

# 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

町田好男<sup>1</sup>, 畑中雅彦<sup>1</sup>, 萩原政幸<sup>1\*</sup>, 杉本 博<sup>1</sup>,  
吉田忠候<sup>1\*\*</sup>, 片田和広<sup>2</sup>

<sup>1</sup>榊東芝那須工場 MR 技術部

<sup>2</sup>藤田保健衛生大学衛生学部

## 1. はじめに

脳表面構造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)</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>2)</sup>。この方法は、A) エコー時間TEを250ms程度まで延長した、高度のT<sub>2</sub>強調パルスシーケンス、B) 60~80mmの厚いスライス、C) 表面コイル、の組合せにより脳表の髄液の強調画像を得て、脳表面構造を直接可視化するものである<sup>1),2),10)</sup>。この方法により得られる代表的な画像の例をFig.1に示す。

今回我々は、マルチスライス像を原画として、その重み付け加算により脳表面構造の画像を得るという、上記方式の改良手法を考案し検討を行った。

本報告では、この手法の基本的特性について、主に技術的側面から述べる。

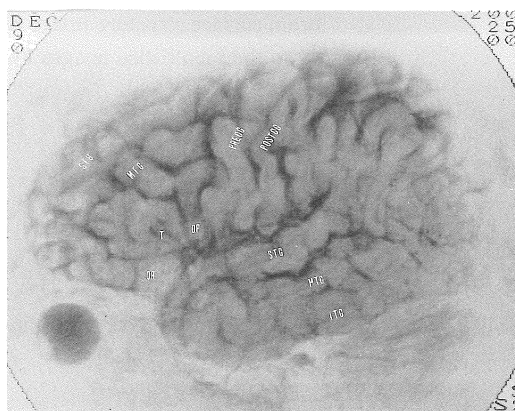


Fig.1. Example of SAS image (quoted from reference 1)  
SAS image shows gyri and sulci. (spin echo (2000, 250), slice thickness=80mm,FOV=200mm, matrix size=256×256, field strength=0.5T)

## 2. 方 法

今回検討したマルチスライス画像の重みづけ加算による脳表面構造の描出法(以下マルチスライスSAS法)は、従来のSAS法の、A) 高度のT<sub>2</sub>強調はそのままに、B) 厚いスライスに代えてマルチスライスの加算を、C) 表面コイル

**キーワード** MRI, surface anatomy scanning, weighted summation, stereographic display

\*現理化学研究所

\*\*現榊東芝医用機器事業部

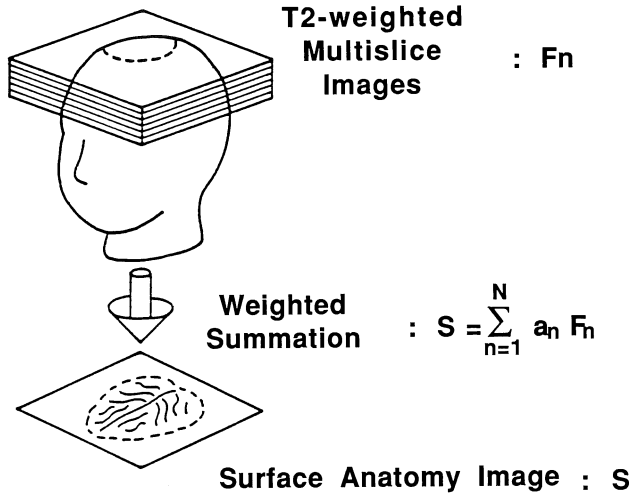


Fig.2. Basic idea of Multislice SAS.  
Brain surface structure image S is obtained using weighted summation of original multislice images  $F_n$ .

の感度分布に代えて加算処理時の重み付けを、採用したものである<sup>3)</sup>。

### 2.1 マルチスライス像の重み付け加算

Fig. 2 は、本方式の概要を示したものである。高度に  $T_2$  強調された  $N$  枚のマルチスライス像を、 $F_n(i,j)$ ,  $n=1,2,\dots,N$ : スライス番号  
 $i,j=1,2,\dots,M$ : ピクセル位置  
とする。ここに  $M$  はマトリクスサイズである。これらの画像に対し、重み付け加算を施すことにより、新しい画像  $S(i,j)$  を次式によりえる；

$$S(i,j) = \sum_{n=1}^N a_n(i,j) \cdot F_n(i,j) \dots (1)$$

ここに  $a_n(i,j)$  は、重み係数である。これは例えば、適当な基準点に対する同心球面上で一定値とするなどの設定もできるが、今回の検討では、 $a_n$  が各スライス面上で一定値である、すなわち

$$S(i,j) = \sum_{n=1}^N a_n \cdot F_n(i,j) \dots (2)$$

とかける場合に限った。また  $a_n$  としては、円形の表面コイルの中心軸上の感度特性を直流 (D.C.) 近似で求めたものを使った。この近似特性  $B_1$  は、

$$B_1(x) = ((d/2)^2 / ((d/2)^2 + x^2))^{3/2} \dots (3)$$

で与えられる<sup>3)</sup>。ここに、 $d$  は表面コイルの直径、 $x$  はコイル中心からの距離である。Fig. 3 は  $d=25 \sim 225$  mm まで変化させたときの感度特性カーブを示す。

Fig. 4 は、以上述べたことを、従来の SAS 法と比較する形で概念的に示したものである。

### 2.2 視線方向の異なる重み付け加算像の作成

マルチスライス画像に対する重み付け加算処理を行う際に、Fig. 5 に示すように加算処理方向を少しずつ変えることで、視線方向の異なる複数枚の画像を作ることができる。

具体的には、ピクセル位置  $i$  方向に角度  $q$  だけ視線方向の異なる重み付け加算像  $S_q$  を得るための処理は、次のようになる。

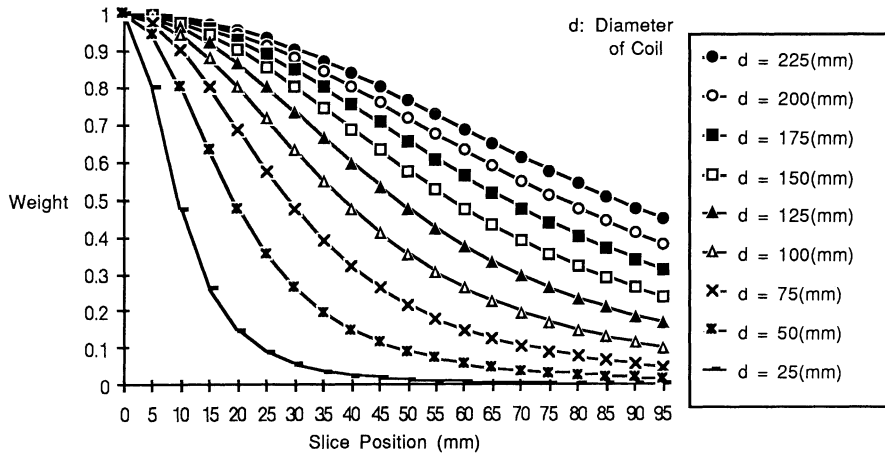


Fig.3. Sensitivity distribution on central axis of circular surface coil.

Nine cases are shown on the graph. The formula used is

$$B_1(x) = ((d/2)^2 / ((d/2)^2 + x^2))^{3/2},$$

where d : diameter of circular surface coil, x : distance from the center of surface coil.

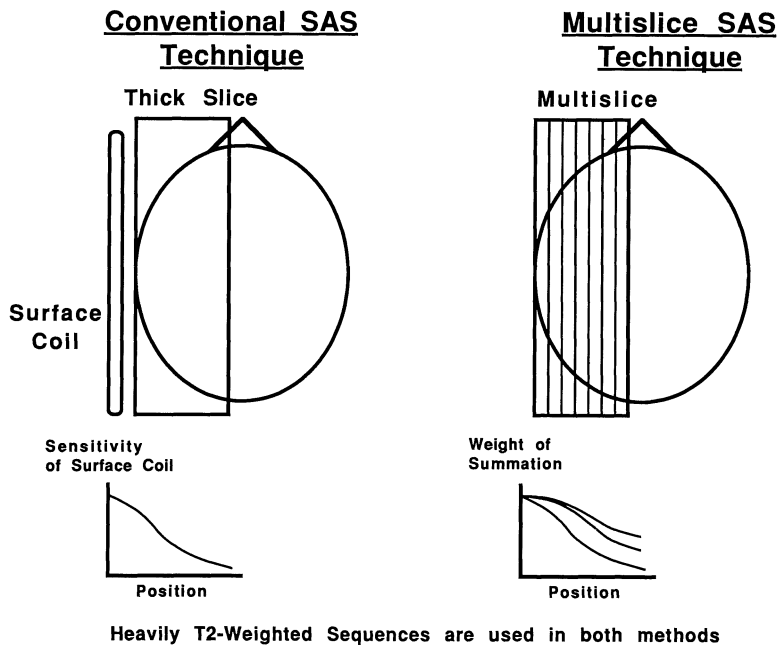
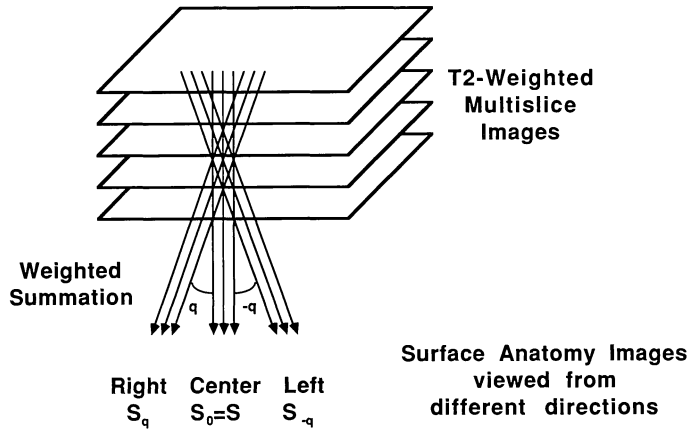


Fig.4. Comparison of conventional SAS and modified method, multislice SAS.



$$S_q(i,j) = \sum_{n=1}^N a_n \cdot F_n(i',j)$$

$$i' = i + ((n - n_0) \cdot d \cdot \sin q) / p \dots (4)$$

ここに  $d$  はスライス間隔,  $p$  はピクセルサイズ,  $n_0$  は基準となるスライス番号である。一般に  $i'$  は整数とはならないので, 線形補間などの補間処理により  $F_n(i',j)$  の値を求める必要が生じる。

得られた画像のうちの適当な二枚……例えば  $S_q, S_{-q}$  ……を用いてステレオ視を行ったり, 三枚 (以上) の画像…例えば  $S_q, S_0, S_{-q}$  の三枚…を  $S_q, S_0, S_{-q}, S_0$  …とサイクリックに動画表示を行ったりすることができる。これらの方法により立体視を行うことを試みた。

### 2.3 重み付け加算処理の原画

ここまでの説明では, マルチスライス SAS 法においても, 原画としては高度の  $T_2$  強調画像を用いるものとしたが, 今回我々は, 一般撮影でしばしば用いられている  $TE=120$  ms の  $T_2$  強調画像をそのまま流用し, これに対して重み付け加算を施す場合についても検討を行った<sup>5),6),7)</sup>。

なお使用した MRI 装置は, 東芝製 MRT-200/FX (1.5 T), 東芝製 MRT-50 A (0.5 T) であ

る。

## 3. 結 果

2 節で述べたマルチスライス SAS 法についての検討結果を述べる。

### 3.1 重み付け加算画像

#### 3.1.1 強い $T_2$ 強調画像を原画とした場合

Fig. 6 に典型的な例を示す。(a) の 6 枚のマルチスライス像は, MRT-200/FX (1.5 T) を用いて, SE (3000, 250), スライス厚 10 mm,  $256 \times 256$  マトリクス, 加算平均なしの条件で得たものである。

Fig. 6 (b) 中央の画像は (3) 式の  $d=75$  mm に対応する重み係数を用いて (2) 式の重み付け加算により得たものである。脳室を含む第 6 スライスの重み係数は第 1 スライスの 0.216 倍になっており, これにより, 脳室からの信号がある程度抑制された, 脳表面構造の見やすい画像が得られた。

#### 3.1.2 通常の $T_2$ 強調画像を原画とした場合

Fig. 7 は, MRT-200/FX (1.5 T) を用いて,

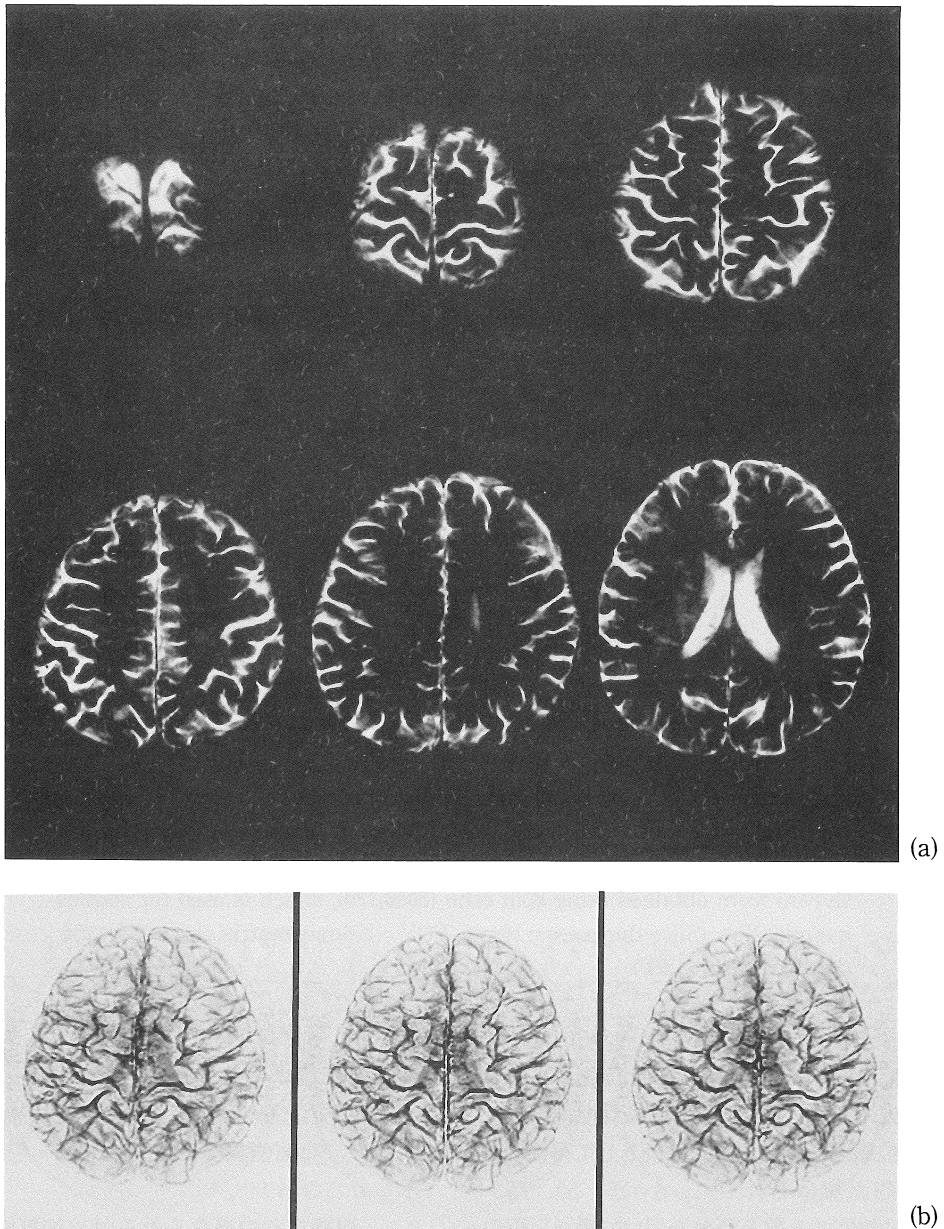


Fig.6. Example of multislice SAS images(normal volunteer).

(a) Original multislice images obtained using spin echo (3000,250).

(Slice thickness=10mm, FOV=256mm, matrix size=256×256, field strength=1.5T)

(b) Three surface structure images generated from six images shown in (a). Total slice thickness is 60mm. Angles of viewing direction are  $-5.7$ ,  $0.0$ ,  $+5.7$  degrees, respectively.

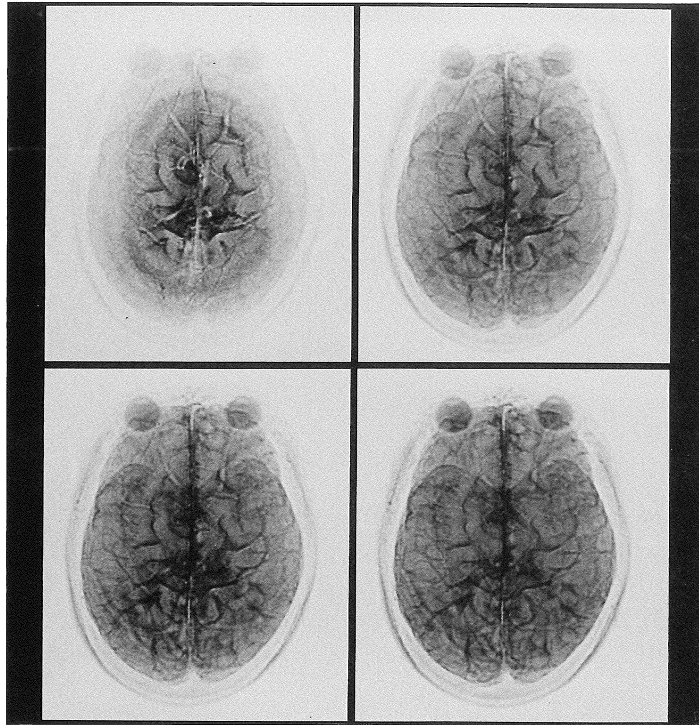


Fig.7. Examples of surface images with different weighting.

Surface images are generated from eight slices described below. Weighting coefficients are calculated using the formula (3). Parameters used are  $d=25\text{mm}$ ,  $d=50\text{mm}$ ,  $d=75\text{mm}$  and  $d=225\text{mm}$ . Original multislice images (not shown) were obtained using spin echo (3000,120), which is used for routine examination. (Slice thickness=10mm, FOV=256mm, matrix size=256×256, field strength=1.5T)

SE (3000, 120) , スライス厚 10 mm, 256×256 マトリクス, 加算平均なしの条件で得られた通常の軸位断  $T_2$  強調画像を原画として得たものである。四画像はそれぞれ,  $d=25, 50, 75, 225\text{ mm}$  に対応する重み係数を用いて得た。脳の表層のみを強調した画像から, 脳および眼球等の全体構造を示すものまでが, 重み係数の変更により得られた。

一方, 脳実質・軟部組織の信号抑制が不充分なため,  $TE=250\text{ ms}$  に比べて脳表面構造の描出能は劣った。

またこのとき, Fig.7 の第1, 第2 画像には等

高線状のパターンが見られた。

なお, Fig.6 (b) , Fig.7 とも, 視認性を増すため, 高域強調フィルター処理・白黒反転表示をおこなった<sup>1)</sup>。

### 3.2 視線方向の異なる重み付け加算画像

#### 3.2.1 ステレオ視による立体視

Fig.6 (b) の3 画像は, Fig.6 (a) のマルチスライス画像を原画として, (4) 式に従って加算処理方向を  $5.7$  度ずつ変えて作成した, 重み付け加算画像である。このうちの2 画像を用いてステレオ視を行うことにより, 充分な立体感が得られた。

ただし、頭頂部付近がフラットに見える現象が認められた。

### 3.2.2 視線方向の角度

上記の5.7度とはピクセルサイズ1mm、スライス間隔10mmの各スライス間で1ピクセルずつずらした角度  $\tan^{-1}(1/10)$  に相当するものである。(4)式の説明で述べたように、他の角度では一般に補間処理が必要で、得られた画像に若干のボケが認められた。

また、モニターやX線フィルム上でのステレオ視に関しては、通常の観察距離においては、7度前後の視差で自然な立体感・奥行感が得られた<sup>1)</sup>。

### 3.2.3 動画表示による立体視

さらに加算方向の異なる3枚以上の画像を左右に振る動画表示(シネ表示)を行うことも試みたが、この方法によっても十分な立体感が得られた<sup>7)</sup>。

## 4. 考 察

1987年、片田らは、脳表面構造を非侵襲的に直接画像化するSAS法を考案した<sup>2)</sup>。その後、この手法を実際の臨床に適用した結果が数多く報告され、その臨床的有用性が確認されている<sup>1),9)</sup>。その中で、脳表面構造のステレオ視による観察が、解剖学的把握の助けになることが指摘されている<sup>1)</sup>。

しかしながら、上記SAS法ではステレオ像を得るためには二回の撮影が必要であり、検査時間の延長が避けられなかった。マルチスライスSAS法は、ステレオ像を一回の撮影により得ることができる一手法であり、臨床的に意義深いものとする。今回の検討で、この手法には、他にも従来法にはない利点があることが確認された。一方でいくつかの問題点があることも明らかになった。

以下、項目ごとに順を追って考察する。

### 4.1 コイル、撮影方向の制約について

表面コイルの対称軸の方向と静磁場の向きは

垂直であるのが望ましい。このため表面コイルを使用するSAS法では撮影方向に制約がある。これに対しマルチスライスSAS法では、重み付け加算という後処理により表面コイルの感度分布に相当する効果を出すため、コイルに関する制約がなく、従って撮影方向にも制約が無い。

一方、従来のSAS法において、表面コイルの代わりに頭部用コイルを用いることで、頭頂像や脳底像を得る方法も報告されている<sup>1),8)</sup>。しかしながらこの場合には、表面コイルで得られる感度分布が利用できないため、深部構造の信号の重なりに対するスライス設定の許容範囲が狭くなる欠点がある。

### 4.2 重み付け加算について

3.1節で述べたように、重み係数の設定を変えたただけで、表層のみを強調した画像、深部まで含めた画像などが、容易に得られることが確認できた。本稿の対象はボランティアのみに限ったが、臨床例においては病変部の位置の違い(Fig. 8)や、病変部と脳表・脳室のどちらとの位置関係を知りたいのかという臨床目的等により、原画のマルチスライス像を参照しながら係数を設定し得るであろう。

この自由度の高さは、従来のSAS法にないも

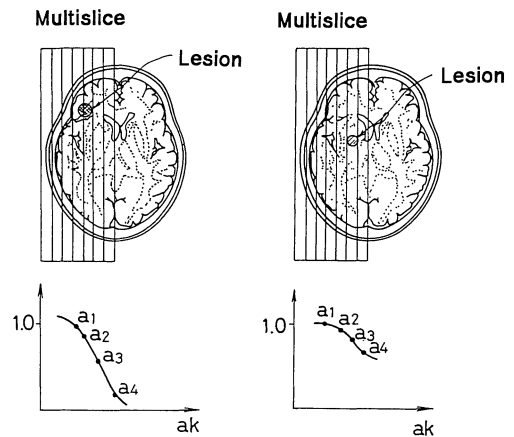


Fig.8. Typical choice of weighting corresponding to portion of a lesion.

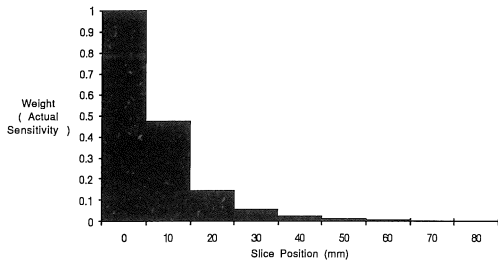


Fig.9. Actual "sensitivity distribution", used for the first image in Fig.7.(Parameter  $d=25\text{mm}$ , slice thickness= $10\text{mm}$ )

ので、マルチスライス SAS 法の利点の一つである。

しかしながら、3.1.2 で述べたように、Fig.7 の第1・第2画像には、隣接スライス間のつなぎめに対応した位置に等高線状のパターンのアーチファクトが見られた。これはマルチスライス SAS 法における“感度分布、が実際には階段状になっているためと考えられる。Fig.9 は、Fig.7 の第1画像に対する“感度分布、を示している。この例のように、脳実質部が十分に抑制されていない画像を原画とし、スライス間で大きさの異なる頭頂等の部分で重み係数を大きく変化させた場合に、アーチファクトは顕著に現われる。TE=250 ms の場合にも、階段状の“感度分布、の影響は同様にあるはずだが、加算像上での背景に当たる脳実質部の信号が十分に抑制されているので、上記のアーチファクトは特に認められなかった。

なお、従来の SAS 法における“感度分布、は、コイルの連続的な感度特性をそのまま利用しているので、このようなアーチファクトは発生し得ない。

アーチファクトを軽減させるには、原画のスライス厚をなるべく薄くすることの他に、マルチスライス法においても表面コイルを利用し、重み係数を一定値とする方法も考えられる。この場合、4.1 節で述べた本法の利点は失われるが、ステレオ視に関しては従来法に対し有利と

なる。これらについては、今後の検討課題としたい。

#### 4.3 視線方向の異なる重み付け加算画像

3.2 節で述べたように、視線方向の異なる加算像をもちいたステレオ視や動画表示により、立体視が可能であることが確認できた。この点は従来の SAS 法に対する利点の中でも最も大きなものと考えられる。

しかしながら一方で、3.2.1 で述べた頭頂部がフラットに見える現象が起こることが明らかになった。この原画像のスライス厚は、10 mm と厚めのものであり、上記現象はスライス方向の分解能の不足が引き起こすものと考えられる。というのは、頭頂部のように撮像面に接した方向の構造を持つ部分は、かなり広い部分が同一撮像面内に含まれ、この部分がステレオ視・動画表示などの立体視により同じ深さにあると認識されることになるからである。特に視点に近いこの部分は、重み付け加算により強調されていることもあり、浮き上がって感じられ、全体像も若干変形して見える場合がある。Fig.10 は、この様子を強調して示したものである。

この現象は、4.2 と同様に、スライス厚の薄い原画を用いれば軽減される。

#### 4.4 TE=120 ms を原画とした場合

Fig.6 に示すように、TE=250 ms では従来の SAS 像と同様な高いコントラストの脳表像が得られたが、予想されたように TE=120 ms では脳表面構造の描出能は十分とはいえなかった。実際、10 mm 厚の原画における脳脊髄液と脳実質間のコントラストは、TE=250 ms では10倍近くもあったものが TE=120 ms では3倍程度にまで低下している。また4.2 節で述べたアーチファクトの問題もある。

従って、TE=120 ms は脳表面構造描出のための撮影パラメータとして適当とは言えないが、一般臨床撮影で得られた脳表近くの断層像がある場合に、後からでも追加撮影をすることなく脳表面像が得られるので、付加的な情報として利用できる場合もあると思われる。



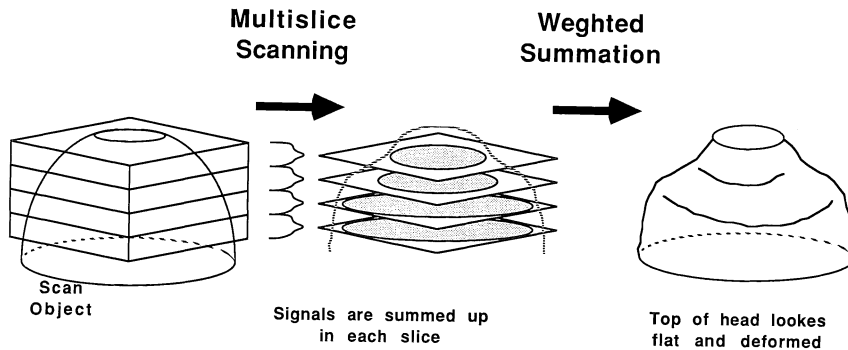


Fig.10. Deformation artifact in summation method.

Signal is integrated in each slice. Therefore, when slices are thick, the top part of head which is tangent to slice section looks deformed in the obtained image.

## 5. おわりに

MRI を用いた脳表面構造の撮像法の一手法として、マルチスライス像の重み付け加算により脳表面構造の画像を得る手法（マルチスライスSAS法）を考案し、この手法の基本的特性について検討した。この方法は、従来のSAS法と比較した場合の利点として、ステレオ視の容易さや重み係数の選択の自由度の高さ等が予測されたが、実際の画像においてそれらが確認された。また、原画のスライス厚が厚いときに、読影上注意すべき2、3の問題点があることが判明した。今後は手法の改良とともに、臨床への応用を検討していきたい。

本研究の要旨は、第13回日本磁気共鳴医学会大会（福岡）、第15回日本磁気共鳴医学会大会（岐阜）にて発表した<sup>3),7)</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, Vol.9No.3: 215-225(1989)

2) 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, Vol.7 No.S-2: 201(1987)

3) 町田好男, 萩原政幸, 片田和広, 他: 画像の重み付け加算法による脳表面構造の描出について. 日磁医誌, Vol.9 No. S-1: 155(1989)

4) 川村雅恭: 電気磁気学 -基礎と例題- p.181. (榊晃堂, 1974)

5) 國峯英男, 藤井卓, 畑中雅彦, 他: MRI脳表面構造描出画像の有効性. Neurologia medico-chirurgica, Abstract of the 48th Annual Meeting: 298,1989

6) Y. Machida, T. Fujii, K. Katada, et al.: Visualization of brain surface structures with conventional T<sub>2</sub>-weighted multisection MR Images: Radiology, Vol. 173(P) Supplement: 355,1989

7) 畑中雅彦, 藤井卓, 片田和広, 他: マルチスライスSASの撮影時間短縮について(2). 日磁医誌, Vol.10 No.S-1: 216(1990)

8) 片田和広, 竹下元, 安野泰史, 他: MR surface anatomy scanning(SAS)第2報:問題点とその対策. 日磁医誌, Vol.8 No.S-1: 143(1988)

9) 阿部守, 片田和広, 安倍雅人, 他: 大脳皮質下血管腫の手術アプローチにおけるMRI脳表描出法の有用性について. CT研究, 12(1) 15-20(1990)

10) K. Katada: MR imaging of brain surface structures: Surface anatomy scanning(SAS). Neuroradiology, Vol. 32: 439-448, 1990

## Visualization of Brain Surface Structures by Weighted Summation Technique Using Multislice MR Images

Yoshio MACHIDA<sup>1</sup>, Masahiko HATANAKA<sup>1</sup>, Masayuki HAGIWARA<sup>1</sup>,  
Hiroshi SUGIMOTO<sup>1</sup>, Tadatoki YOSHIDA<sup>1</sup>, Kazuhiro KAKADA<sup>2</sup>,

<sup>1</sup>*Nasu Works, Toshiba Corporation*  
*1385 Shimoishigami, Otawara-shi, Tochigi-ken 329-26*  
<sup>2</sup>*Fujita health university, School of Hygiene*

Surface anatomy scanning(SAS)technique which visualizes brain surface structures has been developed since 1987. In this paper, we propose a modified method called “multislice SAS” , which also generates such surface structure images, and has several advantages compared with conventional SAS technique.

The conventional SAS technique uses a very long echo time sequence (e. g. SE(3000,250)) with a thick slice and a surface coil to enhance CSF on the brain surface. Our modified technique also uses a long echo time sequence. But, added multislice images, each appropriately weighted,are used in stead of a thick slice and a surface coil.

Our basic studies have shown that this modified method has the following advantage : 1) Several surface images with slightly different summation directions are obtained,and they are used for stereographic display and cine display. This is very useful for visualizing the spatial relationship of brain surface structures. 2) By choosing appropriate weighting, we can obtain clinically legible surface images. 3) This technique does not require a surface coil. It means that flexibility of selecting imaging direction is high. 4) We can make a lot of modifications, because the original multislice images of weighted summation are arbitrary.

And we also clarify some limitation or disadvantages of this modified method.

In conclusion, we think that this technique is one of practical approaches for surface anatomy imaging.