

# MRIにおける金属材料の課題と期待

山本 徹\*

MRI(Magnetic Resonance Imaging)はスキャナー内の強力な静磁場中で電磁波(高周波磁場)を照射し、水素原子核から磁気共鳴信号を発生させて画像化する方法であり(図1)、水素を持つ生体中の主な分子である水と脂肪を反映した画像が得られる。このようにMRIは静磁場および高周波磁場を用いるので、金属が持つ磁性および導電性がMRIにおいて特異的な作用をもたらす。近年の高齢化に伴い、さまざまなインプラントなどの金属医療用具を装着した患者が増加しているうえに、高齢者のMRI検査も増しており、MRI検査における金属材料の安全性および画像に与える影響が医療上重要な課題となっている。国際規格設定機関であるASTM(American Society for Testing and Materials)が定めたMRI適合性評価項目には、静磁場による吸引力、トルク、高周波磁場による発熱、画像アーチファクトがある<sup>(1)</sup>。米国ではこのASTM規格がFDA(Food and Drug Administration)の審査ガイドラインになっているが、日本では生体内金属のMRI適合性に関する規格は定められていない。しかし、

2008年より脳動静脈奇形手術用クリップなどの承認申請の際、ASTMの試験方法に基づいた評価が求められるようになった。吸引力・トルク・発熱は、MRI検査中の患者安全性に関わり、画像アーチファクトは誤診を招く場合もあり、適正な診断に関わる課題である。これらの課題は、MRI装置の磁場強度とともに顕在化するが、その一方で、MRIの画像信号は磁場強度に比例し増大するので、装置の高磁場化が急速に進んでいる。そのため、金属材料のMRI検査への影響がますます懸念されている。また、MRIにおいて、特殊な薬剤を投与し病変部をより検出しやすくする造影剤技術や、超音波を併用する新しい治療技術の開発が進められている。このような技術開発において、微細な金属が持つ磁性などの応用が期待されている。

## 1. MRIにおける金属材料の課題

### (1) 吸引力

MRI検査時に患者容態が急変し、急遽持ち込んだ酸素ボンベがMRI装置の磁場に吸引され患者頭部を直撃した死亡事故例が報告されている。このように強磁性金属製品はMRIの磁石に吸引されるので、MRI検査室(電磁シールドルーム)内への持ち込みが原則禁止されている。そのため、MRI検査室内で使用するストレッチャーや点滴台などは、いわゆる非磁性金属によるMRI適合製品が用いられる。ちなみに、吸引力は、磁束密度変化が大きな箇所、すなわちスキャナー開口部周辺で最大となる。また、ASTMの生体内材料についての吸引力評価では、吸引力が最大の場合でも自重よりも小さいことが適合条件となっているが、事故により眼球内に金属片がある患者などのように、生体内軟部組織に強磁性金属が存在する場合、原則MRI禁忌となる。

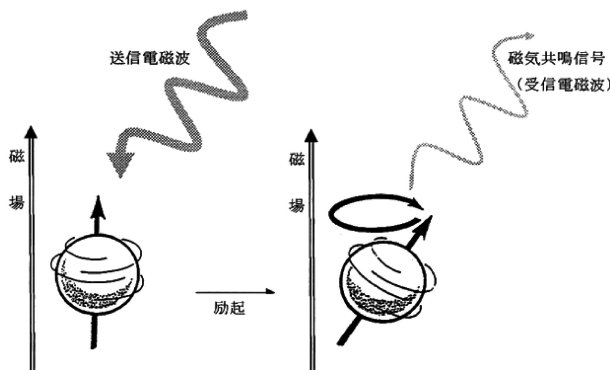


図1 スピン(実線矢印)の励起。

\* 北海道大学教授；大学院保健科学研究院医用生体理工学分野(〒060-0812 札幌市北区北12条西5丁目)  
 Metals in Magnetic Resonance Imaging: Current Status and Future Prospects; Toru Yamamoto (Division of Biomedical Science and Engineering, Graduate School of Health Sciences, Hokkaido University, Sapporo)  
 Keywords: *implant, magnetic resonance imaging; MRI, patient safety, image artifact, heating, magnetic susceptibility*  
 2009年11月9日受理

## (2) トルク

近年普及しつつある磁石式義歯は、取り外し可能な義歯に磁石を内蔵し、それに吸着する円盤状の軟磁性金属板であるキーパーを残存歯もしくはインプラントに埋め込み、義歯を歯根に固定する仕組みである。磁石を有する義歯を装着したまま MRI 検査を行うと、著しいアーチファクトが発生するうえに、MRI の磁場により磁石部分の自発磁化が低下し、キーパーと磁石との吸引力が低下する<sup>(2)</sup>ので、磁石を有する義歯を外して MRI 検査が実施される。しかし、MRI 検査時にキーパーが口腔内で脱落したり<sup>(2)</sup>、MRI 検査後に磁石式義歯装着性が低下する事例が報告されている。これは、MRI 静磁場中では円盤状キーパー面が磁場に平行になるようなトルクが発生し、そのためキーパーがごくわずかに変位し義歯の磁石の接触状態が劣化することが原因である。キーパーのように形状に異方性がある物体は、磁場中では物体の方向により、その内部に誘起される磁化が異なり、その結果、物体の長軸方向が磁場方向を向くようなトルクを受ける。すなわち、磁場中では物体の長軸が磁場方向に配向する傾向が高まる<sup>(3)</sup>。また、物体に磁気異方性がある場合も、磁場中では大きな磁化率を持つ方向への配向異方性が発生する。

## (3) 発熱

MRI では高周波磁場を印加し磁気共鳴信号を発生させるが、そのとき、スキャナー内に金属ワイヤーのような高電気伝導度の物体が存在すると、大きな高周波渦電流が金属物体に誘起され患者がやけどする恐れがある。実際、MRI における人身事故の半数がこのような火傷事故である。MRI 心臓撮像で用いる心電図用リード線など体表に置かれた金属のみならず、体内に装着した人工大腿骨による火傷事故も報告されている。特に、印加する高周波磁場により生体に誘起される渦電流回路が高周波磁場の周波数に共鳴すると大電流が発生するので、やけどの危険性は金属物体の形状・向きのみならず、検査時の患者の姿勢にも依存する。MRI では、用いる周波数が装置の磁場強度に比例するので高磁場 MRI ほど発熱量が増大する。近年の MRI 装置の高磁場化にともない、生体内および生体表面金属の発熱対策がますます必要である。

## (4) MRI アーチファクト

### (a) アーチファクト発生原理

MRI 信号源である水素原子核は、自転運動であるスピン角運動量ベクトルとそれに伴う磁気モーメントを持ち、このいわゆるスピンの高周波磁場により励起され才差運動することで磁気共鳴信号が発生する(図 1)。この原理を利用している MRI の静磁場は均一であることが要求され、インプラントなどの生体内金属により静磁場が乱されると、発生する磁気共鳴信号の足並み(位相)が乱れ、MR 画像に欠損や歪みなどのアーチファクトが発生する(図 2)。生体のほとんどの組織は、主な構成分子である水の磁性が支配的であり、負の磁

化率を持つ反磁性体である。組織と異なる磁化率を持つ物体が生体内に存在すると、静磁場を乱すが、空気の磁化率(ほとんど 0)も組織と異なるので、副鼻腔など生体中で空気が存在する箇所でも磁場は乱れ、アーチファクトが発生する。このようなアーチファクトは、組織と異なる磁化率の物質の存在によるものなので、磁化率アーチファクトと呼ばれている。MRI 装置の静磁場強度が大ききほど磁気共鳴信号は増大し信号対雑音比(SNR: signal-to-noise ratio)が向上するので、MRI 装置の高磁場化が進んでいる。一方、磁場歪みの程度は静磁場強度に比例し増大するので、磁場歪みの影響は高磁場 MRI 装置ほど顕著となる。

### (b) 多様な MRI 撮像法によるさまざまなアーチファクト

MRI は、症例に応じ適切な画像コントラストを得るために撮像法が多岐にわたっている。グラジエントエコー法は血管を描出する MRA (MR Angiography: MR 血管造影)にも利用されるが、磁場歪みの影響を受けやすい代表的撮像法である。図 3(a)は脳動脈瘤クリップのある患者のグラジエントエコー法による画像で、欠損領域が認められる。頭部全体を対象にこのような画像を取得した後に、高輝度で描出される血流を抽出し 3 次元表示したものが MRA であるが、クリップによるアーチファクトのために、実際には流れている血流が遮断されているように見える(図 3(b))。一方、磁場歪みの影響を低減するスピネコー法などでは欠損領域は縮小する(図 3(c))が、クリップから離れた断層面(スライス)に高輝度アーチファクトが現れることがある(図 4(a))。金属周辺での磁場歪みにより、MRI 撮像原理の中核を成す傾斜磁場が乱され、金属周辺の磁気共鳴信号が他のスライスに写り込み高輝度アーチファクトとなる。スライスが異なると、そのスライスへの写り込み位置も変わり、あたかもアーチファクトが移動するように見えるのでマーチングアーチファクトと呼ばれる。このアーチファクトは腫瘍のように見える場合があり、注意が必要である。また、脳脊髄液からの信号を抑制し、脳実質を診断しやすくする撮像法に FLAIR (Fluid-attenuated inversion recovery)法がある。この方法では、磁場歪みがあると、その箇所の脳脊髄液抑制が不十分なために脳脊髄液信号が残存し高輝度アーチファクトとなり、くも膜下出血や髄膜炎と見誤る恐れがある(図 4(b))<sup>(4)</sup>。

MRI の撮像パラメータとして、エコータイム(TE)、受信

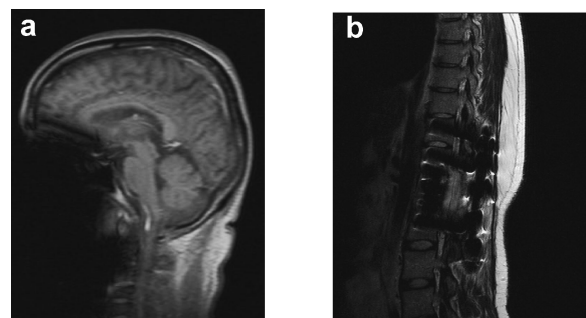


図 2 歯科用口腔内金属 (a) および脊椎固定用 pedicular screw (b) によるアーチファクト。

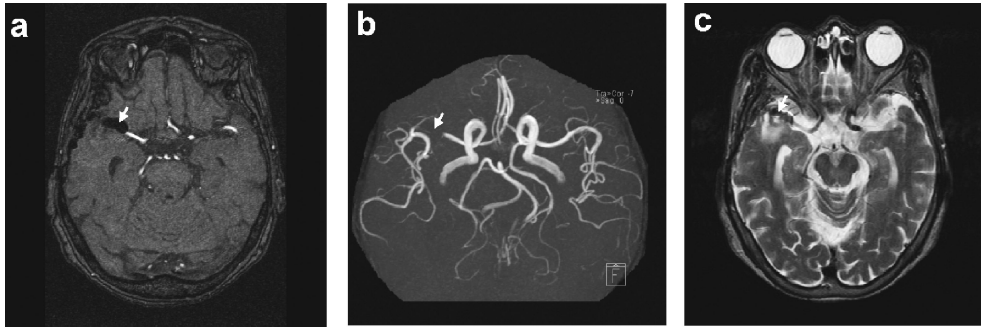


図3 脳動脈瘤クリップによるアーチファクト. グラジエントエコー画像(MRAの元画像)(a), MRA(b)およびスピネコー画像(c). 白矢印は画像欠損を示す.

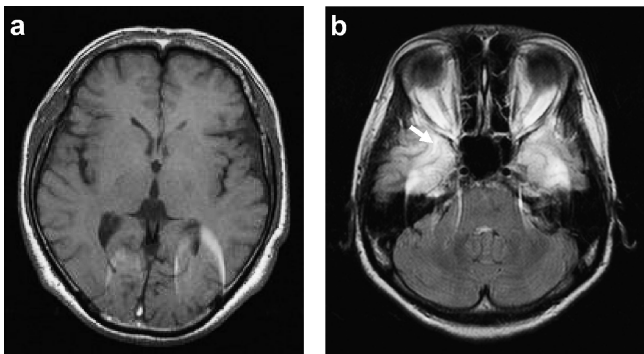


図4 歯科用口腔内金属によるアーチファクト. マーチングアーチファクトを示すスピネコー画像(a)および不完全な脳脊髄液抑制によるアーチファクト(白矢印)を示すFLAIR画像(b).

バンド幅(BW), エンコード方向などさまざまなものがある. それらのパラメータの違いに加えて, 装着されたインプラントなどがMRIの静磁場方向に対しどのような向きを向いているかによっても, アーチファクト形状が異なる(図5). さらに, MRIにおける金属アーチファクトの多くは金属の磁気的性質による磁化率アーチファクトであるが, 電気的性質によるものもある. 生体中に置かれた金属材料の形状や大きさによっては, MRIで用いる電磁波の周波数で共振条件を満たす場合がある. その場合, 電磁波が印加されると金属に共振高周波電流が流れ, その電流に伴う高周波磁場がアーチファクトを発生させる(図6)<sup>(5)</sup>.

#### (c) 評価方法

医療用具のMR適合性評価方法として, FDAが推奨するASTMで定めた方法<sup>(4)</sup>があり, その中で画像アーチファクト評価方法はASTM F2119で示されている. この方法は, 1.5 T MRIを用い, 測定対象物を水溶液中にナイロンネットなどで保持し, グラジエントエコー画像信号強度が30%変化する境界までの測定対象物からの最大距離でアーチファクトを評価している. その際, 測定対象物の方向をMRIの静磁場に対して平行および垂直に置き, さらに, 撮像パラメータの周波数エンコード方向と位相エンコード方向を交換した撮像も行う.

発生する磁気共鳴信号は高周波信号なので振幅および位相

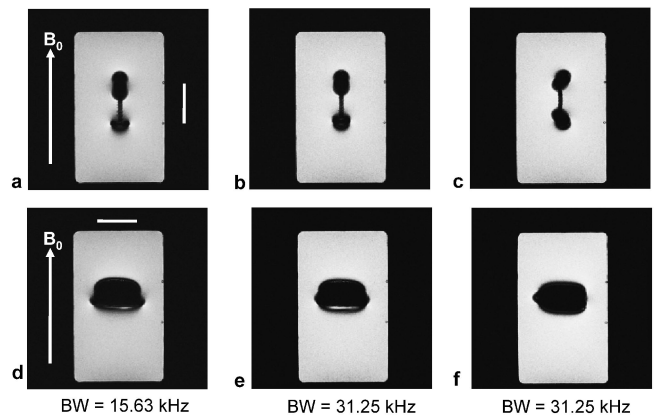


図5 金属棒アーチファクト. 寒天ファントム中に金属試料(Co-Cr-Mo合金, 直径5 mm, 長さ50 mm)を静磁場( $B_0$ )に平行(a, b, c)または垂直(c, d, f)に置き, 周波数エンコード方向を上下方向(a, b, d, e)または左右方向(c, f)に設定し, グラジエントエコー法( $TE=6.8$  ms)で撮像.  $B_0$ は静磁場方向を, 白棒は金属試料サイズを表す.

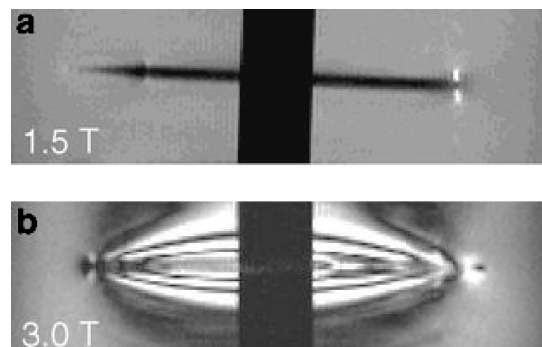


図6 高周波共振効果. 水ファントム中のアルミニウム針(長さ130 mm)を1.5 T(a)および3 T(b)MRIにてスピネコー法により撮像. (Schick F (2005) Whole-body MRI at high field: technical limits and clinical potential. *European Radiology* 15 946-959 with kind permission of Springer Science+Business Media)

情報を持つが, 通常のMR画像では振幅情報のみが表示される. MRIでは高周波磁場を印加し励起したのち, ある時間TEだけ経た磁気共鳴信号を受信し画像化する. 磁気共鳴

