

骨・関節の高速スピエコー画像における “ぼけ”とその対策

曾根美雪¹, 佐々木真理¹, 吉岡芳親², 江原茂¹,
鈴木八枝子¹, 中里龍彦¹, 玉川芳春¹, 安田直毅²

¹岩手医科大学中央放射線部 ²同 第二生理学教室

はじめに

高速スピエコー法（以下 FSE）の導入により，従来のスピエコー法（以下 SE）に比べ短時間で long TR の画像が得られるようになった。我々の施設でもプロトン密度強調像，T₂強調像のパルス・シーケンスの殆どが FSE にとってかわっており，骨・関節領域も例外ではない。Long TR のシーケンスのうち T₂強調像では，SE に比べて空間分解能の高い良好な画像が短時間で得られるようになった。しかし，プロトン密度強調像では FSE の特徴的なアーチファクトである blurring（画像のぼけ）が認められ，問題となっていた。そのような骨・関節のプロトン密度強調像の blurring を軽減するためのパルス・シーケンスの最適化の試みを報告する。

対象・方法

1.5-T 超伝導 MR 装置（Signa advantage, GE 社製）を用い膝関節は径 10cm のサドル型四肢用送受信コイル，ファントムおよび股関節はボディ・コイルを用いて撮像した。

パルス系列による blurring の程度の差を検討するためにファントムを用いた実験を行った。17×8×5.5cm 大のプラスチック容器に 0.1mmol と 0.5mmol の塩化マンガン水溶液を入れファントムを作成した。そのプロトン密度強調像を条件を変えて撮像し，辺縁部の blurring の程度を評価した。撮像パラメーターは FSE で，TR = 3000ms，エコー間隔（echo space）= 17ms，1 excitation，FOV = 30cm，matrix = 256 × 128，スライス厚 5mm を不変とし，エコー列の数（echo train length : ETL）を 2, 4, 8, 16 と変化させて撮像した。また，k-space 上のデータの配置を変化させる目的で，実効エコー時間（effective TE）を first echo である 17ms（k-space scrolling なし）（Fig.6-A），second echo にあたる 34ms（k-space scrolling あり）の条件で撮像した（Fig.6-D）。撮像時間は 30 秒から 3 分 18 秒であった。

次に，正常ボランティアの膝関節 3 例，股関節 2 例，連続して抽出された膝関節疾患の患者 20 例（靭帯・半月板損傷 14 例，軟部組織腫瘍 2 例，骨腫瘍，骨壊死，内側滑膜ヒダ，腎性骨異栄養症各 1 例），股関節疾患の患者 10 例（変形性関節症，ペルテス病，軟部組織腫瘍各 2 例，

キーワード MRI, fast SE, blurring

慢性関節リウマチ，感染症，白血病，腎性骨異栄養症各1例）においてプロトン密度強調像の画質を評価した．正常ボランティア1例の膝関節では，ETL=8，16，effective TE=17，34msで撮像を行い，画質の比較を行った．

結 果

ファントムを用いた検討ではエコー例の数が少ないパルス・シーケンスであるほど blurring が目立たなかった．また，溶液の T_2 値が長いほど blurring は目立たなかった (Fig.1)．実効エコー時間を長くすると T_2 値の短い溶液ほど信号強度が低下した (Fig.2)．Blurring はいずれも位相エンコード方向に認められた．ボランティアの膝で行った対比でもファントムと同様の結果であった (Fig.3)．以上の結果をふまえて，プロトン密度・ T_2 強調像を同時に撮像でき，かつ各画像の実質的なエコー列の数を半減することができる樋口らの 2-contrast RARE¹⁾ をボランティアおよび臨床例に使用した．実効エコー時間はプロトン密度強調像のコントラストを保つため，2番目のエコー (34ms) を採用した． T_2 強調像の実効エコー時間は6番目のエコー (102ms) とした．また，エコー列の数は，撮像時間，multislice 数を考慮して8とした．実際の使用パルス・シーケンスは 3000/34，102/8/2 (TR/effective TE/ETL/excitations)，matrix = 512×256，FOV=16，スライス厚 4mm とした．撮像時間は6分30秒であった．

このパルス・シーケンスを用いて撮像した他のボランティアでは blurring が目立たない良好な画像が得られた．臨床例の膝関節では，半月板や靭帯などの正常構造が良好に描出され病変の評価が容易であった (Fig.4)．股関節でも膝と同じ撮像条件で，FOVのみ40cmとして撮像し，同様に正常構造および関節腔や骨髄の病変が描出された (Fig.5)．

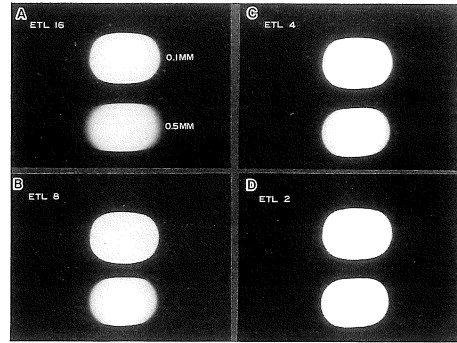


Fig.1. Relationship between blurring artifact depends on echo train length. FSE images of an aqueous phantom ($MnCl_2$).

A : 3000ms/17ms (TR/effective TE), echo train length : ETL=16, B : ETL=8, C : ETL=4, D : ETL=2

Less blurring artifact is noted on images with less ETL. Less blurring artifact is also seen in the samples with longer T_2 (0.1mmol $MnCl_2$).

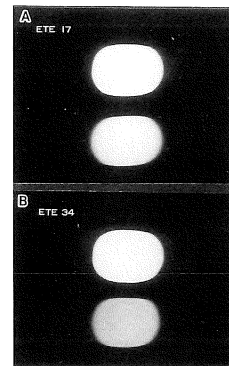


Fig.2. Relationship between signal intensity and k-space scrolling.

A : 3000ms/8 (TR/ETL), effective TE=17ms, B : effective TE=34ms. The phantom used is the same as in Fig.1. With longer effective TE, less blurring artifact is noted and reduction of signal intensity of 0.5mmol $MnCl_2$ of shorter T_2 value is evident.

考 察

FSE は Hennig が開発した RARE 法 (Rapid Acquisition Relaxation Enhanced sequence)²⁾ に基づいて考案された高速撮像法である．SE で

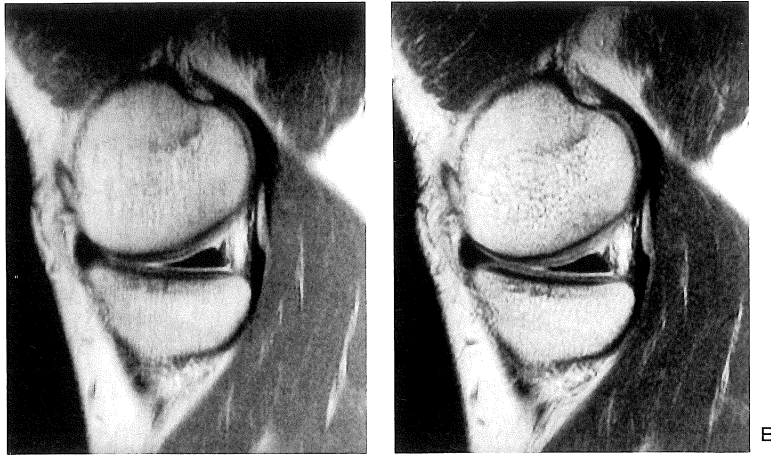


Fig.3. Sagittal images of the knee of a healthy volunteer taken with FSE sequence. A : 3000ms/17ms/16/2 (TR/effective TE/ETL/excitations), B : 3000/34/8/2
Reduction of blurring artifact is accomplished by k-space scrolling and less ETL as seen in Fig.3. B.

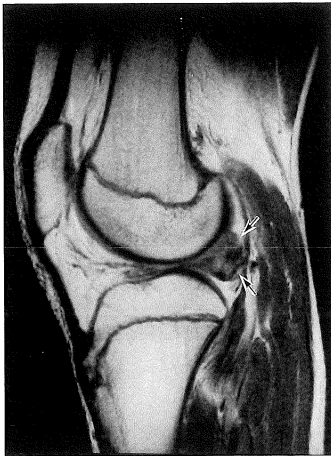


Fig.4. Bucket handle tear of the lateral meniscus (14-year-old boy). Sagittal FSE image of the knee (3000/34/8/2).

Entrapped fragment of the lateral meniscus with heterogenous signal intensity in the popliteal fossa (arrows).

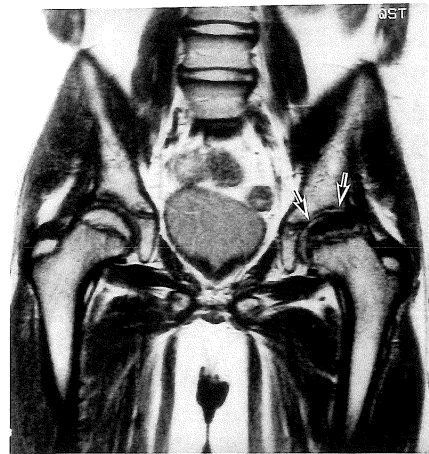


Fig.5. Perthes disease (9-year-old boy). Coronal FSE image of the hip (3000/34/8/2).

Flattening of epiphysis of the left femoral head and geographic low signal intensity (arrows).

は1回の excitation あたりの k-space 内のデータ収集は1列であるが、FSE ではn列 (n=エコー数) であるため、同じ TR であれば撮像時間は1/n に短縮される。しかもその画像のコントラストは臨床的に用いられる機会が最も多い

SE にきわめて類似しており、非常に有用な高速撮像法といえる。しかし、利点と同時に、FSE に特徴的なアーチファクトやコントラストの特性も存在しており、これらに基づいた撮像法および読影が必要となる。

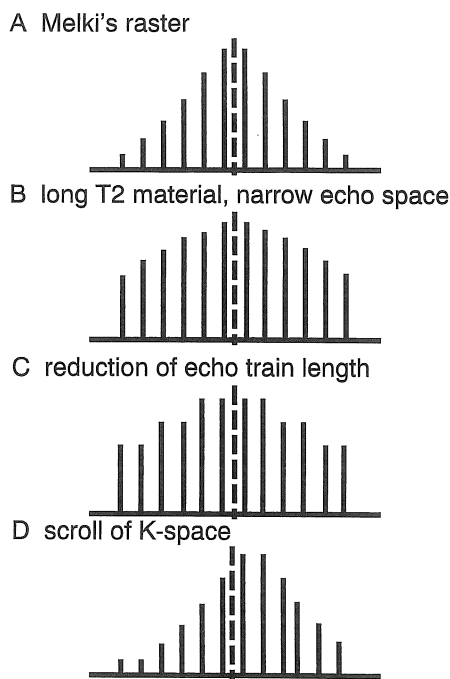


Fig.6. K-space weighting

A : The Melki's raster arranges echoes in k-space to minimize discontinuities of adjacent echoes when effective echo time is changed.

B : K-space discontinuity is minimal in the material with long T_2 value. Because late echoes at the periphery of k-space have higher signal intensities, blurring is not prominent.

C : Less ETL minimizes blurring artifact, by increasing signal intensity at the periphery of k-space.

D : Shift of late echoes to the center of k-space (k-space scrolling) decreases the signal intensity of the material with short T_2 values and increases signal intensities of periphery of k-space. Blurring artifact is suppressed.

FSE でみられる特徴的なアーチファクトとして、1. blurring, 2. pseudo-edge enhancement, 3. ghost が挙げられる。また、アーチファクトではないが、 T_2 強調像で脂肪が高信号となること、magnetic susceptibility effect が目立たないこと、magnetization transfer contrast の影響をうけたコントラストになることも FSE の特徴である^{2)~5)}。

SE では k-space 内のどの位置の信号強度も同一である。一方、FSE では複数のエコーを一度

に k-space 上に配置してしまうために、k-space 上の位置により位相エンコード方向の信号強度に不連続性が生じる (k-space weighting)³⁾

(Fig.6-A)。K-space 内の信号強度差は実際目にする画像では位相エンコード方向の blurring として表現され、隣りあうエコーの信号強度差が大きいほど blurring は強くなる³⁾。この信号強度差はエコー間隔を短くするほど小さくなる (Fig.6B)。また、撮像対象の T_2 値が長いほど小さくなる (Fig.6B)^{3),5)}。

K-space の辺縁部は主に画像の detail に寄与することが知られているが、この部位の信号強度が弱いことも blurring の原因となる。k-space 辺縁部の信号強度は上述のエコー間隔や T_2 値の他、エコー列の数、実効エコー時間に影響される。エコー列の数を少なくすると、k-space 辺縁部の信号強度は強くなり blurring は弱くなる (Fig.6C)^{3)~5)}。実効エコー時間を first echo に

設定すると k-space の端に最も信号強度が弱い last echo が配置されるが、second echo 以降に設定すると各エコーの配置は水平移動し (k-space scrolling)、k-space 辺縁部の信号強度が高くなることに加えて、blurring が目立ちやすい T_2 値の短い成分の信号強度が抑制されることなどにより blurring は弱くなる (Fig.6D)^{3),5)}。

以上のことから、blurring を軽減するためには、エコー間隔を短くする、エコー列の数を少なくする、実効エコー時間を second echo 以降に設定することが有効と考えられる。樋口らの 2-contrast RARE もエコー列の前半部のみをプロトン密度強調像の画像に使用するためエコー列の数を減少すると同等の効果が得られることが予想される。また、空間分解能を高くすることも blurring の軽減に寄与すると考えられる。

FSE のプロトン密度強調像は T_2 強調像に比べて T_2 値の短い成分の信号が高く、また k-space scrolling がほとんど行われなことから blurring が目立ちやすい。今回我々が用いた 2-contrast RARE と k-space scrolling の組み合わせにより、どの部位でもプロトン密度強調

像の blurring を著明に減少することができると考えられる。骨・関節の MR においてはプロトン密度強調像は特に重要であり、FSE での blurring の抑制は診断能の向上につながると考えられる。

結 語

FSE のプロトン密度強調像における blurring は、エコー列の数や k-space の配置を最適化することで抑制可能であった。

文 献

1) 樋口順也, 押尾晃一, 百島祐貴, 他: Multishot

RARE および 2-contrast RARE (高速スピネコー撮像法) の開発. 日磁医誌, 11 (suppl.1) : 118, 1991.

- 2) Hennig J, Nauwerth A, Friedburg H : RARE imaging : A fast imaging method for clinical MR. Magn Reson Med, 3 : 823-833, 1986.
- 3) Listerud J, Einstein S, Outwater E, et al. : First-principles of fast spin echo. Magnetic Resonance Quarterly, 8(4) : 199-244, 1992.
- 4) Mulkern RV, Melki PS, Jakab P, et al. : Phase-encode order and its effect on contrast and artifact in single-shot RARE sequences. Med Phys, 18(5) : 1032-1037, 1991.
- 5) Mulkern RV, Wong STS, Winalski C, et al. : Contrast manipulation and artifact assessment of 2D and 3D RARE sequences. Magn Reson Imag, 8 : 557-566, 1990.

“Blurring” of the Bone and Joint MR Images in Fast Spin Echo Sequence

Miyuki SONE¹, Makoto SASAKI¹, Yoshichika YOSHIOKA²,
Shigeru EHARA¹, Yaeko SUZUKI¹, Tatsuhiko NAKASATO¹,
Yoshiharu TAMAKAWA¹, Naoki YASUDA²

¹Center for Radiological Sciences, ²Department of Physiology II, Iwate Medical University
19-1 Uchimaru, Morioka, Iwate 020

Blurring artifact in proton density images of fast spin echo (FSE) is associated with k-space discontinuity. To minimize such blurring artifact in bone and joint imaging, we optimized FSE sequence according to the results of phantom and clinical studies. The blurring artifact is suppressed effectively by reduction of echo train length and use of k-space scrolling.