

多時相タグging・シネ撮像法の開発と その下行大動脈血流計測への応用

山口弘次郎¹, 近藤 武³, 安野直子², 坂倉一義²,
安野泰史³, 木造大夏¹, 徳田 衛², 立木秀一³,
中村元俊¹, 渡辺佳彦², 杉石宗隆⁴, 五老健彦⁵,
片田和廣³, 古賀祐彦¹

¹藤田保健衛生大学医学部放射線科 ²同 医学部内科
³同 衛生学部診療放射線技術学科 ⁴杉石病院
⁵東芝那須工場

はじめに

シネ MRI は非観血的検査法であり、撮像断面が任意に設定できるので循環器領域で盛んに利用され、ことに心機能評価、弁逆流の評価に臨床応用されている¹⁾。また、近年、タグging法が開発され、心臓および血流動態の評価に応用されている^{2)~6)}。しかし、1心周期に一度だけプレサチュレーションを行う従来のダグging法 (single-tagging single-slice multiphasic cine imaging, 以後、single phasic tagging 法=SPT 法と略す) では時間経過とともに①緩和と拡散が進行し、タグ部が不明瞭になること⁴⁾、②血流速度が速い場合、タグが撮影視野から流出してしまうこと⁴⁾などの問題点があり、高速の流れや、収縮期から拡張期にわたる長時間の観察には適さなかった。そこで、①、②のような問題点を克服するために、各フレーム (phase) の先頭でタグgingを行う多時相タグging・シネ撮像法 (multi-tagging single-slice multiphasic

cine imaging, 以後、multiphasic tagging=MPT 法と略す) を開発し、血流計測における有用性について1) 流水ファントム実験および2) 若干の臨床応用を行った。

対 象

臨床研究における対象は健常ボランティア5例 (男5例, 年齢22~59歳, 平均36.8歳) と各種心疾患12例 (男8例, 女4例, 年齢54~88歳, 平均72.6歳) である。心疾患の内訳は大動脈弁閉鎖不全 (AR): 2例, 大動脈弁閉鎖不全兼僧帽弁閉鎖不全 (MR): 4例, 大動脈弁狭窄 (AS) 兼閉鎖不全兼僧帽弁閉鎖不全: 1例, 大動脈弁狭窄兼僧帽弁閉鎖不全: 1例, 僧帽弁閉鎖不全: 1例, 僧帽弁狭窄 (MS) 兼閉鎖不全: 1例, 肥大型閉塞性心筋症 (HOCM): 1例, 肥大型閉塞性心筋症兼僧帽弁閉鎖不全: 1例である。

キーワード tagging cine MRI, multiphasic tagging, measurement of aortic flow

方 法

1) 撮影および表示法

MRI の撮像は装置として 0.5T 超電導型磁気共鳴イメージング装置 (東芝製 MRT-50A) を使用した。撮影は心電図同期法で行ったが、流水ファントム実験では模擬心電波形発生装置を用いた。Fig.1 に MPT 撮像法のパルス・シーケンスを示す。タギング・パルスはタグ幅 5mm, FA=180°とした。イメージング・パルスは single-slice multiphase で, TR=50ms, TE=22ms (リフェーシング入り), FA=30°, スライス厚 10mm, マトリックス=256×160, 折り返し防止ソフト使用, NEX=2~4 回, FOV=30cm で, 心電図同期グラディエント・フィールド・エコー (FE) 法を用いて, 1 心周期あたり 9~16 時相のシネ・イメージを得た。画像表示は信号値を絶対値で表示した。

2) 流水ファントム実験

直径 13.0mm, 長さ 1m の塩化ビニール管に電動ポンプにより蒸留水を 0cm/s, 39.2cm/s, 61.4cm/s, 91.4cm/s, 116.4cm/s の定常流で流した。それぞれの流速条件で, 塩化ビニール管の長軸方向に直交するように一本のタグを設定した。撮像は SPT 法および MPT 法でシネ MRI を撮像した。タグに直交の, すなわち流れの方向のタグのプロファイル・カーブを作成し, 分解能の逆数 (Intensity/FWHM 比) を算出して, これをタグの尖鋭度の指標 (sharpness index) とした。そして, SPT と MPT 法におけるタグの尖鋭度の時間的推移を比較した。また, MPT 法により流速測定を行い, 実測値と比較した。

3) 臨床研究

a) 撮像断面およびタグの位置の設定

撮像断面は軸位 2 横断面から double oblique 法を用いて心電図非同期 FE 法で大動脈長軸像

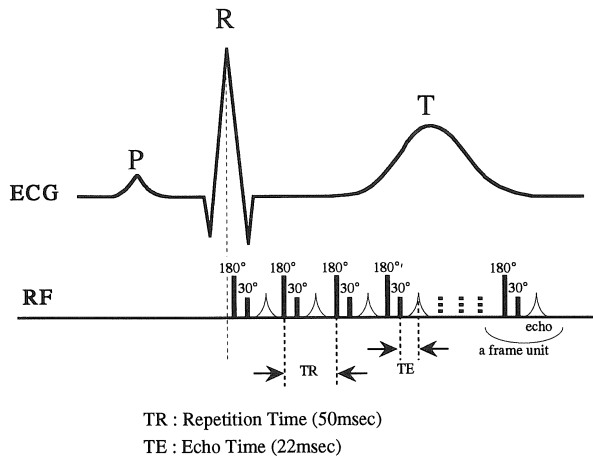


Fig.1. Schematic explanation of the multiphasic tagging (MPT) pulse sequence.

This MPT pulse sequence was composed of continuous many (9-16) frame units for each R-R interval, and this each frame unit consisted of an initial presaturation 180°RF pulse followed by one unit of conventional field echo pulse sequence (TR=50ms, TE=22ms, FA=30°)

を得、胸部下行大動脈に大動脈長軸に直交する1本のタグを設定した。

b) 血流計測法

血管外に残されたタグの中心線を基準として、タグの移動距離を計測して、50ms ごとの平均血流速度を算出した。タグが斜状または弧状を呈した場合は最大移動距離と最小移動距離の中間点を採用した。同画像上で大動脈直径を計測し、大動脈断面が真円であると仮定して血管断面積を計算し、50ms ごとの血流量を算出した。

このデータから下流方向への血流を加算することにより下行大動脈の一心周期あたりの総血流量を計算し、左室水平長軸断面積から算出した左室一回拍出量と比較した。

結 果

1) 流水ファントム実験

Fig.2 に流体ファントムで得られたタグの画像を示す。Fig.2 A はSPT法の画像で、Fig.2 B はMPT法の画像である。Fig.2 Aの画像では第1時相でタグ部は高信号域として示されたが、

第2時相ではより低信号域となり、第3時相以後ではタグ部の境界が徐々に不明瞭になった。流速が速い場合には5フレーム目以降でタグは撮像視野の外へ流れ去った。Fig.2 Bの画像では基線のタグのすぐ上のタグは高信号域として示され、どの時相においてもタグの境界は鮮明に描出された。Fig.3はMPT法とSPT法におけるタグの尖鋭度(intensity/FWHM比)の時間的推移をグラフにしたものである。MPT法ではintensity/FWHM比はほぼ一定値であったが、SPT法では第2時相以後急激に低下した。Fig.4はMPT法で求めた流速と実測値を比較したものである。MPT法から計算した平均流速は実測値と有意($P < 0.001$)な正相関($r = 0.993$, $y = 0.96X + 3.60$)を示した。

2) 臨床研究

a) 正常例

胸部下行大動脈をMPT撮像法で撮像した画像をFig.5に示す。下行大動脈内の血液に印加されたタグが下流方向に移動する様子が観察された。基線のタグの直下のタグの境界面はどの時相でもはっきりしているが、一つ前のフェー

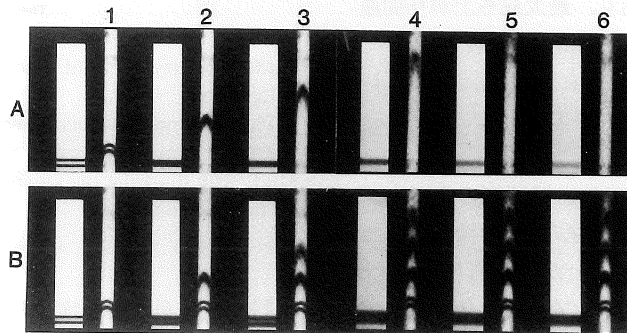


Fig.2. Flow phantom experiment.

The conventional single phasic tagging (SPT) cine MRI was shown on upper panel (A) and the multiphasic tagging (MPT) cine MRI was shown on bottom panel (B). The flow velocity was 39.2cm/s on this figure. The fresh tags by MPT kept a sharpness on any frame for one (cardiac) cycle. On the other hand, the tag by SPT became unclear due to proton spin relaxation and diffusion, and it had gone outside of imaging field after the fourth frame.

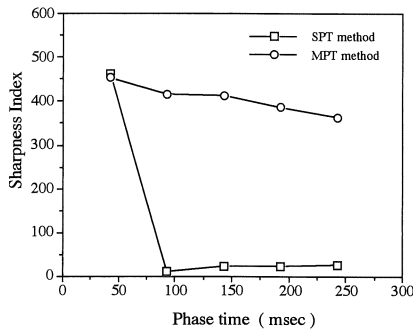


Fig. 3. Comparison between the sharpness index of tag by the multiphasic tagging (MPT) method and by conventional single phasic tagging (SPT) method.

The sharpness index of tag was defined as intensity/FWHM ratio. The sharpness index of tag by the SPT was same as MPT on the first frame, but its value rapidly decreased after first frame. The sharpness index of tag by MPT was kept high value on any frame.

FWHM=full width at half maximum

ズで印加されたタグ（より下流のタグ）は境界が不明瞭であった。このタグは血管内で弧状あるいは斜状となることもあった。健康者では血流速度の立ち上がりは早期に開始し、ピーク値は $70.2 \pm 11.7 \text{ cm/s}$ と高く、最大立ち上がり加速度は $939 \pm 150.0 \text{ cm/s}^2$ と傾きが急峻であった (Fig. 6)。拡張早期に上流に向う血流（逆流）が認められる症例もあった (Fig. 5)。

b) 心疾患例

大動脈弁閉鎖不全例では血流速度の立ち上がりは早期に開始したが、流速のピーク値が $42.5 \pm 6.3 \text{ cm/s}$ と低く、最大立ち上がり加速度は $573.8 \pm 157.7 \text{ cm/s}^2$ と傾きが緩徐であった (Fig. 7)。重症例の中には拡張期に著明に上流に向う血流が認められる症例もあった (Fig. 8)。

大動脈弁狭窄症例では、流速波形の立ち上がりは遅く、ピーク値も平均 28.8 cm/s と低く、流速波形は台形を示した (Fig. 9)。

僧帽弁閉鎖不全症では血流速度の立ち上がりが遅かった (Fig. 10)。

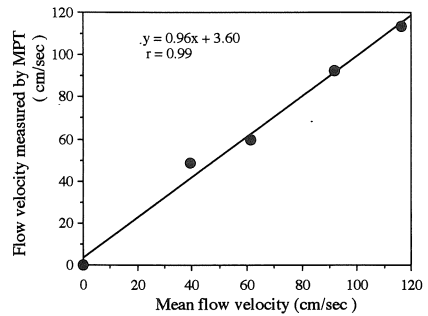


Fig. 4. Relationship between flow velocity manually measured by measuring cylinder and by the multiphasic tagging (MPT) cine MRI in flow phantom experiment.

The flow velocity by MPT was significantly ($P < 0.001$) correlated ($r = 0.99$) with that by a cylinder.

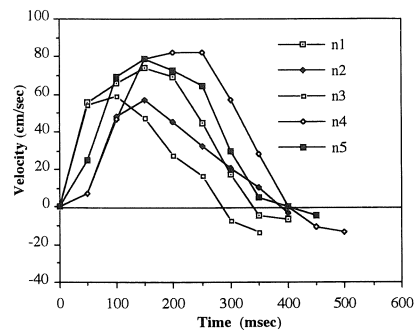


Fig. 6. Velocity curve of descending aorta in normal volunteers.

The maximum velocity was $70.2 \pm 11.7 \text{ cm/s}$, and the maximum acceleration was $939.0 \pm 150.0 \text{ cm/s}^2$. Mild early diastolic backward flow was observed in all normal volunteers.

肥大性閉塞性心筋症では、流速波形は大動脈弁狭窄と異なり山形を呈したが、立ち上がり、下降とも緩徐で、ピーク値は平均低 40.0 cm/s と低かった (Fig. 11)。

下行大動脈の一心周期あたりの順行性総血流量 (Y) と左室一回拍出量 (X) との間には、回帰直線 $Y = 25.435 + 0.346X$, 相関係数 $r = 0.927$ の有意 ($P < 0.001$) な相関が認められた

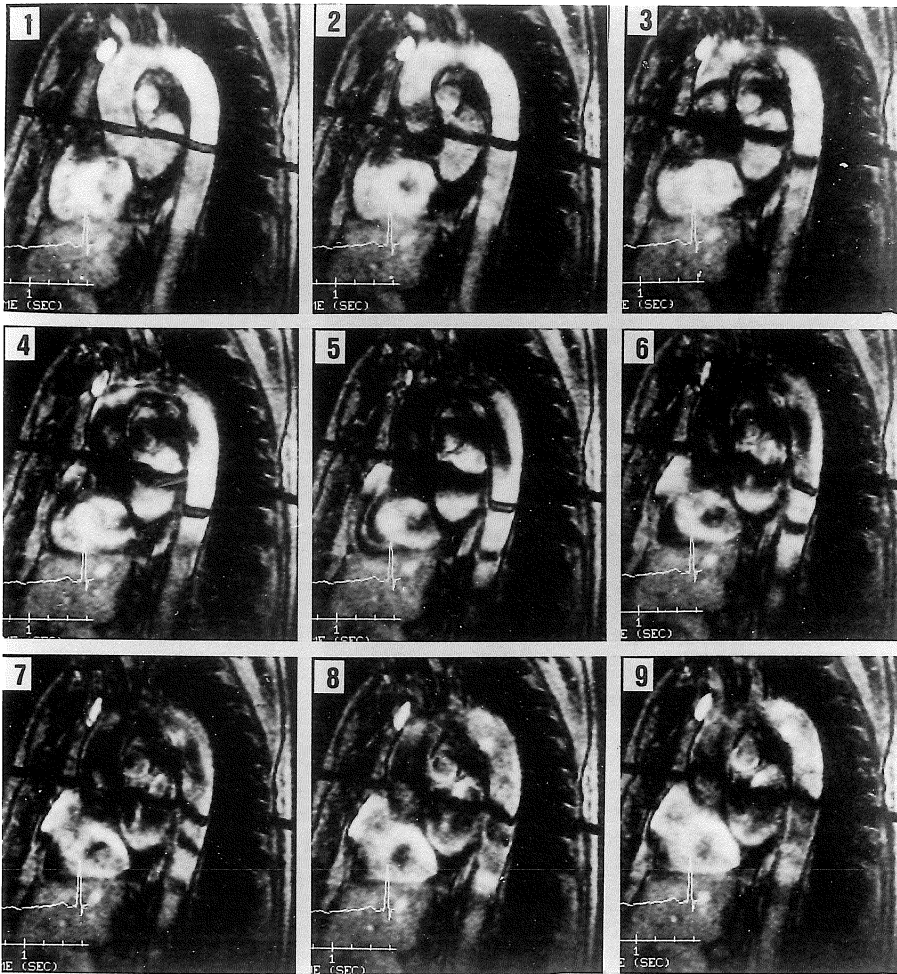


Fig.5. The multiphase tagging (MPT) cine MR images of the descending aorta in a normal volunteer. The fresh tags were clear on any frame. Mild early diastolic backward flow was shown on the eighth and ninth frames.

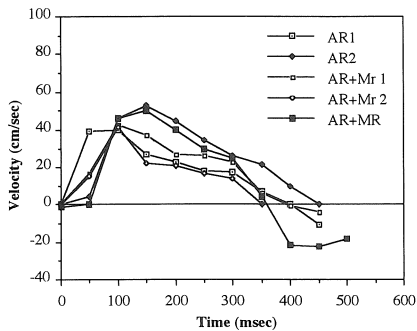


Fig.7. Velocity curve of descending aorta in patients with aortic regurgitation. The maximum velocity was $42.5 \pm 6.3 \text{ cm/s}$, and the maximum acceleration was $573.8 \pm 157.7 \text{ cm/s}^2$. Severe early diastolic backward flow was observed in a patient with severe aortic regurgitation.

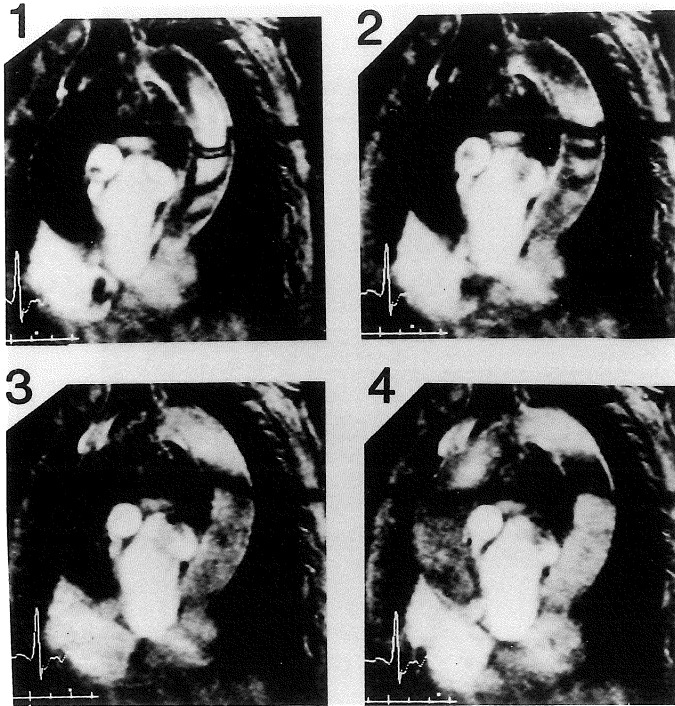


Fig.8. The multiphasic tagging (MPT) cine MR images of the descending aorta in a patient with severe aortic regurgitation. Severe backward shift of tag was observed in early diastolic phase (No.3 and 4). No.1=early systolic phase, No.2=mid-systolic phase, No.3 and 4=early diastolic phase.

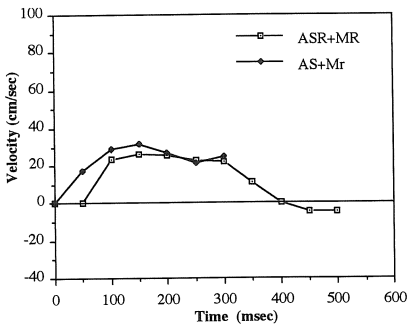


Fig.9. Velocity curve of descending aorta in patients with aortic stenosis.

The mean value of the maximum velocity was 28.8cm/s.

(Fig.12). この際、左房への逆流が多く左室一回拍出量に比し大動脈への駆出量が低い重症僧帽弁閉鎖不全 2 例 (●) と、大動脈弁狭窄症で下行大動脈まで flow void が到達するため収縮末期までタグを追跡できなかった 1 例を除い

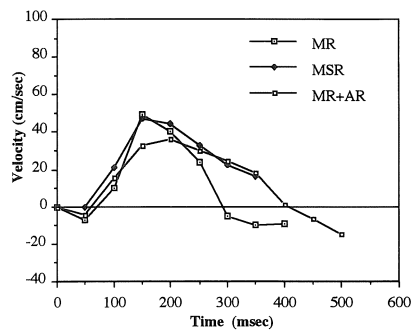


Fig.10. Velocity curve of descending aorta in patients with mitral regurgitation.

Rising phase of velocity curve was later than normal volunteers.

て検討した。

考 察

1) MPT 法とその他の非観血的血流計測法の対

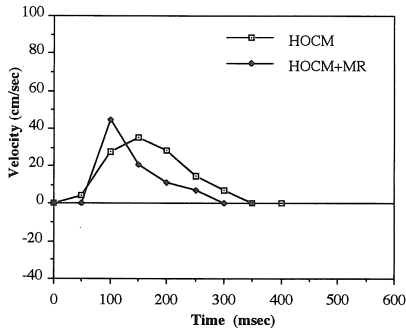


Fig.11. Velocity curve of descending aorta in patients with hypertrophic obstructive cardiomyopathy (HOCM).

The mean value of the maximum velocity was 40.0 cm/s.

比

非観血的に血流量を臨床的に計測する方法として、指示薬希釈法⁷⁾、超音波パルスドプラー法⁸⁾、局所電気インピーダンス変化を計測する方法などがあるが、現在臨床的に最も利用されているのは超音波パルスドプラー法である。この超音波パルスドプラー法はすぐれた方法であるが、つねに入射角度の補正が問題となる。また、上記の他の方法もそれぞれ種々の問題を有し、充分満足できる検査法ではない。一方、MRIによる血流計測には選択的に励起された血管内の血液の移動量を計測する bolus tracking 法¹⁰⁾や、血流により生じる phase shift を計測する velocity mapping 法¹¹⁾などがあいついで報告され、非観血的血流計測法としても MRI は期待されている。しかし、これらの方法は通常の撮像に加えて、血流計測のためにさらに撮像を追加しなければならないという欠点がある。

松沢ら¹²⁾は類似した方法を用いて脊髄液動態（脊髄液の流速は最大流速 10cm/s 程度）の定量的解析を行っている。彼らの論文中には撮像シーケンスとプレサチュレーションパルスの関係が示されていないので、明確ではないが、我々のシングルスライス・シングルタグgingの変形

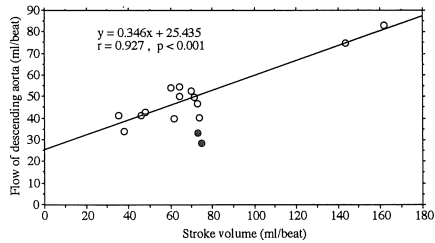


Fig.12. Relationship between the left ventricular stroke volume and descending aortic flow volume.

The descending aortic flow volume by the multiphasic tagging (MPT) significantly ($p < 0.01$) correlated ($r = 0.86$) with LV stroke volume, except for two patients with severe mitral regurgitation.

と思われ、もしそうなら、高速の流れの計測には適していないはずである。我々の研究では大動脈の流速を対象としたので、その流速は 100cm/s 以上であり、このような高速の流れに対しては、タグgingパルスと撮像シーケンスとの時間間隔を短縮することが必要である。この点を主眼に、撮像直前にプレサチュレーション法で血液に目印をつける MPT 法を独自に開発した。また、MPT 法はルーチンのシネ MRI 撮像と同時に実施可能で、他の臓器が描出された画像上で流れそのものを見ることができる点がすぐれている。

2) ファントム実験

SPT 法ではタグging用 RF パルスを一回しか印加していないのでタグは時間経過とともに流水の混和と緩和により境界が不明瞭になったと考えられた。また、流速が速い場合にはタグは撮像視野の外へ流れ去り、SPT 法は長時間血流計測や流速が速い血流計測には不向きであると思われた。一方、MPT 法では観察すべきタグを常に鮮明に描出することができた。したがって、MRT 法は収縮期から拡張期にわたる血流計測や流速が速い心・大血管系での血流計測に適した方法と思われた。

3) 臨床研究

これまでの検討では正常者の大動脈内血流速度は約 100cm/s¹³⁾とする報告が多いが、今回の検討では健常者の平均流速のピークはそれに比べやや低かった。これは本研究の流速が 50ms ほどの平均値であるため最大流速を捉えられなかったためかもしれない。

重症の大動脈弁閉鎖不全症の典型例 (Fig. 8) ではタグが拡張早期に上流に大きく逆流した。しかし、中等症以下の大動脈弁閉鎖不全症ではタグの逆流を確認できない例もあり、逆に健常者でもタグが拡張早期にわずかに上流へ逆流する例があり、この拡張早期の下行大動脈のタグの逆流から大動脈弁閉鎖不全症の重症度評価が可能が否かについてはさらに症例を重ねて検討する必要があると思われる。

上行大動脈で MPT 法を適用できれば、臨床にさらに有益な情報が得られると思われるが、一部の症例では血液が大動脈弁部を通過する際、乱流が発生し flow void が生じるため、上行大動脈にタグを印加してもタグを追跡できなかったため、今回の検討では下行大動脈で検討した。

結 論

1. 流水ファントム実験実験において、SPT 法ではタグは急速に不鮮明となり、尖鋭度は急激に低下したが、MPT 法ではタグは高値を保ち鮮明であった。
2. 流水ファントム実験実験において、MPT 法による流速の測定値は実測値と有意な高い正相関を示した。
3. 臨床研究において、MPT 法では下行大動脈に印加したタグは鮮明に描出され、その移動距離の計測から下行大動脈の流速波形が得られ、これらの速度波形はそれぞれの病態に即した形態を示した。
4. 重症僧帽弁不全症および大動脈狭窄症を除いた場合、下行大動脈の一心周期あたりの順行性総血流量と左室一回拍出量は有意の正相関を示

した。

5. MPT 法は流速の速い下行大動脈の血流状態を収縮期から拡張期にわたり観察できる有用な方法であると考えられた。

尚、本稿の要旨は第 18 回日本磁気共鳴医学会大会 (1991. 9. 熊本) において発表した。また、本論文は財団法人坂文種報徳会の助成を受けた。

文 献

- 1) Sechtem U, Pflugfelder P, Higgins CB. : Quantification of cardiac function by conventional and cinemagnetic resonance imaging. Cardiovasc Intervent Radiol, 10 : 365-373, 1987.
- 2) Kondo T, Kurokawa H, Anno H, et al. : Evaluation of cardiac motion and function by cine magnetic resonance imaging. Jap Circ J, 56 : 632-638, 1992.
- 3) 安野直子, 安野泰史, 近藤 武, 他 : 心筋 tagging 法を用いたシネ MRI による心臓動態の検討。日磁医誌, 11 : 159-165, 1991.
- 4) 坂倉一義, 安野直子, 近藤 武, 他 : 心臓 tagging 法を用いた cine MRI による健常者における左室内血流動態の検討。日磁医誌, 12 : 71-75, 1992.
- 5) Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, et al. : Human Heart : Tagging with MR imaging — a method for noninvasive assessment of myocardial motion. Radiology, 169 : 59-63, 1988.
- 6) Buchalter MB, Weiss JL, Rogers WJ, et al. : Noninvasive quantification of left ventricular rotational deformation in normal humans using magnetic resonance imaging myocardial tagging. Circulation, 81 : 1236-1244, 1990.
- 7) 香取 瞭 : 循環機能検査法。最新内科学大系, 29. 中山書店, 東京, 1990, pp237-243.
- 8) 古幡 博 : 無侵襲的血液量測定法。日 ME 学誌, 1 : 263-268, 1987.
- 9) 奥田宣明, 大橋信昭, 山田眞己 : 局所電気インピーダンス変化による大動脈流速測定について。J Cardiology, 16 : 727-733, 1986.
- 10) Shimizu K, Matsuda T, Sakurai T, et al. : Visualization of moving fluid : Quantitative analysis of blood flow velocity using MR imaging. Radiol-

- ogy, 159 : 195-199, 1986.
- 11) Bogren HG, Klipstein RH, Firmin DN. et al. : Quantitation of antegrade and retrograde blood flow in the human aorta by magnetic resonance velocity mapping. Am Heart J, 117 : 1214-1222, 1989.
- 12) 松沢 等, 飛驒一利, 宝金清博, 他 : pre-saturationを用いた cine MRI による脊髄空洞症の脊髄動態の定量的解析について. 脳神経, 44 : 24-29, 1992.
- 13) 菅原基晃, 松尾祐英, 梶谷文彦, 他 : 大動脈内の血液流れ. 血液, 講談社, 東京, 1985, pp1-9.

Development of Multiphasic Tagging Method and Its Application for Visualization and Quantification of Descending Aortic Flow

Kojiro YAMAGUCHI¹, Takeshi KONDO³, Naoko ANNO²,
Kazuyoshi SAKAKURA², Hirofumi ANNO³, Taika KIZUKURI³,
Mamoru TOKUDA², Shuichi TACHIKI³, Mototoshi NAKAMURA¹,
Yoshihiko WATANABE², Munetaka SUGIISHI⁴, Takehiko GORO⁵

¹Department of Radiology, Fujita Health University, School of Medicine
1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake, Aichi 470-11

²Department of Internal Medicine, Fujita Health University, School of Medicine

³Department of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Health Sciences

⁴Department of Internal Medicine, Sugiishi Hospital

⁵Toshiba Nasu Works

Conventional single phasic tagging (SPT) method is neither available for the evaluation of high speed blood flow nor for long time investigation such as a whole cardiac cycle, because the tag becomes unclear due to proton spin relaxation and diffusion in those situation. To overcome those difficulties, we developed the multiphasic tagging (MPT) method, and estimated the utility of this method in flow phantom and in clinical patients (pts).

Cine MR imaging was performed with a 0.5 T MRT-50A (TOSHIBA). The MPT pulse sequence was composed of continuous many (9-16) frame units for each R-R interval, and this each frame unit consisted with an initial presaturation 180° RF pulse followed by one unit of conventional field echo pulse sequence (TR=50ms, TE=22ms, FA=30°).

The flow phantom was composed of vinyl chloride tube, electric motor and pulse generator. The SPT and MPT cine MR imagings were performed with the flow phantom. The fresh tags by MPT kept a sharpness for one (cardiac) cycle, but the tag by SPT became unclear. The velocity calculated by measuring the distance of tag from baseline on MPT cine MR image was significantly correlated with that measured by a cylinder.

The MPT cine MR imaging of descending aorta was performed in five healthy volunteers and 12 pts with various heart diseases.

The tag on blood intra descending aorta by the MPT was also sharply imaged for one cardiac cycle in human. Severe backward shift of tag was observed in early diastolic phase in a pt of severe aortic regurgitation. The descending aortic flow volume by MPT significantly (P<0.01) correlated (r=0.86) with LV stroke volume, except for two pts with severe mitral regurgitation.

The MPT is useful for visualization and quantification of the descending aortic flow.