

# 原 著

## MRIにおける Phase Refocusing 法の臨床応用

加藤 勤 ( 関 西 医 大 放 射 線 科 )	小 糸 仁 史 ( 同 )
沢 田 敏 ( 同 )*	久 保 田 佳 嗣 ( 関 西 医 大 第 3 内 科 )
野 口 由 美 ( 同 )	野 口 隆 ( 三 洋 電 機 株 )
吉 田 正 徳 ( 同 )	金 田 隆 二 ( 同 )
田 中 敬 正 ( 同 )	今 里 功 ( 同 )
山 内 康 雄 ( 関 西 医 大 脳 外 科 )	小 山 田 健 二 ( 同 )
下 條 途 夫 ( 関 西 医 大 第 2 内 科 )	*現鳥取大学医学部放射線科

### キーワード

MRI, Phase refocusing techniques, clinical application

### はじめに

現在、MR 像を得る手段として 2 次元フーリエ法が頻用されているが、この手法を用いた場合位置情報は検出される MR 信号の位相と周波数とで表される。位相と周波数を位置によりそれぞれ変えるために勾配磁場が用いられるが、この勾配磁場を用いて位置情報を与えることをエンコードと呼ぶ。周波数をエンコードする勾配磁場はエコー信号の読みだし時に印加されるが、その際位相がずれる。そのため、この位相のずれを補償するために周波数エンコードで要した量と同じ負の印加量の勾配磁場が前もって周波数エンコード方向で与えられる。しかし、この印加量で位相ずれを補正しうる条件としては撮像する対象に動きのないことが必要である。そのため血流や呼吸運動を有する人体を撮像した場合、これらの動きの成分により位相

はさらはずれ、本来の位置にエンコードされず画像上ノイズとして見られる。この動きの成分による位相ずれをさらに補正するように勾配磁場を印加する手法が考えられ、一般に phase refocusing 法と紹介されその画像は phase refocusing 像あるいは rephase 画像と呼ばれる。そのためこの phase refocusing 法は motion artifact を除去する一方法として紹介されてきた<sup>1)~6)</sup>。しかし、phase refocusing の手法は動きによる位相のずれを補正し動いたものを本来の位置に戻して信号として捉える方法であるため、血流や髄液流を解析する手段として期待され MR angiography へ応用<sup>8)9)</sup>されつつある。今回われわれは、この phase refocusing の手法が生体の血流動態を表現してくれるのではないかと考え、その画像的な描出能についてファントムによる基礎的検討を行うとともに臨床応用を試みたので報告する。

## 方法ならびに対象

用いたMR装置は、三洋電機社製0.15T永久磁石型である。Phase refocusingの手法としては、式1に示す位相のずれに対し位置と速度による位相ずれの成分を補償する勾配磁場を選択スライス方向と周波数エンコード方向において加えたflow rephase (以下FR)法を用いた (fig. 1)。

$$\text{式1 } \Delta\phi = \gamma_0 G \cdot xdt + \gamma_0 G \cdot v \cdot tdt + \gamma_0 G \cdot a \cdot t^2dt + \dots$$

x:位置 v:速度 a:加速度

FR法の特性を解析するために、同じTR(繰り返し時間)、TE(エコー時間)のFR像とspin echo (以下SE)像とを比較検討した。

## (1) ファントムによる検討

ファントムにおいては、選択スライス、周波数エンコード、位相エンコードのそれぞれの方向に流れの方向を設定し速度と信号との関係を

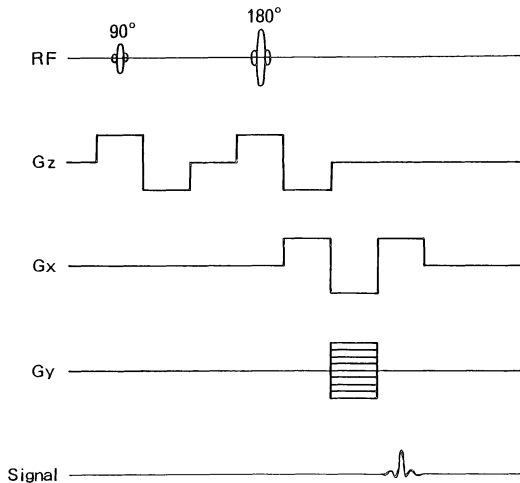


fig. 1: Flow rephase pulse sequence

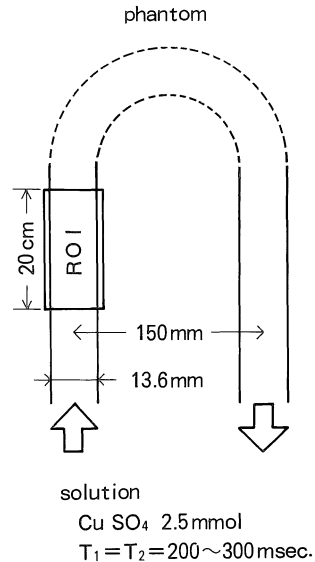


fig. 2: ファントム

解析した。信号の解析においては速度0の場合の信号強度を基準とし、速度の増加とともにどれだけ信号が減衰するかについて検討するために速度0の場合に得られた信号強度を分母とする信号強度比で評価した。信号強度の測定はファントム内の流速分布を平均した平均流速を求めるために関心領域をできるだけ大きく設定した。ファントム内の流れは約0-50 cm/secの速度で単一ベクトルに流れるように調整し、その流速は流量をファントムの断面積で商して求めた。ファントムは、内径13.6 mmの塩化ビニール製の管をU字型に加工し、管内には硫酸銅溶液を流すようにしたものを用いた (fig. 2)。

## (2) 臨床応用

臨床例では、心内腔や比較的大きな血管内での血流と組織血流とを分けて検討した。

(a)前者の代表として僧帽弁狭窄症1例と脳動静脈奇形1例を検討した。対象とした僧帽弁狭

窄症例は、コントラストエコー法にて左房内のコントラストエコーの流出時間が他の3心内腔に比し延長しており、左房内の血流蓄滞が示唆されている。脳動静脈奇形症例は右前頭葉、頭頂葉、側頭葉に巨大なnidusを有しており、血管造影上種々の速度を呈する血流がnidus内にあるのではないかと考えられた症例である。これら2症例につき左房やnidus内の信号がFR法とSE法とで如何に変化するかについて検討した。スライス面はいずれも水平断で施行し、僧帽弁狭窄症例では体軸の前後方向に、脳動静脈奇形症例では前後方向にそれぞれ位相エンコードを与えた。また、僧帽弁狭窄症例では心拍同期撮像を行なった。

(b)組織血流については正常人8例と脾臓で血流増加がみられる肝硬変症18例を対象に水平断のFR像とSE像とを比較検討した。位相エンコードは体軸の前後方向に設定した。被検者の体表面には試験管(径約1.5cm×長さ14cm)に塩化ニッケル溶液を封入したファントムを装着し、得られた画像のファントム、肝臓、脾臓に関心領域を設定し信号強度を測定した。肝臓と脾臓の信号強度は撮像間もしくは個体間では感度が異なるためにファントムで得られた信号強度をもとにして補正し、正常群と肝硬変症群との間で違いがあるかについて検討した。信号解析にはFR法における信号増加をみるために、FR法での信号強度をSE法での信号強度で商した比を用いて検討した(fig. 8)。尚、肝硬変症例では内視鏡検査を施行したが、全例において食道静脈瘤が認められており、ICG 停滞率15分値は60%以下であった。

## 結 果

### (1) ファントム実験

流れを静止させたファントムではFR, SE法のいずれにおいてもその信号量は同じであった。

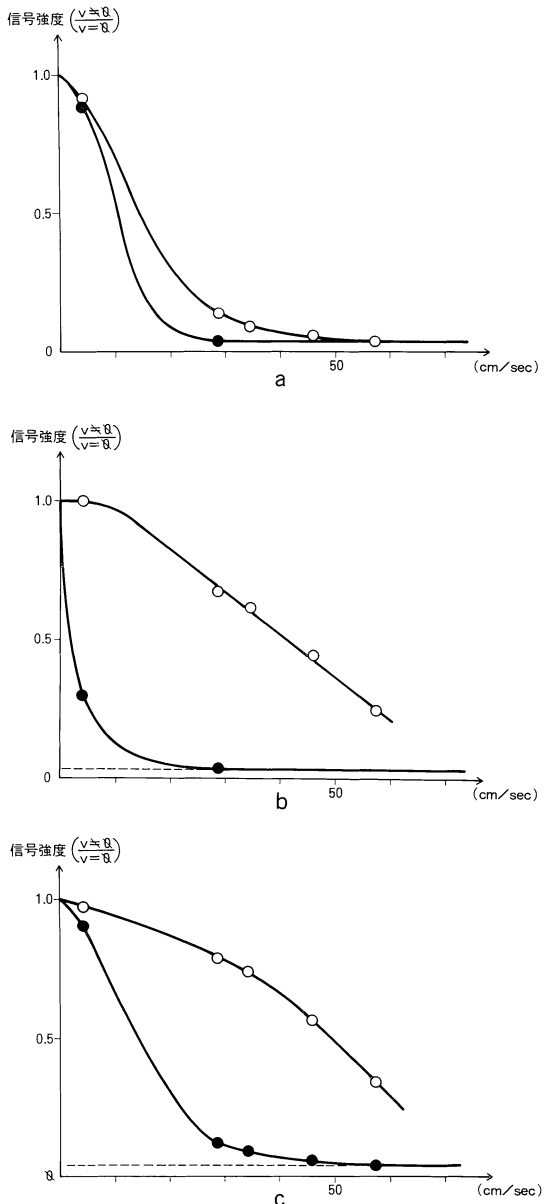


fig. 3 : ファントムでのSE (2000/80 ms) とFR (2000/80 ms) の信号と流速の関係, FR法 open circle, SE法 closed circle ; (a) 選択スライス方向(b)周波数エンコード方向(c)位相エンコード方向: 縦軸は信号強度の比, 横軸は流速を示す。

流れを与えることにより FR, SE 法のいずれにおいても信号が減少したが, 各流れの方向でその程度に違いがみられた。選択スライス方向では, FR, SE 法のいずれにおいても速度の増加に伴い信号が著明に減衰し, 約 30 cm/sec 以上でほとんど信号を認めなくなった (fig. 3 a)。周波数エンコード方向で検討した結果, FR 法では 0 cm/sec から約 50 cm/sec までは速度の増加に伴い信号が緩やかに減少し, 50 cm/sec 以上では信号が捉えられなくなった。しかし, 同方向での SE 法では 5 cm/sec で既に信号量は約 4 分の 1 となり約 30 cm/sec 以上では無信号となっ

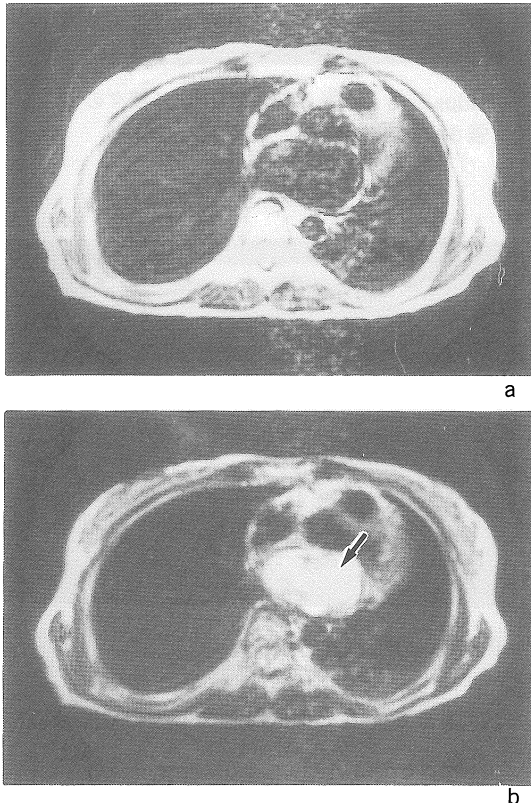


fig. 4 : 僧帽弁狭窄症 (心電 R 波同期像) ; (a) SE (約 1600/80 ms) : 左房内には信号を認めない, (b) FR (約 1600/80 ms) : 左房内 (矢印) でのみ信号が捉えられる。

た (fig. 3 b)。位相エンコード方向においても FR 法では周波数エンコード方向と同様に緩やかに信号が減少したが, SE 法では周波数エンコード方向とは異なり速度の増加に伴う信号の減少が比較的緩やかで約 30 cm/sec 以上で信号を認めなくなった (fig. 3 c)。

## (2) 臨床応用

### (a) 僧帽弁狭窄症及び脳動静脈奇形

心電 R 波の時相における僧帽弁狭窄症の水平断像を SE 法で撮像した場合, 全ての心内腔に信号は認められなかったが, FR 法を用いると左房内に信号が良好に捉えられた。健康人では FR 法を用いても心内腔に信号を明瞭に捉えることはなく, 本症例で左房内の信号が捉えられたことは心室拡張末期における左房内の血流が緩やかであることを示唆している (fig. 4)。

巨大脳動静脈奇形例で撮像した FR 法ならびに SE 法での画像を比較したが, FR 法で nidus と考えられる部位に種々の信号強度が得られ, 同部位での血流速度が種々であることを示唆していた。しかし, FR 法でも信号として捉えられないほど速い血流を有する部分も認めた (fig. 5)。

### (b) 組織血流

FR 法を用いて肝硬変症群を撮像し SE 法と比較検討した。正常人 8 例にて FR 像と SE 像とを比較すると, FR 像にて門脈, 脾静脈等の血管内に信号が捉え易くなるとともに肝臓及び脾臓で信号強度の増加が認められた (fig. 6)。肝硬変症群で同様の検討を行ったところ, 脾臓の信号増加の程度が正常群よりも著しく, 肝硬変症群での脾臓の信号強度の増加率と肝臓での増加率との間には 0.1 % の危険率で有意差を認めた (fig. 7, 8)。

## 考 察

勾配磁場を印加しているときにプロトンが移動すれば, 移動したところの勾配磁場の強さに

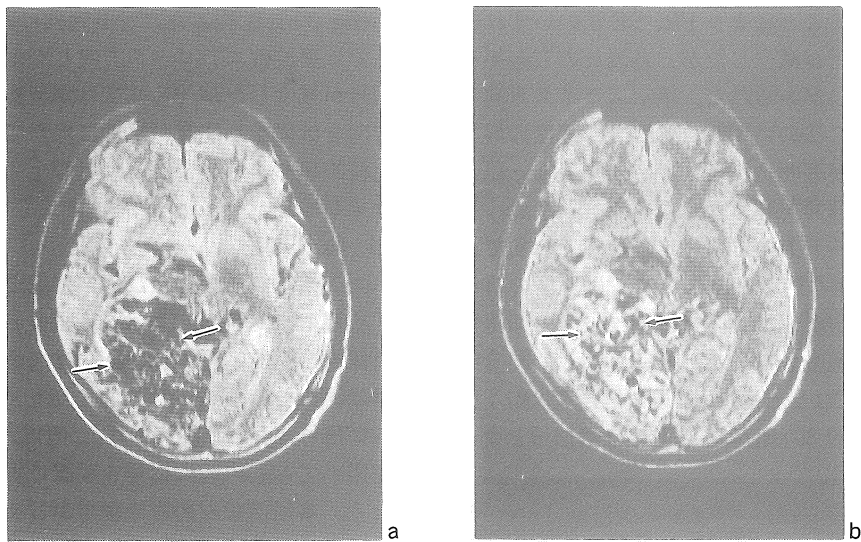


fig. 5 : 脳動脈奇形症例 ; (a) SE (2000/80 ms) : nidus と考えられる部位 (矢印) に信号が認められない, (b) FR (2000/80 ms) :

nidus と考えられる部位 (矢印) に種々の強さの信号を認める.

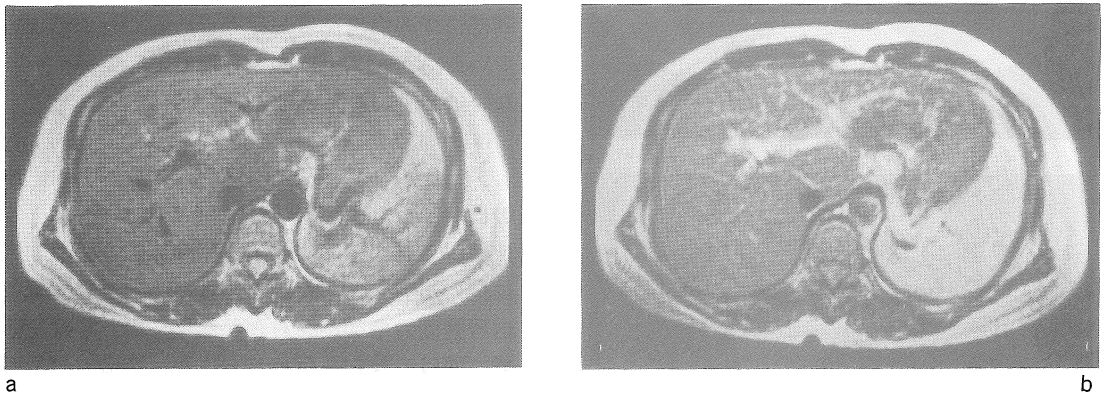
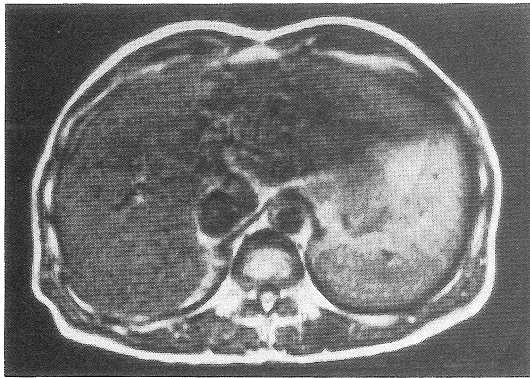


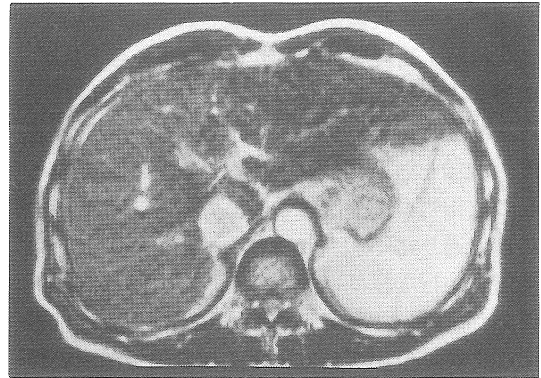
fig. 6 : 正常例 ; (a) SE (2000/80 ms) (b) FR (2000/80 ms)

応じてプロトンの角速度は変化してゆき位相はずれてくる。位相がずれると画像上での本来の位置に信号は認識されず多くの場合信号が減少する。そのため SE 法において動きの成分による位相ずれがある場合、得られる信号は time of flight 等の位相ずれ以外の影響を考えなければ式 2 と仮定され、位相ずれによる信号減少の割合

は速度 0 での信号を分母とする信号比により求められる。  
 式 2  $S(TE) = \rho \cdot \exp(-TE/T_2) \cdot (1 - \exp(-TR/T_1)) \cdot [\Delta\phi]$   
 $0 \leq [\Delta\phi]$  : 位相ずれによる信号減少の割合  $\leq 1$   
 位相ずれは式 1 に示す如く勾配磁場の印加時間 (t) や強さ (G) によって変化するため、信号減



a



b

fig. 7: 肝硬変例; (a) SE (2000/80 ms) (b) FR (2000/80 ms)

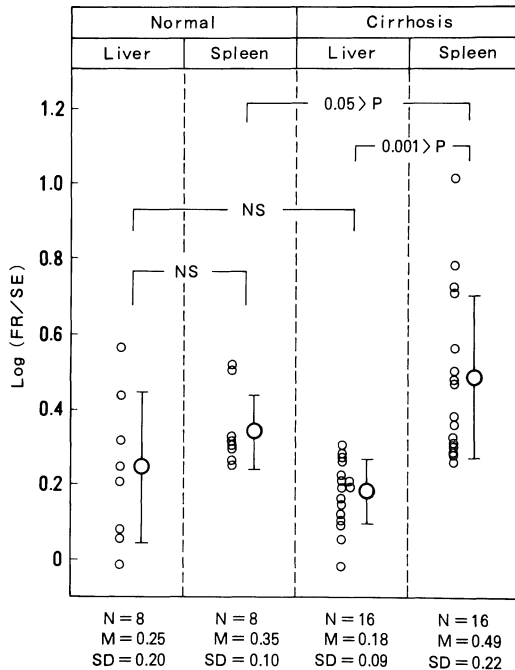


fig. 8: 縦軸は  $\log [\text{signal intensity of FR}] / (\text{signal intensity of SE})$  を示す。肝硬変症群の脾臓での信号増加が著しい。

少の程度は勾配磁場波形が変われば異なってくる。例えば、今回使用した周波数エンコード方向での勾配磁場は他の2方向よりも印加時間は長く強さも強いいため、位相ずれは最も多く、信

号比の減少も著しい。これに対し、位相エンコード方向の勾配磁場は印加時間が短いために信号比の減少は少ない。また、選択スライス方向は勾配磁場の影響に加え time of flight の効果による影響もあるために信号減少の程度は大きいと考えられる。

位相ずれによる信号減少を抑制するように勾配磁場をさらに印加することが、一般に phase refocusing 法あるいは rephase 法と呼ばれる方法である。今回われわれの用いた FR 法は、選択スライス方向と周波数エンコード方向において速度成分だけの位相ずれを補償するようにしたものである。その結果、周波数エンコード方向では速度増加による信号減少を良好に抑制し得たが、選択スライス方向ではその抑制効果は僅かであった。これは今回の実験の選択スライス方向では位相ずれよりも time of flight の効果の方が信号減少には強く関与したためと考えられる。位相エンコード方向に関しては、180 パルス後に勾配磁場を印加することで SE 法よりも位相ずれが少ない結果が得られ、特別な補償のための勾配磁場を印加せずとも信号減少を抑制できる可能性が示唆された。従って、FR 法を用いて位相ずれを補償し速度増加による信号減少を抑制した場合の特性は、周波数エンコード方向で

のファントム実験結果に代表される。理論上、式 1 に示す速度項に見合う勾配磁場を与えれば、如何なる速度成分を持つ信号に対しても位相ずれを補償しえるはずであるが、実験結果では速度の増加とともに信号は減少した。この原因として位相ずれを補償するための勾配磁場が完全に理論通りに印加されていない点と速度成分の補償しか行っていないことが挙げられる。補償のための勾配磁場が理論通りでないことと速度の増加に伴い位相ずれは大きくなり信号減少の傾向は強くなると考えられる。さらに、ファントムでも管壁に乱流すなわち加速度成分以上の高次項成分があると考えられ、信号減少の一因と考えられる。現在、phase refocusing 法は SE 法ばかりでなくすべてのパルスシーケンスに応用されつつあるが、一般に速度が増すに従って信号の減少は避けられないようである。今後は、今回の検討結果をふまえ加速度成分以上の高次項成分の補償や位相エンコード方向での補償を検討して行く予定である。

Phase refocusing 法は rephase 法とも呼ばれ、従来の撮像法に動きによる位相を補償する勾配磁場を印加する手法をさす。従って、われわれの用いた FR 法は rephase された SE 法と解釈してよい。現在、SE 法に rephase を加えた撮像法は、いろいろな名前(MAST, C-FAST 等)で呼称されており motion artifact を抑制する効果を有するものと理解され頻用されつつある<sup>1)~6)</sup>。しかし、画像劣化をきたす動きの主因のひとつに血流があり、その血流を信号化できる SE 法と理解しておれば、SE 法の代用となるばかりでなく付加価値的に新たな知見が得られ可能性がある。今回われわれが検討した僧帽弁狭窄症例において FR 法を用いて検討した場合心電 R 波同期時に信号増加を認め、左房の拡張所見以外に心室拡張末期における左房内の血流速度の低下すなわち血流鬱滞が推察できた。また、脳動静脈奇形症例でも nidus と考えられる部位に FR 法

で種々の信号強度が検出され種々の速度の血流が存在していることを推測させた。この様に従来の SE 法の情報を損なうことなく phase refocusing 像は臨床的に血流情報を得られる場合があり、この手法を用いての定性的な血流解析が期待される。

Phase refocusing を用いた場合、血管内に信号を捉えること以外に肝臓や脾臓等の実質臓器での信号が増加した。この原因も臓器内の血流が関与すると考えられ臓器内血流の解析の可能性を検討した。臓器内の信号を測定するために関心領域を設定したが、この関心領域内には異なる緩和時間を有する物質(動脈血、静脈血、組織液)が様々な流速(0を含む)で流れていると考えられる。そのため、関心領域から得られる信号から緩和時間に関与しない位相ずれのみの情報を得る必要がある。FR 法は SE 法とは位相ずれによる信号減少の程度が異なるだけであるために FR 法と SE 法との信号比をとれば緩和時間の関与しない情報が得られる(式 2 参照)。

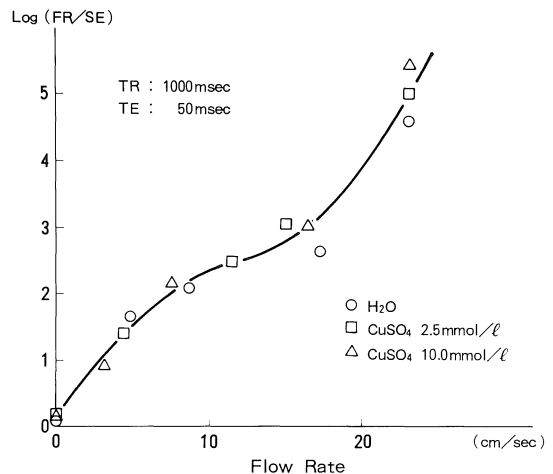


fig. 9 : ファントムでの周波数エンコードの流れにおける FR(1000/50 ms)と SE(1000/50 ms)での信号強度の比と流速の関係。縦軸は  $\log [(\text{signal intensity of FR}) / (\text{signal intensity of SE})]$  を示す。

その信号比をファントム実験で検証すると流れる物質の緩和時間に関係なく流速が 20 cm/sec 位までならば流速の増加とともに信号比は大きくなった (fig. 9). 従って, 比較的流速の遅い (20 cm/sec 以下) 関心領域内での FR 法と SE 法との信号比が大きいことは物質の緩和時間に関わらず関心領域内での単位体積当りの平均流速が速いと考えられる。しかし, FR 法と SE 法との信号比から得られる平均流速は流れの無い部分を含めての平均流速を示すためにその単位 ( $\text{cm/sec/cm}^2$ ) は従来示されてきた組織血流量の単位 ( $\text{ml/min/g}$ ) の考え方に類似する。従って, 今回肝硬変症での脾臓における FR 法と SE 法との信号比が健常人の信号比よりも有意に大きかったのは, 脾臓での血流量の増加を示しているのではないかと考えている。肝硬変症の脾臓は病理学的にも脾動脈からの流入血流量との増加と門脈圧の亢進による静脈鬱滞が知られている。今回の信号比の増加の原因を直接的に証明するには動物実験を含めた詳細な検証が必要であるが, 今回の検討結果は本法による組織血流の解析の可能性を示唆してと考えられる。

## 結 論

- ① Phase refocusing 法の特性を解析するとともに流れの情報を得る可能性を検討した。
- ② 定常流ファントム内の流れは phase refocusing 法により信号として捉えられ易くなったが, 流速が増すにつれて信号は小さくなった。また, 流れの方向により捉えられる信号量は異なった。
- ③ 僧帽弁狭窄症と脳動静脈奇形において, 左房および nidus 内の血流速度を phase refocusing

法を用いて定性的に表現し得た。

- ④ Phase refocusing 法を用いて肝硬変症例における脾臓の血流増加を表現し得る可能性を示し得た。

## 文 献

- 1) P.M. Pattany, J.J. Phillips, L.C. Chiu, et al.: Motion Artifact Suppression (MAST) for MR Imaging, Journal of Computer Assisted Tomography, 11(3) : 369-377, 1987.
- 2) A.D. Elster: Motion Artifact Suppression Technique (MAST) for Cranial MR Imaging: Superiority over Cardiac Gating for Reducing Phase-Shift Artifacts, AJNR, 9 : 671-674, 1987.
- 3) G. Sze, B. Simmons, G. Krol, et al.: Dural Sinus Thrombosis: Verification with Spin-echo Techniques, AJNR, 9 : 679-686, 1988.
- 4) N.M. Szeverenyi, S.A. Kieffer, E.D. Cacayorin.: Correction of CSF Motion Artifact on MR Images of the Brain and Spine by Pulse Sequence Modification: Clinical Evaluation, AJNR, 9 : 1069-1074, 1988.
- 5) R.M. Quencer, R.S. Hinks, P.H. Pattany, et al.: Improved MR Imaging of the Brain by Using Compensating Gradients to Suppress Motion-Induced Artifacts, AJNR, 9 : 431-438, 1988.
- 6) 松浦元, 滝沢修, P. チュガン: 多重反転傾斜磁場による MR 画像の高質化, 日磁医誌, 8 supplement -1 : P239, 1988.
- 7) 佐藤幸三, 久原重英: MRI による血流計測の基礎, 日磁医誌, 7(3) : 24-42, 1987.
- 8) 宮元之, 武田隆三郎, 小泉英明他: 高速 MR angiography, 日磁医誌, 8 supplement-1 : P231, 1988.
- 9) G.W. Lenz, E.M. Haacke, T.J. Masaryk, G. Laud.: In-plane vascular Imaging: Pulse sequence design and strategy, Radiology, 166 : 875-882, 1988.



---

## Phase Refocusing Techniques in MRI —experimental study and clinical application—

---

Tsutomu Katoh

(Department of Radiology, Kansai Medical University)

Satoshi Sawada

(Department of Radiology, Kansai Medical University)

Masanori Yoshida

(Department of Radiology, Kansai Medical University)

Yumi Noguchi

(Department of Radiology, Kansai Medical University)

Yoshimasa Tanaka

(Department of Radiology, Kansai Medical University)

Yasuo Yamanouchi

(Department of Neurosurgery, Kansai Medical University)

Michio Shimojyo

(Department of Internal Medicine II, Kansai Medical University)

Hitoshi Koito

(Department of Internal Medicine II, Kansai Medical University)

Yoshitsugu Kubota

(Department of Internal Medicine III, Kansai Medical University)

Takashi Noguchi

(Sanyo Electric Co. Ltd.)

Ryuji Kaneda

(Sanyo Electric Co. Ltd.)

Isao Imazato

(Sanyo Electric Co. Ltd.)

Kenji Oyamada

(Sanyo Electric Co. Ltd.)

---

Phase refocusing (FR) techniques have commonly used for reducing motion artifacts. With these techniques it can also be detected how fluid moves. We compared signal intensities between FR and spin echo (SE) techniques, using the same repetition time and echo time in flow phantom studies. We also examined the possibility of clinical application of this method. Experimental studies using the flow phantom revealed that decrease of the signal intensity was usually velocity-dependent, but the range of the decrease was different in each encoding gradient. In our study of a patient with mitral stenosis the difference of velocity, which was confirmed by ultrasonography, and between left-atrium and the other three chambers was clearly demonstrated. In a patient with arteriovenous malformation we could detect a variety of velocity in the nidus. We also found significant increase of signal intensity in the spleen in a patient with liver cirrhosis.