

「磁性アタッチメントとMRI」

歯科用磁性アタッチメント装着時のMRI安全基準マニュアル



監修

日本磁気歯科学会 安全基準検討委員会

2012年7月

「磁性アタッチメントとMRI」

歯科用磁性アタッチメント装着時のMRI安全基準マニュアル

監修

日本磁気歯科学会 安全基準検討委員会

2012年7月

目 次

はじめに	1
1. MRI (磁気共鳴断層撮像法) とは	1
2. 歯科用磁性アタッチメントとは	1
3. MR 撮像における注意点	3
1) MR 装置の磁場による力学的影響 (偏向力)	3
2) MR 装置の発熱による温度上昇の影響	3
3) キーパーアーチファクトによる診断への影響	3
キーパーの除去について	6
おわりに	6

参考資料

磁性アタッチメントの安全性試験	7
1) 偏向力試験	7
2) 加温試験 (高周波による発熱試験)	9
3) アーチファクトの測定	11
考察	14
参考文献	15

はじめに

MRI 検査は、近年のめざましい技術進歩によって、装置の高磁場化・高出力化による画質の向上や検査時間の短縮が可能となったことから、医科領域において脳ドッグを含め急激に需要が高まっています。それに伴い、体内金属装着者における人体への為害作用が問題視されるようになってきました。

歯科治療では、特に高齢者に磁石（磁性アタッチメント）を用いて義歯を維持安定させる処置が普及しています。また、高齢者は、様々な全身疾患を有している可能性が高く、さらに口腔領域は MRI 検査頻度が非常に高い脳頭蓋と近接しているため、磁性アタッチメント（特に口腔内に装着するステンレス製キーパー）の MR 装置に対する安全性について、情報提供が必要です。

日本磁気歯科学会では現状の MRI 検査現場での混乱や情報の不統一に対応するため、国際規格（ASTM 規格）に準じ口腔内に使用する磁性アタッチメントの MRI 検査における安全性について、偏向力試験および発熱試験を行い、MR 装置の磁場に対する安全性を検討しました。また、生体安全性とは直接関連しませんが、口腔内に設置されたキーパーによる金属アーチファクトの発生が MRI の診断に及ぼす影響についても検討を加えました。これらの結果の一部を本学会第20回学術大会（2010年11月）において発表致しました。

ここに、現時点での日本磁気歯科学会としての MRI 撮像に対する安全基準をまとめ、歯科医療従事者および診療放射線技師を対象にマニュアル化することに致しました。なお、本マニュアルを作成するにあたり、安全性試験を行いましたので、その結果を参考資料として巻末に掲載しました。

1. MRI (Magnetic Resonance Imaging, 磁気共鳴断層撮像法) とは

人体の大部分を占める水素原子核 (proton) と磁場を利用して、人体内部の情報をコンピュータで画像にする方法です。

MR 装置には磁場強度の異なる装置があり、現時点では0.3~3.0 T の装置が普及しています。我が国で現在使用されている機種の一覧を示します (表1)。

2. 歯科用磁性アタッチメントとは

歯科用磁性アタッチメントは磁石構造体 (磁石) とキーパー (磁性ステンレス) からなり、義歯に取り付けられる磁石と口腔内の歯根に取り付けられるキーパーとの間の吸引力により義歯は吸着し維持されます (図1)。

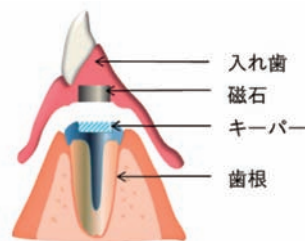


図1. 磁性アタッチメントの構造

口腔内に設置されるキーパーは磁性ステンレスであり、主に SUSXM27、SUS430、SUS447J1、SUS444 (AUM20) のいずれかで製作されています。重量はおおよそ30~120mgw です。

現在、市販されている歯科用磁性アタッチメントを表2に示します。表3にステンレス鋼の化学成分を示します。

キーパーは磁石ではありませんので、義歯を外して撮像を行った場合、磁石の吸着が損なわれる心配はありません。また、MRI 検査後にキーパーに磁力が残留する心配もありません。

しかし、義歯を装着したまま撮像を行ったりMR室内へ入ると、磁石の吸引力が喪失したり義歯が飛び出したりする危険性がありますので注意してください (図2)。

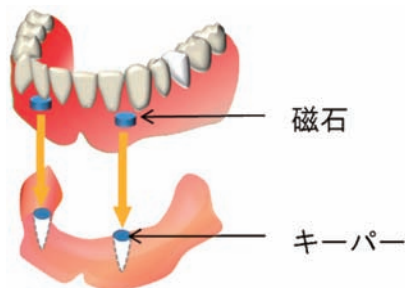


図2. 磁性アタッチメント義歯

表1. 我が国で使用されているMRI装置 (2011. 8時点)

社名	GEヘルスケアジャパン	シーメンス旭メディック	東芝メディカルシステムズ	フリットスエレクトロニクスジャパン	日立メディコ	島津製作所	
機種名	SIGNA Contour SIGNA Profile SIGNA 1.0T SIGNA 1.5T SIGNA HDxt 3.0T EXCITE HD 3.0T EXCITE HD 1.5T MR Vectra Sierra RESONA	MAGNETOM Avento MAGNETOM Symphony MAGNETOM P8 MAGNETOM Vision MAGNETOM Centurio MAGNETOM Impact MAGNETOM Trio MAGNETOM Verio MAGNETOM ESSENZA MAGNETOM Open viva MAGNETOM Allegra	EXCELART EXCELART VG FLEXART OPART VISART MRT-50 MRT-200	INTERA 1.0T INTERA 1.5T GYROSCAN ACS-NT GYROSCAN NT5 Panorama 1.0T Achieva 3.0T Achieva 1.5T	APERTO MRP-20 MRP-20EX MRP-5000ad MRP-7000 MRP-7000AD ARIS ARIS II comfort ARIS mate ARIS Elite OASIS MRH-500 ECHELON Vega	EPIOS 5 EPIOS 10 EPIOS 15 MAGNEX αシリーズ MAGNEX 50シリーズ MAGNEX 100シリーズ SMT-50 SMT-150 ECLIPSE	0.5 T 0.2 T 1.0 T 1.5 T 3.0 T 1.5 T 0.5 T 0.2 T 0.5 T 0.5 T 0.5 T 0.5 T 0.5 T 0.5 T

表2. 市販されている歯科用磁性アタッチメント (2011. 8時点)

製造	商品名	吸着面		磁石構造体		キーパー		吸引力	材質	その他					
		形状	寸法 (mm)	吸着面径 (mm)	高さ (mm)	吸着面径 (mm)	高さ (mm)			磁石構造体	キーパー				
ジーシー	ギガウスC	C300	楕円	3.2×2.45	1.3	2.8×2.45	0.6	2.9							
		C400	楕円	3.5×2.7	1.3	3.1×2.7	0.6	400	3.9						
		C600	楕円	4.1×3.3	1.3	3.7×3.3	0.7	600	5.9	磁石: Nd-Fe-B ヨーク: SUSXM27					
		C800	楕円	4.5×3.8	1.3	4.5×3.6	0.8	800	7.8	キーパー: SUSXM27	キーパーボンディング用				
		D400	円	φ3.0	1.3	φ3.0	0.6	400	3.9						
	NEOMAXエンジニアリング	ギガウスD	D600	円	φ3.6	1.3	φ3.6	0.7	600	5.9					
			D800	円	φ4.2	1.3	φ4.2	0.8	800	7.8					
			D1000	円	φ4.9	1.3	φ4.9	0.8	1000	9.8					
			2513	円	φ2.5	1.3	φ2.5	0.8	230	2.3		鑄造用			
			3013/3013PK	円	φ3.0	1.3	φ3.0	0.8/5.8	330	3.2	磁石: Nd-Fe-B ヨーク: SUS447J1	鑄造用/ レジンコーピング用			
ハイパースリム		4013	円	φ4.0	1.3	φ4.0	0.8	640	6.3	キーパー: SUS447J1	鑄造用				
		4513	円	φ4.5	1.3	φ4.5	0.8	780	7.6						
		3013	円	φ3.0	1.3	φ3.0	0.8	400	3.9						
		4013	円	φ4.0	1.3	φ4.0	0.8	730	7.2	磁石: Nd-Fe-B ヨーク: SUSXM27	鑄造用				
		4513	円	φ4.5	1.3	φ4.5	0.8	880	8.6	キーパー: SUS447J1	ダイレクトボンディング用				
ニッシン	フィジオマグネット	4813	円	φ4.8	1.3	φ4.8	0.8	980	9.6						
		5213	円	φ5.2	1.3	φ5.2	0.8	1100	10.8						
		5513	円	φ5.5	1.3	φ5.5	0.8	1200	11.8						
		25	円	φ2.5	1.3	φ2.5	0.8	240	2.4						
		30	円	φ3.0	1.3	φ3.0	0.8	400	3.9						
	マグフィットEX	35	円	φ3.5	1.3	φ3.5	0.8	560	5.5	磁石: Nd-Fe-B ヨーク: SUSXM27	ダイレクトボンディング用				
		40	円	φ4.0	1.3	φ4.0	0.8	730	7.2	キーパー: SUS447J1					
		45	円	φ4.5	1.3	φ4.5	0.8	880	8.6						
		48	円	φ4.8	1.3	φ4.8	0.8	980	9.6						
		52	円	φ5.2	1.3	φ5.2	0.8	1100	10.8						
愛知製鋼	マグフィットDX	55	円	φ5.5	1.3	φ5.5	0.8	1200	11.8						
		600W	楕円	3.8×2.8	1.8	3.8×2.8	1.0	600	5.9		鑄造用				
		400W	楕円	3.4×2.4	1.5	3.4×2.4	0.8	400	3.9						
		DX800	円	φ4.4	1.3	φ4.0	0.8	800	7.8						
		DX600	円	φ4.0	1.2	φ3.6	0.7	600	5.9						
	マグフィットSX2	DX400	円	φ3.4	1.0	φ3.0	0.5	400	3.9	磁石: Nd-Fe-B ヨーク: AUM20*	レジンコーピング用				
		S	円	φ4.7	1.4-1.8	φ3.3	7.5	400	3.9	スライド機構					
		L	円	φ5.2	1.6-2.0	φ3.7	7.7	600	5.9	フラットタイプ					
		RKDX-FL	円	φ4.4	1.3	φ4.0	5.8	800	7.8						
		RKDX-FS	円	φ4.0	1.2	φ3.6	6.0	600	5.9						
リムフリーキーパー インプラント用各種										ドームタイプ					
										0.8/1.6	600	5.9			スクリュース式

表3. ステンレス鋼の化学組成 (mass%)

鋼種	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	N	その他	Fe
SUS444	<0.025	<1.00	<1.00	<0.040	<0.030	17.00-20.00	1.75-2.50	<0.025	Ti, Nb, Zr <0.80	Bal.
SUSXM27	<0.010	<0.40	<0.40	<0.030	<0.020	25.00-27.50	0.75-1.50	<0.015	-	Bal.
SUS447J1	<0.010	<0.40	<0.40	<0.030	<0.020	28.50-32.00	1.50-2.50	<0.015	-	Bal.

3. MR 撮像における注意点

1) MR 装置の磁場による力学的影響（偏向力）

キーパーそのものが外れかかっていたり、キーパーが取り付けられている口腔内の補綴装置（根面板、インプラント、歯冠外アタッチメントなど（図3））が緩んでいたりすると、MR装置の磁場により、口腔内でキーパーが脱離して口腔粘膜を損傷したり、誤嚥、誤飲を引き起したりする恐れがあります。口腔内のキーパーや、周囲の歯科用装置が緩んでいないか確認してください。まれに、MR装置から受ける磁力により、患者がキーパー周囲の違和感や疼痛を訴える事があります。わずかでも異常を訴えた場合には、検査を中止し、歯科医院に連絡するように患者に指示してください。

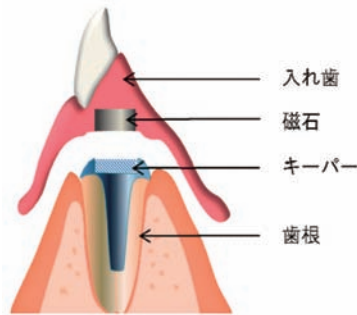


図3-1. 根面板

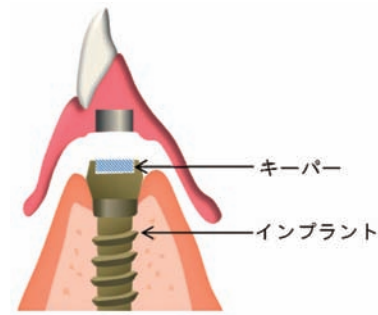


図3-2. インプラント

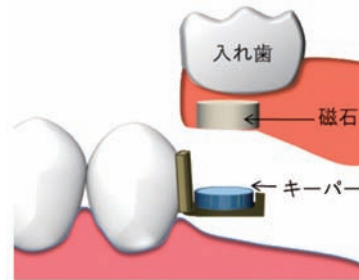


図3-3. 歯冠外アタッチメント

図3. 様々な形を有する磁性アタッチメント

磁場の影響を最も受ける（磁場の傾斜が最も急な）MR装置のガントリ付近（装置の入口）で注意が必要になります。最も大きいキーパーでは、3.0-TのMR装置によっておよそ9.0gf程度の力学的作用を受けます。しかし、キーパーを付けている歯科用セメントの接着強さは、40N（約4kgf）以上あり、十分な耐性を有すると考えられます（参考資料15ページ参照）。

2) MR装置の発熱による温度上昇の影響

磁性アタッチメントのキーパー付き歯科用装置は、MR撮像中のラジオ波の影響により発熱が認められます。発熱試験の結果では、キーパー付き歯科用装置は、3.0-T MR装置（Philips社製 Achieva 3.0T Nova DualおよびGE社製 Signa HDxt 3.0T）での20分間の最大RF照射により最大で0.8°Cの温度上昇を記録しました。RF照射6分程度の時点では、キーパー付き歯科用装置の温度上昇は0.2~0.3°Cであり、撮像時間が15分以内であれば0.5°Cを上まわりません。つまり、通常の撮像時間では、生体への影響はないと考えられます（参考資料17ページ参照）。

3) キーパーアーチファクトによる診断への影響

キーパーによる金属アーチファクトの出現を阻止することは困難です。アーチファクトはMR装置の静磁場強度や装置の性能に大きく左右されますが、一概に高磁場装置の方が金属アーチファクトの影響が大きくなるとは限りません。スピンエコー法（SE法）におけるアーチファクトの範囲はおおよそ半径4~8cmであり、キーパーの設置部位によってアーチファクトの出現部位が変わります。MRIで読影する部位や、選択された撮像方法、すなわち疑われる疾患によって、読影の可否が決まります。診

断部位が口腔底、舌、咽頭などの口腔周囲組織である場合や、磁化率の影響を強く受ける撮像方法を用いる場合には、アーチファクトにより、診断は困難となります（参考資料20ページ参照）。

キーパーの除去が必要と判断された場合、歯科医院にてキーパーを除去する事が可能ですので、患者または歯科医師まで指示してください。応用頻度の高い下顎犬歯と脳頭蓋に最も近く検査への影響が大きい上顎第二大臼歯にキーパーが設置された場合のスピンエコー法での T1強調画像のアーチファクトの範囲をアキシャル断面とサジタル断面（図4）で示します。

スピンエコー法 T1強調画像 アキシャル断面



図 4 - 1



図 4 - 2

図 4 - 1. 磁性アタッチメントなし

図 4 - 2. 下顎左側犬歯に磁性アタッチメント（GIGAUSS D600）装着時

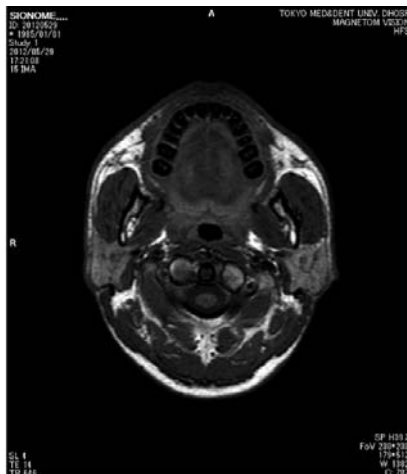


図 4 - 3



図 4 - 4

図 4 - 3. 磁性アタッチメントなし

図 4 - 4. 上顎左側第二大臼歯に磁性アタッチメント（GIGAUSS D600）装着時

スピノエコー法 T1強調画像 サジタル断面

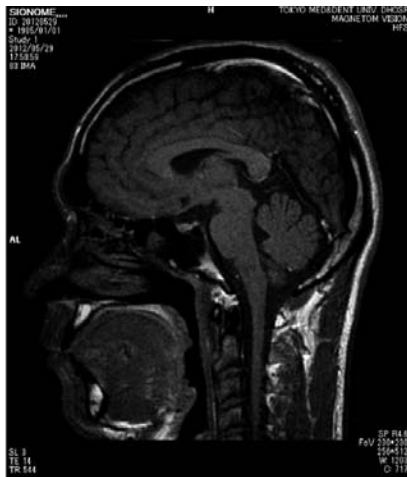


図 4-5

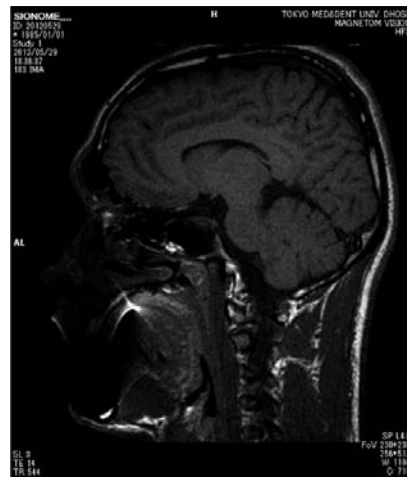


図 4-6

図 4-5. 磁性アタッチメントなし

図 4-6. 下顎左側犬歯に磁性アタッチメント (GIGAUSS D600) 装着時



図 4-7

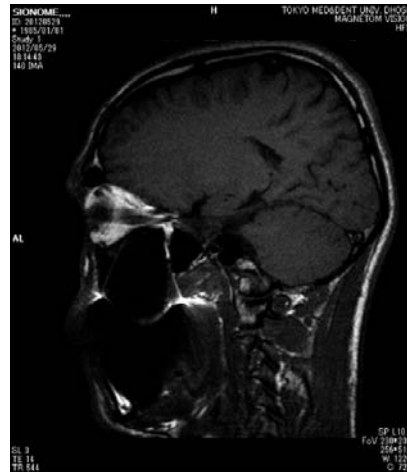


図 4-8

図 4-7. 磁性アタッチメントなし

図 4-8. 上顎左側第二大臼歯に磁性アタッチメント (GIGAUSS D600) 装着時

キーパーの除去について

口腔、舌、咽頭などの口腔周囲組織を読影する場合、アーチファクトにより、診断は困難になります。この場合、キーパーの除去が必要ですがキーパーを鑄接法でなく、キーパーボンディング法（KB法）により根面板に設置しておくことで容易に除去できます（図5、6）。



図5. 鑄接法（左）とKB法（右）

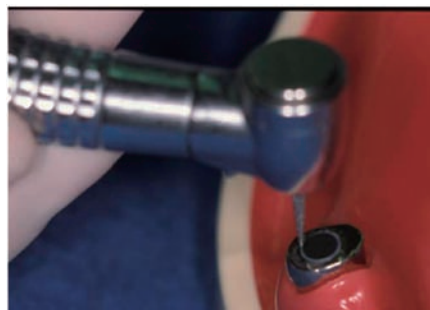


図6. KB法で合着されたキーパーの除去

KB法：セメントによりキーパーを根面板に固定する方法

鑄接法：鑄造によりキーパーを根面板に固定する方法

なお、磁性アタッチメントのキーパーと磁石でなく、キーパーの代わりに市販されている鑄造用磁性合金と磁性アタッチメントの磁石を用いて義歯を製作する術式があります。しかし、この術式はキーパーよりも多量の磁性合金を用いるため、アーチファクト、偏向力や発熱の影響が大きくなり、口腔内からの磁性合金の除去も容易ではありません。鑄造用磁性合金でなくキーパーと磁石の使用を推奨致します（参考資料15～24ページ参照）。

おわりに

近年、医療現場においてMRI撮像は脳ドック利用者などの増加により、普及が進んでいます。これに伴い、歯科用磁性アタッチメントを装着する患者の生体安全性に関する対応マニュアルの必要性が課題になっていました。本学会では、第20回学術大会（2010年）でシンポジウム「MR撮像時における磁性アタッチメントの影響」—MR撮像時の安全基準マニュアルの作成に向けて—を開催しました。また、その内容を日本磁気歯科学会雑誌20巻1号に公表しました。なお、磁場による力学的影響ではトルクについて考慮する必要がありますが、これについてもファントムによる試験を行い、結果が出次第、本マニュアルに追加記載する予定です。今後もMR装置の高磁場化は進んでいくと考えられますが、体内金属を装着している患者の生体安全性については継続して検討していくことが必要と考えられます。金属アーチファクトについても、その発生を極力抑制し、発生したアーチファクトを低減する技術の開発も期待されます。いずれにしても、磁性アタッチメントが適切な診断のもとに、正しい方法で使用されればほとんどのMRI撮像に関して問題がないことを理解して頂ければ幸いです。

2012年7月
日本磁気歯科学会
安全基準検討委員会
委員長 細井紀雄
委員 倉林 亨
土田富士夫
土橋俊男
長谷川みかげ
水谷 紘

参 考 資 料

磁性アタッチメントの安全性試験

検討項目

1. 偏向力試験 (ASTM F2052-06e1)¹⁾
2. 加温試験 (高周波による発熱試験 ASTM F2182-02a)²⁾
3. アーチファクト測定 (ASTM F2119-07)³⁾
4. トルク試験 (回転力) 試験 (ASTM F2213-06)

MR 装置

GE 社製 Signa HDxt 3.0T

Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual

調査する歯科用金属

磁性アタッチメントの安全性試験に用いた材料の組成および質量を表 4 に示す。

表 4. 実験に使用した磁性アタッチメントと歯科用鑄造用合金の組成および質量

Material	Trade name	Composition	Dimension (mm)	Weight (g)
Keeper	GIGAUSS D400	UNS S44627	$\phi 3.0 \times 0.6$	0.034
	GIGAUSS D600	UNS S44627	$\phi 3.6 \times 0.7$	0.058
	GIGAUSS D1000	UNS S44627	$\phi 4.9 \times 0.8$	0.119
Dental implant	SETio FIXTURE 10 mm ($\phi 3.8$) Custom abutment	Ti		0.663
Casting alloy	Pallatop 12 Multi	12% Au, 20% Pd, 50% Ag, 15% Cu		0.941

本項では、上記の ASTM 基準に基づく MRI 適合性評価方法に準じ、磁性アタッチメントへの安全性試験適応のため一部試験方法を変更させて試験を実施した。

1. 偏向力試験

規格 ASTM F2052-06e1

偏向力とは、静磁場によるインプラント等の部品に働く吸引力を磁力と比較して測定する方法で、紐で吊るした部品が、重力と吸引力に引かれる合成力を測定する。装置の磁場の傾斜が最も大きくなる部位を予備実験にて求め、図 7 に示すような偏向力測定器を設置し、被検体を糸で吊るし、装置の持つ磁力により吸引される角度である「偏向度 θ 」を測定する。偏向力が45度以内であれば、被検体が日常的に受けている重力の影響よりも装置から受ける影響の方が小さいため安全であるとする試験である。

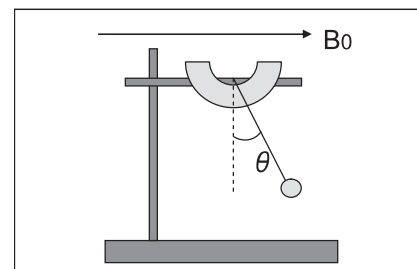


図 7. 偏向力測定器 模式図

MR 装置

Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual

測定方法

アクリル板に設定した支点到極細の糸 (15mm, 2 mg) を固定し、検体を吊り下げ、吸引力によって生じる振れ角度 θ が測定できる自作の測定器具を作製した。

MR 装置の検体に対する吸引力は、磁場中心よりもガントリ開口部付近で最も強くなることが知られている。MR 装置の磁場傾斜の最も強いガントリ開口部付近をガウスメータにて測定し決定する。

(Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual では磁場中心からの距離83cm、テーブルからの高さ14.5cm) 検体を瞬間接着剤にて紐に固定し、振れ角度を測定する。振れ角度より偏向力を算出する。

計算方法 $F = mg \tan \theta$ (m : 検体の質量, g : 重力加速度, θ : 振れ角度)

偏向力試験結果

偏向力試験の結果を図 8, 9 に示す。各キーパーは、磁場方向に強く吸引され、90度を大きく上まわり、偏向度の測定が不可能であった。そのため、各キーパーに重りを付加し、偏向度が45度以下になる重さを求めた。図 8 に各キーパーの偏向度45度以下までに有する加重量のグラフを示す。D400では3グラム重、D600では5グラム重、D1000では9グラム重の加重が必要であった。図 9 に各キーパーの偏向度より求めた偏向力を示す。D400では2697.4ダイン、D600では4022.6ダイン、D1000では8460.3ダインであった。

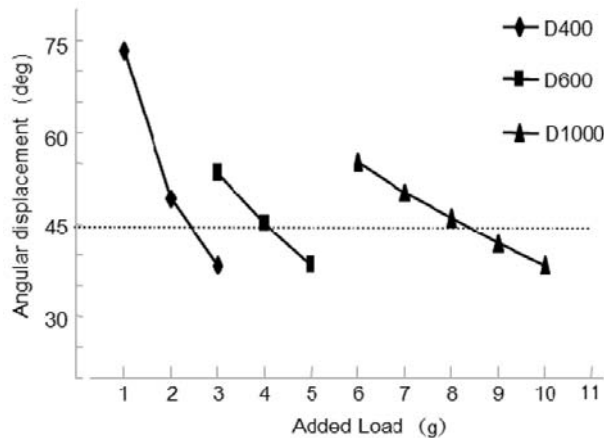


図 8. 各キーパーの偏向度が45度以下になるまでに要した荷重量

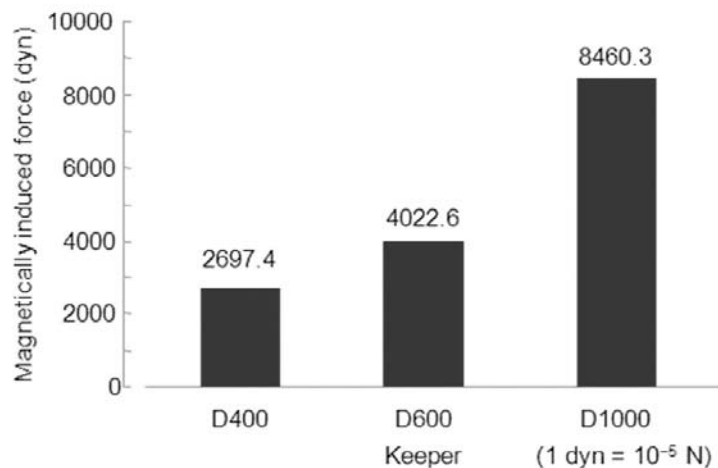


図 9. 各キーパーの偏向力

2, 加温試験 (高周波による発熱試験)

規格 ASTM F2182-02a

この試験は、体内に埋め込まれた電子回路を内在しないインプラントが、MRI 検査においてラジオ波によって発熱し、患者に傷害をもたらす危険性がないか確認するための試験である。測定にはファントムを使用し、最も発熱が見込まれる試験条件を設定することによって、それぞれの試験体に起こり得る最大の発熱を測定する。

MR 装置

GE 社製 Signa HDxt 3.0T

Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual

試験体および測定部位

図10に測定に用いたキーパー付き根面板およびキーパー付きインプラントを示す。

測定部位はそれぞれ歯肉縁相当部とポスト先端部とした。



図10. 左：キーパー付きインプラント
右：キーパー付き根面板

測定方法

測定機器：蛍光ファイバー式温度計 (FL-2000；安立計器) 2台 (図11)

温度計は熱電対温度計にて校正し、ファイバーセンサーの先端が測定部位に接するように設定する。

温度測定は、撮像開始2分前から撮像後2分間までとし、1秒ごとに測定する。発熱は、20分間のRF照射における最大温度上昇で評価する。



図11. 蛍光ファイバー式温度計 (FL-2000)

ファントム：生体等価ファントム (表皮と等価)

組成

- 精製水 4 l
- クールアガー (10%カラギーナン；新田ゼラチン)
- 食塩0.9%

人体等価ファントムと実験室温度が等しくなるように、撮影室に12時間以上放置後、実験を行う。

人体等価ファントムは、人体の軟組織と電気的特性が等価となるように蒸留水に塩化ナトリウムを0.9%、また、温度測定中にファントム内溶液が移動しないような十分な粘性を持たせるため、クールアガーを10%溶解する。測定に際し、十分な大きさをもつアクリル容器 (20×20×20) に10cmまでゲルを満たし、重量は4 kg重とする。検体は表面より2 cmの位置に埋没する (図12)。

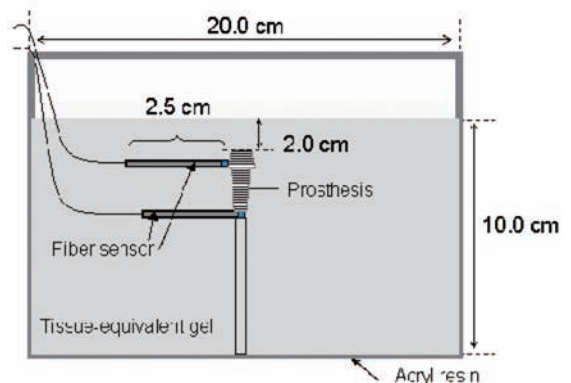


図12. ファントムと検体の位置

撮像シーケンス

加温試験は最大 SAR となるように撮像シーケンスを設定した (表5)。

表5. 撮像シーケンス

MRI system	Achieva 3.0T Nova Dual	Signa HDxt 3.0T
Coil	Body-coil	Body-coil
Pulse sequence	T-SE	T-SE
Time (min)	20.02	20.19
TR (ms)	586	2340
TE (ms)	15	8.104
ETL	4	126
Flip angle	90°	90°
Number of slices	5	5
Slice thickness (mm)	10	5
Band width (Hz)	2003.2	166.67
FOV (mm)	200	200
NSA	19	51
Body-averaged SAR (W/kg)	0.9	3.0

加温試験結果

ラジオ波照射の間、補綴装置の温度は徐々に上昇した。ゲルの温度は20分間の RF 照射で Achieva 3.0 T Nova Dual では+0.3°C, Signa HDxt 3.0 T では+0.4°C上昇した。根面板およびインプラントの温度上昇は、ともに辺縁歯肉相当部の方がポスト先端部よりも大きい結果となった。1分毎の温度上昇の平均値および標準偏差を図13, 14に示す。根面板の最大上昇温度は、Achieva 3.0 T Nova Dual で+0.6°C、Signa HDxt 3.0 T で+0.8°Cであった。インプラントの最大上昇温度は、Achieva 3.0 T Nova Dual で+0.4°C、Signa HDxt 3.0 T で+0.6°Cであった。すべての計測点において上昇温度は1.0°Cを超えなかった。

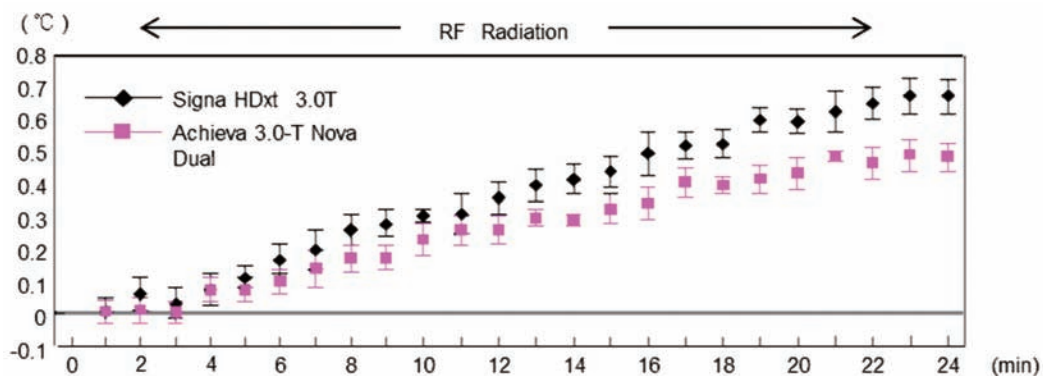


図13. Achieva 3.0T Nova Dualと Signa HDxt 3.0Tでのキーパー付き根面板の RF 照射と1分ごとの温度平均と標準偏差

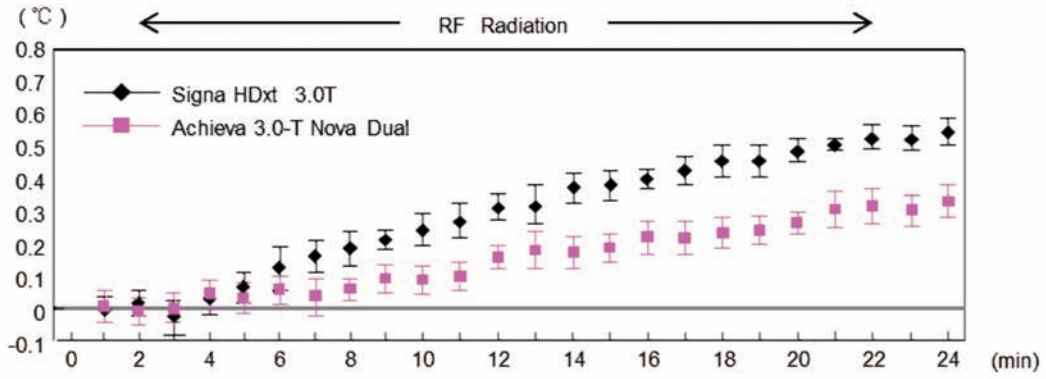


図14. Achieva 3.0T Nova Dualと Signa HDxt 3.0Tでのキーパー付きインプラントのRF照射と1分ごとの温度平均と標準偏差

3. アーチファクトの測定

規格 ASTM F2119-07

金属がMR画像に及ぼすアーチファクトの大きさを検討した。
 (撮像シーケンスは通常の診断で用いられるものを想定した。)

MR装置

Philips社製 Achieva 3.0T Nova Dual

ファントム

20×20×20mmの亚克力容器の中央に、亚克力棒を設置。検体は瞬間接着剤にて亚克力棒に固定する。

ファントム内溶液は、シリコンオイルとする (図15)。

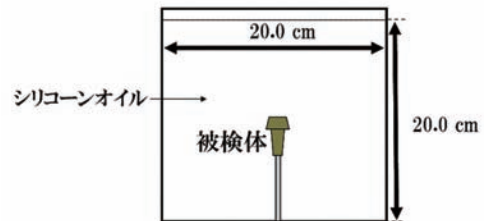


図15ファントム側面観

試験体

表6および図16-1, 2, 3に用いた磁性アタッチメントを示す。

表6. MRI撮像を行った検体の材料および組成

材料	製品名	組成	製造
鑄造用磁性合金	アトラクティ P (208495)	Au, Ag, Pd, Co	徳力本店
キーパー	GIGAUSS D600 (0804141)	SUSXM27 UNS S44627	GC
歯科用金銀 パラジウム合金	パラトップ12マルチ (D671367)	Au, Pd, Ag, Cu	デンツプライ三金



図16-1. 鑄造用磁性合金根面板
(0.927gw)



図16-2. キーパー付き根面板
(0.941gw)



図16-3. 金銀パラジウム合金による全部鑄造冠 (2.58gw)

撮像シーケンス

撮像にはスピリエコー法およびグラジエントエコー法を用いた。それぞれの撮像シーケンスを表7に示す。

表7. MRI 撮像に用いたシーケンス

撮像シーケンス	スピリエコー法 T2強調画像	グラジエントエコー法 T2強調画像
FOV read	250 mm	250 mm
Slice thickness	5.0 mm	5.0 mm
TR	4500 ms	25 ms
TE	100 ms	2.3 ms
Flip angle	90 deg	20 deg
Band width	58.0 KHz	56.5 KHz
Echo spacing	11.3 ms	
Turbo factor (ETL)	15	

アーチファクト測定結果

アーチファクト試験の結果を図17, 18, 19に示す。

スピリエコー法 コロナル像およびアキシャル像、また、グラジエントエコー法 アキシャル像の比較では、全部金属冠のアーチファクトが小さいのに対して、鑄造用磁性合金（アトラクティブP）のアーチファクトはファントム容器の大きさを上まわった。また、キーパー付き根面板との比較では、鑄造用磁性合金の方が大きい結果となった。これは、キーパー付き根面板のキーパーが0.034グラム重であるのに対して鑄造用磁性合金が0.927グラム重とおよそ25倍の強磁性体の質量の違いを有していることによると考えられる。アーチファクトの影響を受けやすいグラジエントエコーでは、各被検体ともスピリエコー法よりも大きい結果となった。

スピリエコー法 コロナル像の比較

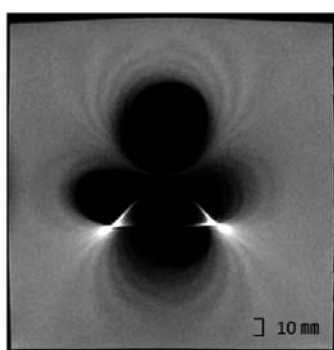


図17-1. 铸造用磁性合金根面板

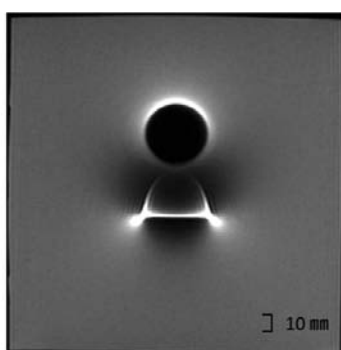


図17-2. キーパー付き根面板

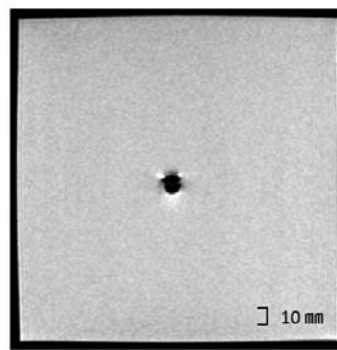


図17-3. 全部铸造冠

スピリエコー法 アキシャル像の比較

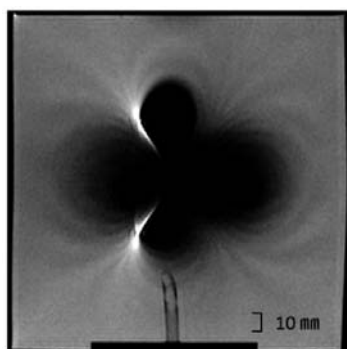


図18-1. 铸造用磁性合金根面板

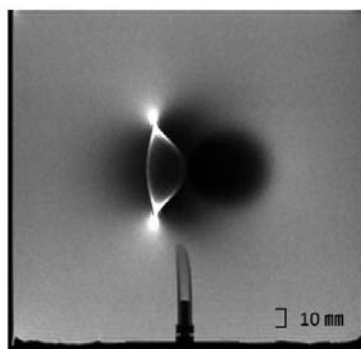


図18-2. キーパー付き根面板

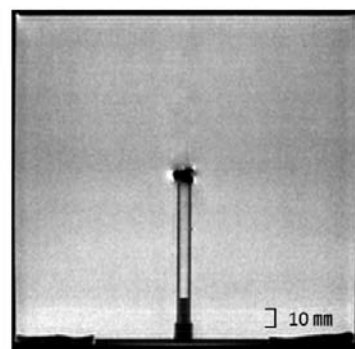


図18-3. 全部铸造冠

グラジエントエコー法 アキシャル像の比較

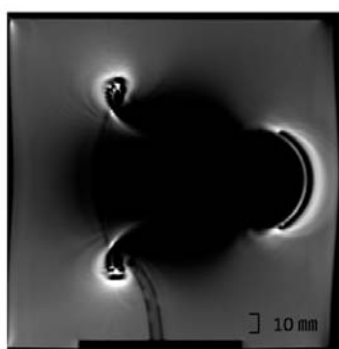


図19-1. 铸造用磁性合金根面板

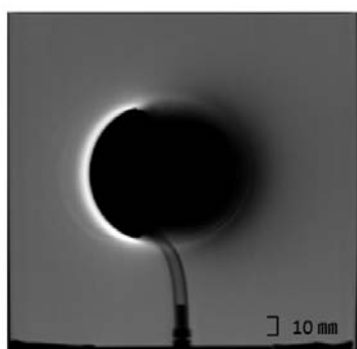


図19-2. キーパー付き根面板

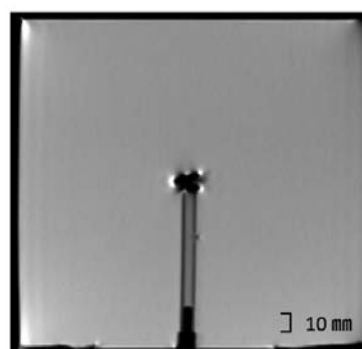


図19-3. 全部铸造冠

考察

磁性アタッチメントの使用とMRIの需要の増加により、多くの磁性アタッチメント義歯装着患者がMRI検査を受診することが予想される⁴⁻¹¹⁾。主な問題は磁性アタッチメントの発熱と磁気により誘導される変位力による危険性である^{1, 2, 12-18)}。本研究は口腔内に装着され、撤去が困難な磁性アタッチメントのキーパーとMRIとの適合性を評価した。

1) 偏向力について

体内金属である磁性アタッチメント装着者がMRI検査を行うにあたって、一つの懸念事項は、MRI装置の強力な磁場による磁性アタッチメントへの力学的作用である^{1, 16)}。MRI検査での力学的評価は、偏向力試験によって行われる。ASTM規格の偏向力試験では、偏向力が45°以下ならば力学的作用は地磁気による重力よりも小さいので安全とされる¹⁾。本実験では、キーパーは質量が非常に小さいわりに磁化率が大きいので、キーパーに作用する力学的作用は大きく、測定された角度は90°以上であった。したがって、キーパー単体では“not MR safe”に分類される。しかし各キーパーに3.0-9.0gfの負荷を与えることで45°以下になることが実証された。臨床ではキーパーを単体で用いる事は考えにくく、歯科補綴装置に歯科用セメントにて合着させるか鋳接して使用されるが、歯科用セメントの引っ張り強さは、弱い物でも40N (4,000,000dyn)程度あり、キーパーの偏向力(8460.3dyn)に対して470倍程度であることから十分に拮抗すると考えられた²⁸⁾。しかし、長期使用による劣化や衝撃により、キーパーが根面板から脱離しかけている可能性も否定できないため、検査前にキーパーの合着状態を確認することが重要である²³⁻³¹⁾。

2) 発熱について

SAR値はMRIの発熱に関する安全性の報告には必ず使用され、発熱の指標とされている²⁾。しかし現時点では、SAR値はMRI装置ごとに算出方法が異なり、異なる装置間において必ずしも相関性がなく、疑問視されている¹⁹⁻²¹⁾。したがって、インプラントの安全性を判断するのにMRI装置のコンソール画面に表示されるSAR値をもちいるのは危険な場合もあり、全てのMRI装置によりすべての体内金属に対して安全試験にて確認する必要がある。

今回の磁性アタッチメントの発熱試験では、実際の臨床使用の形状を想定して検体を作製し試験を行った。現時点で最も静磁場強度を有する二つの3.0-T MRI装置を使用し、各装置とも最大の発熱が見込まれるように、出力であるSAR値が最大になるように読影シーケンスを設定し測定を行った。その結果、磁性アタッチメントの発熱は小さく、1°Cを上回らなかった。最大SARが0.9W/kgであるAchievaでの最大上昇温度はインプラントで約+0.4°C、根面板で約+0.5°Cであった。SARが3.0W/kgであるSignaでのRF発熱の評価は、最大上昇温度はインプラントで約+0.6°C、根面板で約+0.8°Cであった。温度上昇はSignaの方がAchievaよりも大きかった。しかし、温度上昇の程度は異なる機種ではコンソール画面に表示されたSAR値に比例しなかった。

キーパー付き根面板は支台歯の歯根に設置され、またインプラントは歯槽骨に埋入される。支台歯に設置された磁性アタッチメントが温度上昇を引き起こした場合、歯根のセメント質への為害作用、歯根膜の破壊、歯槽骨の壊死、または疼痛を起こす可能性がある²²⁻²⁴⁾。Eriksson²⁵⁾らは、根管内の温度が50-60°C以上になると硬組織のタンパク変性が起こる可能性があるとしている。また、歯槽骨に埋入されたインプラントの発熱では、インプラントの脱落、歯槽骨の壊死または疼痛を引き起こすことが危惧される。ErikssonやAlbrektsson²²⁾によると、44-47°C(体温の7-10°C以上)の歯槽骨の温度変化で歯槽骨壊死を誘発させるとしている。さらにRamsköldらの報告によると、歯周組織が1分間あたり10°Cの温度上昇をすると、歯に隣接した組織に有害となるが、血管の新生に優れているため、骨と較べて影響は少ないとしている^{26, 27)}。

今回の検討では、磁性アタッチメントの温度上昇は、口腔内の組織が安全とされる制限の10°Cにほど遠い。また、全て医療用インプラントに対して、組織の損傷および患者に不快感を与えないように規格(SENELEC規格prEN45502-2-3)にて定められている指標である2.0°Cも上回らなかった。

3) 金属アーチファクトについて

キーパーは生体との磁化率が著しく異なるため、MR画像上に歪みや信号の消失としてアーチファクトが生じる³²⁻³⁸⁾。キーパーによるアーチファクトは、装置の静磁場強度と金属の磁化率に比例し、周波数エンコード用傾斜磁場強度に反比例する³⁶⁾。そのため、MR装置の静磁場強度や装置の性能、キーパーの大きさや数、または撮像方法に大きく左右される。実際の臨床では、低磁場装置ではSNRの向上のために、周波数域（バンド幅）が狭く設定されているため、一概に高磁場装置の方が金属アーチファクトの影響が大きくなるとは限らない。

アーチファクトの大きさへ影響を与える因子は多数あり、大きさを定量化することは不可能であるが、スピનેコー法（SE法）はグラジエントエコー法（GRE法）に比較してアーチファクトの影響は小さいが、そのアーチファクトの範囲はおおよそ半径4～8cmであった。アーチファクトの影響を小さくしたい場合には、SE法では1ピクセル当たりの周波数域の広いシーケンスを選択する必要がある^{36,38)}。GRE法ではそれに加え、エコータイム（TE）が短い撮像方法を選択する必要がある。装置の種類によりBWの設定が出来ない場合は、TEを変化させることで連動して変化させるとよい。しかし、これらの設定を行うと、画像のSNRが低下することに加えて、アーチファクトの縮小効果には限度がある。そのため、MRIで診断する部位や選択された撮像方法が磁化率の影響を強く受ける場合には読影は困難となり、歯科医院にてキーパーの除去が必要になる。そうした場合、医師、MRI検査担当者、歯科医師および磁性アタッチメント装着者の連携が重要である。

本参考資料、磁性アタッチメントの安全性試験の項は、長谷川みかげ ほか：Radio frequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0-T magnetic resonance imaging (Dentomaxillofacial Radiology) の内容を要約したものである。

参考文献

- 1) American Society for Testing and Materials (ASTM). ASTM F2052-06 standard test method for measurement of magnetically induced displacement force on medical devices in the magnetic resonance environment. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2006.
- 2) American Society for Testing and Materials (ASTM). ASTM F2182-02a standard test method for measurement of radio frequency induced heating near passive implants during magnetic resonance imaging. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2002.
- 3) American Society for Testing and Materials (ASTM). ASTM F2119-07 standard test method for evaluation of MR image artifacts from passive implants. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2007.
- 4) Gillings BR. Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part I. J Prosthet Dent 1981; 45: 484-491.
- 5) Gillings BR. Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part II. J Prosthet Dent 1983; 49: 607-618.
- 6) Highton R, Caputo AA, Matyas J. Retentive and stress characteristics for a magnetically retained partial over denture. J Oral Rehabil 1986; 13: 443-450.
- 7) Tanaka Y. Dental magnetic attachment. Tokyo: Ishiyaku, 1992, pp. 29-70.
- 8) Watanabe I, Hai K, Tanaka T, Hisatsune K, Atsuta M. In vitro corrosion behavior of cast iron-platinum magnetic alloys. Dent Mater 2001; 17: 217-220.
- 9) Gonda T, Ikebe K, Ono T, Nokubi T. Effect of magnetic attachment with stress breaker

- on lateral stress to abutment tooth under overdenture. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 1001-1006.
- 10) Maeda Y, Nakao K, Yagi K, Matsuda S. Composite resin root coping with a keeper for magnetic attachment for replacing the missing coronal portion of a removable partial denture abutment. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 139-142.
 - 11) Hasegawa M, Umekawa Y, Nagai E, Ishigami T. Retentive force and magnetic flux leakage of magnetic attachment in various keeper and magnetic assembly combinations. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 266-271.
 - 12) Gegauff AG, Laurell KA, Thavendrarajah A, Rosenstiel SF. A potential MRI hazard: forces on dental magnet keepers. *J Oral Rehabil* 1990; 17: 403-410.
 - 13) Bartels LW, Smits HF, Bakker CJ, Viergever MA. MR imaging of vascular stents: effects of susceptibility, flow, and radiofrequency eddy currents. *J Vasc Interv Radiol* 2001; 12: 365-371.
 - 14) Shellock FG. Metallic neurosurgical implants: evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5-Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2001; 14: 295-299.
 - 15) Shellock FG, Cosendai G, Park SM, Nyenhuis JA. Implantable microstimulator: magnetic resonance safety at 1.5 Tesla. *Invest Radiol* 2004; 39: 591-599.
 - 16) Walsh EG, Brott BC, Johnson VY, Venugopalan R, Anayiotos A. Assessment of passive cardiovascular implant devices for MRI compatibility. *Technol Health Care* 2008; 16: 233-245.
 - 17) Weigel M, Hennig J. Development and optimization of T2 weighted methods with reduced RF power deposition (Hyperecho-TSE) for magnetic resonance imaging. *Z Med Phys* 2008; 18: 151-161.
 - 18) Muranaka H, Horiguchi T, Ueda Y, Tanki N. Evaluation of RF heating due to various implants during MR procedures. *Magn Reson Med Sci* 2011; 10: 11-19.
 - 19) Baker KB, Tkach JA, Nyenhuis JA, Phillips MD, Shellock FG, Gonzalez-Martinez J, Rezai AR. Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating. *J Magn Reson Imaging* 2004; 20: 315-320.
 - 20) Baker KB, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, Rezai AR, Tkach JA, Shellock FG. Neurostimulation systems: assessment of magnetic field interactions associated with 1.5- and 3-Tesla MR systems. *J Magn Reson Imaging* 2005; 21: 72-77.
 - 21) Baker KB, Tkach JA, Phillips MD, Rezai AR. Variability in RF-induced heating of a deep brain stimulation implant across MR systems. *J Magn Reson Imaging* 2006; 24: 1236-1242.
 - 22) Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopy study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 101-107.
 - 23) Saunders EM. In vivo findings associated with heat generation during thermomechanical compaction of gutta-percha. 2. Histological response to temperature elevation on the external surface of the root. *Int Endod J* 1990; 23: 268-274.
 - 24) Kreisler M, Al-Haj H, D'hoedt B. Intrapulpar temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002; 93: 730-735.
 - 25) Eriksson AR, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopy description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982; 11: 115-121.
 - 26) Ramsköld LO, Fong CD, Strömberg T. Thermal effects and antibacterial properties of

- energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. *J Endod* 1997; 23: 96-100.
- 27) Gutknecht N, Franzen R, Meister J, Vanweersch L, Mir M. Temperature evolution on human teeth root surface after diode laser assisted endodontic treatment. *Lasers Med Sci* 2005; 20: 99-103.
- 28) 阿部有希, 長谷川みかげ, 内田天童, 木内美佐, 諸隈正和, 秋田大輔, 渋谷哲勇, 小川 泰, 永井栄一, 月村直樹, 石上友彦. キーパーボンディング法におけるセメントのキーパー維持力の検討. *日磁歯誌* 2011.1 ; 37-43.
- 29) Wang NH, von der Lehr WN. The direct and indirect techniques of making magnetically retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 112-117.
- 30) Huang HM, Liu DZ, Shiau YY, Yeh CY, Lin CT, Lee SY. Natural frequency assessment of stability of root keeper magnetic devices. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42: 388-393.
- 31) Near J, Romagnoli C, Bartha R. Reduced power magnetic resonance spectroscopic imaging of the prostate at 4.0 Tesla. *Magn Reson Med* 2009; 61: 273-281.
- 32) 中村和夫, 石川 晋, 藍 稔, 水谷 紘, 土井史子, 奥野 攻. MRI 対策としてのキーパー可徹法の検討. *日磁歯誌* 1992.1 ; 71-75.
- 33) 大川周治, 田嶋英明, 赤川安正, 櫻井裕也, 山田宏秀. 磁性アタッチメントの可徹式キーパーに関する一考案—MRI 対策として. *日磁歯誌* 1993.2 ; 37-42.
- 34) 鱒見進一, 尾座本まゆみ, 城戸寛史, 有田正博, 守川雅男. 既製キーパーを利用した可徹式機構の検討. *日磁歯誌* 1994.3 ; 30-35.
- 35) Iimuro FT. Magnetic resonance imaging artifacts and the magnetic attachment system. *Dent Mater J* 1994; 13: 76-88.
- 36) 土橋俊男, 榎 利夫, 鈴木 健, 藤田 功. SE 法における metal artifact について. —各種 parameter と metal artifact の関係—. *日本放射線技術學會雑誌* 1997.53 ; 798-805.
- 37) 正木文浩, 内藤宗孝, 石上友彦, 宮尾宣行, 林 正之, 田中貴信, 有地榮一郎. 磁性アタッチメントのキーパー形態が MR 画像に与える影響. *歯科放射線* 1997.37 ; 156-163.
- 38) 土橋俊男, 藤田 功, 榎 利夫, 北川松雄, 鈴木 健. 歯科用アタッチメントの MR 画像への影響. *日本放射線技術學會雑誌* 1998,54 ; 517-52.