

## エコープラナー法による心筋の拡散係数の計測

岡山 悟志<sup>1</sup>, 筈谷 宏樹<sup>3</sup>, 南 征宏<sup>3</sup>, 島 克嘉<sup>3</sup>,  
尾上 健児<sup>1</sup>, 竹本 康宏<sup>1</sup>, 大森 佐和子<sup>2</sup>, 岩間 一<sup>2</sup>,  
浦元 宏樹<sup>2</sup>, 小林 良幸<sup>2</sup>, 渡邊 眞言<sup>2</sup>, 中西 士郎<sup>3</sup>,  
久保田 靖<sup>3</sup>, 上村 史朗<sup>1</sup>, 斎藤 能彦<sup>1</sup>

<sup>1</sup>奈良県立医科大学第1内科 <sup>2</sup>平井病院循環器内科 <sup>3</sup>同放射線科

### はじめに

拡散強調画像は、組織内の水分子の拡散能を画像化する撮像法である。この撮像法により得られた、水分子の拡散の強さと異方性についての情報は組織性状の評価を可能にする。現在、拡散強調画像は、中枢神経領域では脳梗塞の急性期診断や神経線維の走行の評価に、躯幹部領域では悪性腫瘍のスクリーニングや悪性度評価に広く用いられている<sup>1)</sup>。しかしながら、これまで、心臓領域では、心拍動と呼吸に伴う動きのためアーチファクトが多くほとんど用いられなかった。

近年、撮像技術の著しい進歩により心臓領域での拡散強調画像が可能になりつつある。1994年にEdelman RRら<sup>2)</sup>は、呼吸停止下で心電図同期のstimulated-echo echo-planar imaging (STE-EPI)法を用いてヒトの心臓拡散強調画像を撮像できることを初めて報告した。報告では、STE-EPI法を用いた心臓拡散強調画像の問題点として、左室自由壁、特に後側壁の正常壁運動に伴う信号強度の低下が指摘された。しかしながら、その後、Reese TGら<sup>3),4)</sup>とTseng WYら<sup>5)~7)</sup>はSTE-EPI法を改良し

てこの問題点を克服し、2006年にWu MTら<sup>8)</sup>が同手法を用いて急性心筋梗塞後の心筋線維のリモデリングについて報告した。

一方、今回、我々は、近年可能となった呼吸と心電図同期のsingle-shot echo-planar imaging法を用いて心臓拡散強調画像を撮像することを試み、至適撮像条件について検討した。さらに、健常ボランティアを対象に心臓拡散強調画像を撮像し、心筋組織のADC (apparent diffusion coefficient)を測定し、組織性状の評価を試みた。

### 対象と方法

対象は、健常ボランティア10例(男性, 30 ± 3歳)である。撮像に用いた装置はシーメンス社製1.5テスラMRI Avantoであり、胸部に8チャンネルのphased array coilを用いた。各検討項目共通の撮像条件は、single-shot echo-planar imaging法(パラレルイメージング; GRAPPA (generalized autocalibrating partially parallel acquisitions) · Factor 2, 脂肪抑制法; Chess (chemical shift selective)法, MPG (motion probing gradient); 3軸,

キーワード cardiac magnetic resonance imaging, diffusion-weighted imaging, single-shot echo-planar imaging, apparent diffusion coefficient (ADC)

FOV ; 折り返し現象がない最小のものに設定, マトリックス ; 256×256 (interpolation 使用), 加算回数 ; 3 回, TE ; 72 ms, TR ; 3,000 ms 以上 (1 心拍に 1 回の割合で心電図同期したが, 呼吸同期を併用した際にはデータ収集を行わない心拍が存在するため, 平均 3,000 ms 以上の間隔でデータが収集された.), スライス厚 ; 8 mm, スライス間隙 ; 2 mm であり, 1 回の撮像により異なる二つの b 値の左室短軸像 3 断面の拡散強調画像を取得した.

はじめに, 呼吸同期の有無について検討した. Retrospective ECG gating 法を併用した steady-state coherent gradient echo 法を用いて呼気時のシネ画像を撮像し, 心臓ができる限り静止している心時相を決定した. この心時相を trigger delay として心電図と同期させ, b 値を 50 s/mm<sup>2</sup> に設定し, 2D-PACE (prospective acquisition and correction) 法を用いた呼吸同期拡散強調画像を撮像し非呼吸同期拡散強調画像と比較した.

次に, 心時相について検討した. b 値を 50 s/mm<sup>2</sup> に設定し, trigger delay を 100 ms ごとに変化させて呼吸同期拡散強調画像を撮像した. なお, 心筋の信号強度が最も高い心時相を至適 trigger delay と定義した.

さらに, b 値について検討した. Trigger delay を拡張中期に設定し, b 値を 50, 100, 200, 300, 600, および 800 s/mm<sup>2</sup> に変化させて呼吸と心電図同期の拡散強調画像を撮像した.

最後に, 心室中隔の ADC を測定した. Trigger delay を拡張中期に, b 値を 200 と 300 s/mm<sup>2</sup> に設定し, 呼吸と心電図同期の拡散強調画像を撮像した. ワークステーション Syngo (シーメンス社製) 上で ADC map を作成し, Fig. 4 に示すように心内膜側と心外膜側を除き, さらに右室接合部を除く心室中隔心筋に関心領域を設定し ADC を測定した.

## 結 果

### 1. 呼吸同期について

非呼吸同期撮像では心筋の信号強度が弱く画質が不良であったが, 呼吸同期撮像により改善した (Fig. 1). Single-shot echo-planar imaging 法を用いた本研究の撮像法では, 呼吸同期が不可欠であると考えられた.

なお, Edelman RR ら<sup>2)</sup>は心電図同期の stimulated-echo echo-planar imaging (STE-EPI) 法を用いて心臓拡散強調画像が呼吸停止下で 20 秒以下で撮像できたと報告している. しかしながら, 本研究の心電図同期 single-shot echo-planar imaging 法を用いた心臓拡散強調画像は撮像時間が長いため, 呼吸停止下で実施することは困難であった. この撮像法を用いて呼吸停止下で心臓拡散強調画像を取得するためにはパラメータの変更が必要であると考えられた.

### 2. 心時相について

至適 Trigger delay はシネ画像で心臓が静止していた心時相(拡張中期)に一致した. なお, Fig. 2 に示す症例では, RR 間隔が約 1,000 ms であったので, trigger delay を 20 ms から 900 ms にまで変化させて撮像した. 本例における至適 trigger delay は 700 ms から 800 ms であると考えられた.

### 3. b 値について

b 値が上昇するにつれて, 心筋の信号強度は他の臓器よりも早く減弱した (Fig. 3). b 値が 600 s/mm<sup>2</sup> 以上では心筋の信号強度が低く ADC の測定には適さないと考えられた. ADC map の作製には, 微小灌流の影響ができる限り小さく, そして, 良好な画像を安定して取得することができる b 値が 200 と 300 s/mm<sup>2</sup> の拡散強調画像を用いることにした.

### 4. ADC の測定

8 例で評価可能な拡散強調画像が取得でき

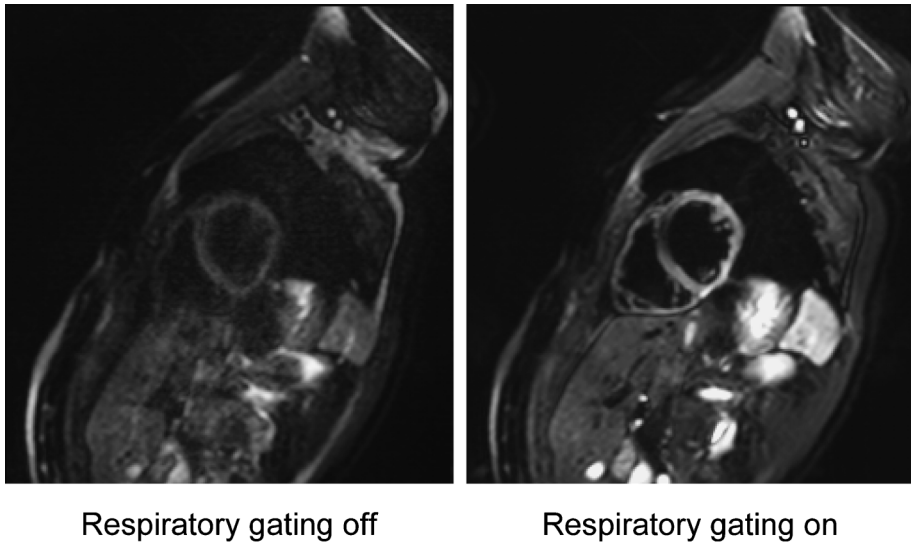


Fig. 1. The quality of the diffusion-weighted image (DWI) was improved using respiratory gating.

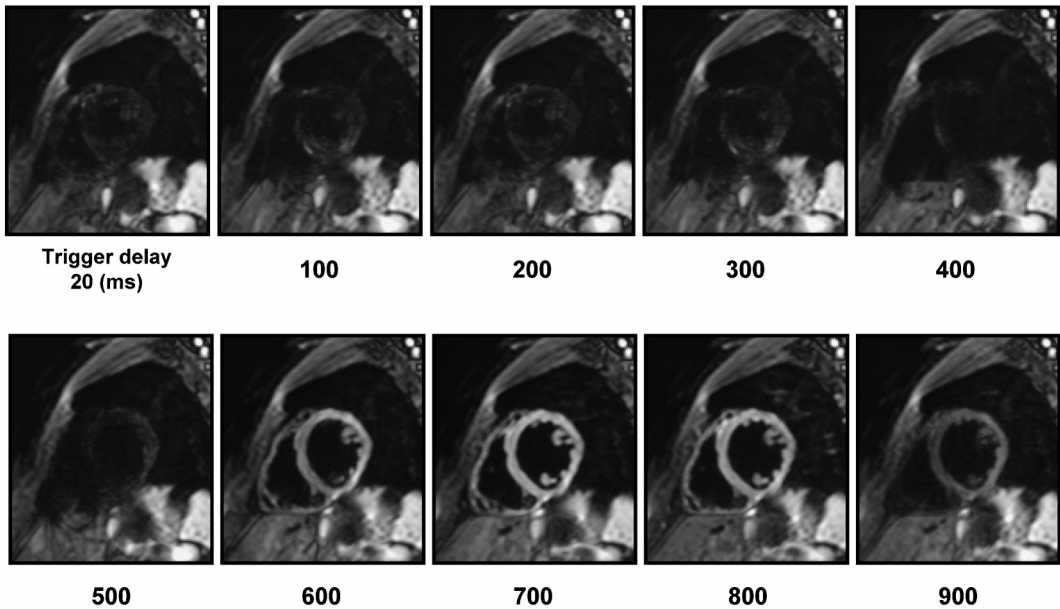


Fig. 2. DWI quality was affected by trigger delay ; for this case, the RR interval was approximately 1,000 ms. Optimal delay time was 700-800 ms.

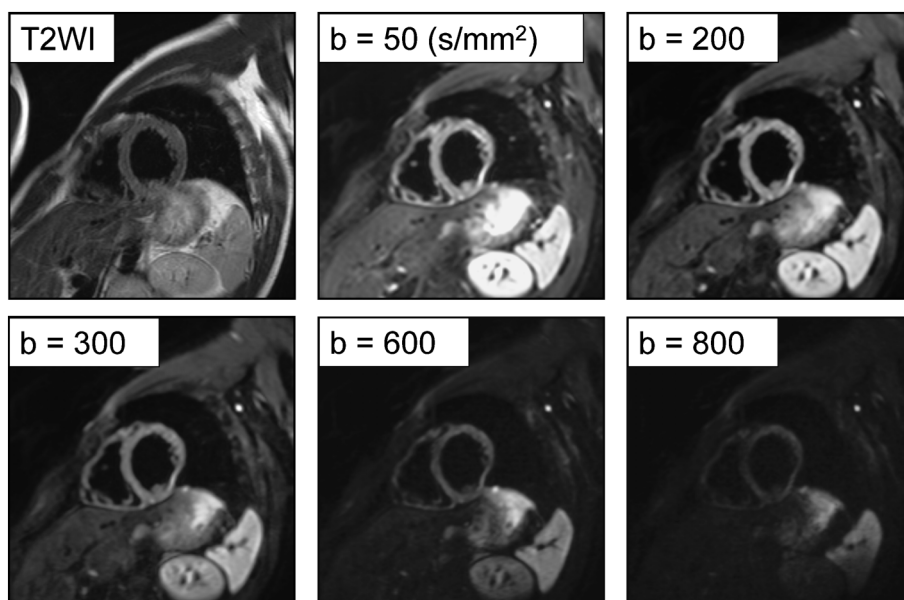


Fig. 3. DWI quality was affected by the b-value. As the b-value increased from 50 to 800 s/mm<sup>2</sup>, signal intensity of the myocardium decreased more rapidly than the signal of other organs.

た. 拡散強調画像が取得できた8例の心拍数はすべて70回/分未満であり, 取得できなかった2例は70回/分以上であった. 心室中隔のADCは  $1.86 \pm 0.47 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  であった (Table).

### 考 察

#### 1. 心臓拡散強調画像の至適撮像条件

本研究から, 我々は single-shot echo-planar imaging 法を用いた心臓拡散強調画像の至適撮像条件を, ①呼吸同期を用いること, ②心臓ができる限り静止している心時相 (拡張中期) で撮像すること, ③微小灌流の影響と心筋の信号強度低下を考慮しながら, 比較的低い b 値に設定すること, ④被験者の心拍数が70回/分未満であることと提案する.

#### 2. 心臓拡散強調画像におけるアーチファクト

評価可能な心臓拡散強調画像が取得できた8例中5例で, 左室自由壁, 特に後側壁に, 著

Table. ADC for IVS in Ten Healthy Volunteers

No.	sex	age	HR (/min)	ADC (mm <sup>2</sup> /s) for IVS
1	male	26	55	2.92
2	male	26	70	1.80
3	male	32	51	1.40
4	male	33	84	—
5	male	32	61	1.86
6	male	28	66	1.49
7	male	24	56	1.91
8	male	33	72	—
9	male	34	54	1.87
10	male	33	55	1.63
mean ± SD		30 ± 3	62 ± 10	1.86 ± 0.47

ADC; apparent diffusion coefficients, HR; heart rate, IVS; interventricular septum.

明な壁厚の減少と信号強度の亢進が認められた. シネ画像では同部位の壁厚と壁運動は正常でありアーチファクトであると考えられた

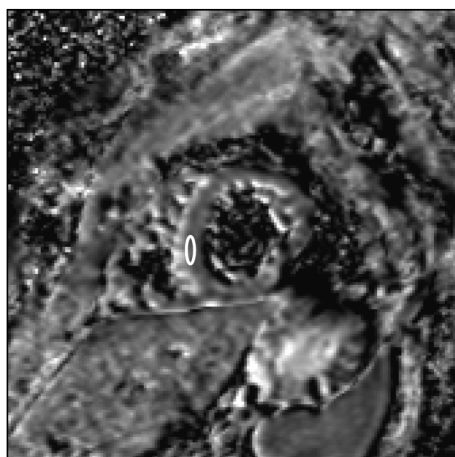


Fig. 4. An apparent diffusion coefficient (ADC) map was constructed using b-values of 200 and 300 s/mm<sup>2</sup>. ADC is calculated for the interventricular septum.

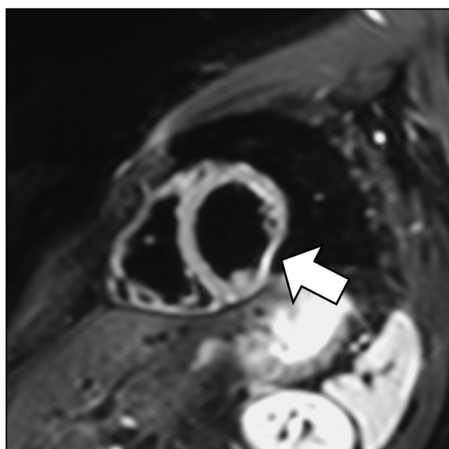


Fig. 5. Artifact apparent in a cardiac diffusion-weighted image (DWI). An area of remarkably high signal intensity and thinning is seen in the posterolateral wall on the DWI (arrow); cine images confirmed the absence of any abnormality.

(Fig. 5). Edelman RR らは、stimulated-echo echo-planar imaging 法を用いた心臓拡散強調画像で、左室自由壁、特に後側壁に信号強度低下のアーチファクトが認められることを報告している<sup>2)</sup>。報告によると、このアーチファクトは心筋ストレインが不均一な心時相で撮像することに起因するとされる。本研究で認められたアーチファクトは、Edelman RR らが報告したアーチファクトと、性状は異なるが、発生原因は同じである可能性があり、今後、至適 trigger delay の設定方法を再考する必要があると考えられた。

### 3. 健常例における心室中隔の ADC の測定

ADC map の作製には微小灌流の影響ができる限り小さく、そして、良好な画像を安定して取得することができる b 値が 200 と 300 s/mm<sup>2</sup> の拡散強調画像を用いた。呼吸と心電図同期の single-shot echo-planar imaging 法を用いた本研究では心室中隔の ADC ( $\times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s) が  $1.86 \pm 0.47$  であったが、呼吸停止下の心電図同期 stimulated-echo echo-planar imaging 法を用いた Edelman RR らの報告<sup>2)</sup>では 0.92

$\pm 0.15$  であった。なお、Edelman RR らの報告では b 値を 2 から 456 s/mm<sup>2</sup> までの範囲内で変化させ、主に収縮中期の拡散強調画像を用いて ADC map を作製している。本研究における心室中隔の ADC が Edelman RR らの報告に比して高値であった理由として、①呼吸と心電図同期の single-shot echo-planar imaging 法は、呼吸停止下の心電図同期 stimulated-echo echo-planar imaging 法に比して、心臓の動きの影響を十分に排除できず ADC の計測精度が低いこと、②本研究の b 値が低いこと、③撮像した心時相が異なることなどが考えられる。

### 4. 低い b 値の拡散強調画像

本研究により、呼吸と心電図同期の single-shot echo-planar imaging 法を用いた心臓拡散強調画像は、b 値が低い条件での撮像に限られることが明らかになった。低い b 値の拡散強調画像は、微小灌流と T<sub>2</sub>コントラストの影響を強く受け本来の拡散コントラストのみから構成される画像ではないため、ADC の計測精度が十分ではない。しかしながら、背景信号や血

流信号が抑制されるため通常の T<sub>2</sub> 強調画像に比してコントラスト分解能が高いとされる<sup>9)</sup>。

心臓領域における低い b 値の拡散強調画像の有用性は不明である。今後は、低い b 値の心臓拡散強調画像を T<sub>2</sub> 強調画像と比較しながら検討していくことが重要であると考えられる。

## 結 語

Single-shot echo-planar imaging 法を用いた心臓拡散強調画像を撮像し、健常例における心室中隔の ADC を測定した。現在、心臓拡散強調画像は、その撮像方法や評価方法に様々な問題点があるものの、他の撮像法や他のモダリティでは得られない有益な情報を与えることから、今後、重要な撮像法になると考えられる。

## 文 献

- 1) 井藤隆太：拡散強調画像の使い方とその臨床的意義。日磁医誌 2006；26：79-97
- 2) Edelman RR, Gaa J, Wedeen VJ, Loh E, Hare JM, Prasad P, Li W : *In vivo* measurement of water diffusion in the human heart. Magn Reson Med 1994；32：423-428
- 3) Reese TG, Weiskoff RM, Smith RN, Rosen BR, Dinsmore RE, Wedeen VJ : Imaging myocardial fiber architecture *in vivo* with magnetic resonance. Magn Reson Med 1995；34：786-791
- 4) Reese TG, Wedeen VJ, Weiskoff RM : Measuring diffusion in the presence of material strain. J Magn Reson B 1996；112：253-258
- 5) Tseng WY, Reese TG, Weiskoff RM, Wedeen VJ : Cardiac diffusion tensor MRI *in vivo* without strain correction. Magn Reson Med 1999；42：393-403
- 6) Tseng WY, Reese TG, Weiskoff RM, Brady TJ, Wedeen VJ : Myocardial fiber shortening in humans : initial results of MR imaging. Radiology 2000；216：128-139
- 7) Tseng WY, Wedeen VJ, Reese TG, Smith RN, Halpern EF : Diffusion tensor MRI of myocardial fibers and sheets : correspondence with visible cut-face texture. J Magn Reson Imaging 2003；17：31-42
- 8) Wu MT, Tseng WY, Su MY, Liu CP, Chiou KR, Wedeen VJ, Reese TG, Yang CF : Diffusion tensor magnetic resonance imaging mapping the fiber architecture remodeling in human myocardium after infarction : correlation with viability and wall motion. Circulation 2006；114：1036-1045
- 9) 原留弘樹, 小林邦典, 似鳥俊明 : 上腹部への臨床応用。画像診断 2005；25：712-722

## Measurement of Apparent Diffusion Coefficient of Myocardium Using Echo-planar Imaging

Satoshi OKAYAMA<sup>1</sup>, Hiroki TOMAYA<sup>3</sup>, Masahiro MINAMI<sup>3</sup>,  
Katsuyoshi SHIMA<sup>3</sup>, Kenji ONOUE<sup>1</sup>, Yasuhiro TAKEMOTO<sup>1</sup>,  
Sawako OMORI<sup>2</sup>, Hajime IWAMA<sup>2</sup>, Hiroki URAMOTO<sup>2</sup>,  
Yoshiyuki KOBAYASHI<sup>2</sup>, Makoto WATANABE<sup>2</sup>, Shiro NAKANISHI<sup>3</sup>,  
Yasushi KUBOTA<sup>3</sup>, Shiro UEMURA<sup>1</sup>, Yoshihiko SAITO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>The First Department of Internal Medicine, Nara Medical University  
Shijo-cho 840, Kashihara, Nara 634-8522  
Departments of <sup>2</sup>Radiology and <sup>3</sup>Cardiology, Hirai Hospital

Background : Diffusion-weighted imaging (DWI) has been proven useful in displaying water diffusion in various tissues, and DWI is a promising method for tissue characterization. However, DWI of the myocardium is difficult because of cardiac and respiratory motion artifacts. Objectives : This study was conducted to establish a technique for cardiac DWI (cDWI) to determine the value of the apparent diffusion coefficient (ADC) in the normal human heart. Methods : cDWI was performed in 10 healthy volunteers using a diffusion-weighted echo-planar sequence with 3 orthogonal motion-probing gradient pulses. Images were acquired in the diastolic phase to minimize cardiac motion. ADC was calculated for the interventricular septum using b-values of 200 and 300 s/mm<sup>2</sup>. Results : cDWI was satisfactory in 8 volunteers without tachycardia (heart rate < 70/min). In 5 volunteers, cDWI demonstrated areas of remarkable high signal intensity and thinning in the posterolateral wall. These were identified as artifact, and cine images confirmed the absence of abnormality. Mean ADC (mm<sup>2</sup>/s) was 1.86 ± 0.47 in the interventricular septum. Conclusions : cDWI appears to be a novel and useful modality for the characterization of cardiac tissue.