

## スピネコー法による脳表面構造描出法的高速化について

徳永 裕<sup>1</sup>, 畑中雅彦<sup>1\*</sup>, 町田好男<sup>1</sup>, 杉本 博<sup>1</sup>,  
五老健彦<sup>1</sup>, 片田和広<sup>2</sup>

<sup>1</sup>東芝・那須工場 MR 技術部   <sup>2</sup>藤田保健衛生大学

## はじめに

脳表面を直接画像化することは、脳神経医学の領域において、多くの臨床的意義がある<sup>1),2)</sup>。

1987年片田らは、MRIを用いた非侵襲的な脳表面構造の撮像法として surface anatomy scanning (SAS) 法を提案した<sup>3)</sup>。この方法は、A) 高度の T<sub>2</sub>強調パルスシーケンス、B) 厚いスライス画像を、C) 表面コイルを用いて撮影する。髄液の T<sub>2</sub>緩和時間が非常に長いことを利用して、A) と C) により、脳表付近の髄液から選択的に MR 信号が集められる。脳表全体の髄液の強調画像を得るために、B) が必要になる。片田らは、このようにして得られた脳表全体の髄液（特に脳溝内の髄液）画像のレリーフとして脳表面構造が直接可視化できることを示し、また SAS 法を実際の MRI 臨床検査に適用してその臨床的有用性を確認した<sup>1),2),4)</sup>。SAS 法の変形として町田らは、A) 高度の T<sub>2</sub>強調パルスシーケンスで撮影された、B') マルチスライス画像を、C') 重み付け加算する、マルチスライス SAS 法を報告した<sup>5),6)</sup>。

これらの手法では、高度の T<sub>2</sub>強調 MR 画像を得るために、TR が 2000~3000ms、TE が

250ms 程度のスピネコー (SE) 法による MR 撮影を必要とする。

本論文では、パルスシーケンスの最適化による高度の T<sub>2</sub>強調 SE 画像の撮影時間短縮と、得られた画像から作成される脳表面像について、主に中磁場 (0.5T) での結果をもとに技術的側面から検討した結果を報告する。

## 方 法

## 1) 撮影時間短縮の目標と方針

撮影時間を短縮すると、一般的に画像の空間分解能・コントラスト（異なる組織間の信号強度比）あるいは SN 比の低下が起こる。本論文では、SN 比とコントラストおよび空間分解能を従来の撮影法と同程度に保って、TR を半分にする倍速化を検討した。具体的には 0.5T で通常用いられる TR=2000ms を 1000ms まで短縮することを目標とした。この際、脳表画像作成を目的とした撮影においては、T<sub>2</sub>緩和時間の非常に長い髄液や浮腫などの組織と緩和時間が比較的短い脳実質や脂肪などの組織との間のコントラストのみが重要であるという点にも留意して、次の方針で新しいシーケンスを作成し従来法と比較した。

**キーワード** SAS, large flip angle, narrow band, flow refocus, MRI

\*現 室蘭工業大学工学部情報工学科

a) 受信信号の狭帯域化 TE が 250ms 程度と非常に長いことを利用し MR 信号のサンプリングをできるかぎりゆっくりと行ない、受信信号の帯域  $\Delta\omega$  を狭くしてノイズを低減する。狭帯域による SN 比の改善率は、次式のような<sup>7)</sup>。

$$S/N \propto 1/\sqrt{\Delta\omega} \dots\dots\dots(1)$$

b) 加速度項まで考慮したフローリフォーカス TE が非常に長いので、速度項 (1 次項) のみならず加速度項 (2 次項) に依存する位相の乱れも大きくなると考えられる。そこで、加速度項まで考慮したフローリフォーカスパルスシーケンス<sup>8)</sup>を用いて、髄液の流れによって生ずるゴースト状アーチファクトを抑え、髄液をより高輝度に画像化する。これにより、髄液の信号強度を上げ、画像の SN 比を改善する。

c) RF フリップ角の最適化 TR を短縮すると  $T_1$  コントラストが大きくなり、 $T_2$  コントラストが相殺される傾向にあるので、フィールドエコー (FE) 法と同様の手法で RF パルスのフリップ角を変化させて、 $T_1$  緩和時間の影響を少なくする<sup>9),10)</sup>。

以上の手法を組み合わせることにより SN 比とコントラストの低下を抑えた。

2) 今回の検討における方法

a) フリップ角の検討  $\alpha$  度 - 180 度 RF パルスによるスピンエコーの信号強度 S は、

$$S = \frac{1 - 2\exp\{- (TR - TE/2)/T_1\} + \exp(-TR/T_1)}{1 + \cos \alpha \cdot \exp(-TR/T_1)}$$

$$\cdot \sin \alpha \cdot \exp(-TE/T_2) \dots\dots\dots(2)$$

となる。ここに、 $0^\circ \leq \alpha \leq 180^\circ$  である。

(2)式において TR=1000ms として髄液の信号強度のフリップ角依存性及び髄液と脳実質のフリップ角依存性を計算した<sup>11)</sup>。計算に用いた各組織の  $T_1$ ,  $T_2$  値を Table 1. に示す。

b) 撮像による比較検討 次の条件で撮像を行ない、髄液、脳実質、脂肪、モーションアーチファクトの信号強度、SN 比及び髄液と脳実質のコントラストを測定し、画像を比較した。

使用装置は、東芝製超電導 MRI 装置 MRT-50A/SUPER (0.5T) で、頭部用 QD 受信コイルを用いた。撮影条件は TE=250ms, 256×256 マトリクス, 2 回加算, 撮影領域 25×25cm, TR は従来法の 2000ms に対して本法では 1000ms, フリップ角は従来法の 90 度に対して本法では 140 度, スライス厚は従来法の 10mm に対して本法では 20mm, スライス枚数は従来法の 6 枚に対して本法では 3 枚とした。また本法のパルスシーケンスに対して前節 a), b) 項の狭帯域化と 2 次のフローリフォーカスを適用した。脳表像の作成は、重み付け加算処理によるマルチスライス SAS 法を用いた<sup>6)</sup>。視認性を増すために、脳表像に対して高域強調フィルター処理と白黒反転表示も行なった<sup>1)</sup>。

結 果

1) シミュレーションの結果について  
0.5T で TR=1000ms とした場合、フリップ角

Table 1.  $T_1$ ,  $T_2$  value of CSF, gray matter, and white matter in case of 0.5T

tissue	$T_1$ value (ms)	$T_2$ value (ms)
CSF	3300	1000
gray matter	657	101
white matter	537	92

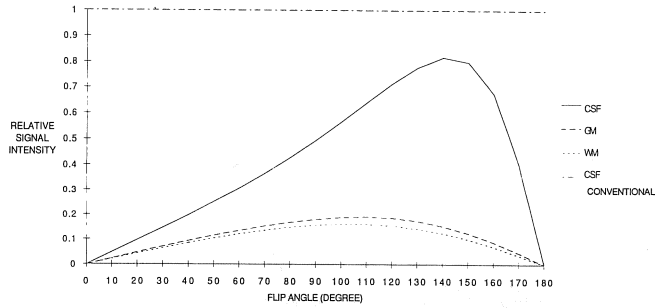


Fig.1. Relation of signal intensity of brain tissues and flip angle (simulation data). Figure shows relative signal intensity versus flip angle, and the intensity is normalized by the value of CSF obtained using conventional technique (TR=2000 ms, FA=90 deg). Parameters used are TR=1000ms, TE=250ms. Signal intensity of CSF is maximum at flip angle FA=140 deg, and it is 82% of the value in case of conventional technique. (TR=2000 ms, TE=250 ms, FA=90 deg).

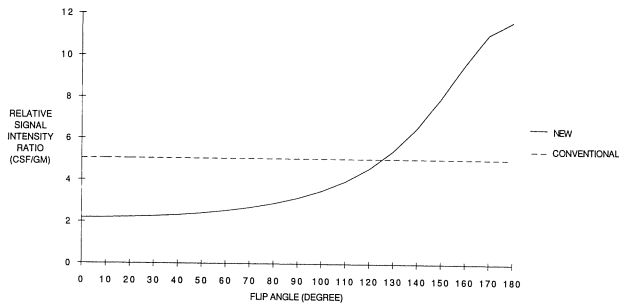


Fig.2. Relation of ratio of CSF to GM signal intensity ratio and flip angle (simulation data). Figure shows signal intensity ratio of CSF to GM versus each flip angle. Other parameters used for calculation are same as Fig 1. Signal intensity ratio at 140 deg is 6.6, and it is higher than the ratio (5.0) in case of conventional technique.

$\alpha = 140^\circ$ 付近で髄液の信号強度が最大となり、従来のシーケンス (TR=2000ms,  $\alpha = 90^\circ$ ) と比べて 82%程度の信号強度となった (Fig.1)。髄液と脳実質の信号強度比については、フリップ角が深いほど大きくなるが、 $\alpha = 140^\circ$ でも、従来のシーケンスの5.0を若干上回る6.6程度の結果となった (Fig.2)。

信号強度比 (コントラスト) が同程度となる

フリップ角 ( $\alpha = 140^\circ$ ) が得られたので、受信信号帯域を従来の1/2に設計することにより、従来と同等もしくはそれ以上のSN比とコントラストを有する画像が得られると予想された。

## 2) 断層像について

0.5T装置にて、本法 (TR=1000ms,  $\alpha = 140^\circ$ , 20mm厚) と従来法 (TR=2000ms,  $\alpha = 90^\circ$ , 10mm厚) により得られた断層像の例

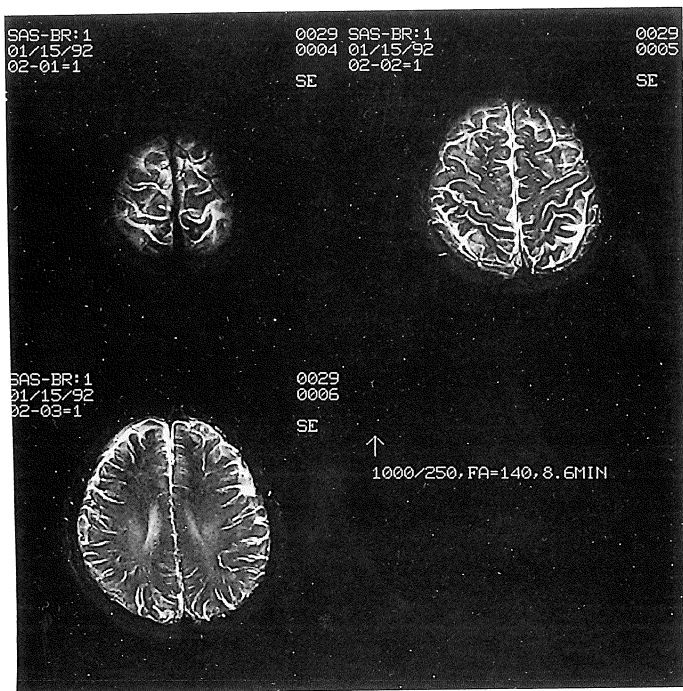


Fig.3. Sectional images of the brain obtained by new method. Scan parameters ; TR=1000ms, TE=250ms, flip angle=140deg, number of slices=3, slice thickness=20 mm, field of view=25 cm, scan time=8.6min.

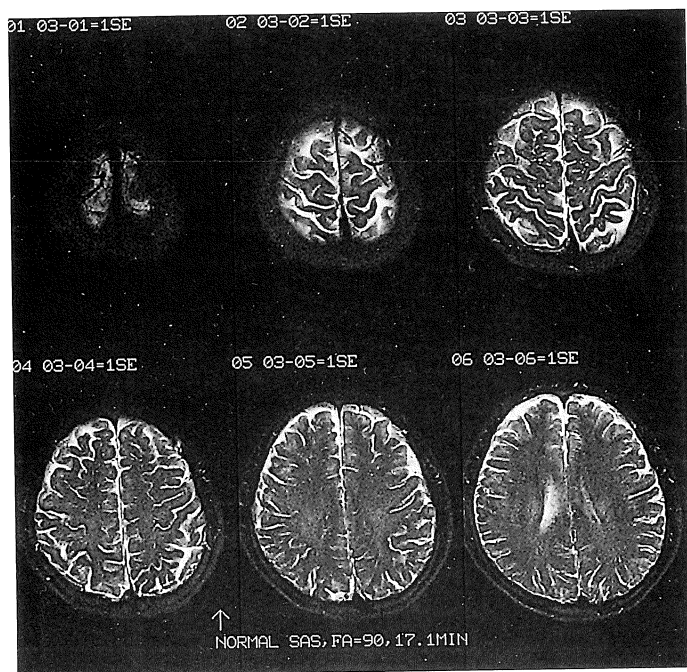


Fig.4. Sectional images of the brain obtained by conventional method. Scan parameters ; TR=2000ms, TE=250ms, flip angle=90 deg, number of slices=6, slice thickness=10 mm, field of view=25 cm, scan time=17.1min.

Table 2. experimental data in relation to image quality of sectional image and weighted summation image. S/N of CSF in planer image obtained by conventional technique.

sectional image	S/N of CSF	CSF/matter	CSF/fat	ghost signal
conventional (2000/250, 90deg)	100	4.90	9.20	18.6
new (1000/250, 140deg)	104	5.06	8.54	9.57
weighted summation image				
	S/N of CSF	CSF/matter	CSF/fat	ghost signal
conventional (2000/250, 90deg)	106	3.50	8.39	17.8
new (1000/250, 140deg)	145	3.57	12.53	7.50

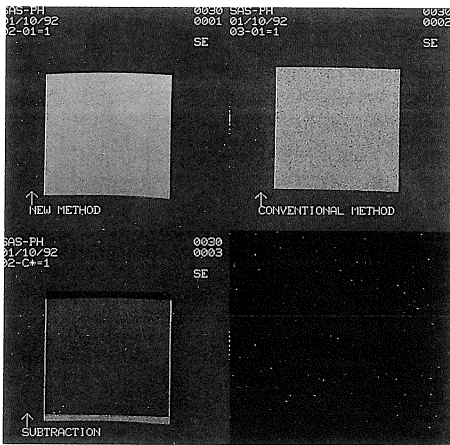


Fig.5. Image distortion in both method. (a) new method. (b) conventional method. (c) subtracted image ((a)-(b)). In this case, image (a) translates in read direction relative to image (b). And small deformation is also seen in image (a).

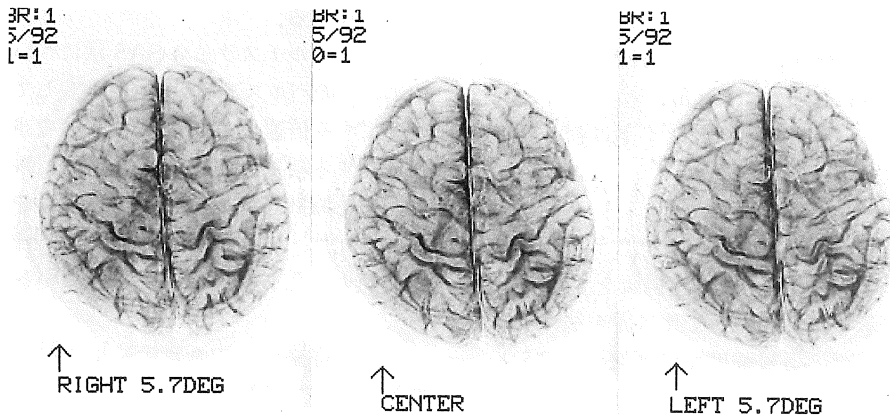


Fig.6. SAS images generated from the images obtained by new method. (a) stereo view (right 5.7deg). (b) center. (c) stereo view (left 5.7deg). These images are obtained by weighted summation of sectional images shown in Fig.3, gray scale reversal, and high frequency enhance filter processing.

を, Fig.3, 4 に示す. これらの画像から, スライス厚補正を行なって求めた SN 比・信号強度比などの比較値を Table 2 に示す. 髄液の SN

比は従来法の 1.39 倍, 髄液と実質の信号強度比は従来法の 4.9 に対して本法では 5.1 であった. 帯域を 1/2 に狭くしたことにより, 水と脂肪

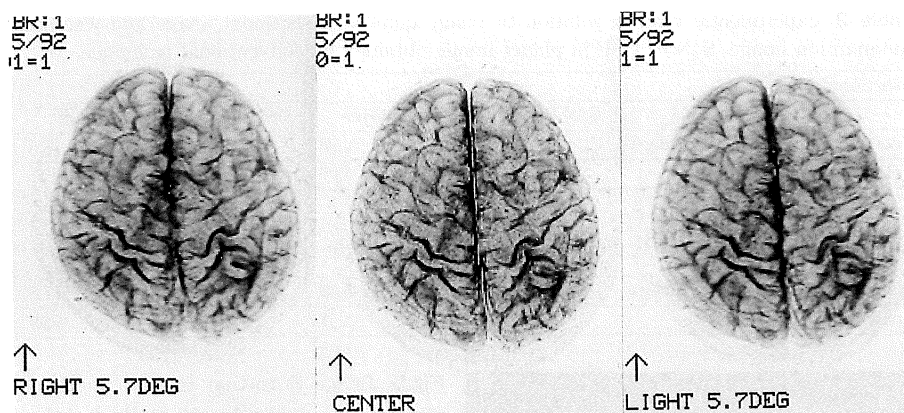


Fig.7. SAS images generated from the images obtained by conventional method. (a) stereo view (right 5.7deg). (b) center. (c) stereo view (left 5.7deg). These images are obtained by weighted summation of sectional images shown in Fig.4, POS/NEG reversal, and high frequency enhance filter processing.

の位置ずれ (ケミカルシフトアーチファクト) は2倍になる。しかし、 $T_2$ 緩和により脂肪からの信号は脳実質からの信号の1/10程度であり (Table 2), 画像への影響はほとんど見られなかった。狭帯域化により、静磁場の不均一性 (頭部の磁化率に依存する不均一性も含む) など起因する画像歪みとリード方向については従来法の2倍になった (Fig.5)。

髄液のモーションアーチファクトは約1/2に低減した (Table 2)。

### 3) 脳表像について

Fig.3, 4の断層像を含むマルチスライス画像から作成した脳表像 (ステレオ視像を含む) を, Fig.6, 7に示す。髄液のSN比は従来法の1.44倍, 髄液と実質の信号強度比は従来法の3.5と同程度の3.6であった。

## 考 察

MRIを用いて、脳表面構造を非侵襲的に直接画像化するSAS法<sup>1)</sup>は、数多くの臨床結果が報告され、その臨床的有用性が確認されている<sup>2),4)</sup>。撮影時間の短縮法として、定常歳差状態でのタ

イムリバースドFIDを用いた、片田らの高速脳表撮像法の報告がある<sup>12)</sup>。この方法では、最短30秒程度の撮影時間で高度の $T_2$ 強調画像が得られるが、磁化率の変化やモーション・フローに起因するアーチファクトが生じやすいという欠点を有する。

今回、マルチスライスSAS法について、スピンエコーのパルスシーケンスを改良して、TRを半分にする倍速化を試みた。3.2節で述べた断層像に関する結果及びFig.6, 7の脳表像の比較から、撮影時間を半分に短縮しても、従来とほぼ同じSN比・コントラスト・脳表描出能を有するマルチスライスSAS法になっていると思われる。

以下、従来法との画質比較及び本法の制約条件等について考察する。

### 1) 髄液のSN比について

シミュレーションによると、髄液の信号強度は従来法の82%となるが、帯域を1/2に狭めているので背景ノイズは71%に低減し、髄液のSN比としては従来法の1.15倍程度が予想されたが、断層像からの実測データにおいては予想を上回る1.39倍であった。シミュレーションではフロー

リフォーカスの効果を考慮していないことと、仮定した髄液の緩和時間と脈動を伴っている実際の髄液の緩和時間の差異が食い違いの原因と考えられる。

脳表像においては髄液のSN比は従来法の1.44倍であった。一般に単純加算像の場合、トータルのスライス厚（1枚当たりのスライス厚×スライス枚数）が同じならば画像のSN比はスライス枚数の平方根に逆比例する。本法の場合、従来法と比べてトータルのスライス厚は同じでスライス枚数は半分であり、1枚当たりの髄液のSN比は従来法の1.39倍であるから、加算時に重みを付けていることを無視すると加算像における髄液のSN比は $1.39/(0.5)^{1/2}=1.97$ 倍になるはずである。実測データでは1.44倍と予想値を下回っているが、これは加算時に重みを付けていることと、髄液の分布がスライス方向に一様でないことが影響しているものと考えられる。

#### 2) 髄液と実質のコントラストについて

シミュレーションでは髄液と実質の信号強度比は従来法で5.0、本法で6.6程度が見込まれたが、断層像からの実測データにおいては従来法の4.9に対して本法では5.1であった。本法の場合、断層像のスライス厚が20mmと髄液の分布に対して比較的厚いため、パーシャルボリューム効果により予想値を下回る結果になったと考えられる。

脳表像についてはトータルのスライス厚が60mmと非常に厚いため、さらに強いパーシャルボリューム効果を受けて従来法で3.5、本法で3.6で低下しているが、それでも脳表面構造を描出するには十分なコントラストであると考えられた。

#### 3) 表在静脈の描出能について

本法では2次のフローリフォーカスを行なっているが、頭頂部断層像で表在静脈は低信号となっており、白黒反転表示をしている脳表像では高輝度像として、従来法と同程度に描出された (Fig.6)。表在静脈の血流速は15cm/sec程

度を示すとの報告<sup>13)</sup>からして髄液の流速に比べて非常に速く、より高次の速度成分を含みやすいことからフローリフォーカスしにくいことと、血液のT<sub>2</sub>緩和時間が髄液のそれに比べてかなり短いことが原因と考えられる。

#### 4) スライス厚とステレオ像について

一般に、ボクセル間での補間処理を必要とするステレオ像では、スライス厚が10mmから20mmに増えたことにより、画像のボケの程度が著しく悪化する。しかし、視線方向をピクセルサイズ (1mm) とスライス厚 (20mm) で決まる角度 $\theta = \tan^{-1}(1/20) \approx 2.86^\circ$ の整数倍に限ると、各スライス間で整数ピクセルずつずらすことによりステレオ像が得られるので<sup>6)</sup>、従来のステレオ像と同程度の空間分解能が維持できる (Fig.6 参照)。但し、スライス方向の位置情報は各スライスにおいて圧縮されており、特にスライス方向に被写体の占める割合が断層像上の位置によって変化する頭頂付近は、圧縮の影響を強く受ける<sup>6)</sup>。従って、1枚当たりのスライス厚が厚い本法は、ステレオ視には向かないと考えられる。

#### 5) 画像歪みについて

MR画像データを用いたステレオタキシー<sup>14)</sup>や放射線治療計画<sup>15)</sup>等においては、位置や距離などの絶対的な精度が重要であり、MR画像の歪みが非常に問題となる。また、異なった撮影条件で得られた複数のMR画像の重ね合わせ表示<sup>16)</sup>やX線CT像などMRI以外の画像との画像合成処理<sup>15)</sup>においても、MR画像の歪みが問題となる。しかし、マルチスライスSAS法は、一回の撮影で得られた多断層画像からの合成処理であることと、SAS像は病変部と脳表・表在静脈との相対的位置関係に重点がおかれていることから、画像診断に限定すれば画像の歪みはそれほど問題にならないと考えられる。以上のことから、結果の2)に示した狭帯域化に伴う画像歪みの変化は許容範囲にあると思われる。勿論、多数の臨床試験による確認と、画像歪みの主原因の分離・除去は、必要であると考えている。

おわりに

今回の試みにより、SAS法の撮影時間が半分に短縮され、MRIのルーチン検査への組み込みが従来より容易になったと思われる。今後は、臨床試験による確認を行なうとともに、撮影時間を延長せずに、画像歪みの低減や3DFT法によるスライス方向の空間分解能の向上などの技術的改善を検討して行きたい。

本研究の要旨の一部は、日本磁気共鳴医学会第15回大会(1990.2)にて発表した<sup>17)</sup>。

文 献

- 1) 片田和広, 安野泰史, 竹下 元, 他: MRIによる脳表面構造撮像法の考案. 日磁医誌, 9 : 215-225, 1989.
- 2) Katada K : MR imaging of brain surface structures : surface anatomy scanning (SAS). Neuroradiology, 32 : 439-448, 1990.
- 3) 片田和広, 安野泰史, 藤井直子, 他: MRIを用いた脳表面構造の描出-Surface Anatomy Scanの考案-. 日磁医誌, 7 (S-2) : 201, 1987.
- 4) 安部 守, 片田和広, 安部雅人, 他: 大脳皮質下血管腫の手術 アプローチにおけるMRI脳表面描出法の有用性について. CT研究, 12 : 15-20, 1990.
- 5) 町田好男, 萩原政幸, 鈴木宏和, 他: 画像の重みづけ加算法による脳表面構造の描出について. 日磁医誌, 9 (S-1) : 155, 1989.
- 6) 町田好男, 畑中雅彦, 萩原政幸, 他: マルチスライス画像の重み付け加算による脳表面構造の描出について. 日磁医誌, 10 : 483-492, 1990.
- 7) Mansfield P, Morris PG : NMR Imaging in Biomedicine, Advanced in Magnetic Resonance supplement 2, ed. by J. S. Waugh, Academic Press, Inc., New York, 1982, p. 192.
- 8) Xiang QS, Nalcioglu O : A formalism for generating motionrelated encoding gradients in NMR imaging. 5th Annual Meeting SMRM, Montreal, 1986, pp. 100-101.
- 9) 畑中雅彦, 吉田忠候: 高速撮像法と Gradient Field Echo 法. in 誰にもわかるMRI, 荒木 力, 湯浅祐二編, 秀潤社, 東京, 1991, p. 101.
- 10) 藤田明德, 大原博志, 飯島直人, 他: MRIにおける短時間データ採取法. NMR医学, 6 (S-2) : 113, 1986.
- 11) Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, et. al. : A Review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100MHz : Dependence on tissue, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. Med. Phys. , 11 : 425-448, 1986.
- 12) 片田和広, 竹下 元, 安野泰史, 他: 高速 T<sub>2</sub>撮像法 (STERF) を用いた脳表撮像法. 日磁医誌, 9 (S-2) : 105, 1989.
- 13) 鹿島田明夫, 町田喜久雄, 本田憲業, 他: 3D phase contrast 法による頭部 MR angiography. 日磁医誌, 11 (S-2) : 286, 1991.
- 14) 駒井則彦: CT を利用した定位脳手術. 脳神経外科 14 (2) : 123-133, 1986.
- 15) Fishman EK, Magid D, Ney DR, et. al. : Three-dimensional Imaging. Radiology, 1991 ; 181 : 321-327.
- 16) 市之瀬伸保, 町田好男, 徳永 裕, 他: 頭部表在静脈のMRA像とSAS画像の重ね合わせについての検討. 日磁医誌, 11 (S-2) : 398, 1991.
- 17) 徳永 裕, 町田好男, 畑中雅彦, 他: マルチスライスSASの撮影時間短縮について(1). 日磁医誌, 10 (S-1) : 215, 1990.



## Shortening of Scan Time of Spin Echo Surface Anatomy Scanning

Yu TOKUNAGA<sup>1</sup>, Masahiko HATANAKA<sup>1</sup>, Yoshio MACHIDA<sup>1</sup>,  
Hiroshi SUGIMOTO<sup>1</sup>, Takehiko GORO<sup>1</sup>, Kazuhiro KATADA<sup>2</sup>

*<sup>1</sup>Nasu Works, Toshiba Corporation  
1385 Shimoishigami, Otawara-shi, Tochigi 324*

*<sup>2</sup>Fujita Health University*

Surface anatomy scanning (SAS) technique which visualizes brain surface structures has been developed since 1987. And the scan time shortening is strongly desired for routine clinical use.

In this paper, we describe an attempt to shorten the scan time by halving a repetition time TR. To avoid degradation of image quality due to lower S/N and lower contrast which can be occurred by TR shortening, we employ the combination of following techniques ; 1) Larger flip angle to reduce T<sub>1</sub> contrast, 2) Narrow band width for better S/N, and 3) Gradient moment nulling of 2nd order to reduce motion artifacts.

Our experimental results show that scan time for SAS can halved by our new method while the SNR regarding CSF and the contrast between CSF and brain matter are preserved. Ghost artifact due to CSF motion is also confirmed to reduced to 2/3 compared with that of conventional method.