

Title	MRIにおけるpartial volume effectの実験的検討
Author(s)	前田, 宗宏; 鈴木, 英司; 吉矢, 和彦 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1989, 49(11), p. 1404-1410
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15110
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

MRIにおける partial volume effect の実験的検討

* 総合大雄会病院放射線科

** 岡崎生理学研究所分子生理

*** 奈良医大放射線科・腫瘍放射線科

前田 宗宏* 鈴木 英司** 吉矢 和彦* 伊藤 伸一*
松尾 敏和* 瀬尾 芳輝** 村上 政隆** 亘 弘**
津島 寿一*** 廣橋 伸治*** 尾辻 秀章*** 岩崎 聖***
大石 元*** 打田日出夫***

（平成元年3月15日受付）

（平成元年6月19日最終原稿受付）

Partial Volume Effect in MRI —A Phantom Study—

Munehiro Maeda*, Eiji Suzuki**, Kazuhiko Yoshiya*, Shinichi Ito*, Toshikazu Matsuo*,
Yoshiteru Seo**, Masataka Murakami**, Hiroshi Watari**, Juichi Tsushima**,
Shinji Hirohashi***, Hideaki Otsuji***, Satoru Iwasaki***,
Hajime Ohishi*** and Hideo Uchida***

*Department of Radiology, Daiyukai General Hospital

**Department of Molecular Physiology, National Institute for Physiological Sciences, Okazaki

***Department of Radiology and Oncological Radiology, Nara Medical College

Research Code No. : 209.2

Key Words : MR imaging, Phantom study,
Partial volume effect, Artifact

According to the direction and the thickness of the imaging slice in tomography, the border between the tissues becomes unclear (partial volume effect). In the present MRI experiment, we examined border area between fat and water components using phantom in order to investigate the partial volume effect in MRI. In spin echo sequences, the intensity of the border area showed a linear relationship with composition of fat and water. Whereas, in inversion recovery and field echo sequences, we found the parameters to produce an extremely low intensity area at the border region between fat and water. This low intensity area was explained by cancellation of NMR signals from fat and water due to the difference in the direction of magnetic vectors. Clinically, partial volume effect can cause of mis-evaluation of walls, small nodules, tumor capsules and the tumor invasion in the use of inversion recovery and field echo sequences.

はじめに

断層撮影法では、厚さのある断面からデータの収集が行われるため、組織の境界部分では2種類の組織からのデータが混合されて実際の断面とは

異なった見え方をする。臨床診断で断層画像を読み取る際、この partial volume effect を正しく解釈することは重要なことである。X線CTでは、X線吸収率（スカラー量）に基づいて画像が構成

されているので、境界では2者の中間の値が表示される。一方、MRIでは、画像のデータである磁化ベクトルの大きさが水素原子密度、 T_1 緩和時間、 T_2 緩和時間などにより変化するばかりでなく、 T_1 緩和時間や共鳴周波数により磁化ベクトルの方向が変化するため、X線CTと異なる partial volume effect が観察される場合がある。MRIの報告のなかで field echo 法などのケミカルシフト画像で腎臓や脾臓などの臓器と脂肪組織の間が低輝度に縁取りされているのをみかけることがあり¹²⁾、著者らも spin echo(SE)と inversion recovery(IR)の撮像法の違いで脳室、脳溝の見え方が異なったり、IR法で脳室周囲が黒く縁どりされることがあるのを経験した(Fig. 1)。また、fat/water cancellation field echo (FEDIF)像で嚢胞内に水成分と脂肪成分がある場合、その境界に隔壁様の構造が描出されることを経験した(Fig. 2)。これらの現象は、partial volume effect に関係があると考えられるが、X線CTにおける partial volume effect の概念では理解し難い。

今回、MRIにおける partial volume effect を理解するために水とトリグリセライドの境界面を用

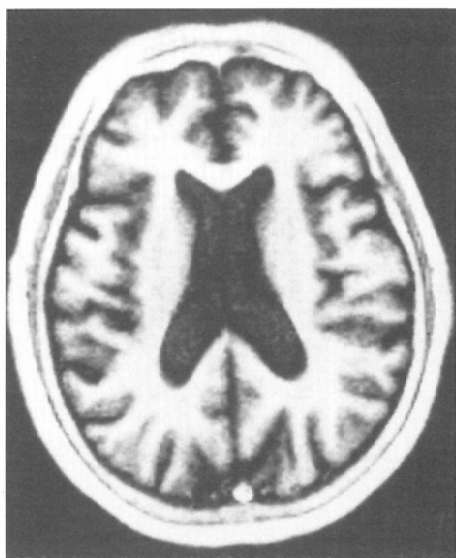


Fig. 1 Inversion recovery, TR=2,000msec, TI=500msec, TE=30msec. Low intensity margins of the lateral ventricles are observed.

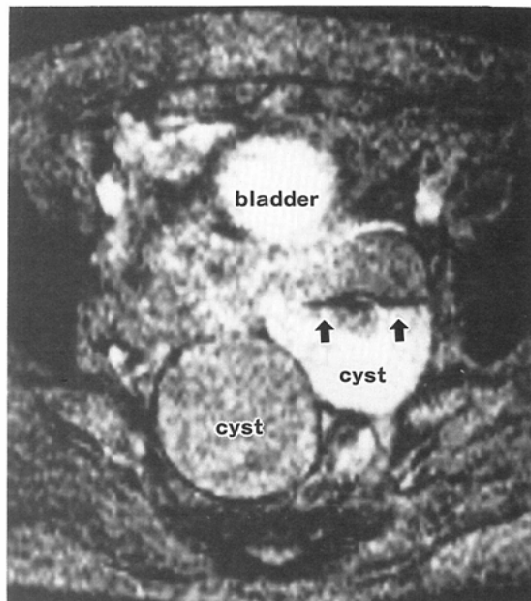


Fig. 2 Field echo, TR=500msec, TE=20.09msec, flip angle=25°. A septum like image (↑) is observed between fat component and water component in the dermoid cyst.

いてファントム実験を行ったところ、異なる物質の境界面では必ずしも2者の中間の信号強度を呈さないことがわかり、臨床例での現象を説明する結果が得られたので報告する。

方 法

T_1 緩和時間と共鳴周波数が異なり、隔壁を設けなくとも混ざらない物質として水とトリグリセライド (olive oil) を選択した。水とolive oilを容器に満たし、これらの境界面を Fig. 3 のパイロット・スキャンに示す様に斜め方向に撮像し、水と脂肪の境界部での輝度変化をグラフ表示した。

使用MR装置は、静磁場強度が0.5Tの超伝導型であり、スライス厚1cm、測定マトリックス192×256、フィールド・サイズ25cm、平均加算2回の条件で撮像した。画像の再構成法は、2次元フーリエ変換法であり、画像上に信号の絶対値が表示されるアルゴリズムを用いた。ケミカル・シフト・アーティファクト³⁴⁾との混同を避けるために、ケミカル・シフト・アーティファクトが輝度の変化を測定する方向に現れないように位相エン

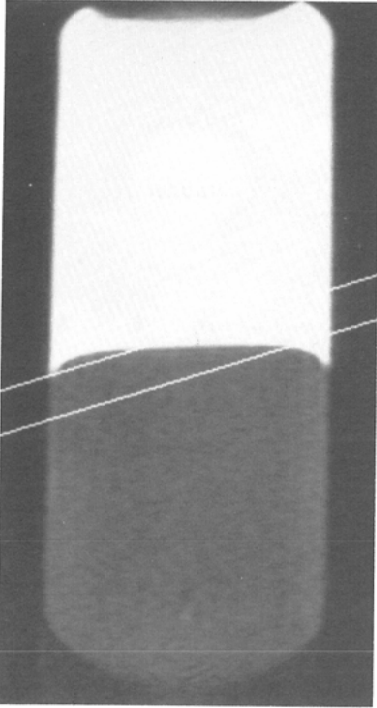


Fig. 3 A pilot view of the phantom. Oblique slices (Fig. 4~6, 11) were obtained against the surface between olive oil and water.

コード方向を設定した。

今回、検討したパルス系列は以下に示す通りである。

spin echo (SE) : TR-90°-TE/2-180°-TE/2-Acquire-

繰り返し時間 (TR) が400msec, エコー時間 (TE) が20msecの T1強調像と TRが2,000msec, TEが80msecの T2強調像のほか, SE(1,000/40)の撮像を行った。

inversion recovery (IR) : TR-180°-TI-90°-TE/2-180°-TE/2-Acquire-

TRを2,000msec, TEを30msecとし, 反転時間 (TI)は100, 150, 200, 250, 300, 400, 500, 600 msecのそれぞれに設定して撮像した。

fat/water cancellation field echo (FEDIF) : TR- θ -TE-Acquire-

TEは20.09msecで, 脂肪成分の信号と水成分の信号の磁化ベクトルが反対方向を向く, いわゆる out-phaseの画像である。TRは400msecとし, フリップ・アングル (θ)を25, 45, 90度と変化させて撮像した。

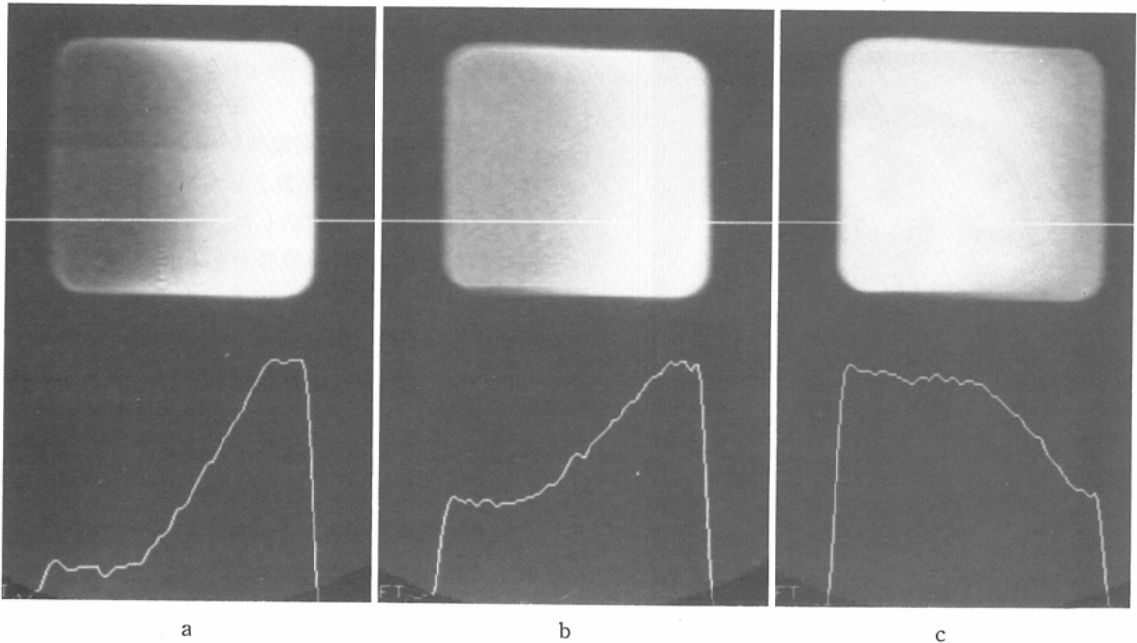


Fig. 4 Spin echo images

a. SE (400/20), b. SE (1,000/40), c. SE (2,000/80)

結 果

SE: TR と TE により脂肪と水の輝度の関係は異なったが, Fig. 4 に示す様に脂肪と水の境界での輝度変化は単調であった。

IR: 反転時間 (TI) が100msec から500msec の範囲では, 脂肪と水との境界での輝度変化は単調ではなく低輝度の谷が認められた (Fig. 5a~c). TI が600msec では, 境界での輝度は単調変化となった (Fig. 5d).

FEDIF: フリップ・アングルが大きいと水より脂肪が高輝度で, フリップ・アングルが小さいと相対的に水が高輝度に描出されたが, フリップ・アングルの大きさに関わらず脂肪と水の境界部分

に低輝度の谷がみられた (Fig. 6).

考 察

SE 法においては, 180°パルスにより水と脂肪のベクトルは, 信号受信時に同方向を向くため境界面での信号は, 水と脂肪の volume average となる (Fig. 7). 従って SE 像での partial volume effect は X 線 CT と同様, 境界での輝度は単調変化となると考えられ, 著者らの実験結果も同様であった。

水の T_1 緩和が遅いのに対し, 脂肪の T_1 緩和は速い. このため, IR 法において180度パルス印加後 TI 経過した時点で, 水と脂肪のベクトルは反対方向を向いている場合がある (Fig. 8-②). このあと縦方向の磁化ベクトルを SE 法 (90°~180°パルス系列) を用いて画像化するが, 水と脂肪のベクトルの方向は, 反対方向を向いたままであるので, 同一ボクセルにあるこれらの信号は打ち消し合うことになる (Fig. 8-④). 画像上は, 各ボクセルのベクトルの絶対値が表示されるので, 水と脂肪の境界で輝度の低下が起こる。

現論的には, 水と脂肪に限らず, partial volume を形成する2つの物質 (a, b) からの信号の符号が異なる時, すなわち, 180°パルスが印可されてから信号が0となるまでの時間をそれぞれ T_{nulla} と T_{nullb} とすると, $T_{nulla} < TI < T_{nullb}$ の関係を満たす時にこの現象が認められることになる (Fig. 9). T_1 値の異なる物質の境界部分で認められる1ボクセル幅の線状の低輝度が, “opposed magnetization artifact”として報告されており⁵⁾, これは境界面に対して垂直に撮像した場合に起こる1ボクセル内での partial volume effect である. しかし, 実際の臨床例では, 撮像面に対して境界面が斜めに存在することがほとんどであり, partial volume effect による低輝度の幅が1ボクセルよりも太いことが多く, partial volume effect を理解していないと画像の解釈を誤る危険性がある。

Field echo 法においては, 水と脂肪の共鳴周波数の差による位相のずれを SE 法のように修正しないため, 励起から信号の観測までの時間間隔 (TE) により, 磁化ベクトルの向き (位相) に差ができ

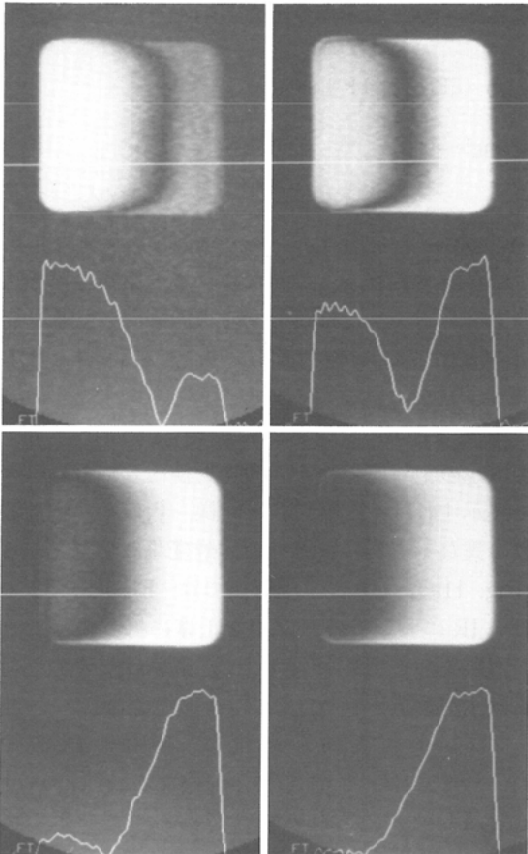


Fig. 5 Inversion recovery images
a, IR (2,000/100/30), b, IR (2,000/200/30), c, IR (2,000/500/30), d, IR (2,000/600/30)

a	b
c	d

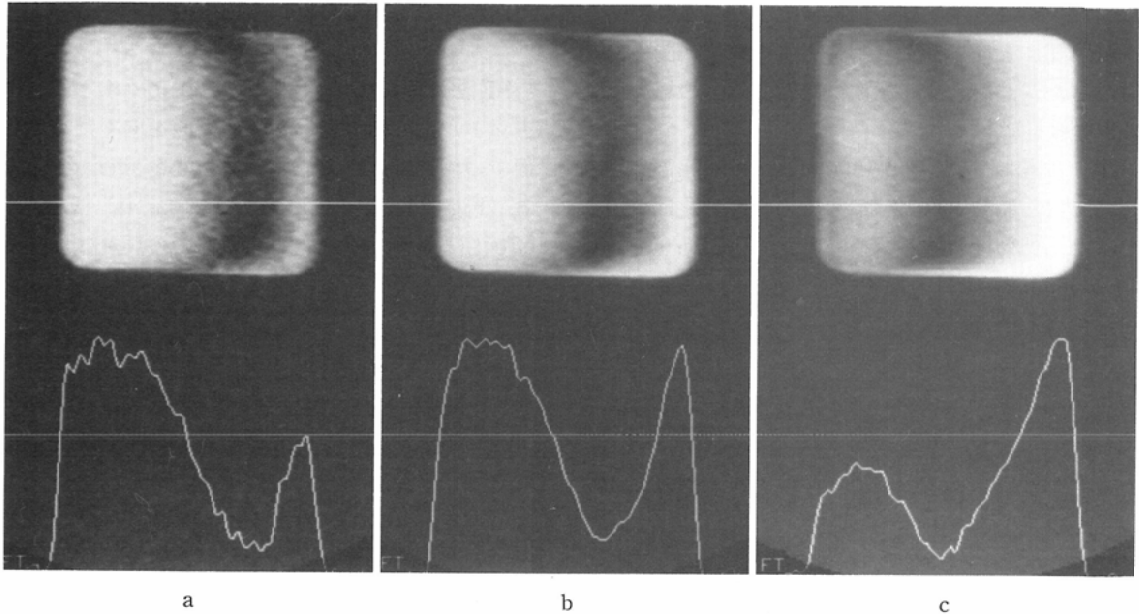
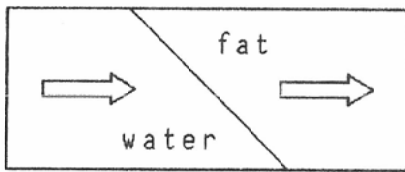
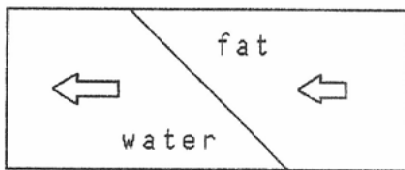


Fig. 6 Fat/water cancellation field echo imager (FEDIF). TR=400msec, TE=20.09msec.
 a. flip angle=25°, b. flip angle=45°, c. flip angle=90°



① excitation
 (90° pulse)



② data acquisition

Fig. 7 Direction of the magnetic vectors of fat and water in spin echo sequence.

(out-phase), 画像上は、各 voxel のベクトルの絶対値が表示される。このため、水と脂肪の境界部分では、同一 voxel 内で反対方向を向いた水と脂肪の磁化ベクトルが打ち消し合い低輝度となる (Fig. 10).

IR と FEDIF のいずれの撮像法においてもベクトルの絶対値でなく、向きを検出して符号付きで表示すれば、X 線 CT と同様、 T_1 値や共鳴周波数の異なる組織の境界での信号変化は単調となる (Fig. 11a)。しかし、現時点では、FEDIF、TI の短い IR においては、位相を正確に抑制することが困難であるため (Fig. 11b)、通常は信号の絶対値表示が選択される。

ファントム実験と結果は、MRI の IR 法や FEDIF 法では、X 線 CT とは異なる partial volume effect がみられる場合があることを示しており、これにより脳室の周囲が黒く縁どりされたり、隔壁様の描出された理由を説明できる。胆嚢壁や膀胱壁の評価、腫瘍の被膜、小腫瘍の輝度の検討には FEDIF などのケミカル・シフト画像や IR を利用する場合は、partial volume effect に注

る。FEDIF では、信号観測時にこれらの磁化ベクトルが反対方向を向く様に TE が設定されており

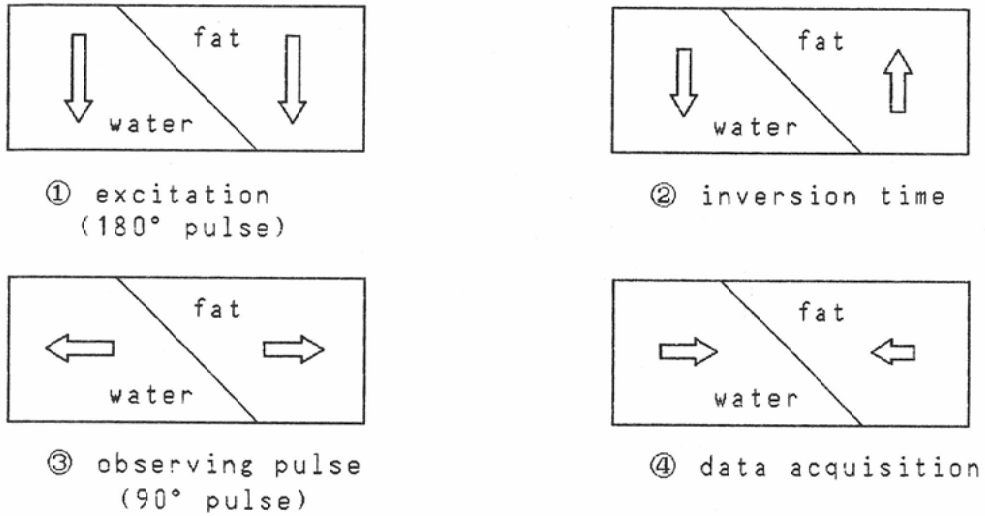


Fig. 8 Direction of the magnetic vectors of fat and water in inversion recovery sequence.

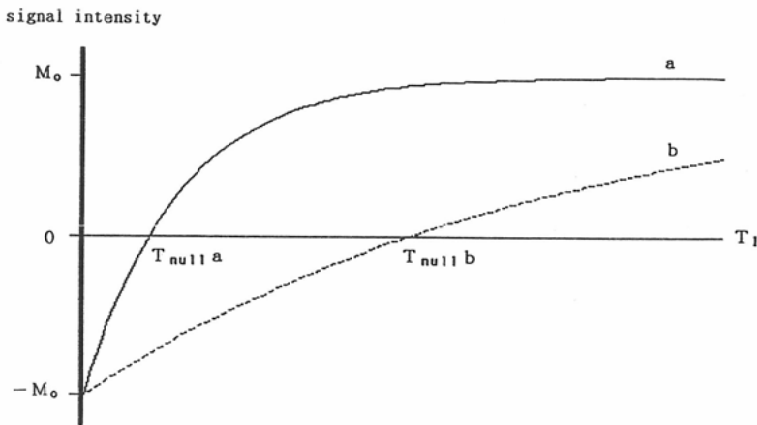


Fig. 9 Relationship between signal intensity and inversion time (TI) in inversion recovery sequence. The magnetic vectors of a and b point to opposite direction, where TI is set between $T_{null a}$ and $T_{null b}$.

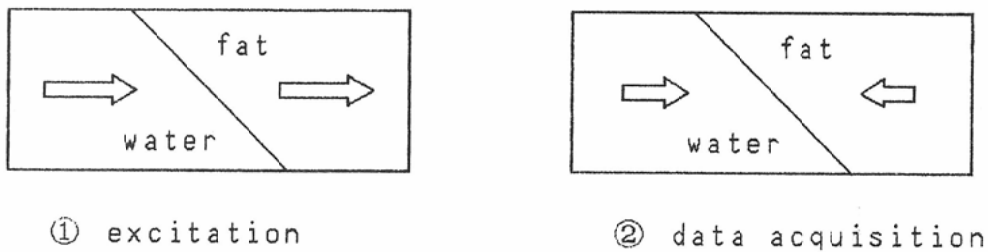


Fig. 10 Direction of the magnetic vectors of fat and water in fat/water cancellation field echo sequence.

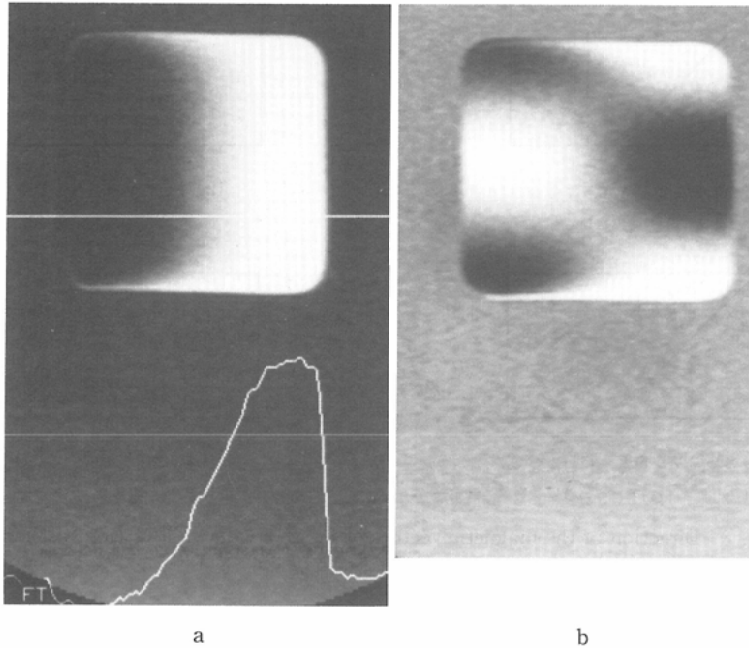


Fig. 11 a, IR (2,000/500/30), b, IR (2,000/200/30)

The images a and b, are reconstructed from the raw data of Fig. 5c and 5b, respectively.

(a) The intensity of the border region showed a linear change in the reconstruction of phase sensitive mode. (b) The phase sensitive mode is not suitable for the image reconstruction of the data with incorrect phase information.

意を要する。

まとめ

MRIにおける partial volume effect を検討するために、水と olive oil の境界面を用いてファントム実験をおこなった。spin echo 法での partial volume effect は X 線 CT と同様であったが、inversion recovery 法と field echo 法では、境界部が著しい低輝度を呈する場合があることが明らかとなった。

本論文の要旨は、第216回日医放関西地方会(大阪, 1987年)ならびに第11回 NMR 医学会(東京, 1988年)に於て発表した。

文献

- 1) Buxton RB, Edelman RR, Rosen BR, et al: Contrast in rapid MR imaging: T_1 - and T_2 -

weighted imaging. J Comput Assist Tomogr 11: 7-16, 1987

- 2) Lee JKT, Heiken JP, Dixon WT: Detection of hepatic metastasis by proton spectroscopic imaging. Radiology 156: 429-433, 1985
- 3) Babcock EE, Brateman L, Weinreb JC, et al: Edge artifacts in MR images: Chemical shift effect. J Comput Assist Tomogr 9: 252-257, 1985
- 4) Weinreb JC, Brateman L, Babcock EE, et al: Chemical shift artifact in clinical magnetic resonance images at 0.35T. AJR 145: 183-185, 1985
- 5) Hearshen DO, Ellis JH, Carson PL, et al: Boundary effects from opposed magnetization artifact in IR images. Radiology 160: 543-547, 1986