

## 循環器領域における MRI の技術的特徴

松田 哲也

京都大学医学研究科循環病態学

### はじめに

循環器領域における MRI の特徴は撮像対象が運動していることに他ならず、その技術的な特徴も運動に密接に関連する。一般に撮像対象が運動すると画像にはモーションアーティファクトが生じるため、運動は MRI において克服すべき問題点として扱われる。しかし、循環器領域においては運動は重要な診断情報であり、むしろ積極的に描出すべき対象である。従って、循環器 MRI では運動によって惹起されるアーティファクトを軽減する方法のみならず、運動を画像上に表すための様々な技術が発展してきた。ここでは運動との関連を中心に、他の領域にも応用されるようになった方法を含めて循環器 MRI の技術特徴をまとめてみる。

### 心電図同期法

心電図同期法は、循環器領域に用いられる MRI の技術の中で最も基本的なものであり、MRI が循環器疾患の診断に利用されるようになったのは本法によると言っても過言ではない。本法は、心電図の R 波をトリガーとして一定の心時相において信号収集を行う簡単な技術であるが、その効果がきわめて高いことは循環器 MRI の初期に報告された数多くの臨床研

究からも明らかである<sup>1)~3)</sup>。X 線 CT の循環器への応用は、心電図から得られる信号を用いて瞬時に放射線を回転させることが必要なため電子ビームを用いた超高速 CT の様に特殊なハードウェアに限定されるが、MRI では数十メガヘルツの電磁波 (RF) の発生と傾斜磁場の切り替えが要求されるに過ぎず、その制御は技術的にも比較的容易であり、MRI が頭部などの臨床に用いられるようになって間もなく心電図同期法が導入された。

心電図同期法には、prospective gating および retrospective gating<sup>4)</sup>と呼ばれる方法がある (Fig. 1)。シネ MRI 以外の撮像では前者が用いられるが、シネ MRI では前者を標準的な心電図同期法とする撮像システムと後者を標準とするものに分かれる。技術的には prospective gating の方が簡単でより広く用いられており、一般に心電図同期法というと前者を指すと考えて良い。

prospective gating では、撮像のためのパルスシーケンス自体を心電図に同期して実行し、各心拍の同一心時相においてスピニングが励起されることになる。本法では、撮像シーケンスの開始にあたって、撮像装置が心電図の trigger 信号を受けるための待ち時間が必要となる。従って、trigger を受ける直前の一定時間は撮像を行うことができず、拡張期後半の画像が得られない。本法を用いてシネ MRI を撮像すると、

キーワード cardiac MRI, technology, motion, ECG gating

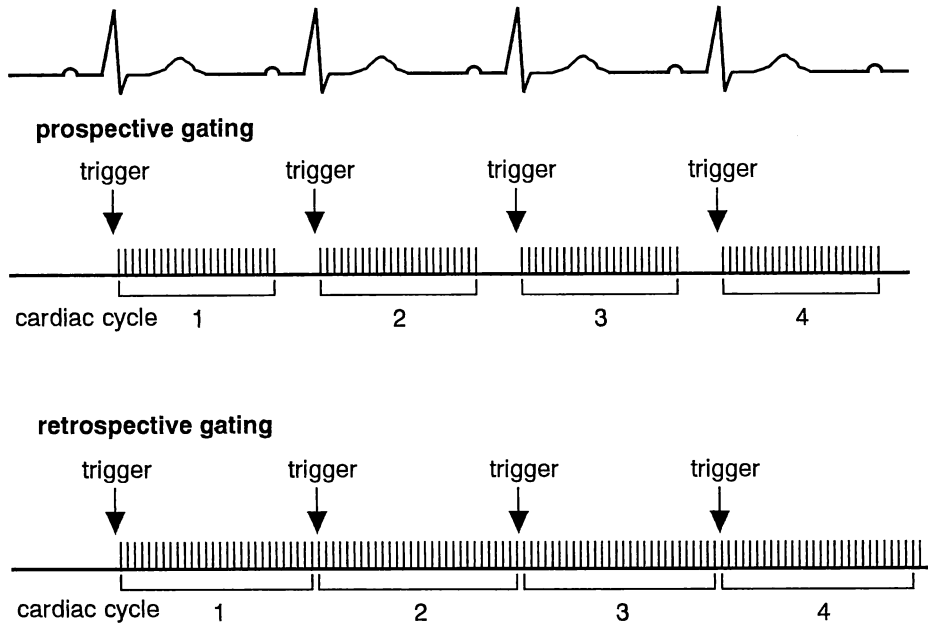


Fig. 1. The prospective and the retrospective ECG gating methods. The prospective gating method uses ECG signal as a trigger to begin excitation, while excitation progresses independent of ECG signal in the retrospective gating method and the trigger is used only for the advancement of phase encoding steps.

励起の間隔，つまり TR が，この trigger 信号の待ち時間の部分のみ長くなる。従って，シネ MRI として得られる多時相の画像のうち最初の画像に当たる R 波直後の拡張末期像における信号強度が他の時相に比べて大きく，心時相によって信号強度が不均一になってしまう。

一方，シネ MRI に用いられる retrospective gating では，励起が心電図とは無関係に実行され，TR が一定となる。そして，心電図の trigger 信号は位相エンコードの大きさを順次進めて行くために用いられる。従って，各心拍毎に位相エンコードが変化して行くことになり，撮像の際にフーリエ空間 (k-space) における位相エンコード毎の 1 次元データ (view と呼ばれる) の収集が進行して行く経過と心拍との時間的な関係については prospective gating と

同様である。励起自身が心電図に同期する prospective gating では，それぞれの心拍で収集された各 view は同一の心時相を反映していることになるが，retrospective gating では，心電図とは無関係に励起が行われているため各 view は完全に一致した心時相で得られているというわけではない。しかし，通常は数十ミリ秒という短い TR で励起を繰り返しているため，どのような心時相でも，その前後に得られた信号が存在することになる。信号収集を全て終了した後，これらの信号を心時相に従って並べ替え，目的とする心時相に最も近い時相で得た信号を選んで 1 つの心時相の画像に再構成する。この場合の各 view の時間的誤差は  $\pm TR/2$  以内となり，prospective gating に比べると，時間的な精度が低下することになるが，

1997 年 8 月 7 日受理

別刷請求先 〒606-01 京都市左京区聖護院川原町 54 京都大学医学研究科循環病態学 松田哲也

実用的にはこの程度の誤差は全く問題とはならないと言って良い。本法では、心房細動などの不整脈患者でも prospective gating に比べるとアーティファクトの少ないシネ MRI 画像が得られる。

### 心電図同期撮像の高速化

以上のように、心電図同期法は心臓の運動を freeze して撮像するための最も基本的なアプローチであるが、上述のいずれの方法でも 1 心拍の間に一つの view のみを収集するにすぎない。従って、例えば 256 位相エンコードの MRI 画像では 256 心拍に相当する撮像時間を要することになり、従来の心電図同期法を用いた循環器領域の MRI 撮像では検査が長時間に及ぶことが多かった。

しかし、冠動脈 MRA を始めとした呼吸停止下における短時間撮像の要求から k-space segmentation という概念が導入され<sup>5)~7)</sup>、最近の心電図同期撮像は飛躍的に高速化された<sup>8),9)</sup>。これは、各心拍において複数の view を収集することによって撮像時間を短縮する方法であるが、信号収集を短い TR で連続させるため、シネ MRI に用いられる low flip angle の gradient echo sequence である FLASH 法や GRASS 法などと併用される。一

例として Fig. 2 に、冠動脈 MRA に用いられる segmented k-space turbo-FLASH 法の信号収集と心電図との時間的關係を示す。本法を用いると心電図上のある時間幅 (acquisition window) の間に幾つかの view を収集するため、従来の心電図同期法に比べると時間的な精度は低下することになる。しかし、近年では傾斜磁場コイルの改良により gradient echo sequence の TR が 10 ミリ秒以内まで短縮されたため、例えば 1 心拍到 8 つの view を収集したとしても、acquisition window は 80 ミリ秒以下にすぎない。従って、心臓の運動を freeze して撮像するという心電図同期の目的は達成され、しかも撮像時間は従来の心電図同期法の 1/8 になる。これを連続的に実行し、様々な心時相について信号収集すれば、80 ミリ秒毎のシネ MRI 画像が得られることになる。

このような k-space における信号収集の分割化は、高速 spin echo 法 (multi-shot RARE 法) と同様の考え方であり、心電図同期を用いた高速 spin echo 法は、信号収集と心電図との時間的な関係という観点からは、segmented k-space turbo-FLASH 法と同一である。いずれの場合も、各心拍で収集されたいくつかの view は、互いに interleave しながらか k-space に配置されて行く。高速 spin echo 法の場合には、k-space の中央部にあたる信号の TE が実効 TE

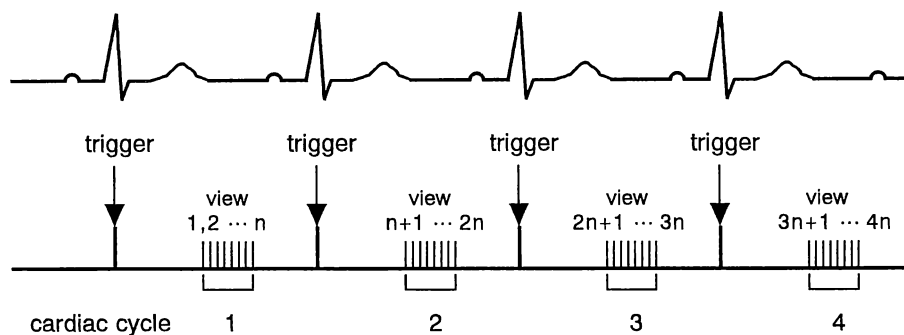


Fig. 2. Temporal relation of ECG and segmented k-space turbo-FLASH imaging. In the segmented k-space turbo-FLASH imaging, multiple views are obtained in a single cardiac cycle. This method realized an acquisition of ECG gated image in a single breath-hold period.

となって、得られる画像の T<sub>2</sub> 強調の程度が決まる。

### 高速撮像法

この様な撮像法は、いずれも心電図に同期して信号を積算するという本来の意味での心電図同期法といえる。しかし、近年では EPI や turbo FLASH 法をはじめとした高速撮像法が利用できるようになり<sup>10),11)</sup>、心電図同期法の意味が従来とは異なってきた。これらの撮像法では 1 心拍以内に信号収集を完了することができるため、心電図に同期して信号を積算するという意味は薄れ、心電図は単に撮像のタイミングを決定するトリガーとして用いられる。つまりこの様な撮像法では必ずしも心電図同期を必要とするわけではなく、非同期で撮像しても画像に表れる動きの影響は同期した場合と同様である。そして、心電図は撮像を行った心時相を知るための指標という意味を持つことになる。

この様な高速撮像法における acquisition window は、EPI では百ミリ秒程度以内であるが turbo-FLASH 法では数百ミリ秒とかなり長い。心筋壁はその間にも運動を続けているため、その影響が画像に表れることは否定できない。しかし、実際に撮像を行ってみると運動の影響は著しいものではなく、心筋壁がわずかに不鮮明となる程度である。運動が画像に与える影響の大きさは、信号収集の時間幅や画像の空間分解能、撮像対象の形態、運動の速さと方向など様々な要因によって異なるが、撮像時間が約 300 ミリ秒の turbo-FLASH 法でも左室壁運動をほぼ忠実に描出できることが確認されている<sup>12)</sup>。また得られた画像は、一定の幅を持つ acquisition window のうち低周波成分 (k-space の中央付近) の信号を収集した時点の様子を表していることも確かめられている。通常の位相エンコードでは信号は k-space の端から順に収集されるので、acquisition window の中

央で得られた信号が低周波成分ということになる。従って、例えば拡張末期像を得るためには、心電図トリガーからの遅延時間を調整し Fig. 3 に示すようなタイミングで撮像を行えば良い。

この様な高速 MRI は撮像時間が極めて短いため、一心拍毎に撮像を繰り返すこともでき、Gd-DTPA を用いた心筋の perfusion study などに利用されている<sup>13)~15)</sup>。また、心電図に同期した信号の積算を行わないため、心房細動などの不整脈患者でも画像が劣化しないという利点もある<sup>12)</sup>。しかし、撮像時間の短縮を追求するために空間分解能を犠牲にしている側面もある。

### その他の技術

このほか、循環器領域に用いられる MRI のユニークな技術の一つに、タギング法 (tagging) が挙げられる<sup>16)~18)</sup>。本法は壁運動を詳細に検討するために心筋を磁氣的に標識 (ラベル) する試みであるが、MRI の原理的特徴を巧みに臨床応用した手法といえる。磁氣的な標識は縦磁化の大きさを空間的に変調することによって行われ、tag と呼ばれる帯状の無信号領域として現れる。Tag の部分は心筋の運動に伴って移動するため、標識を行った後でシネ MRI を用い様々な心時相を撮像すれば、心筋の各部分の絶対的な移動が tag の変位として非侵襲的に描出できることになる。しかし、標識を行った後で撮像を行う間、tag の部分のスピンの磁化は T<sub>1</sub> 緩和によって次第に回復していく。これは、画像においては tag のコントラストが低下することを意味し、標識直後の画像では tag は黒く明瞭に描出されるものの、心時相が経過するにしたがい不鮮明になってしまう。一般に、tag の位置を明確に判定できる様なコントラストが持続する時間は 0.5 秒程度までであるため、全心周期にわたる観察は困難である。従って、収縮動態を観察する場合には拡張

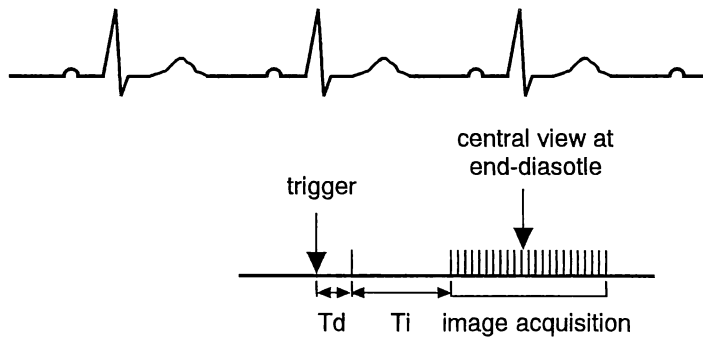


Fig. 3. Temporal diagram to obtain an end-diastolic image using T<sub>1</sub>-weighted turbo-FLASH imaging. When the MR signal is obtained at various cardiac phases from view to view in k-space, the resulting MR image represents the cardiac phase at which the views of low spatial frequency are acquired. Therefore, in liner phase ordering, the central views are targetted to set at the cardiac phase to be imaged. End-diastolic image can be obtained when the timing of the signal acquisition is adjusted as shown by changing the delay time (Td) from ECG signal.

末期に tag を印可して収縮末期まで撮像を続け、また拡張動態の評価には収縮末期に標識を行って拡張期の撮像を行う。

Tag の発生には presaturation 法<sup>16)</sup> または SPAMM (Spatial modulation of magnetization ; これとほぼ同一の DANTE 法と呼ばれるものもある)<sup>17),18)</sup> のいずれかが用いられる。前者では、帯状の tag を必要に応じた場所に 1 本ずつ作成する。例えば心筋がドーナツ状に描出される左室短軸像では、その中央部を中心として数本の tag を放射状に標識し、心筋が回転の様子を評価する際に用いられる (Fig. 4)。一方、後者では等間隔で平行な多数の tag を一括して発生させることができる。通常は、直交する 2 方向に適用することによって格子状の標識とし、各交点の軌跡から心筋の様々な部位の運動を詳細に追跡することができる (Fig. 5)。いずれの場合でも tag として標識される部分は撮像面内に限定されたものではなく、撮像スライス面に直交する方向に面状に広がっていて、撮像面との交線にあたる部分が無信号領域として画像に現れる。従って、複数のスライス面を撮像すると、どの面でも同じ様に tag が存

在することになる。このため、撮像面を貫く方向の運動は識別できないことになり、本法を用いて心筋の詳細な動態を検討する際の問題点の一つとなっている。

Presaturation 法は、撮像面に直交する面を 1 つの RF パルスで選択的に saturate する単純な方法であり、tag の太さは presaturation を行う面の厚さで決まる。一方、SPAMM 法 (または DANTE 法) では複数の RF パルスと傾斜磁場とを組み合わせると等間隔の周期的な tag を発生させる。そして、tag の部分とその間隙部分の形状 (プロフィール) は一連の RF パルスをフーリエ変換した結果で表され、またプロフィールの周期 (一つの tag から隣の tag までの幅) は傾斜磁場の大きさによって決まる。標識を行っている間にも心筋は運動しているため、tag を作成する時間はできるだけ短いことが望ましいが、壁の運動速度を考慮すれば 20 ms 程度は許容範囲であろう。SPAMM 法では、この程度の時間で十分に 2 方向の標識を行うことが可能であるが、presaturation 法では tag の本数に応じて標識に要する時間が延びるため通常は 4~6 本までとすることが多い。

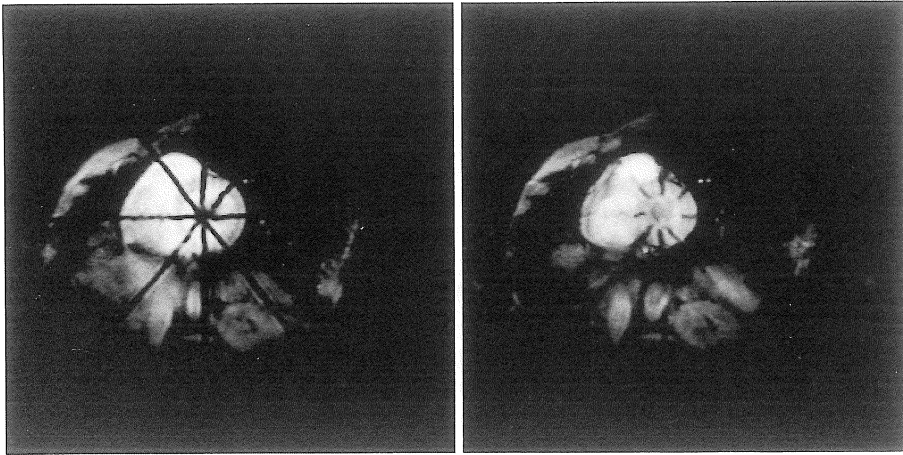


Fig. 4. Myocardial tagging using a presaturation method. Radial tags can be generated by presaturation method. Tags are straight just after their generation at end-diastole (left). The tags twist at end-systole (right) to reveal the rotation of left ventricular wall.

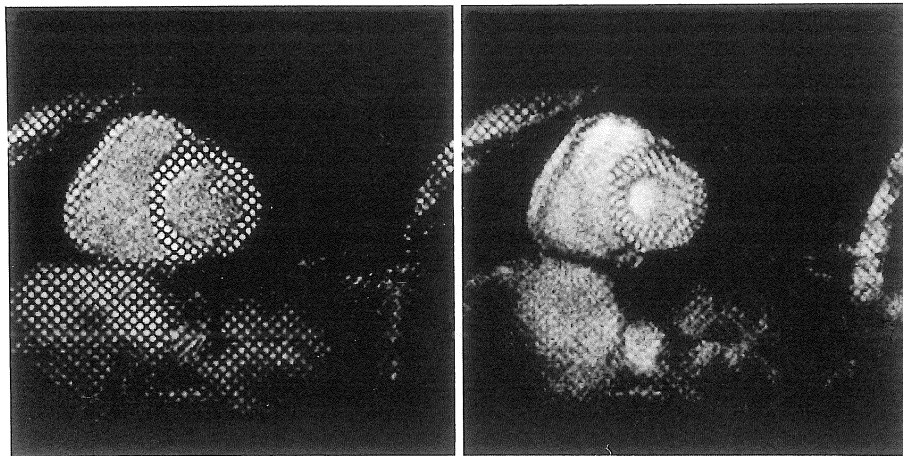


Fig. 5. Myocardial tagging using SPAMM (Spatial modulation of magnetization). Multiple and parallel stripes can be generated by using SPAMM method. Typically, this method is applied twice in the orthogonal directions each other to yield grids. The square grids at end-diastole (left) change the shape at end-systole (right) allowing the fine assessment of myocardial motion.

これまで心筋を直接標識して各部分の移動を明らかにするためには、外科的に小さな金属マーカーを心室壁に植え込み X 線を用いて追跡するという著しく侵襲的な方法しか無かった。しかし、本法の実現によってこの様な侵襲的方法にも匹敵する詳細な情報が非侵襲的に得られ

るようになり、壁運動異常を評価する際に対照となる健常者の生理的な壁運動も容易に計測できるようになった。本法は新しい壁運動評価法として注目され様々な臨床応用が試みられ始めているが<sup>19)~23)</sup>、MRI の持つ大きな発展性を示す代表的な例といえよう。

おわりに

循環器領域におけるMRIの特徴について、技術的側面からまとめてみた。ここに取り上げた様々な技術はすべて撮像対象の運動と密接に関係しているが、運動は循環器領域の診断の基本として臨床的に重要であるばかりではなく、MRIの技術的な観点からも非常に興味深い対象である。心電図同期法とその改良が循環器MRIの発展に寄与したことは言うまでもないが、EPIをはじめとした近年における超高速撮像法の進歩は、循環器領域におけるMRIの応用範囲をますます広げて行くであろう。また、tagging法の様なMRI独自の新しい診断技術の開発は、今後の臨床応用が進むにつれて、循環器疾患の診断におけるMRIの意義を高めて行くと考えられる。

文 献

- 1) Lanzer P, Botvinick EH, Schiller NB, Crooks LE, Arakawa M, Kaufman L, Davis PL, Herfkens R, Lipton MJ, Higgins CB : Cardiac imaging using gated magnetic resonance. *Radiology* 1984 ; 150 : 121-127
- 2) Stark DD, Higgins CB, Lanzer P, Lipton MJ, Schiller N, Crooks LE, Botvinick EB, Kaufman L : Magnetic resonance imaging of the pericardium : normal and pathologic findings. *Radiology* 1984 ; 150 : 469-474
- 3) Lowell DG, Turner DA, Smith SM, Bucheleres GH, Santucci BA, Gresick RJ Jr, Monson DO : The detection of atrial and ventricular septal defects with electrocardiographically synchronized magnetic resonance imaging. *Circulation*. 1986 ; 73 : 89-94
- 4) Lenz GW, Haacke EM, White RD : Retrospective cardiac gating : a review of technical aspects and future directions. *Magn Reson Imaging*. 1989 ; 7 : 445-455
- 5) Edelman RR, Manning WJ, Burstein D, Paulin S : Coronary arteries : breath-hold MR angiography. *Radiology*. 1991 ; 181 : 641-643
- 6) Manning WJ, Li W, Boyle NG, Edelman RR : Fat-suppressed breath-hold magnetic resonance coronary angiography. *Circulation*. 1993 ; 87 : 94-104
- 7) Manning WJ, Li W, Edelman RR : A preliminary report comparing magnetic resonance coronary angiography with conventional angiography. *N Engl J Med* 1993 ; 328 : 828-832
- 8) Atkinson DJ, Edelman RR : Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turbo FLASH sequence. *Radiology*. 1991 ; 178 : 357-360
- 9) Sakuma H, Globits S, Bourne MW, Shimakawa A, Foo TK, Higgins CB : Improved reproducibility in measuring LV volumes and mass using multicoil breath-hold cine MR imaging. *J-Magn-Reson-Imaging*. 1996 ; 6 : 124-127
- 10) Mansfield P : Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys*. 1977 ; C10 : L55-58
- 11) Haase A, Matthaei D, Bartkowski R, Duhmke E, Leibfritz D : Inversion recovery snapshot FLASH MR imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 1989 ; 13 : 1036-1040
- 12) Matsuda T, Yamada H, Kida M, Sasayama S : Is 300 msec too long for cardiac MR imaging? Feasibility study demonstrating changes in left ventricular cross-sectional area with use of single-shot turboFLASH imaging. *Radiology* 1994 ; 190 : 353-362
- 13) Manning WJ, Atkinson DJ, Grossman W, Paulin S, Edelman RR : First-pass nuclear magnetic resonance imaging studies using gadolinium-DTPA in patients with coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol*. 1991 ; 18 : 959-965
- 14) Schaefer S, van Tyen R, Saloner D : Evaluation of myocardial perfusion abnormalities with gadolinium-enhanced snapshot MR imaging in humans. *Work in progress. Radiology*. 1992 ; 185 : 795-801
- 15) Wilke N, Simm C, Zhang J, Ellermann J, Ya X, Merkle H, Path G, Ludemann H, Bache RJ, Ugurbil K : Contrast-enhanced first pass myocardial perfusion imaging : correlation between myocardial blood flow in dogs at rest and during

- hyperemia. *Magn Reson Med.* 1993 ; 29 : 485-497
- 16) Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, Yang A, Shapiro EP : Human heart : tagging with MR imaging—a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology.* 1988 ; 169 : 59-63
- 17) Axel L, Dougherty L : MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization. *Radiology.* 1989 ; 171 : 841-845
- 18) Mosher TJ, Smith MB : A DANTE tagging sequence for the evaluation of translational sample motion. *Magn Reson Med.* 1990 ; 15 : 334-339
- 19) Buchalter MB, Weiss JL, Rogers WJ, Zerhouni EA, Weisfeldt ML, Beyar R, Shapiro EP : Noninvasive quantification of left ventricular rotational deformation in normal humans using magnetic resonance imaging myocardial tagging. *Circulation.* 1990 ; 81 : 1236-1244
- 20) Rogers WJ Jr, Shapiro EP, Weiss JL, Buchalter MB, Rademakers FE, Weisfeldt ML, Zerhouni EA : Quantification of and correction for left ventricular systolic long-axis shortening by magnetic resonance tissue tagging and slice isolation. *Circulation.* 1991 ; 84 : 721-731
- 21) Rademakers FE, Buchalter MB, Rogers WJ, Zerhouni EA, Weisfeldt ML, Weiss JL, Shapiro EP : Dissociation between left ventricular untwisting and filling. Accentuation by catecholamines. *Circulation.* 1992 ; 85 : 1572-1581
- 22) Maier SE, Fischer SE, McKinnon GC, Hess OM, Krayenbuehl HP, Boesiger P : Evaluation of left ventricular segmental wall motion in hypertrophic cardiomyopathy with myocardial tagging. *Circulation.* 1992 ; 86 : 1919-1928
- 23) Kramer CM, Reichek N, Ferrari VA, Theobald T, Dawson J, Axel L : Regional heterogeneity of function in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation.* 1994 ; 90 : 186-194



## Technological Progress in Cardiac MRI

Tetsuya MATSUDA

*Department of Cardiovascular Disease, Kyoto University  
54 Shogoin Kawahara-cho, Sakyo-ku, Kyoto 606-01*

Motion is one of the primary aspects of cardiac MRI from the point of view of technology. As fundamental techniques for cardiac imaging which take motion into consideration, conventional ECG gating, segmented k-space ECG gating, high-speed imaging and myocardial tagging methods are herein reviewed and summarized.

The ECG gating method serves as a simple technique to reduce motion artifacts originating from cardiac contraction. There are two types of ECG gating methods, i.e. prospective gating and retrospective gating. The prospective gating method uses ECG signals as a trigger to begin excitation, where as excitation progresses independently of the ECG signal in the retrospective gating method and the trigger is used only for the advancement of phase encoding steps. The retrospective gating method is typically employed for the acquisition of cine-MR images. Introduction of k-space segmentation into ECG gating methods has made single breath-hold cardiac imaging possible. This method has expanded the application of cardiac MRI, such as for MR coronary angiography and rapid evaluation of cardiac wall motion. Cardiac MRI has also benefited from the recent progress in high-speed MRI such as turbo-FLASH imaging and echo planar imaging. A typical application of these high-speed imaging methods is in the evaluation of myocardial perfusion through intravenous administration of contrast medium. Another important technique for the evaluation of cardiac motion is myocardial tagging. This is a unique application of MRI and has made possible the non-invasive assessment of absolute cardiac motion. Cardiac MRI owes much to technological advances in the visualization of moving structures.