

# MRIによる心機能の評価

山田 直明

国立循環器病センター放射線診療部

## はじめに

恐らく、心疾患はMRIにおいて他のどの領域よりも定量評価が重視される分野である。心室の容積は幾らか、駆出率は幾らか、心筋の厚みや収縮率は幾らか、弁逆流量は幾らかといったことが臨床の心臓医学において常に問題になる。心疾患における超音波、CT、MRIなどの非侵襲的診断法の近年の進歩にはめざましいものがあるが、定量評価という意味ではいずれの診断法も問題点を抱えている。

MRIにはシネMRI、タギング法、あるいは位相による流速評価法といった色々な撮像法があって心機能の評価する有力な手法のように思われる<sup>1)</sup>。にもかかわらず、いまだにMRIが心疾患の臨床検査法として定着していない。この問題は撮像法とデータの処理法の両面から考えなければならない。だがMRIの技術は進歩していて、近い将来心臓疾患における標準的な検査法になることが期待されている。一部では心臓（あるいは循環器）に特化した装置が開発されつつある。そこで現在用いられている、あるいは研究されているMRIの技法について、その原理と有用性および定量化に向けての課題について述べる。

## 心機能の評価するためにどのような撮像法があるのか？

MRIにより心機能の評価する方法はシネ撮

像法を基本としている。単純なシネ撮像法のほかに位相による速度測定法やタギング法がある。

いずれにせよ短時間に多くの心時相の像を得るためには、高速撮像の技術が必要である。高速撮像には強い傾斜磁場と高速の信号処理が必要である。また、信号雑音比（SNR）を上げるために、ボディ用表面コイルが必要である。表面コイルでは、コイル表面から離れるほど信号が弱くなる。それゆえに体の深部の信号は弱くなる。心臓の後壁まで感度を上げるためには、背側と腹側からはさみ撃ちにするタイプが必要である。側壁にも表面コイルをおけば更に改善される可能性がある。

### 1. シネ撮像法

シネ撮像法はある断面を多数の心時相にわたり繰り返し撮像して心臓の収縮拡張機能の評価するものである。

シネ撮像法には通常グラジエントエコー（GRE）法が用いられる。スピンエコー（SE）法でも複数の心時相の像を得ることができるが、GRE法に比べて心時相間隔が広く正確な拡張末期像や収縮末期像を得るには時間がかかる。よって本稿ではGRE法によるシネ撮像法について述べる。

シネ撮像法を用いて心室容積、駆出率、心筋重量などを定量的に求めることが可能である<sup>1)~3)</sup>。しかし信頼できる定量性を得るためには、以下に述べるように幾つかの注意が必要である。

---

キーワード magnetic resonance imaging, cardiac function, cine MRI, velocity mapping, tagging

境界の認識：シネ撮像法において心筋と心内腔のコントラストは主として血液の撮像断面への流入効果によっている。短軸像では血流は断面に垂直に流入するから強い信号をもつ (Fig. 1)。しかし長軸像では流入効果が弱いのでコ

ントラストが小さい。特に心内膜に沿う部分や心尖に近い部分では血流の信号が低下して心筋との境界が不明瞭になる。その結果心内腔を過小評価し、壁厚を過大評価する (Fig. 2)。ただし心機能が低下している場合は短軸像でも流

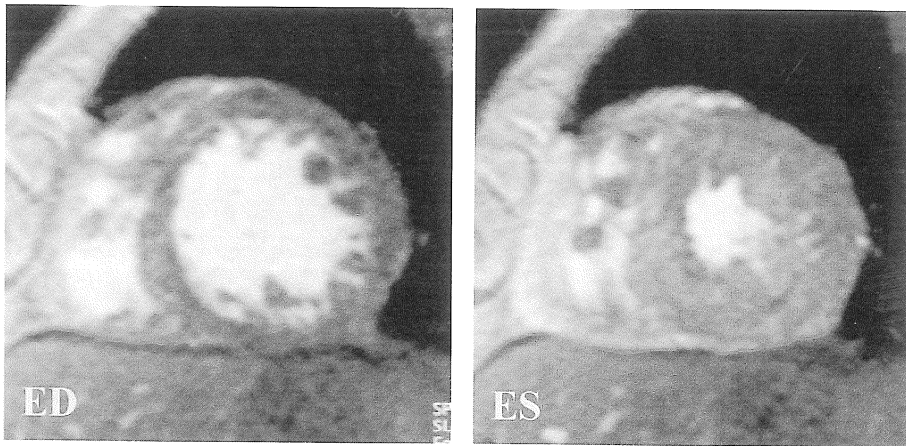


Fig. 1. Short-axis cine MRI of a patient of mitral regurgitation. End-diastolic (ED) and end-systolic (ES) phase images. Intraluminal blood has high signal due to the in-flow effect.

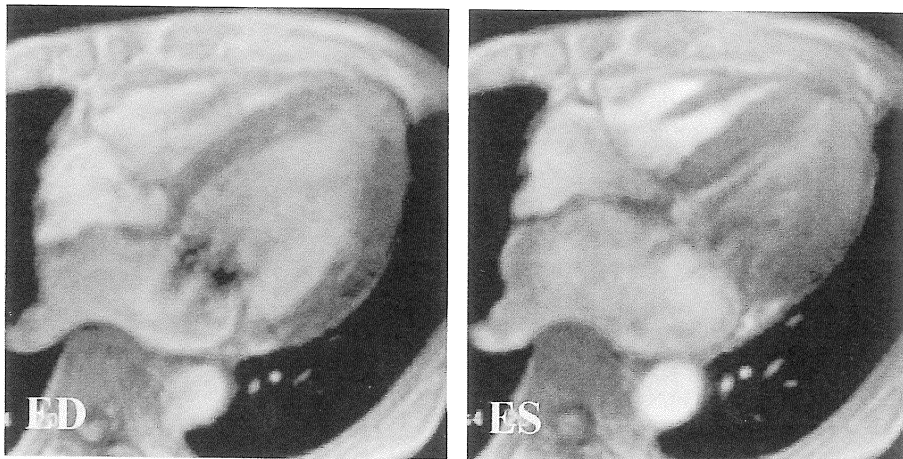


Fig. 2. Long-axis cine image at enddiastolic (ED) and endsystolic (ES) phases of the same patient as Fig. 1. Intraluminal blood signal is lower than that in short-axis due to weak inflow effect, and hence the contrast is low between the myocardium and the intraluminal blood space.

1999年6月11日受理

別刷請求先 〒565-8565 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

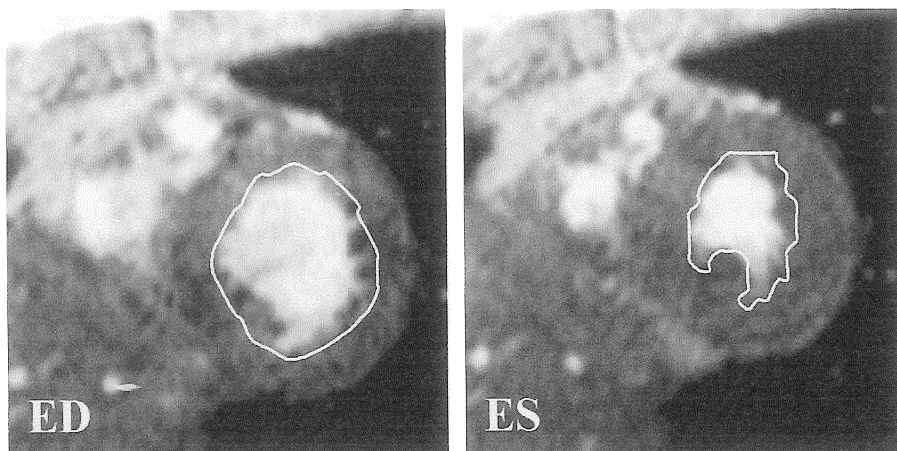


Fig. 3. Short-axis cine of a patient with normal function. An example of tracking of endocardial border. Trabeculations are included in the cavity, and thick papillary muscles are included in the wall.

入効果が低下する。流入効果を相対的に強調するにはスライスを薄くするとよいが、あまり薄くすると信号雑音比が低下する。心内膜の境界を決める上で肉柱の取り扱いはかなり面倒である。拡張期には肉柱が開いているが、収縮期には収束する。肉柱の隙間の血液は流れが遅いため強い信号をもたないから肉柱は実際以上に厚く見える。そこで肉柱は内腔に含めて考える方がよい (Fig. 3)。

部分体積効果：通常のシネでは5~10 mmのスライス厚を用いるが、スライスと壁が平行になると部分体積効果により壁厚が不正確になる。短軸のスライスは壁とおおむね直行するが、心尖に近いところでは平行に近くなるので不正確になる。スライス厚を薄くすれば部分体積効果が少なくなるが、信号雑音比が低下する。

心室の形状：左心室に関してはX線シネアンギオにおいてエアレンクス法など幾つかの簡便法が考えられ用いられている。シネMRIでも幾つかの形状を仮定した簡便法の検討がなされている<sup>3)</sup>。しかし、現在のところ短軸のシンプソン法 (Fig. 4) が最も信頼できるとされ

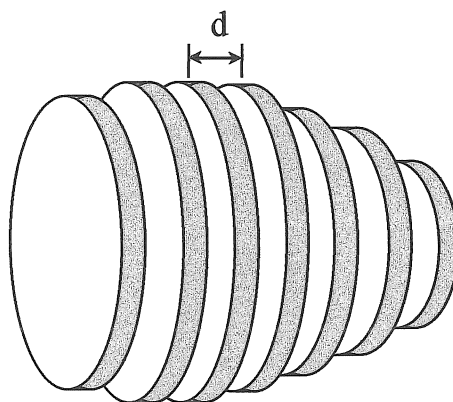


Fig. 4. Simpson rule for ventricular volume. The total volume ( $V$ ) is the sum of the area ( $A_i$ ) on each slice multiplied by slice interval ( $d$ ):  $V = \sum A_i \cdot d$ . This rule is applicable to any geometry of the ventricle.

ている。長軸を用いた簡便法があまりうまく行かない理由は二つ考えられる。第1に、シネMRIは断層像であるから一つの断面で心臓の全景を表すことは不可能な場合が多く、断面が少しづれただけで心室の長さが過小評価される。第2に、上記に述べたごとく、特に心尖

部では心筋と内腔の境界が不明瞭になりやすい。

不整脈への対応と real time scan : 心臓は動くものである。心疾患の患者の多くで不整脈が見られる。正常な心臓でも脈拍は呼吸の状態や精神的状態により変動する。また心臓の位置は横隔膜の高さ、つまり呼吸の深さにより変動する。現在までのところシネ MRI は十数心拍以上のデータを使って再構成されるので、脈拍の不整や呼吸運動には対応できない。それゆえに心臓疾患における MRI の臨床的な有用性を真に確立するためには実時間で撮像する必要がある。その努力は続けられており、最新の装置では毎秒 5~10 枚の撮像が可能になっている。近い将来毎秒 20 枚以上撮像しながら表示することが可能になるであろう。

#### データ処理法

シンプソン法は区分積法である。したがってシンプソン法はスライス数が多いほど正確になるし、心室の任意の形状に対応できる。スライス数が多くなると撮像と処理に時間がかかるが、少なければ不正確になる。大体の目安として、少なくとも 5 スライス以上望ましくは 10 スライス以上用いる方がよい。

今後に残された最大の問題は撮像の高速化よりも恐らく得られた画像の処理、特に境界の自動認識である。今のところ境界を自動認識するソフトは不完全であって手で補正したり書いたりしなければならない。シンプソン法で 10 断面近くの各心時相の境界を手動的にトレースするにはかなりの時間がかかるし、担当者の癖によって安定しない。境界の自動認識のためには恐らく画像のコントラストの改善も必要であろう。流入効果に依存するシネ撮像法には限界があるかもしれない。血液の信号を抑制する撮像法や血中停滞型の造影剤を注入する方法も考えられている。

## 2. 局所壁運動解析法

通常のシネ MRI では面内の回転移動や面に直行する動きがわからない。このような局所的

な壁運動を解析する方法としてタギング法と位相による速度測定法があるが、それぞれ一長一短がある。本稿では主にタギング法について述べる。

タギング法は前処置により格子状、平行線状あるいは放射状の縞模様(タグ)をつけ、続いてシネ撮像法により心時相を追って変形する様子を観察する。タグは R 波の直後に付けられ、シネ撮像法によるデータ収集が続く。タグを付ける方法として現在は SPAMM (spatial modulation of magnetization) 法が主に用いられているが、一部でスライス選択 RF を撮像断面に垂直な方向にかけする方法や DANTE (delays alternating with nutations or tailored excitation) 法も用いられている。SPAMM 法は RF と傾斜磁場の巧妙な組み合わせにより平行線の縞模様を短時間のうちに付ける。これを直行する 2 方向にかければ格子状の模様になる<sup>4)~5)</sup>。DANTE 法でも平行線状あるいは格子状の縞模様を短時間に付けられる。DANTE 法は SPAMM 法に比べて細い線が付けられるがタグの持続時間が短い。

いずれの方法にせよタグは撮像断面に直行する無限の長さにつく (Fig. 5)。心室は収縮期に心尖に向かって移動する (Fig. 6)。したがって短軸のシネでは心時相が進むにつれて少しずつ異なる心筋を見ることになる (Fig. 7)。しかしこの問題は致命的ではない。大まかに心基部、中央部、および心尖部といった分け方で評価してよい場合には短軸のシネは十分有用である。

タグを用いると心筋の変形を可視化することができるから、通常のシネ MRI で壁の境界のみを見るよりも詳しい情報が得られる。タグは処理されていなくてもその変形を視覚的に評価することにより心筋の異常運動を検出できる (Fig. 8)。

#### タグの追跡と処理

定量的な情報を得ようとすればタグが付いている心筋の座標を追跡しなければならない。格

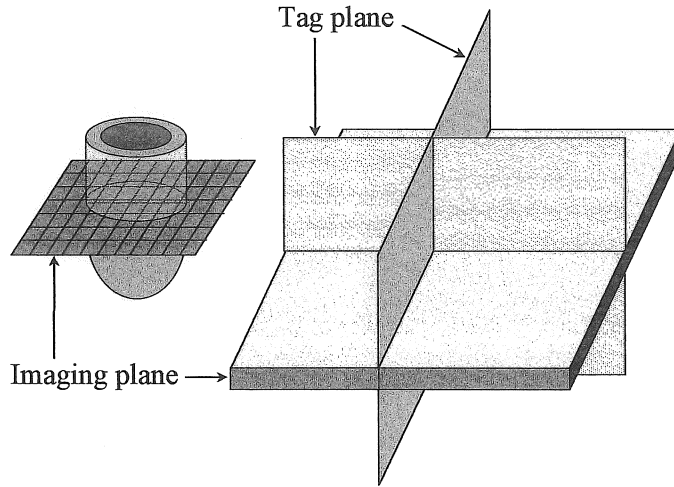


Fig. 5. Tag is not a line but a plane perpendicular to the imaging slice.

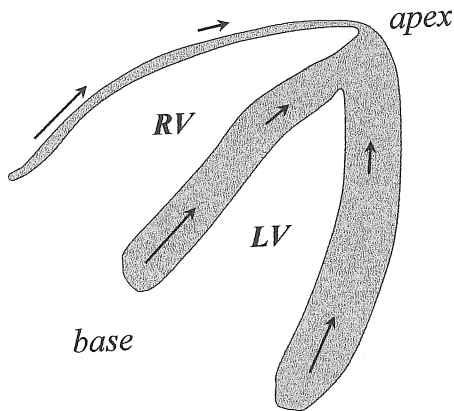


Fig. 6. Myocardium moves toward the apex during the systolic phase.

子状のタグの場合は通常はタグの交点の座標を求める。タグの交点は多数あるからすべて用手的に行うことは非現実的である。そこでできるだけ自動的に追跡するソフトが必要である。今のところ十分な精度で完全に自動化されたソフトは存在しない。現在のところ半自動ソフト、つまり追跡された交点を用手的に補正しながら用いるソフト、が現実的である。また市販されたソフトもないので各研究グループは自作のソフトを使って解析処理している。

タグの追跡により心筋の各点の座標の時系列が得られる。座標はデジタルデータであるか

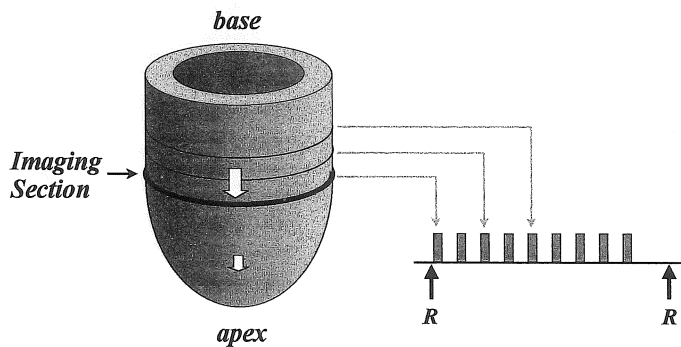


Fig. 7. Imaging section is fixed during the cardiac cycle. Each image at different cardiac phase displays different myocardium.

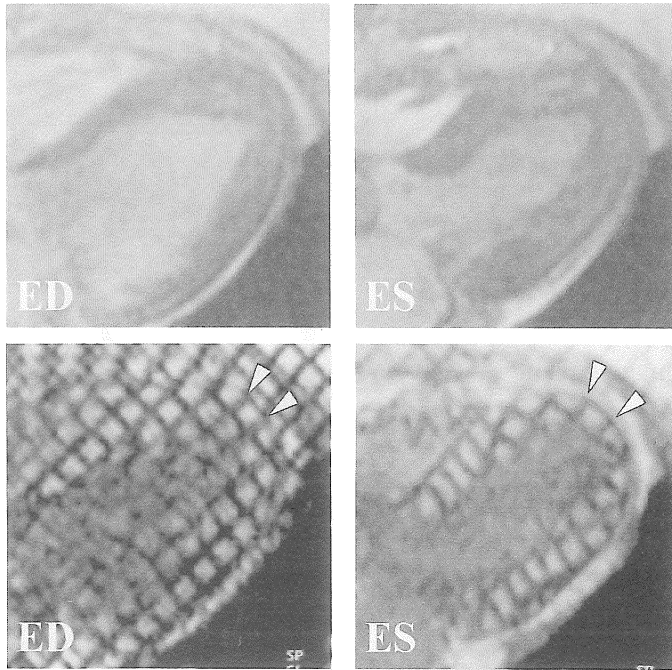


Fig. 8. Long axis cine (top) and tagging cine (bottom) at enddiastolic (ED) and end-systolic (ES) phases. The apex of the left ventricle seems to thicken during the systolic phase (top), but the apex is dyskinesic because distance between the adjacent tags increased at the enddiastolic phase (arrowheads).

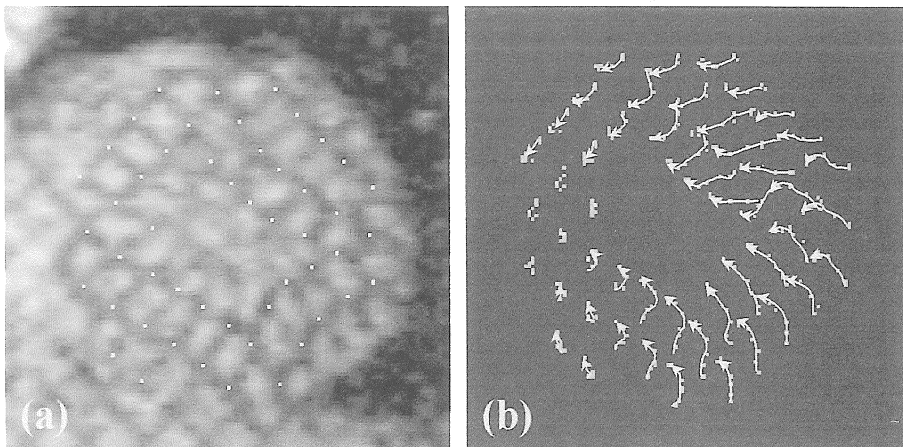


Fig. 9. Tagging cine of a normal volunteer  
(a) semiautomatically tracked cross points (white dots) are superimposed on an endsystolic image.  
(b) trace of the cross points from the enddiastole to the endsystole.

ら、それを計算処理することにより心筋の動きに関する色々な定量的な指標が計算できる。心筋のある点の座標の時系列から、その点の軌跡が可視化され (Fig. 9)、心筋の移動距離や回転角が計算できる<sup>6)</sup>。心筋の移動は側壁で大きく中隔で小さいが、心筋の収縮能には直結しな

い。つまり中隔の方が心臓の重心に近い分移動距離が小さいと考えられる。左心室の心筋は螺旋状の配列をしており、そのため心基部と心尖部では異なる回転をする。つまりねじれ運動をする。収縮期にねじれた心筋は拡張期に戻る (Fig. 10)。心基部と心尖部の2断面における

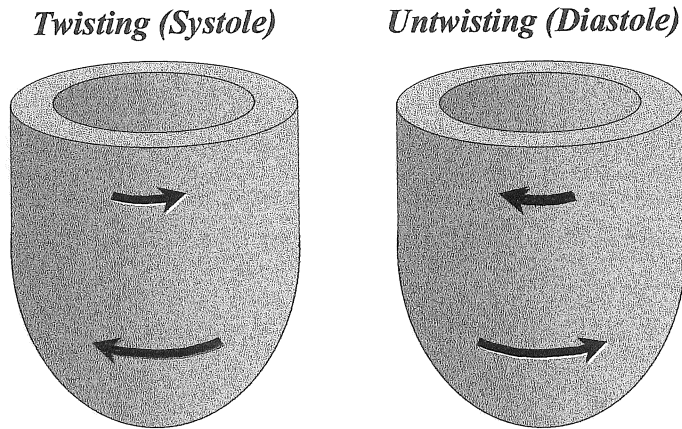


Fig. 10. Myocardium rotates counterclockwise in the apical region and clockwise in the basal region during the systolic phase (twisting), and re-wind during the diastolic phase (untwisting).

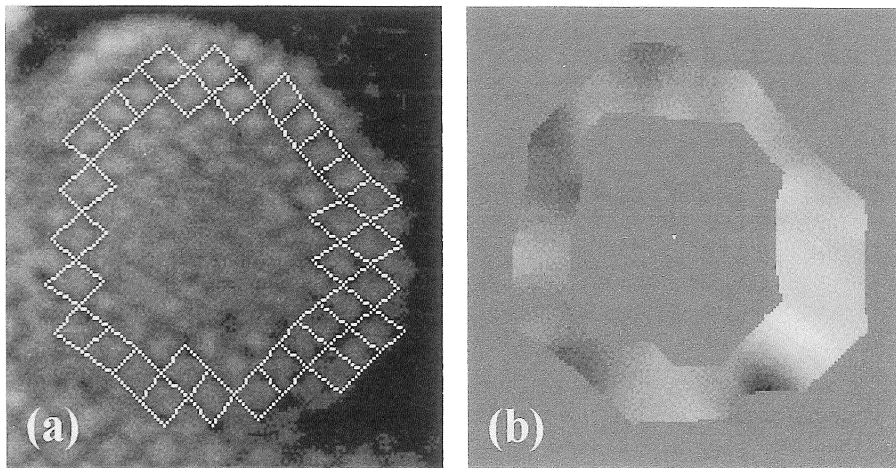


Fig. 11. Tagging cine of a patient with dilated cardiomyopathy  
 (a) Semiautomatically tracked grid-tag is superimposed on the original image at the enddiastolic phase. Deformation of the grid is extremely small in the septum and moderate in the lateral wall.  
 (b) Functional image of the circumferential shortening.

心筋の回転の違いから左心室のねじれが計算できる。また、三又は四点の座標から三角形あるいは四角形が形成され、その変形を表す指標すなわち最大主値、最小主値、壁肥厚率、心室周囲短縮率などが計算できる。これらを画像化すれば心機能画像になる<sup>7)</sup> (Figs. 11, 12)。正常の心筋でも側壁の方が中隔よりも変形が大きい移動距離ほどの差はない<sup>8)</sup> (Fig. 13)。主値

というのは、多少の誤解が生じることを覚悟の上で言うが、菱形の対角線の長さのようなものである。したがって心筋が周径方向に伸びても縮んでも同じ値を取りうる (Fig. 14)。したがって壁が伸展するような場合には主値は意味をなさず、壁の肥厚率や周囲短縮率の方が心機能に直結する。

今のところ心筋の三次元的な動きの情報を一

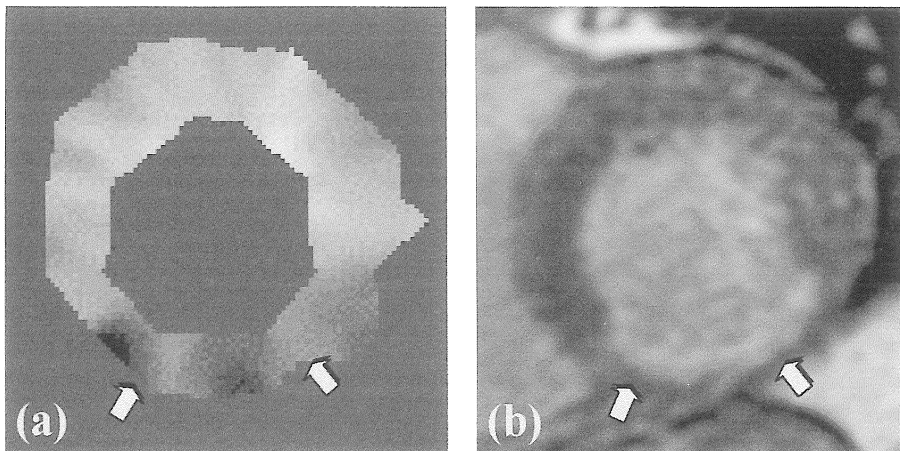


Fig. 12. Acute myocardial infarction of the inferior wall of the left ventricle. An image of minimum principal value (left) shows severe hypo- or a-kinesis of the inferior wall (arrows). (b) Dynamic study revealed late phase enhancement of the inferior wall.

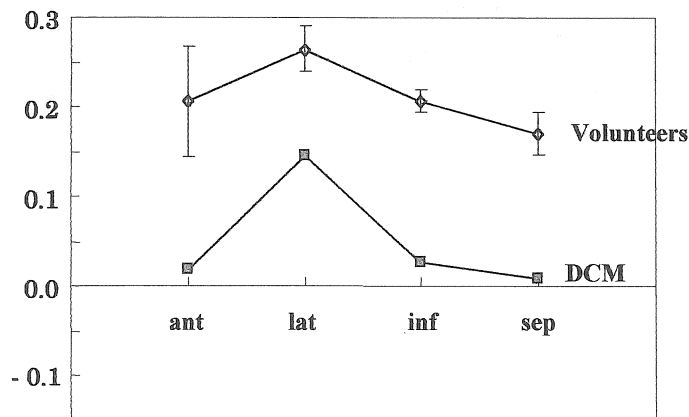


Fig. 13. Circumferential shortening of the left ventricle in volunteers (5 persons) and a patient of dilated cardiomyopathy (DCM). The patient is the same as that of Fig. 10.



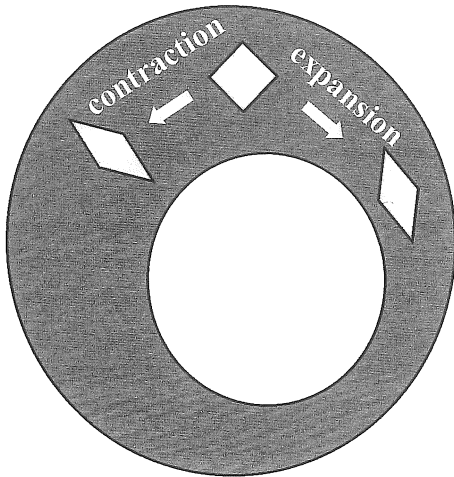


Fig. 14. Both contraction and expansion of the ventricle can have the same principal value.

回の撮像で得ることはできない。そこで短軸と長軸の像を別々に撮像して後で合成処理する方法が研究されている<sup>9),10)</sup>。彼らの研究は大変精力的なものであるが相当手間もかかり臨床的に簡単に用いるものではない。

### 3. 位相法による速度測定

血流測定法として最初に考えられたのは磁気標識法あるいはポーラストラッキング法である。この方法は現在でも部分的には用いられている。しかし心腔や大血管腔内の血流測定はほとんど位相を用いて行われる。

位相法においては一回の撮像で一方向の速度成分のみ得られる。速度ベクトルを得るためには三回撮像しなければならないので時間がかかる。そこで通常は目的とする血管に直行する断

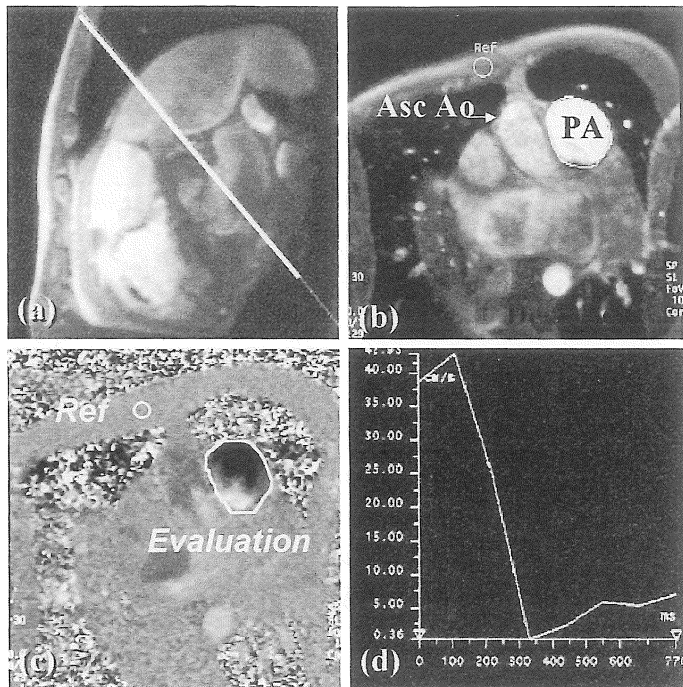


Fig. 15. Phase contrast velocity mapping

- (a) slice for velocity mapping (white line) is localized perpendicular to the main pulmonary artery.
- (b) cine MRI at the section determined by the localizer.
- (c) phase image (velocity mapping) at the slice.
- (d) time-velocity curve of the main pulmonary artery.

面を選んでこれに垂直な流れを測定する (Fig. 15). 断面に垂直な方向の速度を計測するように設定されたシーケンスでは, 速度ベクトルと断面の法線の成す角を  $\theta$  とすると, 真の流速 ( $v$ ) は測定された流速 ( $v_{obs}$ ) を使って  $v = v_{obs} / \cos(\theta)$  で表される.  $\theta = 0$  のときには  $v = v_{obs}$  となる. また, シーケンスにより測定可能な最大速度があって, 通常  $v_{enc}$  という.  $v_{enc}$  より速い速度は折り返されて小さい速度が表示される (Fig. 16). それゆえに対象とする組織の動きの速さにより適切な  $v_{enc}$  を選択しなければならない. 例えば大動脈の血流は早いので大きな  $v_{enc}$  (1~2 m/s) を, 冠状動脈内の流速は遅いので小さな  $v_{enc}$  (20 cm/s 程度) を選択するのが望ましい. 速度分布はグレイスケールで画像化される.

位相による流速測定法が定量的であるためには, 部分体積効果に注意しなければならない. まず血管 (あるいは流速) はスライス厚以上の長さにならなければ直線的でなければならない. また血管は少なくとも数ピクセル以上含むくらいの太さが必要である. 現在のところピク

セルの大きさは  $1 \times 2$  mm 程度である. したがって冠状動脈の流速測定では相対的なフローパターンなどは意味をもつが, 流量の定量性については慎重に取り扱わなければならない.

位相により心筋の三次元的な動きを解析することもできる<sup>11)</sup>. 心筋の移動速度を求めたいときは位相により直接速度を測るのがよい. タグの座標から速度を求めようとすると座標の微分をしなければならないので誤差が大きくなる. 逆に心筋の移動距離や変形を求めるときはタグの方がよい. 速度情報を基に距離や変形を求めようとすると積分が必要であるから誤差が大きくなる.

#### 心機能評価法の臨床応用

臨床的にはほとんどすべての心疾患が心機能評価の対象になる. 最も重要であるのはその頻度から考えても虚血性心疾患であり, 次に心筋症であろう. 虚血性心疾患を非侵襲的に評価することは高齢化に伴ってますますその重要性が増すであろう.

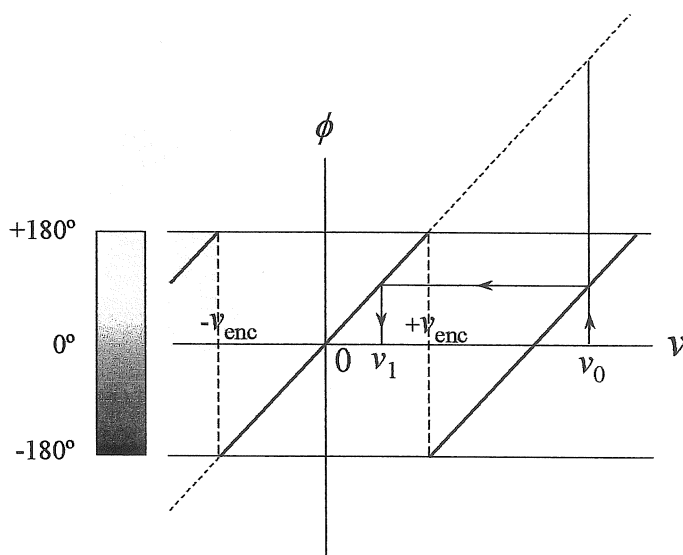


Fig. 16. Maximum encoded velocity is called "venc". If a velocity exceeds the venc, it is displayed as a lower velocity within  $\pm v_{enc}$ .

シネ撮像法は現在ではほとんどすべての装置で可能である。シネ撮像法により心室の容積、駆出率、壁厚など基本的な量が計測される<sup>1)~3)</sup>。それゆえほとんどすべての心疾患に有用である。心筋梗塞における心筋のバイアビリティを収縮期壁肥厚率から評価することができる<sup>12),13)</sup>。問題は撮像と後処理に時間がかかることであり、多数の患者のスクリーニングに用いることは困難である。今のところ日常臨床的にはエコーでは評価しにくい患者などに限って散発的に行われているのが現状である。

タグは局所心機能の評価する方法として有用である。心筋梗塞や心筋症における局所の収縮の低下や異常運動を捕らえることができる(Figs. 11, 12)。虚血心に対してドブタミン負荷試験を行い心筋の収縮性の変化をタグにより評価し、もって心筋のバイアビリティを評価する試みが報告されている<sup>8),14)</sup>。左心室におけるねじれ運動は左室機能のよい指標になりうるとされている<sup>15)</sup>。タグを追跡して処理した画像は心機能画像と言える。シネを動画として見ながら定性的に評価するよりも一枚の定量的な機能画像によって評価できる意義は大きい。タグのシーケンスは現在市販されている装置では研究用として一部のユーザーに供給されている。

流速測定法により心室の拍出量や心奇形におけるシャント量を測ることができる(Fig. 15)。上行大動脈や主肺動脈における流量は左心室あるいは右心室の拍出量に一致する<sup>16)</sup>。超音波ドップラー法と同じ原理により簡易ベルヌーイ式を用いて狭窄弁による圧較差を求めることもできる。

### 将来展望とまとめ

心機能の評価において今後の課題は三つある。高速化、三次元化および自動解析である。

高速化の極限は実時間で撮像しながら表示しかつ撮像断面を任意に変えることができる「心臓超音波のような」MRIである。つまりエコ

ーのようにアコースティックウィンドウに制限されることなく、エコーのように real time で行える MRI である。このような撮像法をインタラクティブスキャンという。現在のところ毎秒 10 コマ程度の撮像が可能になっているが、実用のためには、空間分解能時間分解能共に今一步の改善が望まれる。高速に撮像するだけなら、まもなく毎秒 20 コマ以上の撮像が可能になるであろう。高速撮像法のテクニックとしては古典的なグラジエントエコー法 (FLASH, FISP) のほかに spiral scan や echo-planar-imaging (EPI)、これらの混合法 (hybrid scan)、更に複数の表面コイルから独立に得られたデータを演算処理する方法 (SMASH, SENSE) が期待される。

心臓の動きは三次元的であるが、三次元データを得るためには長時間の撮像が必要であった。最近の高速撮像法の進歩により実用的な時間内で三次元画像が得られるようになりつつある。

恐らく最も困難な問題は自動解析であろう。高速撮像法に関しては大体目処が立ったともいえるが、心筋境界の自動認識やタグの交点の自動追跡はまだ道が遠いように思われる。現在でも半自動追跡可能なソフトは開発されているが、人の手で補正しなければ不正確で、臨床的に使うには手間と時間がかかりすぎる。短時間で客観的かつ再現性のある値を得るためには使いやすい解析ソフトの開発は必須である。自動解析しやすいコントラストをもった撮像法の開発も重要である。

最後にもう一つ、大切なことは開放的なマグネットの開発である。広く臨床に用いるためには患者に不安感を与えない開放的なマグネットが望まれる。開放的なマグネットは患者の心理的な圧迫感を軽減するのみならず、重症患者への対応や負荷試験を容易にする。

心臓の MRI はようやく臨床の緒に付いたと言える。MRI の中で今最も発展しようとしているのは心臓の領域である。MRI は非侵襲

的に心臓の機能や性状を評価する方法として期待されている。心臓のMRIは、CTというよりも、エコーを超えようとしているようにみえる。

## 文 献

- 1) Peshock RM, Willett DL, Sayad DE, Hundley WG, Chwialkowski MC, Clarke GD, Parkey RW: Quantitative MR imaging of the heart. *MRI Clinics of North America* 1996; 4: 287-305
- 2) Semelka RC, Tomei E, Wagner S, Mayo J, Kondo C, Suzuki J, Caputo GR, Higgins CB: Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology* 1990; 174: 763-768
- 3) Dulce MC, Mostbeck GH, Friese KK, et al.: Quantification of the left ventricular volume and function with cine MR imaging: comparison of geometric models with three-dimensional data. *Radiology* 1993; 188: 371-376
- 4) Axel L, Dougherty L: MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization. *Radiology* 1989; 171: 841-845
- 5) Axel L, Dougherty L: Heart wall motion: improved method of magnetization for MR imaging. *Radiology* 1989; 172: 349-350
- 6) Young AA, Imai H, Chang CN, Axel L: Two-dimensional left ventricular deformation during systole using magnetic resonance imaging with spatial modulation of magnetization. *Circulation* 1994; 89: 740-752
- 7) Axel L, Goncalves RC, Bloomgarden D: Regional heart wall motion: two-dimensional analysis and functional imaging with MR imaging. *Radiology* 1992; 183: 745-750
- 8) Kramer CM, Rogers WJ, Theobald TM, Power TP, Petruolo S, Reichek N: Remote noninfarcted region dysfunction soon after first anterior myocardial infarction: a magnetic resonance tagging study. *Circulation* 1996; 94: 660-666
- 9) Young AA, Axel L: Three-dimensional motion and deformation of the heart wall: estimation with spatial modulation of magnetization. *Radiology* 1992; 185: 241-247
- 10) O'Dell WG, Moore CC, Hunter WC, Zerhouni EA, McVeigh ER: Three-dimensional myocardial deformations: calculation with displacement field fitting to tagged MR images. *Radiology* 1995; 195: 829-835
- 11) Hennig J, Schneider B, Peschl S, Markl M, Krause T, Laubenberger J: Analysis of myocardial motion on velocity measurements with a black blood prepared segmented gradient-echo sequence: methodology and applications to normal volunteers and patients. *JMRI* 1998; 8: 868-877
- 12) Holman ER, Buller VGM, de Roos A, et al.: Detection and quantification of dysfunctional myocardium by magnetic resonance imaging: a new three-dimensional method for quantitative wall-thickening analysis. *Circulation* 1997; 95: 924-931
- 13) Baer FM, Voth E, Schneider C, Theissen P, Schicha H, Sechtom U: Comparison of low-dose dobutamine-gradient-echo magnetic resonance imaging and positron emission tomography with 18F-fluorodeoxyglucose in patients with chronic coronary artery disease. *Circulation* 1995; 91: 1006-1015
- 14) Geskin G, Kramer CM, Rogers WJ, Theobald TM, Pakstis D, Hu YL, Reichek N: Quantitative assessment of myocardial viability after infarction by dobutamine magnetic resonance tagging. *Circulation* 1998; 98: 217-223
- 15) 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
- 16) Kondo C, Caputo GR, Semelka R, Foster E, Shimakawa A, Higgins CB: Right and left ventricular stroke volume measurements with velocity-encoded cine MR imaging. *AJR* 1991; 157: 9-16

## **Evaluation of Cardiac Function by MR Imaging**

Naoaki YAMADA

*Department of Radiology, National Cardiovascular Center  
5-7-1, Fujishiro-dai, Suita, Osaka, 565-8565*

Magnetic resonance (MR) imaging is a promising technique to evaluate cardiac function of the heart noninvasively.

Cine MR imaging potentially has high accuracy in estimation of the volume of ventricular cavity, ejection fraction, systolic wall thickening and myocardial mass. Simpson's rule is the most reliable technique to calculate volume. However, several cautions should be employed for quantitative evaluation. Short axis image has a better contrast between the myocardium and the cavity depending upon the inflow effect of blood that can be weak in long-axis view and in a case with poor cardiac function.

Tagging can visualize displacement, rotation and deformation of myocardium. From deformation tensor or strain tensor, circumferential shortening and wall thickening are calculated as well as principal values. The calculated values are used to reconstruct functional images. Regional and global myocardial function or viability can be estimated for patients with myocardial infarction, cardiomyopathy, and transplanted hearts.

Phase contrast velocity mapping is also useful for quantitative evaluation of myocardial movement.

Cardiac MR imaging is a developing technique. Real time interactive scan will be available in near future. Easy or automatic postprocessing will be critical for routine clinical use of MR imaging.