

パラレル MRI における CNR 測定法の提案： RMS-CNR 法

小倉明夫^{1,2}, 宮地利明², 前田富美恵¹, 片桐邦彦¹,
木村哲哉³, 京谷勉輔⁴

¹京都市立病院放射線科 ²金沢大学大学院医学系研究科 ³ハイメディッククリニック WEST
⁴三菱神戸病院放射線部

緒 言

近年, magnetic resonance imaging (MRI) の撮像時間の短縮および拡散強調画像等の画質向上のために parallel imaging が用いられることが多くある。また, parallel imaging を使用した新しい撮像法も開発され, それらの画像評価を行うことも増加している。画像評価法としては, signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR) が使用されることが多いが, 撮像領域内の感度分布が均一なボリュームコイル (body coil や quadrature coil) で測定していた従来の SNR, CNR 測定法は, パラレル MRI 等の phased-array surface coil (アレイコイル) で感度補正を行う場合には, 測定法の使用に注意を必要とする^{1)~5)}。問題点は, パラレル MRI 等で表面コイルを使用して撮像する場合, 撮像領域内の信号強度分布が異なることである。感度補正のため, それらを全身用コイルの感度分布あるいは均一性補正フィルターを使用し, 低信号強度域を上昇させて感度分布を均一にする処理を行う。感度補正前は, 撮像領域内の白色雑音は均一であるが, 感度補正処理によって信号低下部の信号強度を上昇させた場合, そのエリアの雑音も上昇することになる。

文献 5 にこれらの詳細は記述されているが, 均一なファントムを撮像した場合, 信号強度は均一になるが, 雑音はコイルとの位置関係によって変化するため, 撮像領域内の位置によって SNR が異なることになる⁵⁾。

そのため, パラレル MRI を用い, 感度補正を行う場合の新しい SNR 測定法が考案され, 報告されている^{3)~5)}。基本的には, SNR に位置依存性が存在するため, 目的とする測定箇所 of SNR を測定する必要がある。

パラレル MRI を用い感度補正を行う場合の CNR の測定に関しては, 測定法の解釈が複雑となる。CNR では複数の測定箇所における信号値の差と雑音値を統合して, 計算処理する必要が生じる。特に測定箇所が離れている場合, それぞれの雑音値が異なるため, CNR 算出に用いる雑音値の定義が困難となる。そのため, 我々は, 新しい CNR 測定法を考案し, その測定精度と正当性および問題点に関して検討を行った。

パラレル MRI を用い感度補正を行う場合の 新しい CNR 測定法

2 点間の CNR 算出を前提として, RMS (root

キーワード CNR, RMS-CNR, parallel MRI, root mean square, clinical images

mean square)-CNR 法を提案した. CNR を測定する二つの対象内 (A, B とする) に同じ大きさの関心領域 (ROI) を設置した場合の算出式を以下に示す.

$$\text{CNR(RMS)} = |S_A - S_B| / \{ (SD_A^2 + SD_B^2) / 2 \}^{1/2} \dots\dots\dots (1)$$

ただし, $S_A = \text{ROI-A}$ の平均信号値, $S_B = \text{ROI-B}$ の平均信号値, $SD_A = \text{ROI-A}$ の標準偏差, $SD_B = \text{ROI-B}$ の標準偏差とする. コントラストをあらわす $S_A - S_B$ は従来と同じであるが, 雑音として, 2点間の標準偏差の二乗平均の平方根を使用する^{6),7)}. ROI-A と ROI-B は, それぞれ雑音変数が異なるため, 独立したゆらぎの確率変数と考えることができる. 二つの独立した確率変数 i, j の平均 k の分散 σ_k^2 を求めると,

$$\begin{aligned} \Delta k &= k - \text{ave}(k), \quad \Delta i = i - \text{ave}(i), \\ \Delta j &= j - \text{ave}(j) \dots\dots\dots (2) \end{aligned}$$

ただし, $\text{Ave}(x)$ は確率変数 x の平均とすると,

$$\Delta k = (\Delta i + \Delta j) / 2 \dots\dots\dots (3)$$

となり,

$$\begin{aligned} \sigma_k^2 &= \Delta k^2 = \sum \Delta k^2 R_k = \sum \sum ((\Delta i + \Delta j) / 2)^2 \\ P_i Q_j &= (\sigma_i^2 + \sigma_j^2) / 2 \dots\dots\dots (4) \end{aligned}$$

が得られる. ただし, R_k は k の生起する確率, $P_i Q_j$ はそれぞれの生起確率を示す. したがって, 雑音の標準偏差は,

$$\sigma_k = \sqrt{((\sigma_i^2 + \sigma_j^2) / 2)} \dots\dots\dots (5)$$

で求めることができる⁸⁾.

ROI の設定は, 臨床画像の場合, 目的部位に収まる大きさで濃度むらのないところを選択し, なおかつ統計誤差を考慮し 50 ピクセル程度の大きさが望ましい⁹⁾.

また, ファントム等の実験でサブトラクションが可能な場合は, 雑音値を, 差分画像の測定箇所の標準偏差を $\sqrt{2}$ で除した値の二乗平均の平方根とする. 差分画像から計算する CNR (subtracted RMS) 算出式は, 以下のとおりである.

$$\text{CNR(subtracted RMS)} = |S_A - S_B| / [\{ (SD_A / \sqrt{2})^2 + (SD_B / \sqrt{2})^2 \} / 2]^{1/2} \dots\dots\dots (6)$$

ただし, $S_A = \text{ROI-A}$ の平均信号値, $S_B = \text{ROI-B}$ の平均信号値, $SD_A = \text{ROI-A}$ の標準偏差, $SD_B = \text{ROI-B}$ の標準偏差とする.

方 法

CNR (RMS) 測定法および CNR (subtracted RMS) 測定法の正当性と精度の検証に関して, SNR の位置依存性との相関, 加算回数 (以下, NSA) による CNR 値の変化, そしてビーズファントムを用いた信号検出能との関係に対して評価した. なお, 使用した MRI 装置は philips achieva nova-dual 1.5T である.

1. SNR の位置依存性との相関, 加算回数の変化に伴う CNR 値との相関評価

SNR の位置依存性との相関, 加算回数の変化に伴う CNR 値との相関評価として, 自作ファントムを使用した. ファントムは直径 23 cm, 高さ 6 cm のアクリル製円柱容器に硫酸ニッケルを満たし, その中に直径 2 cm, 高さ 5 cm の小さな円柱容器を 8 個設置した (Fig. 1). 小さな容器は 2 個一組とし, 片方には硫酸ニッケルを, もう一方には生理食塩水を満たした上で, ファントムの側方と中心そして中心の上方に固定した (left, right, center, upper). Fig. 2 に示すように, サーフェイスコイル (SENSE Flex-M coil) で両側から挟み込むようにして FSE 法で撮像を行った. 撮像パラ

2009年2月23日受理 2009年5月7日改訂
別刷請求先 〒604-8845 京都市中京区壬生東高田町 1-2 京都市立病院放射線科 小倉明夫

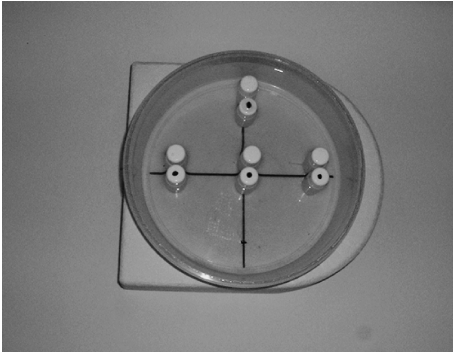


Fig. 1. The phantom using for the CNR measurements. The container is filled with sulfuric acid nickel solution, and the small bottle which sulfuric acid nickel and a physiology solution of salt were poured by a pair arranged in a 4 point in that.

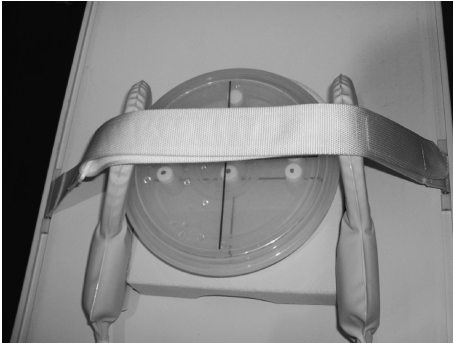


Fig. 2. The phantom was done setting of to put it from both sides with surface coil.

メータは TR 1500 ms, TE 80 ms, ETL13, スライス厚 2 mm, マトリックスサイズ 512 × 512, バンド幅 197 Hz/px, FOV 256 mm, SENSE (SENSE factor=2), 感度補正として CLEAR を用い, NSA を 1, 2, 3, 4, 6 回と変化させ, 2 回ずつ撮像を行った. 撮像した画像の例を Fig. 3 に示す.

Left, right, center, upper の 4 か所について硫酸ニッケルファントムの SNR 測定を行った¹⁰⁾. また同位置の CNR (RMS), CNR (sub-

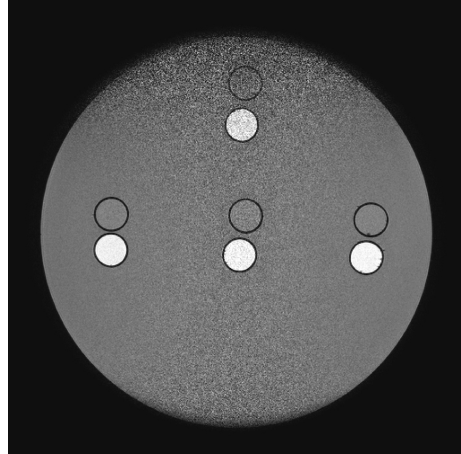


Fig. 3. The phantom image. Signal intensity is uniform by an effect of CLEAR, but the noises of a top and bottom direction stands out.

tracted RMS) を測定し, 提案手法による CNR 値の位置依存性と加算回数の影響ならびに SNR との相関を検証した. CNR の測定では生理食塩水部に ROI-A を, 硫酸ニッケル部に ROI-B を設定した.

2. 信号検出能との相関の評価

Gd 0.02 mmol を含む寒天の中に, 直径 5.0, 2.5, 2.0, 1.5, 1.0, 0.7 mm のビーズを埋め込んだファントムを作成した (Fig. 4). そのファントムを上記と同様の容器内のサーフェイスコイルに近い側方と中心の上方およびその中間の 45° に固定した. 設定位置を Fig. 5 に示す. サーフェイスコイル (SENSE-Flex-M coil) で両側から挟み込むようにして撮像を行った. 撮像条件は FSE 法で TR 800 ms, TE 40 ms, NSA 1 と TR 800 ms, TE 40 ms, NSA 2, および TR 800 ms, TE 120 ms, NSA 1 の三つの条件で撮像した. なお, それ以外の撮像パラメータは同一で, スライス厚 4 mm, ETL 3, FOV 250 mm, マトリックス 512 × 512 とした. 同条件での CNR 測定のため, 上記ファントムに 2 cmφ のアクリル円柱を挿入したものの撮像を, 差分法を考慮して 2 回ずつ行った.

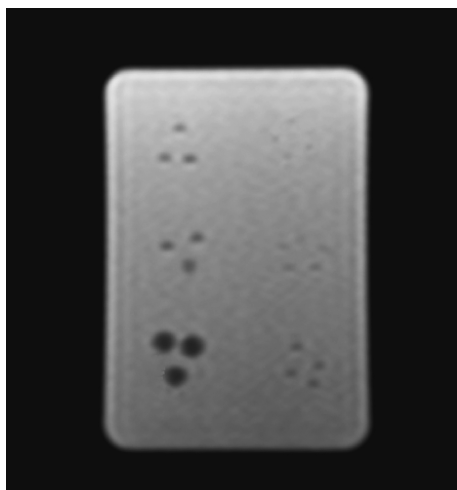


Fig. 4. The beads phantom for visual evaluation of signal detectability.

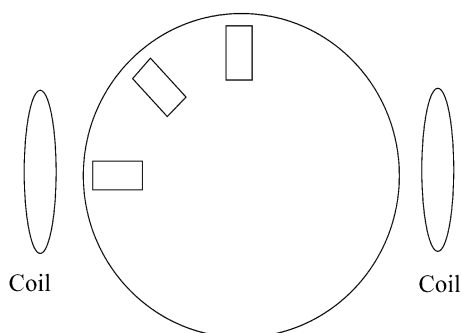


Fig. 5. The image of positions of the beads phantom for the study on signal detectability

ビーズファントムは、5人の観察者（MRI経験年数5年から20年）により、モニター上で、ウインド幅、レベル等をそれぞれ調整しながら視覚評価を行った。6つの群の内、すべてが観察できる場合を6ポイントとして、観察可能な群をポイント数とした。5人の平均を各々の評価ポイントとした。

CNR値は、CNR (RMS) 法とCNR (subtracted RMS) 法によって、アクリル部と寒天部にROIを設定して、算出した。それらの

CNR値と信号検出能を示すビーズファントムの視覚評価ポイントとの相関係数を算出した。

結 果

1. SNR との位置依存性の相関、加算回数の変化に伴うCNR値の相関の評価

サーフェイスコイルに近い側方と中心そして中心の上方に固定した (left, right, center, upper) 各2個のファントムの加算回数を変化させたSNR値、CNR (RMS) 値、CNR (subtracted RMS) 値をFig. 6に示す。すべてにおいて、コイルに近いleft, rightでは高い数値を示し、center, upperの順で数値が低下した。また、加算回数の上昇とともに数値は上昇した。CNR (subtracted RMS) 値はCNR (RMS) 値より10%程度高い値を示した。中心部 (center) における加算回数を変化させたSNR値とCNR (subtracted RMS) 値、CNR (RMS) 値の関係をFig. 7に示す。相関係数は $R^2=0.991$ と非常に高い相関を示した。

2. 信号検出能との相関の評価

ビーズファントムを使用した視覚評価による検出能と、CNR (RMS) 値の関係をFig. 8に示す。相関係数は $R^2=0.975$ であった。また、CNR (Subtracted RMS) 値との相関はFig. 9に示すように $R^2=0.981$ とどちらも非常に高い相関を示した。

考 察

Fig. 5に示すように、CNR (RMS) 値、CNR (subtracted RMS) 値は両者とも、撮像領域内の信号強度分布が異なるparallel imagingの雑音特性の位置依存性を忠実に示しており、SNR値との相関係数はFig. 7に示すように $R^2=0.99$ と非常に高い相関を示した。すなわち、CNR (RMS) 法、CNR (subtracted RMS) 法は、雑音特性の評価として正当性があることを確認できた。ただし、CNR (RMS) 値はCNR

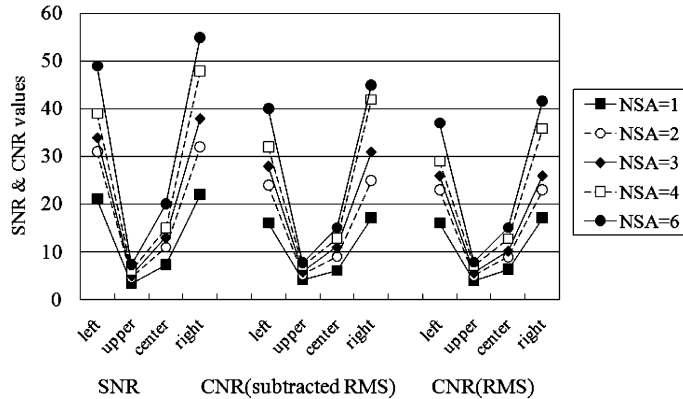


Fig. 6. A value of SNR and CNR (RMS) and CNR (subtracted-RMS) at each position of different number of signal averaged (NSA). These showed a similar tendency, but CNR (subtracted-RMS) values were higher than CNR (RMS) values about 10%.

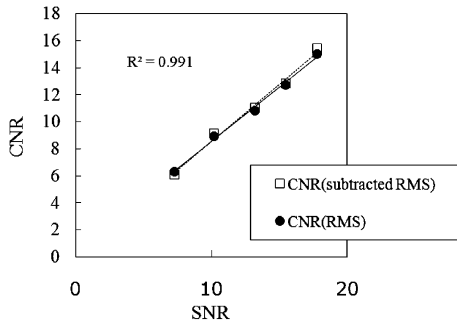


Fig. 7. The relation of SNR value and CNR (RMS) value for different NSA in a center position. The correlation calculation showed high correlation with $R^2=0.991$.

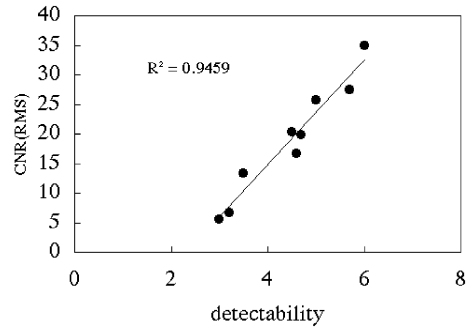


Fig. 8. The relation of detectability using beads phantom and CNR (subtracted-RMS) value. The correlation calculation showed high correlation with $R^2=0.975$.

(subtracted RMS) 値より数値が約 10% 程度低い値を示す傾向があり、その原因は ROI 内の信号のシェーディング等の影響によるものと考えられる。これらは、ファントムによる数値であり、臨床画像を用いる場合は文献 7 より 20% 程度過小評価となることが予測される。そのため、臨床画像を用いる場合は信号変化がなるべく少ないところに ROI 設定するようすべきである。

コントラストすなわち CNR 測定法の分子の

評価に関しては、二つのファントムの信号差を用いていることから、従来法と同一であるが、視覚評価による信号検出能とも Figs. 8, 9 に示すように非常に高い相関を示した。CNR は信号検出能と高い相関を示す⁶⁾ということからも、これらの提唱する CNR 法が正当であることが裏づけられた。

以上、パラレル MRI を用い感度補正を行う場合の CNR 測定法として、ファントムを使用

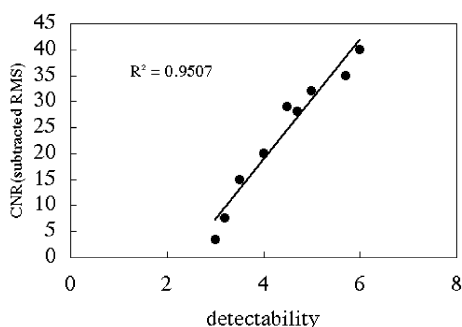


Fig. 9. The relation of detectability using beads phantom and CNR (RMS) value. The correlation calculation showed high correlation with $R^2 = 0.981$.

する場合は、CNR (subtracted RMS) 法が推奨される。また、臨床画像の場合は、差分を得るために2回の撮像を行うことは倫理的に問題があるため、CNR (RMS) 法を使用することを推奨する。ただしその場合のROI設定は、信号変化の少ない箇所を選択し、ROIサイズは統計誤差を考慮して50ピクセル程度を推奨する。ROI位置を少しずつ変えながら、最も小さな標準偏差を示すところを選択する方法も有用である⁷⁾。

最後に、本法は異なる撮像コイルで比較する場合や、撮像コイルとの位置関係が異なる比較に有用であるが、例えば造影前後でCNRを比較する場合においては、造影された領域の雑音の影響を受けるため、正当な評価ができないことが推測される。その場合には、コントラストのみの評価が有効と考える。

結 論

パラレルMRI等のphased-array surface coilで感度補正を行う場合のCNR測定法として、CNR (RMS) 法とCNR (subtracted RMS) 法を提案し、その測定法の正当性と信号検出能との相関関係について検討を行った。提案法は撮像領域内の位置における雑音値を良く反映

し、信号検出能とも高い相関を示した。ファントム実験においては、CNR (subtracted RMS) 法が推奨されるが、臨床画像においては、サブトラクションのための2回撮像に問題があるため、CNR (RMS) 法が推奨される。その場合は10~20%程度の過小評価になる可能性があることを認識しておくべきである。

謝 辞

本研究にご助言を頂いた、日本放射線技術学会の学術調査研究班 (CNR班) の班員の方々に感謝いたします。

文 献

- 1) 宮地利明, 今井 広, 小倉明夫, 土井 司, 土橋俊男, 町田好男: Parallel MRIにおける画像SNR測定法の問題点. 日放技学誌 2006; 62: 145-148
- 2) Dierrich O, Raya JG, Reeder SB, Reiser MF, Schoenberg SC: Measurement of signal-to-noise ratios in MR imagings: influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters. J Magn Reson Imaging 2007; 26: 375-385
- 3) Miyati T, Imai H, Ogura A, Doi T, Tsuchihashi T, Machida Y: Novel SNR determination method in parallel MRI. Proc of SPIE 2006; 6142: 1244-1250
- 4) 今井 広, 宮地利明, 小倉明夫, 土井 司, 土橋俊男, 町田好男, 小林正人, 清水幸三, 木藤善浩: 差分マップ法および連続撮像法によるParallel MRI画像のSNR測定. 日放技学誌 2008; 64: 930-936
- 5) 小倉明夫: Parallel MRIにおけるSNR測定法. 日磁医誌 2008; 28: 177-184
- 6) 小倉明夫, 東田満治, 山崎 勝, 他: MR画像における各種CNR算出式と信号検出能の関係. 日放技学誌 1998; 54: 778-783
- 7) 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井 明, 本郷隆治: MRI臨床画像CNR測定法に関する精度. 日放技学誌 2004; 60: 1543-1549
- 8) 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博, 編著. 放射線画像情報工学 (II), 東京: 通商産業研究社,

- 1980 ; 11-24 : 178-180
- 9) 小倉明夫, 宮地利明, 小林正人, 今井 広, 清水幸三, 土橋俊男, 土井 司, 町田好男: 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 : 1099-1104
- 10) National Electrical Manufacturers Association. Determination of signal-noise ratio in diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publications, MS 1, 1988

Determining Contrast-to-noise Ratio in Parallel MRI: Root-mean-square Method

Akio OGURA^{1,2}, Tosiaki MIYATI², Fumie MAEDA¹,
Kunihiko KATAGIRI¹, Tetsuya KIMURA³, Katsusuke KYOTANI⁴

¹*Department of Radiology, Kyoto City Hospital
1-2 Higashitakada-cho, Mibu, Nakagyo-ku, Kyoto 604-0813*

²*Graduate School of Medical Science, Kanazawa University*

³*Medical Center of Hi-medical Clinic WEST*

⁴*Department of Radiology, Mitsubishi Kobe Hospital*

The use of phased-array surface coil systems and reconstruction techniques, such as parallel imaging, influences spatial distribution in the field of view of noise, thus precluding use of common methods to measure contrast-to-noise ratio (CNR). In particular, in the evaluation of clinical images, incorrect determination of CNR may lead to inaccurate results.

Therefore, we devised novel methods to determine CNR utilizing subtracted root-mean-square (RMS)-CNR for phantom and for clinical image study and examined accuracy of measurements in subjects.

We reviewed correlation of CNR and SNR for cases of changed number of signal averaged (NSA) and noise level. We also evaluated correlation of CNR values and signal detectability for different contrast and noise levels at the some positions of field of view.

CNR and SNR values for different noise levels correlated very well, and the coefficient of correlation with signal detectability and CNR values was also very high. However, it is predicted that the averaged square CNR method underestimated around 10-20% for the subtracted RMS-CNR method.