

撮像シーケンスとSNR測定法に関する検討

Examination about the relationship between image scan sequence and SNR measuring method

和田 陽一

総合病院 中津川市民病院 医療技術部 放射線技術科

Key words: signal-to-noise ratio, Image scan sequence, SNR evaluation method, Dispersion in measured value

【Abstract】

The measuring method of the signal-to-noise ratio (SNR) of a magnetic resonance image is an appraisal method used most. Fundamental study of each SNR evaluation method was performed in the past.

However, no studies which investigated the relationship between the image scan sequence and SNR measurement method, in the past.

In this study, we computed the SNR value by each SNR measuring method using the image (50 sheet per sequences) obtained by each image scan sequence.

As a result, we understood that a SNR value had dispersion in measured value by the image scan sequence, and even if it is the same image, measured value had big fluctuations by a measuring method.

By this study, the relation between an image scan sequence and a SNR measuring method became clear. Therefore, it became clear that there is the necessity of choosing a SNR measuring method carefully.

【要旨】

信号雑音比 (signal-to-noise ratio : SNR) は最も頻回に使用される評価法である。過去に各SNR評価法の基礎的検討はなされているが、撮像シーケンスとSNR測定法の関連を調査したものはない。本研究においてわれわれは、各撮像シーケンスで得られた画像 (各50枚) を用いて各SNR測定法によりSNR値を算出した。結果として、撮像シーケンスによりSNR測定値のパラツキの範囲が異なること、使用した測定法により同一画像であっても測定値が大きく変動する場合があることが分かった。さらに関心領域の大きさが測定値に影響を与えることも判明した。本研究により、撮像シーケンスの違いによる各種SNR撮像法の特性が判明し、実測においては測定法を慎重に選択する必要性が明確となった。

緒 言

磁気共鳴画像 (Magnetic resonance imaging : MRI) 装置の性能評価法はAAPM (American Association of Physicists in Medicine) およびNEMA (National Electrical Manufacturers Association), EU (European Union) などでその多くが規定されている¹⁻¹⁰⁾。その中で、信号雑音比 (signal-to-noise ratio : SNR) は最も頻回に使用される評価法である。SNRは雑音変動に対する信号の大きさを評価するものであり、いくつかの評価法が提案されている。過去に各種SNR評価法の基礎的検討はなされている¹¹⁾が、撮像シーケンスとのSNR測定法の関連を調査したものはない。今回われわれは、各種撮像シーケンスとSNR評価法との関係について評価・検討を行った。

1. SNR評価法

今回の評価に用いた評価法は以下の4種類である。

1-1 差分法

$$SNR = \sqrt{2} \quad M_s / SD_{sub}$$

M_s : 関心領域内の信号強度の平均値

SD_{sub} : 信号強度測定と同一関心領域における
2画像の差分画像の信号標準偏差

1-2 同一関心領域法

$$SNR = M_s / SD_s$$

M_s : 関心領域内の信号強度の平均値

SD_s : 信号強度測定と同一関心領域の標準偏差

1-3 空中雑音法

$$SNR = (2 - \pi/2)^{1/2} \quad M_s / SD_b$$

Youichi Wada

Department of Medical Technology Nakatsugawa Municipal General Hospital

M_s : 関心領域内の信号強度の平均値
 SD_s : バックグラウンドの標準偏差

1-4 空中信号法

$$SNR = (\pi/2)^{1/2} M_s / M_b$$

M_s : 関心領域内の信号強度の平均値
 M_b : バックグラウンドの信号値

2. 方法

2-1 使用機器

MRI装置は1.5 tesla MRI (Magnetom Symphony, Siemens, Erlangen, Germany)を用いた。使用ファントムは装置付属のボトル型ファントム (1.25g MnCL4 * 4H₂O + 2.62g NaCL / per 1,000g H₂O, T₁値: 291msec, T₂値: 273msec, 直径200mm), 使用コイルは装置付属のcircular polarized (CP) 型 Headコイルを用いた。解析用ソフトとしてImage J (National Institutes of Health, software version: 1.43v) を使用した。

2-2 SNR測定

各SNR評価法と撮像シーケンスの関係を評価する目的で、ボトルファントムを用いてFig.1に示す配置で撮像を行った。各撮像シーケンスの測定回数は50回とした。撮像した画像をImageJにdigital imaging and communications in medicine (DICOM) 規格で転送し、同一の画像群を1-1から1-4で示した各

手法により、撮像シーケンスごとにSNR値の平均・分散を求めた。

撮像条件決定に当たっては、過去に差分法が最も理論値と相関が高いとの報告があり¹¹⁾、差分法により得られたSNR値が、各撮像シーケンスで可能な限り同一となる条件を、加算回数を変化させて求め使用した。なお、差分法は連続する2画像を用いて時系列にサブトラクション画像を作成し、このサブトラクション画像を用いて信号の標準偏差を求めた。各SNR値測定時には、得られた画像内に断面積の約80%¹¹⁾の大きさの関心領域 (region of interest: ROI) 1を設定して、各評価法の信号値および差分法、同一関心領域法の標準偏差値の算出に用いた。空中雑音法・空中信号法に用いたバックグラウンドにおける信号・雑音の測定箇所をFig.1に示す。ROI 2はファントム断面積の5%の大きさである。得られた測定値の分散の評価はF検定を用いて行った。

検討した撮像シーケンスは、以下に示す5種類である。

spin echo (SE) 法: repetition time (TR) 500msec, echo time (TE) 15msec, slice thickness 5mm, number of signal average (NSA) 1, field of view (FOV) 230mm, matrix 384 × 269, band width (BW) 100Hz/pixel.

turbo spin echo (TSE) 法: TR 4,000msec, TE 91msec, slice thickness 5mm, NSA 2, FOV 230mm, matrix 384 × 269, BW 100Hz/pixel, turbo factor (TF) 15.

gradient echo (GRE) 法: TR 100msec, TE

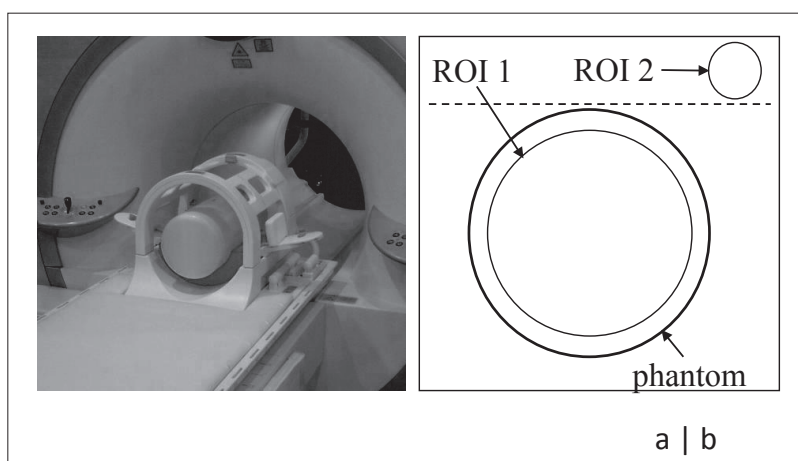


Fig.1 The arrangement of the phantom used for this study (a), and measurement ROI (b).

6.1msec, slice thickness 5mm, NSA 2, FOV 230mm, matrix 384 × 269, BW 170Hz/pixel, flip angle 90°.

SE型single-shot echo-planar (EPI) 法: TR 1,000 msec, TE 186msec, slice thickness 5mm, NSA 80, FOV 230mm, matrix 286 × 286, BW 1,310Hz/pixel, reduction factor 1, EPI factor 143.

Half-Fourier acquisition single shot turbo spin ech (HASTE) 法: TR 1,150msec, TE 90msec, slice thickness 5mm, NSA 18, FOV 230mm, matrix 256 × 256, BW 465Hz/pixel, TF 128.

とした。

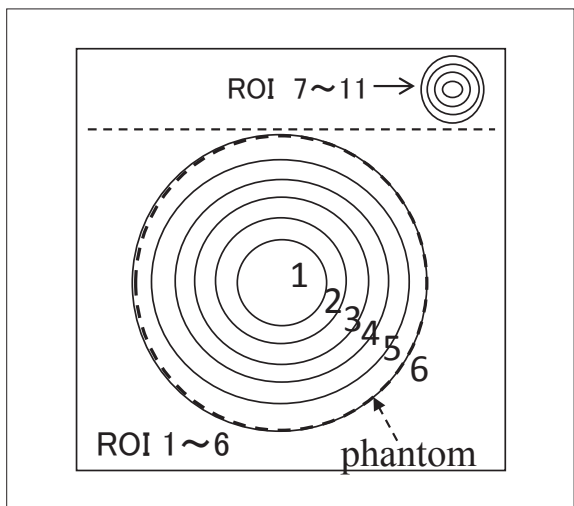


Fig.2 The schematic diagram of Setup ROI

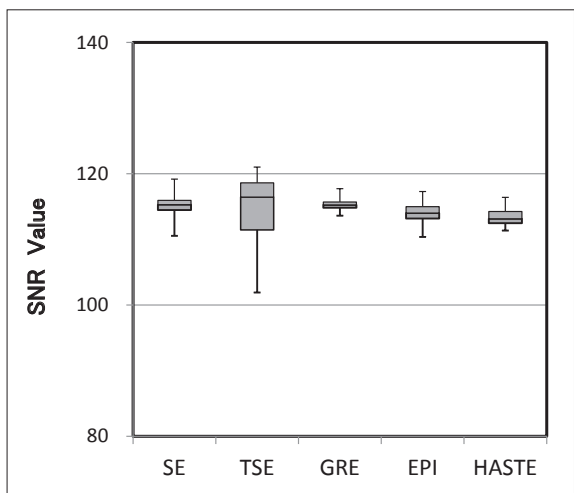


Fig.3 Dispersion in SNR measured value (Method using the difference between two image)

2-3 ROIサイズと撮像シーケンス

ROIサイズとSNR測定値の関係を撮像シーケンスごとに検討を行う目的で、2-2で得られた各撮像シーケンスの画像を用い、差分法ではFig.2に示すROIサイズで、同一関心法においては、ファントムの断面積の4%, 15%, 33%, 51%, 75%, 100%と変化させてSNR値を測定した (ROI 1~6)。

空中雑音法・空中信号法では、ファントム断面積の5%, 2.75%, 1.6%, 1.3%, 0.3%にROIの大きさを変化させてSNR値を測定した (ROI 7~11)。

3. 結果

3-1 SNR測定

同一断面画像を用いて測定したSNR測定結果を、測定方法ごとにFig.3からFig.6に示す。

差分法においては各撮像シーケンスの平均SNR値は同等であるが、検定の結果、各撮像シーケンス間で測定値が等分散とならず、測定値の分散の大きさが異なる結果となった。特にTSE法においては、他の撮像シーケンスと比較してSNR測定値が大きく変動した。GRE法では、測定値の変動が小さくなった。同一領域関心法では、測定平均値が撮像シーケンスにより異なる結果となった。測定値のバラツキはTSE法・SE法は大きく、GRE法・HASTE法では小さくなった。空中信号法・空中雑音法では、EPI法において測定値が他の手法と比較して大きく異なる結果となった。特に空中信号法では、測定値がSE法などの5分の1程度となった。空中信号法では、SE法・TSE法とGRE法間

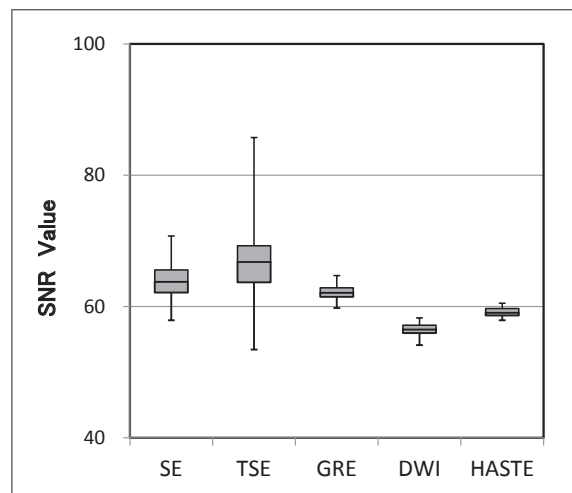


Fig.4 Dispersion in SNR measured value (Method using the same image)

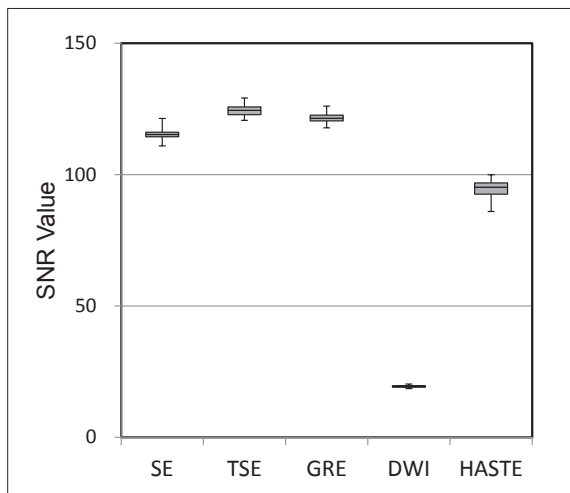


Fig.5 Dispersion in SNR measured value
(Method using the air signal)

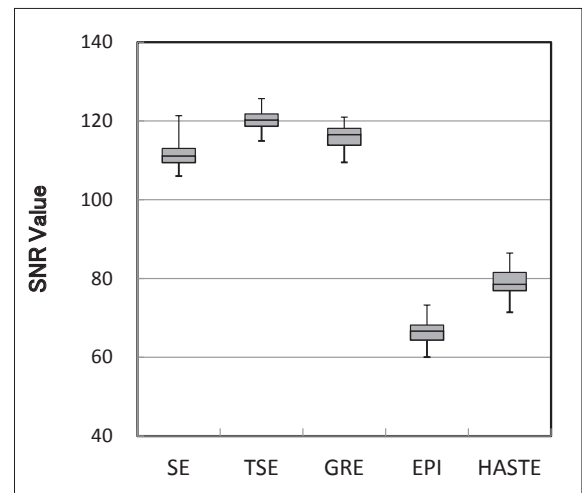


Fig.6 Dispersion in SNR measured value
(Method using the air noise)

では等分散となり、測定値のバラツキは認められなかった。空中雑音法では、SE法とGRE法間のみ等分散となったが、他は測定値にバラツキが認められた。

3-2 ROIサイズと撮像シーケンス

測定ROIサイズを変化させた時の各測定法のSNR測定値の変化をFig.7からFig.10に示す。横軸はファントムの断面積を1.0としたときの面積比で示している。空中信号法と空中雑音法においては撮像領域の大きさの制限で、ファントムの断面積の5%を1.0として同様に面積比で示す。

差分法では、SE法・TSE法・GRE法のROIの大きさを変化させても測定値の変化は認められなかった。

EPI法・HASTE法では、ROIサイズが大きい場合、測定値に10~20%程度変動を認めた。ただし、ROIサイズとの相関は認められなかった。同一関心領域法では、全撮像シーケンスにおいてROIサイズが大きいほど測定値が小さくなった。SE法・TSE法・GRE法では、ROIサイズと測定値に一次関数的な相関が認められた。EPI法・HASTE法では測定値が大きく変動した。空中信号法は、TSE法においてROIサイズが大きい時5%ほど測定値が小さくなった。HASTE法では、ROIサイズが大きいほど測定値が大きくなった。空中雑音法では、SE法・TSE法・GRE法はROIサイズの変化に伴う測定値の変化は認められなかった。HASTE法は、ROIサイズが大きいほど測定値は大きくなっ

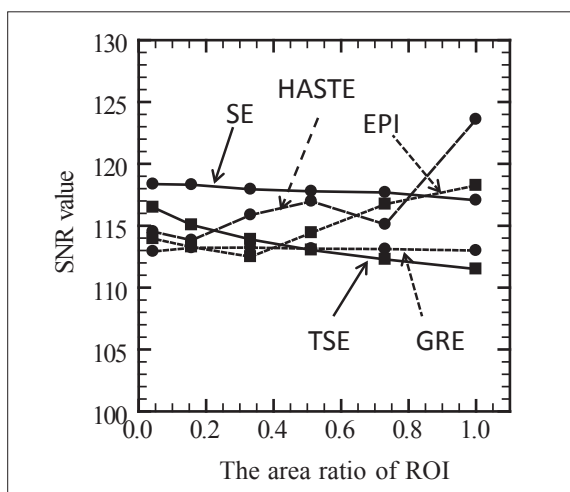


Fig.7 Relationship between ROI size and a SNR value
(Method using the difference between two image)

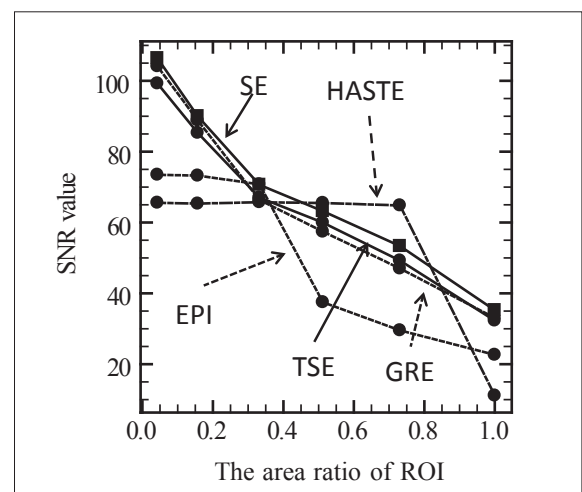


Fig.8 Relationship between ROI size and a SNR value
(Method using the same image)

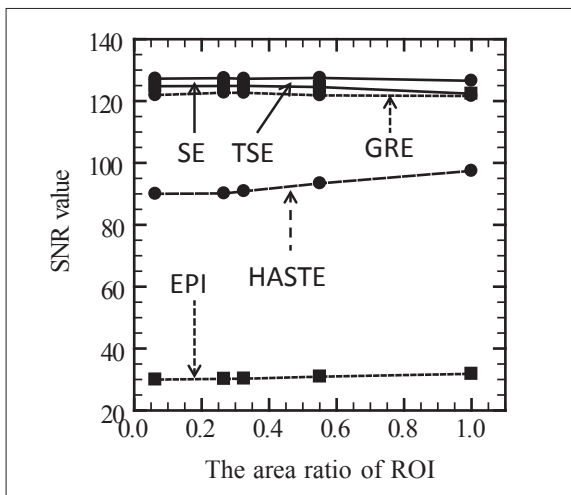


Fig.9 Relationship between ROI size and a SNR value (Method using the air signal)

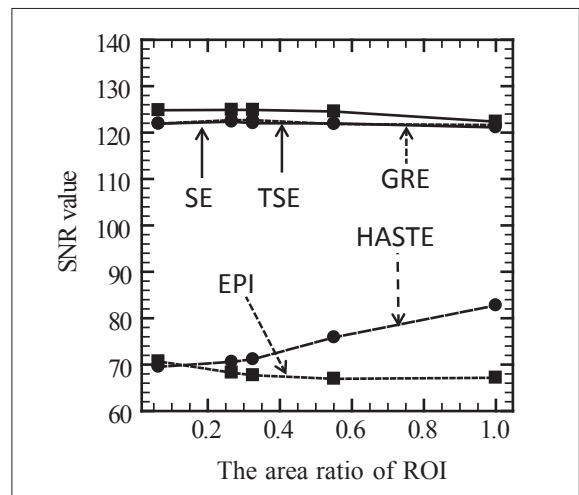


Fig.10 Relationship between ROI size and a SNR value (Method using the air noise)

た. EPI法は, ROIサイズが大きくなるにつれ, わずかに測定値は小さくなった.

4. 考 察

SNR測定法と撮像シーケンスとの関連について検討を行った. いずれのSNR測定法においても, 撮像シーケンスによりSNR測定値のバラツキが認められた. しかし, その度合いは差分法では小さく, 空中信号法・空中雑音法において大きい結果となった. この各SNR測定法において測定値がバラつく要因として, 有限サンプリングによって生ずるリングング, 静磁場の不均一, 傾斜磁場の不均一, RFの不均一などが考えられる^{9, 12-16}. さらにMRI特有の, 磁化率変化に伴う局所磁場の乱れが原因となるアーチファクトなども, 測定値に影響を与えていると考えられる.

差分法においては同等SNR下の測定で, 測定平均値が同等であっても測定値のバラツキが撮像シーケンスごとに異なり, 測定値の分散を考慮に入れた測定が必要であることが示唆された. 差分法において, SE法・GRE法などに比較してTSE法のバラツキが大きい結果となった要因として, スティミュレイトドエコーの影響が測定値のバラツキに影響を与えたと考えられる.

空中信号法・空中雑音法では, EPI法・HASTE法の測定値が大きく懸け離れた値となり, 実測においてこれらの測定法は使用すべきではないと考えられる. 値が大きく懸け離れた理由として, 撮像法特有のアーチ

ファクトが原因であると考えられる. 特にSE法などと比較してバックグラウンド上の信号値の変動が大きく, EPI法・HASTE法では, バックグラウンドで雑音を測定する測定法は使用できないと考えられる.

測定ROIの大きさを変化させた場合の測定値への影響について小倉ら¹¹⁾は, 差分法では極端に小さい場合を除いて影響はないと述べているが, この研究では対象はSE法のみを検討であり, 今回, われわれの検討では, 差分法であってもEPI法・HASTE法では, ROIサイズにSNR測定値に影響を受ける場合があることが分かった. 特にファントム断面積の80%以上のROIサイズでは測定値に変動が認められ, 実測ではファントム断面積の50~80%程度の測定が望ましいと考えられた.

EPI法・HASTE法では, 測定に空中信号法・空中雑音法は使用すべきではなく, どうしても使用せざるを得ない場合は, ROIサイズをファントム断面積の2%程度にすべきであると考えられた.

5. 結 語

撮像シーケンスの違いによる, 各種SNR撮像法の特長について検討を行った. 撮像シーケンスにより使用が困難であると考えられるSNR測定法があり, 実測において十分に測定法の検討が必要である. 同時に, 測定ROIサイズも測定値に影響を与える場合があり, 差分法であっても撮像シーケンスによってはROIサイズを十分に検討する必要がある.

図の説明

- Fig.1 検討に用いたファントムの配置図と測定ROI
 Fig.2 設定ROIの模式図
 Fig.3 SNR測定値のバラツキ(差分法)
 Fig.4 SNR測定値のバラツキ(同一関心領域法)
 Fig.5 SNR測定値のバラツキ(空中信号法)
 Fig.6 SNR測定値のバラツキ(空中雑音法)
 Fig.7 撮像シーケンスの違いによるROIサイズとSNR測定値の関係(差分法)
 Fig.8 撮像シーケンスの違いによるROIサイズとSNR測定値の関係(同一関心領域法)
 Fig.9 撮像シーケンスの違いによるROIサイズとSNR測定値の関係(空中信号法)
 Fig.10 撮像シーケンスの違いによるROIサイズとSNR測定値の関係(空中雑音法)

参考文献

- 1) Price RR, Axel L, Morgan T, et al.: Quality assurance methods and phantoms for MR imaging Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No.1. Med Phys, 17(2), 287-295, 1990.
- 2) ACR 1997 Standards book: Virginia. American Coege of Radiology, 93-97, 345-416, 1997.
- 3) National Electrical Manufacturers Association. Determination of signal-to-noise ratio in diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publication MS, 1-2008, 2008.
- 4) 日本放射線技術学会MRIに関する技術的検討班: MRIに関する技術的検討班報告. 日放技学誌, 49(7), 962-971, 1993.
- 5) 日本放射線技術学会MRI装置の性能評価法の検討班: MRI装置の性能評価法の検討. 日放技学誌, 55(12), 1167-1179, 1999.
- 6) 宮地利明, 華房敬之, 成田廣幸, 他: MRI装置の画質評価. 日放技学誌, 49(6), 825-832, 1993.
- 7) 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. 日本放射線技術学会, 京都, 206-237, 2000.
- 8) 日本放射線技術学会 編: 臨床放射線技術実験ハンドブック(上). 通商産業研究社, 東京, 1996.
- 9) 藤田広志, 真田茂, 宮地利明, 他: デジタル時代の画像評価の基礎と応用 7 MRIの画像評価. 日放技学誌, 58(1), 40-48, 2002.
- 10) EEC Concerted Research Project: Identification and characterization of biological tissues by NMR. Concerted Research Project of the European Economic Community. IV. Protocols and test objects for the assessment of MRI equipment. Magn Reson Imaging, 6, 195-199, 1988.
- 11) 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.
- 12) Stuart Clare, Marcello Alecci, Peter Jezzard: Compensating for B1 inhomogeneity using active transmit power modulation. Magn Reson Imaging, 19, 1349-1352, 2001.
- 13) Riccardo Lattanzi, Dalliel K. Sodickson, Aaron K. Grant, et al.: Electrodynamics Constraints on Homogeneity and Radiofrequency Power Deposition in Multiple Coil Excitations. Magn Reson Med, 61, 315-334, 2009.
- 14) Roland Bammer, Stefan Skare, Rexford Newbould, et al.: Foundations of Advanced Magnetic Resonance Imaging. The journal of the American Society for Experimental Neuro Therapeutics Vol.2, 167-196, 2005.
- 15) C. C. Olson, J. T. Vaughan, A. Gopinath: Calculation of B1 fields in MRI coils by the Method of Moments. IJBEM, Vol.7 No.1, 284, 2005.
- 16) Zelaya FO, Roffmann WU, Crozier S, et al.: Direct visualisation of B1 inhomogeneity by flip angle dependency. Magn Reson Imaging, 15(4), 497-504, 1997.