

循環器領域における EPI と他の高速撮影法の現状

松田 哲也

京都大学医学部附属病院医療情報部

はじめに

循環器疾患の MRI 診断では拍動する心臓が撮影対象となるため、循環器領域は EPI をはじめとした高速撮影法の代表的な適用分野と言えよう。心臓は約 1 秒に一回の周期で拍動するため、その運動を正確にとらえるには、数十ミリ秒程度の時間分解能が要求される。実際に、臨床において壁運動の評価に用いられている X 線左室造影像では、1 秒間に 30~60 フレームを撮影しており、時間分解能としては数十ミリ秒となる。したがって、撮影の高速化に関し循環器領域における応用という観点から見れば、画像 1 枚あたり数十ミリ秒で撮影できることが高速化の大きな目標であり、これを達成すれば循環器の臨床における用途が飛躍的に広がる。既に実用化された様々な高速 MRI 撮像法の中で、この限界点に迫りうる唯一の方法が EPI である。

1977 年に Mansfield らによって提唱された EPI¹⁾は、一つのスピンエコーで二次元画像データを収集し終えるという理想的な信号収集を行うため、究極的な高速 MRI 法と考えられてきた。しかし、傾斜磁場を高速にスイッチングするために特殊なハードウェアが要求されることから、臨床装置において一般的に用いられるようになるまでには約 20 年という長い期間を要した。その間、すべての領域で本法の実用化

が待ち望まれ続けていたといっても過言ではないが、時間分解能の要求される循環器領域では特に期待が大きかった。このように待望の高速撮影法であった EPI が臨床装置においても利用できるようになり、循環器領域における MRI も新しい段階に入ったと言える。しかし、EPI の実用化までの長い歳月の間に、ハードウェアの進歩に伴って turbo-FLASH 法²⁾や RARE 法³⁾など数多くの高速撮影法が考案された。これらの高速撮影法は EPI には及ばないものの循環器領域でも十分に利用できるほど高速であり、既に循環器領域でも臨床的に広く応用されている。EPI が実現した現在、このような高速撮影法と比べて循環器領域における EPI の意義や特徴が改めて見直されようとしている。

ここでは、循環器領域における高速撮影の意義と特殊性について述べるとともに、循環器疾患の診断における EPI の現状を紹介し、その特徴や問題点などをまとめてみる。また、EPI との関係に留意しつつ他の高速撮影法の現状についても紹介し、循環器領域における今後の高速 MRI の展開や方向性を考察してみる。

撮影の高速化と循環器領域への適用

運動が大切な診断情報となる循環器領域にお

いては、撮影が高速であることは最も重要な条件の一つである。しかし、循環器領域に高速撮影を適用する場合、心臓が周期的に運動していることが特別な意味を持つことも忘れてはならない。一般に正常成人の心拍数は50 (又は60)~100/分であり、1心拍の長さでは0.6~1.2秒となる。この一心周期の長さである約1秒は、高速撮影法を循環器領域に適用する場合に深い意味を持つ数字であり、この時間を境界として心電図同期法の必要性や目的が異なってくる。改めて言うまでもなく心電図同期法は心臓の運動が周期的であることを利用して同一心拍の信号を積み上げて行く方法だが⁴⁾、撮影時間が心周期より長い場合には、特定の心時相を撮影するためには心電図同期が必須となる。しかし、撮影時間が心周期より短ければ、同一心拍の信号を累積する必然性は薄れ、むしろ心周期の中で撮影のタイミングを決定するために用いられるに過ぎない⁵⁾。仮に撮影時間が心周期より短い方法を用いて心電図とは無関係に、つまり、心電図同期を行わずに心臓を撮影したとしても、そのタイミングを撮影後に知ることができれば、心電図同期を行った場合と同一の画像となる。したがって、このような撮影法における心電図同期法は、撮影のタイミングをあらかじめ能動的に決定しておくためのものであり、同一心拍の信号を積み上げるという一般的な心電図同期法とは意味合いが異なってくる。双方とも心電図同期法であるが、両者の意味や目的が異なっていることを理解し、前者はECG gated data acquisition (又はaccumulation) であり、後者はECG triggering であると認識しておく必要がある。

心電図同期と撮影に要する時間との関係は、得られる画像1枚に対して1心周期あたりに収集するフーリエ空間 (k-space) におけるdata lineの本数として考えると理解しやすい。ここで、画像1枚に対してというのは、multi-

slice の場合には各スライスについて、また、*cine MRI* の場合には各心時相についてという意味である。心臓のMRIで最も古典的な通常の心電図同期法の場合、multi-slice でも *cine MRI* でも1心拍あたりk-space上の1本のlineを収集する。したがって、撮影に要する時間は位相エンコードの数に相当する心拍の数に等しくなる。これが撮影時間の基本となる単位時間であり、data加算をする場合にはその整数倍となる。1心拍あたりk-spaceのdata lineを数本ずつ収集する方法が、k-space segmentation⁶⁾ であり、高速 *cine MRI* や multi-shot RARE (turbo spin-echo) に用いられる^{7,8)}。この場合、位相エンコード数を1心拍あたりに収集するk-space data lineで割った数に相当する心拍の数が撮影時間の基本単位となる。1心拍あたりに収集するk-space data lineの数が更に増加し、1心拍以内にすべての位相エンコードを完結するものが、心筋の組織血流画像 (perfusion imaging) に用いられるturbo-FLASH法や、single-shot RARE法 (HASTE法も含む⁹⁾)、EPI法などである。

このように循環器領域では、撮影時間が1心拍の長さを上回る限り、常に心周期を考慮しておく必要がある。そして、撮影時間が1心拍より短くなると、循環器以外の領域で高速撮影法を適用するのと同様に撮影シーケンスの高速化が撮影時間に反映される形になり、信号収集の時間的間隔に比例して撮影時間は短縮して行く。1心拍以内の撮影法の中でも、EPI法の撮影時間はturbo-FLASH法やsingle-shot RARE法に比べて更に短い。心臓を撮影する場合、このレベルでの撮影時間の違いは、得られた画像の時間的な曖昧さを反映し、EPIにて得られた画像はturbo-FLASH法などによるものに比べて時間的な精度が高いと言える。この場合、画像収集時間は、運動する被写体をカメラで撮影するときのシャッタースピードと同

1998年8月7日受理

別刷請求先 〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町54 京都大学医学部附属病院医療情報部 松田哲也

様の意味を持つと考えてよい。しかし、MRI では画像空間の data を直接に収集するのではなく、そのフーリエ変換である k-space data を収集しているため、被写体が流れるように写るカメラの場合とは異なったアーチファクトとなる。このアーチファクトは、撮影対象となる心筋壁の運動速度（速さと方向）、輪郭の鋭さ（心筋壁のプロファイルの形）、画像の空間分解能などによって様々な形態となるため、一定の評価基準を設けることは困難であり、また、その許容範囲も臨床上の目的に応じて異なる。したがって、1心拍以内の撮影法を用いて心臓の MRI を撮影する場合に求められる時間的な精度も、臨床的な目的によって様々である。いわゆるモーションアーチファクトは、呼吸や血流、心拍動などの運動の影響が、幾つかの位相エンコードごとに周期的に現れるために起こるもので、これまでに数多くの報告が行われている。しかし、read out 中の運動の影響についての研究は比較的少なく、代表的なものとしては、このような運動に関する理論的な考察¹⁰⁾や、位相エンコード方向および read out 方向の運動の影響を総合的に検討し一般的な考え方としてまとめた報告¹¹⁾などが挙げられる。更に、read out 中の運動について実験的に検討した研究はほとんど見あたらないが、心臓に関するものとしては、turbo-FLASH 法を用いて壁運動評価の可能性を示した報告がある⁵⁾。この報告における turbo-FLASH 法の撮影時間は 64×128 マトリックスに対して約 0.3 秒であるが、これは心臓の収縮期の長さに匹敵するため、心臓の撮影には長すぎると予想される。しかし、画像の概要を決定する k-space 中央部の data 収集に要する時間は撮影時間の一部分に過ぎないため、実際には心筋壁の運動もかなり正確に描出される。このように、撮影の目的によって求められる画像収集時間の短さが異なるため、様々な高速撮影法の特徴を十分に認識して、これらを適切に使い分けることが臨床的には重要である。

循環器疾患の診断における EPI の現状

高速性は EPI の最大の長特長であり、高速であればあるほど時間分解能の向上につながるため、運動が重要な診断情報となる循環器領域においては EPI に対する期待は大きい。EPI では、 128×128 マトリックスでも撮影時間は 0.1 秒程度まで短縮されているが、これは turbo-FLASH 法や single-shot RARE 法に比べると数分の 1 の撮影時間である。したがって、同一の空間分解能を用いれば得られた画像の時間的精度が、また、同一の撮影時間では空間分解能が、それぞれ数倍に向上することになる。Fig. 1 に健常ボランティアを対象として得られた心臓の spin echo および gradient echo による EPI 画像を示すが、心筋壁は明瞭に描出され、空間分解能をかなり高くしても運動による画像の blurring は目立たない。このような心臓の EPI は、臨床的には主として心筋の組織血流画像（perfusion imaging）に用いられている^{12),13)}。組織血流画像では、Gd-DTPA などの造影剤を静注した後、1~2 心拍ごとに同一の心時相を撮影するが、turbo-FLASH 法も同じように適用することができる。したがって、現時点における EPI は、循環器領域においてははまだ独自の応用例を見いだせていない段階と言える。

それでは、turbo-FLASH 法や single-shot RARE 法に比べて更に高速である EPI の長特長をどのように活用できれば、循環器領域における EPI の臨床的意義が高まるであろうか。臨床において一般的に利用されている画像診断法を考えれば明らかであるが、冒頭に述べた X 線左室造影や心エコー図では、1 秒間に数十フレーム以上の画像を連続的に撮影および表示し、リアルタイムの動的解析が可能である。つまり、循環器疾患の動的な画像診断に求められる高速性とは、単に撮影時間が短いことだけではなく、それを連続的に実行できるリアルタイム性であり、EPI はこの点において不足して

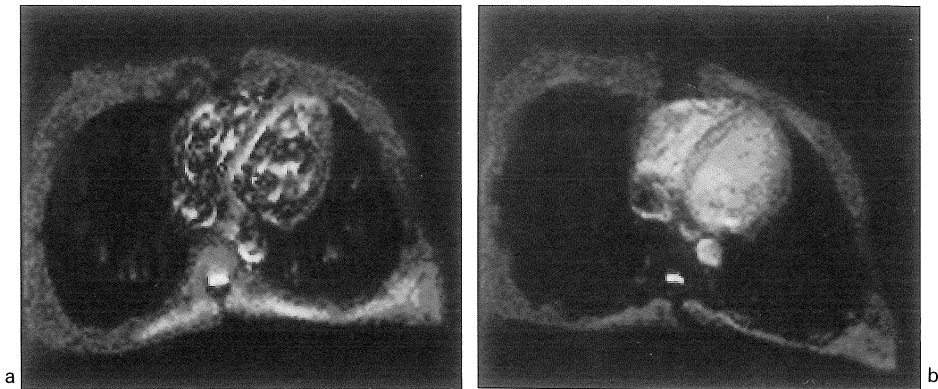


Fig. 1. Examples of cardiac images of a normal volunteer obtained with EPI. Images with spin-echo (a) and gradient-echo (b) acquisitions are compared.

いると考えられる。現在、循環器領域で一般的に用いられている EPI は TR を 1 心拍以上とするため、臨床的にほぼ十分な信号雑音比 (SNR) が得られている。これを連続的に実行するためには、FLASH 法などのように小さな flip angle を用いて gradient echo acquisition を行うのが最も簡単なアプローチと考えられるが、その場合、SNR の低下が問題となる。しかし、様々な新しい撮影技術の開発やハードウェアの改良など、これまでも MRI の技術は持続的に発展を遂げており、RF コイルの改良による受信感度の改善などによって SNR も更に向上して行くであろう。また、撮影するための技術だけではなく、収集した信号を直ちに再構成して表示する技術も着実に進歩しており、EPI を基礎としたリアルタイム撮影は手の届く範囲にまで近づいていると思われる。現在、MRI を用いて心臓の運動を連続的に表示する方法としては、spiral scan や k-space segmentation に基づいたものが先行している^{14),15)}。これは、信号収集の度に表示画像を更新して行く方法であるが、このような高速の再構成・表示システムと EPI とを組み合わせれば、EPI もリアルタイム MRI 撮影法の基礎として有力な方法であることは確かである。

EPI の欠点としては、特に gradient echo 法

を用いた場合の磁化率 (susceptibility) アーチファクトが挙げられるが、心臓の撮影では周囲に肺内の空気が存在するため避けることができない問題となる。これは、信号収集が比較的長時間にわたって連続する EPI には本質的な問題で、完全に克服することは困難である。また、EPI では k-space を往復しながら信号収集を行うため、位相をはじめとした信号のわずかな不整が強調され、EPI に特有の様々なアーチファクトの原因となる。しかし、このようなアーチファクトを軽減するための研究は活発に行われており、ハードウェアの改良による信号の不整の除去や位相の補正などの技術も着実に進んでいる^{16)~18)}。

EPI 以外的高速撮影法

ここでは、1 心拍以内に撮影が完了できる EPI 以外的高速撮影法について、循環器領域に適用する際の特徴と問題点を EPI と比較しながらまとめてみる。このような高速撮影法のうち、循環器の臨床で最も広く用いられているのは turbo-FLASH 法であろう^{19),20)}。本法は、従来の FLASH 法のパルスシーケンスに対して、RF パルスや傾斜磁場のタイミングを可能な限り短縮することによって高速化を図ったも

のであり、基本的な励起と信号収集については通常の FLASH 法と同一である。しかし、TE や TR を数ミリ秒まで短縮し、flip 角も数度と小さく、組織間のコントラストに乏しい画像となるため、撮影の前に preparation pulse を一度だけ使用して T_1 や T_2 を強調する。臨床的には、主として T_1 -weighted turbo-FLASH 法が Gd-DTPA を用いた組織血流画像の撮影に利用されている。EPI に関して述べたように、組織血流画像では 1~2 心拍ごとに同一の心時相を撮影し、Gd-DTPA 注入後の組織コントラストの時間的変化を正しく追跡できればよい。本法はこのような組織血流画像の撮影に要求される条件を十分に満たしており、磁化率アーチファクトなどの問題も少ないため、組織血流評価には EPI よりも turbo-FLASH 法の方が広

く用いられている。しかし、EPI より撮影時間が長いため、高分解能の画像を撮影する場合には運動によるアーチファクトが問題となる可能性がある。Fig. 2 に下壁梗塞例における turbo-FLASH 法を用いた組織血流画像を示す。

また、single-shot RARE 法や HASTE 法も turbo-FLASH 法と同程度に高速で、1 心拍以内に撮影を完了することができる。本法は、multiple spin-echo 法において、各々の spin-echo に対し異なる位相エンコードを行う撮像法であり、 T_2 強調像が短時間で得られる²¹⁾。心臓の T_2 強調像を得る場合、従来の spin-echo 法では数心拍ごとの心電図同期が必要で、撮影時間が長くなるため、循環器領域では T_2 に関する検討はあまり活発には行われなかった。しかし、心筋梗塞の梗塞周辺領域における浮腫の存在など、 T_2 強調像の有用性が期待できる病変も多いと考えられ (Fig. 3), RARE 法は今後更に広く活用されるであろう。また、EPI と RARE 法とを比較することによって、 T_2^* と T_2 との差異に関する検討に用いることも期待できる。本法に half-Fourier 法を併用し、更に高速化するとともに実効 TE を短くして proton 密度強調像に近づけたものが HASTE 法であるが、preparation pulse によって心腔内の血液を消去した撮影法では、従来の spin-echo 法に匹敵する鮮明な画像が得られ、心臓 MRI の検査時間の短縮に大きく寄与している。本法は spin-echo を用いているため、EPI や turbo-FLASH 法に比べて SNR も高く、アーチファクトも少ないが、多数の 180° パルス短時間に繰り返すため、SAR (specific absorption rate) が大きいという欠点がある。

Turbo-FLASH 法でも single-shot RARE 法 (HASTE 法も含む) でも、撮影時間を短縮するために、かなり高速に傾斜磁場の切り替えを行っている。近年の MRI 撮影装置では、EPI を実現するために傾斜磁場の切り替え速度が著

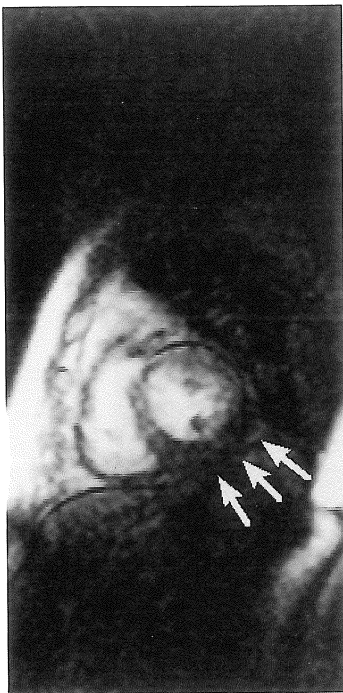


Fig. 2. Myocardial perfusion study of inferior myocardial infarction obtained with turbo-FLASH imaging. The signal enhancement with Gd-DTPA was not significant in the infarcted area (arrow).

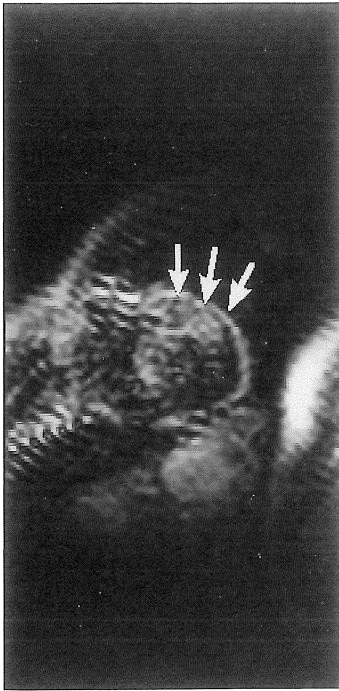


Fig. 3. Single-shot RARE image of anterior myocardial infarction. The image was obtained 7 days after acute infarction. High signal intensity (arrow) suggests myocardial edema of infarcted area.

しく向上したが、このような改良は turbo-FLASH 法や single-shot RARE 法の高速度にもつながっている。現在では turbo-FLASH 法の TR や single-shot RARE 法のエコー間隔は 3~5 ミリ秒程度まで短縮し、心臓の撮影における時間的精度もますます高まっている。したがって、EPI も含めたこれらの高速撮影法は、それぞれの特徴に留意し適切に使い分ける必要がある。

最後に、まだ研究段階の方法であるが、EPI に匹敵する超高速の撮影が可能な burst imaging について簡単にふれてみる。本法は、傾斜磁場を高速に切り替える必要がないため、一般的な MRI 撮影装置でも 0.1 秒程度の撮影が実現できるが、SNR が著しく低いという大きな問題点があるため、実用化には至っていない^{22)~24)}。しかし、方法論としては簡潔にまとまった時間的に無駄のないパルスシーケンスで、EPI と同程度の高速性を持つことは確かであり、しかも susceptibility の影響は小さいため、SNR の問題が解決されれば EPI に対抗しうる方法と期待される。また、本法では傾斜磁場を高速にスイッチングする必要がないた

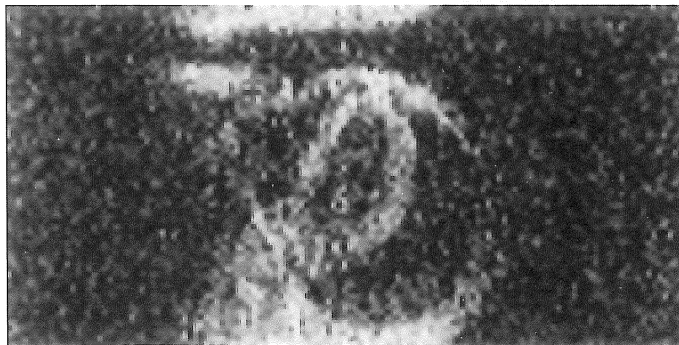


Fig. 4. Burst image of human heart obtained at mid-diastole. Signal to noise ratio is still poor, though phase modulation for excitation pulse train and half-Fourier acquisition were combined with burst imaging. The acquisition time was 68 msec using a 1.0 T system equipped with standard gradient coil system, whose ramp time was 1 msec to maximum gradient strength of 10 mT/m.

め、撮影中に発生する雑音が小さく、音に対する感覚や睡眠中の functional MRI への応用が提案されている²⁵⁾。Fig. 4 に burst imaging を用いて撮影した健常ボランティアの心臓の拡張中期像を示すが、現在までに本法を心臓の撮影に適用した報告はほとんどない。我々の予備的な実験では超高速撮影法であるにもかかわらず運動に対して敏感で、壁の運動が少ない Fig. 4 のような拡張中期を除けば、著しいモーションアーチファクトが発生する。したがって、心臓への応用の可能性は、現時点では予想できない。

おわりに

EPI は、考案されてから臨床への適用までに長い歳月を要し、ようやく一般的になったばかりである。EPI 法自身にまだ不十分な点もあるが、循環器領域においては応用の方向が定まっていな段階で、その実力を十分に発揮しきれていないといえよう。今後、更に高速化されるとともに、連続的に撮影・表示を行って、心エコー図や X 線左室造影法のようなリアルタイムの撮影ができるようになれば、循環器 MRI における必須の撮影法になると期待される。

文 献

- Mansfield P : Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C* 1977 ; 10 : L55-58
- Haase A, Matthaei D, Bartkowski E, Duhmke E, Leibfritz D : Inversion recovery snapshot FLASH MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1989 ; 13 : 1036-1040
- Hennig J, Nauerth A, Friedburg H : RARE imaging : a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986 ; 3 : 823-833
- Lanzer P, Botvinick EH, Schiller NB et al. : Cardiac imaging using gated magnetic resonance. *Radiology* 1984 ; 150 : 121-127
- 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 turbo FLASH imaging. *Radiology* 1994 ; 190 : 353-362
- Edelman RR, Manning WJ, Burstein D, Paulin S : Coronary arteries : breath-hold MR angiography. *Radiology* 1991 ; 181 : 641-643
- Atkinson D, Edelman R : Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turbo FLASH sequence. *Radiology* 1991 ; 178 : 357-360
- Seelos K, von-Smekal A, Vahlensieck M, Giesecke J, Reiser M : Cardiac abnormalities : assessment with T₂-weighted turbo spin-echo MR imaging with electrocardiogram gating at 0.5 T. *Radiology* 1993 ; 189 : 517-522
- Semelka R, Kelekis N, Thomasson D, Brown M, Laub G : HASTE MR imaging : description of technique and preliminary results in the abdomen. *J Magn Reson Imag* 1996 ; 6 : 698-699
- Wedeen V, Wendt R, Jerosch H : Motional phase artifacts in Fourier transform MRI. *Magn Reson Med* 1989 ; 11 : 114-120
- Twieg D, Katz J, Peshock R : A general treatment of NMR imaging with chemical shifts and motion. *Magn Reson Med* 1987 ; 5 : 32-46
- Edelman R, Li W : Contrast-enhanced echo-planar MR imaging of myocardial perfusion : preliminary study in humans. *Radiology* 1994 ; 190 : 771-777
- Schwittler J, Debatin J, von Schulthess G, McKinnon G : Normal myocardial perfusion assessed with multishot echo-planar imaging. *Magn Reson Med* 1997 ; 37 : 140-147
- Sachs T, Meyer C, Hu B, Kohli J, Nishimura D, Macovski A : Real-time motion detection in spiral MRI using navigators. *Magn Reson Med* 1994 ; 32 : 639-645
- Debbins J, Riederer S, Rossman P, Grimm R, Felmlee J, Breen J, Ehman R : Cardiac magnetic resonance fluoroscopy. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 588-595
- Hu X, Le T : Artifact reduction in EPI with phase-encoded reference scan. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 166-171

- 17) Wan X, Gullberg G, Parker D, Zeng G : Reduction of geometric and intensity distortions in echo-planar imaging using a multireference scan. *Magn Reson Med* 1997 ; 37 : 932-942
- 18) Buonocore M, Gao L : Ghost artifact reduction for echo planar imaging using image phase correction. *Magn Reson Med* 1997 ; 38 : 89-100
- 19) Atkinson D, Burstein D, Edelman R : First-pass cardiac perfusion : evaluation with ultrafast MR imaging. *Radiology* 1990 ; 174 : 757-762
- 20) Wilke N, Jerosch-Herold M, Wang Y, Huang Y, Christensen B, Stillman A, Ugurbil K, McDonald K, Wilson R : Myocardial perfusion reserve : assessment with multisection, quantitative, first-pass MR imaging. *Radiology* 1997 ; 204 : 373-384
- 21) Simonetti O, Finn J, White R, Laub G, Henry D : "Black blood" T₂-weighted inversion-recovery MR imaging of the heart. *Radiology* 1996 ; 199 : 49-57
- 22) Hennig J, Hodapp M : Burst imaging. *MAGMA* 1993 ; 1 : 39-48
- 23) Lowe I, Wysong R : DANTE ultrafast imaging sequence (DUFIS). *J Magn Reson* 1993 ; B101: 106-109
- 24) Matsuda T, Komori M, Inoue H, Hayashi K, Kimura T, Sasayama S : Another interpretation of burst imaging as a variation of line projection imaging. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 796-799
- 25) Jakob P, Schlaug G, Griswold M, Lovblad K, Thomas R, Ives J, Matheson J, Edelman R : Functional burst imaging. *Magn Reson Med* 1998; 40: 614-621

Echo Planar Imaging in Cardiovascular Disease

Tetsuya MATSUDA

*Department of Medical Informatics, Kyoto University Hospital
54 Shogoin, Kawara-cho, Sakyo-ku, Kyoto 606-8507*

Recent progress in hardware performance has made it possible to perform echo planar imaging (EPI) using a clinical MR system. The state of the art in EPI for cardiovascular disease has been reviewed. The cardiovascular system is one of the most important targets for fast imaging methods. There are several methods capable of completely acquiring an image within one cardiac cycle, such as turbo-FLASH and single-shot RARE. ECG gated signal acquisition is not required for such high speed imaging methods. The ECG signal is merely used as a trigger to initiate the scan so that the cardiac phase of the acquired image can be determined. Among these high speed methods that have been used for clinical MR imaging, EPI is the fastest and its short acquisition time serves to freeze cardiac motion in the acquired images. Practical applications of EPI to cardiovascular disease at present, however, are limited to myocardial perfusion studies using Gd-DTPA. Turbo-FLASH imaging is also employed to assess myocardial perfusion. Single-shot RARE imaging provides a high quality T₂-weighted image with a short acquisition time. The rapid switching of gradient coils not only made EPI possible, but also has enhanced the speed of these imaging methods. Although still under development, the burst imaging method has the potential to obtain an image with a short acquisition time comparable to that of EPI. It is important to know the advantages and disadvantages of each method as well as their appropriate clinical usefulness. The next development anticipated for EPI is real-time acquisition and display of images. If real-time imaging can be realized, EPI will be seen as an indispensable tool for cardiac imaging.