

## Fast spin echo における pseudo-edge enhancement

佐々木真理, 曾根美雪, 江原 茂, 中里龍彦,  
鈴木八枝子, 玉川芳春

岩手医科大学中央放射線部

## はじめに

Pseudo-edge enhancement (PEE) は fast spin echo (FSE) において  $T_2$  緩和時間の長い成分と短い成分の境界に認められる高信号, 低信号の線状の artifact である<sup>1)</sup>. 特にプロトン密度強調画像では PEE のため脳脊髄液が通常より高信号を呈し, 読影上の混乱を招く可能性がある (Fig.1). 今回, PEE の少ない画像を得ることを目的に, FSE における PEE の特性を検討した.

## 対象と方法

対象は 0.1mM, 0.5mM 塩化マンガン水溶液をプラスチック容器 (径 80×55mm) に入れたファントムと, 健常人ボランテア 2 名 (33, 37 歳, 男性 1, 女性 1) である.

使用装置は 1.5-T 超伝導型装置 (Signa advantage, GE) である.

ファントムの撮像は FSE (TR 3000, 1 excitation) を用いて, echo 列の数 (echo train length, ETL) を 4, 8, 16 と変化させて, effective TE を 17, 34 と変化させて, また matrix size を 256×128, 256×256 と変化させて撮像した. また樋口らの two-contrast RARE

(rapid acquisition with relaxation enhancement) 3000/17, 102/1 (TR/effective TE/excitation)<sup>2)</sup>, および spin echo (SE) 3000/17/1 (TR/TE/excitation) の画像と比較した. なお使用コイルは体幹用コイルで, FOV は 48cm, スライス厚は 5mm である.

ボランテアの撮像は頭部用 QD コイルを用いて上記の条件で行った. ただし FOV は 24cm または 20cm, matrix size は 256×192 とした.

## 結 果

## 1) ファントムの撮像

ファントムのみを撮像した場合には phase encode 方向に blur を認めたが (Fig.2 A), ファントムを水道水に浸して撮像した場合には phase encode 方向の境界面に塩化マンガン側では low signal, 生理食塩水側では high signal の artifact を認めた (Fig.2 B). これらの artifact は  $T_2$  緩和時間のより短い 0.5mM 塩化マンガン水溶液にて顕著であった. SE では同様の artifact を認めなかった (Fig.2 C).

異なる ETL の画像を比較すると ETL が大きいほど PEE が顕著であった (Fig.3 A). Effective TE を 2nd echo の echo 時間とした場合, tow-contrast RARE を用いた場合, および

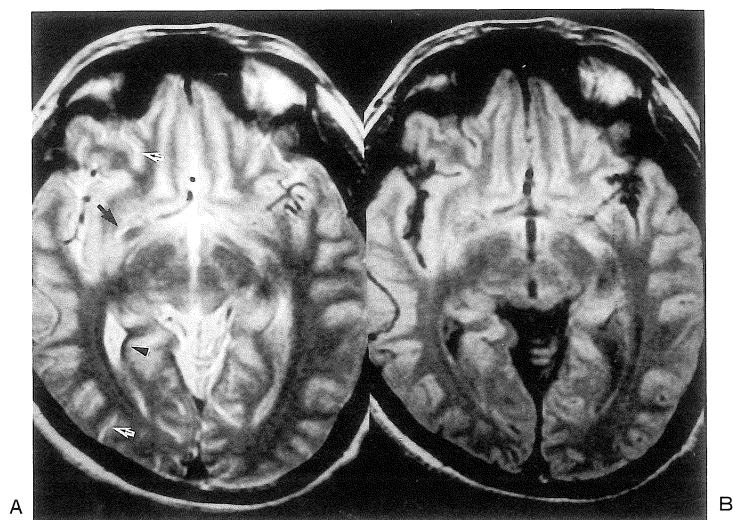


Fig.1. Axial proton density weighted images of 33 year-old male volunteer.  
 A : Fast spin echo 3000/17 (TR/effective TE), 8ETL. Linear high signal intensity and adjacent low signal intensity are found at the wall of the lateral ventricle (arrowhead). The signal intensity of the prominent perivascular space around the anterior commissure (large black arrow) and cortical sulci (small arrows) are shown as higher than that of CSF.  
 B : Conventional spin echo 3000/17 (TR/TE). No linear abnormal signal intensity is seen at the ventricular wall. The signal intensity of the perivascular space and cortical sulci is the same as that of CSF.

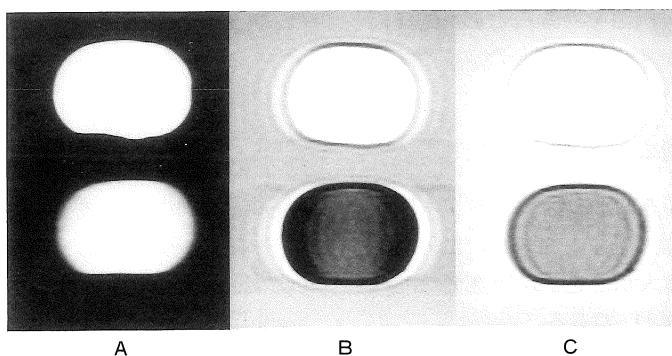


Fig.2. Blurring and pseudo-edge enhancement on FSE images of the phantoms (upper column : 0.1mM  $MnCl_2$ , lower column : 0.5mM  $MnCl_2$ ). A, B : FSE 3000/17 (TR/effective TE), 8ETL, 48cm FOV ; C : SE 3000/17 (TR/TE). On B and C, the columns are in water bath. On the FSE image, blur of the column containing liquid of short  $T_2$  relaxation time (0.5mM) is prominent in phase encode direction (A). At the margin of the column, pseudo-edge enhancement (PEE) is seen (B). PEE is more prominent on the column containing 0.5mM  $MnCl_2$ . On SE image, neither blur or PEE are demonstrated, although truncation artifacts are prominent (C).

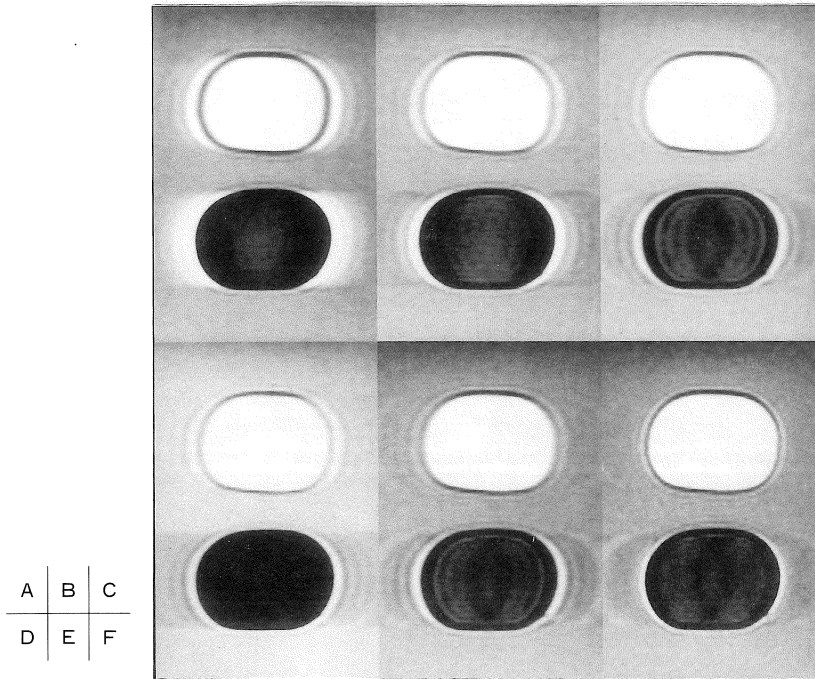


Fig.3. Pseudo-edge enhancement on FSE images. A : FSE 3000/17 (TR/effective TE), 48cm FOV, 256×128 matrix, 16ETL ; B : 8ETL ; C : 4ETL ; D : FSE 3000/34, 8ETL ; E : two-contrast RARE 3000/17, 8ETL ; F : FSE, 256×256 matrix, 8ETL. PEE is less prominent on the images of less ETL (A-C). If ETL is the same, PEE is reduced by scrolling K-space, two-contrast RARE, and large matrix size in phase encode direction (B, D, E, F).

large matrix size を用いた場合、PEE は軽減した (Fig.3 D, E, F)。

## 2) ボランティアの撮像

FSE の画像において側脳室と脳実質の phase encode 方向の境界に沿って脳室側で高信号、脳実質側で低信号を認めた。脳槽、脳溝、血管周囲腔は高信号を呈したが、隣接する脳実質の低信号は軽微であった (Fig.1 A)。同様の所見は SE の画像では認めなかった (Fig.1 B)。FSE における上記の artifact は、少ない ETL, effective TE の延長, tow-contrast RARE, small FOV の画像にて減少した (Fig.4)。

## 考 察

FSE では一つの K-space 上に異なる echo が配置されるため K-space の部位によって信号強度が異なる (K-space weighting)<sup>1)</sup>。PEE は blur, ghost と共にこの K-space weighting に起因する artifact と考えられている<sup>1)</sup>。PEE は T<sub>2</sub>緩和時間が異なる構造の phase encode 方向の境界面で発生する。脳実質等の T<sub>2</sub>緩和時間が短い成分がぼけ、脳脊髄液等の T<sub>2</sub>緩和時間が長い成分がぼけないため、前者の辺縁では低信号、後者の辺縁では高信号が認められると考えられている (Fig.5)<sup>1)</sup>。今回の検討でも、ファントムの辺縁およびボランティアの側脳室壁に典型的な PEE を認めた。一方、脳溝、血管周囲腔では脳脊髄液は高信号を呈したが、脳実質側の低信号はめだたなかった。これは脳溝等では狭い空

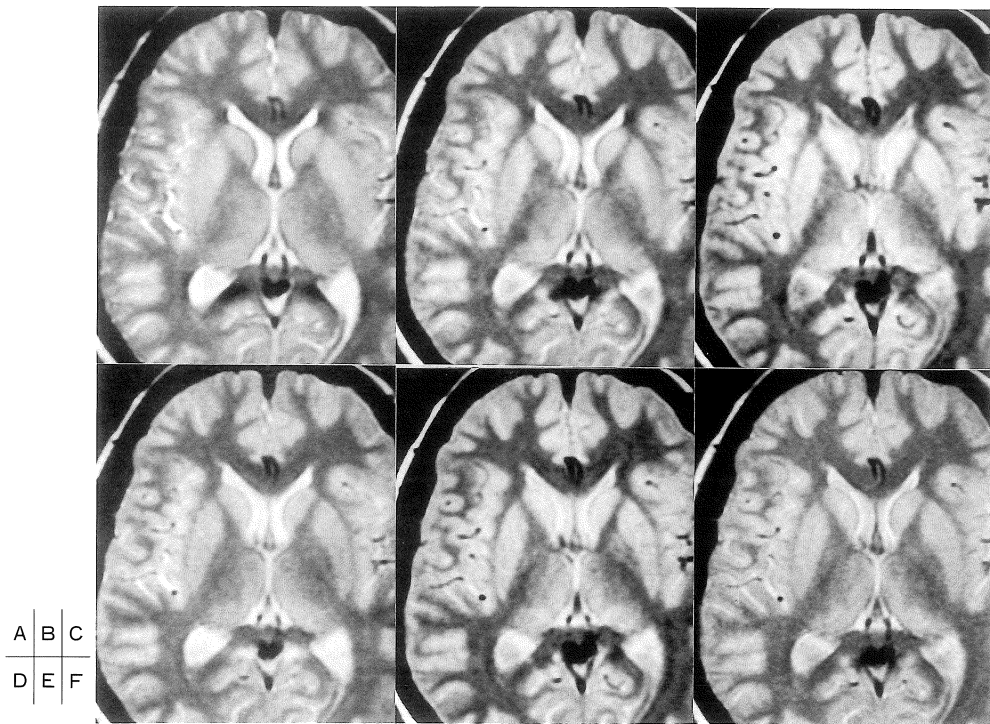


Fig.4. Proton density weighted images of 37 year-old female volunteer. A : FSE 3000/17 (TR/effective TE), 24cm FOV, 16 ETL ; B : FSE 8 ETL ; C : FSE 4 ETL ; D : FSE 3000/34, 8 ETL ; E : two-contrast RARE 8 ETL ; F : FSE 20cm FOV, 8ETL. Bright and dark lines at the wall of the lateral ventricle (pseudo-edge enhancement, PEE) are prominent on the FSE image with 16 ETL (A). PEE is reduced on the images with less ETL (C), K-space scrolling (D), two-contrast RARE (E), and small FOV (F).

隙をはさんで両側の脳実質の blur が重なりあい、脳実質の辺縁の信号が上昇するためと考えられる (Fig.6)。

FSE における PEE を減少させるには、その成因である blur を減少させることが有効と考えられる。一般に blur を減少させるには ETL を少なくする、適当な K-space scrolling を行う、echo spacing を小さくする、空間分解能を上げることが有効とされている<sup>1)</sup>。また樋口らの tow-contrast RARE<sup>2)</sup>は late echo を使用しないため ETL を半減するのと同じ効果がある<sup>3)</sup>。今回の検討ではこれらの blur を減少させる手段が PEE の軽減にも有効であることが明らかになった。

PEE は T<sub>2</sub>強調画像でも認められるが、信号の高い脳脊髄液側に高信号が、信号の低い脳実質側に低信号が認められるため、両者の境界はより明瞭となる。FSE にて馬尾の描出が良好なことも PEE の影響と考えられている<sup>1)</sup>。一方プロトン密度強調画像では、magnetization transfer effect のため脳実質の信号が抑制されている上に<sup>1),4)</sup>、脳脊髄液側に高信号が認められるため、脳溝のみならず血管周囲腔や古い小梗塞巣が本来の信号より高信号となる可能性がある。この所見を病的所見や新たな病変と混同しないよう注意が必要と考えられる。

PEE を軽減するには今回明らかになった ETL

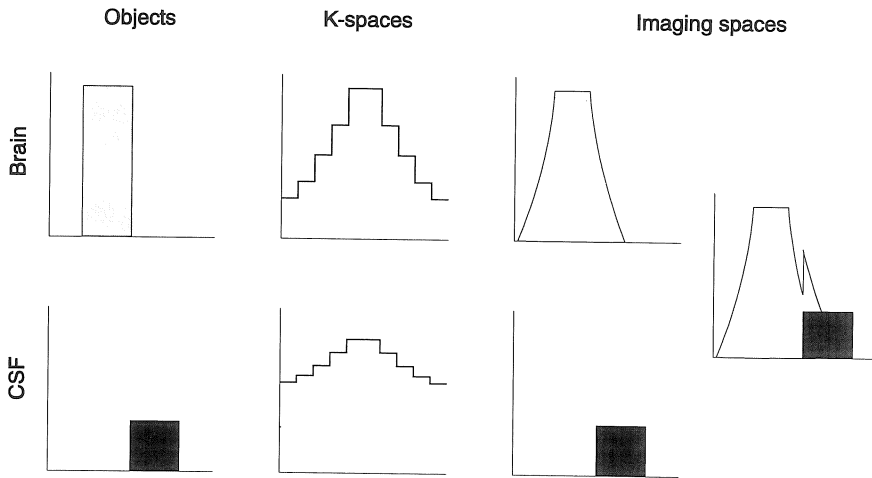


Fig.5. The pseudo-edge enhancement due to K-space weighting. Brain tissue having short  $T_2$  relaxation time blurs on the imaging space because of its larger K-space weighting. On the other hand, the edges of CSF with little K-space weighting do not blur. Linear low and high signal artifacts, i.e. pseudo-edge enhancement, are produced at the boundary between brain and CSF.

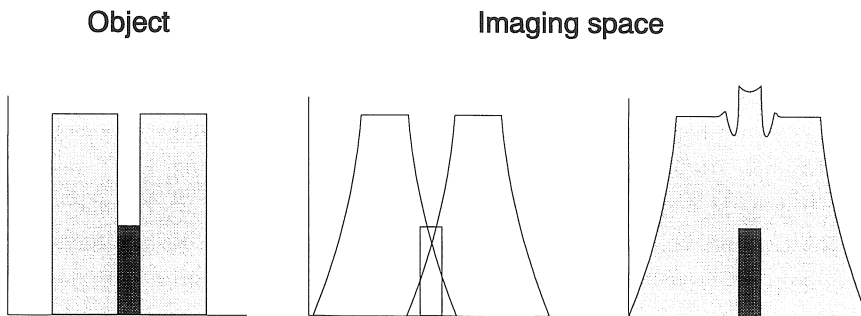


Fig.6. The pseudo-edge enhancement at the cortical sulcus. The signal intensity of CSF becomes very high because of overlying blur from both sides of the brain on the imaging space. Low signal intensity at the edge of the brain is compensated by the overlying blur from both sides of the brain.

の減少, K-space scrolling, tow-contrast RAREの利用, 空間分解能の向上の他, echo spacingの縮小も有効と考えられる<sup>1)</sup>. このような方法を駆使して良好なプロトン密度強調画像を得ることはFSEの診断能の向上につながると考える.

## 結 語

Fast spin echoの画像において異なる $T_2$ 緩和時間の成分の境界面で認められるpseudo-edge enhancementはecho train lengthを減らす, K-space scrollingを行う, two-contrast RAREを用いる, 空間分解能を上げることで軽

減することができた。

最後に、ファントムの作成に御協力頂いた岩手医科大学第二生理学教室吉岡芳親先生に深謝致します。

#### 文 献

- 1) Listerud J, Einstein S, Outwater E, Kressel HY : First principles of fast spin echo. *Magn Reson Quat*, 8 : 199-244, 1982.
- 2) Higuchi N, Oshio K, Momoshima S, et al. : Two contrast RARE : a fast spin density and T<sub>2</sub>-weighted imaging method. *SMRI Abstracts*, # 147, 1991.
- 3) 曾根美雪, 佐々木真理, 吉岡芳親, 他 : 骨関節の高速スピネコー画像における“ぼけ”とその対策. *日磁共会誌* (投稿中)
- 4) Melki PS, Mulkern RV : Magnetization transfer effects in multislice RARE sequences. *Magn Res Med*, 24 : 189-195, 1992.

### Pseudo-Edge Enhancement Effect in Fast Spin Echo Imaging

Makoto SASAKI, Miyuki SONE, Shigeru EHARA,  
Tatsuhiko NAKASATO, Yaeko SUZUKI, Yoshiharu TAMAKAWA

*Center for Radiological Sciences, Iwate Medical University  
Uchimarui 19-1, Morioka 020*

Pseudo-edge enhancement (PEE) is one of the artifacts related to K-space weighting on fast spin echo (FSE) sequence. Increased signal intensity on the edges of ventricles, cisterns, sulci and prominent perivascular spaces on proton density weighted images represents PEE. To reduce such PEE, we studied phantoms and normal volunteers using 1.5-T unit. PEE was reduced in the following conditions of 1) reduced echo train length, 2) K-space scrolling, 3) two-contrast RARE, and 4) high spatial resolution. FSE with little PEE effects using these sequences may help differentiate misleading small fluid collection from a pathologic process.