

## 多次項補正を用いた心電図同期・非呼吸同期による 心臓拡散強調画像の試み

中村智哉<sup>1</sup>, 中谷香澄<sup>2</sup>, 荻野徹男<sup>3</sup>, 高原太郎<sup>4</sup>,  
堀江朋彦<sup>1</sup>, 室伊三男<sup>2</sup>, 梶原直<sup>2</sup>, 渋谷周平<sup>2</sup>,  
今井裕<sup>5</sup>

<sup>1</sup>東海大学医学部附属八王子病院診療技術部放射線技術科 <sup>2</sup>同付属病院診療技術部放射線技術科

<sup>3</sup>フィリップスエレクトロニクスジャパン

<sup>4</sup>東海大学工学部医用生体工学科 <sup>5</sup>同医学部専門診療学系画像診断学

### はじめに

近年のMRI技術の急速な進歩により、体幹部の拡散強調画像は腫瘍の検出等を目的として広く臨床で用いられている<sup>1)~3)</sup>。拡散強調画像のシーケンスはsingle-shot echo planar imaging (EPI)を基本とするため画像の歪みが大きな問題となるが、装置の静磁場均一性の向上やコイルのデジタル化、マルチチャンネルコイルシステムの開発により高いパラレルイメージングファクターの使用が可能となり、EPIにおける歪みは大きく改善された<sup>4)</sup>。しかし、体幹部では心拍動に伴う信号低下も問題となる。それゆえ、心臓自体の描出は非常に困難であり、また肝臓も心拍動の影響を受け、信号の損失は肝左葉で35%、肝右葉で25%に及ぶと報告されている<sup>5)</sup>。さらに、那須らは拡散強調画像における肝左葉のsensitivityは肝右葉より低いと報告している<sup>6)</sup>。

これらの問題を解決する方法としてlow b value DWIがある<sup>7)</sup>。五島らは肝臓においてhigh b value DWIでは本質的に低信号となるよ

うな構造物もlow b value DWIでは評価可能と報告している<sup>8)</sup>。また、Laissyらはlow b value DWIを心臓に応用し、正常心筋の信号を抑制して運動能の低下した梗塞心筋を描出している<sup>9)</sup>。しかしながら、low b value DWIでは心拍動による影響を軽減できる一方で灌流の影響を強く受けるため、水分子拡散の制限を反映させることは難しい。

信号損失を改善させる他の方法として心電図同期法がある。Mürtzらは心電図同期法を併用することで心拍動の影響を軽減させ、腹部領域の信号損失の回避およびADCの精度向上について報告している<sup>10)</sup>。さらに、近年報告された方法として多次項補正がある<sup>11)</sup>。尾崎らはMPGパルスに1次項補正(MC:motion correction)を用いることで高いb値においても肝左葉の信号低下を抑止し、撮像時間を延長させることなく画質を改善している<sup>12)</sup>。心臓においてはFroelingらが心電図同期法とMCを用いてintra-voxel incoherent motion (IVIM) imagingについて報告している<sup>13)</sup>。しかし、ねじれ等の複雑な動きをする心臓において、心電

キーワード cardiac magnetic resonance imaging, diffusion-weighted imaging, motion correction, velocity compensation, acceleration compensation

図同期法および MC で拍動の影響を十分に除外できているとは言えない。さらに高い b 値を用いた diffusion component の算出や心筋の描出については報告されておらず、いまだに難しい問題である。

そこで、本研究では多次項補正が心臓拡散強調画像に及ぼす影響について、心電図同期法に 2 次項補正 (aMC : acceleration motion correction) を用いて MC と比較検討した。また、高い b 値による diffusion component の算出や心筋の描出能についても検討を行ったので報告する。

## 方 法

### 1. 使用機器と対象について

MRI 装置は Achieva 1.5 Tesla (R3.2.3.2, Philips 社製), 32 チャンネルの cardiac coil を用いた。対象は健常ボランティア 6 名 (平均年齢 25.4 歳, 男女比 3 : 3) とし, 事前に当院倫理委員会の承認を得た。

### 2. 多次項補正について

スピンの磁場中を移動することによって位相

分散が生じ, 流れのある血液や脳脊髄液等で信号低下が起こる。これは, 傾斜磁場を 1 対 2 対 1 に印加する flow compensation によって動いているスピンの位相を揃えることができる。通常の拡散強調画像シーケンスでは 180 度パルスを含んで MPG パルスを 1 対 1 に印加するため, 拍動する心臓においては IVIM が助長されて心筋の信号が低下する。一方, MPG パルスを 1 対 2 対 1 に印加する MC では flow compensation 同様に等速直線運動をするスピンの位相を補正することができるため, 心筋の信号低下抑止が可能となる。さらに, MPG パルスを 1 対 3 対 3 対 1 に印加する aMC では加速度運動まで補正することができるため, 回転やねじれ等の複雑な拍動に対して MC 同様またはそれ以上の補正が期待できる。多事項補正のシーケンスチャートを Fig. 1 に示す。

多次項補正に伴う欠点として TE の延長が挙げられるが, 本研究では gradient over plus および dual gradients mode を用いて短縮している。Gradient over plus は各 diffusion gradient の 1 方向の強度を変えて, 3 軸同時印加を行うことで 1 方向のみに印加するよりも TE を短縮

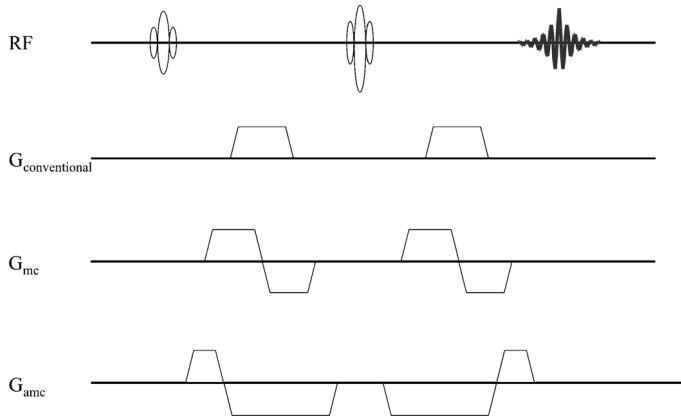


Fig. 1. Motion correction is achieved by dual bipolar gradients. The first order phase changes can be reduced by MC (1-2-1) and the second order phase changes can be reduced by aMC (1-3-3-1).

2015 年 5 月 27 日受理 2015 年 7 月 25 日改訂

できる． Dual gradients mode は通常の gradients mode と比べて最大 slew rate を半分に，最大傾斜磁場強度を 2 倍にすることで TE を短縮できる．

### 3. 撮像方法について

自由呼吸下，心電図同期下で左室心筋が最も広く描出される横断像で conventional-DWI (C-DWI)，MC-DWI，aMC-DWI を撮像した．呼吸の動きを軽減するため腹部に腹帯を巻き，被験者には浅い呼吸を心掛けてもらった．撮像タイミングは balanced FFE シーケンスによる cine 画像から心筋の静止時相を求め，trigger delay time を決定した．TR は左室心筋の十分な縦磁化回復を考慮し，心拍数が 50~70 (平均心拍数 58) の健康ボランティアにおいて 5 heartbeats とした．b-factor は 10, 200, 600 s/mm<sup>2</sup>，TE は b-factor = 600 s/mm<sup>2</sup> における aMC-DWI の最小値である 74 ms とした．左室心筋の信号強度から perfusion fraction ( $f$ )，真の拡散係数 ( $D$ ) を算出し，三法における差異について two-way repeated measures ANOVA 法を用いて統計学的有意差を求めた．

左室心筋の描出能について IVIM imaging と同様の条件下で，b 値を 200, 400, 600, 800 s/mm<sup>2</sup> と変化させて C-DWI, MC-DWI, aMC-DWI を撮像した．TE は b-factor = 800 s/mm<sup>2</sup>

における aMC-DWI の最小値である 79 ms とした．なお，2 次項補正法では高い b 値においても流速の遅い内腔の血液信号が描出されやすく，aMC-DWI にのみ傾斜磁場の印加時間をわずかに可変させる partial motion correction (pMC) を併用した (Fig. 2)．三法における左室心筋の描出能について，視覚的評価に加えて同一スライス内の脊柱起立筋に対する左室心筋の信号強度比を式 (1) より求め，two-way repeated measures ANOVA 法を用いて統計学的有意差を求めた．

$$\begin{aligned} & \text{Muscle normalized SI} \\ & = S_{\text{cardiac muscle}} / S_{\text{spinae erector muscle}} \dots\dots\dots (1) \end{aligned}$$

使用したシーケンスの各撮像条件は以下のとおりである．Spin echo 型 single-shot EPI, FOV = 280 mm, rectangular FOV = 0.9, voxel size = 8 (Nz) × 2.47 (Ny) × 2.19 mm<sup>3</sup> (Nx), SENSE phase reduction = 2.0, EPI factor = 45, half scan = 0.6, 脂肪抑制法 = SPIR.

### 4. 左室心筋の評価方法について

Perfusion component の評価に  $D^*$  (灌流を拡散とみなした拡散係数) (×10<sup>-3</sup> mm<sup>2</sup>/s) と  $f$ , diffusion component の評価に  $D$  (×10<sup>-3</sup> mm<sup>2</sup>/s) が用いられるが， $D^*$  の測定精度は解析する b 値のポイント数や各信号強度に大きく影響される．特に静止組織においても  $D^*$  の

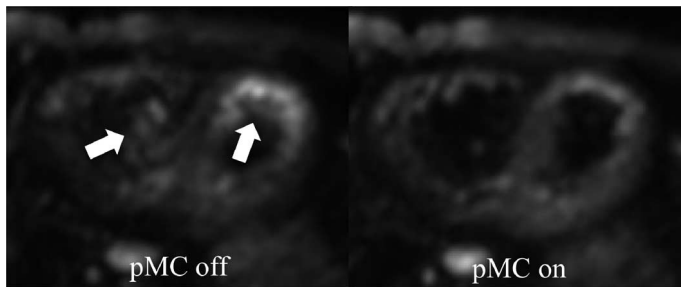


Fig. 2. Slow flowing blood often emits a signal in the cardiac chamber in the aMC technique, even if a b value of 600 s/mm<sup>2</sup> is used. The pMC technique that can slightly stretch the gradient was also used to suppress the blood signal.

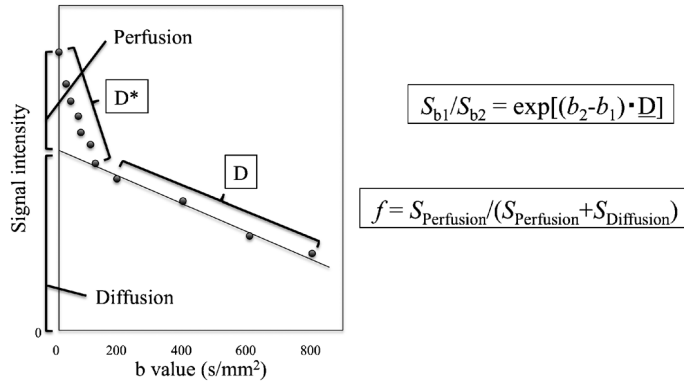


Fig. 3.  $D$  is the pure diffusion coefficient;  $S_{b1}$  and  $S_{b2}$  are signal intensities at each  $b$  value, and  $f$  is the fraction of the diffusion related to microcirculation;  $S_{Perfusion}$  and  $S_{Diffusion}$  are signal intensities at each component.

標準偏差は大きくなるため<sup>14)</sup>, 拍動で常に動いているような心筋を対象とした場合にはさらに標準偏差は大きくなることが予想される. そこで, 本研究では  $D^*$  を算出せずに  $f$  と  $D$  を用いて評価を行った (Fig. 3). 予備実験より  $D$  は少ない  $b$  値のポイント数でも変動が少なかったため,  $b$  値 200, 600  $s/mm^2$  の 2 点から算出した.

### 結 果

左室心筋の  $f$ ,  $D$  を Figs. 4, 5 に示す.  $f$ ,  $D$  はそれぞれ aMC-DWI で  $0.24 \pm 0.09$ ,  $1.46 \pm 0.24 \text{ mm}^2/s$ , MC-DWI で  $0.37 \pm 0.11$ ,  $1.99 \pm 0.29 \text{ mm}^2/s$ , C-DWI で  $0.62 \pm 0.16$ ,  $2.82 \pm 0.37 \text{ mm}^2/s$  となり, いずれも aMC-DWI < MC-DWI < C-DWI の順に有意に小さくなった ( $p < 0.01$ ). 心筋の描出能に関して典型例を Fig. 6 に示す. C-DWI では  $b$  値 200  $s/mm^2$  では被験者 6 例中 1 例で良好となったが, 残りの 5 名では不良となった. MC-DWI では  $b$  値 400  $s/mm^2$  まで良好であるが,  $b$  値 600  $s/mm^2$  以上で一部不良となった. 一方, aMC-DWI では  $b$ -factor = 800  $s/mm^2$  においても良好であった. 脊柱起立筋に対する左室心筋の信号強度比

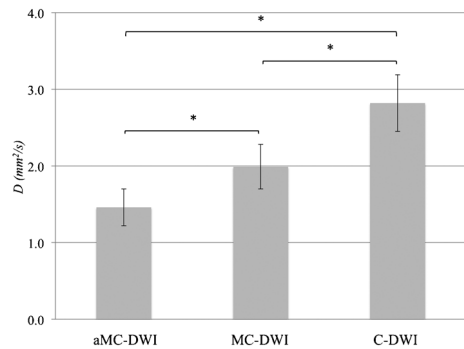


Fig. 4. The  $D$  value at the heart in each sequence, and the correlation is significant at the 0.01 level.

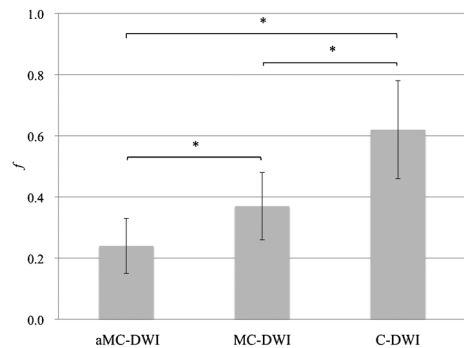


Fig. 5.  $f$  at the heart in each sequence, and the correlation is significant at the 0.01 level.

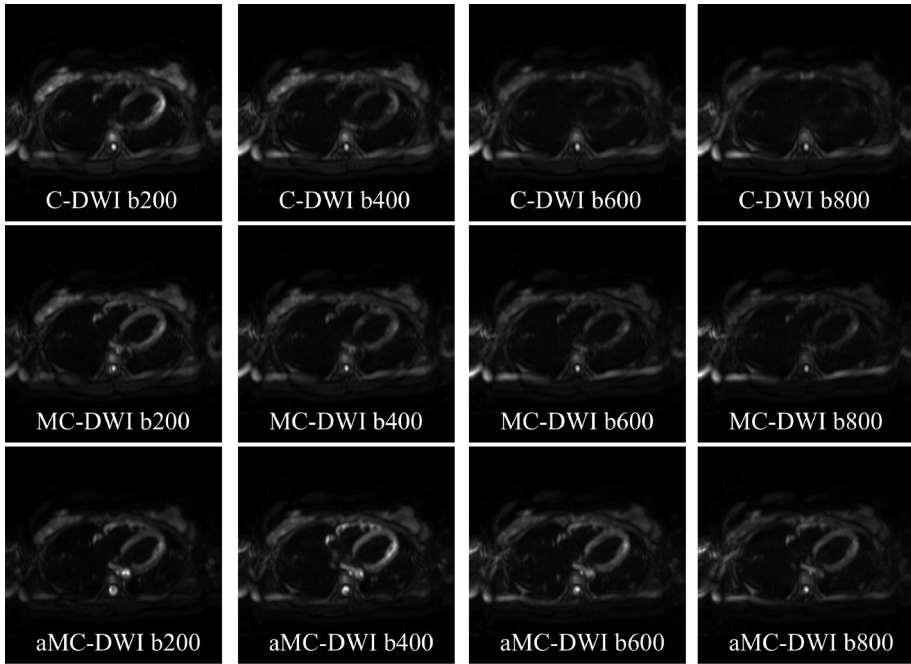


Fig. 6. A representative case of ECG gating, ECG with MC, and ECG with aMC in each b value are shown. Visualization of the cardiac wall was improved on ECG with aMC as compared with ECG with MC and ECG gating even with a b value of 800 s/mm<sup>2</sup>.

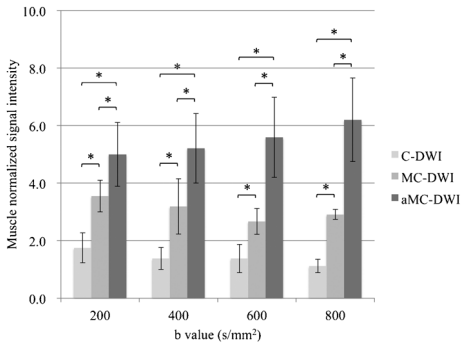


Fig. 7. Muscle normalized signal intensity at each b value, and the correlation is significant at a 0.05 level.

を Fig. 7 に示す. いずれの b 値においても aMC-DWI > MC-DWI > C-DWI の順に有意に大きくなった ( $p < 0.01$ ).

## 考 察

1 対 1 で MPG パルスを印加する C-DWI では拍動の影響を強く受けて左室心筋の描出は不良となったが, 1 対 2 対 1 で MPG パルスを印加する MC-DWI では改善された. また, MC-DWI における  $f$  および  $D$  は C-DWI と比べて有意に小さくなった. これは MPG 印加中に等速直線運動をするスピンの位相が補正された結果であり, 心臓拡散強調画像に 1 次項補正を併用することで拍動の影響を軽減し, C-DWI と比べて左室心筋の描出および IVIM imaging の精度向上が可能となる. しかし, MC-DWI では b 値 400 s/mm<sup>2</sup> 以下で左室心筋の描出は十分であったが, b 値 600 s/mm<sup>2</sup> 以上で一部低下がみられた. このことから 1 次項補正では拍動の影響を十分に除去できず, 特に高い b 値において左室心筋の描出は困難になる. すな

わち、高い  $b$  値を用いて算出する  $D$  は拍動の影響を受けて過大評価されることになる。一方、低い  $b$  値では左室心筋の描出が十分なことから  $f$  の算出において拍動の影響は少ないと考えられる。しかし、 $b$  値  $200 \text{ s/mm}^2$  における脊柱起立筋に対する左室心筋の信号強度比は2次項補正と比べて有意に小さいため、低い  $b$  値でも拍動の影響を受けて信号強度が低下し、 $f$  は過大評価されると考えられる。このことから、1次項補正では  $D$  の算出のみならず低い  $b$  値による  $f$  の算出においても過大評価される。

一方、1対3対3対1でMPGパルスを加える aMC-DWI では、pMC を併用したにもかかわらず  $b$  値  $800 \text{ s/mm}^2$  においても左室心筋の描出は良好であった。さらに、aMC-DWI における  $f$  および  $D$  は MC-DWI と比べて有意に小さくなった。これは MPG 印加中の等速直線運動に加えて加速度運動をするスピンの位相も補正された結果である。すなわち、ねじれや回転などの複雑な動きをする心臓において、2次項補正を併用することで1次項補正以上に拍動の影響を軽減することができる。しかし、2次項補正で拍動の影響を完全に除外できているとは言えず、本研究で得た左室心筋の  $D$  ( $1.46 \pm 0.24 \text{ mm}^2/\text{s}$ ) の妥当性について検証する必要がある。

Tunncliffe らは心筋の  $D$  は  $1.20 \text{ mm}^2/\text{s}$  程度と報告しており、我々よりも低い値を示している<sup>15)</sup>。通常、 $D$  に影響を及ぼす因子として SNR が挙げられるが、先行研究では 3.0 Tesla、多チャンネルフェイズドアレイコイルを使用して SNR の低下を回避している。しかし、TR を  $1000 \text{ ms}$  としているため  $T_1$  緩和の影響を大きく受けると考えられる。我々の施設で 3.0 Tesla による検証を行ったところ、心拍数 50 の健常ボランティアにおいて TR が 2 heartbeats 以下では  $1.26 \pm 0.11 \text{ mm}^2/\text{s}$ 、3 heartbeats 以上では  $1.53 \pm 0.07 \text{ mm}^2/\text{s}$  となった。このことから先行研究では  $T_1$  緩和の影響により  $D$  は過小評価されていると考えられ、我々

の算出した  $D$  の妥当性は高いと考える。しかし、本研究は自由呼吸下による検討であり、一般的に呼吸運動によって IVIM は助長されないと報告されているが<sup>16)</sup>、パーシャルボリューム効果など呼吸による影響を完全に無視することはできない<sup>17)</sup>。さらに、2次項補正によって拍動の影響を完全に除外できているとは言いきれず、生体での評価においては MPG 印加時間の短縮や SNR の向上などさらなるハードウェアの進歩が望まれる。

## 結 論

心臓拡散強調画像に2次項補正を用いることで高い  $b$  値においても心筋の描出が可能となる。また、従来法と比べて拍動による影響を補正できるため、 $f$  や  $D$  等の定量評価に有用となる。

## 文 献

- 1) Koh DM, Collins DJ : Diffusion-weighted MRI in the body : applications and challenges in oncology. AJR Am J Roentgenol 2007 ; 188 : 1622-1635
- 2) Takahara T, Imai Y, Yamashita T, et al. : Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS) : technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. Radiat Med 2004 ; 22 : 275-282
- 3) Kwee TC, Takahara T, Ochiai R, et al. : Whole-body diffusion-weighted magnetic resonance imaging. Eur J Radiol 2009 ; 70 : 409-417
- 4) Takano H, Horie T, Muro I, et al. Whole-body DWI : reduction of scan time using direct coronal acquisition. In : Proceedings of the 20th Annual Meeting of ISMRM, Melbourne, Australia, 2012
- 5) Kwee TC, Takahara T, Niwa T, et al. : Influence of cardiac motion on diffusion-weighted magnetic resonance imaging of the liver. MAGMA 2009 ; 22 : 319-325
- 6) Nasu K, Kuroki Y, Nawano S, et al. : Hepatic

- metastases: diffusion-weighted sensitivity-encoding versus SPIO-enhanced MR imaging. *Radiology* 2006 ; 239 : 122-130
- 7) Takahara T, Kwee TC : Low b-value diffusion-weighted imaging: emerging applications in the body. *J Magn Reson Imaging* 2012; 35: 1266-1273
  - 8) Goshima S, Kanematsu M, Kondo H, et al. : Diffusion-weighted imaging of the liver: optimizing b value for the detection and characterization of benign and malignant hepatic lesions. *J Magn Reson Imaging* 2008 ; 28 : 691-697
  - 9) Laissy JP, Gaxotte V, Ironde-Laissy E, et al. : Cardiac diffusion-weighted MR imaging in recent, subacute, and chronic myocardial infarction : a pilot study. *J Magn Reson Imaging* 2013 ; 38 : 1377-1387
  - 10) Mürtz P, Flacke S, Träber F, et al. : Abdomen : diffusion-weighted MR imaging with pulse-triggered single-shot sequences. *Radiology* 2002 ; 224 : 258-264
  - 11) Clark CA, Barker GJ, Tofts PS : Improved reduction of motion artifacts in diffusion imaging using navigator echoes and velocity compensation. *J Magn Reson* 2000 ; 142 : 358-363
  - 12) Ozaki M, Inoue Y, Miyati T, et al. : Motion artifact reduction of diffusion-weighted MRI of the liver: use of velocity-compensated diffusion gradients combined with tetrahedral gradients. *J Magn Reson Imaging* 2013 ; 37 : 172-178
  - 13) Froeling M, Strijkers GJ, Nederveen AJ, et al. Feasibility of whole heart DTI and IVIM with a 15 minute acquisition protocol. In: Proceedings of the 22nd Annual Meeting of ISMRM, Milan, Italy, 2014
  - 14) Sumi M, Van Cauteren M, Sumi T, et al. : Salivary gland tumors: use of intravoxel incoherent motion MR imaging for assessment of diffusion and perfusion for the differentiation of benign from malignant tumors. *Radiology* 2012 ; 263 : 770-777
  - 15) Tunnicliffe EM, Scott AD, Ferreira P, et al. : Intercentre reproducibility of cardiac apparent diffusion coefficient and fractional anisotropy in healthy volunteers. *J Cardiovasc Magn Reson* 2014 ; 16 : 31
  - 16) 室伊三男, 高原太郎, 堀江朋彦 : 自由呼吸下-躯体部拡散強調画像における動きの影響について (動態ファントム実験). *日放技学誌* 2005 ; 61 : 1551-1558
  - 17) 岡山悟志, 笹谷宏樹, 南 征宏, 他 : エコープラーナ法による心筋の拡散係数の計測. *日磁医誌* 2007 ; 27 : 79-85

## Motion Artifact Reduction in Diffusion-weighted MR Imaging of the Heart: Use of Velocity Compensation and ECG Gating

Tomoya NAKAMURA<sup>1</sup>, Kasumi NAKATANI<sup>2</sup>, Tetsuo OGINO<sup>3</sup>,  
Taro TAKAHARA<sup>4</sup>, Tomohiko HORIE<sup>1</sup>, Isao MURO<sup>2</sup>,  
Nao KAJIHARA<sup>2</sup>, Shuhei SHIBUKAWA<sup>2</sup>, Yutaka IMAI<sup>5</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiology, Tokai University Hachioji Hospital  
1838 Ishikawa, Hachioji, Tokyo 192-0032*

<sup>2</sup>*Department of Radiology, Tokai University Hospital*

<sup>3</sup>*Philips Electronics Japan, Ltd.*

<sup>4</sup>*Department of Biomedical Engineering, Tokai University School of Engineering*

<sup>5</sup>*Department of Radiology, Tokai University School of Medicine*

The recent advances in magnetic resonance imaging (MRI) technology have enabled the use of diffusion-weighted imaging (DWI) for body parts other than the brain, in the field of oncology. Although whole-body DWI is used for the assessment of hepatic parenchyma and lesions, the visualization of the cardiac wall by this technique is still poor. Therefore, we hypothesized that the simultaneous use of electrocardiogram (ECG) gating and motion correction, including second-order velocity compensation (i.e., acceleration compensation) might improve the visualization of the cardiac wall. A bipolar gradient pulse that compensates for the phase dispersion caused by the velocity term of the motion is expected to attenuate the effect of the pulsatile motion with a b value  $\leq 400$  s/mm<sup>2</sup>. Further, motion compensation, until the acceleration term of the motion, with a second-moment nulling pulse is expected to achieve a higher b value  $\geq 500$  s/mm<sup>2</sup>. In this study, we investigated the sensitivity of the motion correction and the acceleration motion correction to cardiac motion. Cardiac DWI using ECG gating and a second-moment nulling pulse allowed the assessment of water molecular dynamics and yielded more detailed findings.