

## MRI を用いた左室容積算出法の検討 — 5 種類の方法論と左室造影との対比 —

松村憲太郎<sup>1</sup>, 中瀬恵美子<sup>1</sup>, 川合一良<sup>1</sup>, 斎藤孝行<sup>2</sup>,  
灰山 徹<sup>2</sup>, 葛西 醇<sup>2</sup>

<sup>1</sup>京都南病院内科 <sup>2</sup>同 放射線科

### はじめに

MRI を用いた心機能の評価は、従来より心電図同期シネ・モード法が広く用いられて来た<sup>1)~8)</sup>。しかし、この方法では撮像時間が長いため、呼吸や少しの体動で画像が劣化することが避けられない。イメージングの高速化にともない最近では撮像時間が大幅に短縮し、特に一回の息止め下に一心周期の全画像を収集する超高速イメージングの開発は、MRI の検査時間の飛躍的な短縮をもたらした<sup>9)~11)</sup>。

MRI を用いて左室容積、左室駆出分画を求める方法は種々報告されているが、左室造影との対比でどのような方法が最も妥当であるかを検討した報告は少ない。今回、MRI を用い 5 種類の方法で算出された左室容積、左室駆出分画の精度と臨床的有用性を検討した。

### 対 象

2 カ月以内に心臓 MRI と左室造影を施行し、この間に新たな心事故の発生のなかった症例で、良好な左室像が得られ解析が可能であった連続症例とし、種々の心疾患を対象とした。MRI を

用いた 5 種類の方法とは

- 方法 1. 従来の心電図同期シネ・モード法：  
左室水平長軸断面
- 方法 2. 心電図同期スピン・エコー法：  
左室垂直長軸断面（拡張末期，収縮末期）
- 方法 3. 超高速シネ・モード法：  
左室短軸 true Simpson 法
- 方法 4. Gd-DTPA 造影超高速シネ・モード法：  
左室水平長軸断面
- 方法 5. Gd-DTPA 造影超高速シネ・モード法：  
左室垂直長軸断面

であり、左室造影との対比は

- 方法 1 : 249 例中 96 例
- 方法 2 : 69 例中 25 例
- 方法 3 : 71 例中 37 例
- 方法 4 : 170 例中 59 例
- 方法 5 : 28 例中 11 例

で施行した。対象の多くに左室壁運動障害を合併していたが、今回はこれらを区別せず検討した。

### 方 法

- 1) 心臓 MRI  
MRI 装置は島津 SMT-150X (1.5T) を用い

キーワード cine-mode MRI, ultrafast MRI, Gd-DTPA, ventricular volume, ejection fraction

た。フィールド・エコーを用いて至適断面を求めた後、以下の5種類の方法で画像を収集し、左室容積を求めた。

【方法1】従来の心電図同期シネ・モード法：左室水平長軸断面を設定し、心電図R波に同期させてシネ・モード法で画像収集した (Fig.1).

### Conventional Cine Mode

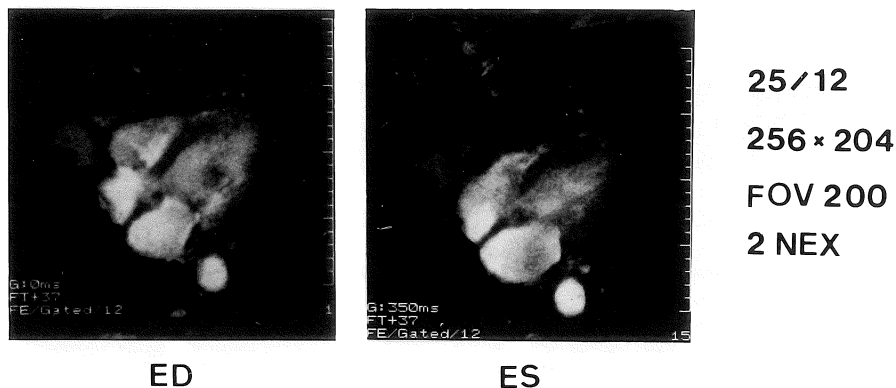


Fig.1. Left ventricular end-diastolic (ED) and end-systolic (ES) MR images obtained by method 1[ECG-gated conventional cine mode MR imaging in horizontal long axis view].

### Spin Echo

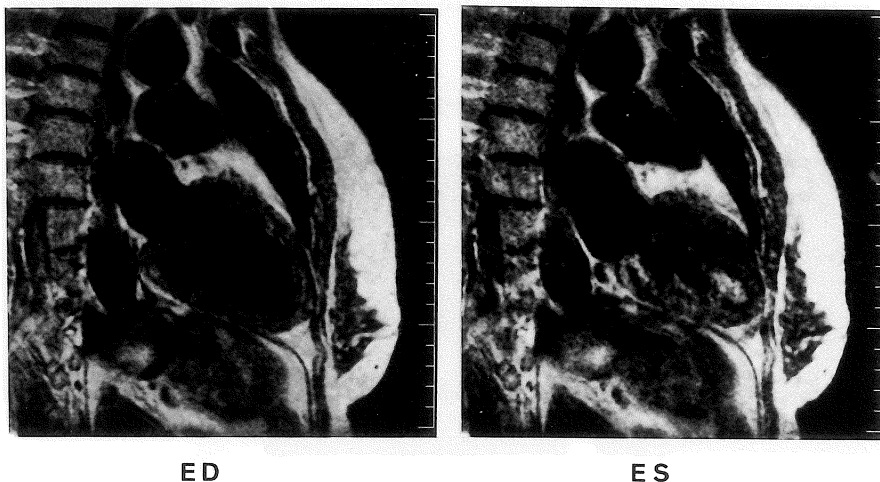


Fig.2. Left ventricular end-diastolic (ED) and end-systolic (ES) MR images obtained by method 2[ECG-gated spin echo MR imaging in vertical long axis view].

パルス系列はフリップ角 30°, TR25ms, TE12ms, マトリックス 256×204, スライス厚 10mm, field of view (FOV) 200mm, 加算回数 (NEX) 2回であった。得られた一心周期全画像より拡張末期, 収縮末期像を取り出し, 用手的に左室内腔をトレースして面積を求め, 最大長軸を決定したのち, Dodgeら<sup>12)</sup>の一方

area-length 法にて左室容積, 左室駆出分画を算出した。

【方法 2】心電図同期スピン・エコー法: 左室垂直長軸断面を設定し, 心電図 R 波に同期させてスピン・エコー法で画像収集した (Fig.2)。心電図 R 波に一致して拡張末期像, R 波から T 波終了点までの時間をインターバルとして収縮末期

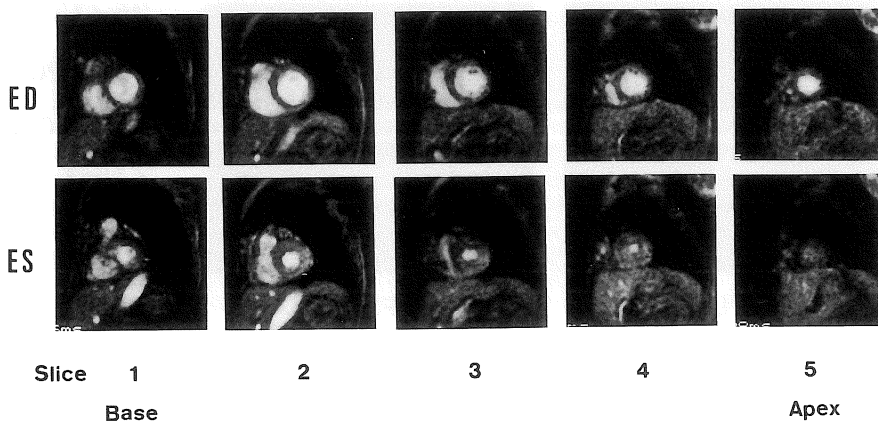


Fig.3. Ventricular end-diastolic (ED) and end-systolic (ES) MR images in multi-slice sections from left ventricular base to apex obtained by method 3(single breath-hold ultrafast cine mode MR imaging). Ventricular volumes were calculated by formula of true Simpson's rule method.

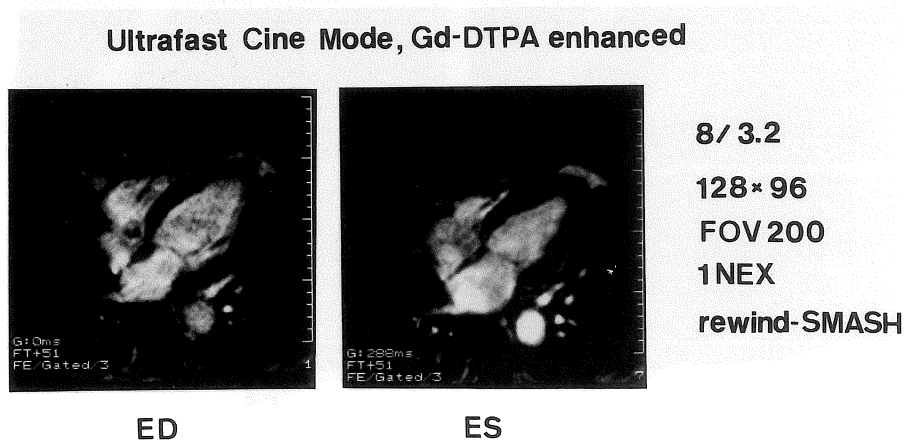


Fig.4. Left ventricular end-diastolic (ED) and end-systolic (ES) MR images obtained by method 4(single breath-hold ultrafast cine mode MR imaging with Gd-DTPA on horizontal long axis view).

像とした。パルス系列はフリップ角 30°, TR : R-R 間隔, TE25ms, マトリックス 256×204, スライス厚 8mm, FOV 200mm, NEX 2, であった。得られた拡張末期, 収縮末期画像より〔方法 1〕と同様にして左室容積, 左室駆出分画を求めた。

【方法 3】超高速シネ・モード法：左室短軸断面で心基部より心尖部までスライス厚 10mm で連続的に 5-8 スライスのシネ画像を得, 各スライスの拡張末期, 収縮末期画像を抽出して, true Simpson 法を用いて左室容積および左室駆出分画を求めた (Fig.3)。超高速シネ・モード法は武尾ら<sup>10)</sup>の報告した rewind-SMASH 法を用いた。

パルス系列はフリップ角 15°, TR 8ms, TE 3.2 ms, マトリックス 128×96 (pile encode factor 6, segment factor 16), スライス厚 10mm, FOV 200mm, NEX 1 で, 16 心拍で一心周期全画像を 48ms 間隔で収集するため, 一回の息止めでデータ収集が可能であった。これを心基部より心尖部まで 5-8 回施行し, 得られた左室短軸画像より用手的に左室内腔をトレースし, スライス厚 10mm を乗して体積を求め, 各スライスを積み重ねて左室容積を算出した。

【方法 4】Gd-DTPA 造影超高速シネ・モード

法：左室水平長軸断面で Gd-DTPA を心臓初期循環中に急速投与し, 同時に超高速シネ・モード法を施行する方法<sup>11)</sup>で, パルス系列は〔方法 3〕と同様であるが, フリップ角は 30°を用いた (Fig.4)。左室容積, 左室駆出分画は〔方法 1〕と同様にして用手的に求めた。Gd-DTPA の投与法は 0.025-0.05mmol/kg を生理食塩水 20ml に希釈し, 前腕静脈より心臓初期循環中に急速投与した。

【方法 5】Gd-DTPA 造影超高速シネ・モード法：左室垂直長軸断面で〔方法 4〕と同様に撮像し, 〔方法 1〕と同様にして左室容積, 左室駆出分画を求めた (Fig.5)。

以上の 5 種類の方法で得られた左室拡張末期, 収縮末期画像より左室容積と駆出分画を算出し, DSA 左室造影と対比した。左室内腔の認識はすべて視覚的に行い, 左室乳頭筋や肉柱をできるだけ除いた真の左室内腔をトレースするようにした。

## 2) 左室造影

左室造影は DSA を用いて右前斜位 30°と左前斜位 60°の二方向で行い, 二方向 area-length 法で左室容積を算出した。なお DSA 左室造影は経静脈法で行ったが<sup>13)</sup>, 一部の症例では経動脈

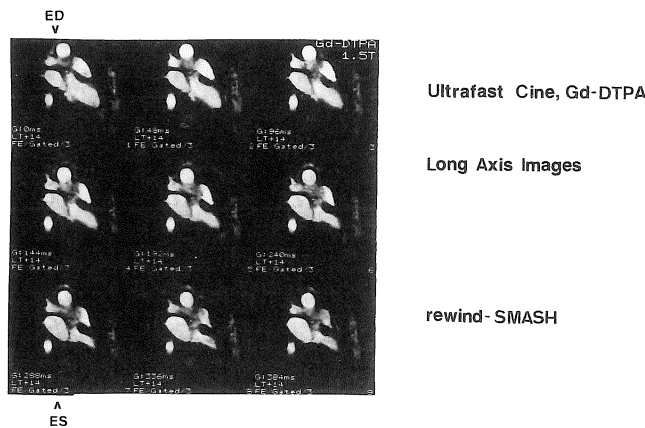


Fig.5. Left ventricular end-diastolic (ED) and end-systolic (ES) MR images obtained by method 5(single breath-hold ultrafast cine mode MR imaging with Gd-DTPA on vertical long axis view).

法を用いた。

統計学的検討は二群間の相関に最小自乗法による linear regression analysis を用い、群間比較は unpaired t-test を用いた。p<0.05 をもって統計的有意とした。

### 結 果

#### 1) MRI 画像収集と画質の比較

これまでも心電図 R 波高が非常に小さく、同期収集できない場合がまれに見られたが、この場合も脈波同期で収集可能であった。初期に超高速シネ・モード法で心電図 R 波高が減少し、収集時心電図同期が効かなくなる場合がしばしば見られたが、心電図モニターを送信機に電位減衰防止アダプターを組み込むことにより、良好な心電図同期が得られるようになった。心臓 MRI 画像の良否はアーチファクトの有無にかかっている。収集中の大きい呼吸運動や少しの体動で画像が劣化する。得られた MRI 画像を

good：左室内腔が全心周期にわたって容易にトレース可能

fair：左室内腔のトレースがやや困難であるが拡張末期、収縮末期容積は算出可能

poor：左室内腔のトレースが不能

に分類すると Table 1 のごとくであった。画質 good は方法 1 で連続 249 例中 134 例 (54%)、方法 2 で 69 例中 42 例 (61%)、方法 3 で 71 例中 46 例 (65%)、方法 4 で 170 例中 109 例 (64%)、方法 5 で 28 例中 19 例 (68%) であり、方法 1 で良好な画像を得ることがやや困難

であった。また拡張末期、収縮末期画像が不良でトレース不能の頻度は方法 2 が 69 例中 16 例 (23%) で最も高く、一方方法 3 (10%) や方法 5 (7%) で低かった。

#### 2) DSA 左室造影との比較

##### a) 従来の心電図同期シネ・モード法〔方法 1〕

96 例で DSA 左室造影との対比が可能であった。DSA 左室造影 (x) との間に拡張末期容積係数は  $y=0.813x+7.39$ ,  $r=0.948$ ,  $p<0.001$ , 収縮末期容積係数は  $y=0.717x+4.19$ ,  $r=0.954$ ,  $p<0.001$ , 駆出分画は  $y=0.678x+21.08$ ,  $r=0.752$ ,  $p<0.001$  の比較的良好な相関が見られた。DSA 左室造影に比し本法は拡張末期容積係数、収縮末期容積係数ともに過小評価した (Fig.6)。

##### b) 心電図同期スピン・エコー法〔方法 2〕

25 例で DSA 左室造影との対比が可能であった。DSA 左室造影 (x) との間に拡張末期容積係数は  $y=0.552x+11.13$ ,  $r=0.790$ ,  $p<0.001$ , 収縮末期容積係数は  $y=0.762x-0.45$ ,  $r=0.751$ ,  $p<0.001$ , 駆出分画は  $y=0.869x+12.68$ ,  $r=0.713$ ,  $p<0.001$  の相関が見られた。DSA 左室造影に比し本法は拡張末期容積係数、収縮末期容積係数ともに過小評価した (Fig.7)。

##### c) 超高速シネ・モード法：左室短軸 true Simpson 法〔方法 3〕

37 例で DSA 左室造影との対比が可能であった。DSA 左室造影 (x) との間に拡張末期容積係数は  $y=0.585x+15.25$ ,  $r=0.916$ ,  $p<0.001$ , 収縮末期容積係数は  $y=0.713x+4.85$ ,  $r=0.974$ ,  $p<0.001$ , 駆出分画は  $y=0.806x+$

Table 1. Comparison of image qualities in five methods of MR imaging

image quality	method 1	method 2	method 3	method 4	method 5
	n=249	n=69	n=71	n=170	n=28
Good	134 (54)	42 (61)	46 (65)	109 (64)	19 (68)
Fair	71 (28)	11 (16)	18 (25)	36 (21)	7 (25)
Poor	44 (18)	16 (23)	7 (10)	25 (15)	2 ( 7)

( ) %

10.91,  $r=0.806$ ,  $p<0.001$  のきわめて良好な相関が見られた。DSA 左室造影に比し本法は左室容積をかなり過小評価した (Fig.8)。

d) Gd-DTPA 造影超高速シネ・モード法：左室水平長軸断面〔方法4〕

59例でDSA左室造影との対比が可能であった。DSA左室造影(x)との間に拡張末期容積係数は $y=0.874x+2.84$ ,  $r=0.927$ ,  $p<0.001$ , 収縮末期容積係数は $y=0.783x+4.80$ ,  $r=0.949$ ,  $p<0.001$ , 駆出分画は $y=0.834x+8.43$ ,  $r=0.803$ ,  $p<0.001$  のきわめて良好な相関が見られた。DSA左室造影に比し本法は拡張末期容積

係数, 収縮末期容積係数ともに過小評価し, とくに収縮末期容積係数でこの傾向がより強く見られた (Fig.9)。

e) Gd-DTPA 造影超高速シネ・モード法：左室垂直長軸断面〔方法5〕

11例でDSA左室造影との対比が可能であった。DSA左室造影(x)との間に拡張末期容積係数は $y=0.541x+32.85$ ,  $r=0.611$ ,  $p<0.05$  の弱い相関が見られるが, 収縮末期容積係数は $y=0.197x+20.38$ ,  $r=0.346$ ,  $p<0.3$ , 駆出分画は $y=0.629x+27.79$ ,  $r=0.579$ ,  $p<0.1$  で相関は見られなかった (Fig.10)。

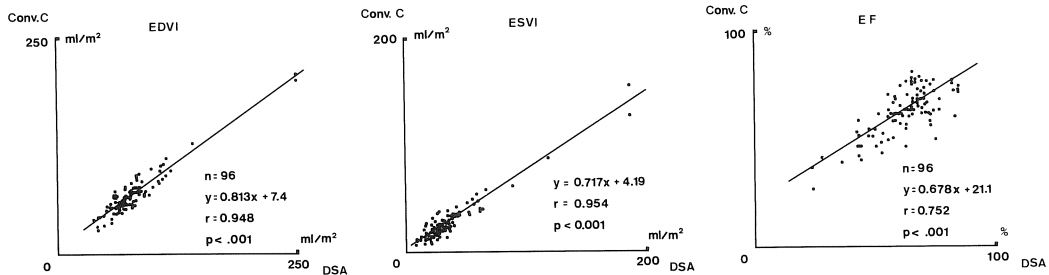


Fig.6. Correlation of left ventricular volumes and ejection fraction between method 1(ECG-gated conventional cine mode MR imaging, horizontal long axis view, single plane area-length method) and digital subtraction left ventriculography (DSA). left : end-diastolic volume index (EDVI) middle : end-systolic volume index (ESVI) right : ejection fraction (EF) Left ventricular volumes and ejection fraction showed high correlation between method 1 and DSA.

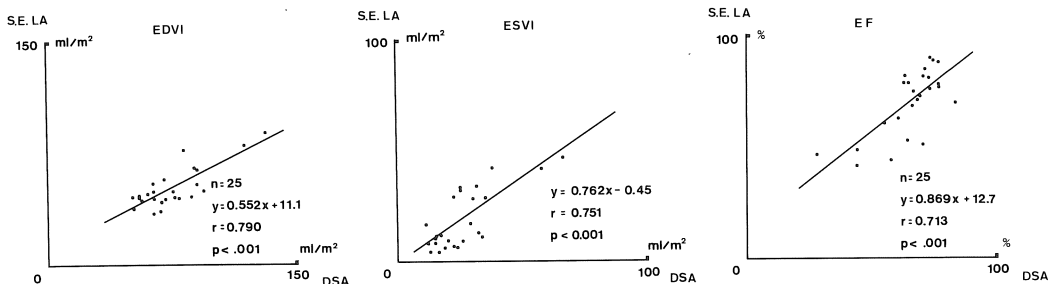


Fig.7. Correlation of left ventricular volumes and ejection fraction between method 2(ECG-gated spin echo MR imaging, vertical long axis view, single plane area-length method) and digital subtraction left ventriculography (DSA). left : end-diastolic volume index (EDVI) middle : end-systolic volume index (ESVI) right : ejection fraction Left ventricular volumes and ejection fraction showed fair correlation between method 2 and DSA.

考 察

MRI を用いた左室容積，駆出分画の算出では，画像収集法の違いによる画像の性状と容積算出のための計算法の違いにより分類される。心臓MRIの画像収集法はグラジエント・エコーを用いたシネ・モード法<sup>1)~8)</sup>とスピン・エコー法<sup>14)~19)</sup>とに大別される。いずれの方法も撮像だけで数分から十数分を必要とし，呼吸や体動によるアーチファクトのため画像が劣化するうえに，撮

像時間が長い日常臨床には制約がある。

左室容積や駆出分画を正確に求めるためには空間分解能とともに50ms以下の優れた時間分解能が必要とされる。収縮末期を同定するには一心拍10-15フレーム以上必要とされ<sup>20)</sup>，100msの時間分解能では拡張末期，収縮末期を同定することはできない<sup>21)</sup>。〔方法1〕の従来から用いられている心電図同期シネ・モード法は時間分解能は25msで，空間分解能も256×204matrixと良好だが，左室内腔の血流信号を十分に描出することができず，アーチファクトの影

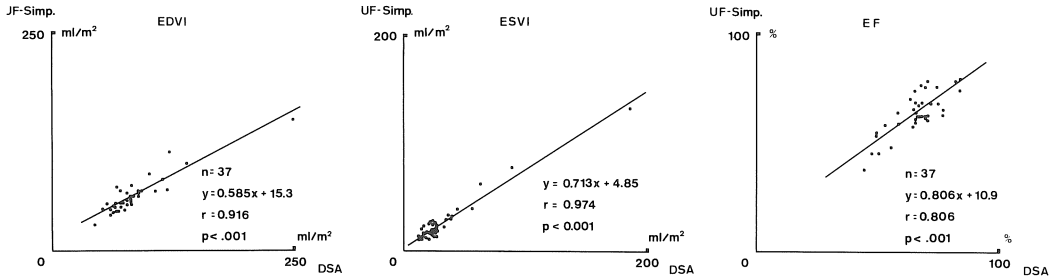


Fig.8. Correlation of left ventricular volumes and ejection fraction between method 3[sigle breath-hold ultrafast cine mode MR imaging, short axis multi-slice, true Simpson's rule method] and digital subtraction left ventriculography (DSA). left : end-diastolic volume index (EDVI) middle : end-systolic volume index (ESVI) right : ejection fraction (EF) Left ventricular volumes showed high correlation between method 3 and DSA, but left ventricular volumes were markedly underestimated in method 3.

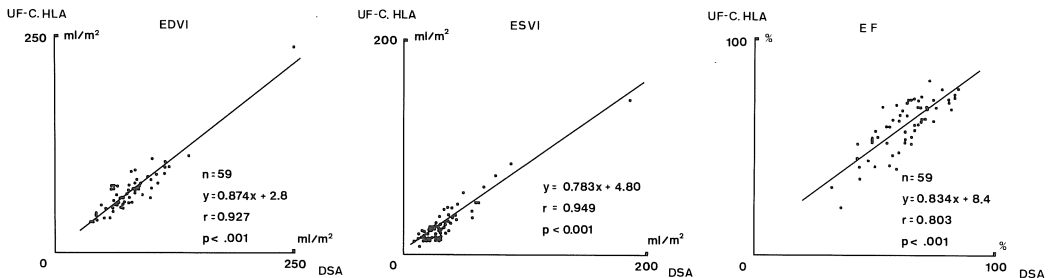


Fig.9. Correlation of left ventricular volumes and ejection fraction between method 4[single breath-hold ultrafast cine mode MR imaging with Gd-DTPA, horizontal long axis view, sigle plane area-length method] and digital subtraction left ventriculography. left : end-diastolic volume index (EDVI) middle : end-systolic volume index (ESVI) right : ejection fraction (EF) Left ventricular volumes and ejection fraction showed high correlation between method 4 and DSA.

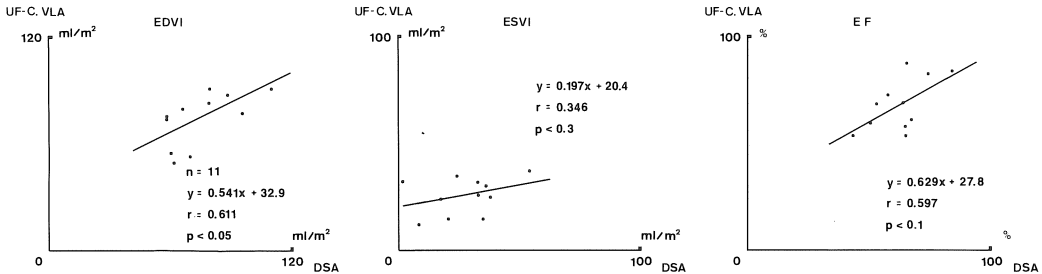


Fig.10. Correlation of left ventricular volumes and ejection fraction between method 5[single breath-hold ultrafast cine mode MR imaging with Gd-DTPA, vertical long axis view, single plane area-length method] and digital subtraction left ventriculography (DSA). left : end-diastolic volume index (EDVI) middle : end-systolic volume index (ESVI) right : ejection fraction (EF) Left ventricular volumes and ejection fraction showed poor correlation between method 5 and DSA.

響を受けやすいため、左室内腔をトレースすることが困難な場合がしばしば見られる。この方法で得た左室容積は DSA 左室造影との相関も高く、駆出分画の相関も比較的良好であったが、左室容積を過小評価した<sup>3)</sup>。この理由として計測断面の違い以上に、左室乳頭筋や肉柱を含めてトレースするか否かの違いがある。左室造影法では乳頭筋や肉柱を含めてトレースするが<sup>22)</sup>、MRI では多くの場合乳頭筋や肉柱を除いてトレースする。そのために MRI 法では常に左室容積を過小評価するが、このことは逆に MRI 法が真の左室容積を反映している可能性も考えられる。

〔方法 2〕のスピンのエコー法<sup>14)~19)</sup>を用いた場合特に収縮末期の同定が問題になる。我々は心電図 R 波より T 波の終わりまでの時間を求め、その時間をインターバルとして収縮末期とした。実際は心電図 R-R 間隔の動揺で収縮期時相も変動するが、この方法ではインターバルは固定しており最大 100ms 前後の変動が考えられる。これを解決するため T 波下降部にトリガーをかけ収縮末期とする方法<sup>19)</sup>も報告されている。現在スピンのエコー法を用いた超高速 MRI では時間分解能が 125ms までであり<sup>23)</sup>、拡張末期、収縮末期を同定することはできない。Table 1 のごとく〔方法 2〕で得られる画像は収縮末期で特に

不良な場合が多く、また呼吸や体動によるアーチファクト発生頻度も高く、撮像時間も長いいため臨床的には有用ではない。

〔方法 3〕の超高速シネ・モード法 (rewind-SMASH) は一回の息止め下に一心周期全画像を 48ms の時間分解能で収集する画期的な手法であるが<sup>10)</sup>、従来よりこの方法ではフリップ角を 30°以上にすると縞状のアーチファクトが出現するため 15°前後しか取れなかったが<sup>24)</sup>、rewind pulse および dummy pulse<sup>10)</sup>を印加することでフリップ角 30°以上でもコントラストの安定した画像を得る事ができるようになった。心室短軸断面にこの方法を適用し true Simpson 法で左・右心室容積を求める方法は原理的には最も正しい<sup>3),7),21),25)~27)</sup>。従来のシネ・モード法ではスライス数にもよるが撮像だけでも 40-60 分、解析にも同時間が必要とされ<sup>27)</sup>実用的でない。本法では 1 スライスの全心周期画像が 10-20 秒 (16 心拍数) で収集でき十分臨床応用可能である。しかし、この方法にも多少の問題点が含まれている。症例によっては呼吸停止位置が全スライスで常に一定とは限らないため、多少のズレを生じてくる。DSA 左室造影に比し、この方法では左室容積をかきり過小評価した。しかし、駆出分画もふくめて相関係数は 5 種類の方法の中で最も高かった。左室容積を MRI 法で過小評価する原



因に、乳頭筋を除いて左室内腔をトレースしたこと、またスライス厚が10mmと大きすぎることで、心基部や心尖部の一部がスライス面から外れる症例が見られること、などが考えられる。この傾向はスライス厚を5mmにすればかなり改善されると思われるが<sup>26)</sup>、後処理に倍の時間がかかることになる。

〔方法4〕は超高速シネ・モード法を左室長軸水平断面に適用する方法で、単純像では左室血流信号を殆ど描出できないため、心臓初期循環中にGd-DTPAを投与し、息止め撮像する。Gd-DTPAを従来の血管造影と同じように用いる手法で<sup>11)</sup>、撮像中にGd-DTPAが左室に到達していなかったり、また通過してしまっていたときは再度施行する必要がある。従来法に比し画質は非常に良好であり、左室内腔の認識が容易である。この方法では64%で良好な左室容積曲線を得る事ができた。左室内腔コントラストが良好なため今後左室内腔トレースの自動化が可能と思われる。DSA左室造影との対比では〔方法1〕と同様の理由で左室容積を過小評価したが、駆出分画の相関係数も高く、また撮像時間の短いこともあり臨床的にきわめて有用と思われる<sup>11)</sup>。

〔方法5〕は症例数も少なく、今後検討すべき手法と思われるが、右前斜位30°の左室造影像に近似した画像であり、有用性は高いと思われる。左室垂直長軸断面で超高速シネ・モード法を適用する場合、単純法では左室内腔の血流信号を描出できないが、Gd-DTPAを心臓初期循環中に投与する方法を用いれば良好な左室造影像を得ることができる。しかし、今回の検討ではDSA左室造影との相関は不良であった。左室断面がDSA左室造影では左室流出路を通る面であり、MRIでは左室流入路を通る面であるという違い、また収縮末期左室断面がかなりずれること、僧帽弁輪の認識が困難なこと、等でMRI法で大きく過小評価し、相関性が劣化するのかもしれない。

## 結 語

MRIを用い5種類の 방법으로得られた左室容積、駆出分画の精度をDSA左室造影と対比した。従来の左室水平長軸断面における心電図同期シネ・モード法(方法1)は良好な左室像が得られるかぎり左室造影と良好な相関を示したが、容積は若干過小評価した。この方法は撮像時間が長く、また良好な左室像が得られる頻度もやや悪く臨床使用には問題が残る。同一断面でのGd-DTPAを用いた超高速造影シネ・モード法(方法4)は左室容積を過小評価するが、左室造影との相関は良好であり、画像コントラストも優れていた。本法は撮像時間も10-20秒ときわめて短く臨床的有用度は高い。本法と左室造影との間には、例えば左室拡張末期容積係数として

$$y(\text{左室造影}) = 1.144x(\text{方法4}) - 3.25$$

の回帰式が得られた。Gd-DTPAを用いない心室短軸断面での超高速シネ・モード法を用いたtrue Simpson法による左室容積算出法はDSA左室造影と良好な相関を示すが、スライス厚10mmの現時点ではかなり過小評価しており、またデータ解析の時間も長く一般化されるには未だ問題が多い。

## 文 献

- 1) Sechtem U, Pflugfelder PW, White RD, et al. : Cine MR imaging : Potential for the evaluation of cardiovascular function. *AJR*, 148 : 239-246, 1987.
- 2) Ultz JA, Hefkins RJ, Keinsizer JA, et al. : Cine MR determination of left ventricular ejection fraction. *AJR*, 148 : 839-843, 1987.
- 3) Sechtem U, Pflugfelder PW, Gould RG, Cassidy MM, Higgins CB : Measurement of right and left ventricular volumes in healthy individuals with cine MR imaging. *Radiology*, 163 : 697-702, 1987.
- 4) Pettigrew RI, Ziffer JA, Churchwell AL, Parkis WJ, Baron M : Fast gradient echo imaging at 0.5 T : Assessment of cardiac function and valvular dysfunction. *Dynamic Cardiovasc Imaging*, 1 : 220-226, 1987.

- 5) Higgins CB, Holt W, Pflugfelder P, Sechtem U : Functional evaluation of the heart with magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med*, 6 : 121-139, 1988.
- 6) Hiffins CB, Sechtem U, Pflugfelder P : Cine MR : evaluation of left ventricular function. *Int J Card Imaging*, 3 : 21-28, 1988.
- 7) Buser PT, Auffermann W, Holt W, et al. : Noninvasive evaluation of global left ventricular function with the use of cine nuclear magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol*, 13 : 1294-1300, 1989.
- 8) Cranney GB, Lotan CS, Dean L, Baxley W, Bouchard A, Pohost GM : Left ventricular volume measurement using cardiac axis NMR imaging-validation by calibrated ventricular angiography. *Circulation*, 82 : 154-163, 1990.
- 9) Edelman RR, Wallner B, Singer A, Atkinson DJ, Saini S : Segmented turbo FLASH : Method for breath-hold MR imaging of the liver with flexible contrast. *Radiology*, 177 : 515-521, 1990.
- 10) 武尾和浩, 清水公治, 大原博志, 山崎一成, 藤田明德 : High speed STAGE を用いた心臓の息止めシネ撮影. *日磁医誌*, 12 (Supp-I) : 216, 1992.
- 11) 松村憲太郎, 中瀬恵美子, 川合一良, 他 : Gd-DTPA 造影高速シネ MRI を用いた左室血行動態の評価. *日磁医誌*, 12 : 215-221, 1992.
- 12) Dodge HT, Sandler H, Ballew DW, Lord JD : The use of biplane angiocardiology for the measurement of left ventricular volume in man. *Am Heart J* 60 : 762-776, 1960.
- 13) 松村憲太郎, 中瀬恵美子, 川合一良, 斎藤孝行 : 経静脈 DSA 心臓四腔造影法の臨床的有用性. *メディカル・レビュー*, 45 : 1-14, 1992.
- 14) Buckwalter KA, Aisen AM, Dilworth LR, John Mancini GB, Buda AJ : Gated cardiac MRI : Ejection fraction determination using the right anterior oblique view. *AJR*, 147 : 33-37, 1986.
- 15) Stratemeir EJ, Thompson R, Brady TJ, et al. : Ejection fraction determination by MR imaging : Comparison with left ventricular angiography. *Radiology*, 158 : 775-777, 1986.
- 16) Dilworth LR, Aisen AM, Mancini J, Lande I, Buda AJ : Determination of left ventricular volumes and ejection fraction by nuclear magnetic resonance imaging. *Am Heart J*, 113 : 24-32, 1987.
- 17) Edelman RR, Thompson RT, Kantor H, Brady TJ, Leavitt M, Dinsmore R : Cardiac function : Evaluation with fast-echo MR imaging. *Radiology*, 162 : 611-615, 1987.
- 18) Underwood SR, Gill CRW, Klipstein RH, Mohiaddin RH, Rees RSO, Longmore DB : Left ventricular volume measured rapidly by oblique magnetic resonance imaging. *Br Heart J*, 60 : 188-195, 1988.
- 19) Caputo GR, Suzuki J, Kondo C, et al. : Determination of left ventricular volume and mass with use of biphasic spin-echo MR imaging : Comparison with cine MR. *Radiology*, 177 : 773-777, 1990.
- 20) Bove AA, Ziskin MC, Freeman E, Gimenez JL, Lynch PR : Selection of optimum cine radiographic frame rate : Relation to accuracy of cardiac measurements. *Invest Radiol*, 5 : 329-335, 1970.
- 21) Markiewicz W, Sechtem U, Kirby R, Derugin N, Caputo GR, Higgins CB : Measurement of ventricular volumes by MRI. *J Am Coll Cardiol*, 10 : 170-177, 1987.
- 22) Rackley CE : Quantitative evaluation of left ventricular function by radiographic techniques. *Circulation*, 53 : 862-879, 1976.
- 23) Atkinson DJ, Burstein D, Edelman RR : First-pass cardiac perfusion : Evaluation with ultrafast MR imaging. *Radiology*, 174 : 757-762, 1990.
- 24) Atkinson DJ, Edelman RR : Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turbo FLASH sequence. *Radiology*, 178 : 357-360, 1991.
- 25) Sechtem U, Pflugfelder P, Higgins CB : Quantification of cardiac function by conventional and cine magnetic resonance imaging. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 10 : 365-373, 1987.
- 26) 岡村正博, 近藤 武, 安野直子, 他 : MRI による左室容積の算出—Modified Simpson 法による検討—. *日磁医誌*, 10 : 345-356, 1990.
- 27) Semelka RC, Tomei E, Wagner S, et al. : Normal left ventricular dimensions and function : Inter-study reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology*, 174 : 763-768, 1990.

## **Determination of Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction by MR Imaging –Comparison between Five Methods of MR Imaging and Digital Subtraction Left Ventriculography—**

Kentaro MATSUMURA<sup>1</sup>, Emiko NAKASE<sup>1</sup>, Ichiro KAWAI<sup>1</sup>,  
Takayuki SAITO<sup>2</sup>, Tohru HAIYAMA<sup>2</sup>, Atsushi KASAI<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Department of Internal Medicine, Kyoto Minami Hospital  
Minaminakano-cho, Nishishichijyo, Shomokyoku, Kyoto, 600*

<sup>2</sup>*Department of Radiology, Kyoto Minami Hospital*

To assess the validity of cardiac MR imaging in left ventricular volumes and ejection fraction, five methods of MR imaging were compared with digital subtraction left ventriculography. Five methods of MR imaging constitute method 1 (ECG-gated conventional cine-mode, horizontal long axis view, single plane area-length method), method 2 (ECG-gated spin echo, vertical long axis view, single plane area-length method), method 3 (single breath-hold ultrafast cine mode, short axis multi-slice sections, true Simpson's rule method), method 4 (single breath-hold Gd-DTPA enhanced ultrafast cine mode, horizontal long axis view, single plane area-length method) and method 5 (single breath-hold Gd-DTPA enhanced ultrafast cine mode, vertical long axis view, single plane area-length method). Comparison with left ventricular volumes showed high correlation between method 1, 3, 4, and digital subtraction left ventriculography. In the calculation of left ventricular volumes by the area-length method, manual tracings of left ventricular cavities were more difficult in methods 1 and 2 than method 4. We conclude that single breath-hold Gd-DTPA enhanced ultrafast cine mode MR imaging with rewind SMASH (method 4) is useful for determining left ventricular volumes and ejection fraction, and in reducing imaging times.