

## 可変再収束フリップ角を用いた 3D FSE 法における解像特性

尾崎正則<sup>1~3</sup>, 水上慎也<sup>2</sup>, 宮地利明<sup>3</sup>, 秦博文<sup>2</sup>,  
佐藤真由美<sup>2</sup>, 小見正太郎<sup>2</sup>, 野崎敦<sup>4</sup>

<sup>1</sup>北里大学医療衛生学部医療工学科 <sup>2</sup>同病院放射線部  
<sup>3</sup>金沢大学大学院医学系研究科 <sup>4</sup>GE ヘルスケア・ジャパン㈱

## 緒言

Magnetic resonance imaging (MRI) 検査における 3 次元収集は 3D time of flight 法 (3D TOF 法) に代表される gradient echo 法 (GRE 法) を中心に広く臨床応用されている。Fast spin echo 法 (FSE 法) を使用した 3 次元収集に関しては GRE 法と比べ, repetition time (TR) を長く設定しなくてはならない。そのため, T<sub>2</sub> 強調画像を撮像するためには非常に長い撮像時間が必要となる。大きな echo train length (ETL) を用いることで撮像時間の短縮は可能となるが, その代償として blur の助長や実効 echo time (TE) の延長により画像コントラスト, 画質が劣化する<sup>1)~4)</sup>。したがって, 3D FSE 法は magnetic resonance cholangiopancreatography (MRCP) のような MR hydrography などに限定的に臨床応用されてきた<sup>5),6)</sup>。

近年, FSE 法を用いて 3 次元収集をするための問題点を解決するために, 再収束パルスを変化させることで, T<sub>2</sub> 減衰をコントロールし大きな ETL を用いた状態で画像コントラストを維持し, かつ, blur を抑制する手法が臨床応用されてきている<sup>7),8)</sup>。この手法を用いることで T<sub>2</sub> 強調画像やプロトン密度強調画像の 3

次元データが比較的短時間で取得可能となった。また, 再収束パルスのフリップ角が小さくなるため熱吸収率比 (specific absorption rate : SAR) の低減にも有効であり, 高磁場装置ではさらなる恩恵を受けることとなる<sup>9)</sup>。しかし, さまざまな T<sub>1</sub> 値, T<sub>2</sub> 値をもった組織をもつ生体での撮像の場合, 設定した可変再収束フリップ角によっては, T<sub>2</sub> 減衰のコントロールが不良となる組織が存在し, blur の影響が大きくなる可能性がある。

そこで我々は可変再収束フリップ角を用いた 3D FSE シーケンスにおいて, 設定した可変フリップ角が画像の空間分解能に与える影響を modulation transfer factor (MTF) のカットオフ周波数に基づいて検討した。

## 方法

## 1. 可変再収束フリップ角を用いた 3D FSE シーケンスについて

今回用いた可変再収束フリップ角を用いた 3D FSE シーケンス<sup>7)</sup>の可変再収束フリップ角の変化の様子を Fig. 1 に示す。このパルスシーケンスでは, 使用するフリップ角の中で最も小さいフリップ角を最小再収束フリップ角と

キーワード magnetic resonance imaging (MRI), 3D fast spin echo, flip angle, echo train length, resolution properties

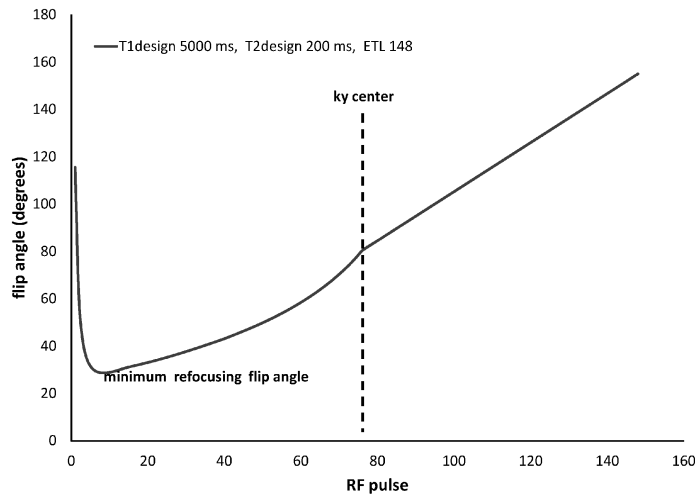


Fig. 1. The refocusing flip angle schedule on 3D fast spin echo (FSE) using variable refocusing flip angle

呼び、この最小再収束フリップ角を変化させていくことにより、長い ETL を用いた場合でも  $T_2$  減衰を抑制することが可能となり、画像コントラストを調整することができる。この最小再収束フリップ角は、 $T_{1design}$ 、 $T_{2design}$  という因子で決定される。設定した  $T_{1design}$ 、 $T_{2design}$  の値のもつ組織の  $T_2$  減衰による信号変化が最小になるようにデザインされている。k-space order は sequential order を用いている。画像コントラストは、最小再収束フリップ角を大きくすると  $T_2$  コントラストが強くなり、最小再収束フリップ角を小さくし、partial Fourier 法を用いて 1shot あたりの ETL を減らすとプロトン密度コントラストに近づく傾向がある。また、 $T_{1design}$ 、 $T_{2design}$  を小さく設定すると最小再収束フリップ角は小さくなる。実効 TE は k-space の中心に充填されるエコーの時間ではなく、k-space の中心に充填されるエコーの信号強度を従来の FSE 法による  $T_2$  減衰による信号強度変化と比較し、同じ信号強度になる時間を算出し、その値を実効 TE としてい

る。

## 2. 使用機器

MR システムは GE 社製 SIGNA HDx 1.5T、受信コイルは 8ch high resolution brain coil (phased array coil) を用いた。パルスシーケンスは 3D single shot fast recovery fast spin echo 法 (3D SSFRFSE 法) を用いた。基本的な撮像条件は TR 2800 ms、受信バンド幅  $\pm 62.5$  kHz、echo space 4.7 ms、撮像視野 21.6 cm  $\times$  21.6 cm、マトリックス 288  $\times$  288 (実効ピクセルサイズは 0.75 mm)、ETL 148 (partial ky 1.0)、撮像加算回数 2、スライス厚 2 mm、ASSET reduction factor 2.0 である。ファントムは内径 1 mm のテルモ社製・サフィード延長チューブ (輸液用) の中に蒸留水 ( $T_1$  値 2340 ms、 $T_2$  値 837 ms)、2.5  $\mu$ M 硫酸銅水溶液 ( $T_1$  値 520 ms  $T_2$  値 200 ms) を充填した 2 種類のファントムを用いた。

## 3. 検討項目

1)  $T_{1design}$ 、 $T_{2design}$  の変化による空間分解能の評価

2種類のファントムをそれぞれ受信コイルの中央に設置し、1)  $T_2$ design を各ファントムの  $T_2$  値に固定して  $T_1$ design を変化、2)  $T_1$ design を各ファントムの  $T_1$  値で固定して  $T_2$ design を変化、3)  $T_1$ design,  $T_2$ design を同時に変化させた場合について撮像を行った。各ファントムにおいて評価した  $T_1$ design,  $T_2$ design およびそのときの実効 TE, 最小再収束フリップ角を Tables 1, 2 に示す。得られたファントム画像の位相エンコード方向のプロファイルカーブを line spread function (LSF) とした。しかし、得られた LSF は絶対値演算されたデータのため、このデータより得られる MTF

Table 1. Effective TE and minimum refocusing flip angle, when  $T_1$ design and  $T_2$ design are utilized in an experiment using the distilled water phantom

$T_1$ design	$T_2$ design	minimum refocusing flip angle (degrees)	effective TE (ms)
5000	2500	95	305
5000	850	61	237
2500	2500	92	303
2500	850	58	230
2500	100	18	120
800	850	47	209
800	80	15	112

Table 2. Effective TE and minimum refocusing flip angle, when  $T_1$ design and  $T_2$ design are utilized in an experiment using the 2.5  $\mu$ M copper sulfate phantom

$T_1$ design	$T_2$ design	minimum refocusing flip angle (degrees)	effective TE (ms)
1500	750	51	214
1500	200	23	139
520	520	28	158
520	200	17	121
520	50	9	91
250	200	9	96
250	50	6	79

は線形性をもたない<sup>10)</sup>。そこで、今回は得られた LSF の偶数番目のサイドローブを負の値に変換した。LSF のモデルとして sinc 関数を採用し<sup>10),11)</sup>、非線形最小二乗フィッティングにより得られた sinc プロファイルをフーリエ変換したものを MTF とした<sup>11),12)</sup>。MTF は空間周波数  $\nu$  の関数であり、そのカットオフ周波数  $\nu_c$  (得られた MTF の半値減衰の周波数をカットオフ周波数とした) と実効ピクセルサイズ  $L$  との間には  $L=1/(2\nu_c)$  の関係がある。フィッティングには Matlab (R2009a)-Optimization Toolbox の lsqcurvefit 関数 (Levenberg & Marquardt 法) を使用し、非線形最小二乗法で行った。Fig. 2 に実験データから得られた LSF および MTF 曲線の一例を示す。

## 2) Partial ky (partial Fourier 法) の変化による空間分解能の評価

2種類のファントムをそれぞれ受信コイルの中央に設置し、partial ky を変化させた場合について撮像を行った。ETL は partial ky = 0.8 のとき 120, partial ky = 0.6 のとき 90 である。1) で用いた MTF 算出法を用いて MTF を算出し、得られた  $\nu_c$  で partial ky による空間分解能の変化について評価を行った。

## 結 果

### 1. $T_1$ design, $T_2$ design の変化による空間分解能の評価

$T_2$ design をファントムの  $T_2$  値に固定して  $T_1$ design を変化させた場合、および  $T_1$ design をファントムの  $T_1$  値で固定して  $T_2$ design を変化させた場合、 $T_1$ design,  $T_2$ design を同時に変化させた場合の蒸留水を用いたファントムの  $\nu_c$  を Table 3, 2.5  $\mu$ M 硫酸銅水溶液を用いたファントムの  $\nu_c$  を Table 4 に示す。どちらのファントムにおいても、 $T_1$ design,  $T_2$ design をファントムのもつ  $T_1$  値,  $T_2$  値に設定した場合に、もっとも高い  $\nu_c$  を示した (太字で表示)。 $T_1$ design,  $T_2$ design どちらを変化させても  $\nu_c$

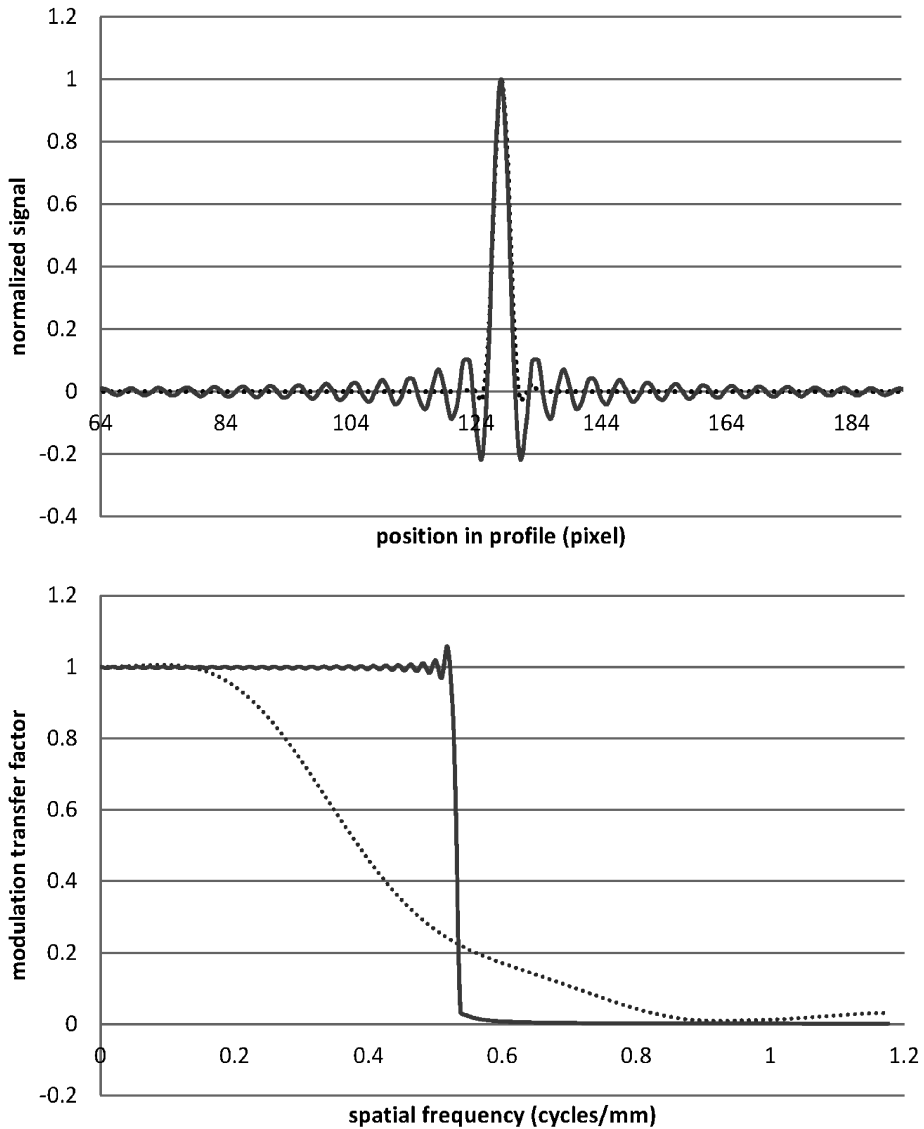


Fig. 2. (a) Line spread function (LSF) of the phase encode direction and (b) modulation transfer factor (MTF) of the phase encode direction obtained from the MRI image. Dotted and solid lines represent experimental data and fitting results, respectively.

が低下した。ファントムの  $T_1$  値,  $T_2$  値による  $v_c$  の変化に関しては, 蒸留水を用いた  $v_c$  は, 硫酸銅水溶液を用いた  $v_c$  と比べ,  $T_{1design}$ ,  $T_{2design}$  の変化により大きく低下した。

## 2. Partial ky の変化による空間分解能の評価

Partial ky を変化させたときの各ファントムの  $v_c$  を Tables 5, 6 に示す。Partial ky を変化させることにより, 蒸留水を用いたファントムおよび硫酸銅水溶液を用いたファントムともに  $v_c$  が変化した。蒸留水を用いて測定した  $v_c$  に

**Table 3.** Cut-off frequency and effective pixel values of the distilled water phantom, when the T<sub>1</sub>design and the T<sub>2</sub>design are changed

T <sub>1</sub> design	T <sub>2</sub> design	cut-off frequency (cycles/mm)	effective pixel size (mm)
5000	850	0.496	1.008
<b>2500</b>	<b>850</b>	<b>0.538</b>	<b>0.929</b>
800	850	0.514	0.973
2500	2500	0.525	0.952
<b>2500</b>	<b>850</b>	<b>0.538</b>	<b>0.929</b>
2500	100	0.530	0.943
5000	2500	0.525	0.952
<b>2500</b>	<b>850</b>	<b>0.538</b>	<b>0.929</b>
800	80	0.531	0.942

**Table 4.** Cut-off frequency and effective pixel values of the 2.5 μM copper sulfate phantom, when the T<sub>1</sub>design and the T<sub>2</sub>design are changed

T <sub>1</sub> design	T <sub>2</sub> design	cut-off frequency (cycles/mm)	effective pixel size (mm)
1500	200	0.478	1.046
<b>520</b>	<b>200</b>	<b>0.532</b>	<b>0.940</b>
250	200	0.449	1.114
520	520	0.475	1.053
<b>520</b>	<b>200</b>	<b>0.532</b>	<b>0.940</b>
520	50	0.512	0.977
1500	750	0.462	1.082
<b>520</b>	<b>200</b>	<b>0.532</b>	<b>0.940</b>
250	50	0.456	1.096

については、今回評価したすべての T<sub>1</sub>design, T<sub>2</sub>design において partial ky が 1.0 よりも 0.6 あるいは 0.8 の方が高い v<sub>c</sub> を示した。硫酸銅水溶液を用いて測定した v<sub>c</sub> では、T<sub>1</sub>design, T<sub>2</sub>design をファントムの T<sub>1</sub> 値, T<sub>2</sub> 値より小さく設定した場合は蒸留水の v<sub>c</sub> と同様に partial ky

**Table 5.** Cut-off frequency and effective pixel values of the distilled water phantom, when the partial ky is changed

T <sub>1</sub> design	T <sub>2</sub> design	partial ky	cut-off frequency (cycles/mm)	effective pixel size (mm)
		1.0	0.525	0.952
5000	2500	0.8	0.567	0.882
		0.6	0.508	0.984
		1.0	0.538	0.929
2500	850	0.8	0.554	0.903
		0.6	0.580	0.862
		1.0	0.531	0.942
800	80	0.8	0.535	0.935
		0.6	0.579	0.864

**Table 6.** Cut-off frequency and effective pixel values of the 2.5 μM copper sulfate phantom, when the partial ky is changed

T <sub>1</sub> design	T <sub>2</sub> design	partial ky	cut-off frequency (cycles/mm)	effective pixel size (mm)
		1.0	0.462	1.082
1500	750	0.8	0.445	1.124
		0.6	0.430	1.163
		1.0	0.532	0.940
520	200	0.8	0.475	1.053
		0.6	0.516	0.969
		1.0	0.456	1.096
250	50	0.8	0.596	0.839
		0.6	0.597	0.838

を小さくすることで高くなる傾向を示した。T<sub>1</sub>design, T<sub>2</sub>design をファントムの T<sub>1</sub> 値, T<sub>2</sub> 値と同じ値, および大きく設定した場合は、partial ky 1.0 のときに高い v<sub>c</sub> となり、また、T<sub>1</sub>design, T<sub>2</sub>design をファントムの T<sub>1</sub> 値, T<sub>2</sub> 値より大きく設定した場合にはどの partial ky

においても  $T_{1\text{design}}$ ,  $T_{2\text{design}}$  をファントム  
の  $T_1$  値,  $T_2$  値と同じ値に設定した場合と比べ  
 $v_c$  が低下した。

## 考 察

$T_{1\text{design}}$ ,  $T_{2\text{design}}$  を変化させることにより  
 $v_c$  に変化が生じた。これは目的とする  $T_1$  値,  
 $T_2$  値をもつ物質の  $T_2$  減衰を制御しているため  
 $T_{1\text{design}}$ ,  $T_{2\text{design}}$  からかけ離れた  $T_1$  値,  $T_2$   
値をもつ組織は  $T_2$  減衰を制御することができ  
なくなる。その結果,  $k$ -space 上での位相エン  
コード方向の信号強度差が大きくなり  $v_c$  が低  
くなる, すなわち blur がより顕著に現れたと  
考えられる。

ファントムの  $T_1$  値,  $T_2$  値の違いにより  $v_c$  に  
相違が生じた。  $T_1$  値,  $T_2$  値の小さい硫酸銅水  
溶液ファントムで測定した  $v_c$  の方が,  $T_1$  値,  
 $T_2$  値の大きい蒸留水ファントムの  $v_c$  より,  $T_1$   
design,  $T_2$ design の設定値が  $T_1$  値,  $T_2$  値から  
離れるために低下する傾向があった。これは,  
蒸留水と比べて  $T_1$  値,  $T_2$  値の小さい硫酸銅水  
溶液は,  $T_2$  減衰が速く進むため可変再収束フ  
リップ RF パルスにより  $T_2$  減衰を制御しきれ  
ずに  $k$ -space 上での信号強度差が  $T_1$  値,  $T_2$   
値の長い蒸留水を用いた場合よりも大きくなり,  
 $v_c$  が低下, すなわち blur がより顕著に現れた  
ためである。

Partial ky の変化による  $v_c$  の変化につい  
ては,  $T_{1\text{design}}$ ,  $T_{2\text{design}}$  が  $T_1$  値,  $T_2$  値より大  
きい場合は今回評価したすべての partial ky に  
おいて  $v_c$  が低下した。これは  $T_{1\text{design}}$ ,  $T_{2\text{de}}$   
sign を大きく設定することで最小再収束フ  
リップ角が大きくなり, 最小再収束フリップ角  
が小さい場合と比べ  $T_2$  減衰が速く進む。結  
果,  $T_2$  減衰が制御しきれなくなり,  $v_c$  が低  
くなったためである。しかし,  $T_{1\text{design}}$ ,  $T_{2\text{de}}$   
sign が  $T_1$  値,  $T_2$  値より小さい場合は, 最小再  
収束フリップ角が小さくなって,  $T_2$  減衰が遅  
く進む。さらに, partial ky を小さくすること

により ETL が減少し, その結果, 徐々に  $T_2$   
減衰していく ETL 後半のエコーの充填割合が  
少なくなり  $v_c$  が高くなる傾向があったと考  
える。

一方, partial ky を小さくした場合かつ  $T_1$   
design,  $T_2$ design を対象とする  $T_1$  値,  $T_2$  値よ  
り小さくした場合は, 設定した  $T_{1\text{design}}$ ,  $T_2$   
design が  $T_1$  値,  $T_2$  値がずれているにもかかわらず  
 $T_1$  値,  $T_2$  値に  $T_{1\text{design}}$ ,  $T_{2\text{design}}$  を設定  
した場合よりも  $v_c$  が高くなる傾向があった。  
この場合は実効 TE が短くなる傾向があること  
から, このパルスシーケンスを用いてプロトン  
密度強調画像を撮像した場合,  $T_1$  値,  $T_2$  値の  
長い組織が短い組織よりも blur が強く現れる  
ことを示している。

コンベンショナルな FSE 法では, 設定した  
TE (実効 TE) より長いエコー成分も使用し  
て画像再構成するため,  $T_2$  値の小さい組織ほ  
ど  $T_2$  減衰が進み blur が強く現れる。また,  
ETL が大きいほど blur は強く現れることが報  
告されている<sup>1)~4)</sup>。本研究により, 可変再収束  
フリップ角を用いた FSE 法は, 撮像条件に  
よってコンベンショナルな FSE 法における  
blur の傾向と違う傾向になることが判明し  
た。

## 結 語

可変再収束フリップ角を用いた 3D FSE 法  
の空間分解能特性を MTF で評価した。今回の  
検証では partial ky を小さく設定しない場合,  
通常の FSE 法と近い blur の傾向がある。しか  
し, partial ky を小さくし, かつ,  $T_{1\text{design}}$ ,  
 $T_{2\text{design}}$  を小さくした場合, すなわちプロト  
ン密度強調画像を撮像する場合は,  $T_1$  値,  $T_2$   
値の長い物質が短い物質よりも blur が強く現  
れるという通常の FSE シーケンスの特徴と乖離  
した現象が起こることを理解して撮像する必要  
がある。

文 献

- 1) 小倉明夫, 中山佳樹, 石橋幸雄, 他 : 高速スピ  
ンエコー画像の空間分解能評価—echo train  
length と interecho spacing による影響—. 日放  
技学誌 1997 ; 53 : 590-594
- 2) Gordons S, Kawamura Y, Negishi C, et al. : Fast  
spin-echo MR imaging of the cervical spine : in-  
fluence of echo train length and echo spacing on  
image contrast and quality. Am J Neuroradiol  
AJNR 1993; 14: 1203-1213
- 3) Zhou X, Liang Z, Cofer G, et al. : Reduction of  
ringing and blurring artifacts in fast spin echo  
imaging. J Magn Reson Imaging 1993 ; 3 : 803-  
807
- 4) Mulkern RV, Melki PS, Jalab P, Higuchi N,  
Jolesz FA : Phase-encode order and its effect on  
contrast and artifact in single-shot RARE se-  
quences. Med Phys 1991 ; 18 : 1032-1037
- 5) Morimoto K, Shimoi M, Shirakawa T, Aoki Y,  
Choi S, Miyata Y, Hara K : Biliary obstruction :  
evaluation with threedimensional MR cholan-  
giography. Radiology 1992 ; 183 : 578-580
- 6) Takehara Y, Ichijo K, Tooyama N, et al. :  
Breath-hold MR cholangiopancreatography with  
a long-echo-train fast spin-echo sequence and a  
surface coil in chronic pancreatitis. Radiology  
1994 ; 192 : 73-78
- 7) Busse RF, Hariharan H, Vu A, Brittain JH : Fast  
spin echo sequences with very long echo trains :  
design of variable refocusing flip angle schedules  
and generation of clinical T<sub>2</sub> contrast. Magn  
Reson Med 2006 ; 55 : 1030-1037
- 8) Hennig J, Weigel M, Scheffler K : Multiecho se-  
quences with variable refocusing flip angles : op-  
timization of signal behavior using smooth transi-  
tions between pseudo steady states (TRAPS).  
Magn Reson Med 2003 ; 49 : 527-535
- 9) Busse RF, Zur Y, Li X. Body imaging at 3T :  
lower SAR yields improved coverage with  
VERSE and modulated angle refocusing trains,  
In : Proc of the 11th Annual Meeting of ISMRM,  
Toronto, Canada, 2003 ; 206
- 10) 宮地利明, 藤田広志, 春日敏夫, 他 : 複素減算  
法による MRI の MTF 測定. 日放技学誌  
2001 ; 57 : 1225-1232
- 11) Delakis I, Xanthis C, Kitney RI : Assessment of  
the limiting spatial resolution of an MRI scanner  
by direct analysis of the edge spread function.  
Med Phys 2009 ; 36 : 1637-1642
- 12) 小倉明夫, 前田登美恵, 佐伯文人, 他 : BLADE  
画像の k-space trajectory が画像特性に及ぼす影  
響. 日磁医誌 2009 ; 29 : 12-19

## **Spatial Resolution Properties in 3D Fast Spin-echo using Variable Refocusing Flip Angles**

Masanori OZAKI<sup>1-3</sup>, Shinya MIZUKAMI<sup>2</sup>, Tosiaki MIYATI<sup>3</sup>,  
Hirofumi HATA<sup>2</sup>, Mayumi SATO<sup>2</sup>, Syotaro KOMI<sup>2</sup>,  
Atsushi NOZAKI<sup>4</sup>

<sup>1</sup>*School of Allied Health Sciences, Kitasato University  
1-15-1 Kitasato, Minamiku, Sagamihara, Kanagawa 252-0373*

<sup>2</sup>*Department of Radiology, Kitasato University Hospital*

<sup>3</sup>*Graduate School of Medical Science, Kanazawa University*

<sup>4</sup>*GE Healthcare Japan Co., Ltd.*

A new 3-dimensional fast spin-echo (3D FSE) method that uses a variable refocusing flip angle technique has recently been applied to imaging. The imaging pulse sequence can inhibit  $T_2$  decay by varying the refocusing flip angle. Use of a long echo train length allows acquisition of 3D  $T_2$ -weighted images with less blurring in a short scan time. The smaller refocusing flip angle in the new 3D FSE method than in the conventional method can reduce the specific absorption rate. However,  $T_2$  decay differs between the new and conventional 3D FSE methods, so the resolution properties of the 2 methods may differ. We investigated the resolution properties of the new 3D FSE method using a variable refocusing flip angle technique. Varying the refocusing flip angle resulted in different resolution properties for the new 3D FSE method compared to the conventional method, a difference particularly noticeable when the imaging parameters were set for obtaining proton density weighted images.