

冠動脈MRAの現状と今後の展望

飯野美佐子 山田 有里 今井 裕

要 旨：近年、画像診断技術の進歩に伴いCTやMRIなどの低侵襲診断法による冠動脈撮影が盛んに行われるようになり、虚血性心疾患の診断のストラテジーも大きく変わりつつある。冠動脈MRAはマルチスライスCTによるCT angiographyに比べると空間分解能が劣るため、診断能も低いのが現状である¹⁾。しかしながら放射線被曝を伴わないことから、小児川崎病における冠動脈瘤の経過観察や冠動脈奇形の評価において臨床的有用性は高い。また、ヨードアレルギー・喘息・腎機能障害などで造影剤を使用できない患者では、冠動脈形態評価が安全に行える唯一の検査法となる。最近では、受信用コイルとして32チャンネルコイルを使用することで冠動脈MRAの撮影時間も著しく短縮し²⁾、シネ撮影やblack blood T2強調画像、心筋パーフュージョン、遅延造影など一連の検査に容易に組み込むことが可能となってきた。(J Jpn Coll Angiol, 2009, 49: 329-334)

Key words: coronary MRA, magnetic resonance (MR), coronary artery disease

はじめに

MRIによる冠動脈撮影は1990年頃より呼吸停止下2D gradient echo (GE)法で試みられるようになった³⁾。しかし、呼吸停止を繰り返し撮影を行っても評価できる範囲は限られており、日常臨床で用いるのは難しかった。その後、3D-GE法とともにナビゲータエコーによる呼吸同期法などが開発され^{4,5)}、一回の撮影である程度の範囲の冠動脈撮影が可能となってきた。最近では、3D-steady-state free precession (SSFP)法によるwhole heart coronary MRAで、心臓全体が短時間で描出できるようになった⁶⁾。本稿ではWhole heart coronary MRAを中心とした冠動脈MRAの撮影法、診断能、臨床的な役割と最新の撮影法などについて述べる。

撮影法

Whole heart coronary MRAとは、Weberらにより報告された冠動脈MRA撮影法である (Fig. 1)⁶⁾。3D-GE法による従来法では、撮影時間とのかねあいでスラブ厚(撮像範囲)に制限があったため冠動脈の走行に沿った選択

的冠動脈撮影法が用いられていた。whole heart coronary MRAではSSFP法とパラレルイメージングを併用し、心臓全体の範囲を網羅できるスラブを用いることができる。SSFP法であるbalanced turbo field echo (b-TFE)法は、定常状態により発生するFID・SE・STEのすべての信号を収集できるため高信号が得られる撮像法である。画像のコントラストはT2/T1に依存しており心筋と血流の高いコントラスト画像が得られる。Whole heart coronary MRAに用いるシーケンスと代表的な撮影パラメータをTable 1に示す。また冠動脈を明瞭に描出するためのいくつかの工夫について以下に解説する。

(1) 脂肪抑制法とT2プレパレーションパルス

冠動脈の周囲は心外膜脂肪により囲まれている。そのため脂肪抑制(spectral presaturation with inversion recovery: SPIR 法)を行うことにより冠動脈と周囲脂肪組織とのコントラストが高くなり、より明瞭に描出される。また冠動脈に対し心筋や冠静脈はそれぞれT2値が短い。T2プレパレーションパルスを用いT2値の短い組織の信号を抑制しT2コントラストを強調することができる。

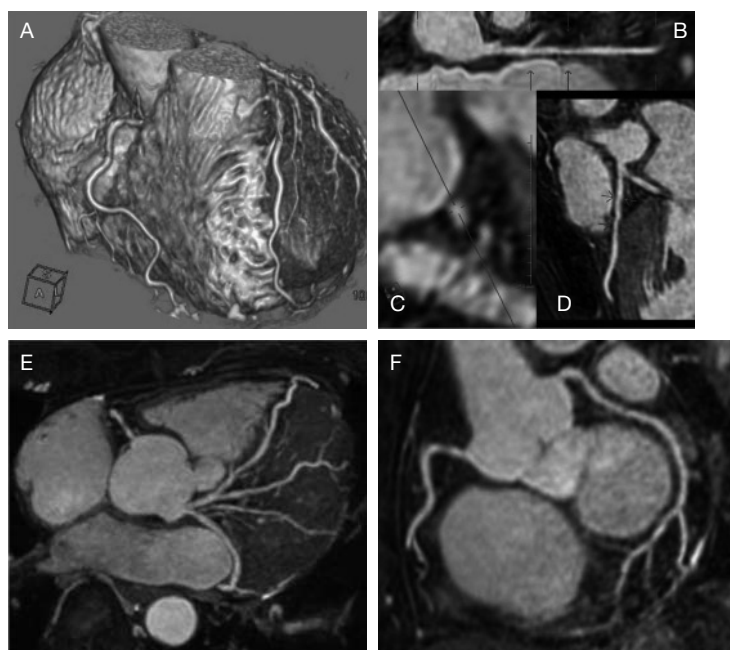


Figure 1 Whole-heart coronary MR angiography.

A 64-year-old man with stress ECG abnormality. Coronary MR angiography shows normal coronary arteries with right (RCA) hyperplasia.

A: volume rendering (VR) image.

B: straightened curved planar reconstruction (CPR) of left anterior descending artery (LAD).

C: cross-section image of LAD.

D: stretched CPR image of LAD.

E: soap-bubble reconstruction of Left coronary artery (LCA).

F: soap-bubble reconstruction of RCA and left circumflex artery (LCX).

(2)radial samplingによるk空間充填法

Radial samplingは信号収集の軌跡が放射状となる方法である⁷⁾。この方法では中心部から外側に向かいデータが充填される低周波部分が高密度にサンプリングされるため、データ積算効果により血流や動きによるアーチファクトが生じにくく、コントラストの向上も得られる。

(3)パラレルイメージング

われわれの使用しているPhilips社製MRIシステムにはsensitivity encoding(SENSE)が使用できる。SENSEは複数の受信コイルを用い、高速撮影法を行うパラレルイメージング法である。リファレンススキャンにて得られるコイルの感度分布マップから、位相エンコードステップを間引いて撮像することにより得られる折り返しアーチファクトを補償する方法である。冠動脈MRAではSENSEを用いることにより大幅に撮影時間を短縮するこ

Table 1 Protocols for whole-heart coronary MRA

●machine :	Philips 1.5T Gyroscan Intera or Achieva 5ch-Cardiac synergy coil
●sequence:	3D-balanced Turbo Field Echo
	・ TR/TE/Flip 4.6 msec/2.3 msec/80°
	・ ECG gate
	・ SENSE reduction factor: 1.5-2
	・ Real time navigator and motion correction
	・ T2 preparation pulse (+), SPIR (+)
●spatial resolution	
	true voxel size 1.09×1.09×1.5 mm
	reconstruction 0.55×0.55×0.75 mm

とができる。

(4)心電図同期

冠動脈は通常の心拍では拡張中期が最も動きが少な

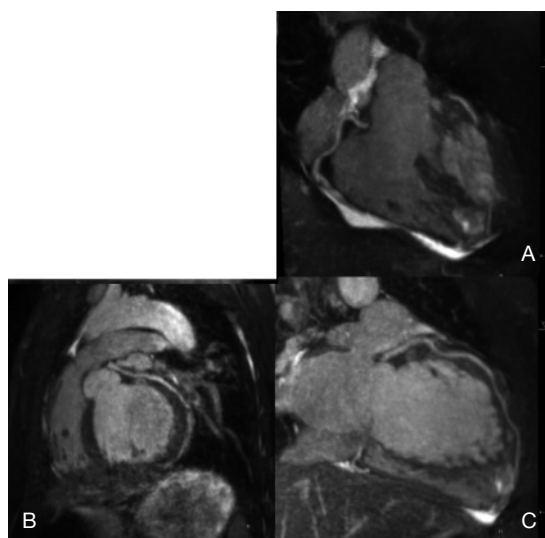


Figure 2 Partial maximum intensity projection (MIP) of whole-heart coronary MRA with 32-channel coil. A 41-year-old Man with CHF and bronchial asthma. A: RCA, B: LCX, C: LAD

いため、R波でトリガーし拡張中期にデータ収集を行うことが多い。しかしながら高心拍では収縮末期のほうが、静止時間が長いこともあるため、実際には撮影前に時間分解能の高いシネ撮影を行い静止時間の観察を行っている。ここで、b-TFE撮影のためのturbo factorと撮像遅延時間を決定する。

(5)ナビゲーターエコーによる呼吸同期法

Whole heart coronary MRAでは、画像収集に時間を要するため通常はナビゲーターエコー法(**Fig. 2**)による呼吸同期法を用いる。ナビゲーターエコーは2D-selective RFパルスにてリアルタイムに横隔膜の位置情報を取得し、横隔膜の位置があらかじめ設定したNavigator gating window(最大吸気時 4~5mmに設定)内に入った際にデータを収集される。さらにgating window内での横隔膜の位置のずれは、冠動脈などの臓器の変動距離を計算し、変動距離に合わせ撮像励起断面を移動していくnavigator real time slice tracking機能も有している。呼吸同期法は呼気時の横隔膜レベルが一定であるかどうかで撮像時間が左右される。呼吸が不安定な場合は撮像時間が延長し、体動などによるアーチファクトを増加させる。最近では腹部に腹帯を装着し安定した呼吸を行うような工夫も用いられる。

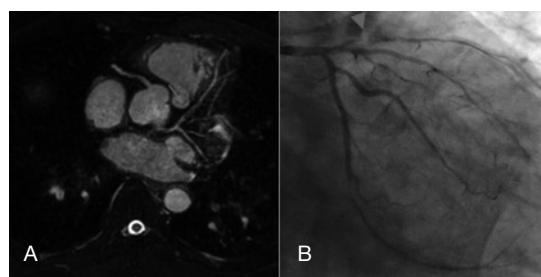


Figure 3 A 64 year-old man with stenosis in the proximal LAD.

A: Soap-bubble reconstruction image demonstrates low signal intensity plaque in proximal LAD (arrow).

B: X-ray coronary angiography of same coronary artery confirms stenosis of LAD (arrowhead).

画像再構成法

Whole heart coronary MRAは、等方性ボクセルに近い画像データであるため高精細の三次元画像表示が可能である。

CT angiographyと同様に、全体像の把握を行うのにはvolume rendering (VR)優れている(**Fig. 1A**)。また冠動脈個々の評価には、薄いvolumeを用いた部分的なMIP (Partial MIP) (**Fig. 2**)やCurved-planer reconstruction(CPR)法(**Fig. 1B, D**)を用いる。また冠動脈の評価のために開発された“Soap-Bubble”(S-B)再構成法という特殊な画像再構成がある⁸⁾(**Fig. 1E, F, Fig. 3**)。この方法は、いくつかの冠動脈分枝が同一平面上に長区域にわたり表示できるため個々の病変の観察とともにある程度全体像の評価も可能である。実際の狭窄率の計測には直行断像(cross-section) (**Fig. 1C**)を用いて評価することが可能であるが、マルチスライスCTのように冠動脈のプラークが鮮明に描出されないため正確な内腔の計測は難しい。

冠動脈MRAの診断能と臨床的有用性

Kimらの多施設共同研究によると、TFE法によるtarget coronary MRAの血管造影と比較した検討では、冠動脈MRAの診断能は、感度93%、特異度42%と報告されている⁹⁾。特に左冠動脈主幹部病変、三枝病変の診断能には優れると報告されている。最近のBalanced-TFE法のwhole heart coronary MRAでの検討では、感度81~82%、特異度91~92%、正診率88~91%、陽性的中率: 52~78%、陰性的中率: 93~98%と報告されている^{10, 11)}。自

Figure 4 A case of Kawasaki disease with coronary aneurysm. Partial MIP image (A) Straightened CPR image shows a large aneurysm in the right coronary artery (arrows). T2-weighted black-blood images (B) reveal inhomogeneous signal in the right coronary aneurysm (arrows).

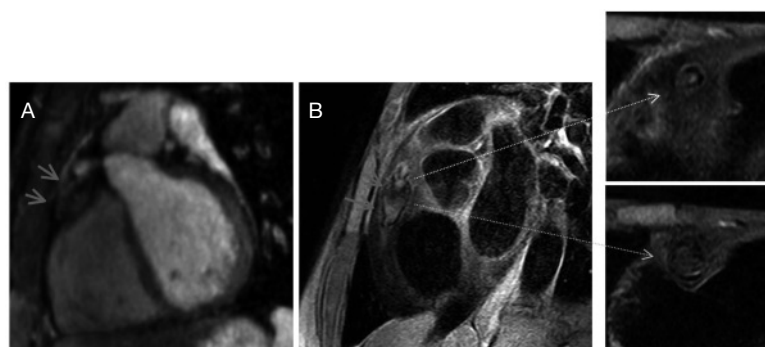
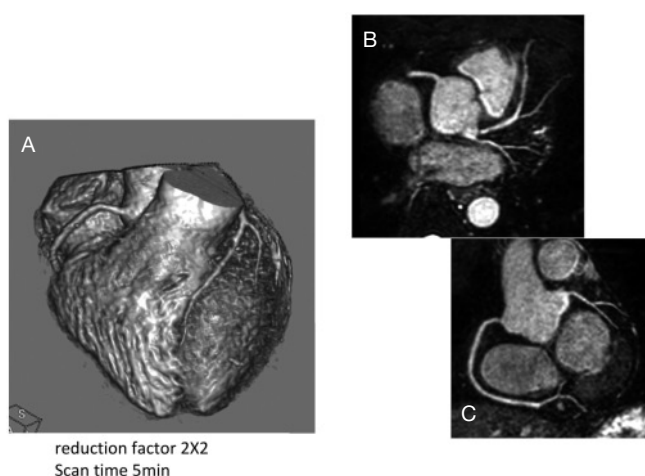


Figure 5 Whole-heart coronary MRA with 32 channel receiver coil in a 50-year old male with anomalous origin of left coronary artery. LAD and LCX are originated separately from left coronary cusp. A: Volume-rendering image. B: Soap-bubble reconstruction of LAD. C: Soap-bubble reconstruction of RCA and LCX.



験例17症例の検討では、検査成功率88%、血管造影と比較できた15症例における冠動脈狭窄の診断能は、感度64%、特異度95%、正診率92%、陽性的中率55%、陰性的中率96%でありこれまでの文献と同様の結果であった。Kimらの従来法と比較し診断能には大きな変化はないものの、検査時間は短縮してきており¹⁰⁾冠動脈MRA単独ではなく心臓MRI一連の検査に組み込むことが可能となってきた。64スライスCTでの診断精度には劣るものの¹⁾腎機能低下例、造影剤アレルギー、喘息などで造影剤を用いることのできない症例では、威力を発揮することがしばしばある。また、小児における川崎病の冠動脈瘤(**Fig. 4**)や冠動脈奇形(**Fig. 5**)の診断などにおける臨床的有用性は確立している^{12,13)}。特に小児においては長期間経過観察で繰り返し検査を行う必要があるため、X線被曝を伴わないことや低侵襲性であるMRAが有用となる。またCTで評価が難しい強い石灰化部位でもMRA

は血流評価が可能である¹⁴⁾。

MRIによる冠動脈プラークの評価

SSFP法により冠動脈血流を白く描出する方法がbright blood 法であるのに対し、inversion recovery 法などを用いて血流の信号を抑制し血管壁を観察する方法をblack blood 法またはdark blood 法などと呼ばれている。Black blood 法による血管壁やプラークの評価は頸動脈領域では多くの施設で試みられるようになってきており、ある程度の質的診断も可能となってきた。一方、冠動脈は心拍動の影響を受けることや対象とする血管が細いために空間分解能の限界があり、明瞭に描出するのは難しいのが現状である。3T装置では心電図同期呼吸同期下2D法では質の高い画像が得られるが(**Fig. 4B**)、一断面の画像を得るために数分を要するため現実的ではない。3D法での応用が期待されている。

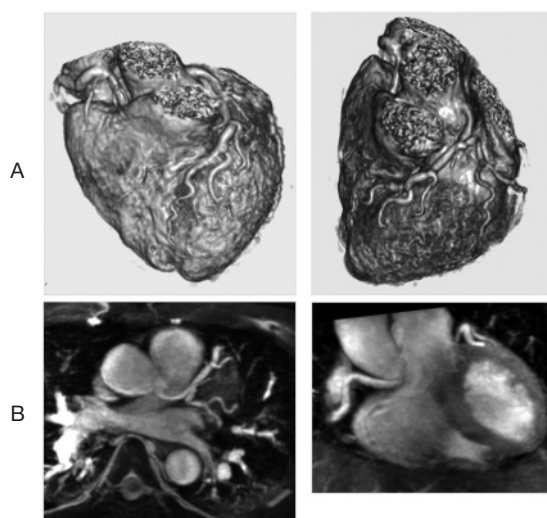


Figure 6 Contrast-enhanced 3T whole-heart coronary MRA in a 45-year-old man with ventricular fibrillation.

A: Volume-rendering image.

B: partial MIP image.

32チャンネルコイルを用いた Whole Heart coronary MRA

32チャンネルコイルは前面と背面にそれぞれ16(縦×横: 4×4)個の6角形のコイルエレメントが配列されている。従来のコイルでは横一列であったが縦方向(体軸方向)にもコイルが配置されているためスライス方向にもパラレルイメージングを使用することが可能である。S/Nとの兼ね合いはあるがreduction factorを2×2~2×3程度まで上げることにより、画質を維持したまま(**Fig. 5**)撮影時間はこれまでの1/2~1/3まで短縮することができる。ナビゲーターエコーによる呼吸同期法でも数分での撮影が可能²⁾であるためcomprehensive cardiac examinationに十分組み込むことができる。また時間分解能や空間分解能を保ったまま1回の呼吸停止でのwhole heart coronary MRA¹⁵⁾も可能であるため呼吸同期法がうまくできない患者にも使用可能である。

3T装置によるwhole heart coronary MRA

3T装置は1.5Tに比べ信号雑音比が高いため冠動脈MRAの画質の向上が期待されているが。しかしながら、3T装置ではSSFP法が使用できないため、1.5T装置と比較しbright blood法における臨床的なメリットは少な

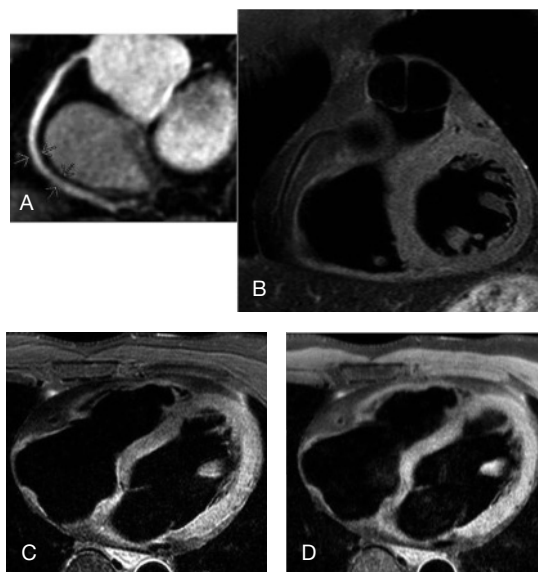


Figure 7 3T coronary MRA in healthy volunteer.

A: 3D bright blood right coronary MRA.

B, C: Right coronary vessel wall image with 2D black blood T2 weighted image.

D: Right coronary vessel wall image with 2D black-blood T1-weighted image.

い。ただ造影剤を使用した3T TFE法は(**Fig. 6**)1.5Tb-TFE法と比較し冠動脈のコントラストに優れており¹⁶⁾、Black bloodによる血管壁の評価と合わせた評価法(**Fig. 4, 7**)が期待される。

おわりに

冠動脈MRAはここ数年で著しく進歩し、撮影時間の短縮とともに画質も向上した。現段階では狭窄病変の評価のルーチン検査として用いるのは難しいが、もっとも低侵襲な診断方法であるため今後さらなる撮影法の進歩が期待される。

文 献

- 1) Dewey M, Teige F, Schnapf D et al: Noninvasive detection of coronary artery stenosis with multislice computed tomography or magnetic resonance imaging. *Ann Intern Med*, 2006, **145**: 407-415.
- 2) Nehrke K, Börner P, Mazurkewitz P et al: Free-breathing whole-heart coronary MR angiography on a clinical scanner in four minutes. *J Magn Reson Imaging*, 2006, **23**: 752-756.

- 3) Edelman RR, Manning WJ, Burstein D et al: Coronary arteries: breath-hold MR angiography. *Radiology*, 1991, **181**: 641–643.
- 4) Botnar RM, Stuber M, Danias PG et al: Improved coronary artery definition with T2-weighted, free-breathing, three-dimensional coronary MRA. *Circulation*, 1999, **99**: 3139–3148.
- 5) Stuber M, Botnar RM, Danias PG et al: Double-oblique free-breathing high resolution three-dimensional coronary magnetic resonance angiography. *J Am Coll Cardiol*, 1999, **34**: 524–531.
- 6) Weber OM, Martin AJ, Higgins CB: Whole-heart steady-state free precession coronary artery magnetic resonance angiography. *Magn Reson Med*, 2003, **50**: 1223–1228.
- 7) Spuentrup E, Katoh M, Buecker A et al: Free-breathing 3D steady-state free precession coronary MR angiography with radial k-space sampling: comparison with cartesian k-space sampling and cartesian gradient-echo coronary MR angiography – pilot study. *Radiology*, 2004, **231**: 581–586.
- 8) Etienne A, Botnar RM, Van Muiswinkel AM et al: “Soap-Bubble” visualization and quantitative analysis of 3D coronary magnetic resonance angiograms. *Magn Reson Med*, 2002, **48**: 658–666.
- 9) Kim WY, Danias PG, Stuber M et al: Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenoses. *N Engl J Med*, 2001, **345**: 1863–1869.
- 10) Sakuma H, Ichikawa Y, Suzawa N et al: Assessment of coronary arteries with total study time of less than 30 minutes by using whole-heart coronary MR angiography. *Radiology*, 2005, **237**: 316–321.
- 11) Kim YJ, Seo JS, Choi BW et al: Feasibility and diagnostic accuracy of whole heart coronary MR angiography using free-breathing 3D balanced turbo-field-echo with SENSE and the half-fourier acquisition technique. *Korean J Radiol*, 2006, **7**: 235–242.
- 12) McConnell MV, Ganz P, Selwyn AP et al: Identification of anomalous coronary arteries and their anatomic course by magnetic resonance coronary angiography. *Circulation*, 1995, **92**: 3158–3162.
- 13) Mavrogeni S, Papadopoulos G, Douskou M et al: Magnetic resonance angiography is equivalent to X-ray coronary angiography for the evaluation of coronary arteries in Kawasaki disease. *J Am Coll Cardiol*, 2004, **43**: 649–652.
- 14) Liu X, Francois C, Tuite D et al: 126 Comparison of coronary MR and CT angiography in detection of coronary stenosis with coronary calcification. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 2008, **10** (Suppl 1): A27.
- 15) Niendorf T, Hardy CJ, Giaquinto RO et al: Toward single breath-hold whole-heart coverage coronary MRA using highly accelerated parallel imaging with a 32-channel MR system. *Magn Reson Med*, 2006, **56**: 167–176.
- 16) Liu X, Bi X, Huang J et al: Contrast-enhanced whole-heart coronary magnetic resonance angiography at 3.0 T: comparison with steady-state free precession technique at 1.5 T. *Invest Radiol*, 2008, **43**: 663–668.

Advance in Coronary MR Angiography

Misako Iino, Yuri Yamada, and Yutaka Imai

Department of Radiology, Tokai University School of Medicine, Kanagawa, Japan

Key words: coronary MRA, magnetic resonance (MR), coronary artery disease

The recent rapid evolution in non-invasive diagnostic modalities, such as multi-slice CT (MSCT) and MR imaging allow the depiction of the coronary artery tree with a high degree of quality imaging. However, coronary MR angiography (MRA) has not yet reached the stage where it can be used in routine clinical practice, because it does not have sufficient spatial resolution for the evaluation of coronary artery stenosis. There are some advantages of coronary MRA compared with coronary CT angiography using MSCT. It is less affected by calcified plaque, is not exposed by radiation, and does not necessarily require injection of a contrast agent. Furthermore, coronary MRA can be performed with other cardiac studies, such as myocardial perfusion, myocardial late enhancement, and cardiac function. Particularly, as newly developed 32-channel cardiac coils allow greater acceleration factors and thus reduced imaging time and higher spatial resolution, coronary MRA is easily introduced in comprehensive cardiac MR study. (*J Jpn Coll Angiol*, 2009, **49**: 329–334)

Online publication October 6, 2009

脈管学 Vol. 49, 2009