

高速スピエコーの短いエコー間隔が 脂肪の信号およびコントラストに及ぼす影響の再検証

菅 博人^{†,††}, 宮地 利明^{††}, 櫻井 亮介^{†††}, 笠井 治昌[†],
川野 誠[†], 依光 里沙^{††}, 北中 章博^{††}, 三平 佐弓^{††}

[†]名古屋市立大学病院中央放射線部 〒467-8602 愛知県名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄1番地

^{††}金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻 〒920-0942 石川県金沢市小立野5丁目11-80

^{†††}近畿大学医学部奈良病院放射線部 〒630-0293 奈良県生駒市乙田町1248-1

(2011年4月12日受付, 2011年8月26日最終受付)

Re-examination of Signals and Contrasts of Fat with Short Echo Space using Fast Spin Echo Sequence

Hirohito KAN^{†,††}, Tosiaki MIYATI^{††}, Ryosuke SAKURAI^{†††}, Harumasa KASAI[†],
Makoto KAWANO[†], Risa YORIMITSU^{††}, Akihiro KITANAKA^{††}, Sayumi MIHIRA^{††}

[†]Department of Radiology, Nagoya City University Hospital
1, Kawasumi, Mizuho-ku, Nagoya, 467-8601, Japan

^{††}Division of Health Sciences, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University
5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, Japan

^{†††}Nara Hospital Kinki University Faculty of Medicine
1248-1, otoda, Ikoma, 630-0293, Japan

(Received on April 12, 2011. In final form on August 26, 2011)

Abstract : Fast spin echo (FSE) sequence has been widely recognized that the contrast of T₂ weighted image was affected by multi-refocusing pulses. The contrasts have never been investigated in case of echo space (ES) below 20 msec although magnetic resonance imaging (MRI) developed such that the ES of multi-refocusing pulses could set at 5 msec. To evaluate the contrasts of fat with short ES, we determined the signal intensities of the brain tissues and bottle phantom which consists of lard, water and bean oil. The signal intensities of all regions increased with decreasing echo spaces, due to the decoupling of J-coupling, excepting water signal intensity. In addition, the contrasts between the white matter and each region decreased with decreasing ES until 10 ms and, however, did not change with decreasing ES over 10 ms. The contrast between white and gray matter is also discussed. It is concluded that the contrast does not change in case of the echo space below 10 ms.

Key words : Magnetic resonance imaging (MRI), Fast spin echo (FSE), Contrast, J-coupling, Echo space (ES)

1. 緒言

magnetic resonance imaging (MRI) における高速スピエコー (FSE : fast spin echo) 法は従来のスピエコー (CSE : conventional spin echo) と比較して、格段に撮像時間の短縮を達成できており[1], 臨床において T₂ 強調像を得るために標準的に使用されている。しかし、FSE には CSE と比較し、特有の問題がある。1つ目は複数の位相エンコーディングを一度の繰り返し時間 (TR : repetition time) で行うために T₂ 減衰の影響によって生じる blurring である[2, 3]。2つ目は組織コントラストの変化である。これには J-coupling, 磁化移動 (MT : magnetization transfer), stimulated echoes, 複数の傾斜磁場を印加したことにより生じる位相分散などさまざまな影響が存在していると言われていた[4-9]。組織コントラストの変化の中でも特に脂肪組織の高信号化が問題になっている。この高信号化はマルチエコーリフォーカシングパルスが原因とされているが[4, 5], その理由は J-coupling や拡散などいまだに不確定な部分が存在する。さらにマルチエコーリフォーカシングパルス間隔 (ES : echo space) が 5 ms に設定可能になるなど装置性能

が格段に向上したが、それに伴った脂肪信号の変化に関する画像コントラストについてこれまで検討されていない。

そこで FSE T₂ 強調像における ES が脂肪の信号およびコントラストに及ぼす影響について検討した。

2. 方法

2.1 信号強度とコントラストの解析

FSE において、健常ボランティア 1 名 (男性, 23 歳) の頭部と豆油, 水, ラードの 3 層に分けて封入した円筒状ファントムを同時に撮像した。ここで、信号強度およびコントラストに ES が与える影響を調べるために ES を 33.3, 25.0, 20.0, 14.3, 11.1, 9.1, 7.7, 6.7, 5.9, 5.3, 5.0 ms に変化させた。この際、リフォーカシングパルス数を一定にするために echo train length (ETL) およびダミーパルス数を変化させた。FSE とのコントラストを比較するために、ES が 50 ms の二重エコーの CSE を用いた。白質, 灰白質, 皮下脂肪, 眼球脂肪体, 板間層の骨髄および円筒状ファントムの豆油, 水, ラードの計 8 か所に 100 mm² 以上の関心領域を設定、もしくは 100 mm² に満たない場合は複数

の関心領域のサイズが合計で 100 mm² 以上となるように設定し、その信号強度の平均値を測定した。以上のようにして測定した各条件における信号強度から ES の変化に伴う FSE の信号強度変化について ES=50 ms を基準にした信号強度比を評価し、次に ES の変化に伴う白質と各領域のコントラストを以下の式(1)を用いて算出した。

$$Contrast = \frac{S_x - S_{WM}}{S_x + S_{WM}} \quad (1)$$

ここで S_x は灰白質、皮下脂肪、眼球脂肪体、板間層の骨髄、豆油、水、ラードの信号強度、 S_{WM} は白質の信号強度である。

2種類の脂肪は粘性の違いが信号強度比やコントラストに影響するか検討するために液体の豆油、半固体のラードを用いた。なお、豆油とラードのケミカルシフトはほぼ変わらないと考えられる[10]。

また、ファントムの見かけの拡散係数 (ADC: Apparent diffusion coefficient) を測定するために拡散強調画像を撮像した。

なお、本研究は名古屋市立大学病院倫理委員会の承認を受け、被検者に対して十分に研究目的および手順を説明、同意を得た後、施行した。

2.2 撮像条件

MRI 装置は Gyroscan Intera 1.5T (Philips Medical Systems 社製) を使用し、撮像パラメータは FSE, 2重エコー CSE とともに TR=4000 ms, 実効 TE=100 ms (CSE は TE=10 および 100 ms), 撮像マトリクス=256x256, スライス厚=5 mm, FOV=230x230 mm, k-space の充填はリニアオーダー, MT およびクロストークの影響をなくするためにスライス数を 1 とし、サチュレーションパルスは使用せず、ES は Table 1 のように変化させた。なお、ラードと豆油および白質と灰白質の信号強度比の有意差検定は Wilcoxon signed-rank test を用いた。

拡散強調画像の撮像条件は b 値を 0, 200, 400, 600, 800 および 1000 s/mm², TR=3000 ms, TE=113 ms, 撮像マトリクス=112x87, スライス厚=5 mm, FOV=230x230 mm とした。以上のようにして得た拡散強調画像をピクセルごとに指数関数でフィッティングをし、ADCマップを得た。

3. 結果

ES の変化に伴う ES=50 ms を基準とした信号強度比を、各部位ごとに Fig.1 に示す。ES が 20 ms 以下になると FSE

Table 1 Setting echo train length and dummy pulse for echo spaces.

Echo train length	Number of dummy pulse	Echo space (ms)
-	0	50
5	0	33.3
7	0	25
9	0	20
9	2	14.3
9	4	11.1
9	6	9.1
9	8	7.7
9	10	6.7
9	12	5.9
9	14	5.3
9	15	5

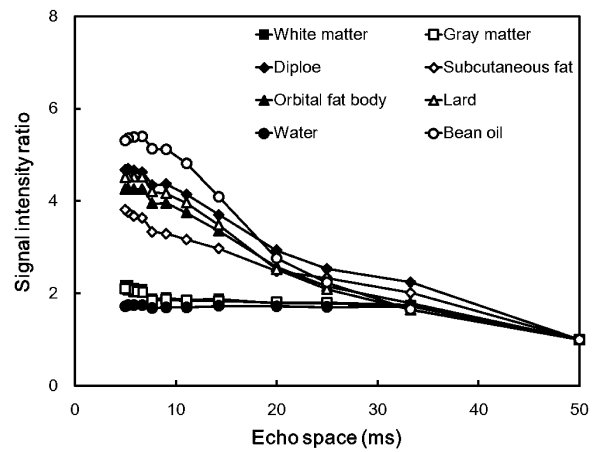


Fig.1 Relationship between echo spaces and signal intensity ratio based on 50 ms echo-space in each region.

の脂肪の信号強度比が大幅に増強した。また、ES が短くなるにつれて生じる脂肪信号の増大は豆油が最も大きく、板間層の骨髄、ラード、眼球脂肪体、皮下脂肪の順に大きかった。一方、水の信号値は ES を変化させてもほぼ一定となった。ラードと豆油および白質と灰白質の信号強度比は有意に豆油、白質が大きかった ($P < 0.01$, $P < 0.01$)。また、本検討で撮像した CSE および FSE 画像のいくつかを Fig.2 に示す。脂肪組織は ES が短縮するにつれて視覚的にも明らかな信号の増強が認められた。次に、ES の変化に伴う白質と各領域とのコントラストの関係を Fig.3 に

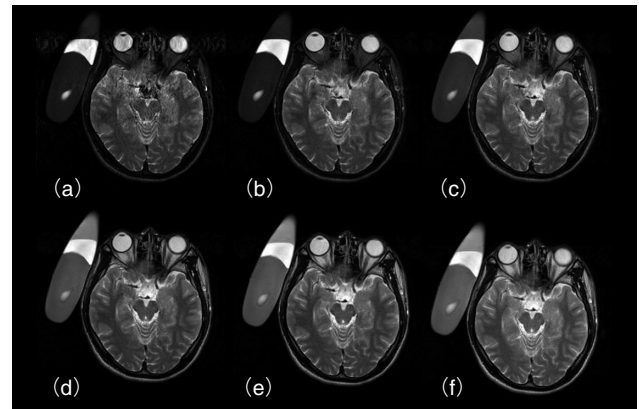


Fig.2 Examples for CSE and FSE images in typical echo spaces (a) 50 ms, (b) 33.3 ms, (c) 20.0 ms, (d) 11.1 ms, (e) 7.7 ms and (f) 5.0 ms.

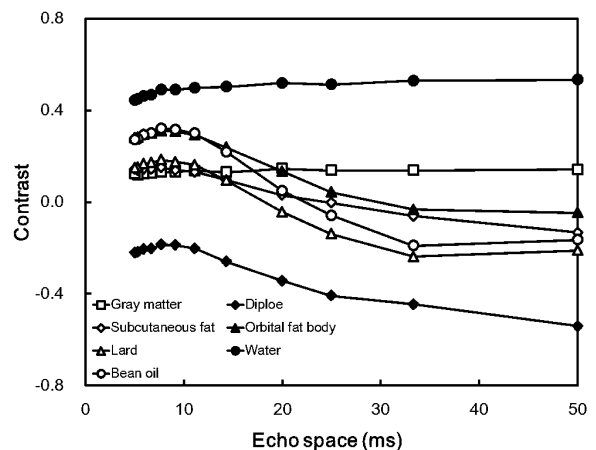


Fig.3 Relationship between echo spaces and contrasts in each region.

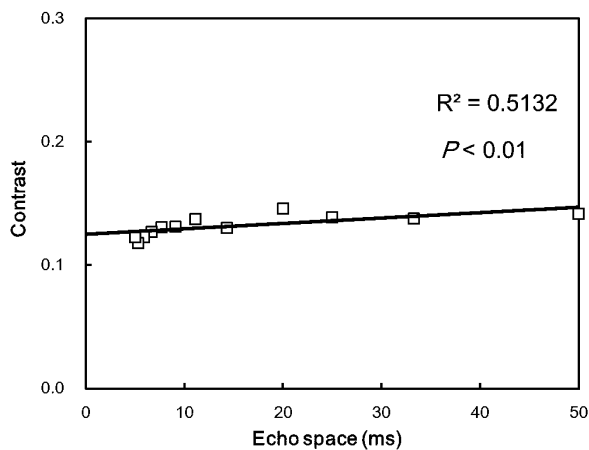


Fig.4 Relationship between white matter and gray matter of the brain in each echo space ($R^2=0.5132$, $P<0.01$).

示す。ここで $ES=50$ ms は CSE である。脂肪組織は ES が短縮するにつれ、白質よりも大きく信号が増強してコントラストが変化した。ES が 10 ms 以下ではコントラストは大きく変化しなかった。また灰白質のみに注目し、白質と灰白質のコントラストと ES の関係を Fig.4 に示す。ES が短縮するにつれて白質と灰白質のコントラストは有意に低下した ($R^2=0.5132$, $P<0.01$)。またラード、豆油、水の ADC はそれぞれ 0.042 ± 0.038 , 0.172 ± 0.130 , 3.098 ± 0.958 mm^2/s であった。なお、画像取得時間は ETL が 5, 7, 9 のときそれぞれ 3 分 20 秒, 2 分 40 秒, 2 分であった。

4. 考察

FSE T_2 強調像における ES が脂肪の信号およびコントラストに及ぼす影響を検討した結果、ES が短縮すると FSE の脂肪組織の信号強度比が増大し、特に ES が 20 ms よりも短縮すると急激に増大した (Fig.1, 2)。これは脂肪の信号が J-coupling の周期よりも短い ES でリフォーカシングパルスを印加したことにより、J-coupling が減少したためであると考えられる。これらは Constable らの報告と一致する [7]。また、ES が短縮による脂肪信号の増強は豆油が最も大きく、ラードと豆油の信号強度比を比べると豆油が有意に大きかった。Henkelman ら [4] は脂肪組織が不均一であることによって生じる位相分散が脂肪信号低下の主因であるとしているが、もしそうなら均一な豆油の信号増強がもっとも大きかったことと矛盾している。なぜなら、豆油に比べラードの ADC が 0.13 mm^2/s 小さく、もし位相分散の影響が大きければ、ラードの脂肪信号の増強が大きくなるはずである。そのため、この結果は必ずしも脂肪において位相分散による信号増強が支配的ではない場合があることを示している。

ES の変化に伴う白質と各領域とのコントラストの関係において ES が 20 ms 以下で脂肪組織のコントラストが大きく変化した。ES が 10 ms 以下でコントラストはほぼ一定になったのは、ES が 10 から 20 ms では ES の短縮による脂肪組織の信号増強が白質よりも大きく、ES が 10 ms 以下では脂肪組織と白質の信号増強の程度がほぼ同じになったためである (Fig.3)。これまで ES が 20 ms 程度までの脂肪信号の変化については報告されているが [4]、ES を 5 ms まで短縮した場合の脂肪信号の変化、画像コントラストについてはこれまで検討されていない。このように ES が 10 ms 以下になると画像コントラストが変化しなくなる事実は画像の blurring や比吸収率などが問題にならない場

合、ES を短縮して撮像しても問題なく、短時間の撮像が可能となる。

従来、FSE でマルチスライス撮像するとオフレゾナンスによって隣接スライスのプロトンが飽和するとされている。そのため撮像断面の軟部組織の信号を低下させる。一方、脂肪組織の信号は抑制されず、軟部組織の信号のみが低下し相対的に脂肪組織とのコントラストが上昇する [8]。本検討においてはシングルスライスかつサチュレーションパルスを与えていないため MT のオフレゾナンスやクロストークは信号値に影響しない。加えて、FSE において多数のリフォーカシングパルスが不正確に印加されることで stimulated echo が発生するが、信号増強への影響はほぼないことが報告されている [7]。さらにリフォーカシングパルスによる MT のオンレゾナンスの影響で軟部組織は信号低下が起きる [5]、オフレゾナンスに比べ信号への影響は小さく、また与えたりフォーカシングパルスのエネルギー量は一定であり連続的に与えていないのでこの影響は無視できると考える。以上のことから脂肪組織の信号増強は、ES の短縮に伴う J-coupling の減少の影響が支配的であると考えられる。また、灰白質のみに注目すると、ES が短縮するにつれて白質と灰白質のコントラストは有意に低下した (Fig.4)。加えて、両者の信号強度比を比べると白質が有意に大きかった。一般に FSE では脳実質の白質と灰白質コントラストが低下することが知られている [11]。白質と灰白質には脂質のミエリン鞘を有する神経線維が存在し、この神経線維は白質の方が灰白質よりも多く存在するため J-coupling の周期よりも短い ES の場合、リフォーカシングパルスによって J-coupling が減少し [7]、白質がより高信号化され、白質と灰白質のコントラストが低下したと考えられる。また、本研究では信号雑音比が高く、動きのアーチファクトの影響が少ない頭部を対象としたが、今後体幹部についても検討が必要であろう。

5. 結語

FSE の T_2 強調像において ES が 20 ms 以下で大幅な脂肪組織の高信号化が見られるが、ES が 10 ms 以下で画像コントラストは大きく変化しなくなる。また、脳の白質と灰白質のコントラスト低下には MT やクロストークに加えて、白質の脂質成分の J-coupling の減少も関係していることが示唆された。

参考文献

- [1] Listerud J, Einstein S, Outwater E et al.: First principles of fast spin echo. *Magn Reson Q*, 8, 199-244, 1992.
- [2] Miyati T, Fujita H, Kasuga T et al.: Measurements of MTF and SNR (f) using a subtraction method in MRI. *Phys Med Biol*, 47(16), 2961-2972, 2002.
- [3] Escobedo EM, Hunter JC, Zink-Brody GC et al.: Usefulness of turbo spin-echo MR imaging in the evaluation of meniscal tears: comparison with a conventional spin-echo sequence. *AJR*, 167, 1223-1227, 1996.
- [4] Henkelman RM, Hardy PA, Bishop JE, et al.: Why fat is bright in RARE and fast spin-echo imaging. *J Magn Reson Imaging*, 2, 533-540, 1992.
- [5] Henkelman RM, Stanisiz GJ, Graham SJ et al.: Magnetization transfer in MRI: a review. *NMR Biomed*, 14, 57-64, 2001.
- [6] Stables LA, Kennan RP, Anderson AW, et al.: Density

- matrix simulations of the effect of J coupling in spin echo and fast spin echo imaging. *J Magn Reson*, 140, 305-314, 1999.
- [7] Constable RT, Anderson AW, Zhong J, et al.: Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging*, 10, 497-511, 1992.
- [8] Williamson DS, Mulkern RV, Jakab PD, et al.: Coherence transfer by isotropic mixing in Carr-Purcell-Meiboom-Gill imaging: implications for the bright fat phenomenon in fast spin-echo imaging. *Magn Reson Med*, 35, 506-513, 1996.
- [9] Melki PS and Mulkern RV.: Magnetization transfer effect in multislice RARE sequence. *Magn Reson Med*, 24, 189-195, 1992.
- [10] Hu HH and Nayak KS.: Change in the proton T1 of fat and water in mixture. *Magn Reson Med*, 63, 494-501, 2010.
- [11] Fushimi Y, Miki Y, Urayama S, et al.: Gray matter- white matter contrast on spin-echo T1-wighted images at 3 T and 1.5 T : a quantitative comparison study. *Eur Radiol*, 17, 2921-2925, 2007.