

自作ファントムの MRI による容積測定

辻 昭夫*, 松尾 導昌**, 黒田 康正*
錦 成郎**, 岩谷 一雄**, 多田 勝紀*
松下 陽子***, 岡山 幸成***

*天理よろづ相談所病院放射線科

**天理よろづ相談所病院 MR センター

***天理よろづ相談所病院臨床病理部

目 的

従来より MRI (magnetic resonance imaging) を非侵襲的検査法として心機能評価に用いる報告が数多くなされている。しかしその多くは左心室に関するもので、左心房の定量的評価に関する文献は我々の調べた限りでは見あたらない。左心室は回転楕円体として近似でき、容積を area length 法や Simpson の公式を適応して算出することができる。これに対し左心房は複雑な幾何学的解剖をしており、1軸の回転楕円体で近似することは出来ない。そこで今回我々の用いた方法は、横断層像 (Z 軸断面) の MR 画像から輪郭を抽出して面積を求め、これにスライス厚を乗じ各層を合計することにより容積

を求める方法である。今回はこの方法の精度についてファントム実験を行い、良好な結果を得たので報告する。また MRI で問題となる磁場の不均一性による像の歪みについても検討した。

方 法

実験 I

今回我々の用いた方法の精度について以下の実験を行った。

MR 装置は Siemens 社製 MAGNETOM M 10 (1.0 tesla) を用いた。撮像方法は gradient-echo 法 (FLASH 法, TR 600 msec, TE 18 msec, flip angle 40°, matrix size 256 × 256 (rectangular method), zoom factor 2) で

キーワード MRI, volume measurement, heart

ある。画像解析装置は NEC 社製 PC-9801 VX, 画像解析ソフトウェアは応用システム研究所「パソコンによる医療画像診断システム」(256×256 画素, 16 階調)を用いた。ファントムとして水道水 50, 100, 200 ml をそれぞれゴム風船に封入したものを用いた。ファントムの置き方は以下に示すようにし, 回転楕円体で近似できないような種々の形状を設定した。

- 1) このファントムを水平に置き, Z 軸に対して 0° , 30° , 60° 傾ける (図 1)。
- 2) ファントムを水平より 45° 傾け, さらに Z 軸に対して 0° , 30° , 60° 傾ける。
- 3) 1, 2 の置き方に対してスライス厚 5 mm, 10 mm, 15 mm とし横断層像 (Z 軸と直交する面) で撮像する。
- 4) いずれの場合においても輪郭は視覚的に抽出し容積を求める。容積の算出方法を図 2

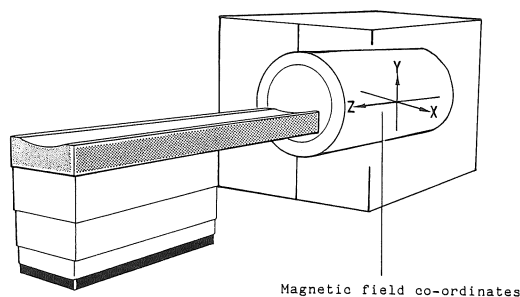


図 1-1 装置の X, Y, Z 方向を図に示す。

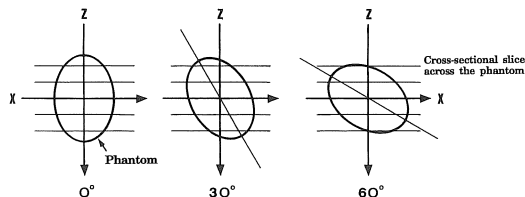
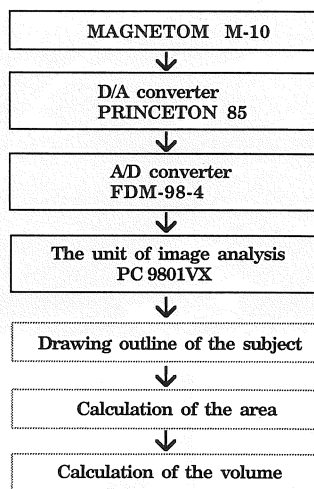


図 1-2 ファントムの撮像方向を示す。ファントムを水平に置き, ファントムの長軸を Z 軸に対して 0° , 30° , 60° 傾け, 撮像する。



A dotted line is software package for analysis.

図 2 容積算出のためのブロックダイアグラムに示す。

- 5) 方法 1 の容積 100 ml のファントムを用い, 繰り返し輪郭抽出したときの算出容積の変動について調べる。また検者が異なった場合の算出容積の変動についても調べる。

実験 II

磁場の不均一性による像の歪みを調べるため以下の実験を行った。

- 1) 心臓の MRI 検査を施行した患者 10 人を対象に, ガントリー内で心臓の位置する範囲を各患者ごとにフィルムより計測する。
- 2) この範囲で自家製のファントム (10 mm の格子状に 5 mmol 硫酸銅水溶液を封入した 10 mm 厚のアクリル板ファントム) をファントム面と一つの軸が垂直になるように配置し撮像する。X, Y, Z 軸に対し計 3 方向撮像する。ファントムを配置した一例を図 3 に示す。撮像は臨床に則し gradient-echo 法 (FLASH 法) の cine-mode を用いた。

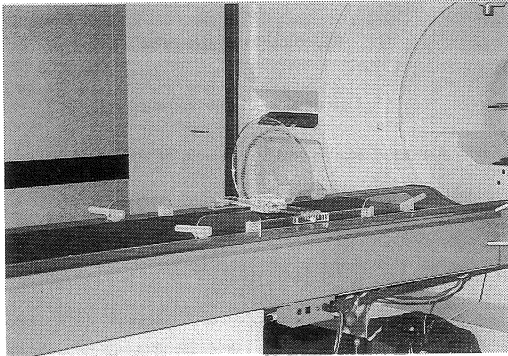
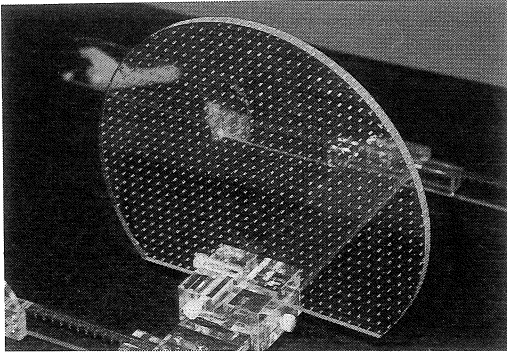


図3 硫酸銅水溶液を10mmの格子状に封入したアクリル板ファントム。

3) 撮影されたフィルムより10mm間隔の格子状にある硫酸銅水溶液の各ポイントがどの方向にどの程度ずれているかを測定する。

結 果

実験 I

図4に方法1から得られたファントムの三次元表示を示す。図5に方法1, 2の結果をまとめて示す。スライス厚が薄いほど良好な相関が得られた。それぞれの容積のファントムにおいてスライス厚5mmと10mm, 10mmと15mm, 5mmと15mmでは危険率1%以下で有意であった。表1に同一検者および検者間での算出容積の変動を示す。検者間での算出容積の変動はスライス厚5mm, 10mmにおいて、容

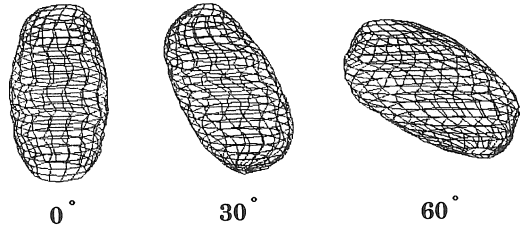


図4 輪郭抽出したファントムの像を合成し三次元表示(ワイヤーフレーム法)で示す。それぞれファントムを水平に置き、ファントムの長軸をZ軸に対して0°、30°、60°傾けたものである。

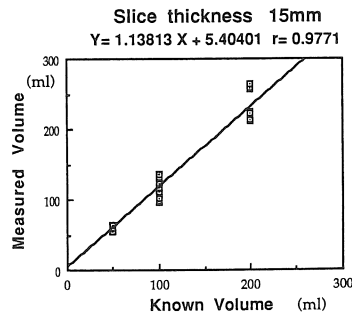
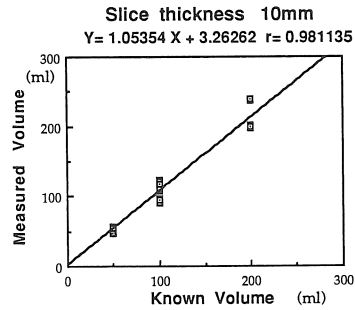
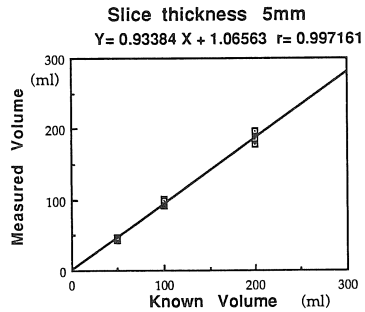


図5 既知のファントムの容積と算出された容積の関係

容積100ml スライス厚 5mm (ml)

ファントムの置き方	検者 A	検者 B	検者 C	検者 D	検者 E	mean SD
0°	92	90	103	105	98	97.6 5.886
30°	95	92	102	105	101	99.0 4.775
60°	96	94	102	105	101	99.6 4.030

容積100ml スライス厚 10mm (ml)

ファントムの置き方	検者 A	検者 B	検者 C	検者 D	検者 E	mean SD
0°	104	101	105	98	106	102.8 2.926
30°	100	92	101	97	101	98.2 3.429
60°	110	103	110	104	108	107.0 2.966

(mean:平均, S.D:標準偏差)

表 1-1 検者間での算出容積の変動を示す。容積100mlのファントムにおいてスライス厚 5mm, 10mm共±10%以内に収まっている。

容積100ml スライス厚 5mm (ml)

ファントムの置き方	1回目	2回目	3回目	4回目
0°	92	93	94	94
30°	95	96	94	97
60°	96	98	96	96

容積100ml スライス厚 10mm (ml)

ファントムの置き方	1回目	2回目	3回目	4回目
0°	104	104	103	103
30°	100	104	100	102
60°	110	110	109	111

表 1-2 同一検者において繰り返し輪郭抽出したときの算出容積の変動を示す。同一検者において繰り返し輪郭抽出した場合でも良好な再現性が得られた。

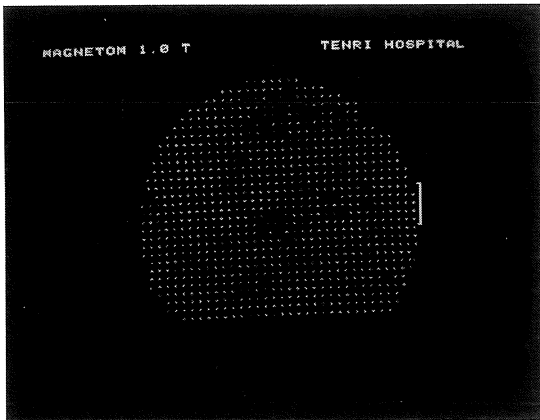


図 6 アクリル板ファントムの撮像例。

積 100 ml のファントムで±10%以内に収まった。また同一検者では良好な再現性が得られた。
実験 II

図 6 にアクリル板ファントムを撮像した一例を示す。表 2 にガントリー内で心臓の位置する

	心臓の位置する範囲
Axial (Z方向)	-70 ~ 70 mm
Sagittal (X方向)	-60 ~ 120 mm
Coronal (Y方向)	-50 ~ 100 mm

表 2 ガントリー内で心臓の位置する範囲。

範囲を示す。また表 3 に磁場中心および表 2 に示した範囲の両端の点における位置のずれを測定した結果を示す。MR の画像上で本来あるべき格子の位置より数 mm 位置のずれが生じている。また磁場中心より離れるほどずれが大きくなる傾向がある。

考 察

今回我々の用いた方法(各画像から輪郭を抽出して面積を求め、これにスライス厚を乗じ各

[Z = -70]

		X						
		-60	-30	0	30	60	90	120
Y	100	+1	0	0	-1	-1	-2	-2
	0	-1	-1	-1	-1	0	0	
	60	0	0	0	-1	-1	-2	-3
	0	0	0	-1	-1	0	0	
	30	0	0	0	0	-1	-2	-3
0	0	0	0	-1	-1	-2	-3	
0	0	0	0	0	0	0	0	
-30	0	+1	0	-1	-1	-2	-2	
0	0	0	0	-1	0	0	-1	

[X = -60]

		Y				
		100	60	30	0	-40
Z	-70	+1	+1	0	+1	0
	0	+1	+1	0	+1	0
	-30	+1	0	0	0	0
	0	+1	0	0	0	0
	0	+1	+1	0	0	0
0	0	0	0	+1	+1	
30	+1	+1	0	0	-1	
0	0	0	0	+1	+1	
70	+2	+1	0	0	-1	
0	+1	+1	+1	+1	0	

[Y = -50]

		X						
		-60	-30	0	30	60	90	120
Z	-70	0	0	0	0	-1	-1	-1
	0	+1	+1	+1	+1	+1	+2	+2
	-30	0	0	0	0	-1	-1	-2
	0	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1
	0	0	0	0	0	-1	-1	-2
0	0	0	0	0	0	0	0	
30	0	0	0	0	-1	-2	-1	
0	0	0	0	0	0	0	+1	
70	0	0	0	0	-1	-1	-1	
0	+1	+1	0	+1	+1	+1	+1	

[z = 0]

		X						
		-60	-30	0	30	60	90	120
Y	100	-1	-1	0	-1	-1	-1	-2
	0	-1	-1	-1	-1	-1	0	0
	60	0	-1	0	-1	-1	-1	-2
	0	-1	-1	-1	0	-1	-1	-1
	30	0	-1	0	-1	-1	-1	-3
0	-1	+1	-1	+1	-1	0	0	
0	0	0	0	-1	-1	-2	-1	
0	0	0	0	0	0	0	0	
-30	0	0	0	-2	-1	-2	-2	
0	-1	-2	+1	-1	0	-1	+1	

[X = 0]

		Y				
		100	60	30	0	-40
Z	-70	+2	0	0	+2	0
	0	+1	+1	0	+2	+1
	-30	+1	0	0	0	0
	0	+1	0	0	0	0
	0	+1	+1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	
30	+1	0	0	0	0	
0	+1	+1	+1	0	+1	
70	+2	+1	0	0	0	
0	+1	0	+1	0	0	

[Y = 0]

		X						
		-60	-30	0	30	60	90	120
Z	-70	0	0	0	0	-1	-1	-1
	0	+1	+1	+2	+2	+2	+2	
	-30	0	0	0	0	-1	-1	-1
	0	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1
	0	-1	-1	0	0	-1	-1	-1
0	0	0	0	0	0	0	0	
30	0	0	0	0	-1	-1	-1	
0	0	0	0	0	+1	0	+1	
70	0	0	0	0	-1	-1	-1	
0	+1	+1	0	+1	+1	+1	+2	

[z = 70]

		X						
		-60	-30	0	30	60	90	120
Y	100	0	0	0	-1	-1	-1	-1
	0	-1	-1	0	-1	0	0	0
	60	0	+1	0	-1	-1	-1	-2
	0	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
	30	-1	0	0	-1	-1	-1	-2
0	0	0	0	0	0	0	0	
0	0	0	0	-1	-1	-1	-2	
0	0	0	0	0	0	0	0	
-30	0	+1	-2	-2	-1	-2	-3	
0	0	0	0	0	0	0	0	

[X = 120]

		Y				
		100	60	30	0	-40
Z	-70	+2	0	0	0	-2
	0	+2	+3	+2	+2	+2
	-30	+1	-1	0	0	0
	0	+1	+1	+1	+1	-1
	0	+1	0	-1	0	0
0	0	0	0	0	0	
30	+2	0	0	0	-1	
0	+1	0	0	+1	+1	
70	+1	0	0	0	0	
0	+2	0	0	0	0	

[Y = 100]

		X						
		-60	-30	0	30	60	90	120
Z	-70	0	0	0	-1	0	0	0
	0	+1	+1	+1	+1	+1	+2	+2
	-30	0	0	0	-1	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	-1	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	
30	0	0	0	0	0	0	0	
0	0	0	0	0	0	0	+1	
70	0	0	0	0	-1	0	0	
0	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+2	

(mm)

(mm)

(mm)

表3-1 アクリル板ファントムをZ軸上(図1-1参照)の磁場中心および表2に示した範囲の両端の点に置いた場合、この位置でのXY面(axial面)のずれを示す。枠内の上段はX方向のずれを示し、下段はY方向のずれを示す。

表3-2 アクリル板ファントムをX軸上(図1-1参照)の磁場中心および表2に示した範囲の両端の点に置いた場合、この位置でのYZ面(sagittal面)のずれを示す。枠内の上段はY方向のずれを示し、下段はZ方向のずれを示す。

表3-3 アクリル板ファントムをY軸上(図1-1参照)の磁場中心および表2に示した範囲の両端の点に置いた場合、この位置でのXZ面(coronal面)のずれを示す。枠内の上段はX方向のずれを示し、下段はZ方向のずれを示す。

層を合計することにより容積を求める方法)で算出された容積は真の容積と良好な相関が得られ、再現性にも優れていた。しかしながら若干

の誤差もありこれについては以下の要因が考えられる。

- 1) 輪郭をトレースする時の誤差

複数の検者で輪郭抽出することにより精度が向上すると思われる。

2) Partial volume effect

ファントムを斜めにスライスするほど partial volume effect のため算出した容積値が大きくなる傾向がみられた。またスライス厚が薄いほど真の容積と良好な相関がみられた。

3) 輪郭抽出時の window センター, window 幅の設定

この実験において window センターはファントムとバックグラウンドの信号強度の平均とし、window 幅はモニターでファントムの辺縁が最もトレースしやすい値に設定した。今後心室、心房の内腔をトレースする場合、window センターは血流と心筋の信号強度の平均値が適当と考えられるが、window 幅については引き続き検討する必要がある。

4) gradient-echo 法は spin-echo 法に比べ静磁場および傾斜磁場の均一性に敏感であるため、空気と水道水の磁化率の違いで生じる局所磁場の不均一の影響を受け易い^{1)~3)}。このため画像の歪みが起こり真の容積と違いが生じた可能性がある。人体がガントリー内に在る場合は心臓と肺野での磁化率の違いにより画像の歪みが起こる可能性があり今後さらに検討しなければならない。

アクリル板ファントムを用いた磁場の不均一性による像の歪みに関する実験の結果、心臓の位置する範囲では MR 画像上本来あるべき位置より最大で数 mm のずれが生じている。これが容積にどの程度影響を及ぼすか、現段階では詳しくはわからない。しかし実験 I で求めたファントムの容積には磁場の不均一性による歪みの

影響が含まれているにもかかわらず真の容積に近い値が得られたことは注目に値する。

我々の用いた方法は心臓、特に 1 軸の回転楕円体で近似することが出来ない左心房の容積を精度良く測定できる手段と考える。今後上述したような点について検討し、臨床に供用していきたい。

ま と め

- 1) 容積が既知のファントムを用いて MRI より容積を算出した。スライス厚が薄いほど真の容積と MRI で算出した容積の間に良好な相関がみられた。
- 2) MRI で算出した容積はファントムを斜めにスライスするほど partial volume effect のためより大きな値となった。
- 3) ガントリー内で心臓の位置すべき範囲内において、磁場の不均一性によって画像上最大数 mm の位置のずれが生じている。
- 4) 我々のシステムにおいて今回用いた方法は左心房の容積を精度よく算出できると考える。また cine-mode のため収縮期-拡張期間の変化を求めることも可能である。

文 献

- 1) Lüdeke KM, Röschmann P, Tischler R: Susceptibility artefacts in NMR imaging, Magn Reson Imaging 3: 329-343, 1985
- 2) Haacke EM, Bellon EM: Magnetic resonance imaging. Stark DD, Bradley WG, The C.V. Mosby company, Toronto, 1988, p.138-160
- 3) 吉川宏起: MRI の artifact. 画像診断 8(4): 98-107, 1988

Study on Volumetry by MR Images Using Our Own Making Phantoms of Known Volume

AKIO TSUJI*, MICHIMASA MATSUO**
YASUMASA KURODA*, SHIGEO NISHIKI**
KAZUO IWAYA**, KATSUNORI TADA*
YOKO MATSUSHITA***, YUKINARI OKAYAMA***

**Department of Radiology, Tenri Hospital*

***Department of MR Center, Tenri Hospital*

****Department of Clinical Pathology, Tenri Hospital*

The volumetry of the left atrium has been attempted with various methods including CT, ultrasonography or angiography in patients with the heart diseases. However, there are still some controversies in the results estimated because of complicated shape of the left atrium. MR imaging has also become expecting for its less invasiveness and capability of cine-mode display. To solve the basic problem, we performed experimental studies on the self-made phantoms; one for simulation volumetry and the other for examining the inhomogeneity of the magnetic field. The data analysis system consists of a personal computer (PC 9801VX, NEC) hooked into a 1.0 tesla MR unit (Magnetom M10, Siemens), and a commercially-available software for the three-dimensional reconstruction. The results included; 1) good correlation between the true phantom volume and the measured, 2) excellent reproducibility in the maneuver of tracing the contour of the phantom on CRT screen among five different persons, 3) overestimation of MR volumetry on more oblique slices likely due to partial volume phenomenon, and 4) maximum difference of localization remaining to measure several millimeters within the atrium phantom. These results suggest that the presented method can be clinically applied to the left atrial volumetry in each cardiac phase, if necessary.