

拍動流による陰影欠損の形態的变化の実験的検討

村上卓道 (阪 大 放) 祐延良治 (阪 大 中 放)
藤田典彦 (阪 大 放) 赤井喜徳 (阪 大 中 放)
原田貢士 (阪 大 放) 段床嘉晴 (阪 大 中 放)
小塚隆弘 (阪 大 放)

キーワード

MRI, pulsatile flow, artifact, phase shift, spinal phantom,

1. はじめに

MRIにおける流れの影響には、TIME OF FLIGHT EFFECTとPHASE SHIFT EFFECTがある^{1)~5)}。前者には、HIGH VELOCITY SIGNAL LOSSとFLOW RELATED ENHANCEMENTがあり、脊椎MRI検査においては主に水平断像で認められる。一方後者にはphase shiftに伴うdephaseによる信号低下とPHASE SHIFT IMAGEがあり、矢状断像及び水平断像にて認められる。MRIによる脊椎クモ膜下腔の圧排所見の描出には、脳脊髄液(以下CSF)を高信号とするパルス系列が有効である。しかし、CSFはTO and FROの拍動流を示す⁶⁾ために前記の流れの影響を受けて、CSFの信号が低下することがある⁷⁾。この信号低下の程度は、パルス系列の違いによって異なる。これは拍動流の影響がパルス系列によって違う為と考えられる。

我々は、異なったパルス系列において、拍動流を示すCSFによる前記の信号低下の影響がク

モ膜下腔の圧排像にどのような影響を及ぼすかを、ファントムを用いて検討した。

2. 方 法

ファントム実験

脊椎クモ膜下腔のCSFのファントムとして、直径2cmのポリエチレンチューブの内腔にT1値及びT2値が約500msのGd-DTPA含有の溶液を満たしたものを作成し、直径25cmのソレノイド型RFコイルに通した(Fig-1)。内腔の溶液は、メタリングポンプを用いて拍動周期60 cycle/minでCSFと類似したTO and FROの拍動流(Fig-2)が得られるようにし、更に、クモ膜下腔の圧排を模倣するために、外部よりポリエチレンチューブの壁を圧迫して内腔に突出した部分を形成した。チューブの長軸は読み出し用傾斜磁場の方向と一致させ、内腔突出部の位置はコイルの感度域の中心に定め、同部をチューブの長軸の方向にスライス厚1cmで撮像した。この時、心電図同期撮像装置(ECG-GATE)によって、Trigger信号より450ms後

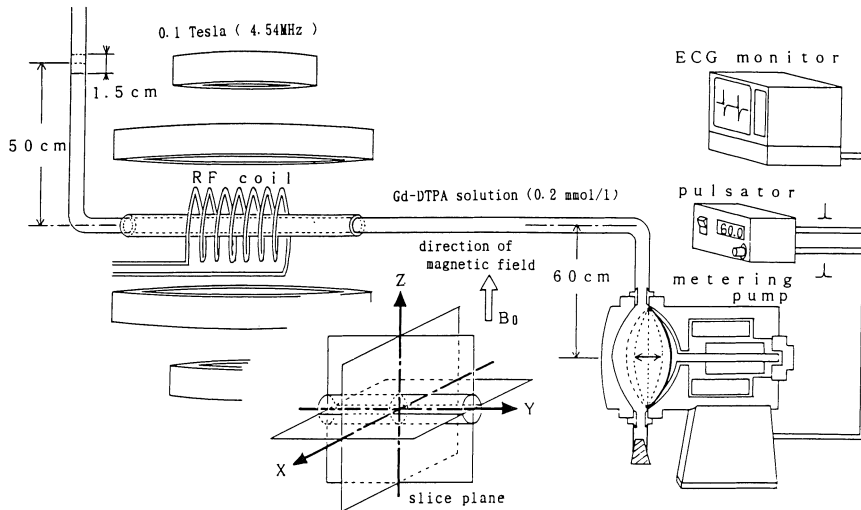


Fig. 1 本実験に用いた TO and FRO 拍動流ファントム図

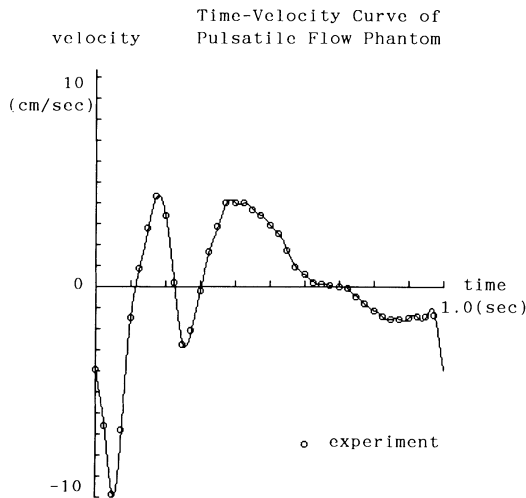


Fig. 2 本実験に用いた拍動流の time velocity curve, Trigger 信号は 0 ms の時点で出ている。

の拍動流が比較的早く速度変化の大きな時点、および Trigger 信号より 800 ms 後の比較的遅く速度変化の小さな時点でポンプの拍動

周期に同期(以下 GATED)させて撮像した(Fig-2)。対照として、内腔の溶液の静止時の像も各々のパルス系列 (TR=1000 ms) において撮像した。一部のパルス系列では、形態的变化を見やすくするために、内腔の溶液静止時の像より拍動時の像を差し引いた像を作成した。以上のような方法で、各々のパルス系列、及び拍動周期の時点の像における、内腔突出部を表す陰影欠損の形態的变化を中心に比較検討を加えた。

用いた装置は 0.1 T 常電導 MRI 装置 (旭 MARK-J), 用いたパルス系列は multipleSE 法 (TR=GATED, TE=30 ms, 6ECHO 以下 MSE), SE 法 (TR=GATED, TE=120 ms, 以下 longSE), DOUBLE ECHO 法 (TR=GATED, TE=50 and 100 ms symmetrical 以下 SYM-DE, TR=GATED, TE=50 and 120 ms asymmetrical 以下 ASYN-DE), LF 法 (TR=100, 250, and 500 ms, TE=18 ms, FLIP ANGLE=30°, TOTAL SCAN TIME=128

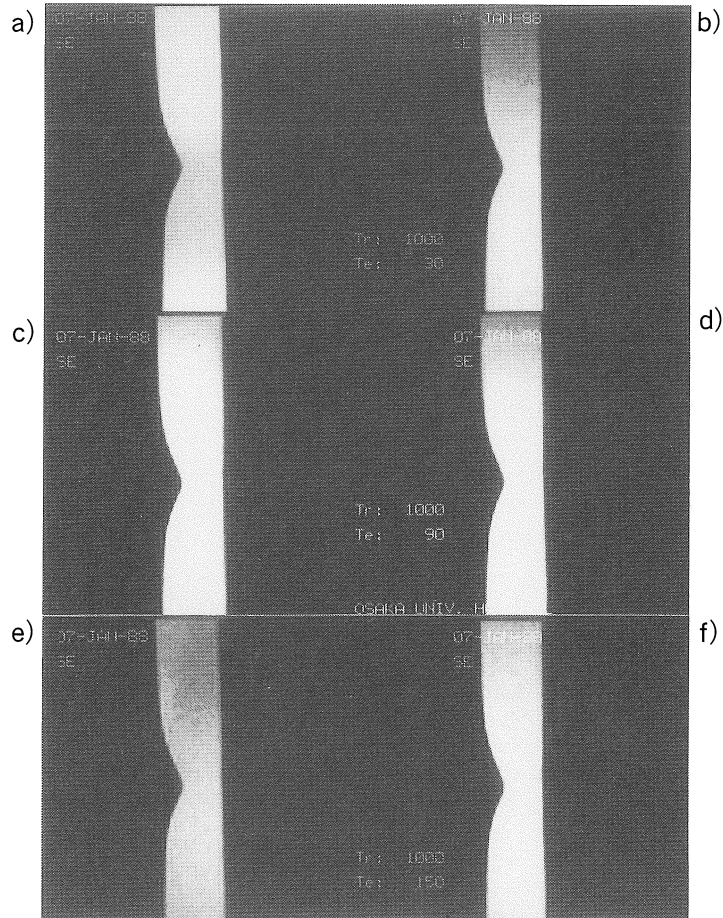


Fig. 3 内腔の溶液静止時のMSE像 (TR=1000ms, TE=a)30ms, b)60ms, c)90ms, d)120ms, e)150ms, f)180ms, 6ECHO)
 それぞれのTEの像の間で陰影欠損の形態的变化は認めない。

ms)である。また収集 MATRIX は 256×256 or 128×256 である。LF は短い時間で撮像するという我々の目的を損なわないように同期せず、LF 以外のパルス系列では、速度および速度変化の異なる複数の時点に同期させて撮像した。

3. 結 果

1) MSE 像

内腔の溶液が静止した状態で得た MSE 像では、異なる TE の像の間で陰影欠損の形態には変化は認められなかったが (Fig-3)、比較的速度及び速度変化の大きな時点に同期させて撮像した MSE 像では、TE が長くなるにしたがって陰影欠損の形態が拡大変形していくのが認められた (Fig-4)。MSE 像において、静止時の画像 (Fig-3) から拍動時の画像 (Fig-4) を差し引くと、陰影欠損の拡大変形した部分が高信

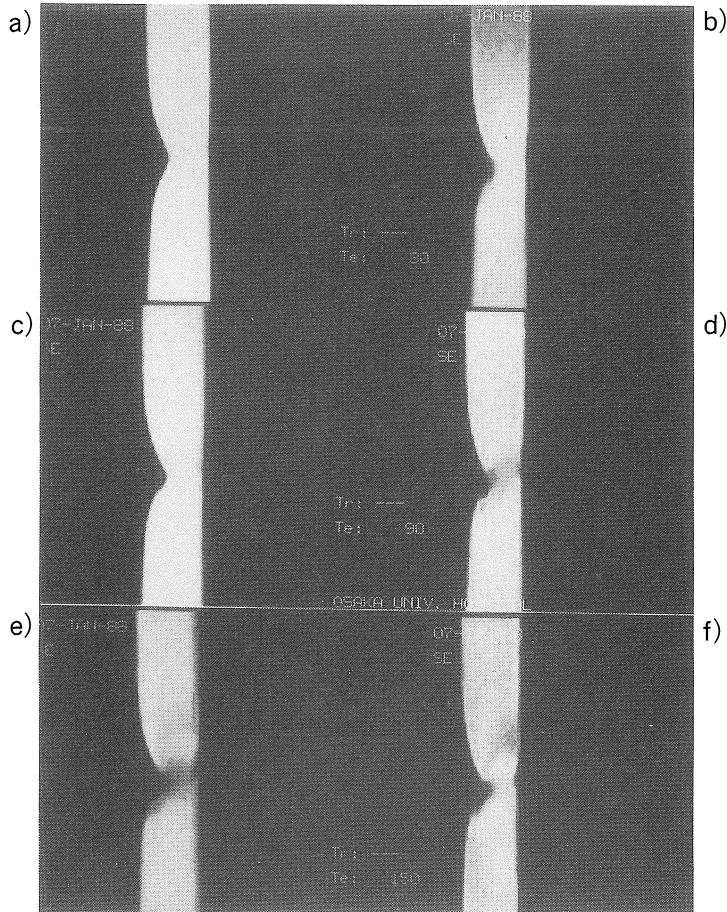


Fig. 4 比較的速度の早い時点に同期させて撮影した MSE 像 (TR=gated, TE=a) 30ms, b) 60ms, c) 90ms, d) 120ms, e) 150ms, f) 180ms, 6ECHO) TE が長くなるにしたがって, 陰影欠損の形態が拡大変形していくのが分かる.

号域として残っているのが明らかに認められた。また、壁に沿った線状の部分である BOUNDARY LAYER が高信号域として認められた (Fig-5)。一方、拍動流の速度変化の小さい時点で撮像した MSE 像では陰影欠損の形態は異なる TE の像の間で変化はなかった (Fig-6)。

2) longSE 像

longSE においては、内腔の溶液静止時の像と比較して、拍動時の像では、MSE と異なり、速度の比較的小さい時点に同期させて撮像した像

においても陰影欠損の形態的变化が著明に認められた (Fig-7)。変化の程度は、TE=120 ms の MSE 像よりも強かった。さらに BOUNDARY LAYER の信号の低下は、サブトラクション像でなくとも認められた。

3) DE 像

SYM-DE においても、比較的速度及び速度変化の大きな時点に同期させて撮像した像では、内腔溶液静止時の像と比較して陰影欠損の拡大変形が認められた。TE=50 ms の像 (1st echo,

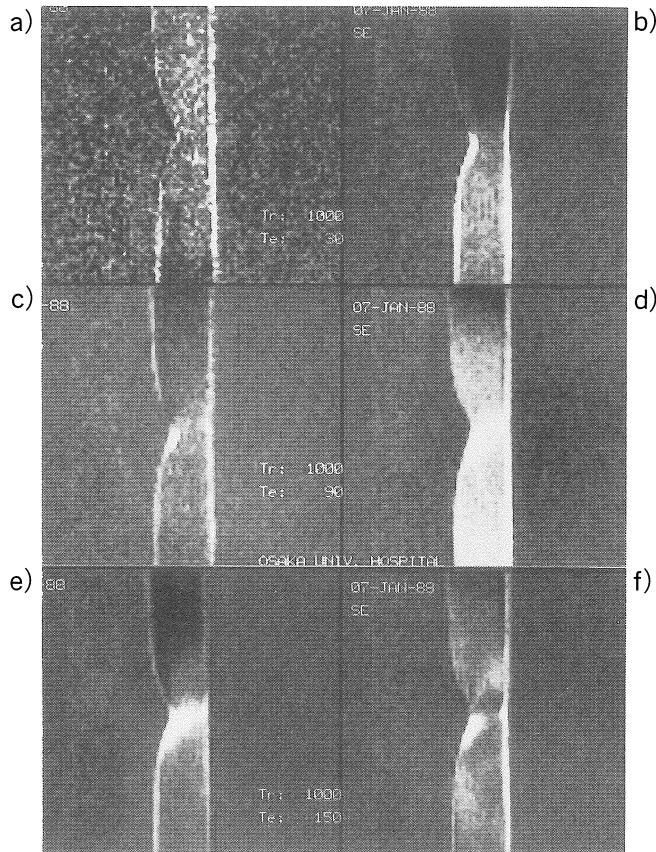


Fig. 5 : Fig. 3 と Fig. 4 のサブトラクション像

a)-f) 陰影欠損の拡大変形した部分や BOUNDARY-LAYER の部分が高信号として認められる。

odd echo) と TE=100 ms の像 (2nd echo, even echo) では、陰影欠損の形態にはほとんど変化を認めなかったが、サブトラクション像では BOUNDARY LAYER の信号の低下は 2nd echo でやや回復しているのが分かった (Fig-8). ASYM-DE では SYM-DE と異なり、TR=120 ms の像 (2nd echo) は TR=50 ms の像 (1st echo) よりも陰影欠損の拡大変形が強く見られ、また ASYM-DE の 2nd echo は SYM-DE の 1st 及び 2nd echo よりも陰影欠損の拡大変形が

強く認められた。BOUNDARY LAYER の信号の低下も、ASYM-DE では 2nd echo で回復せず、SYM-DE とは逆に増強した (Fig-9).

4) LF 像

LF では、内腔溶液静止時の像と拍動時の像との間で、陰影欠損の形態的变化は認められなかった。但し拍動時の像では PHASE SHIFT IMAGE が認められ、静止時と比べて画質が劣化した (Fig-10).

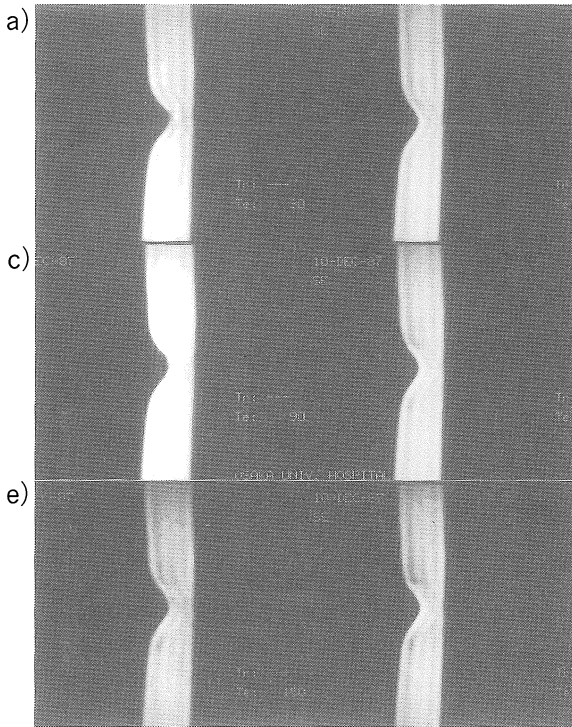


Fig. 6 比較的速度の遅い時点で同期させて撮像した MSE 像 (TR=gated, TE=a) 30ms, b) 60ms, c) 90ms, d) 120ms, e) 150ms, f) 180ms, 6ECHO) 陰影欠損の形態は, TE が長い像でも変化しない。

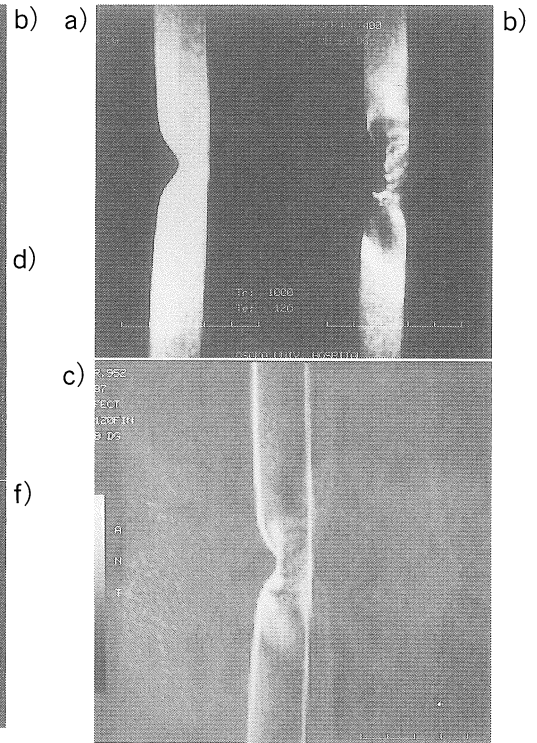


Fig. 7 a) 内腔溶液が静止時 (TR=1000ms, TE=120ms), b) 拍動時の LONG SE 像 (TR=gated, TE=120ms) と c) サブトラクション像
静止時では認められない陰影欠損の形態的变化および, BOUNDARY-LAYER の信号の低下が拍動時に生じている. サブトラクション像では, 同部が高信号域として認められる。

4. 考 察

クモ膜下腔の圧排所見を描出するには CSF が高信号となり, かつ脊髄, 神経根および硬膜外組織が低信号となるパルス系列が有効である. しかし実際のところ, このようなパルス系列でも CSF が高信号にならないことがある⁷⁾. これは, 拍動流を示す CSF 内のスピンの動きによる MOTION ARTIFACT の為である⁷⁻⁹⁾. 流れによる MOTION ARTIFACT の原因には, TIME OF FLIGHT EFFECT と PHASE SHIFT

EFFECT がある¹¹⁻⁵⁾. TIME OF FLIGHT EFFECT はスライス選択時に RF パルスによって励起されたスピンの, エコーを得るまでの間にスライス面の内外を移動することによって起こる現象であり, HIGH VELOCITY SIGNAL LOSS や FLOW RELATED ENHANCEMENT がある¹¹⁻⁹⁾. 脊椎 MRI 検査においては, 主に水平断像にこの現象が認められる. もう一方の PHASE SHIFT EFFECT には, 励起



Fig. 8 内腔溶液が拍動時の SYM-DE 像 (TR=gated, TE=a)50 and b)100ms) と c), d) 静止時の像と拍動時の像とのサブトラクション像

拍動時には、陰影欠損の拡大変形, BOUNDARY-LAYER の信号の低下が認められるが, SECOND ECHO で BOUNDARY-LAYER の信号の若干の回復が認められる.

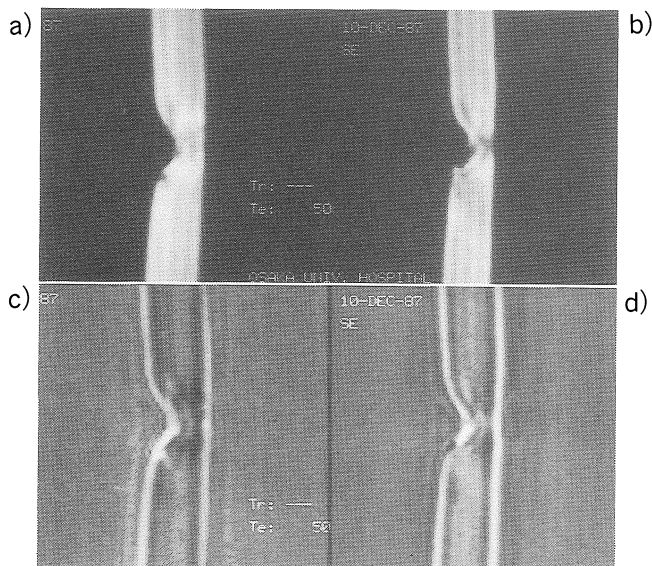


Fig. 9 内腔溶液が、拍動時の ASYM-DE 像 (TR=gated, TE=a)50ms and b)120ms) と c), d) サブトラクション像
拍動時には、陰影欠損の拡大変形, BOUN

DARY-LAYER の信号の低下が認められる. SECOND ECHO では, FIRST ECHO より変化が著明である.

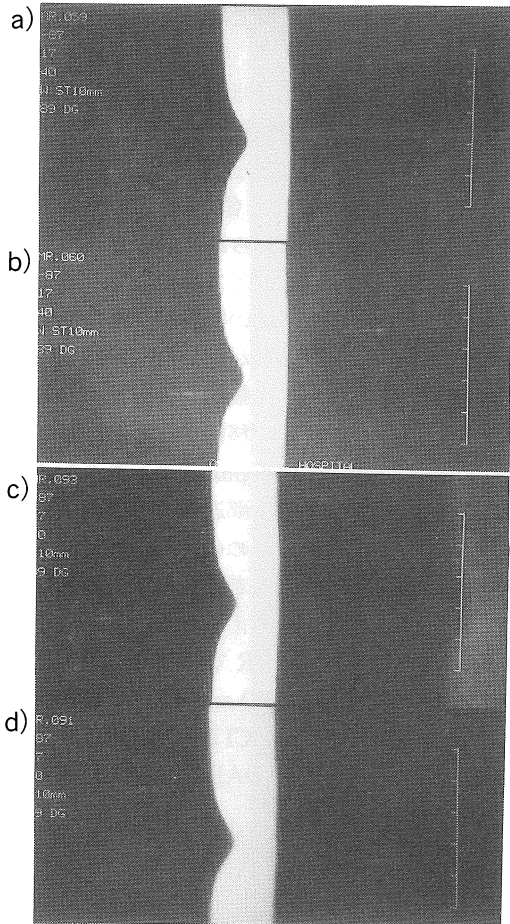


Fig. 10 内腔溶液が静止時 (a) TR=250ms, b) TR=500ms, TE=18ms, FA=30°, 拍動時の LF 像 (c) TR=250ms, d) TR=500ms) 静止時同様、拍動時の像でも、陰影欠損の形態変化は認められないが、c) 拍動時には phase shift image が見られ、画質の劣下が認められる。

されたスピンの位置情報を得るために印加された傾斜磁場の中を移動するために同一ボクセル内のスピンの phase shift に伴う dephase によって起こる信号低下と PHASE SHIFT IMAGE がある^{4),8)}。この現象は、脊椎 MRI 検査においては矢状断像及び水平断像共に認められる。我々

は、拍動流を示す CSF の矢状断の MR 画像に与える影響のみを検討したので、TIME OF FLIGHT EFFECT による MOTION ARTIFACT の影響はほとんど受けない。

脊椎矢状断の MR 画像にみられる PHASE SHIFT EFFECT は、前述のように位置情報を得るための傾斜磁場の影響をスピンが受けるために起こるわけである。特に印加される読み出し用傾斜磁場方向と CSF の流れの方向が一致した時に著明となる。本研究で用いた実験系でも、傾斜磁場の影響を著明にするために、ファントム内の溶液の流れの方向と読み出し用傾斜磁場方向とを一致させてある。

PHASE SHIFT EFFECT の一つである PHASE SHIFT IMAGE は、拍動流の拍動周期の異なったスピンからのエコーを得ることによって起こり、拍動流の速度、傾斜磁場の強さ、傾斜磁場の印加された時間に依存する^{1),4),5)}。しかしこれは GATE することによって消すことが出来る⁷⁻⁹⁾。我々の実験系においては、時間短縮のために GATE しなかった LF 法でのみ PHASE SHIFT IMAGE が認められ、画質が劣下したが、他のパルス系列はすべて GATE しており、この現象はみられなかった。

我々は主に、PHASE SHIFT EFFECT の内の phase shift に伴う dephase による信号低下について検討した。phase shift にはスピンの流れる方向、速度のボクセル内での分布、つまり VELOCITY PROFILE 等が影響してくる^{4),8)}。今回は脊髄の CSF の動きに類似した TO and Fro の拍動流を用い、さらにクモ膜下腔圧排状態に類似させるために、チューブ内腔に突出部を形成しているので、この条件下での VELOCITY PROFILE が、phase shift による dephase に影響を与えていることになる。

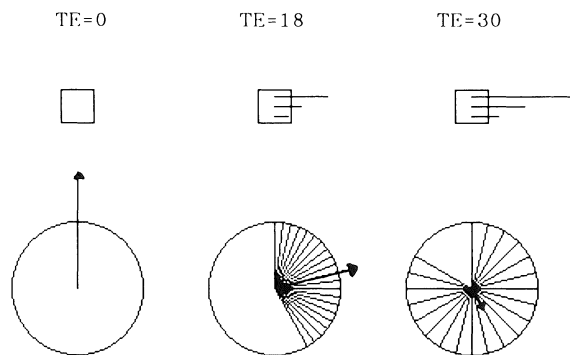
突出部近傍では、この突出物のために内腔の拍動流の層流状態が変化し、速度勾配が急激に大きくなる場合がある。この時、同一ボクセル

内のスピンの phase dispersion から信号低下が起る可能性がある。しかし、この信号低下は、パルス系列の違い、同期した時点での拍動流の速度、及び速度変化によって異なる。この原因について考察すると以下のようになる。phase shift はスピンの速度、傾斜磁場の影響を受けた時間、及び傾斜磁場の強さに影響される¹⁾⁴⁾⁵⁾。ここで言うスピンの速度については、速度が時間的に変化する拍動流のどの時点に同期させて撮像するかで決定される。また傾斜磁場の影響を受けた時間については、スピンの傾斜磁場に沿って移動する時間であり、TE と関連する。速度の大きなところで、なおかつ TE が長くなれば、傾斜磁場に沿ってスピンの移動する距離が長くなるため、傾斜磁場の影響が強く現れる。このため phase shift はさらに大きくなり、dephase を起こして信号の低下が著明になる (Fig-11)。つまり、速度の比較的大きな時点に同期させて撮像し、なおかつ TE が長い MSE 像, longSE 像, 及び DE 像では突出部近傍の信号低下が著明に認められる。MSE 像は、確かに短い TE の連

続の像であるが、本実験では、突出部での層流の破壊がある状態では、EVEN ECHO REPHASING などの影響はほとんど受けず、TE の長さが phase shift に影響したと考えられる。

LF 像及び比較的流れの速度が小さい時点に同期させて撮像した、MSE 像, DE 像においては上記の信号の低下が認められなかった。これは、LF 法では、TE が他のパルス系列に比べて短かく、スピンへの傾斜磁場の影響が少ない為である (Fig-11)。また LF 法以外のパルス系列では、速度が比較的遅い為に比較的 TE が長くとも、傾斜磁場の上をスピンの移動する距離が短く、phase shift が小さく、dephase があまり起こらない為である。また突出部近傍での層流状態の破壊が起こらなかったために、同一ピクセル内のスピンの速度勾配が大きくなり、信号低下が認められなかったと考えられる。

BOUNDARY LAYER で信号の低下が見られたことについては、TO and FRO の拍動流を用いているので、VELOCITY PROFILE 上、速度勾配のある BOUNDARY LAYER では同



Schematic Representation of Intravoxel Phase Dispersion
Due to Spatial Velocity Change

Fig. 11 同一ボクセル内の速度勾配による phaseshift と TE との関係
TE が長いほど同一ボクセル内のスピンの傾斜磁場による影響が異なり、phase shift に伴う dephase によって信号が低下する。

一ピクセル内のスピンの phase dispersion が起きて信号が低下する¹⁰⁾。

ところで, BOUNDARY LAYER での INTENSITY の低下は, MSE 法, SYM-DE 法の EVEN ECHO において回復することがある。これは, BOUNDARY LAYER における同一ピクセル内の速度勾配による dephase が, EVEN ECHO REPHASING において回復するためである¹¹⁻²⁾。しかし, EVEN ECHO REPHASING は定常流では完全に起こるが, 速度が時間的に変化する拍動流では完全な REPHASE が生じない¹²⁾。本研究では拍動流で検討しているので, 完全な EVEN ECHO REPHASING は起こらないはずである。しかし, 比較的速度変化が穏やかで, なおかつ TE が短いエコーでは, この拍動流は定常流と近似でき, このため不完全ながら EVEN ECHO REPHASING が起こる⁸⁾。ただし, 内腔突出部近傍では, 層流状態の変化による同一ピクセル内の速度勾配は非常に大きくなるために, TE が小さくても定常流と近似できず, EVEN ECHO の REPHASE は不十分であったと考えられる。

以上のことより, 内腔突出部近傍の信号低下と BOUNDARY LAYER の信号低下がかさなって陰影欠損の形態が拡大変形する場合がある。比較的速度が遅く, 速度変化の小さい時点に同期させて撮像した MSE 像が, 最も内腔突出部の形態を正確に描出できると考えられた。しかし, これはファントム実験であり, 用いた溶液の T₁, T₂ 値も CSF とは異なり, 一概に CSF に適応することは出来ない。よって臨床的には, 本実験で示したような CSF の流れの影響があることを踏まえてパルス系列を選択する必要があると考える。

5. 結 論

TO and FRO の拍動流による内腔突出部近傍

の MRI 像への影響が, ファントムによって確かめられた。つまり, 拍動流の比較的速度及び速度変化の大きな時点に同期させて撮像した場合, 及び MSE 法, LongSE 法, DE 法での TE の長い時点の像では, TE の短い LF 法に比べて内腔突出部の陰影欠損の拡大変形が認められる場合がある。臨床的には, クモ膜下腔の CSF も, 同じ TO and FRO の拍動流を示すため, 同様のことが認められる場合があり, 脊椎 MRI 検査において異なったパルス系列の間で, クモ膜下腔の圧排所見の描出能が異なる可能性がある。

本論文の要旨は第 11 回日本磁気共鳴医学会大会 (東京, 1988 年, 3 月) において発表した。

文 献

- 1) Axel, L.; Blood flow effects in magnetic resonance imaging. *AJR*, 143: 1157-1166. 1984
- 2) Bradley, W. G., and Waluch, V.: Blood flow: Magnetic resonance imaging. *Radiology*, 154: 443-450. 1985
- 3) Bradley, W. G. Waluch, V., Ka-Siu, L., et al: The appearance of rapidly flowing blood on magnetic resonance images. *AJR*, 143: 1167-1174. 1984
- 4) von Schulthess, G. K., and Higgins, C. B.; Blood flow imaging with MR: Spin phase phenomena. *Radiology*, 157: 687-695. 1985
- 5) von Schulthess, G. K., Fisher, M., Crooks, L. E., et al; Gated MR imaging of the heart: Intracardiac signals in patients and healthy subjects. *Radiology*, 156: 125-132. 1985
- 6) Edelman, R. R., Wedeen, V. J., and Davis K. R., et al; Multiphasic MR imaging: A new method for direct imaging of pulsatile CSF flow. *Radiology*, 161: 779-783. 1986
- 7) Rubin, J. B., and Enzmann, D. R.: Optimizing conventional MR imaging of the spine. *Radiology*, 163: 777-783. 1987
- 8) Rubin, J. B., Enzmann, D. R.; Harmonic modulation of proton MR precessional phase by pulsatile motion: Origin of spinal CSF flow phenomenon. *AJNR* 8: 307-316. 1987

- 9) Rubin, J. B., Enzmann, D. R., and Write, A. ;
CSF gated MR imaging of the spine : theory
and clinical implementation. Radiology, 163 :
784-792. 1987
- 10) N. Fujita, et al ; MRI of pulsatile flow : Effects
of velocity profile on signal intensity. SMRM
1988 to be presented.

Pulsatile flow effects in signal intensity of fluid in the area of constriction.

—A phantom study using MRI—

Takamichi Murakami

(Department of Radiology, Osaka University
Medical School)

Norihiko Fujita

(Department of Radiology, Osaka University
Medical School)

Kohshi Harada

(Department of Radiology, Osaka University
Medical School)

Yoshiharu Sukenobu

(Department of Radiology, Osaka University
Medical School)

Yoshinori Akai

(Department of Radiology, Osaka University
Medical School)

Yoshiharu Dandoko

(Department of Radiology, Osaka University
Medical School)

Takahiro Kozuka

(Department of Radiology, Osaka University
Medical School)

An experimental study was made to evaluate the to-and-fro pulsatile flow effect on MR images. A phantom with to-and-fro pulsatile flow was constructed of polyethylene tube of 2cm diameter to simulate CSF behavior in the spinal canal. An area of constriction in the tube was made to compare with epidural defect. This area was imaged using 0.1T MR imager while being perfused with no flow and bidirectional flow provided by an external pump.

When the amplitude of the pulsatile flow was relatively high, a variation in the signal of the fluid in the area of constriction was observed in the long TE images of single and multiecho sequences using even and asymmetric echoes. But it could not be observed in the short echo of low flip angle gradient echo sequences. On the other hand, when the amplitude of pulsation was relatively low, a variation in the signal of the fluid was observed only in sequences with a single long echo.