

# 高速撮像の臨床—心臓大血管—

山田直明

国立循環器病センター放射線診療部

## はじめに

心臓大血管領域における MRI は、従来、主として心電図同期スピニングエコー法とシネ撮像法によって行われてきたが、臨床的には不十分なものであった。その理由は、撮像に長時間かかることと、呼吸や血流のアーチファクトにより必ずしも良好な画像が得られなかったことにある。しかし、最近の高速化と高機能化によって臨床的な重要性を獲得しつつある。

一般に MRI では、撮像時間、空間分解能、および信号雑音比 (SNR) は互いに競合する関係にある (Fig. 1)。例えば、撮像速度を速くしようとする、空間分解能と SNR のいずれかまたは両方を、ある程度犠牲にしなければならない。裏返すと、“撮像機能の高度化”を、撮像時間の短縮 (高速撮像法) に用いることもできるし、高分解能撮像や三次元撮像のために用いることもできる。本稿においては、その両面における最近の発展を述べる (表 1)。撮像

法に関する基本的な用語に関しては、本学会の基礎講座や成書<sup>1)</sup>を参照してほしい。

一般的に、撮像の高速化はデータ収集時間を短縮するが、SNR はデータ収集時間の平方根に比例して低下する。そのため体部用表面コイルを用いて SNR を向上することが望ましい。本稿で提示する心臓の症例は、すべて体部用表面コイルを用いて撮像したものである。

この分野における先端的な技術は多岐にわた

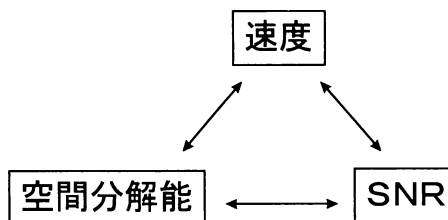


Fig. 1. Triangle of imaging functions. In MR imaging, imaging speed, spatial resolution, and signal-to-noise ratio (SNR) are competitive each other. For example, if you want to speed up imaging, you should sacrifice one or both of SNR and spatial resolution at least partially.

表 1. 高度な撮像機能を用いた撮像法

主に高速化を目指した撮像法	turbo FLASH, EPI, HASTE, RARE, spiral scan, Burst
高速化とともに高画質化を目指した撮像法	segmented SE (turbo SE), segmented GRE (breath-hold cine)
三次元撮像法	3D-GRE (3D 造影 MRA, 3D 呼吸同期 MRCA)

キーワード MRI, heart, aorta

り、かつ未確立な部分が多い。それゆえ、できるだけ偏りなく記述する努力はしたが、筆者の私見が入らざるを得なかったことを、お断りしておく。

### 三次元造影 MRA

大動脈や肺動脈の MRA は最近発展してきた三次元造影 MRA によって初めて日常臨床における地位を獲得した。

#### 1) 三次元造影 MRA の原理

三次元造影 MRA は、造影剤を急速注入しながら 20~30 秒の息止め下に撮り切るものである。そのために、TR の著しく短い T<sub>1</sub> 強調型のグラジエントエコー (GRE: gradient echo) を用いる。撮像時間は、例えば TR=5 ms, 位相エンコード数 (Npe)=128, slab の分割数 (=partition 数=撮像枚数)=36 の場合、約 25 秒である。この撮像法では、TR が著しく短いために、造影剤を注入する前の像は著しく信号が弱い。そこへ造影剤を急速注入すると、造影剤が大量に入った動脈血のみが強く描出され、通常の血管撮影と同様の像が得られる。

本法におけるコントラストは、TR (time of repetition), TE (echo time), FA (flip angle) と造影剤の濃度によって決まる。血管造影という観点、つまり血流腔のみを強調するという目的からは、一般的に TE は短い程良い。また撮像時間の短縮という観点から、TR は短いほどよい。FA は、造影剤濃度が大きいほど、大きくできる。

#### 2) 撮像のタイミングの決め方

本法では、造影剤を注入する時間や速度に注意しなければならない。一般に k 空間の 0 点に近い部分が画像のコントラストを決める。そこで、通常の位相エンコードの順序では、撮像時間の中心に最も濃い造影剤がくるようにする

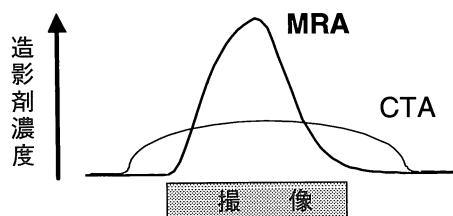


Fig. 2. In MRA, peak concentration of contrast media should be at the center of imaging time if a sequence has a linear order of phase encoding. In CTA, concentration of contrast media should keep constant value during the imaging time.

と高いコントラストが得られる<sup>2),3)</sup> (Fig. 2)。一般論としては、あまりにも造影剤が中心部のみ集中すると、空間分解能が低下する。しかし実際には、肘部から静注して大動脈や肺動脈に達するまでに、造影剤の固まり (ポラス) はかなり広がるので、目立った空間分解能の低下は起きない。

以下に、筆者らが用いている手順を示す。

- 造影剤が着目する血管に到達する時間を推定するために、1 ml 程度の造影剤 (テストポラス) を注入し、T<sub>1</sub> 強調型の高速撮像法 (例えば turbo FLASH: 後述) で着目する動脈の血液の信号強度を 1~2 秒に 1 枚の割合で連続的に撮像し、造影剤の到達時間を測る。
- テストポラスにおける動脈の造影の中心時間から、MRA 撮像時における造影剤のポラスの中心時間を推定するための半経験式がある<sup>2)</sup>。

テストポラスの中心の到達時間を T<sub>t</sub>, 撮像時における造影剤注入時間を T<sub>i</sub> とすると、撮像ポラスの推定される中心時間 (T<sub>c</sub>) は、半経験的に、

$$T_c = T_t + T_i / 2$$

1997年9月3日受理

別刷請求先 〒565 大阪府吹田市藤白台 5-7-1 国立循環器病センター放射線診療部 山田直明

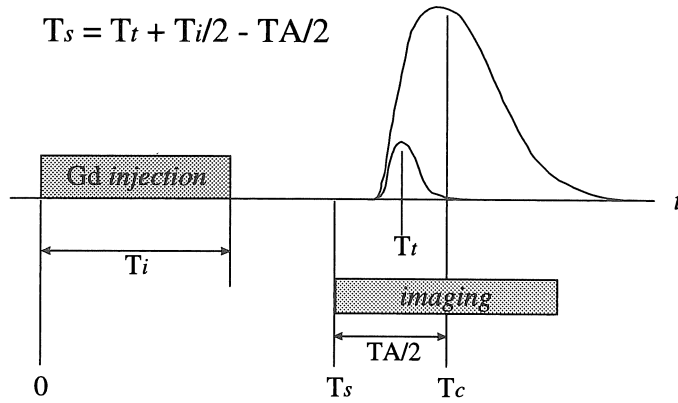


Fig. 3. Starting time of imaging ( $T_s$ ) can be calculated from time of data acquisition (TA), arrival time of the center of test bolus ( $T_t$ ), and infusion time of imaging bolus ( $T_i$ ).  $T_c$  is arrival time of the center of imaging bolus.

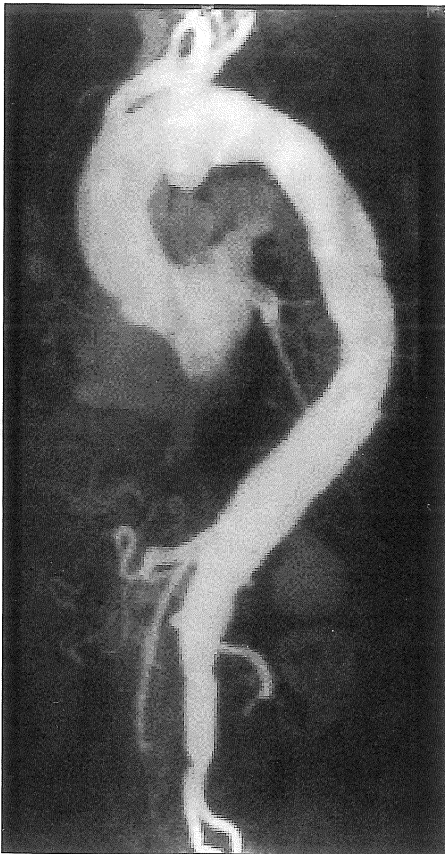


Fig. 4. Three-dimensional contrast-enhanced MRA of the whole aorta. The data were acquired during breath-holding of 32 seconds.

が成り立つ。撮像時間 (TA) の中心を  $T_c$  に一致させるために、撮像開始時間 ( $T_s$ ) を、

$$T_s = T_c - TA/2$$

とすれば良い。上の二式から、

$$T_s = T_t + T_i/2 - TA/2$$

となる (Fig. 3)。

このようにして求めた  $T_s$  から撮像と息止めを開始する。

Fig. 4 に、このようにして得られた大動脈の三次元造影 MRA を示す。

### 3) 造影剤の量と注入速度

MR 用造影剤の量は標準で 0.1 mmol/kg (0.2 ml/kg) である。体重 50 kg の人では 10 ml である。この量は CT におけるヨード造影剤の量 (50~100 ml) に比べて少ない。それゆえ、テストでも本番でも、造影剤注入後、

15～20 ml の生理食塩水で後押し（フラッシュ）しなければならぬ。もしフラッシュしなければ、造影剤の大部分は上腕鎖骨窩静脈に停滞した状態になる。巨大な動脈瘤などでは、造影剤が薄まるので、大量の造影剤を用いるほうがよいかもしれない。

撮像時は息を止めさせるのであるが、その結果、胸腔内圧が上昇して、鎖骨窩静脈から上大静脈への流れが抑制される。そのため、呼吸停止前に造影剤が胸腔内に達していることが望ましい。このことから考えて、造影剤の注入速度は、通常 2 ml/s 以上にすることが良いであろう。

大切なことは、テストポーラスと撮像のときの注入速度を同じにすることである。この目的で、フラッシュ機能のついた MR 用自動注入機が有用である。人手によって注入すると、正確に一致させることは困難である。

なお、一部の装置では、テストポーラスを行わず、血中の信号強度をリアルタイムで観察しながら、一定の造影剤濃度（信号強度）に達するとともに撮像を開始するプログラムが組み込まれている<sup>3)</sup>。

#### 4) 三次元造影 MRA の問題点と課題

撮像時間は更に短縮することが望ましいし、実際可能と思われる。たとえばハーフフーリエ法を用いると、撮像時間を上記の 1/2 余りにすることができるはずである。あるいは、同じ撮像時間なら、位相エンコード数を 2 倍近くにすることができる。また、TR を更に短縮することも可能であろう。その他いろいろな方法により撮像時間を短縮する可能性があり、撮像法を 3 次元造影 MRA に最適化する試みは今後も続くであろう。

3 次元造影 MRA は現在のところ心電図に同期していない。それゆえ、心臓のみならず、上行大動脈や肺動脈の近位部において強い拍動がある場合は、ぼけやアーチファクトが生じる。心電図に同期させるということは、特定の心拍相でのみデータを収集することであるから、撮

像時間が延びる。その結果、一回の息止めの間に十分なデータを取りきれなくなる。今のところ、心電図に同期しながら三次元データを高速に撮りきる方法は確立していない。

### 大血管におけるその他の撮像法

大血管の壁や血栓の形態診断としては、後述べる息止め SE 法が有用である。血流腔を描出する上で、シネ撮像も有用である。一般に、心内シャントや大動脈解離における交通孔を通る血流は、大きな加速度や速度勾配を持っている。そのため、その部分のボクセルでは、スピンの位相がばらついて、信号が低下する（フローボイド）。従来のシネ撮像では、このフローボイドを目安として、逆流や短絡血流を描出できるとされていた。しかし、最近の装置のシネ撮像法では、TE を短くするなどにより、できるだけ流れや動きによる位相のばらつきを小さくするように設計されている。そのために、かなり強い乱流が生じないとフローボイドが生じなくなっており、シャント血流などの描出能はかえって低下している。代わって、次に述べる流速測定法が、大動脈内の血流を描出するのに有用である。磁気標識法も、血流と血栓の鑑別などに有用な場合がある。

### 流速測定法

#### 1) 流速測定法の原理

流速測定法として、代表的なものは位相を用いる方法（phase contrast (PC) 法）である。この方法は、MR シネに流速測定用の傾斜磁場（双極磁場：正負の傾斜磁場の対）を組み合わせたものである。これにより、位相変化 ( $\Delta\phi$ ) を速度 ( $v$ ) に比例させることができる。

$$\Delta\phi = \alpha \cdot v$$

$\alpha$  は比例定数であり、傾斜磁場の強さを変えることにより、任意に設定できる。なお、 $\Delta\phi$  が



180°になる速度を  $v_{enc}$  (encoded velocity) という。

$$v_{enc} = 180^\circ / \alpha$$

この方法に、後述する k-space segmentation を組み合わせると、短時間に流速測定ができる。これにより、心内血流や冠状動脈の血流を評価することが可能になった。例として、心房中隔欠損孔を通る流速測定例 (Fig. 5) と冠状動脈の流速測定の例 (Fig. 6) を示す。この方

法によって冠血流予備能が評価できる可能性が指摘されている<sup>4)</sup>。定量的に見ると、次に述べるように、参照領域の取り方によってかなり影響される。そのため、術者や使用装置によらずに再現性のある評価法は確立していない。また、冠状動脈は細い (最も太いところで直径 4~5 mm) ので、現在の空間分解能 (1\*2\*5 mm<sup>3</sup> 程度) では、自ずから限界がある。

2) PC 法による流速測定上の注意

注意点の第一は、流速が大きくなって  $\Delta\phi$  が

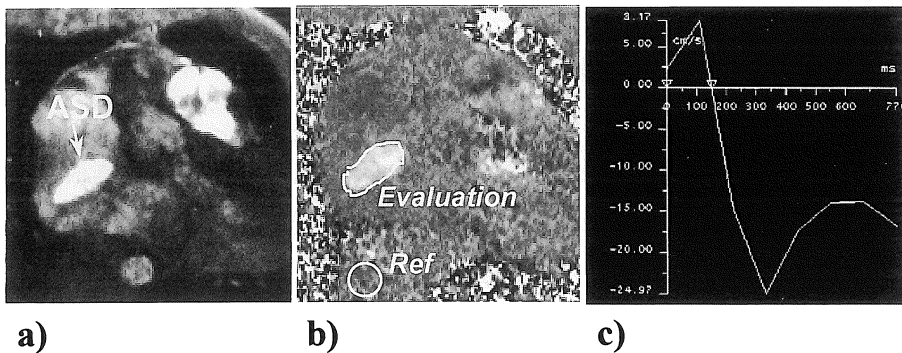


Fig. 5. Flow measurement through ASD (atrial septal defect). (a) Magnitude image of MR cine on a section through an ASD. Flow through the ASD is perpendicular to the imaging section. (b) Phase-contrast velocity image on the same section. Region to evaluate the velocity is placed at the ASD (Evaluation), region of reference is placed in the posterior mediastinum (Ref). (c) From the difference of velocity between the two regions, flow velocity through the ASD was calculated. Transverse axis is time after R-wave of ECG.

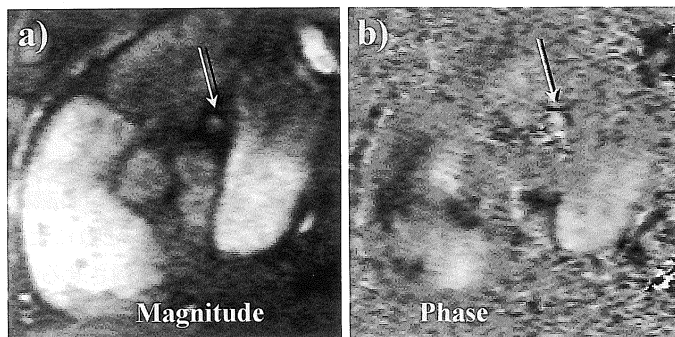


Fig. 6. Flow velocity measurement of coronary artery. (a) Magnitude image of cine MR imaging perpendicular to the left main trunk (arrow), (b) velocity map using phase-contrast method on the same section.

$\pm 180^\circ$ を超えると、実際の流速よりも低い値が表示されることである (Fig. 7)。そこで、計測しようとする部位に応じて、適切な  $v_{enc}$  のシーケンスを選択する必要がある。例えば、大動脈の流速は通常は  $\pm 200$  cm/s の範囲に収まるが、狭窄部位ではさらに大きな  $v_{enc}$  のシーケンスを選択しなければならない。

注意点の第二は、 $\Delta\phi$  から厳密に位置に依存する項を消去することは困難であることである。従って、血管の近くにおいて静止していると考えられる組織 (参照領域) の位相からの差をとることが望ましいのであるが、血管の近くに適当な静止した組織が無い場合もある。特に、心腔内の血流や、冠状動脈の流速を測る場合は、その近くに適切な静止組織が存在しないことが多い。ただし、測定部位や目的によっては、参照領域をもうけなくても、十分な精度がある場合もある。場合によっては、心筋との相対的な速度を測るのが合理的な場合もある。

注意点の第三は、大きな加速度または速度勾

配がある場合には、流速測定の精度が低下することである。

### 超高速撮像法

超高速撮像法は数十ミリ秒から数百ミリ秒で全データを取りきるものである。息を止めなくてもモーションアーチファクトの少ない画像が得られる。このグループに属するものには、single-shot EPI, turbo FLASH, HASTE, RARE, spiral scan, BURST がある。これらの方法は撮像時間が著しく短いので、呼吸停止困難な患者でも使用できるし、心電図に同期しなくても撮像できる。これらの方法では、データ収集時間が著しく短いために、最新の装置をもってしても、信号雑音比 (SNR) や空間分解能が十分ではないが、目的によっては有用性が認められており、さらに改善されるものと思われる。

#### 1) Turbo FLASH

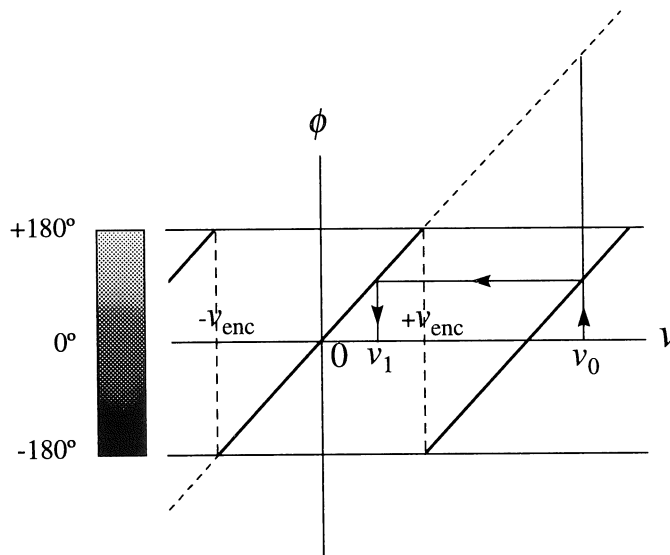


Fig. 7. Phase ( $\phi$ ) is expressed within  $\pm 180^\circ$ . Therefore, if a velocity ( $v_0$ ) is over  $v_{enc}$ , it is expressed as if it had a velocity within  $\pm 180^\circ$  ( $v_1$ ). Phase image (velocity map) can be displayed using a grey scale.

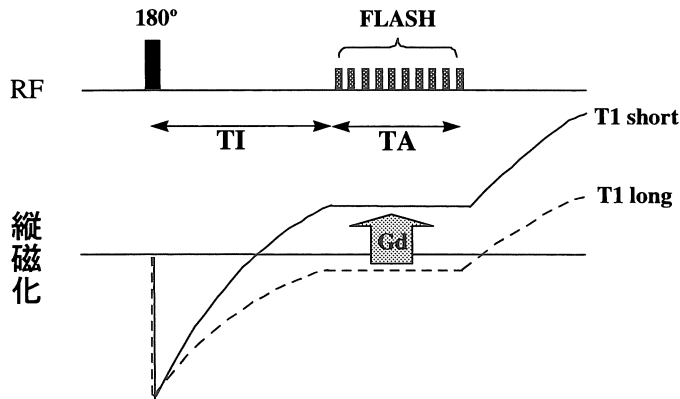


Fig. 8. Contrast of turbo FLASH is similar to inversion recovery (IR) sequence because it has an inversion pulse (180° pulse). After TI, a FLASH sequence starts to acquire data. If TI is suitably determined, signal of myocardium can be almost zero. After injection of a contrast medium, T<sub>1</sub> of myocardium decrease, and the signal increase.

Turbo FLASHは、TRを著しく短縮したFLASHに前処置(通常は180° pulse)を組み合わせたものであり、反転回復法(IR法)のコントラストを有す。それゆえに、造影剤によるT<sub>1</sub>短縮効果を強調し、心筋灌流評価の研究に用いられている<sup>5)</sup>。データ収集はFLASHの部分で行われ、その時間は、繰り返し時間(TR)\*位相エンコード数(N<sub>pe</sub>)で決まる(Fig. 8)。例えば、TR=5 ms, N<sub>pe</sub>=96とすると、TA (time of data acquisition)=480 msとなる。

Turbo FLASHでは、通常一心拍に一回の割合でダイナミック撮像ができる。もし、三断面の撮像を行いたければ、各断面については、三心拍に一回の割合で撮像することになる。臨床的な観点から心筋全体の血流評価を行いたい場合には、5断面あるいはそれ以上の撮像が望ましいが、5心拍以上の間隔が開くので、ダイナミック撮像としては、不十分なものとなる。

Fig. 9とFig. 10に心筋梗塞症例におけるダイナミック撮像を示す。正常心筋(下壁、側壁)では造影剤が速やかに到達しかつ排泄されるのに対し、心筋梗塞巣(前壁、中隔)では、造影

剤の流入と排泄が遅延することが示されている。

このような信号強度曲線から心筋灌流を定量的に評価する可能性がある。そのためには、造影剤の濃度と信号強度の間に一定の関係(望ましくは、直線的な関係)が必要である。心臓を撮像するためには、心電図に同期させなければならないが、その結果、繰り返し時間が若干動揺し、造影剤の濃度と信号強度の関係も少し変動するという問題がある。この問題に対して、前処置として、90度パルスなどにより磁化を飽和させる方法もある。この方法では、常に磁化が0の状態から回復していくので、心周期の変動によらずに、造影剤の濃度と信号強度の関係を一定に保つことができる<sup>6)</sup>(Fig. 11)。また、心室内の造影剤の濃度は著しく高濃度になるのであるが、これを入力関数として用いるためには、低濃度から高濃度まで幅広く適用できるようなシーケンスが必要である。これらの問題に対して、解決するための研究がなされつつある。

## 2) EPI (echo planar imaging)

Single shot EPIは、頭部では部分的に実用

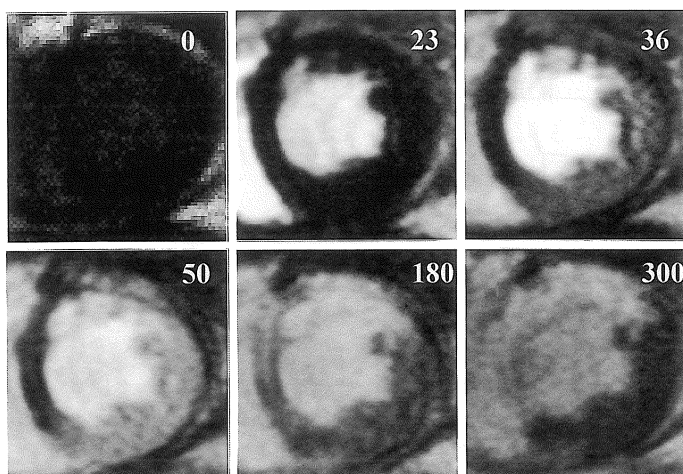


Fig. 9. Dynamic imaging using turbo FLASH of an acute myocardial infarction of anteroseptal wall 25 days after the onset. From left top to right bottom, 8, 23, 36, 180, and 300s after the start of injection of a contrast medium.

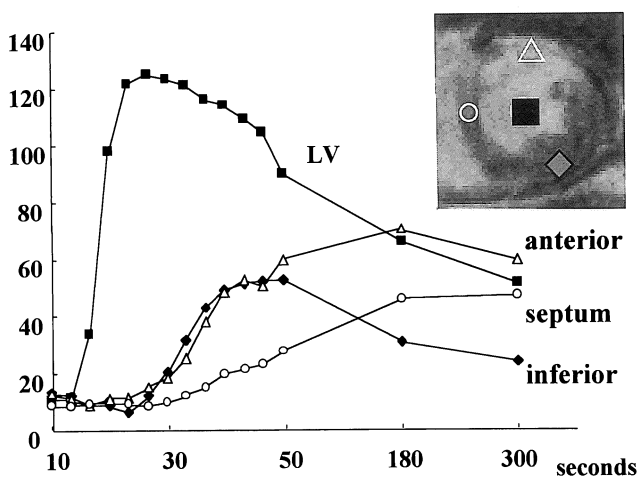


Fig. 10. Time-intensity curve of LV (■), inferior wall (◆), anterior wall (△), and septum (○) of the same patient as in Fig. 9. Signal intensity of LV lumen and inferior wall (not infarcted) increased and decreased rapidly, while infarcted myocardium (anterior wall, and septum) remained high intense until 300 seconds after injection.

段階に入っているが、心臓領域ではまだまだ問題が多い。その最大の理由は、磁場の不均一性に伴うアーチファクト (susceptibility artifact) である (Fig. 12)。また、心筋の  $T_2$  (約 30

ms) は脳の  $T_2$  (60~80 ms) に比べて短いために、データの非整合性が発生しやすい。EPIの中でも、GRE-EPIとSE-EPIをどのように使い分けていくか、multi-shot EPIの利害

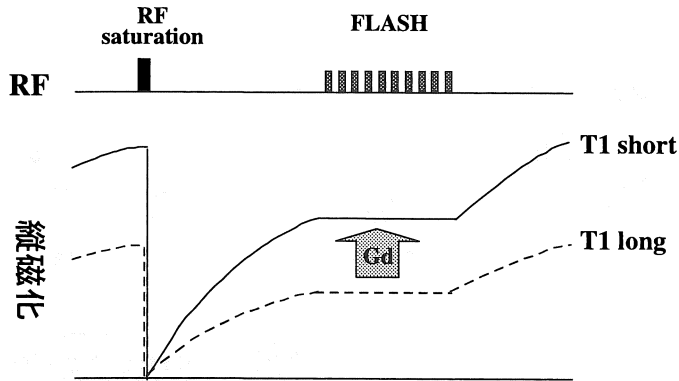


Fig. 11. Saturation-recovery turbo FLASH has a preparation pulse to make longitudinal magnetization zero.

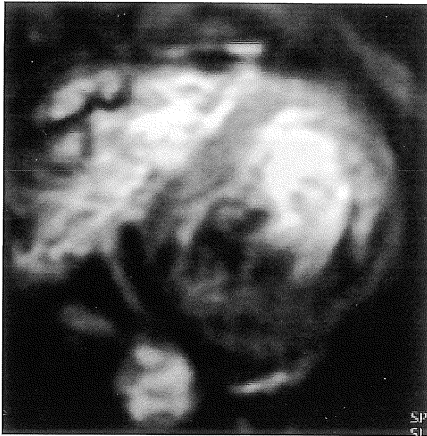


Fig. 12. Single-shot GRE-EPI (gradient-echo echo-planar imaging) of heart on a transaxial section through the ventricles using TE=22 ms, matrix=128\*128 and FOV=350 mm. Some artificial deformation is inevitable.

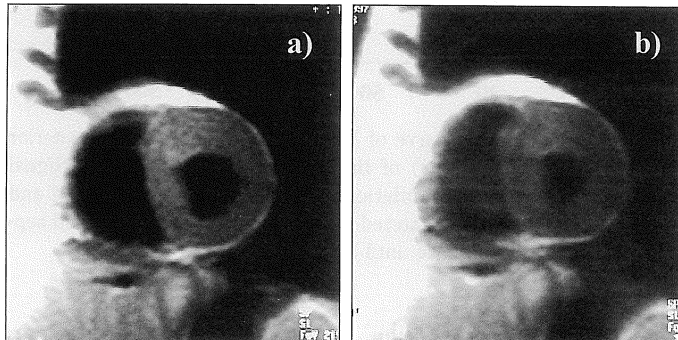


Fig. 13. HASTE on midventricular short axis. (a) A short echo-train imaging (number of phase encode=112) revealed a good quality image, while a long echo-train imaging (number of phase encode=176) revealed a blurred image.

得失など、結論が出ているわけではない。

### 3) HASTE, RARE

HASTE (half fourier single-shot turbo spin-echo) と RARE (rapid acquisition with refocused echoes) は、turbo SE 法 (後述) の極限である。即ち、一回の 90 度パルスの後、180 度パルスを 100 から 200 回程度繰り返してデータを取りきるものである。この方法は胆管膵管撮影 (MRCP: MR cholangio-pancreatoductography) のように、 $T_2$  が長く静止した液体の描出には成功を収めたのである。しかし、心筋は  $T_2$  が短くかつ拍動するので、エコーレインが長くなると、データを収集している間に信号が低下し、データの整合性が失われ、ぼけやアーチファクトを生じる。しかし、呼吸停止が困難な患者において速やかに検査を遂行するといった目的では有用であろう (Fig. 13)。

### 4) Spiral scan, BURST

Spiral scan と BURST は共に、少し込み入ったデータ収集法を有すること、および強い傾斜磁場を用いなくても実行可能であるといった点で、共通性がある。Spiral scan は、一部の装置で冠状動脈の MRA (MRCA) などに応用され、質の高い画像が得られたとの報告もある。BURST の心臓への応用は、緒に就いたばかりである。

## k-Space Segmentation

上記の超高速撮像法では、空間分解能や SNR に制約があって、形態診断としては必ずしも十分でない。そこで、何心拍かのデータを合わせて、高画質の像を得るシーケンスが作られている。この技術は一般にデータの分割収集法 (k-space segmentation) と呼ばれている。心臓や大動脈は拍動するから、このデータ分割法に心電図同期法を組み合わせて撮像する (Fig. 14)。

k-space segmentation は、スピネコー

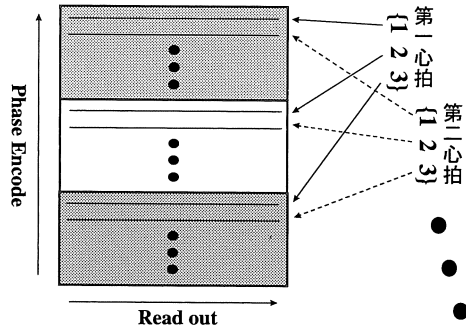


Fig. 14. k-space segmentation with ECG triggering. For example, k-space is divided into three segments. Each segment receives one line at each cardiac cycle. If a k-space with 98 lines is divided into 7 segments,  $98/7=14$  heart beats are necessary to fill the k-space.

(SE), グラジエントエコー (GRE), EPI, spiral scan, Burst のいずれにおいても、原理的には可能であるが、メーカーによって力点の置き方が異なり、かつ未完成の部分も多く、全体を網羅することは困難である。本稿では、比較的完成度の高い SE と GRE の k-space segmentation について述べる。現在実用化されている心臓用シーケンスの多くは、この k-space segmentation を取り入れており、極めて重要である。

### 1) 息止めシネ撮像法

GRE 法において、データ分割法を多数の心時相にわたり繰り返すと、短時間でシネ撮像ができる (Fig. 15)。さらに撮像間隔を短縮するためにデータを共有する方法 (shared echo) もある (Fig. 16)。このような工夫によって、一回の息止めで、k-space を 5~9 分割して 30~50 ミリ秒に一枚の割合で像を作ることができる。その結果、呼吸運動などによるアーチファクトが無くなって、高質のシネ画像が得られるようになった (Fig. 17)。もちろん、息止めをせずに、k-space segmentation 法によるシネ撮像を行うこともできるわけで、従来のシネ撮像に比べて、分割数分の 1 の時間で、従来と同様の像が得られる。

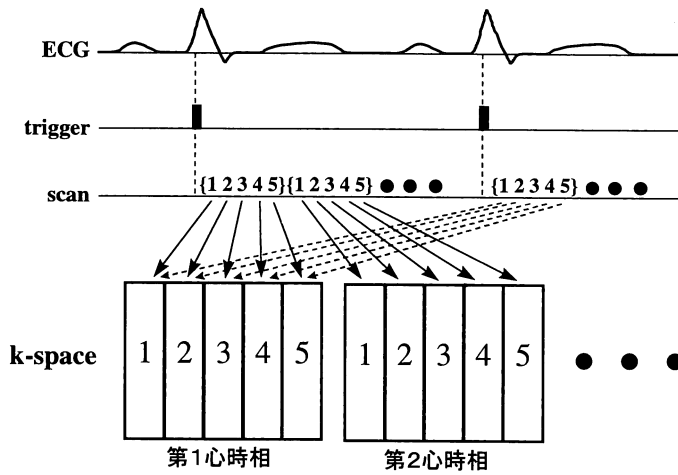


Fig. 15. MR cine imaging using k-space segmentation. In the 1st cardiac phase of the 1st heart beat, five data lines are sampled for five segments of k-space of the 1st cardiac phase. In the 2nd cardiac phase of the 1st beat, next five data are sampled for the 2nd cardiac phase. This process is repeated until the n'th cardiac phase. Next, 2nd cardiac beat's data are sampled.

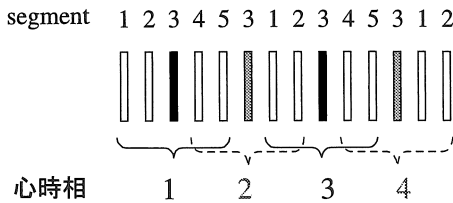


Fig. 16. Shared echo. By inserting a line (data for the 3rd segment), even number cardiac-phase images are created. Adjacent two images share data of 1st, 2nd, 4th and 5th segment's data.

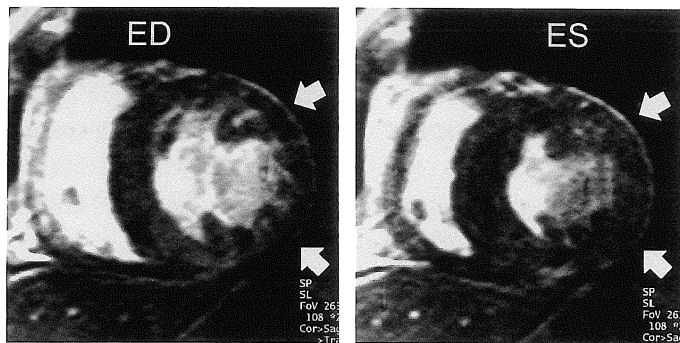


Fig. 17. Breath-hold cine MR images of a patient of myocardial infarction in the left lateral wall (arrows). End-diastolic (ED), and end-systolic (ES) images.

2) 息止め SE 法

SE 法にデータ分割法を組み合わせたものを turbo SE または fast SE という。この方法は、一回の 90 度パルスに続いて、数回から数十回の 180 度パルスをかけて、180 度パルスと同じ数の位相エンコードラインのデータを収集する。そうすると、数十回から数回の 90 度パルスで、100 から 250 位相エンコードラインの全データを取りきることができる。

これを用いると、息止め下に SE 像が得られる。それでも、SE 法は GRE 法に比べると時間がかかるので、今のところシネ撮像は困難である。また、心臓は拍動するから、動きの激しい時相では長いエコートレインを用いることはできないので、拡張期にデータを収集するなどの工夫がなされている。

息止め SE 法は、修飾法（あるいは前処置）と組み合わせて用いることが多いので、次項で例を示す。

各種の修飾法

上記の撮像法に各種の“修飾”を施して、多様な情報を得ることができる。“修飾”とは、

既に述べた撮像法に特定の情報を付加したり不要の信号を除去したりするための RF または傾斜磁場を付加することである。撮像の高速化と共に、修飾法の開発が心臓 MRI の発展に大きな役割を果たしている。各種の修飾法を以下に示す。いずれも、原理的には息止め撮像法でなくても可能であるが、息止め下に撮像する方が動きによるアーチファクトが減少する。

1) 血液信号を抑制した SE 法

心筋や大動脈壁の形態や性状を SE 法で知りたい場合は、血液信号はしばしば邪魔になる。そこで、血液信号の抑制は極めて重要な問題である。

前述した息止め SE 法に、血液を抑制するための RF パルスを組み合わせる方法が考えられた。この方法では、血液を含め体全体に前飽和パルスをかけ、血液の信号がゼロになるタイミングで撮像する。しかし、このままでは、撮像断面にも前飽和パルスがかかるので、撮像断面の信号が弱くなる。そこで、前飽和パルスかけた直後に撮像断面の磁化を反転して元に戻すという工夫がなされ、高品位の T<sub>2</sub> 強調 SE 像が得られるようになった<sup>7)</sup> (Fig. 18)。ただし、この方法でも、血流が著しく停滞しているとき

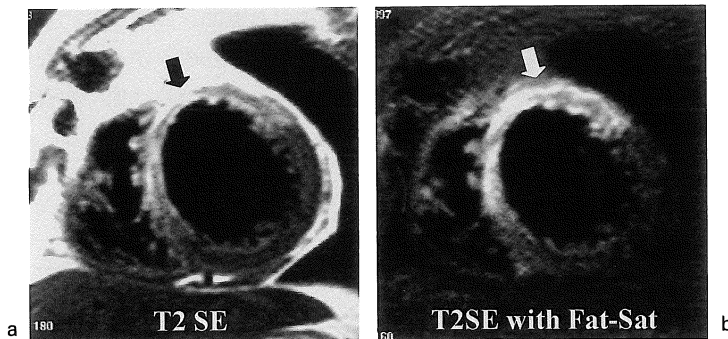


Fig. 18. Breath-hold T<sub>2</sub>-weighted SE images of myocardial infarction in the anterior wall (arrow) 38 days after the onset. The anterior wall had become thin, and high intense on T<sub>2</sub> weighted SE. (a) T<sub>2</sub> weighted SE image with dark blood preparation, (b) T<sub>2</sub> weighted SE image with dark blood preparation and fat saturation using STIR (short-tau inversion recovery)



は、撮像断面内にある血液が強い信号を持ちうる。

TOF (time of flight)-MRA では、静脈の血液の信号を抑制するために、上流にスライス選択的な前飽和パルス方法が用いられている。しかし、心臓領域では、血流の方向が複雑であったり、拍動したりするために、前飽和パルスを受けた血液が流入するタイミングと撮像のタイミングが合わないことが多い。つまり、撮像時点で飽和した血液が通り過ぎていたり、あるいは到達していなかったりで、安定した信号抑制効果が得にくいのである。そのために、上述したように、非選択的な RF パルスにより全体の磁化を反転させるという方法が考えられた。

2) 血液信号抑制と脂肪抑制を組み合わせた SE 法

脂肪は心筋や大動脈壁の周囲にあって、強い信号を有するので、しばしば邪魔になる。上述の方法に、さらに脂肪抑制法を組み合わせることにより、心筋の浮腫などを明瞭に把握することができる<sup>7)</sup> (Fig. 18)

3) 磁気標識法 (tagging)

予め磁化を縞状に変化させ、続いてシネ撮像を行えば、その縞模様は心臓の収縮と共に変形する様子を見ることができる (Fig. 19)。

縞状の磁化の模様 (磁気標識) を作る方法として最初に提案されたのは、撮像面に直行するスライスを、通常のスライス選択と同じように、励起 (または反転) させるものである<sup>8)</sup>。この方法では、一本ずつ任意の方向に線を入れ

ていくことができるが、何十本もの線を入れようとすると、時間がかかりすぎる。

続いて、巧妙な方法により、平行な縞模様を作ることができることが示された。これは、SPAMM (spatial modulation of magnetization) と呼ばれる<sup>9),10)</sup>。これを用いると、互いに直行する縞模様から、正方格子模様を作ることができる。この正方形が経時的に変形する様子をシネ撮像することにより、心筋の収縮状態を評価できる。心筋梗塞症例における SPAMM 法を用いた息止めシネ撮像を Fig. 20 に示す。

正方形に区切られた心筋の動きは四つの要素に分けて考えることができる<sup>11)</sup>: 1) 平行移動 2) 回転 3) 伸縮歪み 4) ずれ歪み (Fig. 21)。これらは、各格子点 (縞模様の交点) の座標を追跡することによって求められる。

心筋の動きは三次元的であるが、三次元撮像法は、まだできていない。そこで、直行する二次元撮像を行って三次元データを合成する試みがなされ、肥大型心筋の動きの解析などが行われている<sup>12)</sup>。

しかしながら、格子模様を自動的に追跡して処理するソフトウェアは未完成であって、どの施設でもできるものではない。また、変形がわかっただけでは、筋肉に働く力がわからない。筋肉が自発的に収縮したのか、周囲に引っ張られて変形したのかがわからない。その他課題は多いが、この方法は他の検査法をもってしては代え難い情報を含んでいる。

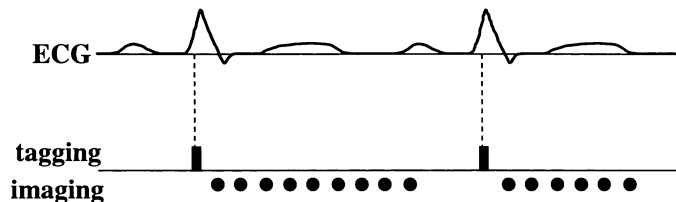


Fig. 19. Sequence of tagged cine MR imaging. After preparation for tagging, conventional cine imaging is performed. Therefore, the tag moves with myocardial motion.

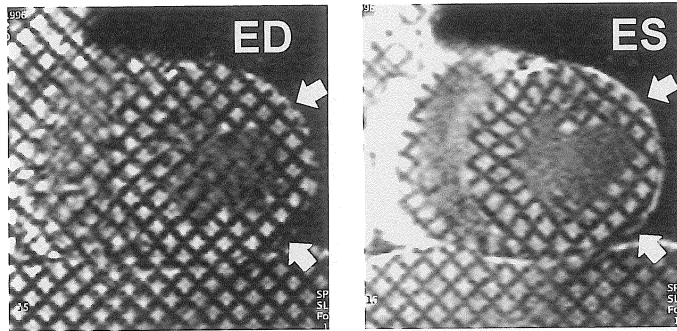


Fig. 20. Tagged cine MR images of a myocardial infarction in the lateral wall (arrows) at the end-diastolic (ED) and end-systolic (ES) phases. The patient was the same as in Fig. 17. The tagging preparation produced square stripes at the ED phase. In the ES phase, stripes in the lateral wall remained square, while stripes in the remainder of myocardium were deformed.

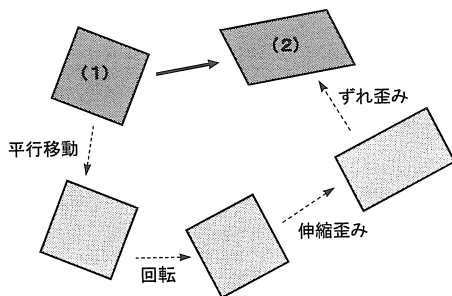


Fig. 21. Movement and deformation of myocardium from (1) to (2) can be considered to be a sum of the four processes : translation, rotation, elongation-contraction, and shear strain.

#### 4) 冠状動脈 MRA (MRCA)

冠状動脈は心臓周囲の脂肪の中を通っている。脂肪は、MRI ではたいいていの撮像法で強い信号を出す。そこで、MRCA (magnetic resonance coronary angiography) において、脂肪抑制は極めて重要である。MRCA における脂肪抑制は、通常 CHESSE パルス (chemical shift selective pulse) を用いて行われる。つまり、脂肪に選択的な帯域を持った RF パルスにより脂肪の磁化を飽和させる。この脂肪抑制を成功させるためには、十分磁場を均一にする (shimming する) 必要がある。現在通常行わ

れている MRCA は k-space segmentation 法と脂肪抑制法と心電図同期法を組み合わせた GRE である<sup>13)</sup>。このほか、spiral scan 法を応用するなどして、新しい撮像法の工夫がなされており、さらに改良されるものと思われる。MRCA は、広い意味では TOF-MRA に属し、冠状動脈の描出に最適化する工夫を施したものとイえる。

a) 二次元 MRCA この方法は、1 回の息止めで、1 枚の 2 次元画像を撮るものである。これによれば、限局した狭窄をかなりよく描出できる (Fig. 22)。ただし、冠状動脈は屈曲蛇行しているから、これを追跡するには何十回もの息止めを繰り返さねばならない。また、息止めの位置は、毎回少しずつ異なるので、ねらった部位に正確に当たるとは限らない。従って、この方法で冠状動脈の全体像を評価することは、臨床的には現実的では無いように思われる。既知の狭窄部位 (例えば PTCA 後) の経過観察などでは、ある程度有用かもしれない。

b) 三次元 MRCA 最近呼吸同期下に三次元データを撮像する試みも行われている。これは、横隔膜の高さを実時間で観察しながら、横隔膜が一定の高さになったときのデータを集めるものである (Fig. 23)。これによると、かな

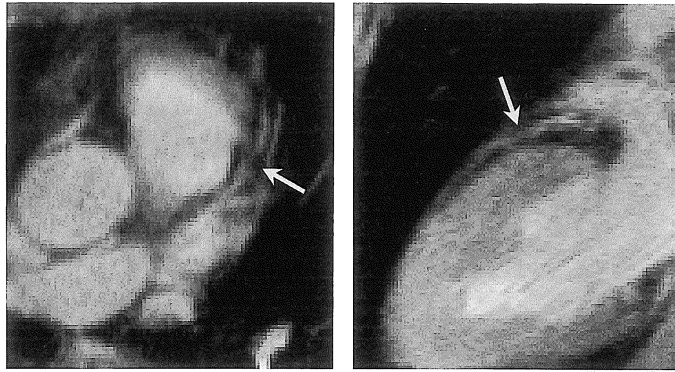


Fig. 22. 2D-MRCA (magnetic resonance coronary angiography) of LAD (left anterior descending artery) with a significant stenosis (arrow). Fat signal is suppressed with CHES (chemical shift selective) pulse.

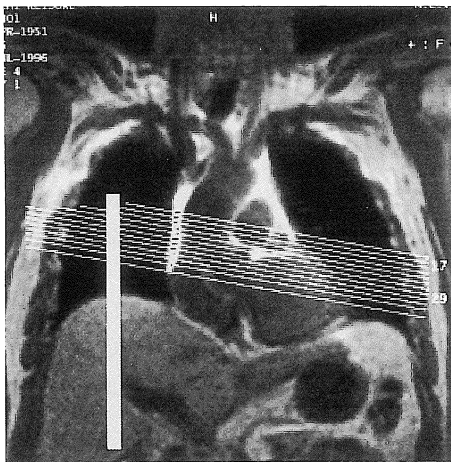


Fig. 23. 3D-MRCA with respiration gating monitors diaphragmatic level in real time using a line scan placed at the vertical white bar. Data at diaphragmatic level in a given width are saved in k-space, and the remainder are discarded.

り広い範囲を、安静呼吸下に取りきることができる。しかし、狭窄性病変の評価には、まだ不十分のように思われる。

## 文 献

1) Elster AD : Questions and answers in magnetic

resonance imaging. St Louis, USA : Mosby, 1994. 日本語訳 : MRI「超講義」Q & A で学ぶ原理と臨床応用. 東京 : 医学書院 MYW, 1996

- 2) Earls JP, Rofsky NM, DeCorato DR, Krinsky GA, Weinreb JC : Breath-hold single-dose gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography : usefulness of a timing examination and power injector. *Radiology* 1996 ; 201 : 705-710
- 3) Prince MR, Chenevert TL, Foo TK, et al. : Contrast-enhanced abdominal MR angiography : optimization of imaging delay time by automating the detection of contrast material arrival in the aorta. *Radiology* 1997 ; 203 : 109-114
- 4) Sakuma H, Blake LM, Amidon TM, et al. : Coronary flow reserve : noninvasive measurement in humans with breath-hold velocity-encoded cine MR imaging. *Radiology* 1996 ; 198 : 745-750
- 5) Lima JAC, Judd RM, Bazille A, et al. : Regional heterogeneity of human myocardial infarcts demonstrated by contrast-enhanced MRI : potential mechanisms. *Circulation* 1995 ; 92 : 1117-1125
- 6) Wilke N, Jerosch-Herold M, Wang Y, et al. : Myocardial perfusion reserve : assessment with multisection, quantitative, first-pass MR imaging. *Radiology* 1997 ; 204 : 373-384
- 7) Simonetti OP, Finn JP, White RD, Laub G, Henry DA : "Black blood" T<sub>2</sub>-weighted inversion-

- recovery MR imaging of the heart. *Radiology* 1996 ; 199 : 49-57
- 8) 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 : 59-74
- 9) Axel L, Dougherty L : MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization. *Radiology* 1989 ; 171 : 841-845
- 10) Axel L, Dougherty L : Heart wall motion : improved method of spatial modulation of magnetization for MR imaging. *Radiology* 1989 ; 172 : 349-350
- 11) 巽 友正著, 連続体の力学 (岩波基礎物理学シリーズ第2巻), 東京 : 岩波書店, 1995 : 35-43
- 12) Young AA, Kramer CM, Ferrari VA, Axel L, Reichek N : Three-dimensional left ventricular deformation in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 1994 ; 90 : 854-867
- 13) Manning WJ, Li W, Boyle NG, Edelman RR : Fat-suppressed breath-hold magnetic resonance coronary angiography. *Circulation* 1993 ; 87 : 94-104

## Clinical Application of Fast MRI : Heart and Great Vessels

Naoaki YAMADA

*Department of Radiology, National Cardiovascular Center  
5-7-1 Fujishiro-dai, Suita, Osaka 565*

Recently developed cardiovascular imaging techniques are reviewed. In addition to rapid acquisition, various sophisticated techniques for the modification of image contrast are of growing importance.

Rapid imaging techniques, including turbo-FLASH, EPI, HASTE or RARE, spiral scan and burst can create one or more two-dimensional images per cardiac cycle. Among these, turbo-FLASH or similar sequences are most commonly available for dynamic imaging in order to visualize cardiac perfusion following bolus administration of contrast agent.

Three-dimensional rapid gradient-echo imaging can achieve excellent contrast for MR angiography, such that this method may come to replace conventional angiography in part. High contrast in the central region of k-space is essential for high quality MR angiography.

In addition to those involved with the speed of acquisition, various preparations and modifications are of importance in cardiovascular imaging. Inversion pulse can be used to achieve high  $T_1$  contrast, dark blood imaging and fat suppression. Tagging pulses are used to study cardiac strain. Phase-contrast techniques can be used to measure flow velocity in the aorta, cardiac chambers and coronary arteries. The k-space segmentation technique in combination with ECG triggering provides excellent cine images and spin-echo images during breath holding without motion artifact. Synchronization with respiratory motion may be useful for obtaining three-dimensional data during normal respiration.