原 著

論文受付
2015 年 3 月 9 日
論文受理
2015 年 8 月 21 日
Code No. 862

単板ファントム傾斜板法を用いた MRI 3D 撮像における解像特性評価の検討

吉田 礼^{1,2} 町田好男² 引地健生¹

¹ 栗原市立栗原中央病院放射線科

² 東北大学大学院医学系研究科保健学専攻画像情報学分野

緒 言

Magnetic resonance imaging system (MRI) において, three-dimensional Fourier transform (3DFT) 法は, 構造を立体的かつ詳細に把握するための撮像法として広く用いられている. 短時間で高分解能の 3D 撮像を可能とするために, エコー信号を k 空間に充填する際には, パルスシーケンス上のさまざまな工夫が施されている. 例えば, 3D 高速スピンエコー (fast spin echo: FSE) においては, 再収束パルスのフリップ角を変化させることでマルチエコー信号のみかけの信号変動あるいは T₂ 減衰を抑制し, 非選択再収束パルスによってエコー間隔 (echo spacing: ESP) を短縮する方法が用いられている^{1, 2)}. しかし, 単純に繰り返し

時間 (repetition time: TR) を短縮した gradient field echo (GRE) 系の 3D 撮像と違い, 各エコーの信号強度特性が完全にフラットになるわけではないため, k 空間への MR 信号の割り当て方法の違いによって, 3D 画像の各断面のブラーリングに違いが生じることが報告されている³⁾. このように複雑な特性を持つ最近の 3D 撮像法について, その解像特性の評価の必要性があらためて高まってきた.

これまで MRI の解像特性の評価に関してはさまざまな報告があり, その中で精確な計測法としては, 宮地らによる複素減算法による modulation transfer function (MTF) 計測の報告などがあるものの^{4, 5)}, 特殊なファントムと絶対値演算前の複素数データが必要

Evaluation of Resolution Characteristics in Three-dimensional MR Imaging Using Single Plate Thin-Ramp Method

Rei Yoshida,^{1, 2*} Yoshio Machida,² and Takeo Hikichi¹

¹ Department of Radiology, Kurihara Central Hospital

² Health Sciences, Tohoku University Graduate School of Medicine

Received March 9, 2015; Revision accepted August 21, 2015

Code No. 862

Summary

Recent remarkable progress of fast imaging techniques in 3D MRI has emphasized the importance of evaluation of its resolution characteristics. A trial point spread function (PSF) measurement was conducted using the ramp method, a conventional measurement method for the slice profile of 2D imaging, as an approach to evaluate the resolution characteristics of 3D imaging. However, problems peculiar to 3D imaging have arisen, such as artifacts and offsets in the slice selective direction. Therefore, we attempted PSF measurement using a phantom having a single-plate construction with only a simple ramp part (Single Plate Thin-Ramp Method) to respond to these shortcomings. By employing appropriate positioning and simple post processing, we obtained a PSF easily in both phase encoding and slice selective directions without the artifacts and offsets described above. Furthermore, it was possible to evaluate the change of resolution characteristics depending on the scan condition in three-dimensional MR image.

Key words: three-dimensional (3D), point spread function (PSF), resolution characteristics

*Proceeding author

となる。また、edge spread function (ESF) を用いた方法も試みられているものの^{6, 7)}、データ処理によって作業が煩雑になるなどの短所があった。それらの理由から、実際の解像特性の評価にはピンやスリットファントムによる視覚的評価が行われることも多い⁸⁾。また、特殊なファントムを用いた 3D 撮像の解像特性の評価法も提案されているが⁹⁾、やはり一般に使用するのは困難である。McRobbie らによる検討も、特殊なファントムによる評価を試みているが¹⁰⁾、得られた line spread function (LSF) の正確性については問題が残っている。それに対して、できるだけ一般的な計測用ファントムや計測法を用いた評価法を意図した検討として、標準的な一対の傾斜板ファントムを用いた従来からの「傾斜板法」による 3D 撮像の解像特性の計測法の詳細検討が報告されている¹¹⁾。この報告では、スライス選択(slice selective: SS)、位相エンコード(phase encode: PE)の両方向のプロファイルとして、point spread function (PSF) の計測が可能であることが示されている。しかしながら一方で、傾斜板の周辺構造から発生するスライス方向へのリングングアーチファクトがプロファイルデータのオフセットとして重畳し、正確な PSF を計測するにはオフセット補正による煩雑な処理が必要になるなど、3D 撮像に固有の問題点があると報告されている。

その問題点に対応するために、われわれは、周辺構造を持たない極めてシンプルな単板構造のファントムを作成し、これを用いた「傾斜板法」による解像特性の評価が可能かどうか検討を行った。本論文では、3D 撮像における単板ファントムによる傾斜板法を用いた解像特性の計測による実際の評価結果、更に計測上の注意点について報告する。

1. 方法

1-1 MR 装置およびファントム

使用した MR 装置は静磁場強度 1.5 T の Philips 社製 Achieva, 使用コイルは Head SENSitivity Encoding (SENSE) 8 ch コイルで quadrature モードを使用した。使用したファントムは、標準的な一対の傾斜板ファントム¹¹⁾とは異なり、周辺構造からの影響を取り除くために周辺構造そのものを省略した、1 枚の薄板のみからなるファントム(単板ファントム)を使用した。単板ファントムの外観と構造を Fig. 1 に示す。ファントムは長さ 200 mm、幅 70 mm、厚さ 11 mm のアクリルで構成された板状のもので、ファントム内の長さ 190 mm、幅 60 mm、厚さ 1 mm の隙間部分の対角部分に設置された穴部分から、経口造影剤である

Fig. 1 Single-plate phantom used for experiment. (a) Phantom geometry, (b) Phantom appearance, and (c) Phantom setting.

ボースデル内用液の 23% 水溶液 (主成分は $\text{MnCl}_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$, T_1 値は 455.5 ms, T_2 値は 74.5 ms) を充填した (以降、隙間部分に充填されている液体部分を傾斜板と称す)。ファントムの設定については、PSF の計測においてオブリーク撮影は計測結果にほとんど影響しないこと¹¹⁾から、単板ファントムを複数のクッションで固定した状態でコイル内の任意の方向に設置し、更に振動対策のためにコイル全体をバンドで固定した (Fig. 1c)。

1-2 撮像シーケンスおよび使用ソフト

3D 撮像によって、 T_1 -weighted image ($T_1\text{WI}$) と T_2 -weighted image ($T_2\text{WI}$) を得た。 $T_1\text{W}$ のパルスシーケンスは、conventional spin echo: CSE と fast spin echo: FSE で、TR: 400 ms, echo time (TE): 10 ms とした。FSE では、echo train length (ETL): 3, echo spacing (ESP): 10 ms, refocus flip angle (RFA): 180° とし、k-space ordering はマルチエコーを ky 方向の中心から外側方向に交互に順に充填する centric とした。また、 $T_2\text{W}$ のパルスシーケンスは、FSE (TR: 3000 ms, TE: 100 ms, ETL: 24, ESP: 8.3 ms, RFA: 180°)、k-space ordering はマルチエコーを ky 方向に順に充填する sequential とした。いずれの 3D シーケンスにおいても、加算回数は 1 回、field of view (FOV): 192×192 mm とし、PSF 計測方向が SS 方向の場合には、収集マトリクス: $192 \times 192 \times 45$ (ボクセルサイズ: $1 \times 1 \times 2$ mm)、PE 方向の場合にはそれぞれ $96 \times$

Fig. 2 PSF measurement in the SS direction.

(a) 3D slab (dotted arrow line) setting, (b) Line ROI setting on a 3D central section for the PSF measurement, and (c) Measured PSF.

96×45(ボクセルサイズ:2×2×2 mm)とし、再構成マトリクスはいずれも192×192×45とした。また、再構成フィルタや画像フィルタ処理は操作上可能な範囲ですべてオフとし、PSF算出用の三次元絶対値画像データを得た。

次に、得られた画像データを digital imaging and communications in medicine (DICOM) 形式の画像としてパーソナルコンピュータに取り込み、National Institutes of Health (NIH) で開発されたフリーウェアである ImageJ¹²⁾ を用いてプロファイルデータを得た。プロファイルデータはピーク信号を1として正規化し、Microsoft 社製表計算ソフト Excel にて画質指標の計算やグラフ表示を行った。

1-3 SS 方向の PSF 計測

はじめに、単板ファントムの長手方向に対し、3Dスラブを角度 θ (1.5 節参照) だけ傾斜させ (Fig. 2a) 得られたスライス画像の傾斜板部分に対し、読み出し (readout: RO) 方向に沿って線状の region of interest (ROI) を設定した (Fig. 2b)。更に計測精度向上のために隣接の平行 30 ラインの加算平均を行い stretched profile としてのプロファイルデータを取得した。この stretched profile に対して $\tan \theta$ で決まる係数を乗じることでスケール補正を行い、最終的なスライス

プロファイルとして properly scaled profile を得た (Fig. 2c)。ただし本法においては、Fig. 2a の画像におけるファントムの傾斜角 θ を画像上であらためて計測し、以下のスケール補正を行った。

$$y = x \tan \theta \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 x は線 ROI の読み取り方向である周波数エンコード方向の画像上での大きさ (本検討では 1 mm/pixel) で、 y はスケール補正によってスライスプロファイルとしての横軸の大きさに換算した値である。例えば θ が 11.3° の場合、0.2 mm/pixel となる。更に、線形補間を用いて PSF の full width at half maximum (FWHM) を算出し比較した。

1-4 PE 方向の PSF 計測と FWHM の算出

単板ファントムの長手方向に対し、位置決め撮影のスライスを角度 θ だけ傾斜させ (Fig. 3a)、得られた断面像に垂直に 3D スラブを設定し撮像を行った (Fig. 3b)。撮像によって得られた 3D スライス画像 (Fig. 3c) の傾斜板部分に対し RO 方向に沿って線 ROI を設定し、更に計測精度向上のために複数のスライス画像のラインデータを加算平均し、SS 方向と同様に傾斜角によるスケール補正を行うことによって、PE 方向の PSF を算出した (Fig. 3d)。また、FWHM を算出し

Fig. 3 PSF measurement in the PE direction. (a) Planning slice (gray line) setting, (b) 3D slab (dotted arrow line) setting, (c) Line ROI setting on 3D slices for the PSF measurement, and (d) Measured PSF.

比較した。

なお、三次元空間における二次元薄板の三次元像は「面拡がり関数」“plane spread function”というべきものになり、拡がり方向としては面と直交する一次元となるが、以下で述べるプロセスで算出する関数もこの一次元の拡がり関数である。字義どおりの point spread function ではないが、本論文では“PSF”と記述することとする。

1-5 検討項目

1-5-1 検討項目 1：設定傾斜角の検討

傾斜板の長軸方向に対する撮影スラブの設定傾斜角 θ を約 8° , 11.3° , 15° , 30° , 45° と変化させ SS 方向の PSF を 5 回計測し、得られた PSF の形状と FWHM (5 回計測の平均値で算出) から計測に適切な傾斜角を検討した。更に、コイル内におけるファントムの設置自体を変えながら傾斜角 11.3° で 5 回計測された FWHM の標準偏差を算出し、計測の再現性について評価を行った。

1-5-2 検討項目 2：SS 方向の PSF 計測

撮像条件 (Table) における 3 シーケンスの SS 方向

Table Scan conditions

	T ₁ W CSE	T ₁ W FSE	T ₂ W FSE
ETL	—	3, 6, 8	24
TR (ms)	400	400	2000
TE (ms)	10	10	100, 150
k-space ordering (ky)	—	centric	sequential

の PSF を 11.3° の傾斜角で 1 回計測し、その形状と FWHM を比較した。

1-5-3 検討項目 3：PE 方向の PSF 計測

撮像条件 (Table) における 3 シーケンスの PE 方向の PSF を 11.3° の傾斜角で 1 回計測した。更に T₁W FSE については ETL を 3, 6, 8 と変化させ、T₂W FSE については実効 TE を 100 ms (ESP : 8.3 ms), 150 ms (ESP : 12.5 ms) と変化させて、PSF の形状と FWHM の比較を行った。

1-5-4 検討項目 4：設定傾斜角の読み取りエラーによる FWHM の計測誤差の検討

設定傾斜角の読み取りエラーによる FWHM の計測誤差の割合を算出し、設定傾斜角と FWHM の計測誤

Fig. 4 Comparison of PSF with tilt angle.

(a) Geometric comparison of PSF with a tilt angle of 8–15°, (b) Geometric comparison of PSF with a tilt angle of 15–45°, and (c) FWHM comparison at each tilt angle.

差との相関を検討した。

2. 結果

2-1 設定傾斜角の検討

PSFの形状については、傾斜角が15°以下でsinc形状のPSFが得られたものの(Fig. 4a), 30°以上ではPSF全体の形状が崩れた(Fig. 4b)。また、FWHM(Fig. 4c)については、30°、45°と角度を大きくするに従って、2.64 mm、3.55 mmと次第に大きくなった。また、コイル内におけるファントムの設置自体を変えながら傾斜角11.3°で5回計測されたFWHMの標準偏差については、1.2%程度であった。

2-2 SS方向のPSF計測

いずれのシーケンスにおいてもsinc形状のPSFが得られ(Fig. 5a), FWHM(Fig. 5b)についてもそれぞれの計測値の差が0.02 mm程度とほとんど変化しなかった。

2-3 PE方向のPSF計測

T₁W CSEのPSFは、SS方向と同様にsinc形状を示したのに対し、T₁W FSEのPSFは、ETLの増加に伴ってメインローブの形状が大きくなるとともに、サイドローブの形状が小さくなった(Fig. 6a)。ETL

Fig. 5 Comparison of PSF in the SS direction.

(a) Geometric comparison of PSF in T₁W CSE, T₁W FSE, and T₂W FSE and (b) FWHM comparison in T₁W CSE, T₁W FSE, and T₂W FSE.

Fig. 6 Comparison of PSF in the PE direction.
(a) Geometric comparison of PSF in T_1 W CSE and T_1 W FSE, (b) Geometric comparison of PSF in T_2 W FSE, (c) FWHM comparison in T_1 W CSE and T_1 W FSE, and (d) FWHM comparison in T_2 W FSE.

の増加に伴うメインローブの形状の増大については、FWHM の計測結果 (Fig. 6c) においても ETL の増加に伴う FWHM の増加が確認可能であった。更に T_2 W FSE については、実効 TE : 150 ms に対し実効 TE : 100 ms に設定すると、PSF の形状がなだらかなり (Fig. 6b), FWHM においても 2.93 mm から 3.20 mm に増加した (Fig. 6d)。

2-4 設定傾斜角の読み取りエラーによる FWHM の計測誤差の割合

設定傾斜角が小さくなるにつれて読み取りエラーによる FWHM の計測誤差の割合が次第に大きくなり、 10° 以下の設定傾斜角では読み取りエラーによる FWHM の計測誤差の割合が顕著になった (Fig. 7)。

3. 考 察

傾斜板法を用いた PSF 計測のこれまでの報告¹¹⁾では、ファントムの傾斜板の周辺構造からのアーチファクトやオフセットの発生、更にオフセットに対する煩雑な補正処理が計測上の問題として挙げられていたが、今回得られた計測結果においては、計測上の問題となるようなアーチファクトやオフセットは認められなかった。このことから、周辺構造を省略し傾斜板部分のみのファントムで計測することで、すべての画像

Fig. 7 Comparison of FWHM error with measured angle. FWHM error when measurement angles differences with setting tilt angle were -0.5° , -0.1° , 0.1° , and 0.5° , respectively.

においてゴーストなどのアーチファクトやオフセットのない PSF を容易に得ることが可能になり、更にオフセットの補正という煩雑な処理が不要になった。これらのことから、単板ファントム傾斜板法を用いることにより、傾斜板の角度補正による簡単な処理で PSF の計測が可能になった。

3-1 傾斜板法の検討について

設定傾斜角の検討について 11.3° 以下で良好な形状

の PSF を得ることが可能であった。その理由として、 11.3° 以下の傾斜角設定の場合には、角度補正によって、FWHM の範囲内に 6 点以上の計測点が得られることが考えられる。このことは、National Electrical Manufacturers Association (NEMA) のスライスプロファイル計測の報告¹³⁾における、スライスプロファイル計測において FWHM の範囲内に少なくとも 6 点の計測点が必要であるという内容に合致する。ただし 15° については軽微な形状の変化は認められるものの、FWHM の計測値は 11.3° 以下とほぼ同等であることから、 15° 程度でも計測による評価は十分可能であると思われた。

次に、SS 方向の PSF 計測について述べる。MRI における 3D 撮像は、3DFT 法が標準的な方法として確立している¹⁴⁾。SS 方向では、PE 方向と同じように位相のエンコードが行われ、フーリエ変換法の画像化の原理からは、これらの両方向の PSF の基本形は sinc 関数そのものとなる。今回の計測において、 T_1 W CSE, T_1 W FSE, T_2 W FSE すべてのシーケンスでほぼ同様な sinc 形状を示した。この結果は、SS 方向には充填される信号強度がフラットであるためと考えられる。 2 mm スライス厚における SS 方向のプロファイルの FWHM の平均値は 2.56 mm で、これまでの報告¹¹⁾と同様にスライス厚の 1.28 倍程度だった。この値は、スライス厚と傾斜板厚の条件に基づいた一次元の sinc 関数と矩形関数の畳み込みによる FWHM の計算値 1.22 倍に対して若干大きめである。このように FWHM が大きめに計測される原因として k 空間フィルタの影響などが考えられるが、その他に、本来の plane spread function を 2 方向に積分して PSF を得る一連の過程における傾斜の影響が大きいためとも考えられ、引き続き詳細な検討が必要であると考えている。

PE 方向の PSF 計測については、CSE では、 k 空間に充填されるエコーの信号強度が ky 方向でフラットな特性を持つため、PSF は原理どおりに sinc 形状を示すが、FSE では、 k 空間に充填されるエコーの信号強度が T_2 減衰による変化を持つため、PSF はそれに対応して変化する^{15, 16)}。今回の計測においては、撮像設定に依存した解像特性の変化を計測することが可能であった。

3-2 計測法の精度について

傾斜板法の精度については、傾斜板の厚みによる誤差、単板構造のファントムによる誤差、計測傾斜角による誤差、そして傾斜板法そのものによる誤差がそれ

ぞれ精度に影響すると考えられる。

傾斜板の厚みについては、吉田らが行ったシミュレーションによると、傾斜板の厚みがスライス厚の半分の場合には 1.6% 程度と見積もられる誤差が生じる¹¹⁾と報告されている。次に、単板構造のファントムについては、一对の傾斜板を用いた場合には傾斜角の回転誤差の補正が可能である³⁾のに対し、単板構造のファントムでは同様の補正方法が不可能であるために、実際に計測用に得た三次元画像におけるファントムの傾斜角を精度よく求めることが課題となる。実際には、位置決め撮像機能で設定可能な範囲で、所定のファントムが 11.3° の傾きとなる基準座標を決めて画像 (Fig. 3a) を得る。計測に用いる 3D 画像は Fig. 3c の画像の座標で取得するので、ファントムの傾斜角をこの画像上からできるだけ正確に計測すればよい。ただしこの過程において、実際に設定された傾斜角に対し画像から計測される傾斜角が異なる場合には計測傾斜角による誤差が生じ、結果として FWHM の計測精度に影響する。Fig. 7 の設定傾斜角の読み取りエラーによる FWHM の計測誤差から、 10° 以下の設定傾斜角では読み取りエラーによる FWHM の計測誤差の割合が顕著になる。一方、 30° 以上の設定傾斜角では、3-1 で述べたとおり、PSF の形状が大きく劣化し、更に計測誤差が大きくなることから、単板ファントム傾斜板法における設定傾斜角は、 10° 以上、 15° 以下程度にしなければ誤差の要因となるために注意を要する。

次に、傾斜板法そのものによる誤差について述べる。傾斜板法においては、PSF を計測する対象のエンコード方向と直交の方向 (ライン ROI を計測する方向) の影響を受ける。具体例として、 T_1 WI における RO 方向で計測された PSF の比較を Fig. 8a に示す。1-4 で示した PE 方向の計測条件を RO 方向の計測に適用して撮像し計測した場合、CSE で計測された RO 方向の PSF は、PE 方向の PSF 形状とほぼ同様の sinc 形状を示すものの、TSE ETL : 8 で撮影した場合には、RO 方向の PSF が若干変化し FWHM も増加する (Fig. 8b)。その理由として、本検討の撮像条件では RO 方向の PSF は理論的には sinc 形状から変化しないものの、傾斜板を用いて RO 方向を計測した場合には、ピクセル値を読み取る方向である PE 方向における PSF の変化の影響が結果として、RO 方向における PSF の変化として現れる。このことから、傾斜板法によって計測された PSF は、PSF を求める際の積分の投影方向の違いによる誤差を反映したものであるということができよう。そのために、精度の向上の

Fig. 8 PSF measurement in the RO direction (T₁WI). (a) Geometric comparison of PSF in T₁W CSE and T₁W FSE (ETL: 8), (b) FWHM comparison in T₁W CSE and T₁W FSE (ETL: 8).

方法としては、傾斜させず垂直に単板を設定し計測することによってピクセル値を読み取る方向の影響を排除する、あるいは傾斜角を小さく設定し計測することによってピクセル値を読み取る方向の影響を少なくすることが考えられるが、前者については3D撮像の各方向を精度よく計測する撮像条件の検討が必要であり、後者については、先述したように設定傾斜角を小さくするとごくわずかな読み取りエラーが大きな計測誤差になってしまうために、誤差を小さくするための処理方法の検討が必要と思われる。

以上のことから、傾斜板法で設定する傾斜角については、これらのことを考慮して設定する必要があると考えられた。

3-3 計測法の再現性について

計測の再現性に影響を与えるものとしてファントムの設置方向が考えられる。ファントムの設置方向については、吉田らがオブリーク撮影の影響が小さいことを報告している¹¹⁾。単板のみを用いた本傾斜板法においても、更にコイル内におけるファントムの設置自体を変えながら傾斜角11.3°で5回計測し得られたFWHMの標準偏差は1.2%程度とごくわずかであり、先述した傾斜板の厚みによる誤差や設定傾斜角の計測誤差とほぼ同程度であることから、ファントムの設置方向は計測の再現性にはほとんど影響しないと考えられた。

以上のように、本傾斜板法は3D撮像のPE・SS方向の比較評価も可能であることから、3Dの解像特性の評価には十分有用であると考えられた。

PSFによる解像特性の評価については、FWHMによる比較などいくつか方法が考えられるものの、あくまでも形状も含めて主観的な比較にとどまる。その理由として、今回の計測によって得られるPSFは複素数データによるものではなく絶対値処理した後のものであるために位相情報が消失する。しかし絶対値処理したデータであれば、すべての撮像装置でも3D撮像の解像特性の評価は充分可能であると思われる。

4. 結 語

傾斜板法にて3D撮像の解像特性を表すPSFを計測するには、傾斜板部分のみのシンプルな構造である単板ファントムを用いることで、3D撮像のPSFを容易に計測することが可能になり、結果、撮像条件による解像特性の変化を評価することが可能になった。

なお、本論文の要旨は、第69回日本放射線技術学会総合学術大会(2013年4月、横浜)にて発表した。

参考文献

- 1) Hennig J, Weigel M, Scheffler K. Multiecho sequences with variable refocusing flip angles: optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states (TRAPS). *Magn Reson Med* 2003; 49(3): 527-535.
- 2) Busse RF. Reduced RF power without blurring: correcting for modulation of refocusing flip angle in FSE sequences. *Magn Reson Med* 2004; 51(5): 1031-1037.
- 3) Busse RF, Brau AC, Vu A, et al. Effects of refocusing flip angle modulation and view ordering in 3D fast spin echo. *Magn Reson Med* 2008; 60(3): 640-649.
- 4) Miyati T, Fujita H, Kasuga T, et al. Measurements of MTF and SNR(f) using a subtraction method in MRI. *Phys Med Biol* 2002; 47(16): 2961-2972.
- 5) Steckner MC, Drost DJ, Prato FS. Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. *Med Phys* 1994; 21(3): 483-489.

- 6) 服部真澄, 小山修司, 前田尚利. MRIにおける実用MTF測定法—エッジ法を使用して. 日放技学誌 2002; 58(4): 487-494.
- 7) Delakis I, Xanthis C, Kitney RI. Assessment of the limiting spatial resolution of an MRI scanner by direct analysis of the edge spread function. Med Phys 2009; 36(5): 1637-1642.
- 8) Price RR, Axel L, Morgan T, et al. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging: report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 1. Med Phys 1990; 17(2): 287-295.
- 9) Moon SY, Hornak JP. A volume resolution phantom for MRI. Magn Reson Imaging 2010; 28(2): 286-289.
- 10) McRobbie DW. A three-dimensional volumetric test object for geometry evaluation in magnetic resonance imaging. Med Phys 1997; 24(5): 737-742.
- 11) 吉田 礼, 町田好男, 小倉隆英, 他. 傾斜板法を用いた3D撮像のスライスプロファイル計測に対する一考察. 日放技学誌 2012; 68(11): 1456-1466.
- 12) Abramoff MD, Magalhaes PJ, Ram SJ. Image processing with ImageJ. Biophotonics International 2004; 11: 36-42.
- 13) National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publications MS 5-2010, Determination of Slice thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. Rosslyn (VA), USA, 2010.
- 14) Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, et al. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. New York, John Wiley & Sons, 1999: 207-302.
- 15) Constable RT, Gore JC. The loss of small objects in variable TE imaging: implications for FSE, RARE, and EPI. Magn Reson Med 1992; 28(1): 9-24.
- 16) Qin Q. Point spread functions of the T2 decay in k-space trajectories with long echo train. Magn Reson Imaging 2012; 30(8): 1134-1142.

問合せ先

〒987-2202 栗原市築館宮野中央 3-1-1
栗原市立栗原中央病院放射線科 吉田 礼