer nichtsegmentierten Sequenz mit den Ergebnissen der TTF-Messung verglichen.

3,2 mm-Gefäß

Die TTF-Messungen ergaben einen Wert von $65,21 \pm 1,15$ ml/min (n = 21 Zyklen; 95 % KI: 64,71–65,71 ml/min). Die MRT-Ergebnisse mit Einsatz der segmentierten Sequenz unterschätzten den Referenzwert mit einem relativen Fehler von 7,9 % ($60,09 \pm 8,21$ ml/min; n = 60 Zyklen; 95 % KI: 57,97–62,21 ml/min). Die Ergebnisse der MRT-Messung ergaben (Abb. 4), daß beim Einsatz einer nichtsegmentierten Sequenz auch eine Unterschätzung des mittleren Flusses besteht, diese aber geringer ist als die Unterschätzung beim Einsatz der seg-

mentierten Sequenz (nichtsegmentierte Sequenz: $62,96 \pm 7,14$ ml/min; n = 40; 95 % KI: 60,70–65,22 ml/min vs. segmentierte Sequenz: $60,09 \pm 8,21$ ml/min; n = 60 Zyklen; 95 % KI: 57,97–62,21 ml/min). In der multivariaten Varianzanalyse unterschieden sich die relativen Fehler signifikant (3,45 % vs. 7,9 %; $p = 0,0103$).

4,5 mm-Gefäß

Die in diesem Gefäßabschnitt durchgeführte TTF-Messung zeigte einen Wert von $62,26 \pm 2,99$ ml/min (n = 6 Zyklen; 95 % KI: 59,82–64,7 ml/min). Die MRT-Messung ergab einen Wert von $60,69 \pm 6,86$ ml/min (n = 11 Zyklen; 95 % KI: 56,56–64,82 ml/min), so daß sich ein relativer Fehler von 2,5 % errechnete. Die Ergebnisse bei Verwendung einer nichtsegmentierten Sequenz zeigten einen Wert von $59,74 \pm 3,31$ ml/min (n = 10 Zyklen; 95 % KI: 57,65–61,83 ml/min). Zur Referenzmessung besteht ein relativer Fehler von 4,04 %, der etwas über dem Fehler der Messung mit der segmentierten Sequenz liegt (2,5 %). Der Unterschied der beiden Ergebnisse war nicht signifikant.

Einfluß des Geschwindigkeitsbereiches (Messung im 4,5 mm-Gefäß; RCA-Bypass-Flußprofil)

Die Datenakquisition der Geschwindigkeitsmessung mit der Phasenkontrasttechnik erfordert zur Prävention von Aliasingphänomenen die Einstellung eines Geschwindigkeitsbereiches

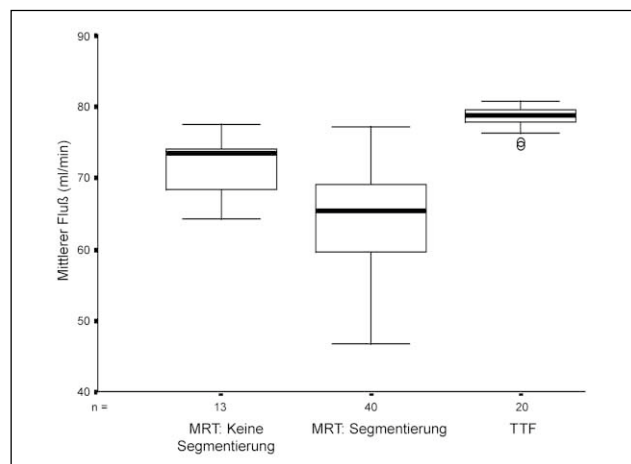


Abbildung 3: Mittlerer Fluß (A. mammaria-Flußprofil; 3,2 mm-Gefäß): segmentierte vs. nichtsegmentierte Sequenz vs. Ultraschall-Durchflußmessung (TTF)

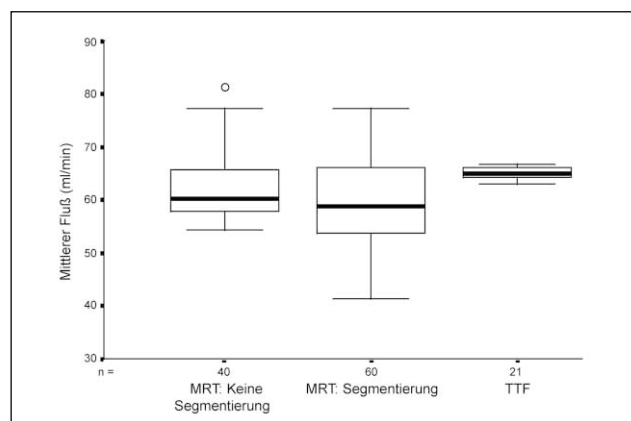


Abbildung 4: Mittlerer Fluß (Typ RCA-Bypass-Flußprofil; 3,2 mm-Gefäß): segmentierte vs. nichtsegmentierte vs. Ultraschall-Durchflußmessung (TTF)

ches (VENC: Velocity encoding), der die auftretenden Geschwindigkeiten erfaßt. Bei dieser Untersuchung wurden auch die Werte für die Messung der Spitzenflüsse im Bypasszklus mitbestimmt. Wie in Tabelle 1 dargestellt, ließ sich eindeutig zeigen, daß der größere Geschwindigkeitsbereich (VENC 150 cm/s) zu einer deutlichen Verschlechterung der Zuverlässigkeit der Ergebnisse führt, die bei der Bestimmung des mittleren Flusses einen 8fach größeren Fehler verursacht.

Einfluß des Beobachtungsfeldes (Field of view)

Unter Verwendung einer nichtsegmentierten Sequenz wurden die Ergebnisse mit einem FOV von 150 mm (Pixelgröße 0,59 mm × 0,59 mm) mit den Ergebnissen eines FOV von 240 mm (Pixelgröße 0,94 mm × 0,94 mm) verglichen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 dargestellt. Es zeigte sich, daß kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden verschiedenen FOV-Größen bestand.

Intra- und Interobservervariabilität

Die Ergebnisse der Messungen im 3,2 mm-Gefäß mit dem Flußmuster eines venösen Bypassgefäßes zur RCA wurden

zugrundegelegt, um die Untersucherabhängigkeit bei einem pulsatilen Flußprofil zu überprüfen (Tab. 3).

Die relativen Fehler waren sowohl beim Vergleich der Ergebnisse zwischen zwei Untersuchern als auch beim Vergleich der Ergebnisse der Wiederholungsuntersuchung eines Untersuchers relativ gering; dennoch zeigte sich durch den Intra-Class-Koeffizienten, daß die Unterschiede der Ergebnisse zweier verschiedener Auswerter bedeutsam sind.

■ Diskussion

Die MRT-Messung des Blutflusses und der Blutflußgeschwindigkeit in koronaren Bypassgefäßen eröffnet Möglichkeiten einer nichtinvasiven Funktionskontrolle, indem durch die Gabe von Vasodilatoren wie Adenosin eine Vasodilatatorreserve bestimmt werden kann. Dadurch könnte die nichtinvasive morphologische Darstellung koronarer Bypassgefäße sinnvoll ergänzt werden [16, 17]. Aufgrund der schmalkalibrigen koronaren Gefäße und wegen des pulsatilen Flusses ist die Flußmessung mit MRT in diesen Gefäßen besonders anspruchsvoll. Zusätzlich besteht eine erhebliche Störanfälligkeit durch die Atem- und Herzbewegung. Zur Reduktion dieser Störfaktoren wurden in den letzten Jahren zunehmend Sequenzen entwickelt, die in einem Atemanhaltezyklus die Daten akquirieren können (segmentierte Sequenzen). Wenn auch die Akquisitionszeit dadurch sehr verkürzt werden konnte, so besteht dennoch eine schlechtere zeitliche Auflösung. Andere Parameter wie der Geschwindigkeitsmeßbereich und die örtliche Auflösung sind weitere Einflußfaktoren. Die vorliegende Studie untersuchte im Modell den Einfluß dieser Parameter, um die Zuverlässigkeit der MRT-Flußmessung in koronaren Bypassgefäßen einzuschätzen.

Bei der Bestimmung des mittleren Flusses im A. mamma-Bypassgefäß (Modell) zeigte sich, daß beim Einsatz der segmentierten Sequenz der mittlere Fluß mit einem relativen Fehler von 18,5 % unterschätzt wird. Der relative Fehler ist mit 8,5 % signifikant geringer, wenn die nichtsegmentierte Sequenz mit der besseren zeitlichen Auflösung eingesetzt wird. Bei pulsatilen Flußprofilen spielt die zeitliche Auflösung eine wichtige Rolle, so daß bereits theoretische Vorteile der konventionellen, nichtsegmentierten Sequenz zu erwarten sind. Es besteht bei der segmentierten Sequenz mit der schlechteren zeitlichen Auflösung die Gefahr, daß der Spitzenfluß, der wesentlich zum mittleren Fluß beiträgt, nicht vollständig erfaßt wird. Der Vorteil der kürzeren Akquisitionszeit mit der Möglichkeit der Durchführung von Sequenzen unter Atemanhaltung konkurriert mit dem größeren relativen Fehler.

Tabelle 1: Einfluß des Geschwindigkeitsbereiches auf die MRT-Ergebnisse (VENC 75 cm/s vs. 150 cm/s; segmentierte Sequenz; 4,5 mm-Gefäß)

	TTF* (n = 6)	VENC 75 cm/s (n = 11)	Fehler (%)	VENC 150 cm/s (n = 10)	Fehler (%)
Mittlerer Fluß (ml/min)	62,3 ± 3,0	60,7 ± 6,9	2,5	75,0 ± 16,4	20,5
Spitzenfluß 1 (ml/min)	113,8 ± 5,6	106,6 ± 22,4	6,3	130,4 ± 49,0	14,6
Spitzenfluß 2 (ml/min)	69,2 ± 3,6	72,5 ± 30,7	4,8	36,1 ± 73,2	47,8

* TTF = Transit Time Flowmeter-Messung

Tabelle 2: Einfluß des Beobachtungsfeldes (FOV 150 mm vs. 240 mm; 4,5 mm-Gefäß; nichtsegmentierte Sequenz)

	TTF*	FOV 150 mm (n = 10)	Fehler (%)	FOV 240 mm (n = 10)	Fehler (%)
Mittlerer Fluß (ml/min)	62,3 ± 3,0	59,7 ± 3,3	4,0	59,5 ± 3,4	4,5
Spitzenfluß 1 (ml/min)	113,8 ± 5,6	117,9 ± 17,0	3,6	111,1 ± 11,4	2,4
Spitzenfluß 2 (ml/min)	69,2 ± 3,6	69,2 ± 19,8	0,1	70,8 ± 6,8	2,0

* TTF = Transit Time Flowmeter-Messung

Tabelle 3: Intra- und Interobservervariabilität

	Mittlerer Fluß		Flußspitze 1		Flußspitze 2	
	% Fehler	ICC*	% Fehler	ICC*	% Fehler	ICC*
Messung 1 vs. Messung 2	1,7	0,13	0,5	0,03	4,04	0,002
Auswerter 1 vs. Auswerter 2	1,8	0,68	1,29	0,37	4,44	0,69

* ICC = Intra Class Coefficient

Es wurde der großen Variabilität des Durchmessers von venösen Bypassgefäßen im Modell Rechnung getragen, indem sowohl das Schlauchsystem mit dem Durchmesser 3,2 mm als auch das System mit dem Durchmesser 4,5 mm untersucht wurden. Für die Messung des mittleren Flusses im 3,2 mm-Gefäß (Typ RCA-Bypass) ergaben sich relative Fehler von 7,9 % (segmentierte Sequenz) und 3,5 % (nichtsegmentierte Sequenz). Beim 4,5 mm-Gefäß (Typ RCA-Bypass) zeigten sich relative Fehler von 4,04 % (segmentierte Sequenz) und 2,5 % (nichtsegmentierte Sequenz). Auch bei gleichem Durchmesser (3,2 mm) ist der relative Fehler bei Messung des Flusses im RCA-Bypass-Flußprofil geringer. Möglicherweise kommt es wegen der zwei Flußspitzen zu einer relativ stabileren Messung im Vergleich zu den Messungen des Mammaria-Flußprofils mit nur einer Flußspitze. Auch wenn die relativen Fehler im Vergleich zur Referenzmessung mit der Transit Time-Methode insgesamt geringer ausfielen, so ergab sich bei der Untersuchung des 3,2 mm-Gefäßes noch ein signifikanter Vorteil für die Messung mit der besseren zeitlichen Auflösung. Dieser war nicht mehr signifikant, wenn im größeren Gefäß mit einem Durchmesser von 4,5 mm gemessen wurde.

Tang et al. [18] untersuchten den Einfluß der Gefäßflächenbestimmung auf die Zuverlässigkeit der MRT-Messung des mittleren Flusses. Sie gaben an, daß mindestens 16 Pixel im Lumen des Gefäßes liegen sollten, um innerhalb einer 10 %-Fehlergrenze zu bleiben. Die Pixelgröße bei Einsatz der segmentierten Sequenz lag bei 0,59 mm × 0,83 mm, d. h., im Lumen des 3,2 mm-Gefäßes lagen etwa 16 Pixel. Die Pixelgröße bei Einsatz der nichtsegmentierten Sequenz betrug 0,59 mm × 0,59 mm, d. h., im Lumen lagen 23 Pixel, so daß die kritische Grenze nicht unterschritten wurde. Die Meßungenauigkeit bei geringer Pixelanzahl im Gefäßlumen war neben der ungenaueren Flächenbestimmung durch die relativ höhere Anzahl von randbildenden Pixeln bedingt. Beim 4,5 mm-Gefäß lagen bereits bei der segmentierten Sequenz 35 Pixel im Gefäßlumen, so daß die bessere Auflösung keinen signifikanten Einfluß hatte.

Mit größer werdendem Beobachtungsfeld vergrößert sich bei ansonsten gleichen Sequenzparametern auch die Pixelgröße. Im 4,5 mm-Gefäß wurde überprüft, inwieweit die Zunahme der Pixelgröße zu größeren relativen Fehlern führt. Es zeigte sich, daß die Zunahme der Pixelgröße im untersuchten Bereich keinen signifikanten Einfluß auf die Ergebnisse hatte. Trotz der größeren Field of view-Werte mit verminderter Pixelzahl im Gefäßlumen in beiden untersuchten Situationen waren mehr als 16 Pixel im Lumen (19,88 Pixel bei FOV 200 mm, segmentierte Sequenz, Pixelgröße 1,11 mm × 0,78 mm; 19,27 Pixel bei FOV 240 mm, nichtsegmentierte Sequenz, Pixelgröße 0,98 mm × 0,98 mm). Die kritische Grenze von 16 Pixeln wurde nicht unterschritten, so daß die zuverlässigen Ergebnisse nachvollziehbar waren. In einer Studie, die den Volumenfluß in Femoralarterien von Hunden untersuchte [19], zeigte sich ebenfalls, daß eine Verdoppelung der Pixelgröße keine signifikanten Unterschiede erbrachte. Es wurde jedoch betont, daß der Algorithmus des Einschlusses von randbildenden, sogenannten „boundary Pixeln“ sehr wesentlich ist. Dies ist um so bedeutsamer, je größer der Anteil der randbildenden Pixel an der Gesamtzahl von intraluminären Pixeln ist. Von Hofmann et al. [19] wird ebenso wie von Tang et al. [20] empfohlen, „boundary Pixel“ dann mit in

die Geschwindigkeits- und Flächenkalkulation einzubeziehen, wenn mehr als 50 % der maximalen Signalintensität eines Pixels im Gefäßquerschnitt erreicht werden. Auch in der vorliegenden Studie wurde eine Auswertesoftware verwendet, die dieses Kriterium berücksichtigt, so daß vergleichbare Bedingungen vorlagen.

In den Ergebnissen zeigte sich, daß der gewählte Geschwindigkeitsbereich (Velocity encoding, VENC) von großer Bedeutung ist. Wird dieser Bereich groß in Relation zu den auftretenden Geschwindigkeiten gewählt, besteht keine Gefahr des Aliasing, d. h., alle auftretenden Geschwindigkeiten werden phasengerecht aufgezeichnet. Andererseits kommt es durch eine solche Wahl des Geschwindigkeitsbereiches zur relativ ungenaueren Geschwindigkeitsbestimmung von langsamen Flußgeschwindigkeiten. Bei einer Geschwindigkeitsempfindlichkeit bis 75 cm/s entsprechen einem Grad der Phasenabweichung 0,833 cm/s. Bei einer halbierten Empfindlichkeit entsprechen einem Grad Phasendifferenz 1,666 cm/s, so daß bei geringeren Geschwindigkeiten größere Fehler auftreten können. In den dargestellten Ergebnissen zeigte sich bei einer Geschwindigkeitsempfindlichkeit bis 150 cm/s für den mittleren Fluß ein relativer Fehler von 20,5 %, und bei einer Empfindlichkeit bis 75 cm/s ein relativer Fehler im Vergleich zur Transit Time Flowmeter-Messung von 2,5 %. Auch andere Autoren beschäftigten sich mit dem Einfluß des gewählten Geschwindigkeitsbereiches auf die Ergebnisqualität [21–23]. Für eine optimale VENC-Einstellung muß bedacht werden, daß bei der Messung in koronaren Bypassgefäßen aufgrund der ausgeprägten Pulsatilität sehr unterschiedliche Geschwindigkeiten auftreten und die Einstellung des Geschwindigkeitsbereiches das gesamte Spektrum der auftretenden Geschwindigkeiten abdecken muß.

■ Zusammenfassung

Die Bestimmung der koronaren Flußreserve ist ein Funktionsparameter, der sensibler als die alleinige morphologische Darstellung zur Bestimmung der Kompetenz nativer Koronargefäße, aber auch der koronaren Bypassgefäße eingesetzt werden kann. Die Magnetresonanztomographie bietet mit der Phasenkontrasttechnik eine Möglichkeit, den Blutfluß auch in kardialen Gefäßen zu bestimmen. Die Messungen im Flußmodell mit Flußprofilen koronarer Bypassgefäße zeigten, daß insbesondere in Abhängigkeit vom Flußprofil, dem Gefäßdurchmesser und davon, ob eine Sequenz zur Untersuchung in Atemanhaltetechnik eingesetzt wurde, Fehler zwischen 2,5 % und 18,5 % auftreten.

Literatur

- Johnson LW, Lozner EC, Johnson S, Krone R, Pichard AD, Vetrovec GW, Noto TJ. Coronary arteriography 1984–1987: a report of the Registry of the Society for Cardiac Angiography and Interventions. I. Results and complications. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1989; 17: 5–10.
- Frija G, Schouman Claeys E, Lacombe P, Bismuth V, Ollivier JP. A study of coronary artery bypass graft patency using MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1989; 13: 226–32.
- Aurigenma GP, Reichel N, Axel L, Schiebeler M, Harris C, Kressel HY. Noninvasive determination of coronary artery bypass graft patency by cine magnetic resonance imaging. *Circulation* 1989; 80: 1595–602.
- Kalden P, Kreitner KF, Wittlinger T, Voigtlander T, Krummenauer F, Kestel J, Thelen M. Assessment of coronary artery bypass grafts: value of different breath-hold MR imaging techniques. *Am J Roentgenol* 1999; 172: 1359–64.
- van Rossum AC, Galjee MA, Post JC, Visser CA. A practical approach to MRI of coronary artery bypass graft patency and flow. *Int J Card Imaging* 1997; 13: 199–204.
- Galjee MA, van Rossum AC, Doesburg T, van Eenige MJ, Visser CA. Value of magnetic resonance imaging in assessing patency and function of coronary artery bypass grafts. An angiographically controlled study. *Circulation* 1996; 93: 660–6.
- Knoll P, Bonatti G, Pitscheider W, Psenner K, Erlicher A, Zammarchi A, Crepaz R. The value

- of nuclear magnetic resonance tomography in evaluating the patency of aortocoronary bypass grafts. *Z Kardiol* 1994; 83: 439–45.
8. Kalden P, Kreitner KF, Wittlinger T, Voigtländer T, Krummenauer F, Schreiber W, Thelen M. The assessment of the patency of coronary bypass vessels with a 2D T2-weighted turbo-spin-echo sequence (HASTE) in the breath-hold technique. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1999; 170: 442–8.
9. Brenner P, Wintersperger B, von Smekal A, Agirov V, Bohm D, Kreuzer E, Reiser M. Detection of coronary artery bypass graft patency by contrast enhanced magnetic resonance angiography. *Eur J Cardiothorac Surg* 1999; 15: 389–93.
10. Langerak SE, Vliegen HW, de Roos A, Zwindermann AH, Jukema JW, Kunz P, Lamb HJ, van Der Wall EE. Detection of vein graft disease using high-resolution magnetic resonance angiography. *Circulation* 2002; 105: 328–33.
11. Gould KL, Lipscomb K. Effects of coronary stenoses on coronary flow reserve and resistance. *Am J Cardiol* 1974; 34: 48–55.
12. Wilson R, White CW. Does coronary artery bypass surgery restore normal maximal coronary flow reserve? The effect of diffuse atherosclerosis and focal obstructive lesions. *Circulation* 1987; 76: 563–71.
13. Rebergen SA, van der Wall EE, Doornbos J, de Roos A. Magnetic resonance measurement of velocity and flow: technique, validation, and cardiovascular applications. *Am Heart J* 1993; 126: 1439–56.
14. Holdsworth DW, Rickey DW, Drangova M, Miller DJM, Fenster A. Computer-controlled positive displacement pump for physiological flow simulation. *Med Biol Eng Comput* 1991; 29: 565–70.
15. Laustsen J, Pedersen EM, Terp K, Steinbrüchel D, Kure HH, Jorgensen H, Paaske W. Validation of an new transit time ultrasound flowmeter in man. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1996; 12: 91–6.
16. Wittlinger T, Voigtländer T, Grauvogel K, Meyer J, Kreitner KF, Kalden P, Thelen M. Kernspintomographische Darstellung koronarer Bypassgefäße – Vergleich der HASTE- und FISP 3D Angiographiesequenz mit der konventionellen Koronarangiographie. *Z Kardiol* 2000; 89: 7–14.
17. Voigtlander T, Kreitner KF, Wittlinger T, Petersen SE, Horstick G, Kalden P, Meyer J. MR angiography and flow measurement in coronary arteries and coronary bypass grafts. *Z Kardiol* 2001; 90: 928–38.
18. Tang C, Blatter DD, Parker DL. Accuracy of phase-contrast flow measurements in the presence of partial-volume effects. *J Magn Reson Imaging* 1993; 3: 377–85.
19. Hofman MB, Visser FC, van Rossum AC, Vink QM, Sprenger M, Westerhof N. In vivo validation of magnetic resonance blood volume flow measurements with limited spatial resolution in small vessels. *Magn Reson Med* 1995; 33: 778–84.
20. Tang C, Blatter DD, Parker DL. Correction of partial-volume effects in phase-contrast flow measurements. *J Magn Reson Imaging* 1995; 5: 175–80.
21. Buonocore MH, Bogren H. Factors influencing the accuracy and precision of velocity-encoded phase imaging. *Magn Reson Med* 1992; 26: 141–54.
22. Kraft KA, Fei DY, Fatouros PP. Quantitative phase-velocity MR imaging of in-plane laminar flow: effect of fluid velocity, vessel diameter, and slice thickness. *Med Phys* 1992; 19: 79–85.
23. Hoogeveen RM, Bakker CJ, Viergever MA. Phase-derivative analysis in MR angiography: reduced Venc dependency and improved vessel wall detection in laminar and disturbed flow. *J Magn Reson Imaging* 1997; 7: 321–30.
24. Papaharilaou Y, Doorly DJ, Sherwin SJ. Assessing the accuracy of two-dimensional phase-contrast MRI measurements of complex unsteady flows. *J Magn Reson Imaging* 2001; 14: 714–23.

Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere Rubrik

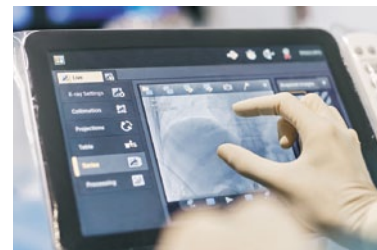
[Medizintechnik-Produkte](#)



Neues CRTD 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](#)