

超高磁場 MRI 装置における歯科用金属の安全性とアーチファクトに対する影響

折祖 研太, 小林 琢也

岩手医科大学歯学部補綴・インプラント学講座

(主任: 近藤 尚知 教授)

(受付: 2014年11月25日)

(受理: 2015年1月9日)

本研究では超高磁場 MRI 装置を用いた生体検査時の歯科用金属の安全性と歯科用金属が及ぼす画像診断への影響を検討することを目的に 7 T 装置における歯科用金属の偏向角測定と歯科用金属の高周波による発熱およびアーチファクトの測定を行った。

偏向角測定は 3 T, 7 T 装置を使用し, 牽引力によって生じる偏向角が測定できる装置を作成し, 測定を行った。検体は 9 種の歯科用金属とした。発熱試験とアーチファクトの測定は 7 T 装置を使用し, アガロースゲルを充填した頭頸部ファントムに埋入した検体の温度変化とアーチファクトを測定した。検体は Ti 20 g ingot と Co-Cr 20 g ingot とした。発熱試験においては, control として金属を埋入していないアガロースゲルのみの温度測定も行った。

7 T 装置における偏向角は Ni-Cr で 31.0°, Co-Cr で 17.0° であった。Ni-Cr は ASTM が規定している 45° に近い偏向角を認めたため注意が必要であり, 取り外してから検査が必要であることが示唆された。他の金属は 7 T, 3 T 装置のどちらにおいても 10° 未満の軽度の偏向角であったため装着した状態で安全に検査が行える。発熱試験は 2D-SE T2WI 撮像時の Ti ingot と control が 0.5°C と最も大きな温度上昇を認め, 他の検体はすべての撮像法において 0.5°C 以下の温度上昇であったことから, これらの材料が超高磁場 MRI 装置を使用した検査において生体へ影響を及ぼす危険性は低いことが示唆された。アーチファクトは Ti ingot において axial で検体の約 3~8 倍, coronal で約 4~7 倍の範囲に認め, axial は 3D-FSE T2WI, coronal は 2D-SE T2WI が最も大きなアーチファクトを認めた。上記より, 各撮像法によって得られる画像は, 金属の種類によって異なることが示唆された。

緒 言

現在, 世界中に 2500 万人といわれる脳血管障害を持つ患者が存在し, 核磁気共鳴画像

(MRI) 検査はこれらの患者の検査として頻用され, なくてはならないものとなっている。MRI は 1970 年代に画像診断にはじめて応用されて以来, 現在までにめざましい進歩を遂げ,

Effects of metallic dental materials on safety and artifact in ultra-high field MRI

Kenta ORISO, Takuya KOBAYASHI

Department of Prosthodontics and Oral Implantology, School of Dentistry, Iwate Medical University

(Chief : Prof. Hisatomo KONDO)

1-3-27, Chuo-dori, Morioka, Iwate, 020-8505, Japan

数多くの装置が世界中で稼働している。近年のMRI装置は、検査の迅速性及び精度を求め、装置の高磁場化、高解像度化が進んでいる¹⁾。MRIの高磁場化により検査時間は短縮され、画像の空間分解能が向上することで、非常に微細な組織や病変検出が可能となり、その需要は増加傾向にある。一方、近年の医療の発展と高齢化に伴い、補綴装置や歯科インプラントなどの金属医療装置を装着した高齢の患者が増加しているため、上記脳血管障害などの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。この課題とは、MRIが高度な磁場を使用することから、金属に対して生じる牽引力²⁻¹⁷⁾、高周波(RF波)による金属の発熱^{2, 3, 6, 7, 9, 11-19)}、画像診断へ影響を与える磁化率アーチファクト(以下アーチファクト)^{2, 6, 7, 11-14, 16, 17, 20-23)}である。また、金属に対する牽引力が生じることは以前から広く周知されており、MRI室へ入室の際は金属の持ち込みは原則禁忌である。補綴装置、矯正装置、歯科インプラントなどの金属医療装置は、生体内に一度装着すると取り外しが困難なことが多いことから、患者の安全性を確保するため、牽引力、温度上昇、アーチファクトの検討がなされてきた。脳外科領域では動脈瘤クリップについての安全性の検証が多く行われており、非磁性体クリップの開発や検査におけるガイドラインを策定している⁵⁻⁷⁾。また、頭頸部領域においては、歯科治療によって様々な歯科用金属が口腔内、または顎骨内に存在していることが少なくない。これまでの歯科領域での安全性に関する検討は、Klockelら⁸⁾の報告で、1.5 T装置においてNi-Cr合金製矯正用ワイヤーが全く偏向角を示さず、Co-Cr合金製ワイヤーは2°の偏向角であったことが示されている。Miyataら⁹⁾の報告ではインプラント体、磁性アタッチメントキーパーは0.8°C以内と軽度の発熱を示し、磁性アタッチメントキーパーは90°を超える高い偏向角を認めたと報告されている^{9, 17)}。また、アーチファクトについては以前から磁性アタッチメントキーパーを中心に画像診断への

影響が報告され、4~8 cmという非常に大きいアーチファクトが報告されている^{17, 20)}。しかし、近年、装置の高磁場化が進む中で磁場強度の上昇に対する金属の偏向角、発熱への影響、画像診断への影響を検討した報告は少なく、また、材料の種類や質量などの検討もなされていない。

そこで、本研究では超高磁場MRI装置を用いた生体検査時の歯科用金属の安全性と歯科用金属が及ぼす画像診断への影響を検討することを目的に3 T、7 T装置における歯科用金属の偏向角の測定、7 T装置における歯科用金属の発熱、アーチファクトの測定を行った。

材料と方法

1. 偏向角の測定

使用装置は7 Tの静磁場を有するGE社製7 Tesla MRI system (Discovery MR950, GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA)と3 Tの静磁場を有するGE社製3 Tesla MRI system (Discovery MR750, GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA)を用いた。検体として、歯科領域で頻用される金属(表1)を評価した。歯科領域で頻用される金属は9種類を選択し、8 mm × 14 mm × 0.5 mmの同一規格のプレート(図1)を作成した。このうち大きな偏向角を示すことが予測されたCo-CrとNi-Cr、Tiは質量の違いについての比較も行うため、偏向角の同一規格プレートの他に同一組成の20 g ingotも対象とした(図1)。偏向角の測定は米国試験材料協会(ASTM)のdeflection angle testに則り²⁴⁾、アクリル板に固定した支点に対象とする検体を糸(ナイロン、15 cm、重量:0.005 g)で吊り下げて、牽引力によって生じる偏向角が測定できる装置(図2)を作成して測定を行った。この測定器具にはあらかじめ1°間隔目盛りの角度計を正確に垂直に取り付けて角度の測定を行った。計測位置は予備実験の結果、7 Tではアイソセンターからガントリー内部131 cm、3 Tでは85 cmの位置で装置の磁場勾配が最大であったことから、この位置で測定を行った。偏向角

表 1. 実験に使用した歯科用金属

金属分類	略号	製造者	商品名	組成	形状
Type I alloy	Type I	GC	キャストイングゴールド M.C. タイプ I	Au:83% Ag:12% Cu:5% Etc: (Ir) 微量	Plate
TypeIV alloy	TypeIV	GC	キャストイングゴールド M.C.タイプIV	Au:70% Ag:13% Cu:10% Pt:6% Etc: (Zn, Ir) 1%	Plate
14K alloy	14K	GC	K.14M.C. ゴールドアロイ	Au:58.34 % Cu:20.96% Ag:15.7% Pd:3% Zn:2% Etc: (Zn:2, Ir:微量)	Plate
Gold-Platinum alloy	Pt	GC	キャストイングボンド MC85	Au:83.5% Pt:10.5% Ag:1.5% Pd:1% Etc: (Cu, Zn, Sn, In, Ru) 3.5%	Plate
12 % gold-silver-palladium alloy	Pd	GC	キャストウエル MC85	Ag:46% Pd:20% Cu:20% Au:12% Etc: (Zn, Ir, In) 2%	Plate
Silver alloy	Ag	GC	ミロスリー	Ag:77% Sn:18% Zn:5% Etc: (Al) 微量	Plate
Pure Ti	Ti	松風	チタン 100	Ti:99.4%以上 Fe:0.25%以下 O:0.2%以下 C:0.08%以下 N:0.03%以下 H:0.01%以下	Plate Ingot 20 g
Co-Cr alloy	Co-Cr	松風	コバルタン	Co:63% Cr:29% Mo:6% Etc: (Si, Mn, N, C) 2% Ni:63% Cr:15% Nb:5 Mn:5	Plate Ingot 20 g Plate
Ni-Cr alloy	Ni-Cr	松風	松風デントニッケル	Etc: (Co, Mo, Cu, Al, Si) 12%	Ingot 20 g

は、牽引された検体が数秒間静止していることが確認された後、測定を行った。その際、肉眼により 0.5° 単位で読み取り、測定装置と測定位置が同じであれば、変わらず同じ値を示した。この単位での読み取りであれば、測定回数による誤差は生じず、高い精度と再現性が確認できたため、標準偏差は求めず各検体の測定回数は 1 回ずつとした。

2. 発熱試験

発熱試験には 7 T の静磁場を有する MRI 装置である GE 社製 7 Tesla MRI system (Discovery MR950, GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) を使用した。温度測定器は高周波磁場環境対応の光ファイバー温度測定器 (Neoptix

社製光ファイバー温度計 Reflex : 分解能 0.1°C, 精度 : 1% F.S.) を使用した。検体は Ti 20 g ingot と Co-Cr 20 g ingot を用い、温度計プローブとともに人体等価ファントム (以下ファントム) に埋入した。ファントムの作成はアガロースの粉末 (AGAR®, MP Biomedicals, California, USA) 16.7 g と蒸留水 1000 cc を混和し、沸騰するまで加熱しながら溶解した。これを φ 14 cm × 10 cm のプラスチック容器 (ポリプロピレン) に注ぎ込み、ナイロン糸に固定した検体と温度計プローブをゲルの表面から深さ 2 cm の位置に埋入した (図 3)。測定を行うにあたり、ファントム温度をスキャンルームと平衡状態にするため、ファントムを MRI 室内に 6 時

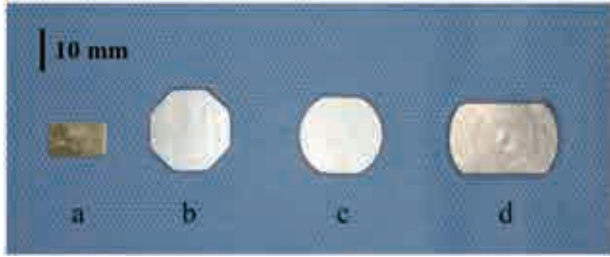


図 1. 同一規格に作成した金属プレートと ingot
 a : 同一規格に作成した金属プレート
 b : Co-Cr 20 g ingot
 c : Ni-Cr 20 g ingot
 d : Ti 20 g ingot

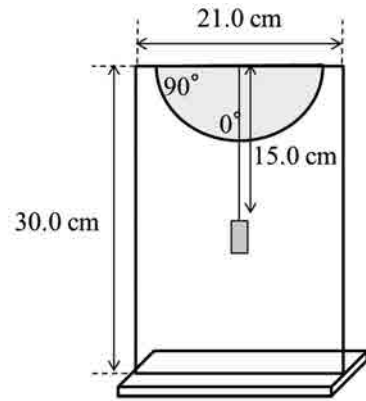


図 2. 自作した偏向角測定装置

間以上放置後、測定を行った。control として検体を埋入しないファントムの温度変化を測定した。

撮像条件は多種の設定を満たすため、2D-SE 系撮像法を T1 強調と T2 強調の 2 種、3D-SE 系と 3D-GRE 系撮像法を T1 強調と T2 強調の 2 種ずつ選択し、計 6 種 (2D-SE T1WI, 2D-SE T2WI, 3D-FSE T1WI, 3D-FSE T2WI, 3D-GRE T1WI, 3D-GRE T2/T1WI) を設定した。また、非吸収率 (Specific Absorption Rate : SAR) と温度変化の相関性を検討するため、それぞれの撮像の SAR を記録した (表 2)。撮像開始 1 分前から撮像中および撮像終了後まで 6 分間、1 秒間隔で温度変化を記録した。また、予備実験にて温度上昇の再現性を級内相関係数にて検証した結果、高い信頼性があると判断されたため、測定回数は各検体 1 回とした。

3. アーチファクトの測定

アーチファクトの測定には 7 T の静磁場を有する MRI 装置である GE 社製 7 Tesla MRI system (Discovery MR950, GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) を使用した。検体は発熱試験と同様の Ti 20 g ingot, Co-Cr 20 g ingot を用いた。MRI 撮影において検体周囲が人体組織と近似信号強度を得るために検体は空気と完全に遮断し、 ϕ 8.3 cm \times 4.3 cm のアガロースファントムに埋入固定した。撮像条件はヒトの頭部の設定とし、一般に行われる検査に近い状

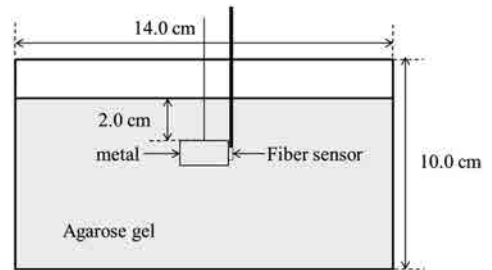


図 3. アガロースゲルファントムに埋入した金属と温度計プローブ

態に設定した。一般に用いられる撮像法を広く満たし、また、SE と GRE の比較をするため、計 4 種 (2D-SE T1WI, 2D-SE T2WI, 3D-FSE T2WI, 3D-GRE T1WI), 各検体 1 回ずつ撮像を行った (表 3)。対象検体の出現の撮像方向によりアーチファクトの出現に違いがあるため、対象検体に直行する slice (axial) と平行な slice (coronal) の 2 種類を行った。画像解析には ziosoft (zio Term 2009 Beta ver .2.0.0.4, ザイオンソフト社, 東京, 日本) (分解能 : 0.01cm²) も用いて、任意形状の関心領域を設定する面積計測機能を使用し、アーチファクトにより読影不能な範囲の面積を測定した。計測日を変え、各画像 3 回の計測を行い、その平均値をアーチファクトとした。結果は実際の検体の面積を 100% とし、アーチファクトの割合を評価した。

表 2. 発熱試験に用いた sequence

	2D-SE T1WI	2D-SE T2WI	3D-FSE T1WI	3D-FSE T2WI	3D-GRE T1WI	3D-GRE T2/T1WI
Repetition time (ms)	600	3000	700	3000	10	5.8
Echo time (ms)	9	60	16.5	79	2.7	2.2
Flip angles (°)	90/140	90/140	90/variable	90/variable	15	35
Echo train length	–	–	12	80	–	–
Field of view (mm)	200	200	200	200	200	200
Matrix (freq/phase)	512 × 320	512 × 256	512 × 320	512 × 320	512 × 416	320 × 320
Number of slices	37	37	152	152	152	152
Slice thickness (mm)	3	3	1	1	1	1
Interslice gap (mm)	1	1	0	0	0	0
Band width (kHz)	31.2	31.2	62.5	83.3	62.5	41.7
Number of excitations	3	0.5	1	1	1	1
Acquisition time (min)	6.03	6.12	5.56	6.25	6.39	6.01
SAR (W/Kg) [mean ± SD]	2.30 ± 0.1	1.9 ± 0.1	1.60 ± 0.20	2.03 ± 0.23	1.20 ± 0.10	2.17 ± 0.13

表 3. アーチファクトに用いた sequence

	2D-SE T1WI	2D-SE T2WI	3D-FSE T2WI	3D-GRE T1WI
Repetition time (ms)	600	3000	3000	10
Echo time (ms)	10	60	75.7	3.4
Field of view (mm)	120	120	120	120
Matrix (freq/phase)	512 × 256	512 × 256	512 × 256	512 × 320
Slice thickness (mm)	3	3	1	1
Band width (kHz)	31.25	31.25	83.3	62.5
Number of excitations	1	0.5	1	1

結 果

1. 偏向角の測定

各検体の偏向角を表4に示し、7 T、3 Tのガントリー内部の磁場勾配の変化を図4に示す。同一規格の金属プレートは Type I、Type IV、14K、Pt、Pd、Agではどちらの装置においても0°であった。Tiはプレートが3 Tで0°、7 Tで6.0°、ingotが3 Tで0.5°、7 Tで6.0°であった。Co-Crはプレートが3 Tで5.0°、7 Tで16.5°、ingotが3 Tで5.0°、7 Tで17.0°であった。Ni-Crはプレートが3 Tで3.0°、7 Tで14.5°、ingotが3 Tで9.5°、7 Tで31.0°であった。Ti

表4. 各検体の7 T、3 Tにおける偏向角

金属分類	形状	偏向角(°)	
		3 T	7 T
Type I alloy	Plate	0	0
TypeIV alloy	Plate	0	0
14K alloy	Plate	0	0
Gold-Platinum alloy	Plate	0	0
12 % gold-silver-palladium alloy	Plate	0	0
Silver alloy	Plate	0	0
Pure Ti	Plate	0	6.0
	Ingot 20 g	0.5	6.0
Co-Cr alloy	Plate	5.0	16.5
	Ingot 20 g	5.0	17.0
Ni-Cr alloy	Plate	3.0	14.5
	Ingot 20 g	9.5	31.0

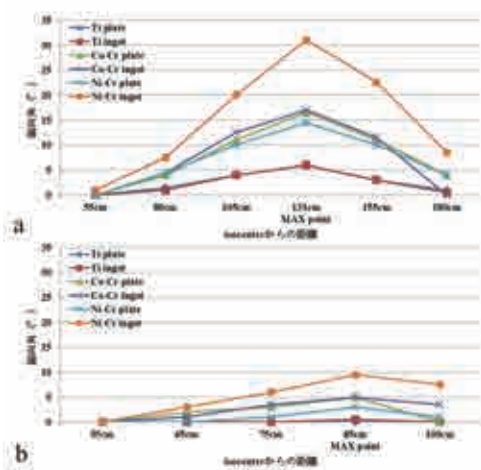


図4. 7 T、3 Tのガントリー内部の磁場勾配の変化
 a : 7 T
 b : 3 T

表5. 各撮像法におけるアーチファクトの割合
 ※ : 計測不能
 検体自体の面積 : 100%

	pure Ti 20 g ingot (%)		Co-Cr alloy 20 g ingot (%)	
	axial	coronal	axial	coronal
2D-SE T1WI	428.8	722.0	※	※
2D-SE T2WI	312.9	655.3	※	460.5
3D-FSE T2WI	780.3	445.7	※	※
3D-GRE T1WI	511.2	574.3	932.7	1361.8

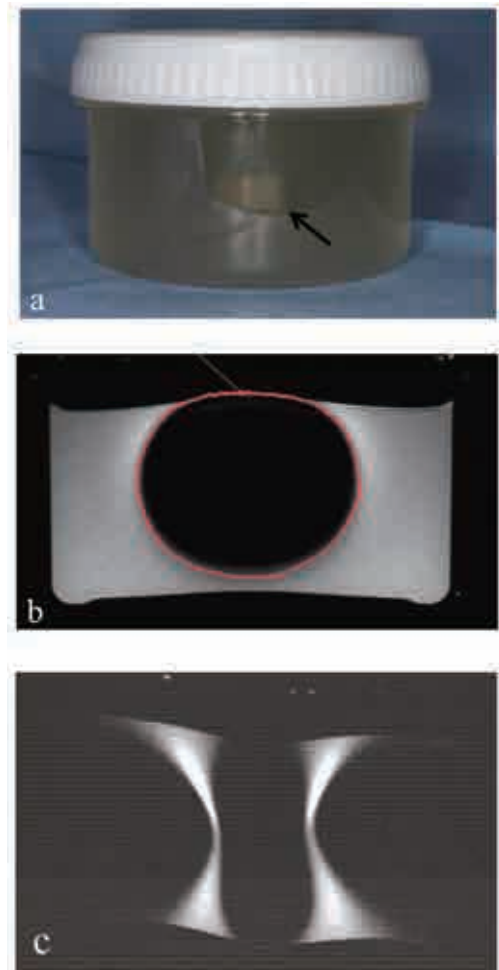


図6. 検体を埋入したファントムならびにアーチファクトの画像
 a : 検体を埋入したファントム, 矢印 : Co-Cr ingot
 b : Tiの3D-FSE T2WI, coronal撮像時のアーチファクトに関心領域を設定した画像
 c : Co-Crの2D-SET2WI, coronal撮像時の歪みが生じた画像

と Co-Cr はプレート (Ti:0.380 g, Co-Cr:0.965 g), 20 g ingot で誤差が 0.5° 以内であったが, Ni-Cr は質量が増加することで, 偏向角が著しく大きくなることを示した.

2. 発熱試験

対象とした Ti ingot, Co-Cr ingot, control は全撮像条件で温度上昇を認めた (図 5). Ti ingot と control は 2D-SE T1WI 撮像時に 0.5°C , Co-Cr ingot は 4 種の撮像法 (2D-SE T1WI, 2D-SE T2WI, 3D-FSE T1WI, 3D-GRE T2/T1WI) で 0.3°C の最大発熱を認めた. control も含め検体の温度上昇は 0.5°C 以下であった. 撮像法別の各検体の平均温度上昇が最も高い撮像法は 2D-SE T1WI であり, 平均 SAR も最も高値を示し, 平均温度上昇が最も低い撮像法は 3D-GRE T1WI であり, 平均 SAR も最も低値を

示した (表 2).

3. アーチファクトの測定

Ti, Co-Cr の撮像時のアーチファクトの割合を表 5 に示す. Ti のアーチファクトは axial で検体の面積の約 3~8 倍の範囲に及んだ. また, coronal では約 4~7 倍の範囲に認めた. Co-Cr の 3D-GRE T1WI と 2D-SE T2WI の coronal 以外の画像は検体を埋入したアガロースのほとんどの割合をアーチファクトが覆ってしまい, 画像自体に歪みが生じてしまったため正確な評価は不可能であった. 検体を埋入したファントム及びアーチファクトの画像を図 6 に示す. Ti ingot の axial は 3D-FSE T2WI, 3D-GRE T1WI, 2D-SE T1WI, 2D-SE T2WI の順に大きく, coronal は 2D-SE T1WI, 2D-SE T2WI, 3D-GRE T1WI, 3D-FSE T2WI の順に大きかった.

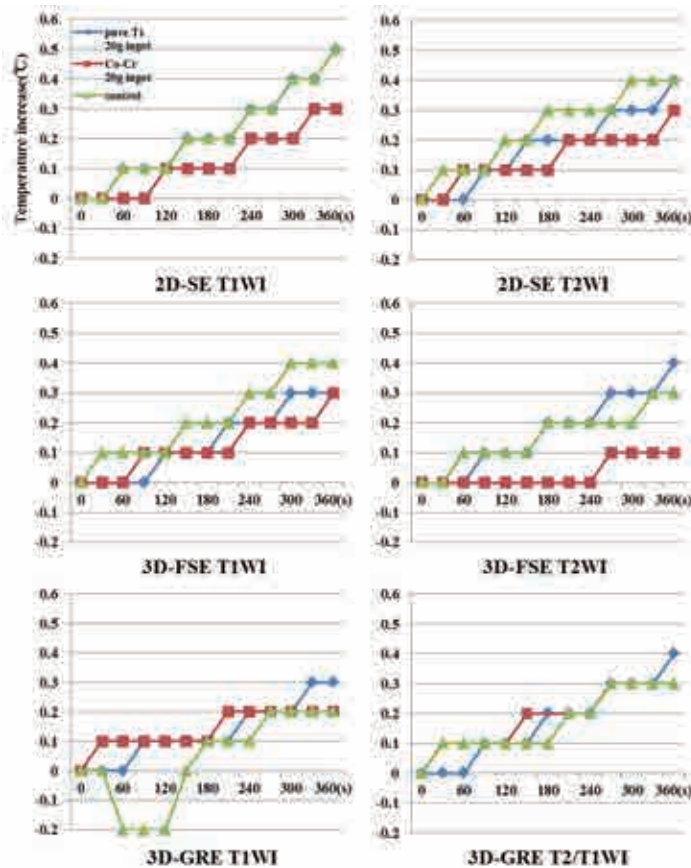


図 5. 各撮像時の検体と control の温度上昇の推移

考 察

1. 偏向角の測定

装置の磁性体に対する牽引力は、ガントリー中心よりも開口部付近で牽引力が最も強くなることが知られており³⁾、装置の最大の磁場勾配の位置に関する報告がある⁴⁻¹⁶⁾。本研究は、予備実験により7 Tは131 cm、3 Tは85 cmの位置を計測点と決定した。

ASTMの指針では偏向角が45°未満である場合に、磁気による牽引力が加わっても地球の重力場での通常の日常活動で起こりうるリスクを上回らないとされており²⁰⁾、本研究においてもこの見解を基準として安全性の判断を行った。

Type I, Type IV, 14K, Pt, Pd, Agは3 T, 7 Tどちらの装置においても偏向角は0°であった。このことは、ASTMの安全基準が45°であることから牽引力はほとんど加わっていないと考えられる。それに加え、これらの合金は齶蝕後の修復材料や根管治療後の築造材料、補綴材料として使用されており、様々なセメントにより歯質と強固に接着されている。セメントの種類や状態によって接着力は異なるが、偏向角が0°であるということはこれらの材料は接着力が存在していなくても牽引されるとは考えにくい。これらは安全性が高い材料であることが示唆された。

Tiは3 Tにおいて0.5°以内で、7 Tでは6.0°以内の偏向角であり、Co-Crは3 Tにおいて5.0°以内で、7 Tでは17.0°以内の偏向角であった。磁場強度の上昇により偏向角は約3倍になったと考えられる。Tiを用いたデンタルインプラントは骨と結合する²⁵⁾という性質から、近年、欠損補綴治療として広く普及している。インプラント体（人工歯根）、アバットメント、上部構造、それを固定するスクリューなどほとんどが純TiまたはTi合金によるものであることから、インプラント体及びそれに関連する製品も危険性が低いといえる。Ni-Crは3 Tにおいて9.5°以内、7 Tでは31.0°以内を示し、

Ti, Co-Crと同様に磁場強度の上昇から生じる偏向角の変化は約3~4倍であり、ASTMの安全基準である45°以内である。1.5 T装置においてNi-Cr製とCo-Cr製矯正用ワイヤーの偏向角を測定したKlockelら⁸⁾によると、Ni-Crが全く偏向角を示さず、Co-Crは2°の偏向角であったことが示されている。本研究におけるNi-CrやCo-Crの結果はこれらの報告とは明らかに異なる高い偏向角を認めたことから、超高磁場装置の静磁場強度を確認できる。Co-Cr, Ni-Crは有床義歯のパーヤクラスプ、矯正用のワイヤーなどの材料として使用されているが、幸いにも有床義歯は通常可撤性であるため、装着者が自由に取り外すことが可能である。矯正用ワイヤーは口腔内で固定されているが可撤性装置であることから、検査前に担当医によって取り外し、撮像後に再装着することを徹底すべきである。もし、取り外しが困難である場合は歯科医師が接着状況を確認し、検査担当者と歯科医師の相談の上で検査を行うか判断することが望ましい。

口腔内に使用される金属装置は大小様々あり、質量においても違いがある。そこで本研究ではプレートに加え、20 g ingotの測定を行った。Ti, Co-Crは3 T, 7 Tのどちらの装置においても偏向角はプレートと0.5°程度しか変わらず質量に対する偏向角の影響は少ないと考えられた。一方、Ni-Crの質量による変化は3 Tにおいてプレートが3.0°、20 g ingotが9.5°を示し、7 Tではプレートが14.5°、20 g ingotが31.0°を示した。Ni-CrのみTiやCo-Crと異なり質量により偏向角が変化を認めた。これは質量による変化ではなく、Ni-Crの検体の磁力に変化が生じたと考えられる。磁性体金属は外界からの磁気や温度変化、衝撃などで磁力に変化が起こることが知られている。Ni-Crのみに磁力の変化が起こったか否か明言できないが、測定の際に超高磁場環境にさらされたことにより磁力に変化が生じ、その結果、プレートと20 g ingotの偏向角に差異が生じた可能性が考えられる。いずれにしてもNi-Crの偏向角は他の金

属より上昇し、注意が必要な金属であることが判明した。

実際には歯科用金属やインプラントの装着者がMRI検査を制限されている場合もあるが、今回の偏向角の測定からは、Co-Cr, Ni-Cr以外の金属にハイリスクな状況はみられなかった。しかし、3 Tと7 Tを比較した結果は、前者に比べ後者の方が約3~4倍程度の偏向角を示し、磁場強度の影響を確認できた。そのため、生体への安全性を確保するためには、これまで安全を認識してきた材料も超高磁場装置においては、改めて検討する必要があると考える。

2. 発熱試験

発熱試験の検討は、Ti 20 g ingot, Co-Cr 20 g ingotを対象とし、その結果、controlを含めたすべての材料、全撮像条件で温度上昇を認めた。Ti ingotとcontrolは2D-SE T1WI撮像時に0.5℃と最も発熱を認めた。また、Ti ingot, Co-Cr ingotを対象としたがcontrolと比較して温度上昇に大きな差はなかった。

本データは撮像開始時の温度をベースラインとし、そこからの温度上昇を記録している。測定前日からMRI室に放置したファントムの温度は室内と同程度となり、ベースラインは19.0℃~20.0℃である。この温度をヒト頭頸部と仮定すると体温である36.5℃程度と考えられる。これらの金属は通常、口腔内に固定されており、0℃~80℃程度の飲食物が口腔内へ侵入してくる急激な温度変化の環境下にある。このことから、本結果である0.5℃の変化は考慮するレベルの温度変化ではないと考える。Ti製であるインプラントが埋入される骨に関してはErikssonら²⁶⁾がウサギを用い、53℃で骨への血液供給が停止し始め、53℃で骨組織損傷の反応が認められたと報告している。また、ErikssonとAlbrektsson²⁷⁾はウサギにおける熱による骨組織損傷の温度閾値レベルを研究した結果、47℃での発熱に対して感受性があることを報告した。これらの報告から考えると、骨に埋入されているTiのインプラント体も0.5℃の温度上昇があったと仮定しても骨組織やオッセオイン

テグレーションに影響を及ぼす可能性は極めて低いと思われた。controlもTiやCo-Crと比較して温度上昇に大きな差はなかったことからファントムも金属と同様に発熱をしていることが確認できた。これは電磁波により分子が移動した際に生じた発熱と推測できるが、これが金属と同程度やそれ以上の発熱を認めたことに関しては、本研究のみでは説明が困難で、さらなる物理化学的検討が必要である。

SARと発熱の関連性について、Loseyら¹⁸⁾は撮像中に発生するマイクロカテーテルのRF波による発熱はSARレベルの作用によるものであると報告し、Muranakaら¹⁹⁾はアガロースファントムに埋入した上腕骨インプラントを使用し、SARが増加するにつれて上昇するRF波による発熱は、JIS規格による安全規格内であっても危険性があると報告した。本研究は、2010年に発行されたIEC60601-2-33²⁸⁾を引用したJIS Z 4951²⁹⁾の第一次水準管理モードの頭部SARの基準値である3.2W/kgの範囲内で行った。SARを算出する公式では励起パルスから次の励起パルスまでの時間を示すTRやスライス枚数などはSARに影響する因子である。TRは90°パルスと180°パルスを組み合わせるSE系と180°パルスを用いないGRE系では大きく異なり、当然SARへも反映される。SARと温度上昇は直線関係があるという報告^{18,19)}も存在し、これまで温度上昇とSARとの相関性が議論されてきた。本研究の結果においても平均SARが最も大きい2D-SE T1WIは平均温度上昇が最も高く、平均SARが最も小さい3D-GRE T1WIでは平均温度上昇が最も低いという結果が得られており、温度上昇とSARは相関する可能性がある。

3. アーチファクトの測定

本研究ではアーチファクトと思われる部位を囲み、関心領域を設定した。この方法においては任意の形状の面積を測定することが可能であるため、様々な形状のアーチファクトを数値として得ることが可能である。Tiにおいてアーチファクトはaxialで検体の約3~8倍、

coronalで4~7倍の範囲に認めた。この結果は7 Tの磁場強度が影響したものと推測できる²²⁾。Co-Crの3D-GRE T1WIと2D-SE T2WIのcoronal以外の画像は金属を埋入したアガロースのほとんどをアーチファクトが覆ってしまい、アガロースの信号を認識できず画像自体が歪んで評価は不可能であった。撮像法によるアーチファクトの大きさは、Ti ingotのaxialでは3D-FSE T2WI, 3D-GRE T1WI, 2D-SE T1WI, 2D-SE T2WIの順に大きく、coronalでは2D-SE T1WI, 2D-SE T2WI, 3D-GRE T1WI, 3D-FSE T2WIの順に大きかった。SEよりもGREのアーチファクトが大きくなることはよく知られているが、本結果はGREよりもSEの方が一部大きくなり、前者と同様な結果は得られなかった。これまで撮像条件によるアーチファクトの評価はなされている²³⁾が、3D-FSE T2WIおよび3D-GRE T1WIの詳細に関する報告は非常に少なく、今後検討していく必要がある。

定量評価は不可能であったがCo-Crは大きなアーチファクトが生じる材料であり、画像診断への影響を与える可能性が非常に高い。しかしながら、通常はCo-Cr製材料は有床義歯や矯正用ワイヤーなど可撤性装置に用いられていることがほとんどであるため、事前に対処が可能である。一方近年は、陶材焼付金属冠のフレームに使用されることもあるので、冠橋義歯補綴装置においては注意が必要である。Tiにおいても3~8倍程度のアーチファクトが生じたことから実際の画像診断に影響する可能性が高い。実際の臨床では上顎骨に対するインプラント治療が問題となる。今回計測した20 g ingotはインプラント体よりはかなり大きいものであり、形状も異なる。そのため、実際のインプラント埋入患者に本結果をそのまま置き換えることは困難である。しかしながら、Tiにおいても大きなアーチファクトが生じているため、今後は、より臨床に近い形での検討が必要である。

また、7 Tにおいては1.5 Tまたは3 Tと比較して高磁場化により、S/N比が向上し、より

超高分解能画像を得られることにより、微細な組織や病変の検出が可能である。さらに、静磁場の向上は磁化率の影響も増大するため、高速撮像技術によるfunctional MRIの精度にも大きく貢献している。しかしながら、これらのメリットがある一方で、磁化率効果による画像の歪みやアーチファクトが極めて顕著になるため、アーチファクトを軽減させるシーケンスの設定が必要である。

以上をまとめると、超高磁場MRI装置における静磁場による偏向角は、Type I, Type IV, 14K, Pt, Pd, Ag, Tiにおいては軽度であったため装着した状態で安全に検査が行えることが示唆された。Ni-CrとCo-Crは、45°に及ばないものの大きな偏向角を認めたため、取り外してからの検査が必要である。TiとCo-Crの発熱は0.5°C以内と軽度であるため安全に検査が行えることが示唆された。また、一方で、得られる画像には、Tiで検体の約3~8倍、Co-Crはそれ以上のアーチファクトが確認され、金属の種類によっては影響を受けることが示された。

謝 辞

稿を終えるにあたり御懇篤なる御指導、御校閲を賜りました補綴・インプラント学講座・近藤尚知教授に深甚なる謝意を表します。また研究機会をお与え下さり、御指導を頂きました医歯薬総合研究所・超高磁場MRI診断・病態研究部門・佐々木真理教授、撮像にご協力頂きました目時毅診療放射線技師ならびに多くの御支援を頂きました補綴・インプラント学講座の諸先生方に深甚なる謝意を表します。最後に、材料の加工にご協力頂きましたケン・デンタリックス株式会社・松浦賢治氏に謝意を表します。

尚、本研究の一部は文部科学省私立大学戦略的研究基盤形成支援事業（課題番号S1491001、研究期間2014-2018）における7Tニューロイメージングプロジェクトの援助によるものです。

利益相反

本研究において、利益相反はない。

引用文献

- 1) 宮地利明 : MRI の安全性. 日放技学誌, 59 : 1508-1516, 2003.
- 2) Shellock, F. G., and Crues, J. V. : MR Procedures: Biologic Effects, Safety, and Patient Care. *Radiology*, 232 : 635-652, 2004.
- 3) 川光秀昭, 土橋俊男, 宮地利明, 杉本博, 土井司, 村中博幸, 小倉明夫, 松田豪, 奥秋知幸 : 3T-MR 装置の安全性. 日放技学誌, 64 : 1575-1599, 2008.
- 4) Shellock, F. G., Tkach, J. A., Ruggieri, P. M., and Masaryk, T. J. : Cardiac pacemakers, ICDs and loop recorder: evaluation of translational attraction using conventional ("Long-Bore") and "Short-Bore" 1.5- and 3.0-Tesla MR systems. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.*, 5 : 387-397, 2003.
- 5) Kangarlu, A., and Shellock, F. G. : Aneurysm clips: evaluation of magnetic field interactions with an 8.0 T MR system. *J. Magn. Reson. Imaging*, 12 : 107-111, 2000.
- 6) Shellock, F. G. : Metallic Neurosurgical Implants: Evaluation of Magnetic Field Interactions, Heating, and Artifacts at 1.5-Tesla. *J. Magn. Reson. Imaging*, 14 : 295-299, 2001.
- 7) Dula, A. N., Virostko, J., and Shellock, F. G. : Assessment of MRI Issues at 7 T for 28 Implants and Other Objects. *Am. J. Roentgenol.*, 202 : 401-405, 2014.
- 8) Klocke1, A., Kemper, J., Schulze, D., Adam, G., and Kahl-Niekel, B. : Magnetic Field Interactions of Orthodontic Wires during Magnetic Resonance Imaging (MRI) at 1.5 Tesla. *J. Orofac. Orthop.*, 4 : 279-287, 2005.
- 9) Miyata, K., Hasegawa, M., Abe, Y., Tabuchi, T., Namiki, T., and Ishigami, T. : Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac. Rad.*, 41 : 668-674, 2012.
- 10) Shellock, F. G. : Biomedical Implants and Devices: Assessment of Magnetic Field Interactions With a 3.0-Tesla MR System. *J. Magn. Reson. Imaging*, 16 : 721-732, 2002.
- 11) Shellock, F. G. : Metallic Surgical Instruments for Interventional MRI Procedures: Evaluation of MR Safety. *J. Magn. Reson. Imaging*, 13 : 152-157, 2001.
- 12) aracozoff, A. M., She llock, F. G., and Wakhloo, A. K. : A next-generation, flow-diverting implant used to treat brain aneurysms: in vitro evaluation of magnetic field interactions, heating and artifacts at 3-T. : *J. Magn. Reson. Imaging*, 31 : 145-149, 2013.
- 13) Shellock, F. G., and Shellock, V. J. : Cardiovascular Catheters and Accessories: Ex Vivo Testing of Ferromagnetism, Heating, and Artifacts Associated With MRI. *J. Magn. Reson. Imaging*, 6 : 1338-1342, 1998.
- 14) Shellock, F. G., Hatfield, M., Simon, B. J., Block, S., Wamboldt, J., Starewicz, P. M., and Punched, W. F. B. : Implantable Spinal Fusion Stimulator: Assessment of MR Safety and Artifacts. *J. Magn. Reson. Imaging*, 12 : 214-223, 2000.
- 15) Greatbatch, W., Miller, V., and Shellock, F. G. : Magnetic Resonance Safety Testing of Newly-Developed Fiber-Optic Cardiac Pacing Lead. *J. Magn. Reson. Imaging*, 16 : 97-103, 2002.
- 16) Edwards, M. B., Taylor, K. M., and Shellock, F. G. : Prosthetic Heart Valves: Evaluation of Magnetic Field Interactions, Heating, and Artifacts at 1.5 T. *J. Magn. Reson. Imaging*, 12 : 363-369, 2000.
- 17) 長谷川みかげ : MRI におけるキーパーの安全性試験の結果について. *日磁歯学誌*, 20 : 27-31, 2011.
- 18) Losey, A. D., Lillaney, P., Martin, A. J., Halbach, V. V., Cooke, D. L., Dowd, C. F., Higashida, R. T., Saloner, D. A., Wilson, M. K., Saeed, M., and Hetts, S. W. : Safety of retained microcatheters: an evaluation of radiofrequency heating in endovascular microcatheters with nitinol, tungsten, and polyetheretherketone braiding at 1.5 T and 3 T. *J. NeuroInterv. Surg.*, 6 : 314-319, 2013.
- 19) Muranaka, H., Horiguchi, T., Usui, S., Ueda, Y., Nakamura, O., and Ikeda, F. : Dependence of RF Heating on SAR and Implant Position in a 1.5T MR System. *Magn. Reson. Med. Sci.*, 4 : 199-209, 2007.
- 20) Destine, D., Mizutani, H., and Igarashi, Y. : Metallic Artifacts in MRI Caused by Dental Alloys and Magnetic Keeper. *J. Jpn. Prosthodont. Soc.*, 52 : 205-210, 2008.
- 21) Shafiei, F., Honda, E., Takahashi, H., and Sasaki, T. : Artifacts from Dental Casting Alloys in Magnetic Resonance Imaging. *J. Dent. Res.*, 82 : 602-606, 2003.
- 22) 松浦秀樹 : MR 画像の artifact 定量評価. *岩手医誌*, 54 : 119-116 : 2002.
- 23) 山城光明 : MRI におけるメタルアーチファクトの検討 - 撮像条件による評価 -. *日大口腔科学*, 25 : 129-141, 1999.
- 24) American Society for Testing and Materials (ASTM) Designation. Standard test method for measurement of magnetically induced displacement force on passive implants in themagnetic resonance environment., F 2052. In: *Annual Book of ASTM Standards, Volume 13.01 Medical Devices; emergency medical services.* West Conshohocken, PA: ASTM; 2002: 1576-80.
- 25) Bra°nemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., and Ohman, A. : Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.

- Scand J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl., 16 : 1-132, 1977.
- 26) Eriksson, A. R., Albrektsson, T., Grane, B., and McQueen, D. : Thermal injury to bone. A vital-microscopy description of heat effects. Int. J. Oral Surg., 11 : 115-121, 1982.
- 27) Eriksson, A. R., and Albrektsson, T. : Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopy study in the rabbit. J. Prosthet. Dent., 50 : 101-107, 1983.
- 28) International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment. Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. International Standard., IEC60601-2-33, 2010.
- 29) Japanese Industrial Standards (JIS). Medical electrical equipment. Particular requirements for the safety of magnetic resonance for medical diagnosis., JIS. Z 4951, 2012.

研 究

Effects of metallic dental materials on safety and artifact in ultra-high field MRI

Kenta ORISO, Takuya KOBAYASHI

Department of Prosthodontics and Oral Implantology, School of Dentistry, Iwate Medical University

(Chief : Prof. Hisatomo KONDO)

[Received : November 25, 2014 : Accepted : January 9, 2015]

Abstract : The aim of this study was to evaluate the safety of dental metals installed in patients in ultra-high-field MRI. Deflection angle, heating by radiofrequency, and artifacts of dental metals were measured at 7 Tesla MR system.

Magnetic field-related translational deflection force was measured using a tailor-made instrument at 3 Tesla and 7 Tesla MR system. Samples were 9 types of dental metals. MRI-related heating and artifacts were also examined using a gelled-agarose-filled-head/neck phantom at 7 Tesla MRI. Twenty grams-ingot of pure titanium and Co-Cr alloy were also examined at 7 Tesla to observe the volume dependent effects. In the heating test, non-metal embedded-phantom was examined as a control.

Deflection angle of 20 grams ingot of Co-Cr alloy and Ni-Cr alloy showed the value of 17.0° and 31° at 7 Tesla, respectively. Ni-Cr alloy should be removed prior to the inspection because deflection angle in 7 Tesla which close to 45° that was indicated as dangerous value by ASTM. In contrast, deflection angles of other metals were 10° or less, and inspection can be carried out safely at both 3 Tesla and 7 Tesla. In the heating test, it was indicated that impact of ultra-high field MRI on those materials is not considerable, because pure titanium and control showed a maximum temperature increase of 0.5°C by 2D-SE T2WI scanning and the temperature increase of the other samples were 0.5°C or less by all imaging. An artifact of pure titanium ingot was 3-8 times in axial slice, 4-7 times in coronal slice as large as sample images. The maximum artifact of axial slice and coronal slice was observed by 3D-FSE T2WI imaging and 2D-SE T2WI imaging. Those results suggested that the image obtained by each scanning may vary depending on the type of metal.

Key Words : ultra-high field MRI, magnetic field, RF heating, artifact