

臨床 MR 画像を対象とした SNR 測定法の検討 —同一関心領域法における SD map の補正法の開発—

林 則夫[†], 峰広 香織[†], 作田 啓太[†], 宮地 利明^{††},
真田 茂^{††}, 鈴木 正行^{††}, 松浦 幸広[†], 河原 和博[†], 山本 友行[†]

[†]金沢大学附属病院放射線部 〒920-8641 石川県金沢市宝町 13 番 1 号

^{††}金沢大学医薬保健研究域保健学系 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11 番 80 号

(2008 年 8 月 7 日受付, 2009 年 1 月 26 日最終受付)

Measurement of Signal-to Noise Ratio in clinical MR images —Development of correction method of SD map using the identical ROI method—

Norio HAYASHI[†], Kaori MINEHIRO[†], Keita SAKUTA[†], Toshiaki MIYATI^{††},
Shigeru SANADA^{††}, Masayuki SUZUKI^{††}, Yukihiko MATSUURA[†], Kazuhiro KAWAHARA[†], Tomoyuki YAMAMOTO[†]

[†]Kanazawa University Hospital, 13-1 Takara-machi, Kanazawa, 920-8641, Japan

^{††}Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University, 5-11-80
Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, Japan

(Received on August 7, 2008, In final form on January 26, 2009)

Abstract : Signal-to-Noise ratio (SNR) is an important quantity factor used to describe the performance of a magnetic resonance (MR) imaging. However, it is difficult to measure accurately the SNR in clinical parallel MR images. This study is to develop a SNR measurement method using a modified identical region of interest (ROI) technique in clinical parallel MR images. Phantom experiments were performed on a 1.5 and 3.0 Tesla MRI machine to compare three different methods of SNR measurements. We also performed SNR measurements in clinical cases. The method is consisted of the following four steps: 1) Calculation of standard deviation (SD) map 2) Edge detection and removal on SD map 3) Interpolation of the removed edge region 4) Calculation of SNR map using the interpolated SD map. Our developed method were approximately consistent with those of other SNR measurement methods in both phantom and clinical images. In addition, the results of our developed method could measure the SNR in the edge region in parallel MR images. Our method makes it possible to simply and accurately analyze SNR of the clinical parallel image with a single scan.

Key words : MRI, SNR, Parallel Imaging, identical ROI method, edge interpolated

1. 緒言

MR 画像の評価法として, 信号雑音比 (Signal-to-Noise Ratio: SNR) の測定が最も一般的に用いられている. SNR は撮像パラメータの設定やその他の要因によって変化しやすく, その変化の程度は診断能と良く相関するからである. MR 画像における SNR の測定に関しては, すでにさまざまな方法が報告されている[1-4].

これまでは空中雑音法が一般的に用いられていた[2]. しかし, パラレル MRI の普及により, フェイズドアレイコイルを利用した感度補正を伴う撮影が増加している. パラレル MRI もしくは感度不均一処理を行った画像においては, 雑音が位置によって異なる[5, 6]. よって, 空中雑音法を利用した SNR 測定法は利用できない[6-8]. そのため, SNR 測定においては差分法または同一関心領域 (Region of interest: ROI) 法が利用されている. 差分法とは, 同一条件で2回撮像を行い, どちらか一つのファントム内の関心領域内の平均信号値と 2 回の画像の差分画像での同一位置の関心領域内の標準偏差から測定する方法である[4].

ファントムのように 2 回同一条件で撮像可能な場合, 差分法を用いることで, パラレル MRI の SNR 測定が可能であることがすでに報告されている[4, 10]. 同一条件で 2 枚以上の画像取得が可能な場合は, 差分法が測定誤差も少な

く有用である[10]. しかし, 臨床画像において, 同一条件で 2 枚の画像を取得することは困難である. よって, 同一条件で 2 枚の画像取得が困難な場合は, SNR の測定には同一 ROI 法を用いるほかない.

一方, 同一 ROI 法を用いて SNR を測定する場合, 測定する ROI 内にエッジ成分が含まれていると, 信号値の標準偏差から正確な雑音値を測定できない. したがって, エッジ領域に ROI を設定することができないが, 臨床画像では, エッジを含む領域が非常に多いため, SNR を測定可能な領域が少なくなる.

そこで本研究の目的は, ファントムのように同一条件で 2 回の撮像が困難な臨床画像において 1 回の撮像で SNR の測定法を開発することである. われわれは, 同一 ROI 法をもとにエッジによる SD 値への影響を抑制した SNR 測定法を開発した. この手法と従来の差分法および同一 ROI 法を用いて, ファントムおよびボランティアの MR 画像を対象に SNR を測定し, 提案手法の精度および有用性を検討した.

2. 方法

2.1 対象および使用機器

MR 装置は General Electric Healthcare 社 Signa Excite

HDx 1.5 T, 3.0 Tを使用した。対象は、ファントム画像と健常ボランティア（男性1名（1.5 Tおよび3.0 T 頭部 MR 画像）、女性1名（1.5 T 腹部 MR 画像）、23-28 歳、平均 25.5 歳）の MR 画像である。ファントムは直径 15 cm の円柱状ファントム（硫酸ニッケル溶液：3.328g/L±0.05g）である。ファントムは、マグネット内に 5 分以上放置して、ファントム内の溶液の流動がなくなった後に撮影した。ファントムの撮影には頭部用の 8 チャンネルの Phased Array Coil (PAC) および Quadrature Coil (QDC) を用いた。また、パラレルイメージングである Array Spatial Sensitivity Encoding Technique (ASSET) は利用せず、感度補正のみ利用した。ファントム撮影では Spin Echo (SE) 法を用いたために、ASSET が利用できなかったためである。感度補正は 1.5T では Phased Array Uniformity Enhancement (PURE)、3.0 T では Surface Coil Intensity Correction (SCIC) を利用した。ボランティアには、本研究の趣旨を十分に説明し、理解と同意を得た。ボランティアの撮像は、頭部または腹部を対象とし、撮像条件は臨床画像の撮像と同様である。頭部では、ASSET は利用せず感度補正のみ利用して、8 チャンネルの PAC を用いて 3.0 T の MR 装置で撮像した。腹部では ASSET および感度補正を利用して、12 チャンネルの PAC を用いて 1.5 T の MR 装置で撮像した。ファントムはブラーなどのアーチファクトによる影響を受けないように SE 法を用いて以下の条件で撮像した：繰り返し時間 600 ms, エコー時間 10 ms, スライス厚 5 mm, スライス間隔 1.5 mm, マトリクス 256×256, 撮像視野 20×20 cm, 撮像加算回数 1 回, バンド幅 31.25 kHz. また、臨床画像の撮像条件は高速 SE 法を用いて以下の条件で撮像した：(Brain T 2 WI) 繰り返し時間 4000 ms, エコー時間 100 ms, スライス厚 5 mm, スライス間隔 1.5 mm, マトリクス 256×256, 撮像視野 20×20 cm, 撮像加算回数 1 回, バンド幅 31.25 kHz, (Abdomen T 2 WI) 繰り返し時間 6700 ms, エコー時間 90 ms, スライス厚 6 mm, スライス間隔 1.5 mm, マトリクス 256×256, 撮像視野 32×32 cm, 撮像加算回数 2 回, バンド幅 41 kHz, (Abdomen in phase) 繰り返し時間 165 ms, エコー時間 4.4 ms, スライス厚 6 mm, スライス間隔 1.5 mm, マトリクス 256×256, 撮像視野 32×32 cm, 撮像加算回数 1 回, バンド幅 41 kHz, ASSET factor 2.0. いずれの条件においても zero-fill interpolation は使用していない。また、同一条件の画像においてはレシーブゲインを一定にして撮像した。

2.2 提案するエッジ補間同一 ROI 法

我々の提案するエッジ補間同一 ROI 法は、基本的には同一 ROI 法を用いている。同一 ROI 法は以下の式で定義されている。 m, n は SNR 測定の ROI のサイズ, $img(i, j)$ は入力画像である。ROI サイズは、統計的変動を避けるために 7×7 とした[10]。

$$SNR(i, j) = \frac{\frac{1}{m \times n} \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n img(i, j)}{\sqrt{\frac{1}{m \times n} \sum_{k=1}^m \sum_{l=1}^n \left(\left(img(i, k) - \frac{1}{m \times n} \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n img(i, j) \right)^2 + \left(img(i, l) - \frac{1}{m \times n} \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n img(i, j) \right)^2 \right)}} \quad (1)$$

対象画像のすべての画素において、SD 値および平均値を求めることで、各画素の SNR を測定できる。すべての画素の SNR を画像化したものを SNR map と呼ぶ。パラレ

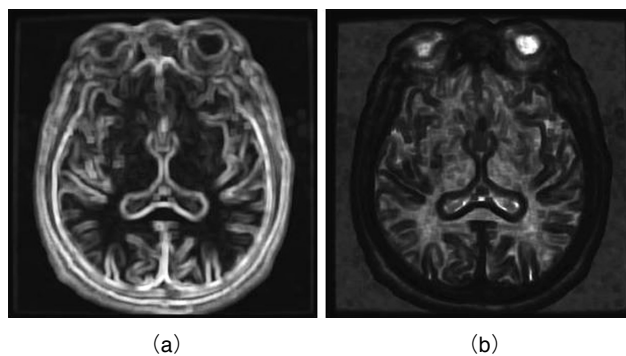


Fig.1 SD map and SNR map on clinical brain MR image
(a) SD map
(b) SNR map using identical ROI technique

ル MRI において、局所的な SD の変動や、エッジ領域による影響があるため、SNR の値を画像化することが推奨されている[11]。臨床画像で推奨されている同一 ROI 法を用いた SD map (a) と SNR map (b) の一例を Fig.1 に示す。この図より、エッジ領域は SD map で高信号となり、SNR map では、エッジの部分は低信号となる。このエッジ領域の SNR の値は、真の SNR の値を示していない。これはエッジ成分により SD 値が高くなったためである。したがって、我々は SD map からエッジ領域を削除し、削除した領域を周辺の SD 値から補間してバックグラウンドの SD 値を推定した。削除したエッジ領域は、SD 画像から求めた閾値以上の領域である。閾値は、SD 画像から値を変化させながら視覚的に決定した。補間された SD map は、エッジ領域以外の SD 値から SD map 全体に対して最小 2 乗法を用いて 3 次の多項式で曲面近似して求めた。補間画像 $g(x, y)$ は以下の式で表すことができる。

$$g(x, y) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 a_{ij} x^i y^j \quad (2)$$

Fig.2 に原画像 (a), SD map (b), エッジ領域を削除した SD map (c), エッジ領域を補間した SD map (d) およびを示す。補間された SD map を用いることで、エッジ領域による SD 値の変動を抑制した SNR map を作成できる。我々の提案するエッジ補間 SNR の式を以下に示す。 m, n は SNR 測定の ROI のサイズ, $img(i, j)$ は入力画像, $sd(i, j)$ は補間された SD map である。

$$SNR(i, j) = \frac{\frac{1}{m \times n} \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n img(i, j)}{sd(i, j)} \quad (3)$$

2.3 従来法との比較

エッジ補間同一 ROI 法と従来法（差分法, 同一 ROI 法）によって得た各 SNR map を用いて、局所の SNR の差異を比較した。統計的な検定には、Repeated ANOVA で分散分析を行い、さらに Bonferroni ポストテストによる多重比較を行った。

3. 結果

1.5 T および 3.0 T の MR 装置で得られたファントム画像を対象にしたエッジ補間同一 ROI 法 (a), 差分法 (b) 及び同一 ROI 法 (c) の SNR map を Fig.3 に、その SNR の平均値及び標準偏差を Fig.4 に示す。Fig.4 の SNR map

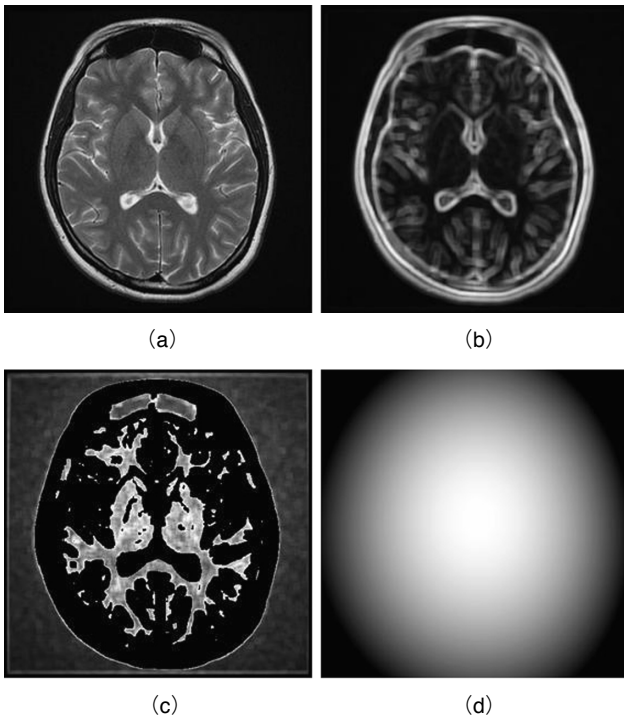


Fig.2 Images in the steps of an interpolation method of SD map
 (a) Original image
 (b) SD map
 (c) SD map of removed edge region
 (d) Interpolated SD map

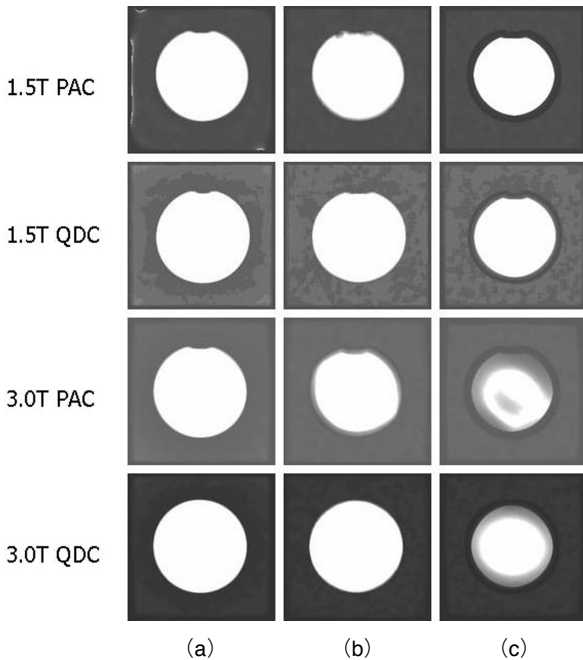


Fig.3 Results of SNR map on phantom images obtained by 1.5 Tesla and 3.0 Tesla MRI
 (a) SNR map by edge interpolated identical ROI method
 (b) SNR map by subtraction method
 (c) SNR map by identical ROI method

で丸く囲まれた領域から SNR の平均値及び標準偏差を求めた。Fig.3 より、1.5 T においてエッジ補間同一 ROI 法は他の手法とよく一致した SNR map になった。また、1.5 T および 3.0 T とともに、同一 ROI 法の SNR map は、境界部分の SNR が他の測定法に比べて非常に低下していることがわかる。1.5 T のファントム画像において、エッジ補

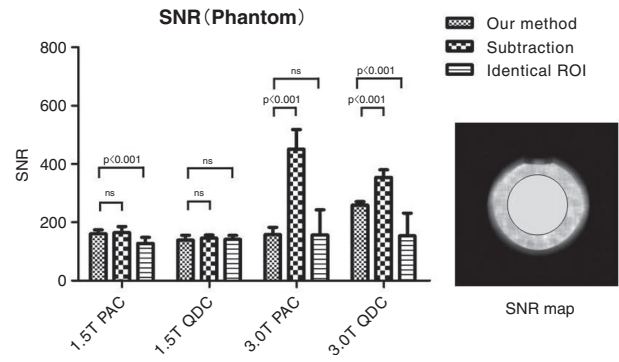


Fig.4 Results of mean and standard deviation of SNR using edge interpolated identical ROI method, subtraction method, and identical ROI method on phantom images. "PAC" shows results of SNR on a phantom image obtained using Phased Array Coil. "QDC" shows results of SNR on a phantom image obtained using Quadrature Coil

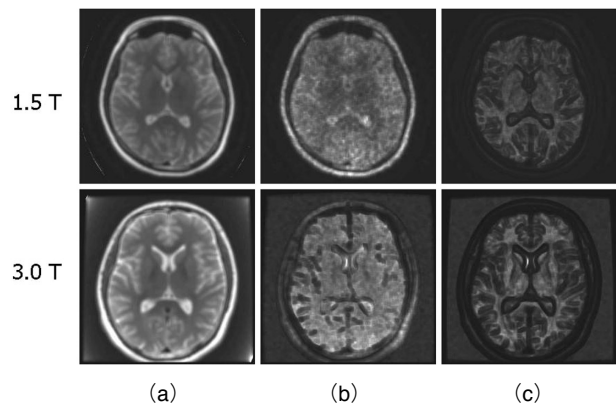


Fig.5 Results of SNR map on brain T2 WI images on 1.5 Tesla and 3.0 Tesla MRI
 (a) SNR map by edge interpolated identical ROI method
 (b) SNR map by subtraction method
 (c) SNR map by identical ROI method

間同一 ROI 法と差分法で求めた SNR に有意差はなかった。また、QDC ではエッジ補間同一 ROI 法と同一 ROI 法で求めた SNR に有意差はなかったが、PAC では有意差があった。3.0 T のファントム画像では、差分法は、エッジ補間同一 ROI 法及び同一 ROI 法で求めた SNR とは大きく異なった。

ボランティアの 1.5 T および 3.0 T の T2 強調頭部 MR 画像におけるエッジ補間同一 ROI 法 (a)、差分法 (b) 及び同一 ROI 法 (c) の SNR map を Fig.5 に示す。差分法及び同一 ROI 法で求めた SNR map では、脳実質内のコントラストが低下した。また、同一 ROI 法の SNR map では、エッジ部分の SNR が大きく低下した。1.5 T および 3.0 T の T2 強調頭部 MR 画像において、白質、灰白質それぞれの SNR map の平均値及び標準偏差を Fig.6 に示す。白質、灰白質の SNR の平均値および標準偏差は、各 SNR map において Fig.6 の丸く囲まれた白質及び灰白質領域から 10 点の SNR の値から求めた。1.5 T および 3.0 T の白質及び灰白質は、視覚的に同様の領域を対象とした。分散分析および Bonferroni ポストテストより、白質および灰白質ともにエッジ補間同一 ROI 法と差分法で求めた SNR に有意差はなかった。しかし、エッジ補間同一 ROI 法と同一 ROI 法の SNR には有意差があった。

ボランティアの T2 強調および T1 強調腹部 MR 画像におけるエッジ補間同一 ROI 法 (a)、差分法 (b) 及び同一

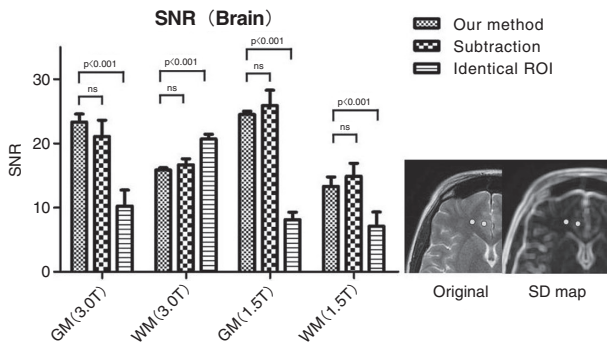


Fig.6 Results of mean and standard deviation of SNR in gray and white matter using edge interpolated identical ROI method, subtraction method, and identical ROI method on 1.5 and 3.0 Tesla brain T 2-weighted images.

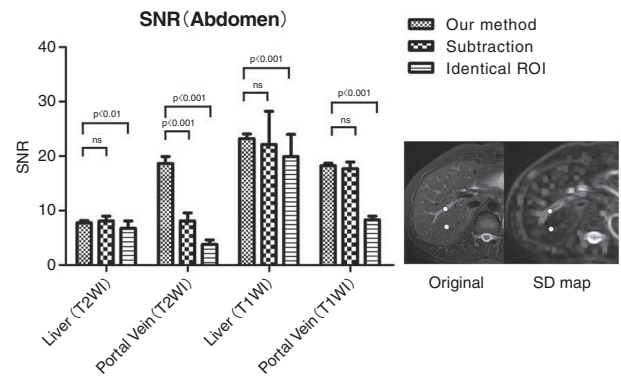


Fig.8 Results of mean and standard deviation of SNR in liver region, portal vein, aorta, and spleen using edge interpolated identical ROI method, subtraction method, and identical ROI method on abdomen T2-weighted images.

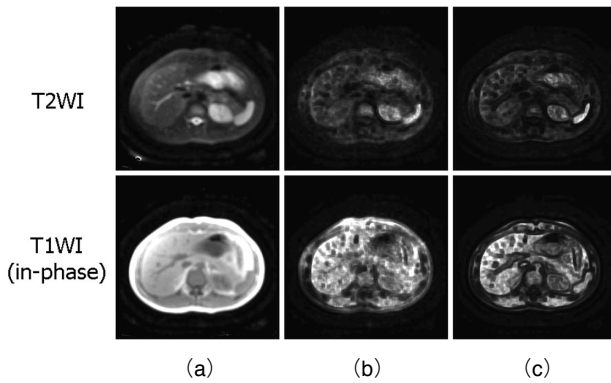


Fig.7 Results in SNR map on abdomen T2-weighted and T1-weighted (in-phase) images on 1.5 Tesla MRI
 (a) SNR map by edge interpolated identical ROI method
 (b) SNR map by subtraction method
 (c) SNR map by identical ROI method

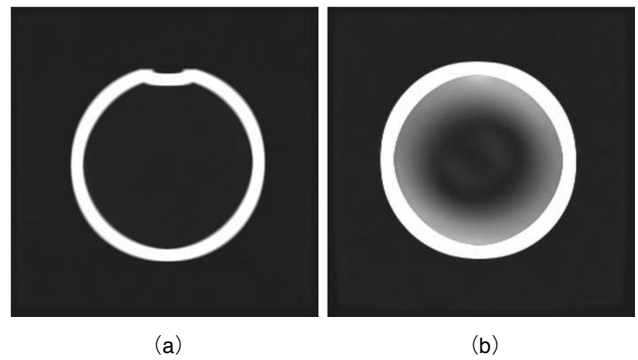


Fig.9 SD map of the uniform phantom
 (a) SD map on 1.5 Tesla MRI
 (b) SD map on 3.0 Tesla MRI

ROI法(c)のSNR mapをFig.7に示す。また、T2強調画像及びT1強調画像それぞれの肝臓、門脈のSNR mapの平均値及び標準偏差をFig.8に示す。肝臓、門脈のSNRの平均値および標準偏差は、各SNR mapにおいてFig.8の丸く囲まれた肝臓及び門脈領域から10点のSNRの値から求めた。分散分析およびBonferroniポストテストより、T2WIの門脈を除いてエッジ補間同一ROI法と差分法のSNRに有意差はなかった。また、肝臓及び門脈共にエッジ補間同一ROI法と同一ROI法のSNRに有意差があった。

4. 考察

Fig.4より、1.5 Tの画像においては、エッジ補間同一ROI法と差分法は同様のSNRとなった。これより、エッジ補間同一ROI法は差分法と同程度のSNRの測定が可能であると考えられる。しかし、3.0 Tの画像においては、エッジ補間同一ROI法および同一ROI法のSNRは、差分法のSNRと有意差があった。これは、3.0 Tの画像では、1.5 Tの画像と比較して誘電率効果により、均一なファントムにおいても中心部が低信号化し、ファントムの内部で緩やかな信号値の勾配が発生し、SD値が上昇したためと考える。ファントムの1.5 Tと3.0 TのSD mapをFig.9に示す。Fig.9より、内部が均一のファントムであるが、1.5 Tではほぼ一定であるが、3.0 Tでは誘電率効果によりSDが大きく変動していることがわかる。小倉らの報告[10]では、ファントム画像において同一ROI法と差分法間の誤差は15%以内であると報告されているが、この報告も1.5 T

の画像を対象としている。したがって、均一で高いSNRを得られるファントムを使用して3.0 TのMRI装置でSNRを測定する場合は、エッジ補間同一ROI法や同一ROI法よりも差分法を用いたほうが誘電率効果の影響を受けずに精度よく測定できると考える。

Fig.6より、頭部のMR画像において、エッジ補間同一ROI法と差分法のSNRに有意差は見られなかった。これより、臨床画像においてエッジ補間同一ROI法は磁場強度や白質、灰白質などの領域の影響を受けずに差分法と同等のSNRの測定が可能であると考えられる。一方、同一ROI法は、エッジ補間同一ROI法及び差分法のSNRと有意差があった。これは、臨床画像ではファントムより画像全体にエッジ成分を含んでいるために他の測定法よりSNRが低下したと考える。

Fig.8より、腹部のMR画像において、肝臓および門脈ともに、エッジ補間同一ROI法と同一ROI法で求めたSNRに有意差があった。腹部のようにエッジを多く含む領域では、頭部以上に同一ROI法はSD値が大きくなってしまい、SNRを過小評価していると考えられる。特にFig.8で測定した、門脈のような径が小さくエッジ成分の大きい領域では、同一ROI法だけでなく、差分法でもエッジや体動の影響によりSNRを過小評価していると考えられる。

前述のように、同一ROI法ではエッジ付近のSNRの値は大きく低下する。したがって、臨床画像において同一ROI法を用いる場合には、エッジ領域を考慮しなければならない。また、体動が少ない頭部MR画像において、エッジの影響を受けにくい差分法においても、わずかな体動や

エッジの影響により SNR が低くなると考える。また、差分法では同一条件で 2 回撮像する必要がある。臨床では 2 度撮影することも困難であり、さらに呼吸同期または息止めの精度が悪いと、差分法では正しく評価することができない。Fig.10 に頭部及び腹部の同一条件で撮像した 2 枚の画像の差分画像を示す。この図より呼吸同期や息止めで撮影した腹部だけでなく体動の少ないと思われる頭部でもわずかな体動が存在していることがわかる。しかし、エッジ補間同一 ROI 法ではエッジ成分の少ない領域だけでなく、灰白質や門脈などエッジ成分を含む領域でも、エッジの影響を抑えた SNR の測定ができた。また、均一な領域が少ない生体の MR 画像において、ファントム画像で見られた 3.0 T 特有の誘電率効果による SD 値の大きな変動は見られなかった。ゆえに臨床画像の SNR 測定において、エッジ補間同一 ROI 法は非常に有用な一手法であると考えられる。

われわれの提案するエッジ補間同一 ROI 法は、特別なシーケンスや解析ソフトウェアを用いずに測定できる。したがって、どのような施設においても測定できる利点がある。我々は、エッジ領域の SD 値の補間に、3 次の多項式を用いた。多項式の次数は、ファントムより差分法の SD map と 1 次から 15 次までの多項式で曲面近似した SD map の誤差が最も少なくなった 3 次を適用した。今後は、補間方法の最適化、SD map におけるエッジ領域の自動検出が課題である。

5. 結論

われわれは、エッジ領域を考慮した同一 ROI 法により SNR を測定する方法を開発した。すなわち、SD map からエッジ部分を除外し、エッジ以外の部分から補間した SD map を用いる方法が有効であることを明確にした。

これまで、パラレル MRI では、差分法および同一 ROI 法は同等に評価できるとされている。しかし、均一で高い SNR を得られるファントムを 3.0 T の MRI 装置で SNR を測定する場合は、誘電率効果の影響を受けやすいためエッジ補間同一 ROI 法や同一 ROI 法よりも差分法を用いたほうが精度よく測定できた。

パラレル MRI または不均一性補正処理を行った画像の SNR 測定において、ファントム画像では差分法、臨床画像では同一 ROI 法が推奨されていた。しかし、同一 ROI 法では、エッジを含む領域の SNR の測定を正確に行えず、差分法では 2 回の繰り返し撮像が必要とされ臨床画像への適応は困難であった。われわれのエッジ補間同一 ROI 法は、1 枚の画像を対象に、エッジ以外の領域では同一 ROI 法と同様に測定できるだけでなく、エッジ部分においても SNR の測定が可能であった。ゆえに、我々の提案する SNR 測定法は、臨床 MRI 検査における撮像パラメータの設定や画質評価の際に有用な手法となりうる。

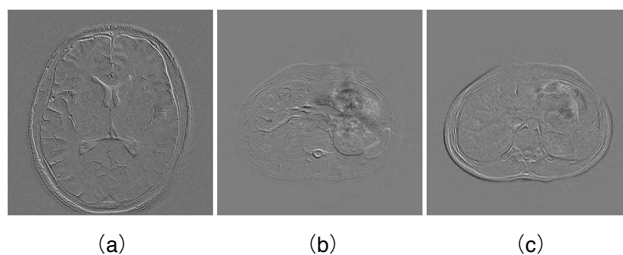


Fig.10 Results of subtraction of two MR images, which were obtained by the same scan parameter.
 (a) Subtraction image of brain MR image
 (b) Subtraction image of abdominal MR image using respiratory trigger technique
 (c) Subtraction image of abdominal MR image using breath hold

参考文献

- [1] Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, et al.: Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging, *Radiology*, 173 (1), 265-7, 1989.
- [2] 日本放射線技術学会編：放射線医療技術学叢書 (18) MR 撮像技術, pp.213-215, 日本放射線技術学会, 京都, 2000.
- [3] 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*, 58 (1), 40-48, 2002.
- [4] 小倉明夫, 宮井 明, 前田富美恵, 他：MR 画像の SNR 測定に関する基礎的検討, *日放技学誌*, 59 (4), 508-513, 2003.
- [5] Sodickson DK, Griswold MA, Jakob PM, et al.: Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays, *Magn Reson Med*, 38, 591-603, 1997.
- [6] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al.: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI, *Magn Reson Med*, 42, 952-962, 1999.
- [7] Sodickson DK, Griswold MA, Jakob PM, et al.: Signal-to-Noise ratio and signal-to-noise efficiency in SMASH imaging, *Magn Reson Med*, 41, 1009-1022, 1999.
- [8] 宮地利明, 今井 広, 小倉明夫, 他：Parallel MRI における画像 SNR 評価法の問題点, *日放技学誌*, 62 (1), 145-148, 2006.
- [9] Dietrich O, Raya JG, Reeder SB, et al.: Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters, *J Magn Reson Imaging*, 26 (2), 375-385, 2007.
- [10] 小倉明夫, 宮地利明, 小林正人, 他：臨床 MR 画像における SNR 測定法に関する考察, *日放技学誌*, 63 (9), 1099-1104, 2007.
- [11] Miyati T, Imai H, Ogura A, et al.: Novel SNR determination method in parallel MRI. *Proc. of SPIE*, 6142, 1244-1250, 2006.