

Parallel MRIにおけるSNR測定法

小倉明夫^{1,2}

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

はじめに

近年, magnetic resonance imaging (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. 画像評価法としては, signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR) がしばしば使用されるが, 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, 使用に注意が必要なが報告されている^{1)~3)}. その理由を要約する.

Fig. 1a 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. 1b に示すように, body coil の感度分布あるいはフィルター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,

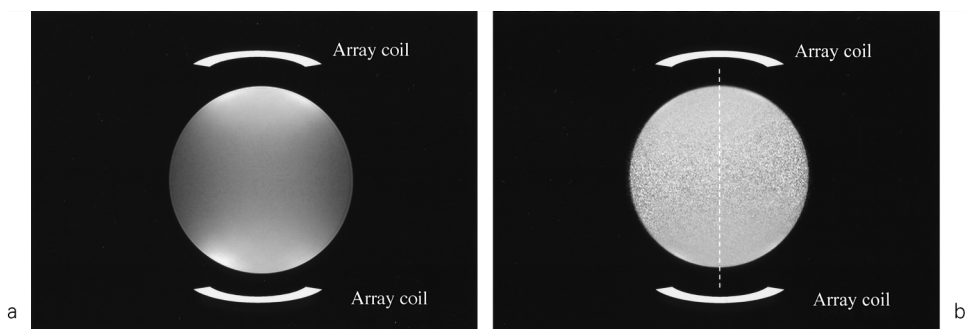


Fig. 1.

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.

キーワード parallel imaging, signal-to-noise ratio (SNR), the five fixed points subtraction method, SNR-mapping

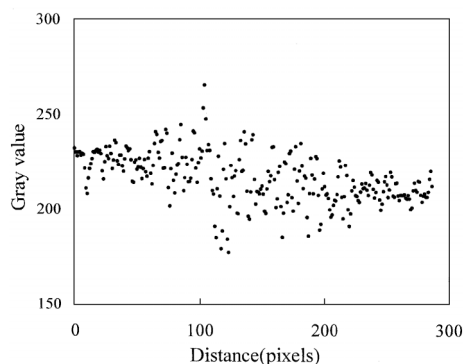


Fig. 2. Signal intensity in each pixel on a profile of uniform phantom using surface coils without uniformity filtered processing. The dispersion of a signal on central part was remarkable.

そのエリアの雑音も上昇することになる。Fig. 1b の点線上の信号強度分布が Fig. 2 であるが、中心部の感度補正処理を行っているエリアの信号のばらつきが目立つ。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。また、パラレル MRI では、SENSE factor (=倍速数)やジオメトリファクタに依存する、折り返しの展開処理による局所的な SNR の変化も問題となる。

したがって、従来のように撮像領域内の一点で 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、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、容易に想像可能である。

本稿では、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考案された SNR の測定法に関して解説する。なお、これらの解説には、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”によって行われた研究の一部報告を含んでいる。

従来法の問題点

従来法の問題点を明確にするため、次に示す検討を行った。PVA ゲルを封入した均一ファントムをスピネコー法、TR/TE : 300/20 ms, スライス厚 : 3 mm, FOV : 256 mm, ETL : 3, matrix : 256 として撮像した。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、SENSE (sensitivity encoding) を用い (SENSE factor2) body coil による感度マップで感度補正処理を行った。

2 回の撮像より、差分法を用いて Fig. 3 に示す、5 点の ROI 内の SNR を測定した。SNR 測定法は NEMA 基準⁴⁾に準ずる。加えて、雑音を空中 ROI から得る方法として、Fig. 3 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⁵⁾。

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

Fig. 3 に示す 5 点の ROI 内の差分法による SNR と air-1, air-2 より雑音を測定した SNR を Fig. 4 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、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。

以上より、フェイズドアレイコイルを使用し感度補正を行ったパラレル MRI では、従来の SNR 測定法は、そのまま適用できないことが理解できる。特に空中に ROI を設定し雑音を測定する方法は、従来、臨床画像の SNR 測定

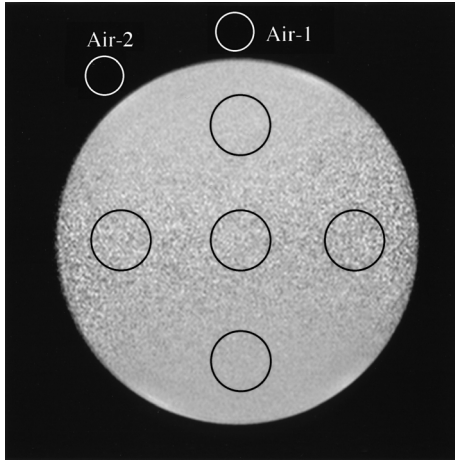


Fig. 3. Setting ROI in phantom for the SNR measurement and setting ROI in the air for the aerial noise method measurement

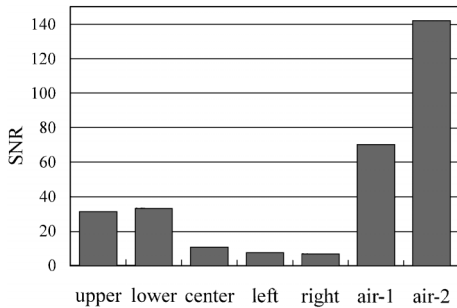


Fig. 4. SNR using the subtraction method in five ROIs show in Fig. 3 and SNR measured using the noise of the air-1 and the air-2. There was dependence on position in phantom for SNR. In addition, the method using a noise of the air ROI indicated too large value.

によく利用されてきたが，パラレル MRI では全く雑音を評価できていないことがわかる．差分法を用いた場合でも，コイルからの距離による SNR の位置依存性やジオメトリファクタに依存する折り返しの展開処理による局所的な SNR の変化が存在する．

新たな SNR 測定法の考案

1. 5 定点差分法

上記調査研究班に基づく，5 定点差分法の紹介と検証を行う．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. 5 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 ピクセル以上の円型 ROI を 5 点設定し，各位置での SNR を提示するものである．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ない．

本評価法の精度を検証するため，理論的な SNR 値と実測値との相関を検討した．ファントム撮像条件は TR/TE : 500/20 ms，スライス厚 : 3 mm，FOV : 256 mm とし，加算回数を 1 回から 8 回まで変化させ，差分のため 2 回ずつ撮像を行った．5 定点差分法による SNR 値の結果を Fig. 6 に示す．コイルに近い上下の ROI では SNR 値が高く，中心，左右では低い値となった．これらは，加算回数の増加とともに上昇した．横軸を加算回数の平方根とした場合，SNR 値が直線的に増加することから，本法が下記式に示す加算回数と SNR 値の関係に合致していることが理解できる．

$$SNR \propto \sqrt{NSA} / (g \times \sqrt{R}) \dots\dots\dots (2)$$

ただし，NSA : 加算回数，g : ジオメトリファクタ，R : SENSE factor

次に，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．SENSE factor = 2 を使用した．コイルサイズの異なる SENSE Flex-M coil と SENSE body coil での 5 定点差分法による SNR 値の比較は，Fig. 7 に示すようにコイルサイズの小さい SENSE

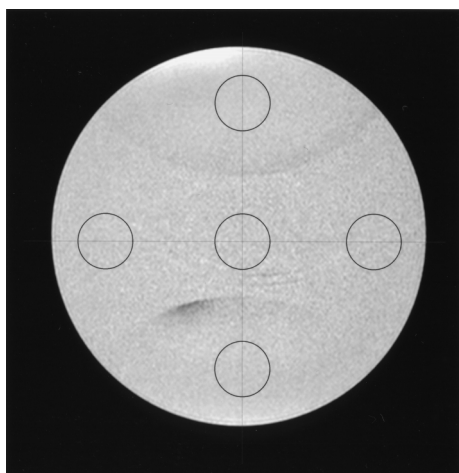


Fig. 5. ROI positions for the five fixed points subtraction method

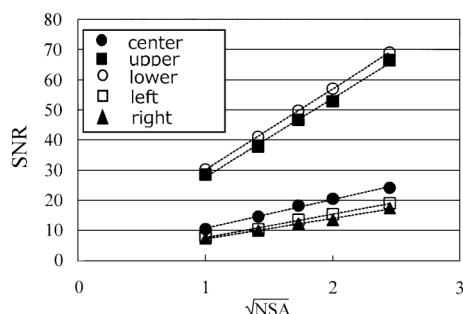


Fig. 6. SNR values in some \sqrt{NSA} at each position using the five fixed points subtraction method. Correlation showed a linear

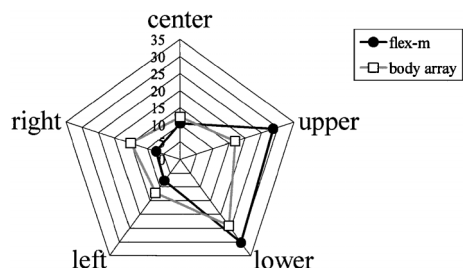


Fig. 7. SNR values for the five fixed points subtraction method using SENSE flex-M coil and SENSE body coil. SNR distribution was different by coil size.

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も SNR が高い傾向を示した。

以上より 5 定点差分法は、5 点を測定することにより撮像領域内の各位置における SNR が把握可能となる。異なる撮像法の比較においても、同位置に関する SNR の比較は可能となる。また、コイルのサイズやアライメントが異なる場合の SNR マップも簡便に測定可能となった。加えて本法は、加算回数に対する理論的な SNR 変化とも合致し、測定精度が高いと考えられた。

2. 差分マップ法

5 定点差分法をさらに展開した方法として、差分マップ法を提唱した。差分マップ法の撮像手順は差分法と同様である。SNR 測定の信号値は撮影した画像のうちの 1 枚における各ピクセル 7×7 近傍の平均値とし、雑音値は差分画像の同領域における標準偏差を $\sqrt{2}$ で除した値として、これらの除算で各ピクセルの SNR を算出している。これらを画像マッピングして SNR マップを作成している。すなわち、SNR の位置依存性を各ピクセルごとに、画像マップとして得ることができるというものである。本ソフトは上記調査班により作成されたものであるが、下記 URL よりフリーでダウンロード可能である。

http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/imgcom/archives/2006/07/parallel_mrnsnr_1.html

臨床画像に対する SNR 測定法

臨床画像における SNR 測定に関して、信号と雑音を同一 ROI から得る差分法と同一関心領域法において検討を行った。最初に、ファントム測定法で最も精度が高いと報告⁵⁾がある差分法を臨床画像に用いる場合の測定誤差に関して検証した。問題点を臨床差分画像に関する誤差に絞るため、パラレルイメージングを用い

ず、ボリュームコイル (body coil および head coil) を使用した。研究目的に同意を得たボランティアの頭部および腹部の撮像を連続して2回行い、その差分画像を作成した。差分処理は imageJ (Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA <http://rsb.info.nih.gov/ij/>) を使用した。人体の下に硫酸ニッケルを封入したボトルを設置し、その差分画像の標準偏差 (以

下、ファントム差分法) と人体差分画像に ROI を設定した標準偏差 (組織差分法) および差分を行わない人体画像に ROI を設定した標準偏差 (同一関心領域法) の値を比較した。撮像した頭部画像および設定 ROI を Fig. 8 に、腹部画像および設定 ROI を Fig. 9 に示す。ボリュームコイルを用いて撮像した Fig. 8 に示す頭部画像より、ファントム差分法、組織

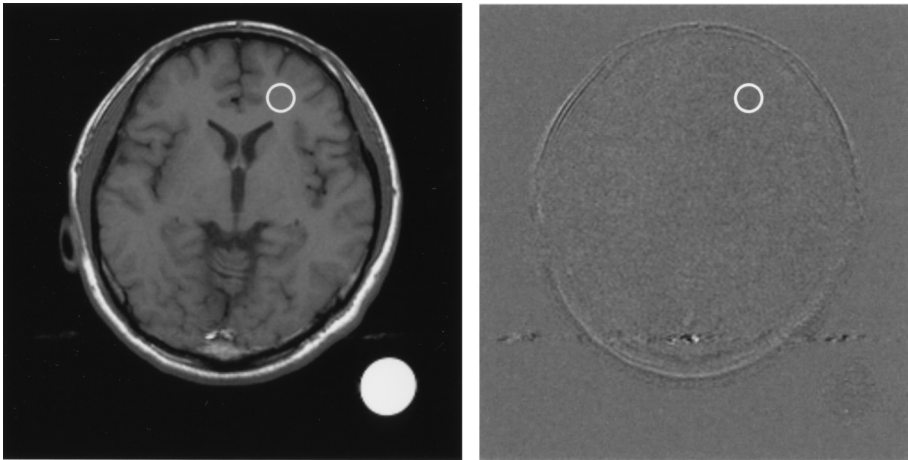


Fig. 8. The brain image and setting ROI using in this study. The above right is a subtraction image.

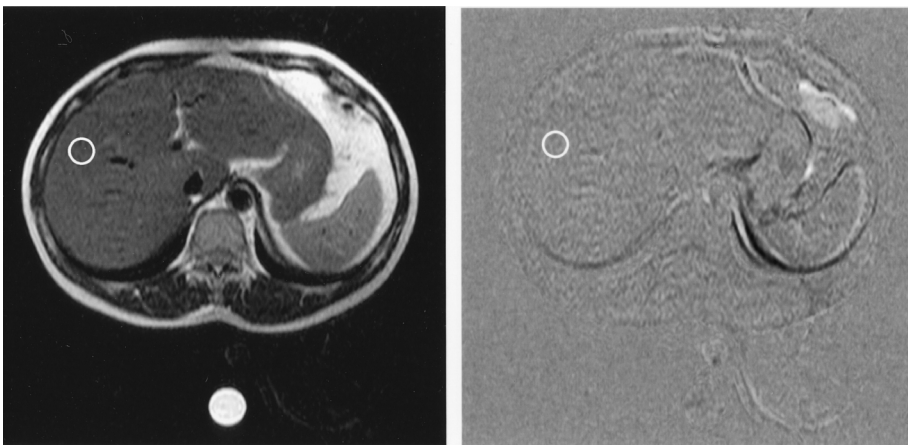


Fig. 9. The abdominal image and setting ROI using in this study. The above right is a subtraction image.

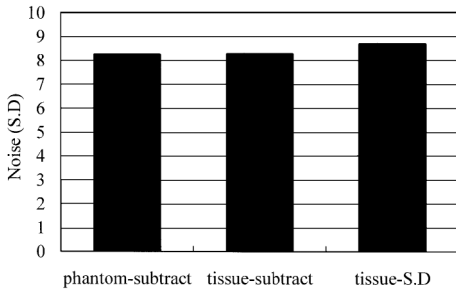


Fig. 10. Standard deviation using the phantom subtraction method, the organization subtraction method and the same ROI method at the human brain. The organization subtraction method showed a slightly high value than others.

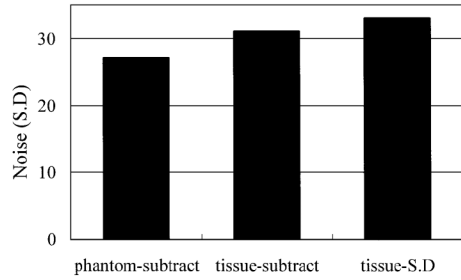


Fig. 11. Standard deviation using the phantom subtraction method, the organization subtraction method and the same ROI method at the human abdomen. The organization subtraction method showed a high value than others.

差分法, 同一関心領域法の標準偏差を比較した結果, Fig. 10 に示すようにファントム差分法と組織差分法は一致し, 同一関心領域法はファントム差分法に対し5%程度高い値を示した. Fig. 9 に示す腹部画像では Fig. 11 に示すように, 同一関心領域法と組織差分法がファントム差分法より8%程度高い値を示した.

次に同一関心領域法として, 人体腹部画像に数個のROIを設定し, その標準偏差の測定誤差を検討した. ROI設定位置は, 視覚的に信号値が均一な位置と比較的信号値が異なる位置と, 様々な条件を想定して, ROIサイズを50ピクセルとして測定を行った. Fig. 12 に示す腹部画像の8箇所の設定ROIにおいて, 標準偏差を測定した結果が Fig. 13 である. ROI内の信号変化が大きい箇所では, 標準偏差も大きな数値を示した.

以上より, 臨床画像を使用したパラレルMRIのSNR評価に関しては, 同一関心領域法が推奨される. Figs. 10, 11 に示すように, 測定精度から考えれば臨床画像の差分法の方が優れると考えるが, 臨床画像において, 差分のために連続した2回の撮像を行うことは, 倫理的に問題があると考えられる. したがって, 臨床画像のパラレルMRIのSNR評価は Fig. 11 より真値の10%程度高い雑音測定を示し,

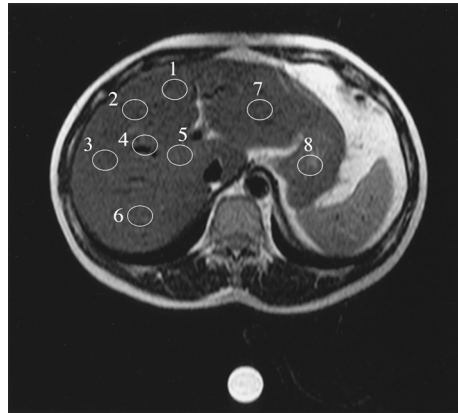


Fig. 12. Eight ROIs in the human abdomen using for the same ROI measurement

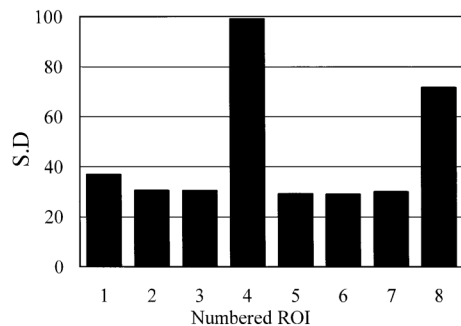


Fig. 13. Standard deviation in ROI of show in Fig. 12. Standard deviation was showed a high value for un-uniform of signal intensity in ROI.

SNR は平均 10% 程度過小評価されることが予測されるが、Fig. 13 に示すように ROI 設定において ROI 内の信号変化が少ない箇所を選択すれば、測定誤差も軽減すると考えられる。また ROI サイズに関しては、統計的変動を考慮し、文献 6 より、50 ピクセル程度の設定において測定誤差が少ないと報告されている。

ただし、臨床画像における同一関心領域法においても、パラレル MRI の位置依存性が存在するため、例えば異なる撮像法での SNR を評価する場合においても、同一位置で比較することが基本であることを忘れてはならない。

ま と め

フェイズドレイコイルを使用し感度補正を行ったパラレル MRI は、SNR 評価において撮像領域内の位置依存性が存在し、空中に ROI を設定し雑音を測定する方法は、使用不可である。そのため、ファントム撮像法として 5 定点差分法を提唱した。5 定点差分法はパラレル MRI において、撮像領域内の SNR マップを反映し、異なる撮像法やコイルアライメントの比較において有効であると考えられる。

また臨床画像を使用したパラレル MRI の SNR 評価においては、同一関心領域法を推奨する。この場合 SNR 値は過小評価されることが予測されるが、ROI 設定において ROI 内の信号変化が少ない箇所を選択し、ROI サイズを 50 ピクセル程度に設置することにより、最小限の過小評価で安定した数値が得られると考える。ただし、この場合においても位置依存性が存在するため、同一位置で比較することが重

要である。

謝 辞

本研究は、日本放射線技術学会学術委員会の学術調査研究班において行われた。筆者を除く研究班のメンバーを以下に示し、敬意を表する。

今井 広, 木藤善浩, 小林正人, 清水幸三, 土橋俊男, 土井 司, 町田好男, 宮地利明 (敬称略)。

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) Miyati T, Imai H, Ogura A, Doi T, Tsuchihashi T, Machida Y. Novel SNR determination method in parallel MRI. In: Proc of SPIE. 2006; 6142(3): O1-7
- 3) Dietrich O, Raya JG, Reeder SB, Reiser MF, Schoenberg SO: 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
- 4) National Electrical Manufacturers Association: Determination of signal-noise ratio in diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publications. MS 1, 1988
- 5) 小倉明夫, 宮井 明, 前田富美恵, 福武弘之, 菊元力也: MR 画像の SNR 測定に関する基礎的検討. 日放技学誌 2003; 59: 508-513
- 6) 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

Measurement of Signal-to-noise Ratio in Parallel MR Imaging

Akio OGURA^{1,2}

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*

Recently, parallel magnetic resonance (MR) imaging with arrays of receiver coils, such as sensitivity encoding (SENSE), was widely used. However, parallel MR imaging reconstruction does not permit use of conventional methods for determining image signal-to-noise ratio (SNR), such as the unfolding process and use of uniformity filters. Therefore, some novel methods have been reported. We researched accurate measurement of image noise for parallel MR imaging.

To evaluate SNR using phantoms, we recommend the 5-fixed-points subtraction method, which allows simple SNR mapping of imaging area and can be used to compare imaging techniques.

For clinical imaging, we suggest the same region-of-interest (ROI) method, which tends to underestimate but enables acquisition of stable numerical SNR value using ROIs of suitable position and size.