原著

歯科用金属材料のMR画像への影響

土橋俊男・中田 稔¹⁾・藤田 功²⁾・千葉ミチ子・吉澤賢史
佐々木禎之・槇 利夫・北川松雄・鈴木 健

日本医科大学付属病院放射線科

1)第一勧業銀行健康管理室

2)浦和市立病院中央放射線科

論文受付
1998年5月22日

論文受理
1998年9月11日

Code No.261

1. はじめに

MRI検査において、歯科の治療に用いられている金属材料が原因と思われるmetal artifactは、日常よく経験する。歯科治療の際、歯に強固にセメント合着された金属性の修復物は、一般に取り外すことが不可能である。このため、頭頸部の撮像の際には、歯の金属修復物の周囲が広範囲に無信号になったり、像が歪んだ

りする、いわゆるmetal artifactが問題となる。このmetal artifactは治療に用いた金属の磁性(磁化率)により、その影響範囲は大きく異なる¹⁾。また、MRI装置の静磁場強度、撮像シーケンスおよび各撮像parameterによっても異なる^{2~4)}。

今回、高磁場(1.5T)装置を使用し、spin echo(SE)法、fast spin echo(FSE)法、gradient echo系列である

Influence of Metal Dental Materials on MR Imaging

TOSHIO TSUCHIHASHI・MINORU NAKATA¹⁾・ISAO FUJITA²⁾・MICHIKO CHIBA
SATOSHI YOSHIZAWA・SADAYUKI SASAKI・TOSHIO MAKI・MATSUO KITAGAWA and
TAKESHI SUZUKI

Department of Radiology, Nippon Medical School Main Hospital

1)The Dai-Ichi Kangyo Bank, LTD, Personal Division Health Counselor's Office

2)Department of Radiology, Urawa Municipal Hospital

Received May 22, 1998; Revision accepted Sept. 11, 1998; Code No. 261

Summary

Differences in magnetic susceptibility produce artifacts and signal loss in magnetic resonance imaging (MRI). This study was undertaken to compare the degree of artifacts on MRI caused by metallic dental materials. The influence on MRI of six types of dental alloys, a dental implant, orthodontic appliance, and magnetic attachment was investigated. Among the dental metals, nickel-chromium alloy and cobalt-chromium alloy, which have ferromagnetism, caused significant metal artifacts. Gold-platinum alloy, gold-silver-palladium alloy, silver alloy, and amalgam alloy produced slight metal artifacts. The orthodontic appliance mainly consisted of iron, and the keeper for its magnetic attachment was made of stainless steel. For these reasons, marked metal artifacts and signal loss could be seen in both of them owing to their ferromagnetism. These results suggest that orthodontic appliances and magnetic attachments impair evaluation of the GRE and EPI techniques. It is therefore preferable to use predominantly diamagnetic or paramagnetic dental materials for MRI of the head and neck. Removable keepers should be used more widely to prevent metal artifacts and enhance safety on MRI.

Key words: Magnetic resonance imaging (MRI), Dental metal, Dental alloy, Metal artifact

別刷資料請求先: 〒113-8603 東京都文京区千駄木 1-1-5
日本医科大学付属病院 放射線科MRI室 土橋俊男 宛

GRASS (GRE)法および磁場の不均一に対して最も影響を受けるecho planar imaging (EPI)法^{5,6)}の四つのシーケンスを用い、現在一般的に歯科で使用されている歯科用金属(合金)および歯科用金属装置(インプラント、磁性アタッチメント、歯列矯正器)によるmetal artifactのMR画像への影響について比較検討を行ったので報告する。

2. 方法

使用装置はGE横河メディカルシステム株式会社製 Signa Horizon 1.5Tである。本研究に用いた歯科用金属(合金)は、白金加金(金合金)、金銀パラジウム合金、銀合金、ニッケル・クロム合金、コバルト・クロム合金、アマルガム合金である。これらの合金はすべて、直径9mm、高さ10mmの円柱に加工し、形状を同一にした。また、歯科用金属装置はチタンを主成分としたインプラント、ネオジム系の希土類磁石とSUS444相当の¹⁹Crステンレス鋼からなる磁性アタッチメント^{7,8)}、鉄を主成分とした歯列矯正器である。これら検討に用いた試料の形状をFig.1に、組成をTable 1に示す。

2-1 円形ファントムによる検討

10mmol/lの硫酸銅水溶液の入った円形ファントム(内径100mm)上にFig.1に示した各試料を置き、SE法、FSE法、GRE法およびSE typeのEPI法にて横断画像を撮像し、metal artifactを比較した。SE法、FSE法

およびGRE法では、周波数エンコード用傾斜磁場の強度、すなわち、周波数エンコード方向の1ピクセル当たりの周波数帯域がmetal artifactに大きく影響するため、sampling bandwidth (BW)をすべて $\pm 16\text{kHz}$ で統一した。また、GRE法の場合、TEの設定もmetal artifactに影響するため、頭部MR angiographyを行うときに設定できる最短TEに近い4msを使用した。EPI法に関しては1shot当たりのデータ収集時間がmetal artifactに大きく影響するため、設定条件における最大BWである $\pm 120\text{kHz}$ を使用した。field of view (FOV)、マトリクスはすべての撮像法で同一とした。各シーケンスの詳細はTable 2に示す。

なお、画像の歪みを同一方向にするため、SE法、FSE法、GRE法の3シーケンスとEPI法では周波数エンコード方向と位相エンコード方向を入れ替えて撮像を行った。すなわち、SE法、FSE法、GRE法は、左右を位相エンコード方向とし、EPI法では左右を周波数エンコード方向とした。

2-2 PVAファントムによる検討

2-1の検討においてmetal artifactの影響が大きく現れた試料について、頭部PVAファントム(MRI頭部用ファントム 87-501型：日興ファインズ工業株式会社製)を用い、metal artifactの影響範囲を比較した。おのこの試料をPVAファントムの口唇部にのせ、矢状断像を撮像した。撮像シーケンスは、円形ファントムに使用したシーケンスと同じである(Table 2)。本研究に

Fig. 1 Photograph of the dental materials.

Table 1 Components of dental metals.

(a) Gold-platinum alloy, (b) gold-silver-palladium alloy, (c) silver alloy, (d) nickel-chromium alloy, (e) cobalt-chromium alloy, (f) amalgam alloy, (g) implant, (h) magnetic attachment, (i) orthodontic appliance.

a	Au=68%, Pt=5%, Pd=2%, Ag=9.2%, Cu=15%, Others=0.8%	
b	Au=12%, Ag=46%, Pd=20%, Cu=20%, Others=2%	
c	Ag=67.5%, Zn=15%, Sn=16.5%, Others=1%	
d	Ni=67.25%, Mo=5.14%, Al=7.4%, Cr=18.1%, Others=2.11%	
e	Co=63%, Cr=29.5%, Mo=5%, Others=2.5%	
f	Hg=50%, Ag=29.75%, Sn=13.75%, Cu=6.5%, Al=0.05%	
g	Implant	Ti (99.99%) + gold-platinum alloy
h	Magnetic assemble Keeper	Rare earth magnet of neodymium system ¹⁹ Cr stainless steel (SUS444)
i	Band	Main component=Fe, Others: Cr=16~18%, Ni=10~14%, Mo=2~3%, Mg=2%
	Bracket	Main component=Fe, Others: Cr=16~18%, Ni=3.6~4.6%, Cu=2.5~3.2%
	Tube	Main component=Fe, Others: Cr=23~27%, Ni=19~22%, Si=2%
	Wire	Main component=Fe, Others: alloy of Co, Cr and Ni or Ni and Ti

Table 2 Pulse sequence parameters.

	Spin echo SE	Fast spin echo FSE	Gradient echo GRE	Echo planar imaging SE-EPI
Repetition time (ms)	300	3000	200	∞/9000
Echo time (ms)	10	105	4	100
Filp angle (degree)	90	90	60	90
No. of acquisitions	1	1	1	1
No. of slice	15	15	15	15
Slice thickness (mm)	8	8	8	8
Field of view (cm)	26×26	26×26	26×26	26×26
Matrix (frequency×phase)	256×256	256×256	256×256	256×256
Bandwidth (kHz)	±16	±16	±16	±16

SE-EPI: Circular phantom-single shot/PVA phantom-4 shot
FSE: ETL=12

おいてはEPI法のshot数を4とし、試料をのせない場合に画像の歪みが現れない状態で検討を行った。また、この場合は臨床で使用する状態で撮像を行ったので、すべてのシーケンスにおいて周波数エンコード方向と位相エンコード方向は同一である(画像の上下が周波数エンコード方向)。

3. 評価方法(円形ファントム)

ウィンド幅を1に設定し、円形ファントム内の硫酸銅水溶液の最高信号強度の1/2にウィンドレベルを合わせる。この状態で、Fig.2に示す方法で試料をのせない場合のaとのせた場合のbを求め、(a-b)/aを画像欠損率としてmetal artifactの大きさを比較した。

4. 結果

4-1 円形ファントムによる検討結果

各試料を円形ファントムにのせた場合のmetal artifactの画像欠損率をTable 3に示す。また、それぞれの

画像をFig.3~4に示す。

白金合金、金銀パラジウム合金、銀合金、アマルガム合金およびインプラントでは、SE法、FSE法、GRE法でmetal artifactはほとんど認めなかった。画像欠損率も0.02以下であり、metal artifactの影響がごくわずかであることを示した。一方、EPI法ではこれらの合金にもわずかにmetal artifactを認めた。画像欠損率は0.07~0.10であり、他の撮像法よりmetal artifactの影響が大きかった。

ニッケル・クロム合金、コバルト・クロム合金は、他の合金よりすべての撮像法でmetal artifactの影響が大きかった。特にEPI法では、画像欠損率が0.22、0.28となり、metal artifactの影響が大きかった。両者の比較では、ニッケル・クロム合金よりコバルト・クロム合金でmetal artifactの影響が大きかった。

歯列矯正器および磁性アタッチメントはすべての撮像法で非常に大きなmetal artifactを認めた。EPI法では画像欠損率が測定不可能なほどmetal artifactの影響が

大きかった。両者の比較では、磁性アタッチメントより歯列矯正器でmetal artifactの影響が大きかった。

Fig. 2 Evaluation of metal artifacts. The window width is set to 1, and the window level to half the maximum signal intensity within the phantom. Reading (a) is taken in the absence of the test material, and (b) in the presence of the test material. The metal artifacts (image deficit rate) are compared by determining $(a-b)/a$.

Table 3 Image deficit rate.

	SE	FSE	GRE	EPI
Gold-platinum alloy	0.00	0.00	0.00	0.09
Gold-silver-palladium alloy	0.01	0.00	0.00	0.10
Silver alloy	0.00	0.00	0.00	0.07
Nickel-chromium alloy	0.02	0.03	0.09	0.22
Cobalt-chromium alloy	0.05	0.07	0.15	0.28
Amalgam alloy	0.01	0.01	0.02	0.09
Implant	0.00	0.00	0.01	0.08
Magnetic attachment	0.25	0.26	0.44	Impossible
Orthodontic appliance	0.56	0.56	0.73	Impossible

4-2 PVAファントムによる検討結果

3-1の実験でmetal artifactの影響範囲が大きかったニッケル・クロム合金、コバルト・クロム合金、磁性アタッチメントおよび歯列矯正器の4種類を検討した。

ニッケル・クロム合金とコバルト・クロム合金では、SE法、FSE法およびGRE法におけるmetal artifactはわずかであった。一方、EPI法においては大きなmetal artifactを認めた(Fig.5)。

歯列矯正器および磁性アタッチメントは、円形ファントムと同様に非常に大きなmetal artifactを認めた。とくにEPI法では、画像診断上問題となるmetal artifactを認めた(Fig.6)。

5. 考 察

歯科用金属(合金)6種、インプラント、歯列矯正器および最近使用が増加している磁石の吸引力で義歯を固定する磁性アタッチメントについて、MR画像への影響を検討した。

物質の磁性は磁化率で表され、大きく分けて、強磁性、常磁性、反磁性の3種類に分類できる(Table 4)^{9,10}。磁化率とは、印加した単位磁場当たりの磁化の強さである。これはある物質が、外からかけられた磁場に対して示す磁気的な応答を示す量である¹⁰。異なった磁化率をもつ二つの物質が接すると、磁場の局所の歪みが現れる。特に強磁性体は大きな磁化率を有し、著しいmetal artifactを作る。これに対し、反磁性を示す物質はMR画像に特に影響を与えないといわれている¹¹。今回の検討に用いた試料に含まれる物質では、銅、銀、金、水銀、亜鉛が反磁性を示す(Table 4)¹⁰。

白金合金、金銀パラジウム合金、銀合金、

Fig. 3 Evaluation of metal artifacts using a circular phantom. (a) Gold-platinum alloy, (b) gold-silver-palladium alloy, (c) silver alloy, (d) nickel-chromium alloy, (e) cobalt-chromium alloy. Arrows show frequency encoding (readout gradient).

アマルガム合金ではSE法, FSE法, GRE法においてmetal artifactをほとんど認めなかった。これは, 合金の主成分が反磁性を示す金属のためである。一方, EPI法ではこれらの合金にもmetal artifactを認めた。これは, 常磁性を示す白金, パラジウム, スズ, チタン等の金属が含まれていることが影響している。EPI法は磁化率の差に非常に敏感なため⁵⁾, 常磁性体によるわずかな磁場の変化を反映したものである。しかし, この影響はわずかであり, これら反磁性を示す物質が主成分の合金を使用すれば, すべての撮像法で診断の支障にはならないと思われた。

ニッケル・クロム合金およびコバルト・クロム合金では他の合金よりmetal artifactの影響が大きく現れた。これは, 強磁性を示す金属である鉄, コバルト, ニッケルが含まれているためである。EPI法では, これら強磁性金属のため大きなmetal artifactが発生した。PVAファントムによる今回の検討ではshot数を4としたが, single-shotではさらにmetal artifactの影響が大きくなる。また, この検討は試料を口唇部にのせて行ったが, 実際には口腔内に金属が存在し, その位置によっては頭蓋内まで及ぶ大きなartifactとなる。今後, 頭部のdiffusion imagingや, perfusion imagingなどのEPI法の撮像頻度が増加することが予想され, 大きな問題となる可能性がある。GRE法では, 円形ファントムとPVAファントムによるmetal artifact (Fig.3, 5)を比較すると, 前者でファントム内への影響範囲が大きく現れた。これは, 周波数エンコード方向が異なることが影響している²⁾と思われ, 撮像parameterの設定によってはmetal artifactが診断の支障になる可能性が示唆された。一方, SE法およびFSE法ではmetal artifactの影響は小さく, 診断の支障にはならないと思われた。

インプラントは, 主成分が常磁性

Fig. 4 Evaluation of metal artifacts using a circular phantom. (a) Amalgam alloy, (b) implant, (c) magnetic attachment, (d) orthodontic appliance, (e) normal phantom image. Arrows show frequency encoding (readout gradient).

Fig. 5 Evaluation of metal artifacts using a PVA phantom. (a) Nickel-chromium alloy, (b) cobalt-chromium alloy. Arrows show frequency encoding (readout gradient).

Fig. 6 Evaluation of metal artifacts using PVA phantom. (a) Magnetic attachment, (b) orthodontic appliance. Arrows show frequency encoding (readout gradient).

Table 4 Magnetism of dental metals.

Element		Atomic number	Magnetism
Silicon	Si	14	Diamagnetism
Copper	Cu	29	Diamagnetism
Silver	Ag	47	Diamagnetism
Gold	Au	79	Diamagnetism
Zinc	Zn	30	Diamagnetism
Mercury	Hg	80	Diamagnetism
Magnesium	Mg	12	Paramagnetism
Aluminium	Al	13	Paramagnetism
Titanium	Ti	22	Paramagnetism
Chromium	Cr	24	Paramagnetism
Molybdenum	Mo	42	Paramagnetism
Palladium	Pd	46	Paramagnetism
Tin	Sn	50	Paramagnetism
Iron	Fe	26	Ferromagnetism
Cobalt	Co	27	Ferromagnetism
Nickel	Ni	28	Ferromagnetism
Platinum	Pt	78	Paramagnetism

金属であるチタンである。そのため、SE法、FSE法およびGRE法でほとんどmetal artifactが認められず、EPI法でわずかに認められただけである。したがって、すべての撮像法で診断の支障にはならないと考えられた。

磁性アタッチメントのキーパー部は残存歯に合着し支持台となるが、このキーパー部が強磁性であるSUS444相当の ^{19}Cr ステンレス鋼を用いているため⁸⁾、非常に大きなmetal artifactが現れた。歯列矯正器も同様に構成部品が鉄、ニッケル、コバルトを主成分としているため、非常に大きなmetal artifactが現れた。GRE法では、診断の支障になる可能性があると思われた(Fig.6)。また、EPI法を用いた撮像では、前頭部、

小脳、脳幹部にmetal artifactが影響し(Fig.6)、診断の支障になると考えられた。

磁性アタッチメントは、磁石部である磁石構造体と、支持台になるキーパー部からなる。一般的に義歯に磁石構造体が埋め込まれるが、われわれが行った検討では、この磁石構造体を装着したままMRIを施行すると、磁力が低下する¹²⁾。したがって、義歯は取り外して検査を施行するのが基本となる¹²⁾。しかし、キーパー部は残存歯に固定された状態で検査が行われる。キーパー部は強磁性体からなるため、磁石に対して強い吸引力を受ける。そのため、高磁場において固定に問題があった場合、残存歯から外れる可能性も考えられる。実際に1.5Tの高磁場装置において、残存歯からキーパーが外れた事例があるため、慎重な検査の施行が望まれる。キーパー部については、取り外し可能な可徹性磁性アタッチメントの開発に関する報告^{13, 14)}がみられる。metal artifactの大きさおよび安全性を考えた場合、これらの普及が望まれる。

歯列矯正器では、われわれが調べた範囲内の資料では、ワイヤに常磁性であるチタンが50%程度含まれる材質も存在する。チタンは常磁性金属であるため、metal artifactの低下に有効と思われる。MR画像への影響の大きさを考えた場合、強磁性ではない金属材料を用いた歯列矯正器の普及が望まれる。

本研究においては、歯科用金属によるMR画像への影響を画像の欠損率で評価した。しかし、金属により磁場空間が歪み磁束に粗密が生じると、信号の低下する部分だけでなく、信号が増強する部分も生じる。また、歯科用金属部分から離れたスライスにおいて、画像の欠損ではなく異常高信号が現れることがある。Fig.7に磁性アタッチメントのキーパー部の影響による、これらの臨床例を示す。磁束が密になることにより信号が増強する部分(Fig.7a矢印)と、キーパー部から離れたスライスにおける異常高信号(Fig.7b矢印)が認められる。これらは、キーパー部による磁場の不均一が周波数エンコード用傾斜磁場、およびスライス選択用傾斜磁場による変化より大きいことが原因である。つまり、前者はキーパー部周囲の共鳴周波数がずれることにより信号が失われ、その信号が周波数エンコード方向の別のピクセルに重なり高信号として描出される。後者は、共鳴周波数がずれることにより失われた信号が、金属が存在しない別のスライスに重なり高信号として描出される。この両者は、本研究による画像欠損率の大きい金属ほど、共鳴周波数のずれが大きくなるため、影響範囲も広がると思われる。

6. まとめ

歯科用金属(合金)では、強磁性金属であるニッケル、

Fig. 7 Influence of the keeper of the magnetic attachment on MR imaging.

- (a) A high signal domain (arrow) on the keeper of the magnetic attachment.
 (b) An abnormally high signal (arrow) on the keeper of the magnetic attachment.

コバルトが主要成分であるニッケル・クロム合金、コバルト・クロム合金でmetal artifactが認められた。

矯正器具および磁性アタッチメントは非常に大きなmetal artifactを認め、GRE法、EPI法では診断の妨げになる可能性があると思われた。

歯科用金属(合金)および歯列矯正器では、反磁性または常磁性金属を中心とした材質の使用がMRI撮像時

のmetal artifact対策と望まれる。また、磁性アタッチメントのキーパー部は、metal artifactおよび安全性から取り外しが可能な可徹性の普及が望まれる。

本研究に対しご協力いただき、試料を御提供いただきました第一勧業銀行健康管理室、歯科技工士・原 晃氏に感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 鱒見進一, 有田正博, 奥野 攻, 他: 歯科用金属がMRIに及ぼす影響. 日本磁気歯科学会誌, 1(1), 45-48, (1992).
- 2) 土橋俊男, 横 利夫, 鈴木 健, 他: SE法におけるmetal artifactについて—各種撮像parameterとmetal artifactの関係—. 日放技学誌, 53(7), 798-805, (1997).
- 3) アレン・D・エルスター著, 荒木 力監訳: MRアーチファクト. MRI「超」講義Q&Aで学ぶ原理と臨床応用, pp.130-131, 医学書院MYW, 東京, (1996).
- 4) モリエル・ネスエイバー著, 押尾晃一・百島祐貴訳: 第11章 アーチファクト. 図解 原理からわかるMRI, PP(11-3)-(11-4), 医学書院, 東京, (1996).
- 5) 吉留英二: EPIの問題点と技術展望. 日磁区誌, 18(1), 1-4, (1998).
- 6) Mansfield P: Multi-planar image formation using NMR spin echos. J.Phys.C.,10. L55-L58, (1977).
- 7) 田中貴信, 坂東永一, 長町直樹, 他: 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(3), 471-480, (1992).
- 8) 田中貴信: 続・磁性アタッチメント(108問108答). pp.2-28, 医歯薬出版株式会社, 東京, (1996).
- 9) 荒木 力: 物質の磁性. MRI診断演習, pp.416-422, 医学書院, 東京, (1996).
- 10) 牧 二郎: 物理学大辞典. pp.492-496, 丸善株式会社, 東京, (1989).
- 11) 荒木 力: MRIの原理を知る. はじめてのMRI, pp.12-29, 秀潤社, 東京, (1995).
- 12) 土橋俊男, 藤田 功, 横 利夫, 他: 歯科用磁性アタッチメントのMR画像への影響. 日放技学誌, 54(4), 517-520, (1998).
- 13) 中村和夫, 石川 晋, 藍 稔, 他: MRI対策としてのキーパー可徹法の検討. 日本磁気歯科学会誌, 1(1), 71-75, (1992).
- 14) 大川周治, 田嶋英明, 赤川安正, 他: 磁性アタッチメントの可徹式キーパーに関する一考察—MRI対策として—. 日本磁気歯科学会誌, 2(1), 37-42, (1993).

図表の説明

- Fig. 1 歯科用金属材料の概観写真.
- Fig. 2 metal artifactの評価方法.
ウィンド幅を1に設定する. ファントム内の最高信号強度の1/2にウィンドレベルを合わせる. 歯科用金属材料をのせない場合の(a)とのせた場合の(b)を求める. (a-b)/aでmetal artifactを比較.
- Fig. 3 円形ファントムによるmetal artifactの評価.
(a)白金加金, (b)金銀パラジウム合金, (c)銀合金, (d)ニッケル・クロム合金, (e)コバルト・クロム合金. 矢印は周波数エンコード方向を示す.
- Fig. 4 円形ファントムによるmetal artifactの評価.
(a)アマルガム合金, (b)インプラント, (c)磁性アタッチメント, (d)歯列矯正器, (e)通常ファントム画像. 矢印は周波数エンコード方向を示す.
- Fig. 5 PVAファントムによるmetal artifactの評価.
(a)ニッケル・クロム合金, (b)コバルト・クロム合金. 矢印は周波数エンコード方向を示す.
- Fig. 6 PVAファントムによるmetal artifactの評価.
(a)磁性アタッチメント, (b)歯列矯正器. 矢印は周波数エンコード方向を示す.
- Fig. 7 磁性アタッチメントのキーパー部によるMR画像への影響.
(a) 磁性アタッチメントのキーパー部による高信号域(矢印).
(b) 磁性アタッチメントのキーパー部による異常高信号(矢印).
- Table 1 歯科用金属の組成.
(a)白金加金, (b)金銀パラジウム合金, (c)銀合金, (d)ニッケル・クロム合金, (e)コバルト・クロム合金, (f)アマルガム合金, (g)インプラント, (h)磁性アタッチメント, (i)歯列矯正器.
- Table 2 撮像シーケンス.
- Table 3 画像欠損率.
- Table 4 歯科用金属の磁性.