



会期：2011年10月28日
会場：神戸国際会議場

MRIの画像評価—SNR, CNR, 信号検出能—

京都市立病院放射線科
小倉明夫

Quantitative Evaluation of Magnetic Resonance Image: SNR, CNR, Signal Detectability

Department of Radiology, Kyoto City Hospital
Akio Ogura

はじめに

磁気共鳴画像(magnetic resonance images; MRI)の他のモダリティと異なる特徴として、例えばdigital radiography, CT, 核医学の画像などが空間領域でデータ収集をするのに対して、MRIでは周波数領域でデータ収集をすることが挙げられる。すなわち、空間領域でデータ収集するモダリティ画像の雑音特性の評価を行う場合に、その画像のフーリエ変換によってパワースペクトルを得るが、MRIでは逆にこのパワースペクトルのデータ収集を行い、それをフーリエ変換することによって実画像を得ているわけである。

もう一つの大きな特徴は、一般的にMRIではreal(実数)とimaginary(虚数)という二つの90度位相検波した信号データを絶対演算して、一つのピクセル信号として取り扱っていることである。加えて、その信号値は例えばCTにおいて水を0 Hounsfield unitにするような正規化を行っているわけではなく、各装置で各自決定される信号増幅率(signal gain)によって、相対的な数値となる。

このようにデータ収集方法は異なるが、その画像が読影される段階においては、他のモダリティと全く同様の実画像であり、その画像の良し悪しも、コントラスト、解像特性、雑音特性の三つの要素で構成され、診断的情報量が多い画像が優れた画像であることは共通している。

したがって、MRIの画像評価もこの三つの画像構成要素を評価すればよいのだが、前述したデータ収集方法が他と異なることが特徴的となる。

1. MRIの画像評価法

物理評価として、解像特性評価に関してはmodulation transfer function(MTF)が一般的である。MRIにおける解像特性は原則的にピクセルサイズ、三次元的にはボ

クセルサイズで決定する。すなわち、field of view(FOV)の大きさと収集マトリクス数で決定する。Zero interpolation(ZIP)は見かけ上の解像特性はよくなるが、空間分解能は変化しない¹⁾。ただし、フィルタ関数やk-space内の周波数成分に対する信号強度には依存する^{2,3)}。MTF測定法に関しては、他のモダリティと大差ないためこの書では割愛する。筆者がMTFを用いて解析した数編の論文をご参照願いたい^{1~5)}。

次に画像コントラストに関しては、これも他モダリティと測定法は変わらないが、コントラストの算出式に関しては筆者の知る限り定まった方法はない。基本的には複数の対象物の信号差を何等かの値で正規化する。一般的に使用される測定式は以下の通り。

$$\text{Contrast} = (A-B) / (A+B) \quad \dots \quad (1)$$

$$\text{Contrast} = (A-B) / \{ (A+B) / 2 \} \quad \dots \quad (2)$$

$$\text{Contrast} = (A-B) / A \quad \dots \quad (3)$$

ただし、A, Bは異なる対象物の平均信号値とする。どの算出式においても、傾向は同じであるが、数値は異なる。したがって相対値として比較すべきである。

2. Signal to noise ratio(SNR:信号雑音比)

MRIの雑音測定を評価するために用いられる。文字どおり信号を雑音で除した値であるが、いくつかの測定法が報告されている。代表的なところでFig. 1に示す四つの測定法がある。これらの測定法の特徴に関しては文献6)に詳しく示している。空中信号法と空中雑音法に関しては、差分法が使用困難な臨床画像において、よく使用してきた。空中(バックグラウンド)で雑音を評価する場合には、平均信号がゼロであるため、信号

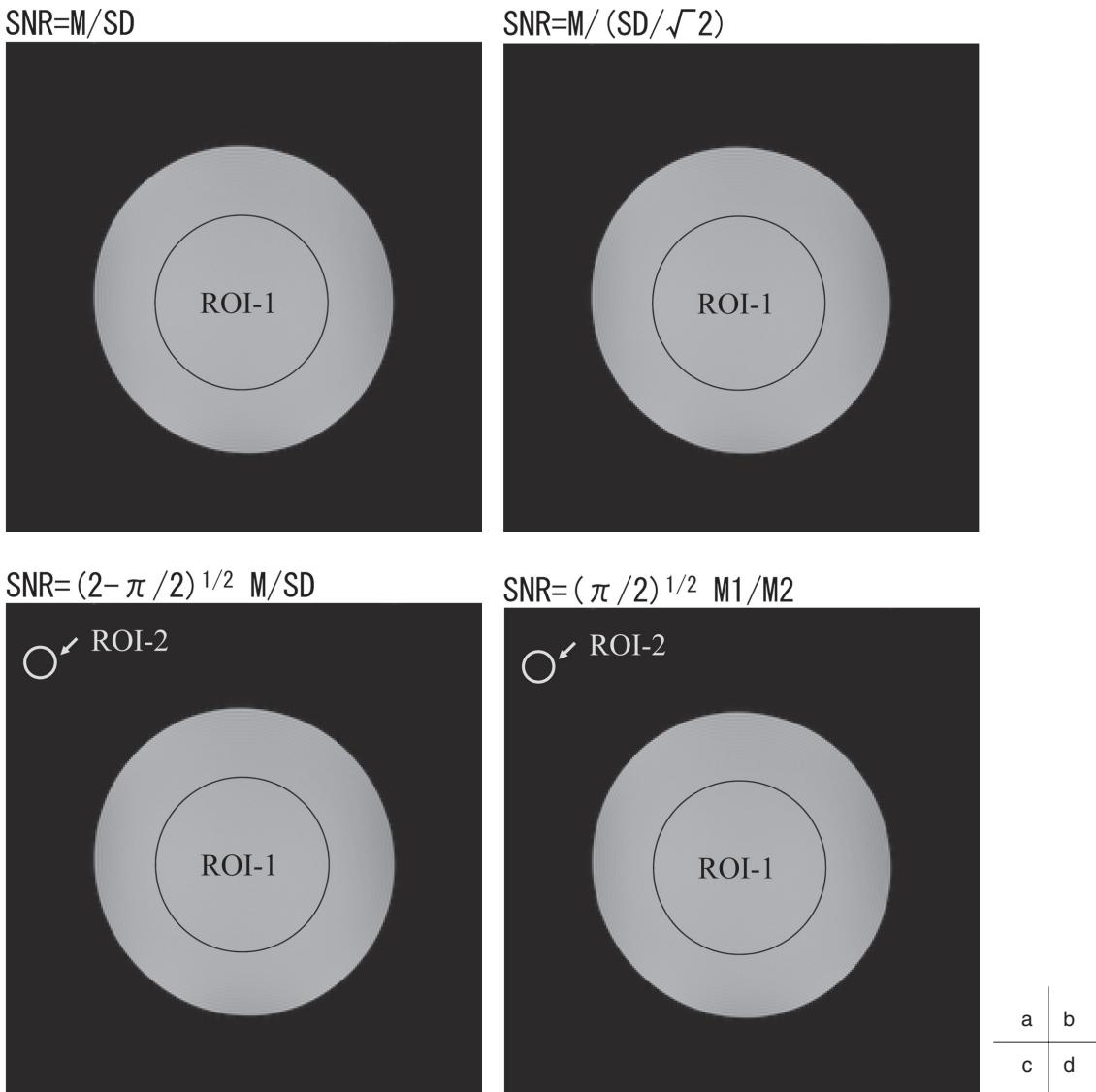


Fig. 1 (a) The same ROI method. The method of measurement for SNR using averaged signal and standard deviation in the same target ROI.
 (b) The subtraction method. The method of measurement for SNR using averaged signal and standard deviation of subtracted images in the same target ROI.
 (c) The aerial noise method. The method of measurement for SNR using the averaged signal in the target ROI and standard deviation in the aerial ROI.
 (d) The aerial signal method. The method of measurement for SNR using the averaged signal in the target ROI and the averaged signal in the aerial ROI

に正の値と負の値が混在するが、前述した実数と虚数から演算される絶対値から算出する必要があるため、実数と虚数のレイリー分布を考慮する必要がある。そのために、両算出式には係数が積算される。ファントム実験などで最もよく使用されるのは差分法であるが、一般ユーザがよく失敗する例として、装置付属の差分機能を使用する場合である。MR装置には差分機能があるため、SNRの差分処理にこの機能が使われることが多いが、多くのメーカーの機種において正しくSNRを測定できない場合が多い。例えばあるメーカーの装置では、差分した負の値をゼロに置き換える処理や、別のメーカーの

装置では差分処理後の画像の信号増幅率を変化させるため、数値が本来と異なることが生じる。しかし、これはメーカー側の責任ではない。メーカーが考える差分処理は、例えば造影後の画像から造影前の画像を差分して、血管や造影部位を明瞭にする場合を想定しており、診断的に情報を得やすい処理をしている。したがって、SNRの差分処理をする場合は、例えばImageJなどの画像処理ソフトや後述する差分マップソフトを使用して、正確な差分値を求める必要がある。これは非常に重要なポイントである。

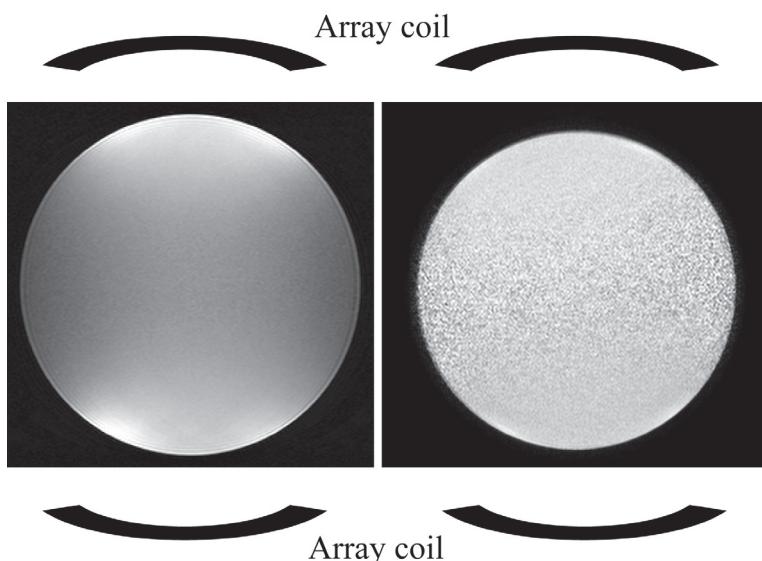


Fig. 2 (a) An image of uniform phantom used surface coils without uniformity filtered processing. The signal was low of central part.
 (b) An image of uniform phantom used surface coils with uniformity filtered processing. It was gritty in central part.

3. Contrast to noise ratio(CNR : コントラスト雑音比)

CNR はコントラストと雑音特性の両者を加味した指示値である。コントラストが高いほど、雑音特性が優れているほど CNR は高い値を示すため、信号検出能と高い相関があるといわれている。CNR はコントラストと SNR の積で求められる。したがって、算出式は以下となる。

$$CNR = \text{Contrast} \times \text{SNR} \quad \dots \dots \dots (4)$$

A , B を各領域の平均信号強度、 SD を A の標準偏差とした場合、

$$\text{Contrast} = (A-B) / A \quad \dots \dots \dots (5)$$

$$SNR = A / SD \quad \dots \dots \dots (6)$$

となり、

$$CNR = \{ (A-B) / A \} \times (A/SD) = (A-B) / SD \quad \dots \dots \dots (7)$$

となる。

すなわち、二つの対象となる平均信号値の差を標準偏差で除した値である。この場合の SD も SNR と同様に差分法や空中信号法、空中雑音法も使用可能である。CNR に関しても、いくつかの算出法が報告されているが、それぞれに特徴があり、算出目的(実験目的)によって使い分けるべきである^{7,8)}。

4. 信号検出能

低コントラスト分解能とも呼ばれるが、サイズの小さな低コントラストの信号をどの程度検出可能かを表す指

標である。視覚評価によって行われるが、ファントムとしてはバーガーズファントムや contrast detail(CD)ファントムなどが存在する。自作も可能なため、研究目的に応じて作成すべきである^{1,7~9)}。実際に低コントラストの対象を視覚的に判断する手法であるため、臨床的にも合致する総合的な評価法であるが、観察者の主觀の混入や目の疲労なども考慮して、観察者数や観察順序など、評価には十分な配慮が必要である。また、統計学的手法によって検定を行うことも必須である。

5. Parallel imagingにおける SNR

近年、MRI の撮像時間の短縮に parallel imaging が用いられることが多い。また、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。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 などの phased-array surface coil(アレイコイル)で感度補正を行う場合には、評価に注意を必要とすることが報告されている^{10~13)}。その理由を以下に要約する。

Fig. 2(a)に示すように、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。感度補正のため、それらを Fig. 2(b)に示すように、body coil の感度分布あるいはフィルタ関数によって信号強度の低いところを上昇させて均一な感度分布を作る処理を行う。基本的に感度補正処理をしなければ、白色雑音は位置によらず一定である。しかし、感度補正処理によって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(Fig. 3)。すなわち、撮像領域内の位置によって SNR が異なることになる。

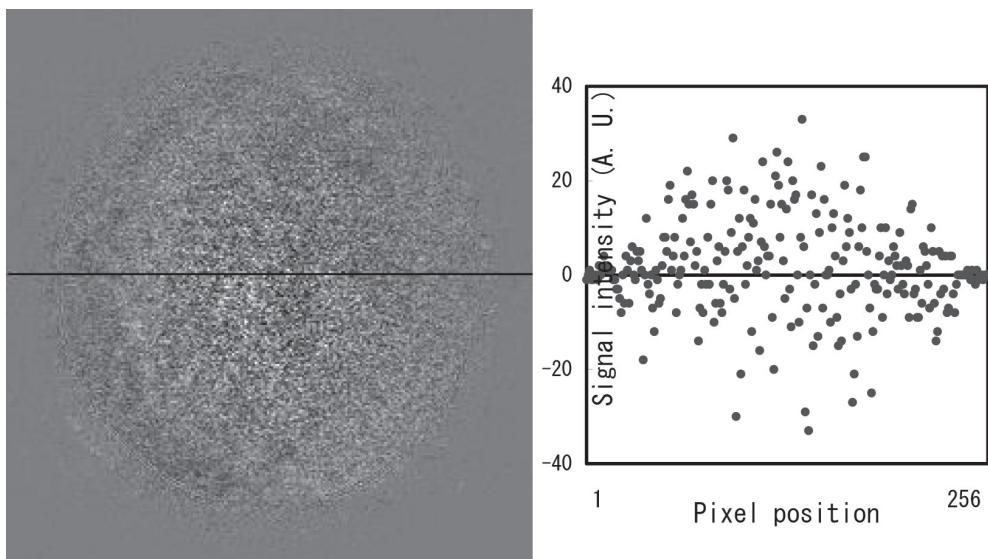


Fig. 3 Signal intensity in each pixel on a profile of uniform phantom using surface coils without uniformity filtered processing.
The dispersion of a signal on central part was remarkable.

したがって、従来のように撮像領域内的一点で SNR を測定すれば、その数値が他の位置においても代用できるものではなく、また従来において臨床画像に用いられていた空中で雑音を測定する方法も、数値の正当性に問題があることは想像可能である。

パラレル MRI を用い感度補正を行う場合の、従来の SNR 測定法の問題点と新たにわれわれが提唱する SNR の測定法を述べる。

6. パラレル MRI を用い感度補正を行う場合の、従来の SNR 測定法の問題点

問題点の提示のため、スピニエコー法を用い、PVA ゲルを封入した均一ファントムを撮像した。撮像機種としては、Philips 社製 Achieva Nova-dual 1.5T を使用した。コイルは SENSE flex-M coil(コイル直径 14×17 cm)をファントムの上下から挟み込むようにして連続して 2 回の撮像を行った。パラレルイメージングアルゴリズムとして、sensitivity encoding(SENSE)を用い(SENSE factor 2), body coil による感度マップで感度補正処理を行っている。

2 回の撮像から、差分法を用いて Fig. 4 に示す 5 点の ROI 内の SNR を測定した。SNR 測定法は NEMA 基準¹⁴⁾に準ずる。加えて、雑音を空中 ROI から得る方法として、Fig. 5 に示すファントム外の空中に ROI を設定して、その標準偏差から求める SNR を下記式から算出した。

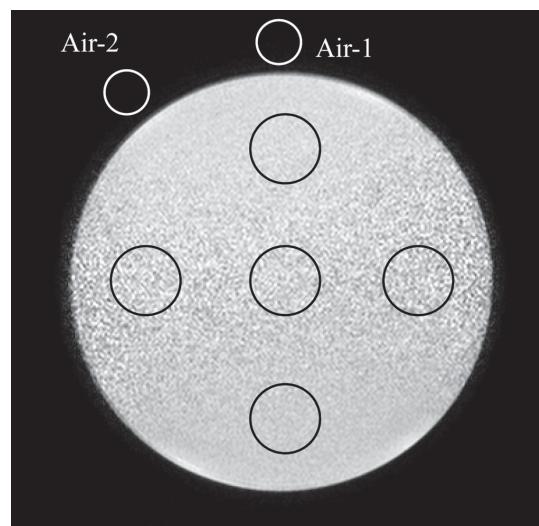


Fig. 4 Setting ROI in phantom for the SNR measurement and setting ROI in the air for the aerial noise method measurement.

$$\text{空中雑音法: } \text{SNR} = (2 - \pi/2)^{1/2} \cdot \text{信号 / 空中標準偏差} \quad \dots \dots \dots \quad (8)$$

Fig. 5 に示す 5 点の ROI 内の差分法による SNR と air-1, air-2 から雑音を測定した SNR を Fig. 5 に示す。コイルに近い上下の位置では SNR が高く、中心や左右では SNR が低い結果となった。また、空中に ROI を設定し雑音を測定した場合、桁の異なる数値を示し、また設定 ROI 位置によっても、数値が大きく異なる結果となった。すなわち、差分法を用いた場合でもコイルからの距離によって SNR の位置依存性が存在し、さらに

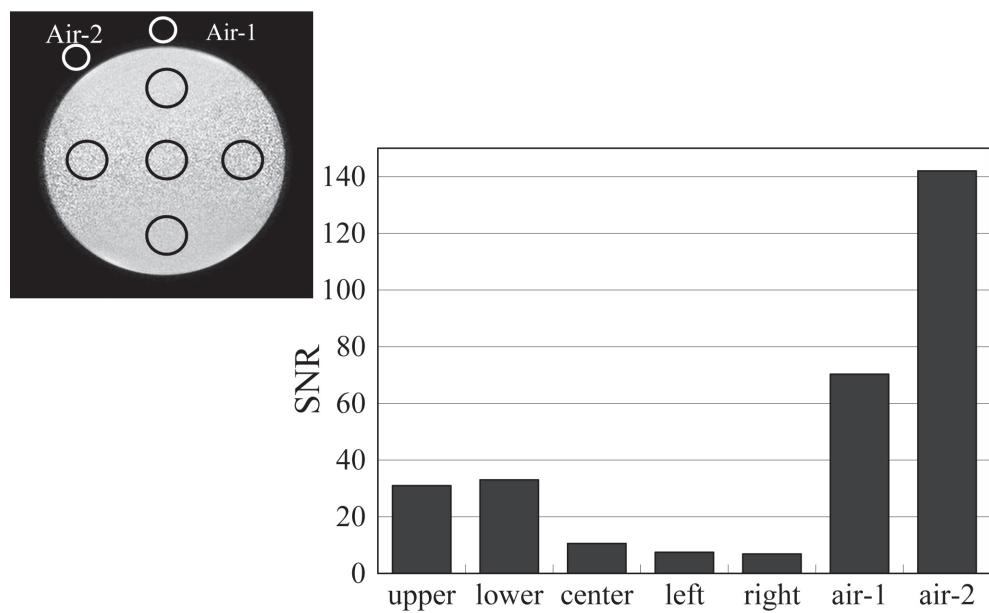


Fig. 5 SNR using the subtraction method in five ROIs shown in Fig. 3 and SNR measured using the noise of the air-1 and the air-2.

There was dependence on position in phantom for SNR. In addition, the method using a noise of the air ROI indicated too large value.

空中に ROI を設定し雑音を測定する方法は、パラレル MRI では全く雑音を評価できていないことが理解できる。

7. パラレル MRI を用い感度補正を行う場合の新たな SNR 測定法の考案

日本放射線技術学会調査研究班“MR 画像の parallel imaging における SNR 測定法の標準化班”が提唱する測定法に基づき、5 定点差分法¹⁵⁾と差分マップ法¹⁶⁾を紹介する。5 定点差分法は差分法と同様に 2 回の撮像を行い、信号はどちらかの画像を用い、雑音は差分画像を使用する。Fig. 6 に示すように、差分画像の中心および上下左右のファントム直径の外側 1/10 を中心に面積 50~70 ピクセルの円型 ROI を 5 点設定し、各位置での SNR を提示する。ファントム直径の外側 1/10 は基本的な目安であり、その位置にアーチファクトが存在する場合は若干位置を変更しても問題は無い。

5 定点差分法によって感度分布の差がどのように反映するかを検証するため、サイズの異なる二つのアレイコイル[SENSE flex-M coil(コイル直径 14×17 cm), SENSE body coil(コイル直径 30×45 cm)]を使用し、撮像を行った結果の SNR 値は、Fig. 7 に示すようにコイルサイズの小さい SENSE flex-M coil では、コイルに近い場合において SNR が高く、コイルサイズが大きい SENSE body coil では、コイルから遠い中心部において SNR が高い傾向を示した。

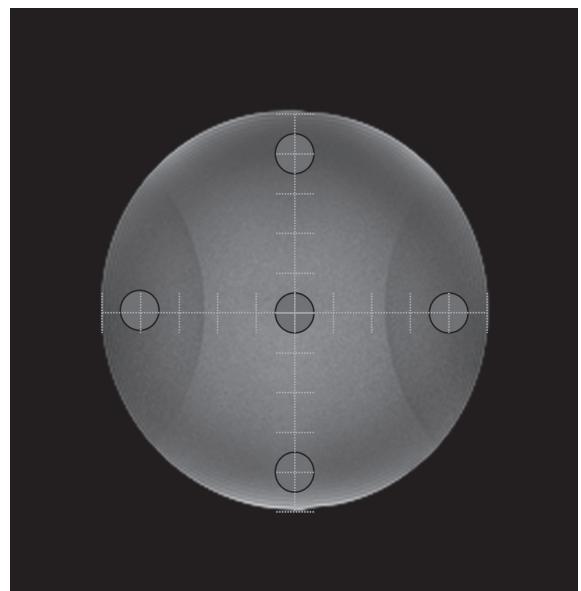


Fig. 6 ROI positions for the five fixed points subtraction method.

差分マップ法は、測定点をピクセルごとに計算したもので、各ピクセルを中心とした 7×7 ピクセルの差分 SNR をコンピュータ上で算出し表示する手法である、そのソフトは同調査研究班の今井 広氏(現、シーメンスジャパン株式会社)が中心となって作成し、無料でダウンロード可能となっている。URL を以下に示すのでご利用いただきたい。http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/imgcom/archives/2006/07/parallel_mrismr_1.html

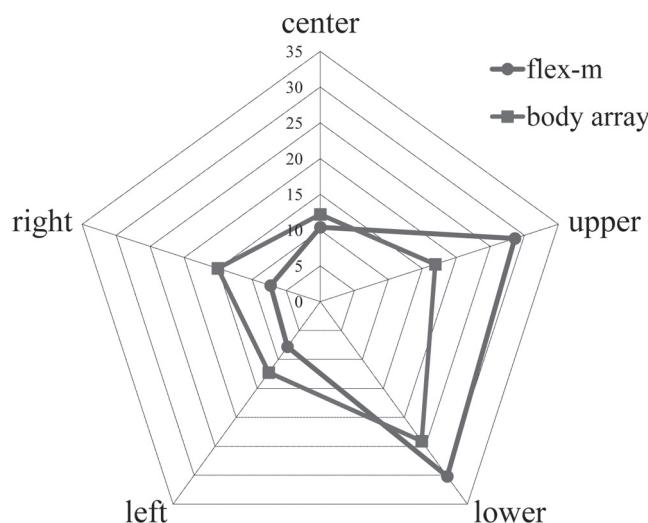


Fig. 7 SNR values for the five fixed points subtraction method using SENSE flex-M coil and SENSE body coil. SNR distribution was different by coil size.

8. パラレル MRI を用い感度補正を行う場合の CNR 測定法の問題点

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、われわれは新しい 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。

9. 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 mean square)-CNR 法を提案した¹⁷⁾。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(region of interest; ROI)を設置した場合の算出式を以下に示す。

$$CNR(\text{RMS}) = |S_A - S_B| / \{(SD_A^2 + SD_B^2) / 2\}^{1/2} \quad \dots \quad (9)$$

ただし、 $S_A=ROI\text{-}A$ の平均信号値、 $S_B=ROI\text{-}B$ の平均信号値、 $SD_A=ROI\text{-}A$ の標準偏差、 $SD_B=ROI\text{-}B$ の標準偏差とする。コントラストを表す $S_A - S_B$ 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)}。 $ROI\text{-}A$ と $ROI\text{-}B$ 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、

$$\Delta k = k - \text{ave}(k), \quad \Delta i = i - \text{ave}(i), \quad \Delta j = j - \text{ave}(j) \quad \dots \quad (10)$$

ただし、 $\text{Ave}(x)$ は確率変数 x の平均とすると、

$$\Delta k = (\Delta i + \Delta j) / 2 \quad \dots \quad (11)$$

となり、

$$\sigma_k^2 = \Delta k^2 = \sum \Delta k^2 R_k = \sum \sum \{(\Delta i + \Delta j) / 2\}^2 P_i Q_j = (\sigma_i^2 + \sigma_j^2) / 2 \quad \dots \quad (12)$$

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、

$$\sigma_k = \sqrt{\{(\sigma_i^2 + \sigma_j^2) / 2\}} \quad \dots \quad (13)$$

で求めることができる¹⁸⁾。

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無いところを選択し、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¹⁵⁾。

また、ファントムなど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。

$$CNR(\text{subtracted RMS}) = |S_A - S_B| / [\{ (SD_A / \sqrt{2})^2 + (SD_B / \sqrt{2})^2 \} / 2]^{1/2} \quad \dots \quad (14)$$

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

10. 臨床画像におけるパラレル MRI を用い感度補正を行う場合の SNR, CNR 測定法

臨床画像の評価においては、上述のごとく、空中での雑音測定が不可なため、差分法も可能ではあるが¹⁵⁾、倫理的な観点において同一関心領域法が推奨される。しかしこの場合、ROI 設定を行う個所が非常に重要となる。すなわち MRI における雑音評価は画像中の均一な信号が得られる領域が前提となるため、臨床画像のような組織による信号変化が生じる領域においては、雑音が過剰評価される。したがって、可能な限り信号変化が少ない領域で、なおかつ統計的変動が除外できる範囲で小さな ROI 設定が必要である。われわれの検討においては前述のごとく 50 ピクセル(7×7 ピクセル)程度を推奨している¹⁵⁾。しかし、その場合においても、理想的な雑音評価の 20% 程度は誤差として过大評価されることは認識しておくべきである^{13, 18)}。

おわりに

MRI の画像評価における SNR, CNR, コントラストの測定法について概説した。一般的に CNR は画像評価としてよく使用されるが、研究目的において、使い分けることが重要である。しばしば、コントラストの差を検討するとした study において CNR で評価している事例が散見するが、SNR も変化する場合、コントラストと SNR のどちらが影響して CNR が変化したか混在している場合が多い。また上述のごとく、一つの評価においても測定法が多く存在するため、研究目的に合致した最適な測定法を選択することが必要である。

以上概説したが、詳細に関しては参考文献を参照いただきたい。この報告が今後研究される皆様の少しでもお役に立てれば幸いである。

参考文献

- 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井 明, 他. 診療 MR 画像における面内 ZIP(zero-fill interpolation)の特性. 臨床放射線 2007; 52(6): 799-806.
- 小倉明夫, 中山佳樹, 石橋幸雄, 他. 高速スピニエコー画像の空間分解能評価 – echo train length と interecho spacing による影響 –. 日放技学誌 1997; 53(5): 590-594.
- 小倉明夫, 前田富美恵, 佐伯文人, 他. BLADE 画像の k-space trajectory が画像特性に及ぼす影響. 日磁医誌 2009; 29(1): 12-18.
- 小倉明夫, 中山佳樹, 石橋幸雄, 他. ファイナル MTF による MRI の空間分解能評価. 日放技学誌 1996; 52(8): 873-877.
- 小倉明夫, 宮井 明, 前田富美恵. Dynamic CT と Dynamic MRI の肝腫瘍検出能の比較(物理的評価). 臨床放射線 2003; 48(8): 921-929.
- 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 2003; 59(4): 508-513.
- 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(6): 778-783.
- 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井 明, 他. MRI 臨床画像 CNR 測定法に関する精度. 日放技学誌 2004; 60(11): 1543-1549.
- 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井 明, 他. MR 画像におけるスライス厚とマトリックスサイズが信号検出能に与える影響. 日放技学誌 2005; 61(8): 1140-1143.
- 宮地利明, 今井 広, 小倉明夫, 他. Parallel MRI における画像 SNR 測定法の問題点. 日放技学誌 2006; 62(1): 145-148.
- Miyati T, Imai H, Ogura A, et al. Novel SNR determination method in parallel MRI. Proc SPIE 2006; 6142: 61423o-1-7.
- Dierrick O, Raya JG, Reeder SB, et al. 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.
- 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 2007; 63(9): 1099-1104.
- National Electrical Manufacturers Association. Determination of signal-noise ratio in diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publications. MS 1, 1988.
- 小倉明夫. Parallel MRI における SNR 測定法. 日磁医誌 2008; 28(3): 177-184.
- 今井 広, 宮地利明, 小倉明夫, 他. 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(8): 930-936.
- 小倉明夫, 宮地利明, 前田富美恵, 他. パラレル MRI における CNR 測定法の提案: RMS-CNR 法. 日磁医誌 2009; 29(3): 97-103.
- 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博. 放射線画像情報工学 (II). 通商産業研究社, 東京, 1980: 11-24, 178-180.