

3T-MRIにおける WARP および View-Angle Tilting を用いた 磁化率アーチファクト低減技術の検証

真壁 武司, 中村麻名美, 畠山 遼兵, 佐々木 絢加,
宇野 弘幸, 市川 昌樹

市立函館病院中央放射線部技術科

諸 言

近年, magnetic resonance imaging (MRI) 装置の高磁場化が進み診断用 MRI 装置として 3 テスラ (3T) 装置も数多く国内に普及しつつある. しかし, MRI 装置の普及とともに脳動脈瘤クリップや人工関節などの金属製インプラントを含めた体内外に金属のある被験者への検査対応が問題となってきている. 使用している医療器具にもよるが MRI 検査が可能であるかは添付文書を調べるなど各施設様々な基準を設け, 安全に配慮しながら検査を行っているのが現状である^{1),2)}.

一方, 体内に金属が存在する場合磁場の均一性が低下し, 共鳴周波数のずれから画像の歪みや無信号化が起こる. この金属による磁化率アーチファクトを低減する方法としては, アーチファクトの発生する方向に対してパラメータを変更する必要がある. 周波数エンコード方向に関しては, スライス面内の空間分解能を上げることや受信 band width (BW) を広げることなどで対応できる. しかし, 空間分解能を上げると signal-to-noise ratio (SNR) が低下し受信 BW を広げると specific absorption rate (SAR) が上昇する. また, スライスエンコード方向に関しては, スライス厚を薄くすること等で対応

できるが薄くするほど SNR は低下する^{3),4)}.

このようにそれぞれの方向で撮像パラメータを変更することによって磁化率アーチファクトの低減が可能である. しかし, SNR の低下や撮像時間の延長, あるいは SAR の上昇など懸念される事項も多い. したがって, 一概に撮像パラメータの変更のみで改善を行うことには限界がある.

その中で我々の使用している装置では, 磁化率アーチファクト低減を可能にする WARP⁵⁾ と view-angle tilting (VAT)^{6),7)} と称する新技術が使用可能である. 励起の RF パルスを印加する際, 磁化率アーチファクト低減のために励起 RF の BW を広くする^{3),8)}. WARP とは, このときの励起 RF パルスを印加する際, 自動的にスライス選択のときに磁化率相違による共鳴周波数のずれた領域もなるべく含めるように広い周波数帯域で励起し, 信号消失を防ぐ技術である⁵⁾. また, VAT は周波数エンコードの傾斜磁場と同時にスライス方向の傾斜磁場を印加し, Fig. 1 のように磁化率が違う組織で位置ずれの影響を受けていない組織と磁化率アーチファクトにより共鳴周波数がずれている組織のプロトンからの周波数を揃える手法である. パルスシーケンスとしては, Fig. 2 に示すように周波数エンコード傾斜磁場に対しスライス方向

キーワード magnetic resonance imaging (MRI), susceptibility artifact, WARP, VAT, implant

WARP および VAT を用いたアーチファクトの低減

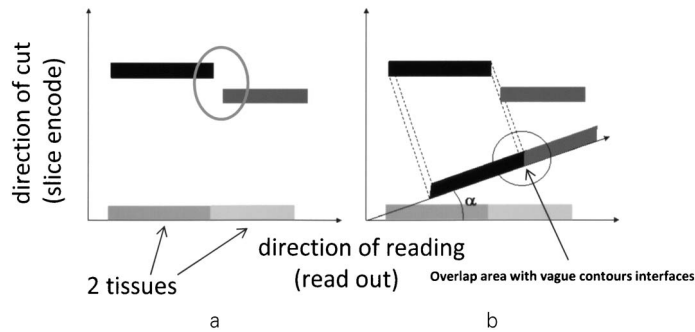


Fig. 1. The position correction by view angle tilting
 (a) Positional deviation of the readout gradient
 (b) Position deviation is corrected

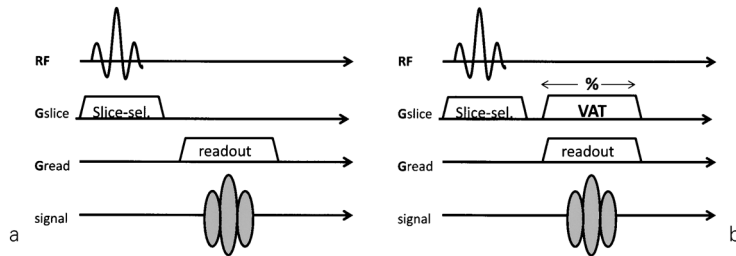


Fig. 2. The VAT pulse sequence uses a gradient on the slice-select during readout that is equal in amplitude to the slice-select gradient.
 (a) VAT off (b) VAT on

の傾斜磁場を同時に印加する。

そこで今回我々は、ファントム実験により 3T MRI 装置において WARP および VAT を用いた時の磁化率アーチファクト低減について検証を行った。

方 法

1. 使用機器および撮像条件

使用機器は、3T MRI 装置 (MAGNETOM Skyra, SIEMENS, Erlangen, Germany), 使用コイルは、装置付属の 18ch phased array 型ボディコイルと脊椎用 phased array コイルの組

み合わせを用いた。ファントムは、股関節において人工関節としてインプラントが挿入されている状態を想定した。人工股関節は数種類の部品から構成され金属やセラミックでできている。今回想定した部品はステムと呼ばれ大腿骨に埋め込むもので、チタン合金やコバルトクロム合金などでできている。そこで縦 24 cm × 横 17 cm × 深さ 13 cm の容器に塩化マンガン四水和物 (ポースデル, 協和発酵キリン) を蒸留水で希釈しアガロースで固めた中心に MR 装置用工具であるチタン製スパナ (ASTM B348 Gr5) を埋めたものを作成した (Fig. 3a)。このとき、周囲のファントムの T_1 , T_2 の値はそ

2014 年 12 月 8 日受理 2015 年 8 月 8 日改訂

別刷請求先 〒041-8680 北海道函館市港町 1-10-1 市立函館病院中央放射線部技術科 真壁武司

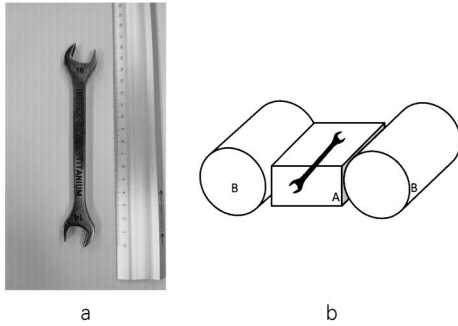


Fig. 3. (a) Titanium spanner overview
 (b) Schema of the self-made phantom
 A : Vessel containing titanium spanner
 B : Equipment included plastic bottle phantom

れぞれ 1115 ms, 135.3 ms と筋肉の T_1 , T_2 値⁹⁾に等価となるように調整した. また, 人体の体積と近似するよう, 自作ファントムの両側に装置付属の調整用プラスチックボトルファントム (1.25gNiSO₄ × 6H₂O, 5gNaCl) 直径 12 cm × 高さ 20 cm を設置した (Fig. 3b). これは我々の使用している装置は, プレスキャンによるゲイン調整を自動で行っているため股関節領域の撮像と同等にする目的である.

なお, MRI 装置対応医療機器ではない装置用工具を対象とした撮像に関しては, 当院倫理委員会の承認を得て実験を行った. また, 本研究では患者を対象とせず磁性体物を MRI 装置で取り扱うため院内, 医療安全委員会において実験に関する安全管理についても承認を得た.

WARP および VAT が使用可能なシーケンスは, 高速 spin echo 法 (turbo-SE) であり基本的な撮像条件は Table に示す. また, WARP は装置の設定上, ON-OFF が可能で ON することで自動的に励起 RF の BW を広くするとともに VAT を使用可能にする.

撮像断面は, 股関節において人工関節としてインプラントが挿入されている状態を想定したため当院の基本撮像断面である冠状断とし位相エンコード方向は左右方向とした.

この基本撮像条件を基に以下に述べる各パラ

Table. Imaging parameters

	WARP turbo-SE
TR (ms)	5000
TE (ms)	105
Flip angle (degrees)	180
Band width (Hz/px)	150
Number of acquisitions	1
Number of slices	3
Slice thickness (mm)	5
Distance factor (%)	10
Field of view (mm)	250
Matrix	256 × 256
Pixel dimensions (mm)	0.98 × 0.98
Parallel mode	GRAPPA
Acceleration factor	2
turbo factor	15
Echo spacing (ms)	11.6

メータを変更したときの画像を無信号域について ImageJ (<http://imagej.nih.gov/ij/>) の面積測定と粒子数計測の手法を用い二値化 (Binary) 画像とし金属アーチファクトの及ぶ無信号化した領域を自動測定し, 元の金属の冠状断面積と比較した. 本来, 金属による磁化率アーチファクトの出現は, 金属物質が強磁性体であるか常磁性体であるかによって違いが生じる¹⁰⁾. 強磁性体金属の場合は, 歪められた磁場が密の部分は高信号になるが粗の部分は低信号になる. 一方, 常磁性体金属では金属中に発生する渦電流によって, 金属そのものと周辺部の信号が消失する. 今回自作したファントムは, 常磁性体金属であるチタンをファントム中心に配置し, 股関節の人工骨置換術後を想定したものであり金属自体の無信号域と周辺部の信号欠損域を磁化率アーチファクトと定義し, 評価することにした.

元の金属工具については, computed radiography (CR) で撮影しデジタルデータとして ImageJ を用いて面積を測定した. これにより各実験で得られた無信号域を CR で撮影した元の金属工具の面積で除した値を area ratio

(AR) として算出した。

2. 検討項目

(1) 周波数エンコードに対する受信 BW の検討

基本条件の中で受信 BW を 50, 150, 300, 501, 814, 1084 Hz/pixel と可変し磁化率アーチファクトを測定した。ただし、装置による制限により 50 Hz/pixel のときには TE = 100 ms, 300 Hz/pixel のときには TE = 106 ms となった。また、受信 BW を可変したときに echo space (ES) も変化し、それぞれ 50 Hz/pixel のとき 25 ms, 150 Hz/pixel : 11.6 ms, 300 Hz/pixel : 8.80 ms, 501 Hz/pixel : 8.80 ms, 814 Hz/pixel : 8.80 ms, 1084 Hz/pixel : 8.86 ms であった。

(2) 受信 BW の違いに対する WARP 有無の検討 (励起 RF の BW 可変)

(1) で実験した low 受信 BW である 50 Hz/pixel と high 受信 BW である 500 Hz/pixel について WARP を ON, OFF し AR を測定比較した。また、50, 500 Hz/pixel の WARP の ON, OFF について t 検定で差の検定を行った。

(3) スライスエンコードに対する VAT 使用強度 (%) による違いの検討

VAT の使用強度は、周波数エンコード傾斜磁場に対するスライス方向の傾斜磁場の印加時間割合を示し 0~100% の間で任意に設定可能である。そこで使用強度を 0, 10, 30, 50, 70, 100% と変化させ AR を測定した。このとき、他の撮像条件は Table の基本条件を用い、BW は 500 Hz/pixel, ES 8.80 ms とした。また、VAT ではスライス方向の傾斜磁場印加時間を可変するため単一形状の自作ファントムの他に形状変化のある MRI ファントム 90-401 型 (日興ファインズ工業株) についても使用強度を可変し撮像した。90-401 型ファントムの評価は、ピンパターン部分の profile curve を作成し比較した。

結 果

(1) 周波数エンコードに対する受信 BW の変化

受信 BW を変化させたときの画像を Fig. 4 に、元の金属の冠状断面積と比較した大きさの変化を Fig. 5 に示す。受信 BW の変化では 50 Hz/pixel において最も無信号領域が多く、その後減少する傾向にあったが 1084 Hz/pixel でまた無信号領域が増加した。

(2) 受信 BW の違いに対する WARP の有無

Fig. 6 に示すように WARP ON で、50 Hz/pixel のとき AR5.09, OFF で AR5.84 であった。また、500 Hz/pixel では WARP ON で AR3.06, OFF で AR3.16 であった。50, 500 Hz/pixel について WARP の ON, OFF による有意差は見られなかった。(p < 0.05) (50 Hz/pixel : p = 0.08, 500 Hz/pixel : p = 0.01)

(3) スライスエンコードに対する VAT 使用強度の違い

VAT の使用強度を変化させたときの画像を Fig. 7, AR を Fig. 8 に示す。無信号域の変化は視覚上不明であった。Fig. 8 から VAT を ON にし、使用強度が増加するほど、無信号領域も増加した。90-401 型ファントムにおいては、Fig. 9 から使用強度を上げるとピンパターンや傾斜板が視覚的にぼけていくのが確認された。また、Fig. 9 において丸印で囲んだ 2 mm 部分の profile curve の変化を Fig. 10 に示す。画像と同様に使用強度を上げるとピンの分離ができなくなった。

考 察

WARP および VAT を使用するに当たり、基礎実験として行った周波数エンコードに対する受信 BW について結果から、Figs. 4, 5 に見られるように受信 BW を広げることで画質の改善が見られた。さらに 300~814 Hz/pixel の間では echo space も最短時間となり T₂ 緩和による信号減衰の影響によるブラーリングも最

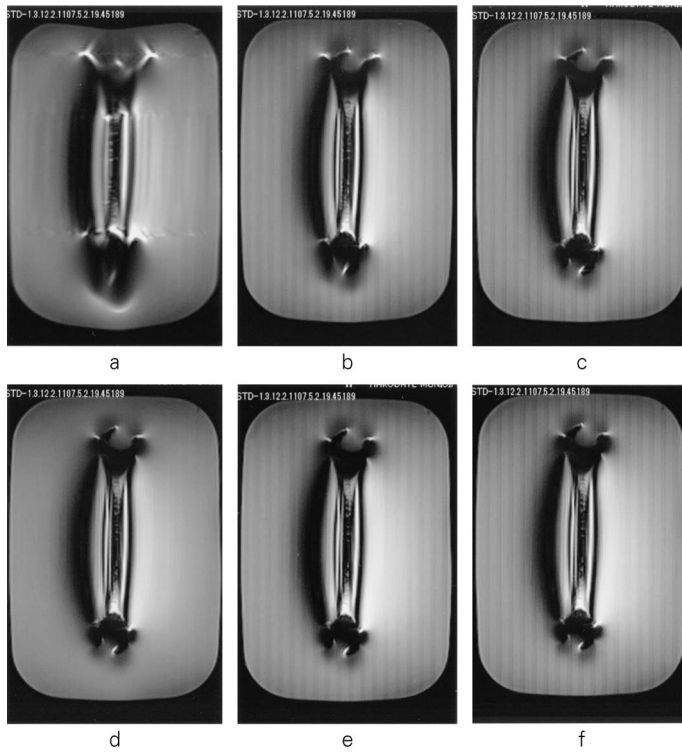


Fig. 4. Images obtained by varying the band width
 (a) 50 Hz/pixel (b) 150 Hz/pixel (c) 300 Hz/pixel
 (d) 501 Hz/pixel (e) 814 Hz/pixel (f) 1084 Hz/pixel

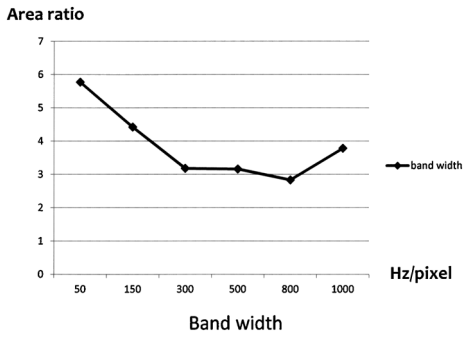


Fig. 5. Changes in the non-signal region when varying the band width

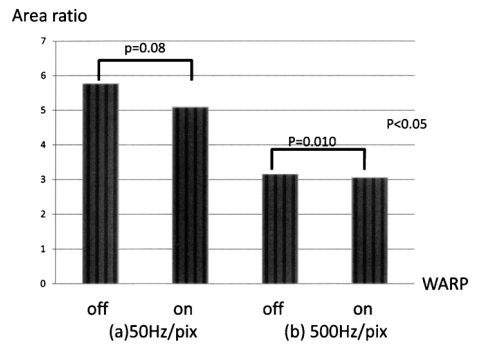


Fig. 6. Presence or absence of WARP
 (a) 50 Hz/pixel ($p = 0.08$) (b) 500 Hz/pixel ($p = 0.010$)

WARP および VAT を用いたアーチファクトの低減

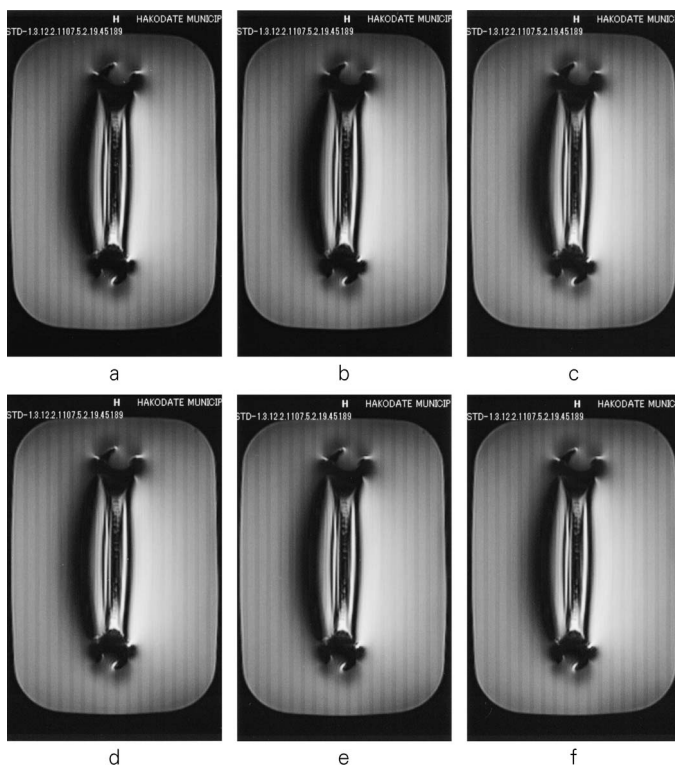


Fig. 7. Images obtained by varying the VAT setting
(a) 0 (b) 10% (c) 30% (d) 50% (e) 70% (f) 100%

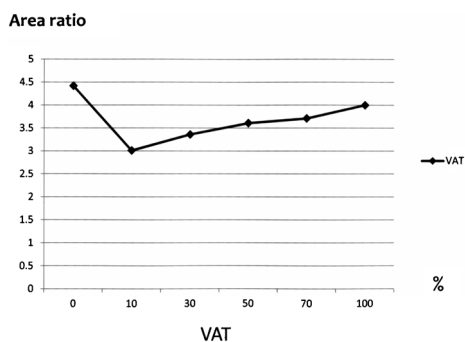


Fig. 8. Changes in the non-signal region due to differences in the VAT setting

小にできたと思われる．ただし，受信 BW を 1084 Hz/pixel まで広げると無信号領域が増加し，広い受信 BW にも限界があった．これは

広い受信 BW により SNR が低下し，ノイズ成分も増加したことが考えられる．したがって，受信 BW を広げる場合は 300～800 Hz/pixel 程度までとし，他の方法を併用する必要があった．

結果(1)Fig. 5 から WARP を併用したとき受信 BW が 300 Hz/pixel 以下では，あまり効果が得られなかった．また Fig. 6 からは，有意差は出なかったものの WARP ON にすることで 50 Hz/pixel よりも 500 Hz/pixel のとき AR の改善が見られた．ただし，50 Hz/pixel と比較をするには本来，SNR を合わせるような撮像条件設定をしなければ無信号域の原因が磁化率なのかノイズなのか区別ができないため，今回 High BW は最も高い 1084 Hz/pixel ではなく 500 Hz/pixel を選択し比較した．以上のこ

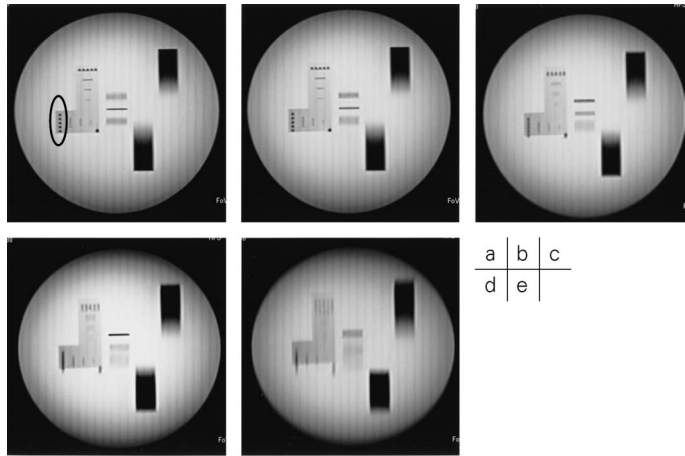


Fig. 9. 40-90type MRI phantom images obtained by varying the VAT setting (Circle : The pin pattern that compared profile curve)
 (a) 0 (b) 10% (c) 30% (d) 50% (e) 100%

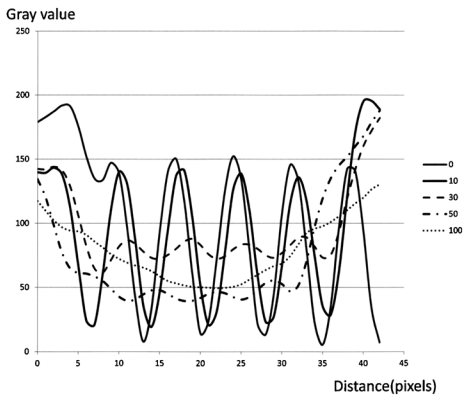


Fig. 10. Change of pin pattern profile curve by the difference in VAT setting (for the images in Fig. 9)

とから狭い受信 BW を使用すると、広い BW の励起 RF パルスを印加しても磁化率アーチファクトの低減効果が小さいことが確認された。先行研究に slice encoding for metal artifact correction (SEMAC)^{11)~13)} と呼ばれる手法で金属による磁化率アーチファクトが改善されるという報告がある。SEMAC は、turbo-SE 法においてスライス方向にも位相エンコー

ドを行い、このスライス方向の位相エンコード情報を元にスライス方向の信号シフト情報を取得し、画像再構成の際に後処理で補正を行う技術である。本研究では、広い受信 BW に WARP を併用し、磁化率の相違によって周波数がずれた領域も含めるよう広い BW で励起しているので、十分に金属による無信号領域を減少させることが可能であった。

一方、VAT であるが Fig. 8 から使用強度を上げるほど、無信号領域は大きくなった。また、90-401 型ファントムは使用強度の上昇によりピンの分離ができなくなり、空間分解能が低下した。スライス方向に傾斜磁場が印加される VAT では、使用強度が大きいほど周辺領域を多く含めスライス方向の厚さ情報が增加する。このためパーシャルボリューム効果によりぼけてしまい、Fig. 10 から VAT が 10 から 30% までは profile curve として 5 本ある 2 mm のピンは分離できていたが VAT 50% 以上では分離できず重なり合う形となった。このため VAT の併用は 50% 以下の強度を用いることが望ましいと思われた。

結果として BW 500 Hz/pixel のとき、WARP

付加, VAT30%では WARP, VAT なしに比べ約 27%の無信号領域の改善があり磁化率アーチファクト低減に有効であった。

従来, 金属による磁化率アーチファクトの評価は, IEC によるゴーストアーチファクト評価に用いられるノイズを使った方法や American Society for Testing and Materials (ASTM) 規格にあるナイロン棒を用いた方法がある¹⁴⁾。しかし, 今回はより人体の状況に近い自作ファントムにより検討を行った。視覚的に無信号域とファントム形状がどう変化するかを観察するため AR による評価法を用いた。先行研究にも面積を用いて評価している文献もあるが⁴⁾高信号となるアーチファクトは評価していないため定量性には欠けている。また, 金属アーチファクト試験に関しては, B_0 に対する方向や周波数エンコード方向を変えることが必要であり, 今後の検討課題が残った。

3T MRI 装置において撮像条件を変更し, WARP や VAT といった装置付属の磁化率アーチファクト低減ソフトウェアを使うことによりスライス面内の無信号領域をある程度補正することができた。ただし, 今回の手法では金属による熱伝導などによる発熱のリスクを低減できるわけではない。そのため臨床応用する場合には, 必ず当該インプラントの MR 適合性を確認してから検査を行う必要がある。

結 語

我々の使用している 3T MRI 装置では, 受信 BW300 ~ 800 Hz / pixel, WARP 付加, VAT 10~30%の設定により磁化率アーチファクトの低減が可能であった。

文 献

- 川光秀昭, 土橋俊男, 宮地利明, 他: 3T-MRI 装置の安全性. 日放技学誌 2008; 64: 1575-1599
- 小林昌樹, 小林正人, 染野竜也, 他: MRI 検査におけるインプラントと体内外金属物質の情報集約. 日放技学誌 2011; 67: 1314-1319
- 土橋俊男, 榎 利夫, 鈴木 健, 他: SE 法における metal artifact について—各種 parameter と metal artifact の関係—. 日放技学誌 1997; 53: 798-805
- Petersilge CA, Lewin JS, Duerk JL, et al.: Optimizing imaging parameters for MR evaluation of the spine with titanium pedicle screws. AJR Am J Roentgenol 1996; 166: 1213-1218
- Simpler RE, Kerwin SC, Elchelberger BM, et al.: Evaluation of the WARP-turbo spin echo sequence for 3 Tesla magnetic resonance imaging of stifle joints in dogs with stainless steel tibial plateau leveling osteotomy implants. Vet Radiol Ultrasound 2014; 55: 414-419
- Cho ZH, Kim DJ, Kim YK: Total inhomogeneity correction including chemical shifts and susceptibility by view angle tilting. Med Phys 1988; 15: 7-11
- Butts K, Pauly JM, Gold GE: Reduction of blurring in view angle tilting MRI. Magn Reson Med 2005; 53: 418-424
- 土橋俊男, 藤田 功, 岩崎 淳, 他: 磁性体による高信号 artifact (遊走性金属 artifact) の除去. 日放技学誌 2001; 58: 406-412
- Stanisz GJ, Odobina EE, Pun J, et al.: T_1 , T_2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. Magn Reson Med 2005; 54: 507-512
- 宮地利明. 6.5 金属アーチファクト. 放射線技術学シリーズ MR 撮像技術学. 東京: 榊オーム社, 2004: 252-253
- Lu W, Pauly KB, Gold GE, et al.: SEMAC: slice encoding for metal artifact correction in MRI. Magn Reson Med 2009; 62: 66-76
- Sutter R, Ulbrich EJ, Jellus V, et al.: Reduction of metal artifacts in patients with total hip arthroplasty with slice-encoding metal artifact correction and view-angle tilting MR imaging. Radiology 2012; 265: 204-214
- Lee YH, Lim D, Kim E, et al.: Usefulness of slice encoding for metal artifact correction (SEMAC) for reducing metallic artifacts in 3-T MRI. Magn Reson Imaging 2013; 31: 703-706
- 黒田 輝. 第 5 章 ASTM 基準に基づく MRI 適

合基準評価. MRI 安全性の考え方. 東京 : 秀潤社, 2010 : 86-106

Susceptibility Artifact Reduction Techniques for 3T MR Imaging with WARP and the View-Angle Tilting Sequence

Takeshi MAKABE, Manami NAKAMURA, Ryohei HATAKEYAMA,
Ayaka SASAKI, Hiroyuki UNO, Masaki ICHIKAWA

*Central Division of Radiology, Hakodate Municipal Hospital
1-10-1 Minatomachi, Hakodate, Hokkaido 041-8680*

The presence of metal in the body causes artifacts in MRI due to the turbulence and distortion of the magnetic field causing a no-signal area around the metal. Such MRI artifacts are disadvantageous to obtaining high-tissue contrast images, and thus affect the quality of diagnosis. We have identified techniques for metal artifact reduction in 3T MRI by modifying the imaging parameters and employing the metal artifact correction technologies, View-Angle Tilting (VAT) and WARP.

We checked the slice resolution, bandwidth, and slice thickness values without WARP, by using a self-made phantom with a piece of metal inside. Then, the difference between the no-signal regions of the images obtained with WARP and VAT preset values was investigated at different excitation bandwidths.

When the slice resolution and bandwidth were increased, the MR image obtained was the closest to the original form, owing to a smaller no-signal area. Additionally, when slice thickness was increased, the no-signal area was enlarged. No significant difference was observed in the no-signal areas in the presence and absence of WARP at different bandwidths.

It was possible to achieve the susceptibility artifact reduction upon setting the bandwidth at 300–800 Hz/pixel and the VAT gradient at 10–30% or less, with the WARP on.