

□原著論文□

MRI 頭部臨床画像における SNR 測定の検討
 —計測値への不均一性とモーションアーチファクトおよび撮像法の影響—

佐藤 吉海* 藤田 功** 佐々木 博***

抄 録

MRI 頭部臨床画像を対象に、同一 ROI 法と差分法による SNR 測定において、撮像法や ROI 内組織の不均一性およびモーションアーチファクトが SNR 測定値に与える影響について検討した。撮像法としては 2DFE 法, T₁ 強調 2DSE 法, T₂ 強調 2DFSE 法, および 3DFE 法を取り上げ、各撮像画像の白質領域内の前頭葉, 基底核, 後頭葉に左右計 16 個の ROI を設置し SNR を測定した。また、位相エンコード方向と周波数エンコード方向の無信号領域に設定した ROI の標準偏差を比較することでモーションアーチファクトの影響の検討を行った。その結果、SNR の計測値への不均一性、モーションアーチファクトの影響は、加算回数の増加によって SNR が大きくなるほど大きくなること、および、影響の大きさは撮像法によって異なることが明らかになった。特に、2DFSE および 3DFE では、SNR の高い画像を得るために加算回数を増加しても、モーションアーチファクトの影響が大きくなり、期待されるほど良い画質が得られないので注意が必要である。

キーワード：信号雑音比, 白質, 差分法, 同一関心領域法

Investigation on the SNR measurement in clinical brain MR images
 —The influence of tissue non-uniformity, motion artifact and
 imaging method on the measured value—

SATO Yoshiomi* FUJITA Isao** SASAKI Hiroshi***

Abstract

We investigated the influence of the imaging method, heterogeneity of tissues in the region of interest (ROI), and motion artifacts on the signal-to-noise ratio (SNR) of brain images obtained by MRI using the identical ROI and subtraction methods. We used 2D FE, T₁-weighted 2D SE, T₂-weighted 2D FSE, and 3D FE as the imaging methods, and we measured SNR by setting a total of 16 ROIs in the white matter area located in the right and left frontal lobes, basal ganglia, and occipital lobe of each image. The influence of motion artifacts was investigated by comparing the standard deviation of ROIs set in the no-signal region in the frequency-encoding direction with those in the phase-encoding direction. As a result, it became clear that the influence of motion artifacts and heterogeneity on measured SNR values increased as SNR increased with an increase in the number of excitations and that the extent of influence varied depending on the imaging methods. In particular, it should be noticed that even if the number of excitations is increased to obtain an image with high SNR in the 2D FSE and 3D FE imaging methods, the expected image quality may not be obtained because the influence of motion artifacts increases.

Keywords : SNR, White Matter, Subtraction Method,
 Identical Region of Interest(ROI) Method

受付日：2013年2月19日 受理日：2013年5月16日

*国際医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科 保健医療学専攻 放射線・科学分野 博士課程 2012年満了
 Division of Radiological Sciences, Doctoral Program in Health Sciences, Graduate School of Health and
 Welfare Sciences, International University of Health and Welfare (Certified for Completion of Credits in
 2012)

E-mail : yoshiomi@msh.biglobe.ne.jp

**さいたま市立病院 中央放射線科

Department of Radiology, Saitama City Hospital

***国際医療福祉大学 保健医療学部 放射線・情報科学科

Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences, International University of Health and
 Welfare

I. はじめに

Magnetic resonance imaging(MRI)におけるSignal-to-Noise-Ratio(SNR)測定は画像の評価に重要であり様々な方法の報告がされている¹⁻⁴⁾。MRI画像でのSNR測定法としては差分法, 同一関心領域(同一ROI)法, および, 空中雑音法が一般的である。MRIシステムの品質保証を目的にしたSNR測定用ファントム, SNR測定法, 測定に用いるROIサイズ等については米国医学物理学会(AAPM)のタスクグループのRonald R. Priceら⁵⁾の解説があり, そこではSNR測定法として同一ROI法と差分法の二つが取り上げられている。同一ROI法はROI内が均一であることが必要であるが, SNR解析の対象が臨床画像の場合, 均一領域が少ないことが同一ROI法適用の制約となる。一方, 差分法では差分によって不均一性が消去されることが必要なので, 使用される2枚の画像間に被写体の動きによる画像の位置ずれが無いことが必要である。また, 呼吸性移動や心臓・血管の拍動, あるいは装置の機械的振動などによる画像データ収集中の被写体の動きによるモーションアーチファクトがSNRを測定する組織上にも現れればその影響が同一ROI法にも差分法にも現れる可能性がある。

臨床画像でのSNR測定については小倉ら⁶⁾の研究があり, 同一ROI法は信号の不均一性の影響を受けるため可能な限り信号変化の少ないエリアにROIを設定すべきこと, 差分法はファントムでの差分法と同程度の雑音値が得られるが, 動きの影響には注意すべきこと, 同一ROI法の雑音値は差分法より大きくなる傾向があり, 最大15%程度大きくなることに留意すべきこと, また, ファントム実験の結果からピクセル数50程度にすれば同一ROI法でも安定したSNR測定が可能であることなど極めて重要な結果を示している。しかしながら, 組織の不均一性や画像データ収集中の被写体の動きによるモーションアーチファクトがSNR測定値に与える影響の加算回数依存性や撮像法依存性についての検討は全く報告さ

れていない。

そこで我々は, 頭部臨床画像の白質部を対象に, 組織の不均一性や被写体の動きによるモーションアーチファクトがSNR測定値に与える影響の加算回数依存性や撮像法依存性を明らかにすることを目的に, 複数の撮像法で加算回数を変えて撮像を行い, 詳細な検討を行った。また, モーションアーチファクトは主に位相エンコード方向に発生するので, モーションアーチファクトの検討に, 周波数エンコード方向と位相エンコード方向の無信号領域の画素値の変動を比較検討する手法を新たに導入した。

II. 方法

1. 使用機器および対象

実験には東芝社製MRIシステム1.5T Excelart XG, コイルはquadrature head coilを使用した。また, 画像データ収集にあたっては, 実験を行った筆頭著者が所属する施設の倫理委員会の承認を得た上で, 研究の主旨に同意を得た健常ボランティアの協力を得た。

2. SNRの測定対象領域の抽出

MRI装置で得られた画像を画像解析ソフトImage Jで読み込んだ。Image Jで読み込まれた画像データの各画素値は各画素値の大きさに対応して0~10,000の数値データになっている。この数値データで解析を行った。臨床画像を対象としたSNR測定で精度の高い計測をするには可能な限り均一な領域を選択する必要があるが, 頭部領域で比較的均一な領域は白質である。そこで, 灰白質, 脳脊髄液などから分離して白質領域のみを抽出するために, 数値解析ソフトウェアMATRIX LABORATORY(MATLAB)上で起動する統計解析ソフトStatistic Parametric Mapping(SPM)を利用した⁷⁻⁹⁾。SPMでは各画素の白質の確率が0から1の数値で示されるが, 今回は0.9以上の画素を白質として白質領域を抽出した。その上で, 抽出した白質領域の各画素

の値を元の画素値に変換し、SNR 測定に使用した。

3. SNR 測定用 ROI 位置と SNR の測定法

SPM で抽出された白質領域内に、ROI サイズ 7×7 画素の ROI を前頭葉領域、基底核領域、後頭葉領域のそれぞれの左右に 2 個、2 個、4 個ずつ、合計 16 個設置した。一般的な方法⁵⁾に従い、SNR 計測に用いる信号値は ROI 内の画素値の平均値、雑音値は同一 ROI 法では ROI 内の画素値の標準偏差、差分法では連続撮像した 2 枚の画像の差分画像の ROI 内の標準偏差を $\sqrt{2}$ で割った値とし、以下では、それぞれ、同一 ROI 法による SD、差分法による SD と記述する。画像上の画素値の解析であるため、雑音値、信号値共に単独では相対値である。加算画像も含めて各画像は、妥当な画像になるような画素値に変換されて表示されているが、表示される各画像の画素値のレベルは一定ではない。そのため各加算回数での画像の平均画素値を加算 1 回の平均画素値にあわせる規格化を行った上で雑音値を求め比較検討を行っている。SPM 判定による白質領域および白質上への ROI 設定の 1 例を図 1 に示す。

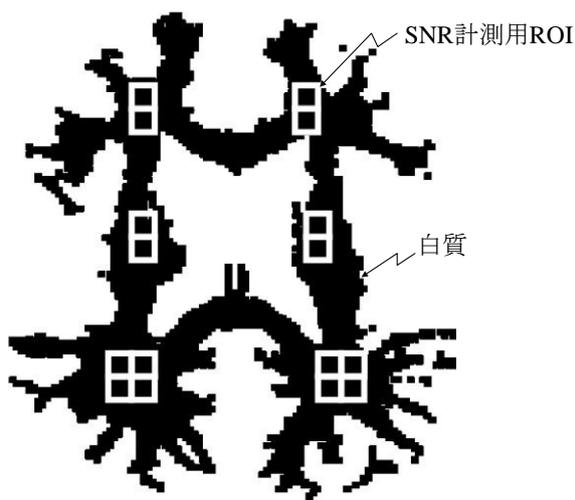


図 1 SPM 判定による白質領域および白質上への SNR 測定用 ROI の設置例

4. 無信号領域の検討

モーションアーチファクトは主に位相エンコード方向に現れる。したがって、位相エンコード方向と周波数エンコード方向で被写体が存在せず本来無信号であるべき領域を比較検討すればモーションアーチファクトに関する情報が得られると考えて、位相エンコード方向の無信号領域と周波数エンコード方向の無信号領域に 15×100 画素または 10×100 画素の ROI を設置し、双方の標準偏差を比較してモーションアーチファクトの影響について検討した。以下では無信号領域の標準偏差を無信号領域の SD と記述する。無信号領域の SD についても各加算画像の平均画素値を加算 1 回の平均画素値にあわせる規格化を行った上で求めている。

5. 撮像法

撮像法は一般的に使用されている、2次元フィールドエコー(2DFE)、 T_1 強調 2次元スピネコー(2DSE)、 T_2 強調 2次元ファーストスピネコー(2DFSE)、および、3次元フィールドエコー(3DFE)とした。測定結果への不均一性やモーションアーチファクトの影響は SNR の大きさにも依存すると考えられたので、SNR の値が変わるように各撮像法で加算回数を変えて撮像を行った。

各撮像法の主な撮像条件を表 1 に示す。

III. 結果

2DFE 画像の SNR の測定結果を図 2 に示す。図中に示されている SNR の理論値とは、加算 1 回における差分法の SNR を基準にして SNR が加算回数の平方根に比例する¹⁰⁾として計算した値である。差分法では算出された理論値にほぼ等しい加算回数依存性を示した。一方、同一 ROI 法は SNR が 10 程度では差分法と等しいが、加算回数が大きくなり SNR が大きくなるにしたがって次第に差分法との差が大きくなっていく傾向を示した。図 3 は、無信号領域の SD の測定結

表 1：実験対象とした撮像法と撮像条件

撮像法	TR (ms)	TE (ms)	FOV _x (mm)	FOV _y (mm)	FOV _z (mm)	d (mm)	N _x	N _y	N _z	n	α (°)	N _{ex}
2DFE	14	5	230	230	—	4	224	224	—	7	30	1,2,4,9,16
2DSE	300	5	230	230	—	2	224	224	—	11	90	1,4,8
2DFSE	3000	100	250	250	—	2	224	224	—	15	90	1,4,8
3DFE	13.5	5.5	250	250	30	—	224	224	15	—	30	1,4,16

TR：繰り返し時間，TE：エコー時間，FOV_x：x方向の視野幅，d：スライス厚
 N_x：x方向マトリックス数，n：マルチエコー数，α：フリップ角，N_{ex}：加算回数

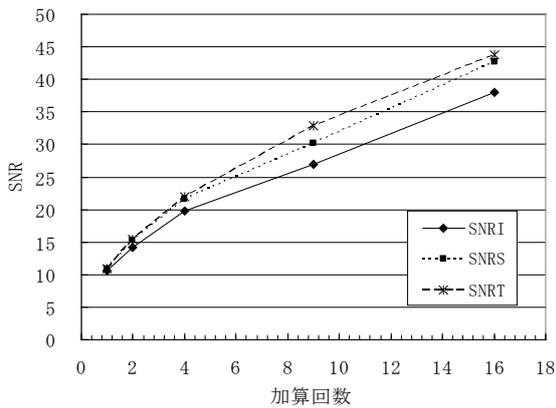


図 2 2DFE 画像における SNR の加算回数依存性
 SNRI: 同一 ROI 法 SNR, SNRS: 差分法 SNR,
 SNRT: 差分法の加算 1 回の値を基準に理論的
 加算回数依存性想定した SNR の計算値.

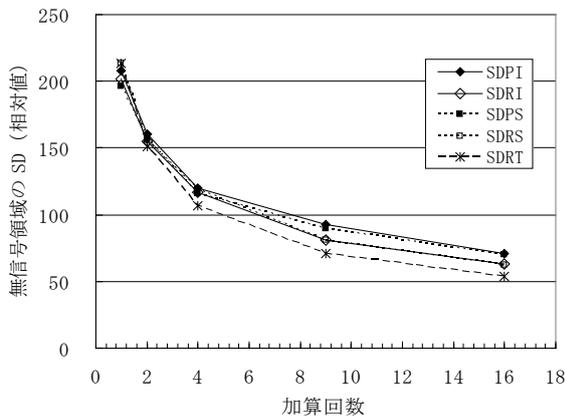


図 3 2DFE 画像における無信号領域の SD の加算回数依存性

SDPI：同一 ROI 法による位相エンコード方向無信号領域の SD，SDRI：同一 ROI 法による周波数エンコード方向無信号領域の SD，SDPS：差分法による位相エンコード方向無信号領域の SD，SDRS：差分法による周波数エンコード方向無信号領域の SD，SDRT：加算 1 回の周波数エンコード方向の SD を基準に理論的加算回数依存性想定した SD の計算値，差分法の SD は差分画像の標準偏差を $\sqrt{2}$ で割った値。

果である。図 3 の理論値は加算 1 回における周波数エンコード方向の無信号領域の SD を基準に加算回数の平方根に逆比例するとして計算した値である。一般に信号は加算回数に比例して増加し、雑音は加算回数の平方根に比例して増加するが、図 3 の無信号領域の SD は加算回数が増えると減少している。これは、II 方法で説明したように、各加算回数の平均画素値を加算 1 回の平均画素値と同じになるように規格化しているためである。無信号領域の SD は理論に近い加算回数依存性を示しているが、加算回数が増えるにしたがって同一 ROI 法、差分法共に位相エンコード方向の無信号領域の SD が周波数エンコード方向の無信号領域の SD よりやや大きくなる傾向を示し、加算 16 回での差はおよそ 10%であった。

T₁ 強調 2DSE 画像の SNR の測定結果を図 4、無信号領域の SD の測定結果を図 5 に示す。加算 1 回では同一 ROI 法と差分法の SNR に差は無いが加算回数が 4 回、8 回と増えるにしたがって僅かな差が生じ、同一 ROI 法の SNR が差分法の SNR よりやや小さい値を示した。一方、無信号領域の SD は、同一 ROI 法、差分法で差があまり無く理論的に予測される加算回数依存性を示した。ただし、SNR が 25 以下と低い範囲であった。

T₂ 強調 2DFSE 画像の SNR の測定結果を図 6 に示す。加算回数 1 回で SNR10~15 付近でも同一 ROI 法および差分法の SNR にかなり差があり、

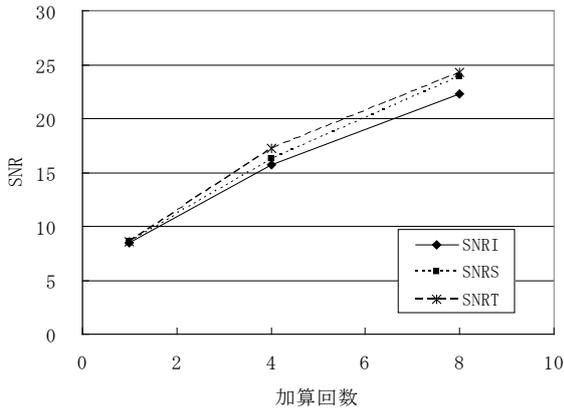


図4 2DSE 画像における SNR の加算回数依存性
SNRI, SNRS, SNRT, は図2と同じ。

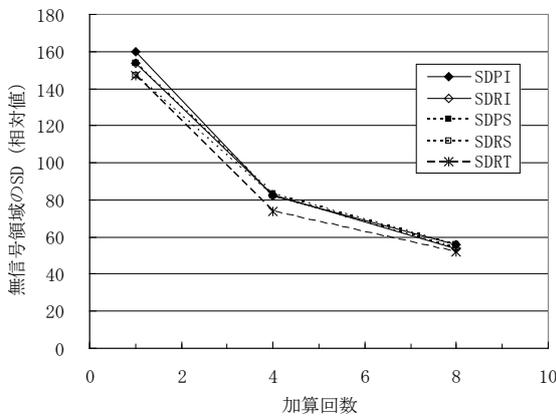


図5 2DSE 画像における無信号領域の SD の加算回数依存性
SDPI, SDRI, SDPS, SDRS, SDRT は図3と同じ。

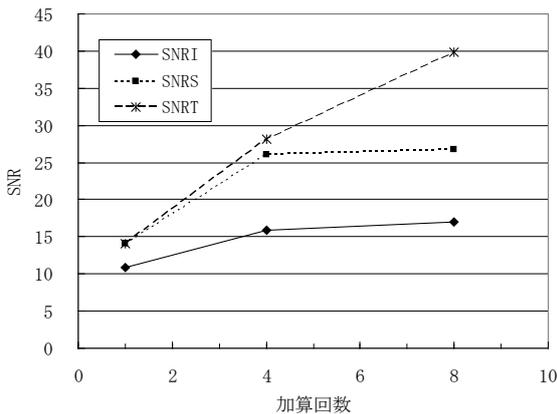


図6 2DFSE 画像における SNR の加算回数依存性
SNRI, SNRS, SNRT, は図2と同じ。

同一 ROI 法の SNR は差分法の SNR のほぼ 80% であった。加算回数 8 回では同一 ROI 法, 差分法共に理論的に予測される SNR から大きく外れる結果となった。図 7 に示した無信号領域の SD を見ると, 同一 ROI 法と差分法のいずれも, 周波数エンコード方向の SD は理論的な加算回数依存性に一致したが, 位相エンコード方向は理論的な加算回数依存性から大きく外れる結果となった。図中には加算 8 回の画像の無信号領域を見るために, 画素値が 0~150 の画素を黒, 150~300 をグレー, 300 以上を白としてマッピングした画像を添付してあるが, 周波数エンコード方向 (この画像では横方向) に頭部組織がかからない無信号領域の画素の殆どが黒でマッピングされる低画素値なのに対し, 位相エンコード方向に頭部組織が存在する無信号領域にはグレーや白のやや画素値レベルが高い画素がランダムに多数存在している。これは画素値の高い頭部組織を発生源として位相エンコード方向に発生するランダムなモーションアーチファクトの影響と考えられる。なお, この画像では画素値が 300 以上の画素は白でつぶれているために頭部組織の画素値の分布が分からないが, 白質内 ROI の平均画素値は 2550 であった。

3DFE 画像の SNR 測定結果を図 8 に示す。加算回数 1 回では同一 ROI 法と差分法はほぼ同じ SNR であったが, 加算回数の増加に伴い双方の差が大きくなり, 加算 16 回では加算 1 回の差分法の SNR を基準に算出された SNR の理論値から大きく外れた。また, 図 9 に示した無信号領域の SD は, 加算回数の増加に伴い, 位相エンコード方向の SD と周波数エンコード方向の SD の差が大きくなっていく結果となった。

IV. 考察

2DFE 法, 2DSE 法, 3DFE 法では SNR が 10 ~20 程度と低い範囲では同一 ROI 法と差分法による SNR 計測値に大きな差異は見られない。これは, 白質組織の不均一性による ROI 内の画素

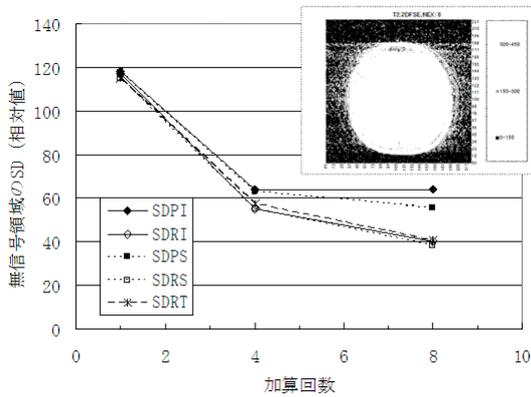


図7 2DFSE画像における無信号領域のSDの加算回数依存性とモーションアーチファクトのマッピング画像

SDPI, SDRI, SDPS, SDRS, SDRTは図3と同じ。右上の画像は加算8回の画像の画素値が0~150の画素を黒、150~300をグレイ、300以上を白でマッピングした画像。

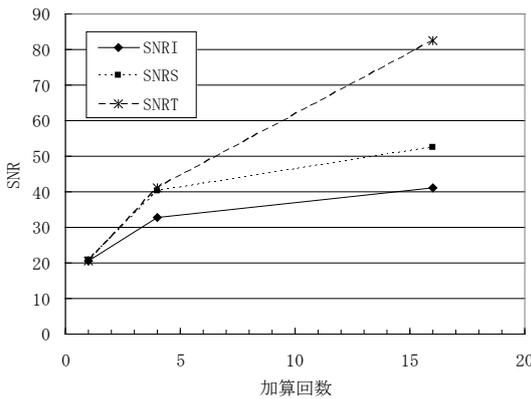


図8 3DFE画像におけるSNRの加算回数依存性
SNRI, SNRS, SNRT, は図2と同じ。

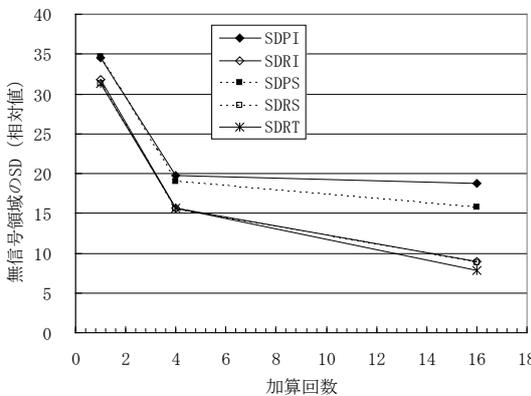


図9 3DFE画像における無信号領域のSDの加算回数依存性
SDPI, SDRI, SDPS, SDRS, SDRTは図3と同じ。

値の変動が本来の雑音による変動に比べて小さいからと考えられる。一方、2DFSE法では加算1回でSNRが10~15と小さいにも関わらず、同一ROI法によるSNRは差分法によるSNRよりかなり小さくなっている。これは、白質組織の不均一性による画素値の変動が本来雑音による変動に対して無視できない大きさになっていることを意味しており、白質組織内の信号の不均一性が撮像法に依存していることを表していると考えられる。言い換えるとT₂強調FSE画像では他の撮像法による画像より白質組織が不均一に描写され、それがSNR測定における同一ROI法と差分法の差を大きくしていると考えられることができる。

次に、加算回数が増加した場合のSNRの変化に着目すると、いずれの撮像法でも、加算回数の増加にしたがって差分法と同一ROI法のSNRの差が大きくなっていく傾向を示している。そして、2DFE法の差分法SNRがほぼ理論的に予測される加算回数依存性を示すのに対して、2DFSE法、3DFE法では差分法のSNRでも、加算回数の増加にしたがって、理論的に予測されるSNRから次第に乖離して行く傾向を示している。被写体が均一でなくとも正しいSNRが計測できることが差分法のメリットであるが、それには差分される2枚の画像間に被写体の動きによる画像の位置ずれが無いことが必要である。臨床画像は一般にファントムのような均一性は無いので画像の位置ずれが問題になる。そこで、画素値が急激に変化する脳室辺縁の画素値の分布を各画像で比較したところ、画像の位置ずれはROIの大きさに対して十分小さいことが確認できた。その一例を図10に示す。図10は画像データの収集時間が長く、被写体の動きが影響しやすいと考えられる2DFSE法の加算8回の差分に使用した2枚の画像について、脳室を横断および縦断するライン上の画素値の分布を示したものであり、◆が1枚目の画像、□が2枚目の画像である。この分布からはモーションアーチファクトの原因となる

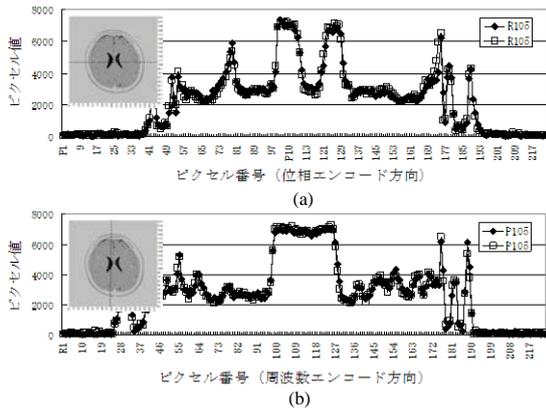


図 10 差分する 2 枚の画像の同一ライン上の画素値の分布例 (2DFSE, 加算 8 回の場合)
 (a) 脳室を横断する位相エンコード方向のライン(R105)上の画素値の分布
 (b) 脳室を縦断する周波数エンコード方向のライン(P105)上の画素値の分布
 —◆—は 1 枚目の画像, —□—は 2 枚目の画像
 図中の画像はグラフに対応した脳室を横断および縦断するラインを示している。

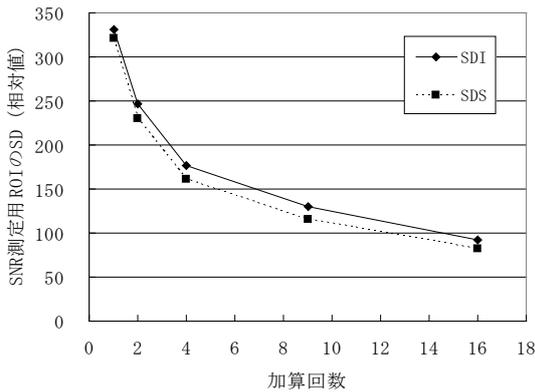


図 11 2DFE 画像における各 ROI の SD の加算回数依存性
 SDI : 同一 ROI 法による SD, SDS : 差分法による SD (差分画像の SD の $1/\sqrt{2}$)

各々の画像データ収集中の被写体の動きは分からないが、差分法での SNR 低下の原因となる 2 枚の画像間での画像の位置ずれは確認できる。2 枚の画像を比較すると位置ずれは殆ど認められない。したがって、画像の位置ずれの影響は殆ど無いと考えると、差分法の SNR が理論的予測からずれる原因として残るのはモーションアーチファクトである。位相エンコード方向と周波数エンコード方向の無信号領域の SD を見ると 2DFSE 法, 3DFE 法では加算回数が大きくなるにしたがってそれらの差異が大きくなっており、

無信号領域と同じように組織上にもモーションアーチファクトが重畳され、これが SNR を劣化させていると考えることができる。2DSE 法, 3DFE 法で無信号領域の SD の差が特に大きくなるのは、撮像時間が長いとモーションアーチファクトが発生しやすいということに関係していると推測される。以下では影響が考えられる組織の不均一性とモーションアーチファクトを取り上げて具体的に且つ数値的に検討する。

図 2 に示した 2DFE 法では差分法の SNR はほぼ理論的に予測される加算回数依存性を示し、同一 ROI 法の SNR は加算回数が多くなるにしたがって差分法よりも小さな SNR になっている。図 11 に図 2 の SNR の元になった同一 ROI 法と差分法の SD の加算回数依存性を示したが、差分法の SD は理論的に予測される加算回数依存性を示し、同一 ROI 法の SD は常に差分法の SD より大きくなっている。

今、同一 ROI 法による SD を SD_I 、差分法による SD を SD_S 、不均一性に起因する SD を SD_U とする。図 3 の無信号領域の SD を見ると同一 ROI 法と差分法で差が無いのでモーションアーチファクトの影響は無いものとして、同一 ROI 法の SD と差分法 SD の差異は不均一性に起因すると考えると、 SD_U は

$$SD_U = \sqrt{SD_I^2 - SD_S^2} \quad (1)$$

と近似できる。(1)式を用いて、加算 1 回の SD_I と SD_S から SD_U を求め、これを SD_{U1} とする。組織の不均一性による SD は加算回数に依存しないと考えられる。したがって、加算 1 回で求めた SD_{U1} と、加算回数 2 回以上での差分法 SD の実験値を用いて、差分法による SD に不均一性に起因する SD が加わった場合の SD の推定値を求めることができる。これを SD_{SU} とすると、

$$SD_{SU} = \sqrt{SD_S^2 + SD_{U1}^2} \quad (2)$$

となる。ROI の平均画素値を S とすると、差分法の SD に不均一性の影響を加味して推定される SNR は次のようになる。

$$SNR_{SU} = S/SD_{SU} \quad (3)$$

同一ROI法のSNRは不均一性が影響しているので、加算回数 2 回以上について (3) 式で推定されたSNRは同一ROI法のSNRを推定するものとなり、実測の同一ROI法SNRに近いことが期待される。実測SNRに推定SNRを加えた結果を図12に示す。加算2回から9回までの推定SNRは実測の同一ROI法SNRにかなり良く一致した。以上から、今回、加算回数を変化させた画像でSNRを定量的に検討したことにより、2DFE画像での同一ROI法と差分法のSNR測定値の差の主な原因はROI内の不均一性の影響であることが確かめられたが、さらに、不均一性による変動は加算回数に依存しないため、加算回数が多くなって本来の雑音による変動が小さくなるにしたがって組織の不均一性が同一ROI法のSNR測定値与える影響が次第に大きくなり差分法のSNRとの差が大きくなっていくことが新たに示された。図6に示した2DFSE法のSNRは加算回数8回の差分法SNRが、加算1回のSNRから理論的に期待される加算回数依存性から大きく乖離している。図7に示した無信号領域のSDを見ると、周波数エンコード方向のSDがほぼ理論的に予測される加算回数依存性を示しているのに対して位相エンコード方向では理論的

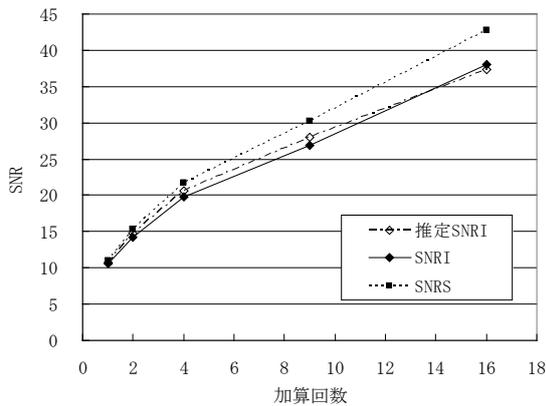


図12 2DFE画像における同一ROI法の不均一性の影響推定

推定SNRI: 加算1回の差分法と同一ROI法のSDの違いから算出した不均一性によるSDと差分法のSDとから推定した同一ROI法のSNR. SNRI, SNRSは図2と同じ。

に予測されるSDよりもかなり大きなSDになっている。位相エンコード方向と周波数エンコード方向の無信号領域のSDに違いが出るのは位相エンコード方向に出現するモーションアーチファクトによる変動が本来の雑音による変動に重畳されることが原因と考えられる。実際のモーションアーチファクトは必ずしも均一ではないが、仮に組織上にも無信号領域と同様なランダムなモーションアーチファクトが重畳されると考えて、組織内ROIにおけるSDは本来の雑音による変動にモーションアーチファクトによる変動が重畳されたものとして検討する。この仮定の下で、組織内ROIのSDはモーションアーチファクトが重畳された位相エンコード方向の無信号領域のSDに比例し、モーションアーチファクトが無かった場合の本来雑音によるSDは周波数エンコード方向の無信号領域のSDに比例するものと扱う。位相エンコード方向の無信号領域のSDをSD_P、周波数エンコード方向の無信号領域のSDをSD_R、モーションアーチファクトの影響のあるSN_RをSN_M、モーションアーチファクトの影響のない本来のSNRをSN_{Ri}とすると、

$$SNR_M = SNR_i (SD_R / SD_P) \quad (4)$$

となる。図13は図6の加算1回における差分法のSNRを基準にして加算回数の平方根に比例す

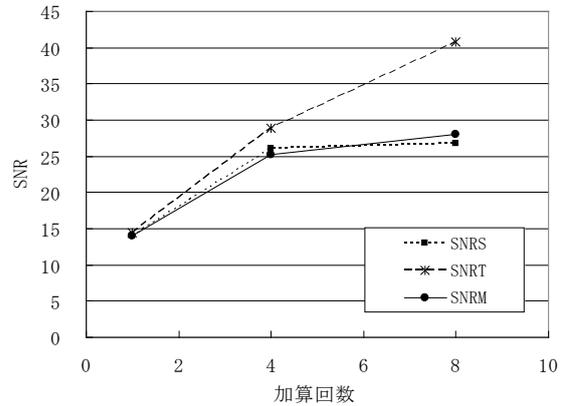


図13 2DFSE画像における差分法のモーションアーチファクトの影響推定

SNRM: 周波数エンコード方向の無信号領域のSDと位相エンコード方向の無信号領域のSDの比とSNRTとからモーションアーチファクトの影響を加味して推定したSNR. SNRS, SNRTは図2と同じ。

るとして計算した SNR を SNR_I とし, SD_R , SD_P は図 7 に示した実測値を用いて, モーションアーチファクトの影響が加わった SNR_M を (1) 式より求めた結果を差分法の実測値とあわせて示したものである. 推定値は実測値と同じような傾向で理論的な加算回数依存性から外れており, SNR が理論的な加算回数依存性から乖離した主な原因はモーションアーチファクトであることを示している.

V. 結論

MRI 頭部臨床画像の白質部を対象に 2DFE 法, 2DSE 法, 2DFSE 法, 3DFE 法で, 各々につき加算回数を変えて, 同一 ROI 法と差分法による SNR について詳細に検討した. その結果, 不均一性およびモーションアーチファクトの影響は, 加算回数の増加によって SNR が大きくなるほど大きくなること, および, 影響の大きさは撮像法によって異なることが明らかになった. 同一 ROI 法と差分法の SNR の差も撮像法に依存しており, T_2 強調 FSE 法では SNR が 10 程度でも同一 ROI 法と差分法の SNR の差が大きいことから, T_2 強調 2DFSE 法では他の撮像法に比べ白質組織の不均一性がより顕著に画像上に現れていることが分かった. また, 1 枚の画像データの収集時間が短い 2DFE 法の差分法 SNR は SNR が 40 程度までモーションアーチファクトの影響は小さく, ほぼ理論的な加算回数依存性を示した. 一方, データ収集時間の長い 2DFSE および 3DFE で加算回数が多い場合は SNR の理論的な加算回数依存性からの低下が顕著で, その原因はモーションアーチファクトと考えられた. したがって, これらの撮像法では, SNR の高い画像を得るために加算回数を増加しても, モーションアーチファクトの影響が大きくなり, 期待されるほど良い画質が得られないので注意が必要である.

引用文献

- 1) 日本放射線技術学会〔編〕. MR 撮像技術. 放射線医療技術学叢書(18). 京都:日本放射線技術学会 2000:213-215
- 2) 宮地利明. デジタル時代の画像評価の基礎と応用-MRI の画像評価. 日放技学誌 2002;58(1):40-48
- 3) 小倉明夫, 宮井明, 前田富美恵ら. MR 画像の SNR 測定に関する基礎的検討. 日放技学誌 2003;59(4):508-513
- 4) Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, et al. Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging. Radiology 1989;173 (1):265-267
- 5) Ronald R. Price, Leon Axel, Tommie Morgan, Robert Newman, et al. Quality assurance method for and phantom for magnetic resonance imaging: Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No.1. Med. Phys 1990;17(2):287-295
- 6) 小倉明夫, 宮地利明, 小林正人ら. 臨床 MR 画像における SNR 測定法に関する考察. 日放技学誌 2007;63(9):1099-1104
- 7) Kohn MI, Tanna NK, Herman GT, et al. Analysis of brain and cerebrospinal fluid volume with MR imaging: Part1: Methods, reliability, and validation. Radiology 1991;178 (1):115-122
- 8) Ishii Kazunari, Soma Tsutomu, Kono Atsushi, et al. Comparison of regional brain volume and glucose metabolism between patients with mild dementia with lewy bodies and those with mild alzheimer's disease. The Journal of Nuclear Medicine Radiology 2007;48(5):704-711
- 9) 石井一成, 相馬努. 脳 MRI・核医学画像統合自動脳定量解析ソフトの開発・臨床応用. Innervision 2009;24(2):101-105
- 10) Allen D. Elster, Jonathan H. Burdette. (荒木力監訳). MRI「超」講義. 第 2 版. 東京:メディカル・サイエンス・インターナショナル 2003:102-103