

Journal für **Kardiologie**

Austrian Journal of Cardiology

Österreichische Zeitschrift für Herz-Kreislaferkrankungen

Kardiale

Magnetresonanztomographie:

regionale und globale

Myokardfunktion

Mori M

Journal für Kardiologie - Austrian

Journal of Cardiology 2003; 10

(1-2), 13-16

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

P.b.b. 02Z031105M,

Verlagsort: 3003 Gablitz, Linzerstraße 177A/21

Preis: EUR 10,-

Veranstungskalender

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

Kardiale Magnetresonanztomographie: regionale und globale Myokardfunktion

M. Mori

Kurzfassung: Die Quantifizierung der systolischen links- und rechtsventrikulären Funktion wird im klinischen Alltag mit Echokardiographie oder Radionuklidventrikulographie durchgeführt. Diese Methoden sind einerseits durch die oft schlechte Schallbarkeit des Patienten und dadurch schlechte Abgrenzbarkeit des Endokards eingeschränkt aussagekräftig. Die Radionuklidventrikulographie stellt durch die verwendeten radioaktiven Substanzen eine Strahlenbelastung des Patienten dar. Andererseits werden mathematische Formeln angewandt, die von einer regelmäßigen geometrischen Form der Herzkammern ausgehen. Die kardiale Magnetresonanztomographie wendet zur Quantifizierung der Ventrikelfunktion die Scheibchensummationsmethode nach Simpson an. Durch die bessere Bildqualität sind die Messungen exakter, und bei wiederholter Bestimmung sind die Veränderungen besser festzu-

stellen. Vergleichende Studien zeigten für die kardiale Magnetresonanztomographie eine bessere Interobserver- und Interstudy-Reproduzierbarkeit. Die qualitative Beurteilung der regionalen Funktion ist in den entsprechend den AHA/ACC-Richtlinien vorgegebenen Schnitten möglich und aufgrund der digitalen Bilddaten einer exakten, softwaregestützten Auswertung zugänglich. Die Quantifizierung der regionalen Funktion ist sowohl in Ruhe als auch unter pharmakologischem Streß mit Dobutamin (analog dem Streßecho) möglich. Die technische Weiterentwicklung wird eine weitere Verkürzung der Untersuchungszeit sowie Vereinfachungen der Auswertung bringen.

Abstract: Regional Wallmotion and Ventricular Function. Echocardiography and radioventriculography are used for quantification of systolic left and right

ventricular function in daily routine. These methods show limitations due to bad image quality and suboptimal delineation of the endocardium. On the other hand geometrical assumptions are used to calculate volumes and mass. Cardiac magnetic resonance (CMR) is using Simpson's disc summation method by acquiring a series of short axis slices covering the entire heart. Compared with echocardiography CMR provides more precise data, which leads to better interobserver and interstudy variability. Evaluation of regional function is possible by choosing slices as recommended by AHA/ACC Guidelines. Exact delineation of the endocardial border and digital data result in more precise data. Future developments will lead to shorter acquisition times and easier analyses of the digital data sets. **J Kardiol 2003; 10: 13–16.**

■ Einleitung

Die Quantifizierung der systolischen und diastolischen Ventrikelfunktion, die Evaluierung der regionalen Funktion und die Quantifizierung der linksventrikulären Muskelmasse sind wesentliche Punkte in der Abklärung des kardialen Patienten. Im klinischen Alltag werden die notwendigen Daten meist durch Echokardiographie oder Radioventrikulographie erhoben. Die Echokardiographie ist eine Untersuchungstechnik, die bettseitig ausgeführt werden kann und ohne Strahlenbelastung die gewünschten Daten liefert. Allerdings ist die Methode durch oft schlechte Schallbarkeit eingeschränkt. Die schlechte Abgrenzbarkeit des Endokards wird einerseits durch die Entwicklung besserer Schallsysteme und die Applikation von Kontrastmitteln verbessert. Dies erhöht allerdings die Kosten für diese Untersuchung. Andererseits werden zur Berechnung der Volumina mathematische Formeln angewandt, die eine geometrische Form der Herzhöhlen annehmen. Besonders nach Infarkt kommt es durch Remodelling zu Veränderungen der Ventrikelgeometrie, wodurch es zu Fehlmessungen kommt und die Reproduzierbarkeit der Methode beeinflusst wird. Der rechte Ventrikel ist aufgrund seiner Form für geometrische Berechnungen nicht geeignet. Auch ist aufgrund des Schallfensters der rechte Ventrikel einer Analyse der regionalen Wandbewegung nicht zugänglich. Insbesondere bei der arrhythmogenen rechtsventrikulären Kardiomyopathie ist eine exakte Evaluierung von Wandbewegungsstörungen des rechten Ventrikels und des rechtsventrikulären Ausflußtraktes aber essentiell.

Die Radionuklidventrikulographie (RNV) verwendet zur Darstellung der Herzhöhlen radioaktive Tracer. Dies bedeutet eine Strahlenbelastung für den Patienten, die die Wiederholbarkeit der Untersuchung, besonders bei jungen Patienten, einschränkt. Die Methode der RNV kann keine Aussage über die linksventrikuläre Muskelmasse treffen.

Die Methode der kardialen Magnetresonanztomographie bietet die Möglichkeit, das Herz in seiner Funktion in jeder beliebigen Ebene darzustellen, und ermöglicht durch eine exzellente Bildqualität die exakte Evaluierung und Quantifizierung der kardialen Funktion. Die Verfügbarkeit von Scannern mit entsprechenden Gradientensystemen und kardialer Software schränkt die Untersuchung derzeit noch ein. Allerdings wird die Methode durch fehlende Strahlenbelastung vom Patienten bevorzugt. Bei lediglich 1 bis 2 % der Patienten kann die Untersuchung wegen Klaustrophobie nicht durchgeführt werden. Unzählige Arbeiten haben die Methode mit den gängigen Verfahren verglichen und zeigen eine überlegene Reproduzierbarkeit und Exaktheit, so daß sich die Methode bei weiterer Verbreitung zum Goldstandard der kardialen Bildgebung entwickeln wird.

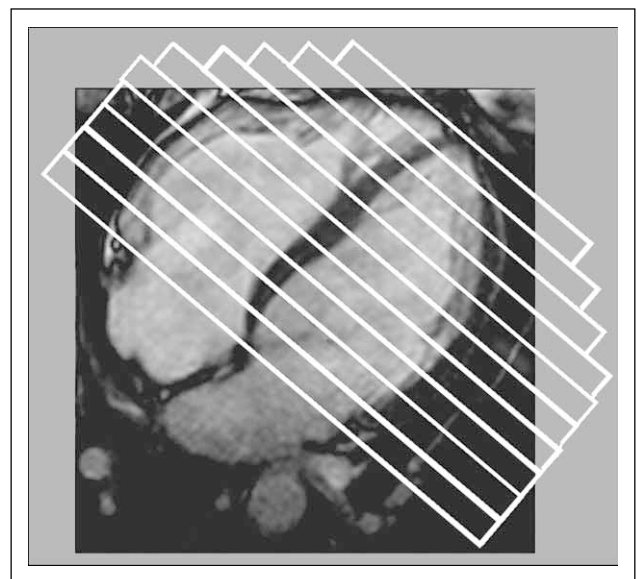


Abbildung 1: Planung der Kurzachsenschnitte: Lage der Schnitte zur Erstellung der Kurzachsen – Cineloops perpendicular zur horizontalen langen Achse (HLA). Abstand der Schichten: 10 mm

Aus der 2. Internen Abteilung/Kardiologie, Krankenhaus Barmherzige Schwestern, Linz
Korrespondenzadresse: OA Dr. med. Michael Mori, Krankenhaus Barmherzige Schwestern Linz, 2. Interne Abteilung/Kardiologie, A-4010 Linz, Seilerstätte 4;
E-Mail: michael.mori@bhs.at

■ Regionale Funktion

Die Darstellung der notwendigen Schichten entsprechend den Richtlinien von AHA/ACC ist durch die beliebige Wahl der Schnittebenen durch den linken Ventrikel möglich [1]. Unabhängig von akustischen Fenstern und Schallbarkeit ist es möglich, mit SSFP (Steady State Free Precession)-Sequenzen eine exakte Endokardabgrenzung ohne Gabe von Kontrastmitteln zu erreichen. Die genannten Sequenzen führen zu einer hohen Signalintensität des Blutes, während das Myokard mit niedriger Signalintensität und dadurch dunkler dargestellt wird. Die Myokardsegmente werden in der horizontalen langen Achse (HLA, entspricht Vierkammerblick), der vertikalen langen

Achse (VLA, entspricht dem Zweikammerblick) sowie in Kurzachsenschnitten basal, medial und apikal beurteilt. Durch entsprechende Markierung des Endo- und Epikards ist es möglich, nicht nur die absolute Dicke der Segmente festzustellen, sondern auch die relative Verdickung und maximale Dicke in der Systole abzumessen. Entsprechende Auswertprogramme stellen die Ergebnisse graphisch dar. Diese Vorgehensweise bringt eine wesentlich genauere Erfassung der regionalen Funktion, als dies mit echokardiographischen Methoden möglich ist. Weiters ist es auch möglich, die regionale Funktion unter pharmakologischem Streß durch Dobutamin in steigender Dosierung zu beurteilen. Analog zur Streß-echokardiographie kontrahiert vitales Myokard unter niedrig dosiertem Dobutamin besser, während ischämische Segmente unter hoher Dosis eine schlechtere Kontraktilität zeigen. Vorteile der kardialen Magnetresonananz sind die bessere Abgrenzbarkeit des Endokards und die bessere Vergleichbarkeit durch digitale Bildakquisition und Auswertung. Die Kombination mit der Erfassung des Verlaufs der Signalintensität im Myokard nach Injektion von Gadolinium in Ruhe und unter pharmakologischem Streß (Perfusionsstudien) sowie den sogenannten Late Enhance-

ment-Sequenzen ermöglicht eine eindeutige Vitalitätsdiagnostik bei koronarer Herzkrankheit.

Zur Evaluierung der diastolischen Funktion steht als weitere Untersuchungstechnik das sogenannte Tagging zur Verfügung. Hier wird am Beginn der Sequenz durch Applikation eines speziellen Impulses ein Gitter mit Auslöschung der Magnetisierung über das Myokard gelegt. Während der Kontraktion und Relaxation kommt es nun zu einer Deformierung dieses Gitters bzw. zu einer schleifenförmigen Bewegung der Punkte. Durch spezielle Software ist es möglich, die Verformung der aus dem Gitter resultierenden Würfel graphisch darzustellen. Das Ausmaß und der Zeitverlauf der Auslenkung spiegeln die

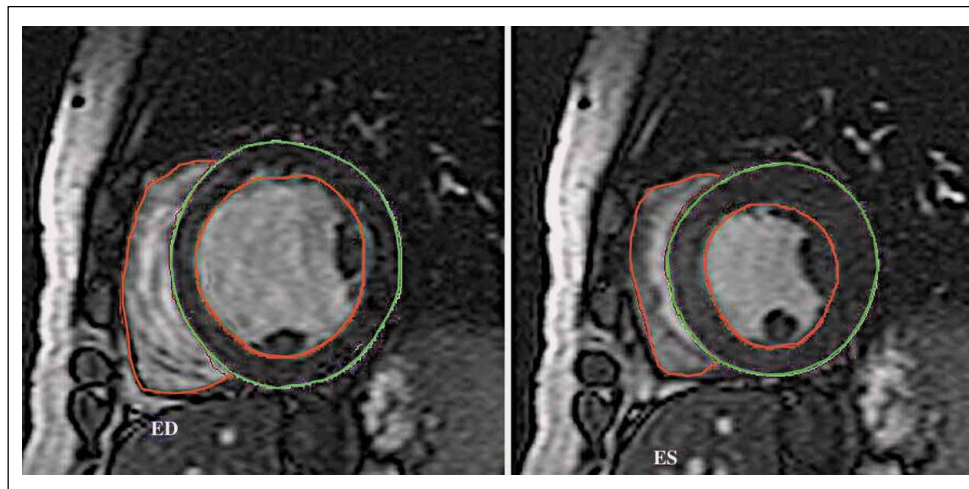


Abbildung 2: Kurzachsenschnitt in Höhe der Papillarmuskeln (links enddiastolisch = ED, rechts endsystolisch = ES). Epikard des linken Ventrikels und Endokard beider Ventrikel sind markiert

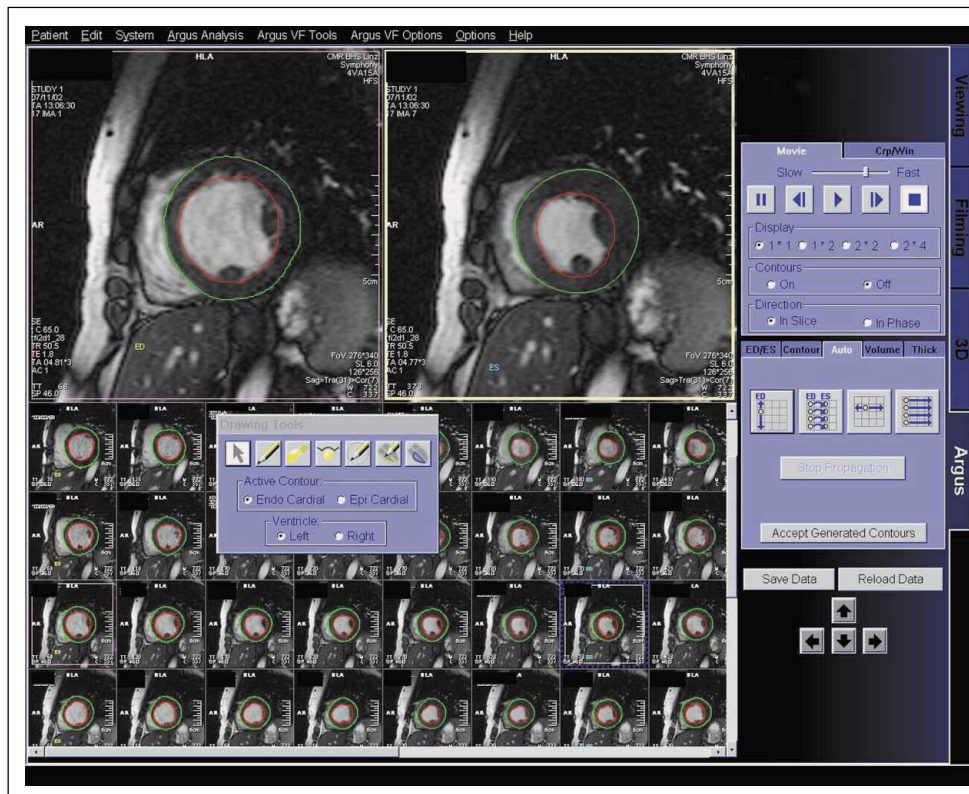


Abbildung 3: Screenshot der Auswerte-Software (Siemens Argus), Darstellung der einzelnen Cineloops mit Festlegung des enddiastolischen und endsystolischen Bildes, Markierung des Endo- und Epikards. Halbautomatische Konturerkennung

diastolische Funktion des Myokards wider. Meyers et al. konnten zeigen, daß körperliches Training die diastolische Funktion des Myokards verbessert und die Veränderungen durch Tagging exakt verfolgt werden können [2].

Die vollautomatische Markierung des Myokards ist fehleranfällig und daher zur klinischen Anwendung nicht exakt genug. Die Auswertung der Bilddaten ist daher zum jetzigen Zeitpunkt noch zeitaufwendig. Weiterentwicklungen bei den Sequenzen und neue Auswerteprogramme, die die Daten auch als dreidimensionale Cineloops darstellen können, werden in Kürze verfügbar sein und die klinische Anwendung der Technik noch weiter vereinfachen.

■ Globale Funktion

Die Magnetresonanztomographie hat sich zu einer anerkannten Methode zur Bestimmung der globalen links- und rechtsventrikulären Volumina und der linksventrikulären Masse entwickelt. Die Ergebnisse wurden validiert, und die Reproduzierbarkeit wurde bestätigt [3]. Durch technische Weiterentwicklung bei der Scannerhardware und den Sequenzen können Cineloops heute bereits in einer wenige Sekunden dauernden Atemanhaltephase aufgezeichnet werden.

Zur Quantifizierung der ventrikulären Volumina und der Muskelmasse wird zunächst ein Cineloop in der horizontalen Längsachse (entspricht dem Vierkammerblick) angefertigt. Rechtwinkelig darauf werden Kurzachsenschnitte mit jeweils 10 mm Abstand akquiriert, die das gesamte Herz umfassen (Abbildung 1). In diesen Kurzachsenschnitten werden mittels spezieller Auswerte-Software das Endokard des linken und rechten Ventrikels sowie, zur Bestimmung der linksventrikulären Masse, auch das linksventrikuläre Epikard in den einzelnen Bildern der Cineloops markiert (Abbildung 2). Durch den hohen Kontrast zwischen Myokard und Blut können hier auch halbautomatische Verfahren eingesetzt werden. Abbil-

dung 3 zeigt einen Screenshot einer Auswerte-Software mit den einzelnen Kurzachsenschnitten und der Markierung des Endo- und Epikards. Die Multiplikation der markierten Flächen mit der bekannten Schichtdicke ergibt die Volumina der einzelnen Schichten. Die Auswertung entspricht der Scheibchensummationsmethode nach Simpson. Durch die Addition der Volumina erhält man die enddiastolischen und endsystolischen Volumina, durch Kalkulation die Auswurfaktionen. Durch Multiplikation der zwischen Endo- und Epikard gelegenen Volumina mit dem spezifischen Gewicht des Herzmuskels (1,05 g/ml) kann die linksventrikuläre Muskelmasse quantifiziert werden. In Abbildung 4 ist ein Beispiel einer linksventrikulären Quantifizierung mit den errechneten Daten zu sehen.

Die Meßergebnisse basieren auf tatsächlich gemessenen Volumina und beinhalten keine mathematischen Annahmen über die Ventrikelgeometrie. Dadurch sind die Messungen auch bei geometrisch veränderten Ventrikeln, wie zum Beispiel nach Infarkt, exakt. Der durch seine spezielle Form geometrischen Berechnungen nicht zugängliche rechte Ventrikel kann mit dieser Methode ebenso exakt vermessen werden. Veränderungen der rechtsventrikulären Funktion haben bei der arrhythmogenen rechtsventrikulären Kardiomyopathie sowie bei angeborenen Herzfehlern einen wesentlichen Stellenwert zur Beurteilung des Schweregrades der Erkrankung und für das weitere Management.

Lorenz et al. haben in einer grundlegenden Arbeit Standards für die Messungen erarbeitet und evaluiert, die Normalwerte

Tabelle 1: Normalwerte der kardialen Volumina und Massen bei Erwachsenen* (nach [3])

Parameter	Männer		Frauen	
LVEDV (ml)	136 ± 30	(77–195)	96 ± 23	(52–141)
RVEDV (ml)	157 ± 35	(88–227)	106 ± 24	(58–154)
LVESV (ml)	45 ± 14	(19–72)	32 ± 9	(13–51)
RVESV (ml)	63 ± 20	(23–103)	40 ± 14	(12–68)
LV Masse (g)	178 ± 31	(118–238)	125 ± 26	(75–175)
LVEF (%)	67 ± 5	(56–78)	67 ± 5	(56–78)
RVEF (%)	60 ± 7	(47–74)	63 ± 8	(47–80)
LVSV (ml)	92 ± 21	(51–133)	65 ± 16	(33–97)
RVSV (ml)	95 ± 22	(52–138)	66 ± 16	(35–98)
HZV (L/min)	5,8 ± 3,0	(2,82–8,82)	4,3 ± 0,9	(2,65–5,98)
Indizes				
LVEDVI (ml/m ²)	69 ± 11	(47–92)	61 ± 10	(41–81)
RVEDVI (ml/m ²)	80 ± 13	(55–105)	67 ± 10	(48–87)
LVMI (g/m ²)	91 ± 11	(70–113)	79 ± 8	(63–95)
LVSVI (ml/m ²)	47 ± 8	(32–62)	41 ± 8	(26–56)
RVSVI (ml/m ²)	48 ± 8	(32–64)	42 ± 8	(27–57)
CI (L/min/m ²)	3,0 ± 0,6	(1,74–4,20)	2,8 ± 0,5	(1,75–3,80)

* Mittelwerte ± 1 Standardabweichung und 95 %-Konfidenzintervall (1,96 SD) in Klammern. Abkürzungen: LVEDV = linksventrikuläres enddiastolisches Volumen, RVEDV = rechtsventrikuläres enddiastolisches Volumen, LVESV = linksventrikuläres endsystolisches Volumen, RVESV = rechtsventrikuläres endsystolisches Volumen, LV Masse = linksventrikuläre Masse, LVEF = linksventrikuläre Auswurfaktion, RVEF = rechtsventrikuläre Auswurfaktion, LVSV = linksventrikuläres Schlagvolumen, RVSV = rechtsventrikuläres Schlagvolumen, HZV = Herzzeitvolumen, LVEDVI = linksventrikulärer enddiastolischer Volumenindex, RVEDVI = rechtsventrikulärer enddiastolischer Volumenindex, LVMI = linksventrikulärer Massenindex, LVSVI = linksventrikulärer Schlagvolumenindex, RVSVI = rechtsventrikulärer Schlagvolumenindex, CI = Cardiac Index

Patient Name:		
Patient ID:	Examination Date: 20021107	
Patient Height: 159.00 cm, Patient Weight: 53.00 kg, R to R Interval: 820 ms.		
	LV Absolute	LV Normalized
Cardiac Function		
Ejection Fraction	40.62 %	
Cardiac Information		
Myocardial Mass (avg)	116.76 ± 6.17 g	76.22 ± 4.03 *
End Diastolic Volume	121.72 ml	79.46 *
End Systolic Volume	72.28 ml	47.19 *
Additional Cardiac Function Data		
Stroke Volume	49.44 ml	32.28 *
Cardiac Output	3.62 L/min	2.36 *
Peak Ejection Rate	283.72 ml/sec	2.33 EDV/sec
Peak Filling Rate	435.99 ml/sec	3.58 EDV/sec
Temporal Data		
Time to Peak Ejection Rate	155.83 msec	51.36 systole
Time from ES to Peak Filling Rate	84.17 msec	16.29 diastole
Heart Rate	73.17 Beats/min	
* normalized to patient surface area 1.53 m^2		

Abbildung 4: Die Ergebnisse der linksventrikulären Quantifizierung sind in Absolutwerten und als Indizes bezogen auf die Körperoberfläche aufgelistet. Normalwerte siehe Tabelle 1

sind aus Tabelle 1 ersichtlich [3]. In weiteren Arbeiten wurde die kardiale Magnetresonanztomographie mit anderen Methoden verglichen und zeigte eine größere Exaktheit und Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse. Dadurch sind bereits geringere Veränderungen der Muskelmasse und der Volumina exakt zu erfassen [4]. Bellenger et al. konnten zeigen, daß mit dieser Methode auch eine schnelle Evaluierung im täglichen Betrieb einer Herzinsuffizienzambulanz möglich ist [5]. Derzeit liegt der zeitliche Aufwand zur Quantifizierung der Ventrikelfunktion bei etwa 20 Minuten für die Erfassung der Kurzachsenschnitte und weiteren 30 Minuten für die Auswertung. Für die Zukunft ist zu erwarten, daß durch Weiterentwicklung der Sequenzen die Akquisition weniger Zeit erfordert. Kaji et al. verglichen eine Real Time Imaging-Methode mit den bisher üblichen Techniken der Atemanhaltephasen und konnten bei wesentlich kürzerer Erfassungszeit gleich gute Ergebnisse erreichen [6].

Literatur

1. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, Pennell DJ, Rumberger JA, Ryan T, Verani MS. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. *Circulation* 2002; 105: 539–42.
2. Meyers J, Wagner D, Schertler T, Beer M, Luchinger R, Klein M, Rickli H, Mueller P, Mayer K, Schwitler J. Effects of exercise training on left ventricular volumes and function in patients with nonischemic cardiomyopathy: Application of magnetic resonance myocardial tagging. *Am Heart J* 2002; 144: 719–25.
3. Lorenz CH, Walker ES, Morgan VL, Klein SS, Graham TP. Normal human right and left ventricular mass, systolic function, and gender differences by cine magnetic resonance imaging. *JCMR* 1999; 1: 7–21.
4. Bellenger NG, Burgess MI, Ray SG, Lahiri A, Coats AJS, Cleland JGF, Pennell DJ. Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J* 2000; 21: 1387–96.
5. Bellenger NG, Francis JM, Davies CL, Coats AJ, Pennell DJ. Establishment and performance of a magnetic resonance cardiac function clinic. *JCMR* 2000; 2: 15–22.
6. Kaji S, Yang PC, Kerr AB, Tang WHW, Meyer CH, Macovsky A, Pauly JM, Nishimura DG, Hu BS. Rapid evaluation of left ventricular volume and mass without breath-holding using real-time interactive cardiac magnetic resonance imaging system. *JACC* 2001; 38: 527–33.

Weiterführende Literatur

- Manning WJ, Pennell DJ. *Cardiovascular Magnetic Resonance*. Churchill Livingstone, Philadelphia, 2001.
- Nagel E, Rossum AC van, Fleck E. *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie. Methodenverständnis und praktische Anwendung*. Steinkopff, Darmstadt, 2002.

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