原 著 論 文

Magnetic Attachment のキーパー材料による MR 画像への影響

森戸 光彦 細井 紀雄

Effects of Dental Magnetic Keeper Materials on MRI

Mitsuhiko Morito and Toshio Hosoi

Abstract : The dental magnetic attachment exerts less force laterally on an abutment tooth than conventional dental attachments, so it has wide application to various prosthesis. However, some defects of MRI are produced due to the magnetism of the keeper. Therefore, three kinds of stainless steel used as dental magnetic keeper and a composite resin fabricated with stainless steel powder as filler were examined to investigate the extent of the distortion of MRI. Factors for examination were differences and size of keepers. The purpose of this study was to explore the possibility of expanding the range of diagnosis with MRI, in relation to improvement of the keeper. The results were as follows :

1. The SUS 430 stainless steel, as a material for the dental magnetic keeper, had the least distortion of MRI, and the distortion increased in the order of composite resin, SUS 447 J 1 and AUM 20.
2. Keepers that were cut on both sides in parallel, had smaller diameters, or were thinner had less influence.
3. In order to minimize the effect on MRI, it was suggested that it may be necessary to investigate materials and miniature the dental magnetic keeper.

Key words : dental magnetic attachment, magnetic keeper, MRI, artifact, stainless steel

I. 緒 言

歯科用として開発された magnetic attachment は、応用された歯根に対する側方への力の伝達がほとんどないという特性がある^{1~3)}。そのため、他の支台装置の応用が困難となった残根状態の歯の支台歯としての復活、インプラントの上部構造への応用など広い範囲で使われるようになってきた^{4~8)}。また、従来の維持装置と組み合わせたり、審美性を高めることを目的としたクラスプを使わない部分床義歯も、設計を工夫することにより可能である^{9~11)}。さらに、歯科矯正の分野にも応用されている^{12,13)}。わが国において magnetic attachment が開発されて約 3 年を経過したが、経過観察の結果もいくつか紹介され^{14~17)}、臨床

での評価が行われている。

しかし、このアタッチメントは、磁気特性を応用したものであるため、磁気共鳴画像 (MRI=magnetic resonance imaging) に必ず影響を及ぼす。すなわち、アタッチメントのキーパー材料が磁性体であるために、MRI 撮像時に磁場の均一性が乱されてしまう。その結果、キーパー周辺の画像に歪みや欠陥を生じる。そのため、MRI による頭頸部の画像診断に支障をきたすことが予想される^{1,3,18~27)}。そこで、その対策の 1 つとして、歯根から取り外しが可能となるように、キーパーをネジ式にすることが提案され、発表されている^{24~27)}。しかしながら、ネジ式のキーパーをゆるまないように取り付けるにはかなりの力を要し、また、取り外すにはそれ以上の力を必要とする。さらに長期間使用すると、ネジの間隙に入り込んだ残渣や付着物のため、取り外す際には歯に相当のトルクが掛かることが予想される。したがって、その時の歯周組織への為害作用を考慮すると、ネジ式のキーパーは完璧な方法とは考えにくい。また可撤式であったとしても、救急の場

鶴見大学歯学部歯科補綴学第三講座 (指導: 細井紀雄教授)
The Third Department of Prosthetic Dentistry, Tsurumi University School of Dental Medicine (Director: Prof. Toshio Hosoi)
平成 7 年 9 月 20 日受付

合には歯科医師のいないところでの処置が余儀なくされるため、歯を抜去されてしまう可能性もある。

そこで、キーパーを口腔内から取り外すのではなく、つけたままでも診断に致命的な影響が出ないようにすることの方が、臨床的により妥当ではないかと考えた。すなわち、キーパーを小さくすること、また、キーパー用合金の組成を変えることなどにより、影響を小さくすることができるのではないかと考え、実験による検討を行った。

II. 材料と方法

MRI撮像の対象とした試料は、magnetic attachmentのキーパー用材料として用いられている9種類とした。すなわちSUS 447 J 1 ステンレス鋼の直径4.0 mm、厚さ1.0 mmのもの（以下447 Aとする）、その両側を1.0 mmずつ平行に削除したもの（以下447 Bとする）、SUS 430 ステンレス鋼の直径4.0 mm、厚さ1.0 mmのもの（以下430 Aとする）、その両側を1.0 mmずつ平行に削除したもの（以下430 Bとする）、同じくSUS 430 ステンレス鋼の直径4.0 mm、厚さ0.8 mmのもの（以下430.08とする）、同じくSUS 430 ステンレス鋼の直径3.0 mm、厚さ0.8 mmのもの（以下430.30とする）（以上のステンレス鋼は日立金属社製）、AUM 20 ステンレス鋼（愛知製鋼）長径4.2 mm、短径3.2 mm、厚さ1.0 mmのもの（以下AUM 1.0とする）、同じく厚さ0.8 mmのもの（以下AUM 0.8とする）、さらにキーパー用材料とし

て試作されたコンポジットレジジン²⁸⁾の直径4.0 mm、厚さ1.0 mmのもの（以下CRとする）とした（表1）。

撮像に際しては、MR画像を同一条件で比較するために専用のファントムを用意した（図1）。ファントム¹⁹⁾は、直径180 mm、高さ50 mmの円筒形で、外壁はアクリル板である。ファントム内部には、MR像において軟組織と同等の信号強度となる低濃度の硫酸ニッケル溶液が満たされている。それぞれの試料をファントム表面中央にセットし、MR装置（日立メディコ社、MRP 7000、永久磁石型）の所定の位置に置いて撮像した。撮像条件は、0.3 T、FSE（Fast Spin Echo）法、TR 3000、TE 120、

図1 Phantom for examination of magnetic resonance imaging
MR画像実験用ファントム

表1 Keepers used for the experiment
実験に用いたキーパー材料

Code	Shape	Stainless steel	size(mm)	thickness(mm)
447 A		SUS 447 J 1	φ 4.0	1.0
447 B		SUS 447 J 1	4.0×2.0	1.0
430 A		SUS 430	φ 4.0	1.0
430 B		SUS 430	4.0×2.0	1.0
430.30		SUS 430	φ 3.0	1.0
430.08		SUS 430	φ 3.0	0.8
AUM 1.0		AUM 20	4.2×3.2	1.0
AUM 0.8		AUM 20	4.2×3.2	0.8
CR		composite resin fabricated with 17 Cr-2 Mo stainless steel powder as filler	φ 3.0	1.0

NEX 2, T 2 強調画像とした。

アーチファクトの程度を数値的に把握するために、ファントム中央部断面像にみられるそれぞれのアーチファクトの最深部を横方向 (X 軸方向) に 5 回計測し、その平均値を求めた。また、中央から辺縁に向かって 60 mm の断面像での縦方向 (Y 軸方向) の歪みの量を 5 回計測し、その平均値を求めた (図 2)。なお、本実験で用いたファントム

図 2 A sample of MR imagings applied the phantom and width of X or Y for measuring
ファントムを用いて得られた画像例と計測部位

ムの画像は、頭部に置き換えると、X 軸が上下方向、Y 軸が前後方向を示す。

さらに、口腔領域におけるアーチファクトの大きさを比較検討するために、生体を対象とした撮像を行った。対象は、歯の欠損、充填物、歯冠補綴物が全くない天然歯列を有する 47 歳男性である。試料は、上記と同様の 9 種類とし、それぞれをあらかじめ用意しておいた上下顎咬合面間のスプリント内右側小臼歯部に 1 個ずつ順次装着して撮像を行い (図 3)、肉眼的に画像の比較検討を行った。

III. 結 果

ファントムによるそれぞれの資料における画像欠陥の観察結果は表 2, 3 に示した。

表 2 では、X 軸方向での得られた数値の小さい方から順に表した。すなわち、430.30 が最も小さい値を示し、その値は他のすべての資料に対して 1% の危険率で有意差が認められた。430 B と CR, CR と 447 B, 430.08 と AUM 0.8, 430 A と 447 A, 447 A と AUM 1.0 との間には、それぞれ有意差は認められなかった。それら以外の組合せでは、危険率 5% あるいは 1% で有意差が認められ

図 3 Splint for cranial MRI
生体における MR 画像撮像用スプリント

表 2 Results of X-axis
X 軸方向の計測結果

	430.30	430 B	CR	447 B	430.08	AUM 0.8	430 A	447 A	AUM 1.0
mean	9.754	10.584	10.700	10.716	11.020	11.304	11.746	11.806	12.008
SD	0.103	0.047	0.146	0.083	0.222	0.272	0.145	0.188	0.173
430 B	**								
CR	**	NS							
447 B	**	*	NS						
430.08	**	**	*	*					
AUM 0.8	**	**	**	**	NS				
430 A	**	**	**	**	**	*			
447 A	**	**	**	**	**	*	NS		
AUM 1.0	**	**	**	**	**	**	*	NS	

(mm), NS : non significant, * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$

表 3 Results of Y-axis
Y 軸方向の計測結果

	430.30	430 B	CR	447 B	430.08	AUM 0.8	430 A	447 A	AUM 1.0
mean	7.230	7.224	7.272	7.256	7.126	7.066	6.898	6.912	6.976
SD	0.099	0.086	0.067	0.048	0.078	0.061	0.044	0.108	0.091
430 B	NS								
CR	NS	NS							
447 B	NS	NS	NS						
430.08	NS	NS	*	*					
AUM 0.8	*	*	**	**	NS				
430 A	**	**	**	**	**	**			
447 A	**	**	**	**	**	*	NS		
AUM 1.0	**	**	**	**	*	NS	NS	NS	

(mm), NS : non significant, * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$

図 4 Cranial MRI of medial sagittal cross section under no subjects (control)

頭部 MR 画像 (正中矢状断面)。コントロール

図 6 Cranial MRI of medial sagittal cross section with 447 A

447 A 装着時の頭部 MR 画像 (正中矢状断面)

図 5 Cranial MRI of medial sagittal cross section with 430 B

430 B 装着時の頭部 MR 画像 (正中矢状断面)

図 7 Cranial MRI of sagittal cross section at TMJ with 430.30

430.30 装着時の頭部 MR 画像 (顎関節部矢状断面)

図 8 Cranial MRI of sagittal cross section at TMJ with AUM 0.8

AUM 0.8 装着時の頭部 MR 画像 (顎関節部矢状断面)

た。

表 3 に示す Y 軸方向では、X 軸方向ほどそれぞれの材料間に数値の差が認められなかったため、表示する順位は X 軸方向と同一とした。430.30, 430 B, CR, 447 B, 430.08 までは、ほとんど有意差は認められなかったが、それらと AUM 0.8, 430 A, 447 A との組合せでは、5% あるいは 1% の危険率で有意差を認めた。

被験者の頭蓋での MR 画像の歪みを肉眼的に観察した代表例を図 4~8 に示す。ファントムでの計測結果で 2 番目に影響の少なかった 430 B (図 5) では、コントロール (図 4) と比べ、上顎洞上縁付近までアーチファクトが及んでいることが分かる。また、影響が大きかった 447 A では、篩骨洞付近まで及んでいた。右側の顎関節部での矢状断面像をみると、430.30 の方が AUM 0.8 よりアーチファクトは小さく、いずれも局所的な診査には影響しないようである。

IV. 考 察

MRI による画像診断は、永久磁石型の機械が開発されたことにより、広く臨床で応用されるようになってきた。MR 像は 0.3~1.5 T 程度の磁場のなかで、生体各組織の磁気に対する共鳴強度を画像化する仕組みを持つ。そのため、撮像対象内に生体以外の磁性体が存在するとその周辺領域に画像の歪み (アーチファクト) を生じる^{1,3,18-23)}。歯科用材料の中には数多くの磁性材料が含まれている。アーチファクトの弱いものには、リン酸亜鉛セメントや矯正用バンド、やや強いものでは乳歯冠や AO プレートなどが上げられている¹⁹⁾。それらの材料に含まれる Fe, Ni, Cr, Co, Mo, W などの元素による影響と考えられ

ている。magnetic attachment のキーパー材料として用いられているステンレス鋼は、強磁性体としての Fe が主要な構成成分であるので、当然 MR 画像に影響を及ぼす。今回は、実際の臨床で用いられている magnetic attachment のキーパーを対象として画像への影響について検討を試みた。

画像への影響がステンレス鋼の種類によりどの程度異なるのかを検討するために、実際に用いられているステンレス鋼を計測資料とした。すなわち、ハイコレックス (モリタ, 日立金属社製) に用いられている SUS 447 J1 ステンレス鋼と SUS 430 ステンレス鋼, マグフィット (ジーシー, 愛知製鋼社製) に用いられている AUM 20 ステンレス鋼, それに試作段階の 17 Cr-2 Mo ステンレス鋼の粒径 25 μm 以下 (大同特殊鋼) をフィラーとして混在させたコンポジットレジン (試作段階のもの) を対象資料とした。さらに、ハイコレックスの臨床応用時に用いられている同一方向で両サイドを削除したキーパー (表 1) を再現させることにより、同一のステンレス鋼で大きさを変えることによる画像への影響を検討した。

撮像対象としたファントム¹⁹⁾は、本来均一性と空間雑音についての性能評価用であるため、各資料による画像の不均一性を検討するには適していると考えた。また、実際の顎口腔領域および頭頸部領域への影響をみるための対象とした被写体は、口腔内に充填物や補綴物の影響を排除するため、それらを有しない正常有歯顎者を選んだ。撮像条件としては、顎関節部の撮像や脳および顎顔面部の腫瘍などの診査で多く採用されている 0.3 T, FSE 法, TR 3,000 ms, TE 120 ms, 繰り返し積算数 2 回, T2 強調画像とした。計測部位は、X 軸方向としてキーパーを設置した中央部における歪みの再深点とし、その距離を計測値とした。Y 軸方向として、中心から 60 mm 離れた位置でのファントムの垂直方向を計測した。すなわち、X 軸は中央部付近における歪みの大きさを、Y 軸は 60 mm 離れた位置でのアーチファクトの及んだ程度として表現される (図 2)。

結果から X 軸方向の画像の歪みをみると、その計測値が小さいほど影響が小さいと考え、430.30 が最も小さく、次いで 430 B, CR, 447 B, 430.08, AUM 0.8, 430 A, 447 A, AUM 1.0 と大きくなった。材質的には SUS 447 J1 よりも SUS 430 の方が影響は小さく、寸法的には、両サイドを 1 mm 削除して小さくしたものか、あるいは直径や厚さの小さい方が影響は小さいといえる。また、形態が少し異なるので単純に比較できないが、AUM 20 ステンレス鋼は、他の 2 種のステンレス鋼より影響がやや大きいと考えられる。

Y 軸方向の結果からは、その値が大きいほど歪みのない形態に近いと考えられるので、430.30, 430 B, CR, 447 B, 430.08 がほぼ同じ値で影響は小さく、AUM 0.8, 430 A, 447 A, AUM 1.0 ではやや影響が大きかった。しか

し、その差はX軸方向ほど大きいものではなかった。これらのことから、資料としたキーパー材料による MR 画像への影響は、程度の差はあるものの本撮像条件では、キーパー設置位置から約 60 mm 付近まで及ぶことが明らかとなった。

生体を対象とした撮像結果からは、定量的には表現できないけれども、ファントムによる結果と同様の傾向がみられた。すなわち、正中矢状断面画像からは、影響の大きかった 447 A では、キーパー設置部位から約 50 mm の上顎洞、あるいは約 60 mm の眼窩下縁付近にまでアーチファクトが及んでいる。影響が小さかった 430 B でも、上顎洞付近まで及んでいる。顎関節部での矢状断面画像では、約 70 mm の位置にある顎関節部の診断には影響は小さいようである。撮像条件や MR 機の性状による違い、あるいはキーパーの個数や設置位置による違いも考えられるため、この結果からだけでは断言はできないが、脳幹部や頸椎までへの影響はないといえるようである。

これまでの magnetic attachment の開発は、ヨークによる磁石の防錆、磁石の小型化と性能向上、キーパー材料の改良により溶出イオンを減少させ、腐食を抑え、なおかつ吸引力を増強させることを目的としていた。今回の MR 画像への影響をみた実験結果からすると、今後は以前の開発目的に加え、MR 画像に影響の少ないキーパーの材質や大きさの改良が必要であることが示唆された。

V. 結 論

magnetic attachment のキーパーによる MR 画像への影響を既存のステンレス鋼と試作の磁性コンポジットレジンを対象として検討した結果、以下の結論を得た。

1. キーパーの素材としては、SUS 430 が最も影響が少なく、次いで CR, SUS 447 J 1, AUM 20 の順であった。
2. 形態的には、両側を平行に削除したものや直径あるいは厚さの小さいものの方が影響は少なかった。
3. MR 画像への影響を少なくするためには、素材の検討ならびにキーパーの小型化が必要であることが示唆された。

本実験にあたり、資料を提供して頂いた鶴見大学歯学部歯科理工学教室平野 進助教授、愛知製鋼研究室、日立金属研究室に感謝の意を表すとともに、MR 撮像にご協力頂いた鶴見大学歯学部歯科放射線学教室小林 馨助教授に厚くお礼申し上げます。

文 献

- 1) 田中貴信. 磁性アタッチメント, 東京: 医歯薬出版, 1992.
- 2) 水谷 紘, 中村和夫, 藍 稔. 磁性アタッチメントの力学的検討. 歯科ジャーナル 38: 35-40, 1993.
- 3) 藍 稔, 水谷 紘, 石幡伸雄ほか. 磁性アタッチメントを用いた部分床義歯, 東京: クインテッセンス出版, 1994.
- 4) 水谷 紘, 藍 稔. 磁性アタッチメントーその特性を活かした臨床応用法. QDT 16: 91-102, 1991.
- 5) 田中貴信. 高性能磁性アタッチメント「マグフィット 600」の基本特性とその利用法. QDT 17: 749-760, 1992.
- 6) 石上友彦, 栗田賢一, 内藤宗孝ほか. 磁性アタッチメントを利用したインプラント義歯. 歯科ジャーナル 38: 49-55, 1993.
- 7) 石幡伸雄, 水谷 紘, 藍 稔. 磁性合金の補綴領域における応用 第 4 報 磁性アタッチメントの臨床応用例. 補綴誌 28: 515-520, 1984.
- 8) 北山恵一郎, 森戸光彦, 細井紀雄ほか. インプラントと磁性アタッチメントを組合せた下顎オーバーデンチャーの症例. 補綴誌 37・90 回特別号: 209, 1993.
- 9) 川勝隆久, 富永多賀子. 磁性アタッチメントの歯冠外応用. 歯科ジャーナル 38: 71-82, 1993.
- 10) 森戸光彦, 水野行博. 磁性アタッチメントの補綴臨床一パーアタッチメントへの積極的応用例一. 歯科ジャーナル 38: 139-143, 1993.
- 11) 森戸光彦, 三山善也. 磁性アタッチメントの臨床応用. 歯科技工 21: 1241-1248, 1993.
- 12) 鶴田正彦, 田中貴信. 磁性アタッチメントを利用した矯正治療における歯の移動方法について. 日磁歯誌 1: 76-82, 1992.
- 13) 中村和夫, 水谷 紘, 藍 稔. 磁石ならびに磁性アタッチメントを用いた歯根挺出法. 歯科ジャーナル 38: 107-114, 1993.
- 14) 田中貴信, 坂東永一, 長町直樹ほか. サンドイッチ型磁性アタッチメント「マグフィット 600」の臨床試用結果の検討. 補綴誌 36: 471-480, 1992.
- 15) 森戸光彦, 川端要次郎, 高柳 公ほか. 歯科用磁性アタッチメントを応用した症例の統計的観察と経過観察. 鶴見歯学 20: 599-604, 1994.
- 16) 有田正博, 鱒見進一, 尾座本まゆみほか. 磁性アタッチメント (ハイコレックス MD) の臨床評価. 日磁歯誌 3: 36-43, 1994.
- 17) 城戸寛史, 鱒見進一, 有田正博ほか. 磁性アタッチメント (マグフィット 600) の臨床評価. 日磁歯誌 3: 36-43, 1994.
- 18) 田中貴信, 三原 学, 岸本康男ほか. MR-CT 画像診断を妨げた磁性アタッチメント利用の下顎顎義歯の 1 例. 顎顔面補綴 11: 55-62, 1988.
- 19) 今中正浩, 小林 馨, 山本 昭. Magnetic Resonance Imaging における歯科用材料によるアーチファクト. 歯放 30: 169-173, 1990.
- 20) 鱒見進一, 豊田静雄. 磁性アタッチメントの臨床応用と注意点. 歯科ジャーナル 38: 41-47, 1993.
- 21) Iimuro FT. Magnetic resonance imaging artifacts and the magnetic attachment system. Dent Mater J 13: 76-88, 1994.
- 22) 吉田 実, 古川良俊, 高嶋 勉ほか. 磁性アタッチメントの MR 画像におよぼす影響一位置による相違一. 日磁歯誌 3: 1-8, 1994.
- 23) 石上友彦, 内藤宗孝, 田中貴信ほか. 磁性アタッチメントの MRI に与える影響に関する実験的研究. 顎顔面補綴 17: 124-136, 1994.
- 24) 中村和夫, 石川 晋, 藍 稔ほか. MRI 対策としてのキーパー

可撤法の検討. 日磁歯誌 1: 71-75, 1992.

- 25) 大川周治, 田嶋英明, 赤川安正ほか. 磁性アタッチメントの可撤式キーパーに関する一考察—MRI 対策として—. 日磁歯誌 2: 37-42, 1993.
- 26) 佐々木英機, 石田 修, 木内陽介. 可撤式磁性アタッチメント

とその臨床応用. 歯界展望 83: 625-634, 1994.

- 27) 鱈見進一, 尾座本まゆみ, 城戸寛史ほか. 既製キーパーを利用した可撤式機構の検討. 日磁歯誌 3: 30-35, 1994.
- 28) 平野 進, 平澤 忠. 磁気ステンレス鋼をフィラーとするコンポジットレジン. 日磁歯誌 3: 9-11, 1994.