

垂直磁場方式MRI装置における磁場中心簡易評価の検討

A Study on Simple Evaluation of the Magnetic Center in a Vertically Oriented MRI System

須賀 龍也*

医療法人 風早会 外科野崎病院

Key words: magnetic center, vertical mri system, simple method evaluation, signal-to-noise ratio, signal intensity

【Abstract】

The uniformity of the static magnetic field (B_0) in MRI systems is a critical factor affecting image quality, and identifying the magnetic center is clinically important. In this study, we evaluated a vertical-field MRI system using a joint coil and a bottle phantom. Imaging was performed at 11 locations including the magnetic center. Signal intensity (SI), signal-to-noise ratio (SNR), and uniformity (U) were assessed. SI values were visualized using grid-based contour mapping to evaluate the characteristics of the magnetic center. This method does not require specialized equipment and can be implemented using standard console functions. It may serve as a simple and reproducible approach for evaluating the magnetic center in clinical settings.

【要 旨】

MRI装置における静磁場 (B_0) の均一性は画質に影響する重要因子であり、磁場中心の把握は臨床的に有用である。本研究では垂直磁場方式MRI装置を対象に、関節用コイルとファントムを用いて磁場中心を含む計11点で撮像し、信号強度 (Signal Intensity : SI)、信号雑音比 (Signal-to-Noise Ratio : SNR)、均一性 (Uniformity : U値) を評価した。信号強度 (SI) をグリッド化し、等高線表示により磁場中心の特性を視覚的に評価した。本法は簡便かつ再現性のある評価法として有用と考えられる。

緒 言

magnetic resonance imaging (MRI) 装置における静磁場 (B_0) の均一性は、画像の信号強度やゆがみに影響を及ぼす重要な要素である。特に、磁場中心 (アイソセンター) は最も均一性が高く、安定した画質が得られる位置であるため、撮像位置の最適化や画質の安定化には磁場中心の把握が重要となる。磁場中心の評価には、ガウスメーターやテスラメーターなどの専用機器を用いる方法¹⁾ が知られている。しかし、これらの機器は臨床現場に常備されていない場合も多く、簡便に磁場中心を確認できる方法が求められている。また垂直磁場方式のMRI装置はオープン構造で患者に優しい設計である一方、構造上の制約から磁場中心の視覚的把握が難しいという課題がある。さらに磁場は経年変化や環境要因によりわずかに変動する可能性があり、定期的な確認が望ましい。臨床現場で簡便に磁場中心を評価できる方法が確立できれば、画質の

安定化や再現性の向上に寄与すると考えられる。

そこで本研究では、専用機器を用いずに、装置付属のファントムと関節用コイルを活用し、磁場中心の位置と均一性を簡便かつ視覚的に評価する方法の有用性を検証した。

1. 方 法

1-1 使用機器およびファントム

本研究に使用したMRI装置はAIRIS II comfort 0.3T V3.6A (富士フイルム, 東京) である。撮像には関節部用ソレノイドコイル (Mサイズ) を用いた。なお、コイルの本体寸法は幅260 mm×高さ200 mm×奥行き63 mmを使用した。本コイルはメーカー仕様上、コイル中心から前後方向に少なくとも ± 5 cmを含む有効感度領域 (感度) を有しており、本研究で設定したZ軸方向 ± 5 cmの測定点はいずれも感度に含まれる。使用したファントムは装置付属のNiCl₂水溶液ファントムであり、寸法は外径121 mm、高さ245 mmである。内容物の緩和特性として、 T_1 値は108 ms、 T_2 値は97 msであった。統計解析にはEZR (version 1.68, 自治医科大学附属さいたま医療センター, 埼玉) を使用し、等高線およびグラフ化にはMicrosoft Excel (Microsoft, Redmond, WA,

SUGA Tatsuya*

Medical Corporation Kazahayakai Geka Nozaki Hospital

* E-mail: ts0714xp@yahoo.co.jp

Received November 6, 2025 ;accepted February 12, 2026

USA) を用いた。

1-2 撮像条件

撮像シーケンスはSpin Echo (SE) 法とした。撮像条件はrepetition time (TR) : 800 ms, echo time (TE) : 15 ms, flip angle : 90°, band width : 74.2 Hz/pixel, slice thickness : 10.0 mm (NEMA MS 1-2008に準拠), matrix size (frequency×phase) : 256×256, field of view (FOV) : 135 mm, number of signal averages (NSA) : 2とした。slice orientationはaxial slice orientation (AX) とし (1座標当たりの撮像時間 : 約13分35秒), 5回撮像した平均値を実測値とした。

1-3 測定方法

物理評価の測定配置 (a) および磁場中心へのセット状態 (b) をFig.1に示す。National Electrical Manufacturers Association (NEMA) 法^{2), 3)}に準じて、コイルおよびファントムを磁場中心と仮定した点に配置し、AX面においてファントム中心の1スライスの2回連続撮像を行った。これを5回繰り返し、得られた画像から平均値を算出した。臨床での位置合わせ方法としては、寝台を最上昇位置まで上げ、投光器によりコイル中心と被検体 (またはファントム) 中心を一致させた後、寝台スライド機構により磁場中心へ送り込む手順としている。

なお、ファントム撮像の各測定箇所をFig.2に示す通り、XY平面上の9点 (X=-5, 0, +5 cm, Y=-5, 0, +5 cm) およびZ軸方向の3点 (Z=-5, 0, +5 cm) の計11点とした。Z軸方向の測定では、ファントムを横置きとし、中心の直交断面を基準に±5 cmの位置で同一サイズのROIを配置した。

評価項目はsignal intensity (SI), signal-to-noise ratio (SNR), uniformity (U) とした。SIは装置のコンソール上で、75%の円形関心領域region of interest (ROI) を配置して読み取りを実施した (a)。SNRは、Image1とImage2の差分画像を用いて算出した (b)。U値はROI内の最大信号値をSmax, 最小信号値をSminとし、以下の式

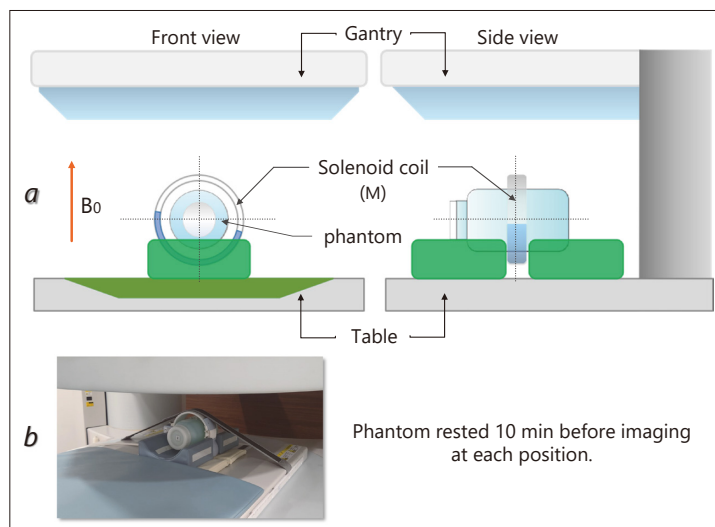


Fig.1 Setup of Phantom and Solenoid Coil (M) at Magnet Center in MRI Gantry

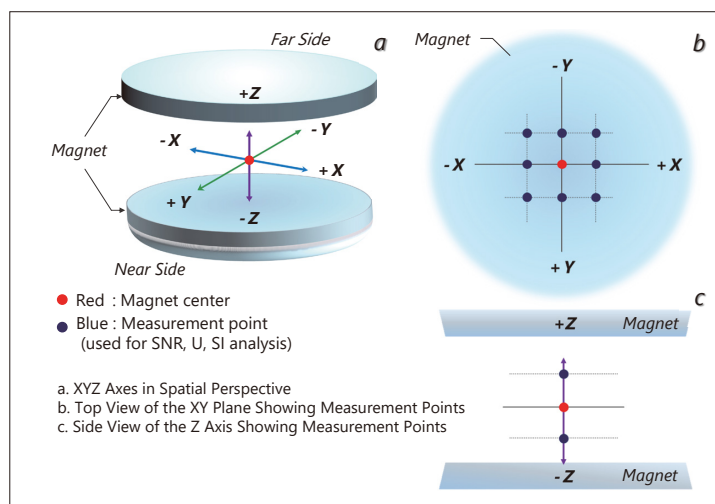


Fig.2 Measurement Grid for SNR, Uniformity, and SI Analysis in XY Plane and Z Axis

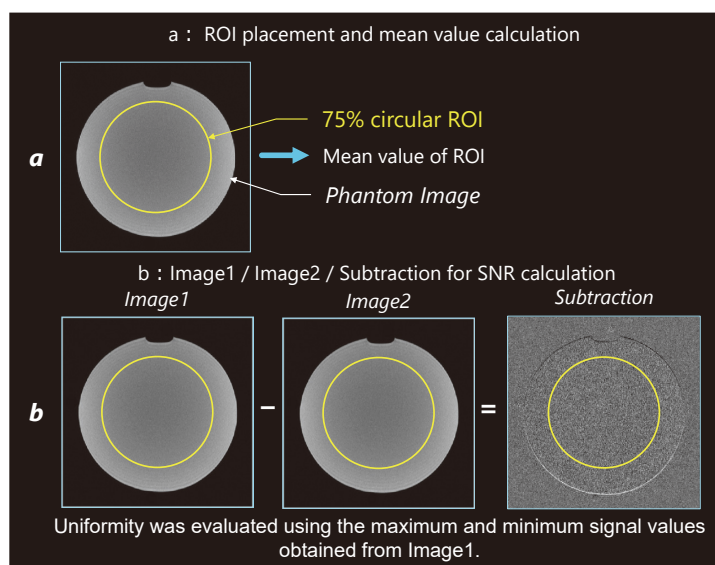


Fig.3 Signal Reading and Difference Image Processing Performed on the Console

(1)によりSNR, (2)の式でU%を求めた。なお, SNRおよびU値の数値計算は装置コンソールの処理機能により自動的に実行されるが, ROIの配置および差分画像の作成は手動で実施した (Fig.3)。ROIの配置はMRI経験15年以上の診療放射線技師1人が行った。なお, ROI内の最大信号値 (Smax) および最小信号値 (Smin) は, 装置コンソールおよびImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) により取得し, 両者が一致することを確認した。

$$\text{SNR} = \text{SI}_{\text{Image1}} \times \sqrt{2} / \text{SD}_{\text{sub}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$\text{U\%} = 100 \times (\text{Smax} - \text{Smin}) / (\text{Smax} + \text{Smin}) \quad \dots\dots\dots (2)$$

1-4 統計学的検定

XY平面およびZ軸方向におけるSI, SNR, U値の統計学的検定には, 多重比較検定⁴⁾ (Steel-Dwass multiple comparison test) を用いて, 磁場中心と仮定した点 (X=0, Y=0) を基準とし, 周囲の測定座標を対照群として, $p < 0.05$ を有意とした。

1-5 等高線表示処理

得られた信号強度の測定値を基に, XY平面上の9点における信号分布を可視化するため, Microsoft Excelによるグリッド表示を用いて等高線図を作成した (Fig.4)。Excelによる表示は簡易かつ視認性に優れており, 臨床現場での迅速な評価や教育的活用にも適している。測定点の座標はX=-5, 0, +5 cm, Y=-5, 0, +5 cm (Table 1) とし, 各点の信号強度を2次元配列として格納し, Excel上で色分けを行った。

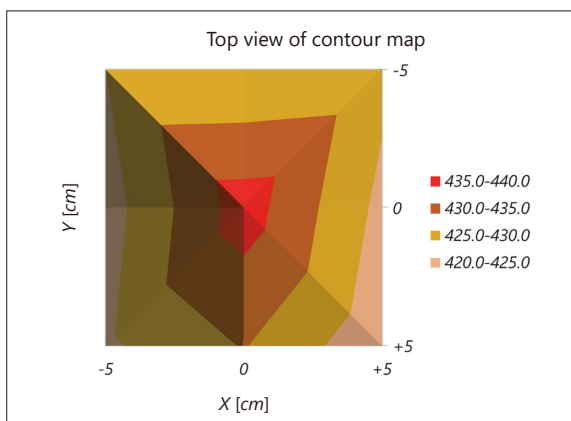


Fig.4 Contour Map of Signal Intensity on the XY Plane Created Using Excel

Table 1 Grid Coordinates Used for Signal Analysis and Visualization

Grid coordinates used for contour mapping (XY plane) and line plotting (Z-axis)

Y \ X	-5	0	+5	Z
-5				+5
0				0
+5				-5

2. 結 果

2-1-1 XY平面における信号強度

XY平面上の9点における signal intensity (SI) の測定結果を Table 2 に示す。これらの値を基に, Microsoft Excelによるグリッド表示で等高線図を作成した (Fig.4)。磁場中心 (X=0, Y=0) では最も高い値を示し, 周囲の測定点と比較して視覚的にも明瞭な差異が確認された。中心から外周に向かって信号強度が漸減する傾向が見られた。統計学的検定の結果を Table 3 に示す。Steel-Dwass検定により, 磁場中心と周囲の測定点との間に有意差は認められなかった ($p \geq 0.05$)。

Table 2 Grid Values of Signal Intensity on the XY Plane

Y \ X	-5	0	+5
+5	426.3	425.3	424.9
0	423.7	437.5	422.6
-5	421.3	430.3	424.1

Table 3 Measured Signal Intensity Values on the XY Plane and Z Axis

X-axis	Y-axis	Z-axis	Signal Intensity (Mean $\pm$ SD)	Significance
-5	-5	0	426.3 $\pm$ 0.61	n.s.
0	-5	0	425.3 $\pm$ 0.38	n.s.
+5	-5	0	424.9 $\pm$ 0.56	n.s.
-5	0	0	423.7 $\pm$ 0.39	n.s.
0	0	0	437.5 $\pm$ 0.25	n.s.
+5	0	0	422.6 $\pm$ 0.78	n.s.
-5	+5	0	421.3 $\pm$ 0.88	n.s.
0	+5	0	430.3 $\pm$ 0.44	n.s.
+5	+5	0	424.1 $\pm$ 0.97	n.s.
0	0	-5	431.9 $\pm$ 0.71	* $p < 0.05$
0	0	0	437.5 $\pm$ 0.25	-
0	0	+5	402.8 $\pm$ 1.09	n.s.

* : $p < 0.05$ vs Z=0 (Steel-Dwass test)
n.s.: not significant ($p \geq 0.05$)

2-1-2 Z軸方向における信号強度

Z軸方向のSI測定値をTable 4に示す。これらの値を基にFig.5に折れ線グラフとして視覚化した結果、磁場中心であるZ=0が437.5と最も高く、Z=-5が431.9、Z=+5が424.1と低下傾向を示した。またZ=0と他の測定点との間には有意差が認められた ($p<0.05$)。

2-2-1 XY平面におけるSNRおよび均一性

Table 5に、XY平面におけるSNRとU値を示す。磁場中心 (X=0, Y=0) ではSNRが 55.0 ± 0.13 と最

も高く、U値も 12.7 ± 0.19 と安定していた。磁場中心から離れるにつれ低下傾向を示したが、同平面上では有意差は認められなかった ($p\geq0.05$)。

2-2-2 Z軸方向におけるSNRおよび均一性

Z軸方向におけるSNR (Table 6) およびU値 (Table 7) を示す。さらに折れ線グラフにより視覚化された結果をFig.6およびFig.7に示す。磁場中心となるZ=0が55.0と最も高く、次いでZ=-5の測定点が53.6、Z=+5の測定点では48.9と低く、有意差が認められた ($p<0.05$)。均一性評価では、Z=0が12.7と最も安定しており、Z=-5が13.5、Z=+5が25.8と低下した。

Table 4 Grid Values of Signal Intensity Along the Z Axis

Z	SI
-5	431.9
0	437.5
+5	424.1

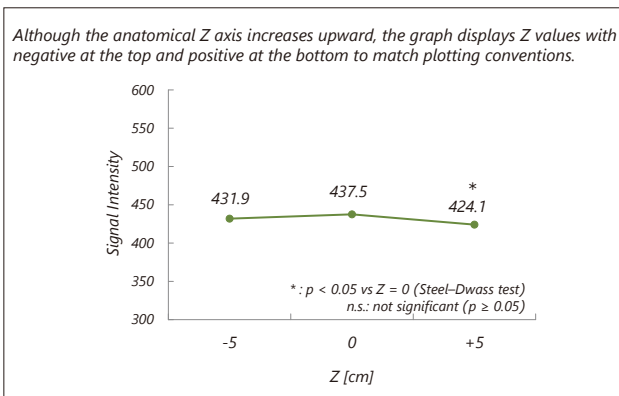


Fig.5 Line Graph of Signal Intensity Along the Z Axis

Table 6 Grid Values of SNR Along the Z Axis

Z	SNR
-5	53.6
0	55.0
+5	48.9

Table 7 Grid Values of Uniformity Along the Z Axis

Z	U
-5	13.5
0	12.7
+5	25.8

Table 5 Measured SNR and Uniformity Values on the XY Plane and Z Axis

X-axis	Y-axis	Z-axis	SNR (Mean±SD)	Uniformity (%) (Mean±SD)	Significance
-5	-5	0	54.5±0.16	12.8±0.29	n.s.
0	-5	0	54.2±0.22	12.8±0.25	n.s.
+5	-5	0	54.3±0.19	12.6±0.26	n.s.
-5	0	0	53.8±0.19	13.0±0.23	n.s.
0	0	0	55.0±0.13	12.7±0.19	n.s.
+5	0	0	53.5±0.18	13.2±0.13	n.s.
-5	+5	0	52.1±0.19	13.9±0.11	n.s.
0	+5	0	54.5±0.30	12.7±0.13	n.s.
+5	+5	0	52.2±0.48	13.6±0.36	n.s.
0	0	-5	48.9±0.37	25.8±0.64	* $p<0.05$
0	0	0	55.0±0.13	12.7±0.19	—
0	0	+5	53.6±0.34	13.5±0.30	* $p<0.05$

* : $p<0.05$ vs Z=0 (Steel-Dwass test)
n.s.: not significant ($p\geq0.05$)

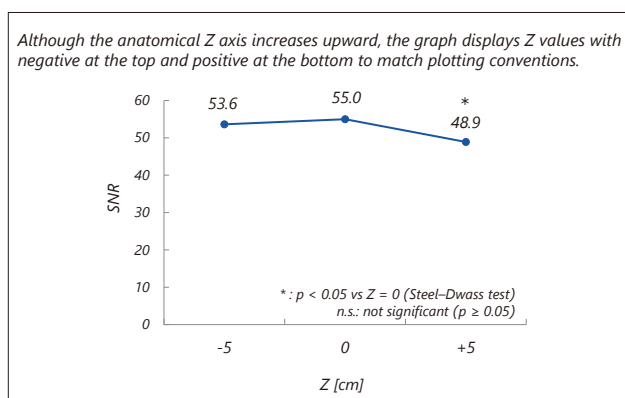


Fig.6 Line Graph of SNR Along the Z Axis

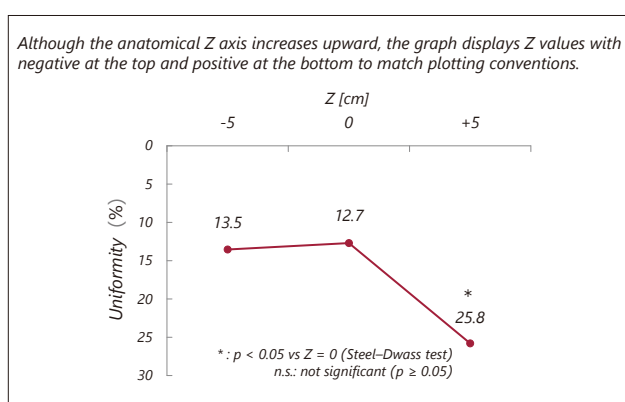


Fig.7 Line Graph of Uniformity Along the Z Axis

3. 考 察

本研究では、XY平面およびZ軸方向における signal intensity (SI), signal-to-noise ratio (SNR), uniformity (U 値) を測定し、磁場中心の評価を行った。結果より、全ての指標において磁場中心 (X=0, Y=0, Z=0) が最も高値を示し、周囲との有意差も認められた。これらは、コイル感度分布および磁場均一性の影響を反映していると考えられる。撮像には、再現性と簡便性を重視し、関節部用ソレノイドコイル (M) を選択した。本コイルは形状が安定しており、空間的に移動させやすく、ファントムとの整合性も高い。なお、コイルの種類が異なっても基本的なコントラストは大きく変化しないとされるが、評価に用いるファントムはコイル形状に即したものを選定する必要があると考えられる。XY平面における SI および SNR に有意差が認められなかったことから、測定値のバラツキが小さく、結果として測定の再現性が高いことが示唆された。特に垂直磁場方式では、ラテラルスライド機能により寝台が前後・左右方向にスライドしながら磁

場中心へと送り込まれる構造となっており、磁場中心への位置合わせが機械的に安定していることが示唆される。一方、Z軸方向では SI および SNR に有意差が認められた。特に Z=+5 では SI および SNR が低下し、U 値も高値を示したことから、磁場中心からの離隔に伴う磁場均一性の低下が示唆される。Z=-5 では SNR に有意差が認められたものの、SI および U 値は比較的安定しており、コイル感度分布や磁場構造の非対称性が影響している可能性が考えられる。これらの結果は、Z軸方向における磁場均一性の評価において、上下方向の位置関係が重要であることを示している。MRI 装置における主磁石は、中心部で可能な限り均一な静磁場 (B0) を生成しており、これにより組織中の水素原子核 (プロトン) が分極し、磁化される。この磁場中心 (アイソセンター) は診断画像の品質に直結する領域であり、均一性の高い磁場が形成される。従って磁場中心の把握は、画像品質の維持および装置管理において極めて重要である⁵⁾ MRI 装置の品質管理においては、定期的な保守点検が望ましい⁶⁾ とされており、経年劣化による磁場不均一の把握が求められる。

今回の検討では、専用の測定機器を用いずに、診療放射線技師が日常的に行う SNR 測定や均一性評価を活用することで、簡易かつ実践的な磁場中心評価が可能であることを示した。実際の測定では、磁場中心を基準に、前後・左右・上下方向にそれぞれ 5 cm ずつ離れた計 11 点を設定し、空間的な信号分布を評価した。今回の結果からも、磁場中心を基準とした 5 cm 範囲内での SI・SNR・均一性の傾向が明瞭に把握できており、臨床装置における磁場均一性の簡易評価として妥当かつ実用的であると考えられる。信号強度分布の可視化には Microsoft Excel によるグリッド表示を用いた。本表示は数値の配置により視認性が高く、最も高い値の位置を容易に把握できる。さらに Excel の条件付き書式を設定することで、数値の大小に応じた色分けが可能となり、入力と同時に信号分布の傾向を直感的に把握できる点も、現場での迅速な評価や教育的活用において有用であると考えられる。

今後は、他のコイル形状や異なる磁場強度の装置においても同様の評価を行い、汎用性の検証を進める必要がある。また測定点の増加や自動化による精度向上も今後の課題である。

4. 結 語

本研究より、当院の垂直磁場装置において、専用の

測定機器がなくても簡易的な磁場中心測定が可能であることが示された。これにより、経年劣化に伴う磁場不均一の把握や寝台動作の精度確認など、診療放射線技師による日常的な品質管理への応用が期待される。

5. 利益相反

本研究に関して開示すべき利益相反事項はない。

6. 発表学会

本研究は、第35回日本診療放射線技師学会大会（埼玉県大宮市）で発表した。

表の説明

Table 1	信号解析および可視化に使用したグリッド座標（XY平面およびZ軸）
Table 2	XY平面における信号強度の測定値
Table 3	XY平面およびZ軸方向における信号強度の統計検定結果（Mean±SD）
Table 4	Z軸方向における信号強度のグリッド値
Table 5	XY平面およびZ軸方向におけるSNRおよび均一性の測定値（Mean±SD）
Table 6	Z軸方向におけるSNRのグリッド値
Table 7	Z軸方向における均一性のグリッド値

図の説明

- Fig.1 ファントムおよびソレノイドコイル（M）の磁場中心への配置図（正面・側面）
- Fig.2 SNR・均一性・信号強度評価のためのXY平面およびZ軸方向の測定点配置図
- Fig.3 コンソール上で行う信号読み取りと差分画像処理の手順（ROI配置と減算画像）
- Fig.4 XY平面における信号強度の等高線マップ（Excelによる表示）
- Fig.5 Z軸方向における信号強度の折れ線グラフ
- Fig.6 Z軸方向におけるSNRの折れ線グラフ
- Fig.7 Z軸方向における均一性の折れ線グラフ

参考文献

- 1) 一般社団法人日本画像医療システム工業会：MR施設の漏えい磁場測定マニュアル，JESRA TR-0027*A⁻²⁰¹⁴，1-3，10-14，2014.
- 2) 日本放射線技術学会 監修，宮地利明 編：標準MRIの評価と解析，オーム社，35-36，2012.
- 3) 社団法人日本放射線技師会 放射線機器管理士部会 編：放射線機器管理実践マニュアル X線・MRI・CT，日本放射線技師会出版会，124-125，145，2007.
- 4) 並木昭義 監修，山蔭道明 編著：コ・メディカルのための統計学入門，日本放射線技師会出版会，36-38，45-49，70，2005.
- 5) Quick H，他：MRIで生じるアーチファクト，Bayer社，2021，URL：<https://radiology.bayer.jp/sites/g/files/vrxlpx8716/files/2023-02/mri-artifact.pdf> 閲覧日：2025年11月3日.
- 6) 一般社団法人日本磁気共鳴医学会：臨床MRI安全運用のための指針，令和元年8月5日発行.