

# 歯科矯正装置による金属アーチファクトの脳の MRI への影響

本稿は

浅野 志織、金田 隆、福田 大河、牧山 康秀、廣田 均、斎藤 勝彦、根岸 慎一、葛西 一貴  
『歯科矯正用セルフライゲーションブラケットによる MRI 金属アーチファクト：ファントームによる拡散強調画像を含む各種シークエンスの検討. 歯科放射線 55 巻 4 号』

Shiori Asano, Takashi Kaneda, Taiga Fukuda, Yasuhide Makiyama, Hitoshi Hirota, Katsuhiko Saitoh, Shinichi Negishi, and Kazutaka Kasai 『Influence of metal artifact by orthodontic appliances on Brain MRI. International Journal of Oral-Medical Sciences. 14 (4) 74 – 81, 2016』

をまとめたものである。

## 【緒 言】

磁気共鳴画像 (Magnetic resonance imaging; 以下, MRI) 検査は, 放射線被曝がなく非侵襲的であり容易に任意の断面像が得られることから, 日常の臨床において重要な画像検査法の一つである [1-3]。脳領域においては, 脳腫瘍や脳血管疾患に汎用され, 特に超急性期脳梗塞治療の為の検査等に用いられ, 不可欠なものとなっている。しかしながら, 口腔内に矯正装置などの磁性体を含有する歯科材料がある状態で MRI 検査を行うと磁性体による障害陰影が生じ, 画像診断の妨げになることが臨床上問題となっている [4]。

矯正歯科治療においては金属を使用した矯正装置が口腔内に固定されている場合が多く, 脳の MRI 撮像時において「矯正装置を口腔内より除去すべきか」についての問い合わせが頻繁に見受けられる。MRI 検査において矯正装置を撤去する場合, 矯正歯科治療の遅延や再装着に対する患者への負担などが考えられる。そのため, 画像診断に障害となる金属アーチファクトを理解し不要な情報をより軽減するためにも, 矯正装置の材料や撮影条件を検討することは重要である。従来の金属アーチファクトについての報告では歯科用金属に関するものが多数みられるが, 矯正装置による金属アーチファクトが脳の MRI に及ぼす影響について検討した報告は少ない [4-8]。従って, 歯科矯正装置による金属アーチファクトの脳の MRI への影響についての検討は歯科矯正治療において臨床上に重要である。

以上のことから, 研究 1 では 1.5 Tesla の MRI 装置を用いて金属アーチファクトの基礎的なファントム実験を行い, 各種シーケンスによる撮像法での矯正装置の金属アーチファクトの大きさや MRI への影響を検討した。さらに, 研究 2 では実際に矯正装置を口腔内に装着した状態で, 矯正装置が脳の MRI に与える影響について検討を行った。

## 【材料および方法】

### I . ファントムによる金属アーチファクトの検討 (研究 1)

#### 1) 資料

資料は, ダイレクトボンディング (以下, DB, TOMY Co., Ltd.) 用, またウェルド (以下, weld) 用ブラケット付き大白歯バンド, 矯正ワイヤーの 9 種類の矯正装置について検討した (Fig. 1, 2)。セルフライゲーションブラケットは現在様々な種類の製品が開発販売されているが, 今回はその中でもブラケットスロット歯頸側内面に CoCr 合金製のクリップが設けられているセラミック製ブラケット (製品名クリッピー C, 以下, DB-ceramic-2) を用いた。矯正装置における結紮作業の簡略化という意図で開発されたセルフライゲーションブラケットは, 結紮線やエラスティックモジュールなどのかわりに, クリッ

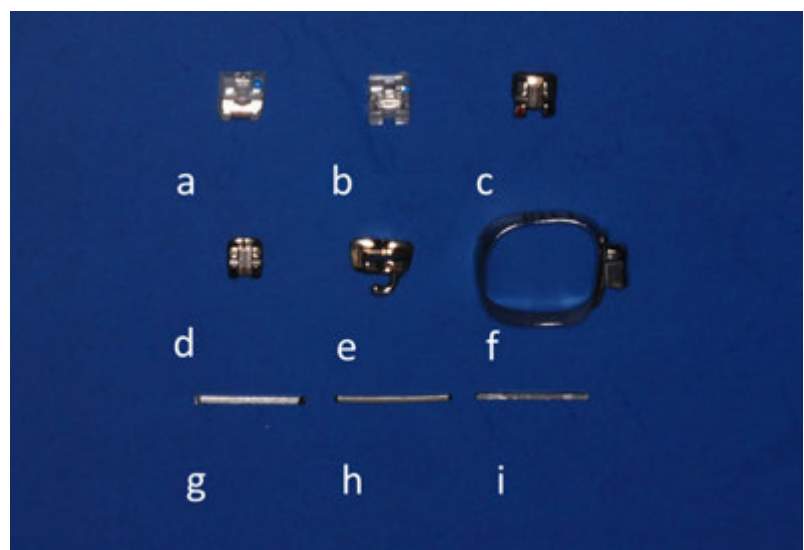


Fig. 1 Orthodontic appliances

- |                 |                |             |          |
|-----------------|----------------|-------------|----------|
| a: DB-ceramic-2 | b: DB-resin    | c: DB-metal | d: DB-Ti |
| e: DB-l-tube    | f: weld-l-tube | g: SS       | h: NiTi  |
| i: CoCr         |                |             |          |

ブやスライドなどによりアーチワイヤーをワイヤースロットに固定する機構を持ったブラケットである。ワイヤーを完全には固定せず、ライトフォースとローフリクションによる副次的な効果が注目され、様々な製品が開発されており臨床で活用されている [9]。その他に、臨床で一般的に用いられているステンレススチール製ブラケット（製品名 OPA-K, 以下, DB-metal）, メタルインサート付きレジン製ブラケット（製品名 エスタ MB, 以下, DB-resin）, シングルチューブ（以下, DB-1-tube）, シングルチューブ付大白歯バンド（以下, weld-1-tube）, 金属アレルギーの患者に用いられることの多いチタンブラケット（以下, DB-Ti）を用いた。矯正ワイヤーは、.016" × .022" ステンレススチール製ワイヤー（製品名 STAINLESS STEEL ACCUFORM 以下, SS）, .016" × .022" ニッケルチタン製ワイヤー（製品名 SENTALLOY, 以下, NiTi）, .016" × .022" コバルトクロム製ワイヤー（製品名 SPRON, 以下, CoCr）の3種類をそれぞれ長さ 10.0mm に切断し用いた。各矯正装置の成分組成を Table 1 に表す。

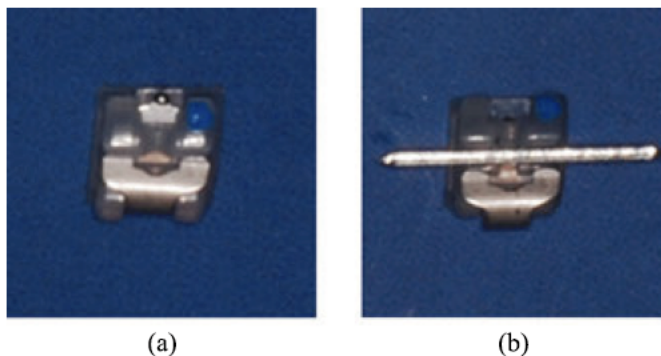


Fig.2 DB-ceramic-2 (CLIPPY-C)  
a: Clip Open      b: Clip close

Table 1 Composition of the orthodontic appliances

DB-ceramic-2	Bracket	Aluminium oxide 100%
	Clip	Co 33.5% , Ni 31.4~33.4% , Cr 19.5~20.5% Mo 9.5~10.5% , Other
DB-resin	Bracket	PC PET 100%
	Metal insert	Fe 66.5~71% , Cr 18~20% , Ni 8~10.5% Other
DB-metal DB-1-tube		Fe 64~70% , Cr 15~17% , Ni 3~5% Cu 3~5% , Other
weld-1-tube	Tube	Fe 64~70% , Cr 15~17% , Ni 3~5% Cu 3~5% , Other
	Band	Fe 66.5% , Cr 18~20% , Ni 8~10.5% Other
DB-Ti		Ti 100%
SS		Fe 66.5% , Cr 18~20% , Ni 8~10.5% Other
NiTi		Ni 50.5% , Ti 49.5%
CoCr		Co 40% , Cr 20% , Fe 16% Ni 15% , Other

## 2) ファントーム

ファントームは、一辺 20.0cm の中空の円柱体であり、立方体中央に直径 10.0mm の円柱棒の先が位置するように設定した。外壁及び円柱棒はアクリル樹脂であり、ファントーム内は体脂肪と同等の信号強度となるベビーオイル (株式会社 ジョンソンエンドジョンソン, 東京) を用いてできるだけ生体に近い条件で行った (Fig. 3)。撮像の際はファントームを磁場の安定した MRI 装置の中央に設定した。矯正装置及びワイヤーは円柱棒の先端表面に位置づけた。

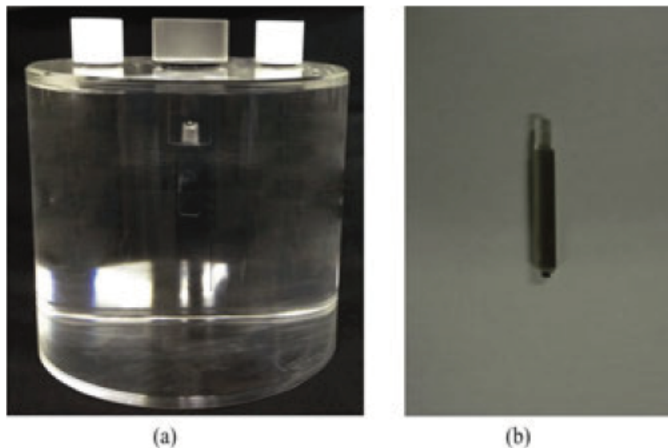


Fig.3 Phantom of this study  
Phantom made of acrylic plastic with an internal dimension of 20.0cm.  
An acrylic stick with 10mm in diameter in central position (a).  
The orthodontic appliance is fixed in the end of the acrylic stick (b)

## 3) MRI 撮像

使用した MRI 装置は 1.5 Tesla の超伝導 MR 装置 (Intera Achieva 1.5T, Philips Medical Systems) であり、コイルは頭頸部用 SENSE head coil を用いた。撮像法は、Echo Planar Imaging 法拡散強調像 (以下, DWI), Spin Echo 法 T1 強調像 (以下, SE-T1), Fast Field Echo 法 T1 強調像 (以下, FFE-T1), Turbo Spin Echo 法 T2 強調像 (以下, TSE-T2), 脂肪を抑制する Inversion Recovery 法 Short TI Inversion Recovery 法 (以下, STIR), Fluid Attenuated Inversion Recovery (以下, FLAIR) とした。これら MRI の撮像シーケンスは本学の臨床で用いられている撮像条件に準じており臨床で最も近い条件である (Table 2)。撮像方向は臨床応用可能を目的とするため金属アーチファクトの影響が最も小さいと報告されている磁場方向に直交する方向で撮像した [10]。

Table 2 Magnetic resonance imaging parameters

Sequence	TR (msec)	TE (msec)	FOV (mm)	Thickness (mm)	Matrix	Turbo factor	TI (msec)
DWI	3000	80	250	5	128		
FFE-T1	585	10	220	5	256		
SE-T1	585	10	220	5	288	1	
TSE-T2	4440	100	220	5	352	13	
STIR	1500	60	220	5	320	15	180
FLAIR	7000	100	220	5	256	32	2600

#### 4) 計測方法

画像の評価は、高精細モニター上で2名の歯科放射線専門医と臨床経験4年以上の1名の矯正歯科医による計3名の歯科医師が合議の上行った。金属アーチファクトの計測は、高信号域に囲まれた低信号域の最大距離を金属アーチファクトの測定値とした (Fig.4)。観察条件は、やや薄暗く静かな読影室にて画面より30cm～50cm 離れ計測した。金属アーチファクトは6回の計測値の平均値を算出し検討した [5, 10]。

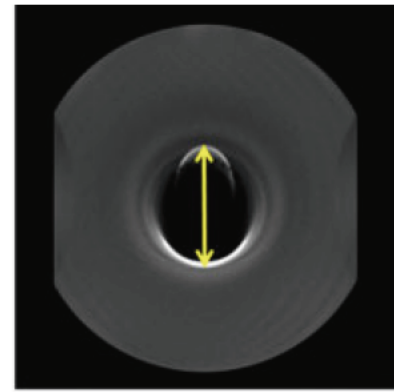


Fig.4 Measurement of metal artifact on MRI

#### 5) 統計分析

得られた6回の計測値の変動係数(以下, CV, 標準偏差 / 平均 × 100) を求め, CV < 5% をもって精度を確認した [10]。

## II. 矯正装置が脳の MRI に及ぼす影響について (研究 2)

### 1) 対象

被験者は、口腔内に金属による修復物および補綴物のない個性正常咬合を有する10名(男性6名, 女性4名, 平均年齢 25.6 ± 1.3 歳) のボランティアとした。なお, 本実験は日本大学松戸歯学部倫理審査委員会の承認を得て行われた (No.EC15-12-022-1)。各被験者に対しては本研究の目的ならびに方法について十分説明を行い, 同意が得られたうえで実験を行った。

### 2) 資料

実験に用いた矯正装置および成分組成を Table 3 に示す。本学附属病院矯正歯科で一般的に用いられている矯正装置の組み合わせを Type1 とし, 金属アーチファクトの影響が少ないと考えられる組み合わせを Type2 および 3 とした (Table 4)。Type2 では前歯部に金属を含まないセラミック製のブラケット (製品名 Crystaline, 以下, DB-ceramic) を, 小臼歯部には DB-Ti, 大臼歯部には DB 用のチタン製シングルチューブ (製品名 Orthos, 以下, DB-tube-Ti) を用いた。Type3 では, 研究 1 で金属アーチファクトの影響が少ないと考えられた, ブラケットスロット歯頸側内面に CoCr 合金製のクリップが設けられているセラミック製のセルフ

Table 3 Composition of the orthodontic appliances

Trade name	Company	Bracket type	Composition
Crystaline	TOMY International	DB-ceramic	Aluminium oxide 100%
CLIPPY	TOMY International	DB-Self-ligating	Bracket: Aluminium oxide 100%, Clip: Co 33.5%, Ni 31.4-33.4%, Cr 19.5-20.5%
Esther MB	TOMY International	DB-resin	Bracket: PC PET 100 Metal insert: Fe 66.5-71%, Cr 18-20%, Ni 8-10.5%
OPA-K	TOMY International	DB-metal	Fe64-70%, Cr 15-17%, Ni 3-5%, Cu 3-5%
OPA-K	TOMY International	DB-tube-SS	Fe64-70%, Cr 15-17%, Ni 3-5%, Cu 3-5%
Orthos	Ormco	DB-Ti	Ti 90%
Orthos	Ormco	DB-tube-Ti	Ti 90%

DB, Direct bonding; SS, stainless steel; tube, single tube.

ライゲーションブラケットを前歯部に用いた。口腔内印象模型より作製した可撤式装置である厚さ 0.5mm の矯正用クリアリテーナー (Duran® Material Clear, SCHEU-DENTAL, Germany) に矯正装置を Type1-3 の組み合わせでスーパーボンド (Super-Bond, サンメディカル株式会社, Japan) にて接着し, 被験者の口腔内に装着して撮像を行った。

Table 4 Orthodontic appliances used in this study

<i>Appliances</i>	<i>Incisor</i>	<i>Premolars</i>	<i>Molars</i>
Type1	DB-resin	DB-metal	DB-tube-ss
Type2	DB-ceramic	DB-Ti	DB-tube-Ti
Type3	DB-ceramic-2	DB-Ti	DB-tube-Ti

*DB, Direct bonding; SS, stainless steel; tube, single tube.*

### 3) MRI 撮像

撮像は研究 1 に準じて行った。SE-T1, FFE-T1, TSE-T2, STIR および FLAIR の 6 種の撮像シーケンスとした。なお, これら MRI の撮像法は本学の臨床で用いられている撮像条件に準じており臨床における撮像と最も近い条件である。撮像方向は静磁場方向に直交する体軸横断像にて撮像を行った [ 5]。また周波数方向と位相方向については MR 画像上の X 軸方向が位相方向で Y 軸方向が周波数方向であり, DWI では X 軸方向が周波数方向で Y 軸方向が位相方向である。被験者は撮像法ごとに, コントロールとして矯正装置を入れない状態と 3 つの Type の装置を口腔内に入れた状態で撮像を行った。

### 4) 評価方法

画像の評価は, 高精細モニター上で臨床経験 10 年以上の脳神経外科医師の計 2 名が独立して行った。評価部位は小脳, 延髄, 下垂体, 中脳および橋, 脳室, 前頭葉, 側頭葉, 後頭葉の 8 部位とし, 金属アーチファクトの歪みに応じ Score1 ~ 4 で評価するように依頼した (Table 5,6) [11-13]。

Table 5 Anatomic region on MRI

1. Cerebellum	5. Ventricle
2. Medula oblongata	6. Frontal lobe
3. Pituitary gland	7. Temporal lobe
4. Brain stem	8. Occipital lobe

Table 6 Distortion classification on MRI

score	Image appearance	Diagnostic/nondiagnostic
1	No artifact	Diagnostic
2	Minimal artifact	Diagnostic
3	Moderate artifact	Moderately diagnostic
4	Severe distortion	Nondiagnostic

#### 5) 統計分析

カイ二乗検定を行い矯正装置間の統計的有意差について分析した。同一計測者内信頼性は、解剖学的部位により無作為に抽出された MR 画像を評価者 2 名が各々再評価し  $\kappa$  係数を算出し検討した。計測者間信頼性は 2 名の計測者から得られたスコア値で  $\kappa$  係数を算出し検討した [11-13]。同一計測者内および計測者間の検定ともに JMP12(SAS Institute Inc., USA) を用いて行った。

## 【結 果】

### I . ファントムによる金属アーチファクトの検討 (研究 I)

金属アーチファクトの形態は、すべての矯正装置および撮像法において、静磁場方向に垂直となるほぼ円形となって出現した。FFE-T1, SE-T1, TSE-T2, STIR, FLAIR では金属アーチファクトは周波数方向に、EPI-DWI では位相方向に大きくあらわれていた。金属アーチファクトの大きさの計測結果はそれぞれ、weld-1-tube 57.6 ~ 115.7mm, DB-1-tube 57.2 ~ 114.6mm, DB-metal 56.3 ~ 110.0mm, SS 34.8 ~ 68.3mm, DB-resin 22.8 ~ 50.7mm, DB-Ti 6.3 ~ 14.2mm, DB-ceramic-2 5.5 ~ 12.8mm, CoCr 11.5 ~ 15.5mm, NiTi 11.2 ~ 14.0mm であった (Table 7)。CV は 5% 未満であったため誤差は非常に小さいと考えられた。weld-1-tube が他の矯正装置より金属アーチファクトの大きさが一番大きく、DB-ceramic-2 が最小であった (Fig.5)。また、最大の金属アーチファクトを生じさせる撮像法は DWI であり、最小の金属アーチファクトを生じさせる撮像法は SE-T1, TSE-T2, FLAIR であった。

Table 7 Maximum length of Metal artifacts by orthodontic appliances

Sequence	weld-1-tube	DB-1-tube	DB-metal	DB-resin	DB-ceramic-2	DB-Ti
DWI	115.73	114.57	110.37	50.67	12.82	14.22
FFE-T1	73.58	68.70	66.55	30.75	8.55	11.30
SE-T1	64.28	59.42	57.63	26.40	5.45	8.52
TSE-T2	64.00	59.35	57.46	26.35	5.52	8.57
STIR	73.58	65.48	64.25	29.23	6.53	9.37
FLAIR	57.60	57.23	56.59	22.80	5.65	6.30

Sequence	SS	NiTi	CoCr
DWI	68.30	13.75	15.52
FFE-T1	42.43	13.17	13.83
SE-T1	38.37	11.43	12.27
TSE-T2	37.85	11.55	12.45
STIR	41.60	12.45	13.22
FLAIR	34.75	11.18	11.47

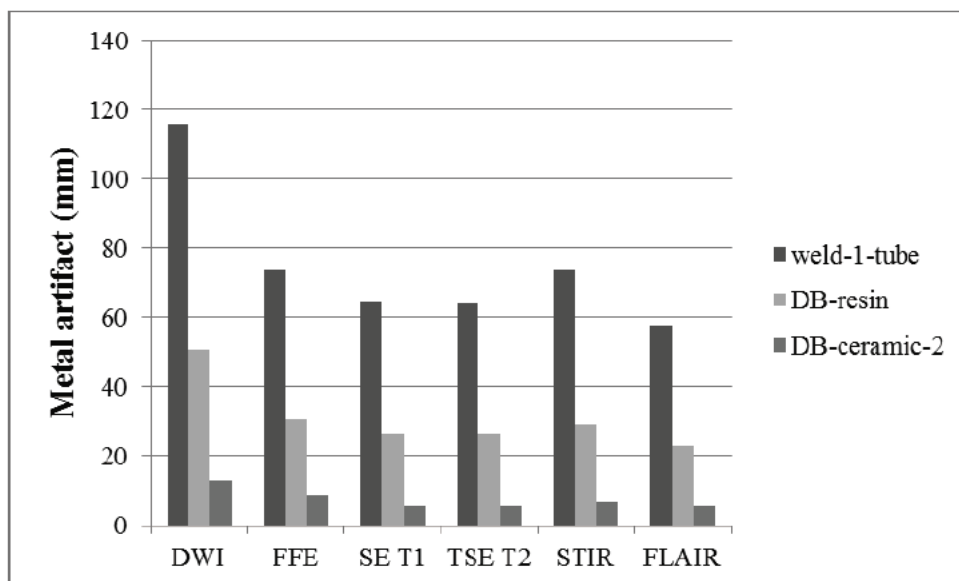


Fig.5 Measuring result of Metal artifacts by weld-1-tube, DB-resin, and DB-ceramic-2



## II . 矯正装置が脳の MRI に及ぼす影響 ( 研究 2 )

$\kappa$  係数を算出した結果, 同一計測者間の信頼性は, それぞれ 0.83, 0.82 であり「ほぼ一致」を示した。計測者間の信頼性は 0.63 と「かなり高い一致」を示した。矯正装置による金属アーチファクトの評価部位および撮像法ごとの Score 1 の割合を Table 8 に示す。なお, Score2 の割合は 0 ~ 20% と低かったこと, ならびに Score 3,4 は実際の臨床での診断はできないと判断されるため Score1 の結果を用いて検討した。コントロールでの Score 1 の割合はすべての撮像法および評価部位で 100%であった。

Type1 においては, DWI はすべての評価部位での Score1 の割合が 0 ~ 5% であり, FFE-T1 では下垂体, 前頭葉および側頭葉で 10-20%と低かった。よって, DWI および FFE-T1 での撮像では, これらの部位の MRI 診断は不可能であるとした。SE-T1, TSE-T2, STIR および FLAIR では, すべての評価部位で Score1 は 50-100%であり 脳の MRI 診断は可能であるとした (Fig.6)。

Type2 および Type3 では, すべての撮像法および評価部位において, Score1 は 85-100%と高く脳の MRI 診断は可能であった。

Table 8 Percentage of Score 1 image with metal artifacts by type of appliance:

MRI sequences and anatomic region (%)

Anatomic region	DWI				FFE-T1				SE-T1			
	Type1	Type2	Type3		Type1	Type2	Type3		Type1	Type2	Type3	
Cerebellum	0	100	90	* †	80	95	95		90	100	95	
Medula oblongata	0	100	90	* †	65	95	95	* †	85	100	95	
Pituitary gland	0	95	85	* †	15	95	95	* †	60	100	95	* †
Brain stem	0	100	90	* †	70	95	95	* †	95	100	95	
Ventricle	0	100	90	* †	55	95	95	* †	95	100	95	
Frontal lobe	0	100	90	* †	10	95	95	* †	85	100	95	
Temporal lobe	5	100	90	* †	20	95	95	* †	60	100	95	* †
Occipital lobe	5	100	90	* †	95	95	95		100	100	95	

Anatomic region	TSE-T2				FLAIR			STIR			
	Type1	Type2	Type3		Type1	Type2	Type3	Type1	Type2	Type3	
Cerebellum	90	95	100		95	95	95	95	100	100	
Medula oblongata	85	95	100		95	95	95	95	100	100	
Pituitary gland	50	95	100	* †	90	95	95	85	100	100	
Brain stem	95	95	100		100	95	95	100	100	100	
Ventricle	100	95	100		100	95	95	100	100	100	
Frontal lobe	85	95	100		85	95	95	90	100	100	
Temporal lobe	55	95	100	* †	85	95	95	55	100	100	* †
Occipital lobe	95	95	100		100	95	95	100	100	100	

\*:Significant difference between Type1 and Type2 ( $P<0.05$ ), † : The difference between Type1 and Type3 ( $P<0.05$ ).

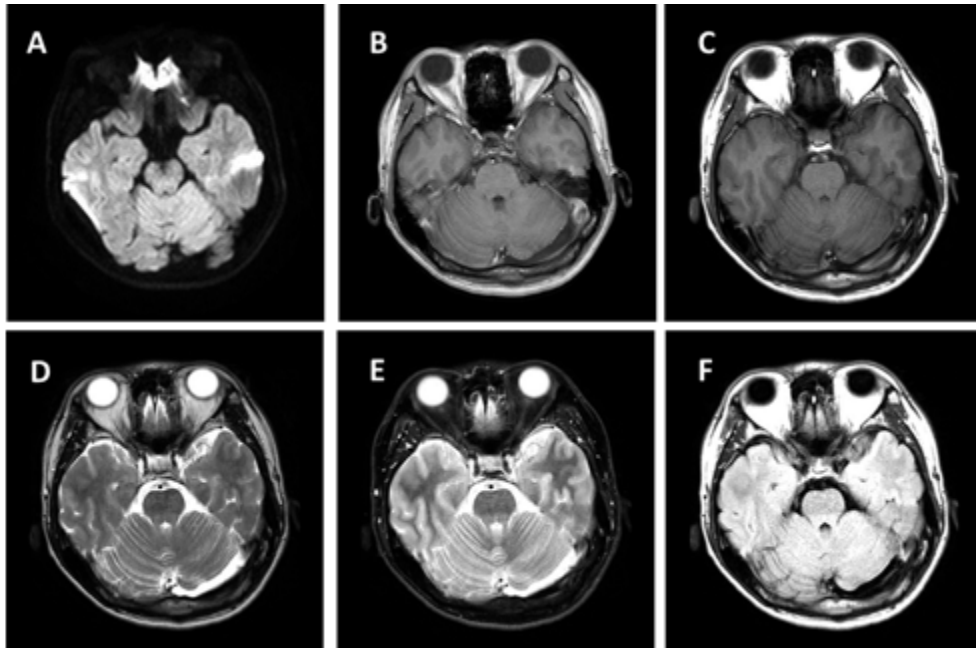


Fig 6-1. Brain MRI under no orthodontic appliance (control)  
 A: DWI    B: FFE-T1    C: SE-T1    D: TSE-T2  
 E: STIR    F: FLAIR

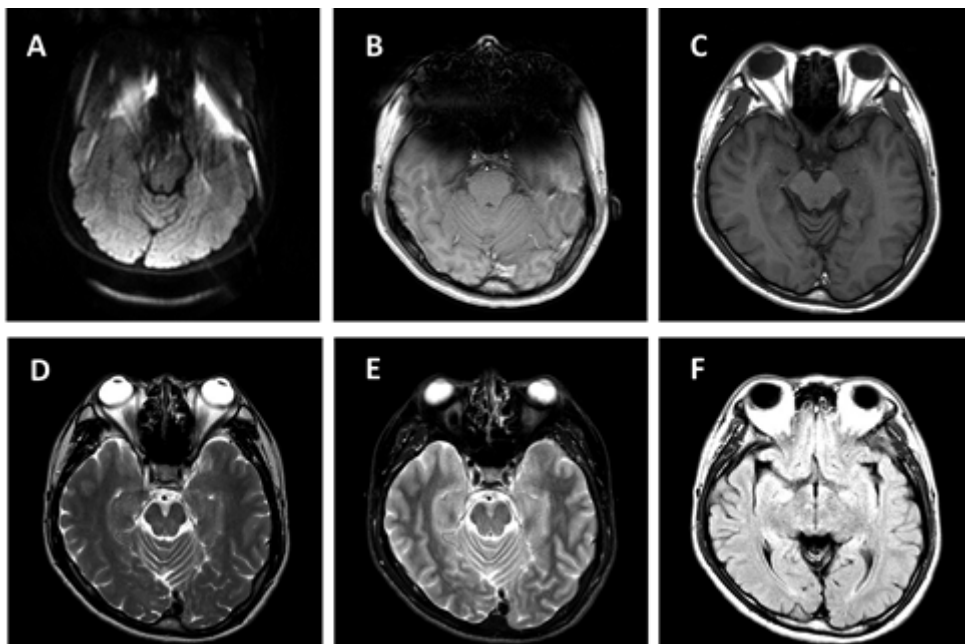


Fig 6-2. Brain MRI of Type 1  
 A:DWI    B: FFE-T1    C: SE-T1    D: TSE-T2  
 E: STIR    F: FLAIR

## 【考 察】

### I. 金属アーチファクトの形態について

撮像法にかかわらず静磁場方向と直交する体軸横断像では矯正装置を中心とするほぼ円形の金属アーチファクトが出現した。FFE-T1, SE-T1, TSE-T2, STIR, FLAIR では金属アーチファクトは周波数方向にあらわれており SE 法及び FFE 法では、位相エンコード用傾斜磁場に比べ周波数エンコード用傾斜場強度が弱いため、金属アーチファクトは周波数方向に大きく現れる傾向がある [10] との報告と同じ結果となった。DWI では、非常に強力な周波数エンコード用傾斜磁場の高速反転と弱い位相エンコード用傾斜磁場を使用するため、金属アーチファクトは位相方向に大きく出現したと考えられる。

### II . 矯正装置の成分組成と金属アーチファクトについての検討

今回使用したセルフライゲーションブラケットは、すべての撮像法において他矯正装置より金属アーチファクトが小さかった。

物質は同じ磁場の中でもその成分組成により磁化されやすさが異なり、これを磁化率という。Fe, Co, Ni などの強磁性体は磁化率が大きく、大きな金属アーチファクトとなる [14,15]。DB-ceramic-2 のクリップ部、DB-Ti, NiTi, CoCr は、強磁性体の含有量が少なかったため金属アーチファクトが小さかった。一方、常磁性体や反磁性体では、強磁性体に比べ磁化率が非常に小さい。磁化率の異なる物質が同じ磁場におかれると磁場の強さが変化し、位相の分散が加速され信号の低下や乱れが生じる。weld-1-tube, DB-1-tube, DB-metal, DB-resin, SS では大きなアーチファクトが生じた。これらの矯正装置には Fe, Co, Ni などの強磁性体が多く含まれていた。そのため、磁性体周囲の局所磁場が不均一となったことにより信号が乱れ、低信号を呈し、大きな金属アーチファクトとなったと考えられる。

研究 1 より、強磁性体を多く含む weld-1-tube, DB-1-tube, DB-metal, SS, DB-resin では、非常に大きな金属アーチファクトが現れるため、MRI 診断の支障になる可能性があるとして示唆された。また、DB-ceramic-2, DB-Ti, NiTi, CoCr など強磁性体の含有量が少ない矯正装置を使用すればすべての撮像法で診断の支障にならないと思われた。

研究 2 では、Type1 による撮像で、DWI および FFE-T1 において脳全体にわたり金属アーチファクトが発生し、これらの領域での読像は不可能であることが分かった。よって、強磁性体が多く含まれている矯正装置は脳の MRI へ金属アーチファクトによる影響が大きいと考えられる。Type2 では、DB-Ti および DB-tube-Ti の主成分である Ti による金属アーチファクトが認められたが、MRI 診断の障害になるほどの金属アーチファクトは生じなかった。Type3 では、DB-ceramic-2 のクリップの主成分である Co, Cr と DB-Ti および DB-tube-Ti の主成分である Ti による金属アーチファクトが認められたが、脳の MRI 診断の障害になるほどの金属アーチファクトは生じなかった。

セルフライゲーションブラケットの種類によっては強磁性体を使用されているものも存在するため MRI 検査施行の際には注意が必要である。Type2 および 3 の MR 画像では、Type1 でみられたような大きな画像の欠損や歪みなどの金属アーチファクトの出現はなく、おおむね臨床での脳の画像診断で金属アーチファクトの影響はないと考えられた。

金属アーチファクトの原因である矯正装置が撮像時に撤去可能であれば問題ないが、一般的に撤去は難しい。研究 2 では矯正用ワイヤーを装着していない状態での検討を行ったが、久木元らの検討 [16] では最も金属アーチファクト生じたものは歯科矯正装置のワイヤーであったと報告されており、MRI 撮像時にはワイヤーだけでも一時的に除去する、ワイヤーの着脱が短時間で容易にできるセルフライゲーションブラケットを使用するなどの工夫が必要であると考えられる。

### Ⅲ．金属アーチファクトと撮像法についての検討

研究 1 より、DWI と FFE-T1 を用いた撮像は、SE-T1, TSE-T2, STIR, FLAIR よりも金属アーチファクトが大きくなった。SE 法と TSE 法の結果は、金属アーチファクトに大きな差がないとされ [14] 過去の報告とほぼ同様の結果となった。MRI の基本的な撮像法である SE 法は、磁場の不均一性などによる金属アーチファクトの影響が少ない。しかしながら、SE 法の欠点として、撮像時間が長いことが挙げられる。これに対して、FFE 法は SE 法における 180° パルスのかわりに反転傾斜磁場を用いるため高速撮像が可能となる。しかし、FFE 法は、わずかな局所磁場の不均一に敏感であるため金属アーチファクトの影響を受けやすい。DWI 法は、近年傾斜磁場の強化により臨床に利用されるようになった撮像法であり、超急性期から脳虚血の広がりや組織障害の分布を検出でき、急性期脳梗塞の診断、治療指針の決定に広く利用されている。しかし、傾斜磁場をかけて多くの MR 信号を得るため、位相の差が累積し、大きなアーチファクトとなってあらわれる [14]。脳梗塞急性期症において血栓溶解療法を行う場合、脳梗塞発症後 4.5 時間以内でないと効果が乏しくなってしまう。DWI などの撮像時、口腔内に矯正装置などの金属アーチファクトを生じる金属がある場合ブラケット等の撤去には時間を要し、矯正歯科医の在籍する限られた施設でしかできないのが現状である。よって、矯正歯科医は金属アーチファクトの知識を持ったうえで、MRI 診断の障害にならないような矯正装置の選択をする必要があると思われる。

以上より、SE 法を中心とする撮像法では、歯科矯正用セルフライゲーションブラケットを含む矯正装置による金属アーチファクトは MRI 診断の支障にならないと考えられ、DWI および FFE-T1 では金属アーチファクトは大きく出現し、観察部位によっては診断の支障となる可能性が示唆された。

研究 2 の結果より、Type1 の DWI では脳の MRI 撮像の際は必ず強磁性体を多く含む矯正装置をはずして施行する必要があることが示された。Type1 の FFE-T1 では下垂体、前頭葉および側頭葉での画像診断は不可能であった。延髄、中脳および橋、脳室では評価者や MR 検査の目的によっては診断の支障となると考えられる。Type1 の SE を中心とする撮像法では中脳、延髄、中脳および橋、脳室、前頭葉および後頭葉では金属アーチファクトは MRI 診断の支障にならないと考えられたが、下垂体および側頭葉では Score1 の割合が 50 ~ 60% でありこの部位での画像診断は評価者や治療の目的によっては脳の MRI 診断に支障がでる可能性があるとした。金属アーチファクトは前頭部を中心に出現していたため、前頭葉、側頭葉ならびに下垂体に影響がでたと思われる。Type2 および 3 は全ての撮像法で、金属アーチファクトは MRI 診断の支障にならないと考えられた。よって、Type2, 3 のようにチタンなどの常磁性体および銀や銅などの反磁性体が主成分の矯正装置を使用すればすべての撮像法で脳の MRI への金属アーチファクトの影響はないことが示唆された。以上の結果より、DWI と FFE を用いた撮像は、SE-T1, TSE-T2, STIR, FLAIR よりも金属アーチファクトによる脳の MRI への障害が大きいと考えられる。

現状での金属アーチファクトの対策としては強磁性体含有量の少ない矯正装置を用い、可能であれば矯正用ワイヤーははずすことが挙げられる。また、脳梗塞急性期症における血栓溶解療法では治療開始時間に制限があるため脳血管疾患好発年齢の歯科矯正治療患者には強磁性体を避けた Type2 および 3 などの矯正装置を用いる必要がある。

また、金属の種類や撮像法が異なることによって金属アーチファクトの出現範囲に違いが生じる可能性があることを歯科矯正医は十分に理解しておく必要がある。今後はさらに普及してゆくと考えられる MRI 検査への影響の大きさを考えると強磁性体を含まない矯正装置の開発、普及が強く望まれる。

## 【結 論】

矯正装置による金属アーチファクトが脳の MRI に及ぼす影響について検討を行い、以下の結果を得た。

1. 金属アーチファクトの大きさは weld-1-tube が一番大きく、DB-ceramic-2 が最小であった。また、最大の金属アーチファクトを生じさせる撮像法は DWI であり、SE-T1, TSE-T2, FLAIR では金属アーチファクトが少なかった。
2. 強磁性体を多く含む矯正装置を用いた Type1 では、DWI での画像診断はすべての解剖学的部位で不可能であった。FFE-T1 では下垂体、前頭葉および側頭葉での画像診断は不可能であった。一方、SE-T1, TSE-T2, STIR および FLAIR では、すべての評価部位で画像診断は可能であった。
3. 強磁性体含有量の少ない矯正装置を用いた Type2 および Type3 では、すべての撮像法および評価部位において画像診断は可能であった。

以上の結果より、セラミックブラケット、強磁性体の含有量が少ないセルフライゲーションブラケット、チタンブラケットおよびチューブはすべての撮像法で脳の MRI 診断の支障にならないことが立証され、脳の MRI での金属アーチファクトの軽減に有用であることが示唆された。特に、脳血管疾患好発年齢の歯科矯正治療患者には強磁性体を避けた矯正装置を用いる配慮が必要であると考えられた。

## 【文 献】

- 1) Kaneda T, Minami M, Ozawa K, Akimoto Y, Utsunomiya T, Yamamoto H, Suzuki H, Sasaki Y: Magnetic Resonance Imaging of Osteomyelitis in the Mandible Comparative Study with Other Radiologic Modalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo*, 79: 634-640, 1995.
- 2) Kaneda T, Minami M, Ozawa K, Akimoto Y, Okada H, Yamamoto H, Suzuki H, Sasaki Y: Magnetic resonance appearance of bone marrow in the mandible at different ages. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo*, 82: 229-233, 1996.
- 3) Kaneda T, Minami M, Ozawa K, Akimoto Y, Kawana T, Okada H, Yamamoto H, Suzuki H, Sasaki Y: MR of the Submandibular Gland: Normal and Pathologic States. *Amj Neuroradiol*, 17: 1575-1581, 1996.
- 4) 土橋 俊男, 中田 稔, 藤田 功, 千葉 ミチ子, 吉澤 賢史, 佐々木 禎之, 榎 利夫, 北川 松雄, 鈴木 健: 歯科用金属材料のMR画像への影響. *日放誌*, 54: 1309-1315, 1998.
- 5) 岡野芳枝, 山城光明, 金田隆, 葛西一貴: 矯正装置装着患者における顎関節のMRI診断 矯正装置の種類による検討. *日顎誌*, 13: 1-8, 2001.
- 6) Costa AL, Appenzeller S, Yasuda CL, Pereira FR, Zanardi VA, Cendes F: Artifacts in brain magnetic resonance imaging due to metallic dental objects. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14: 278-282, 2009.
- 7) Vlkhoff B, Ribbelin S, Kohler B, et al: Artefacts caused by Dental filling Materials in MR Imaging. *Acta Radiol*, 36: 323-325, 1995.
- 8) Jana S, Zenon S, Hana H, Igor L: Magnetic susceptibility and electrical conductivity of metallic dental materials and their impact on MR imaging artifacts. *Dental Materials*, 24: 715-723, 2008.
- 9) Harradine N W T: Self-ligating brackets: where are we now? . *Journal of Orthodontics*, 30: 262-273, 2003.
- 10) 山城光明: MRIにおけるメタルアーチファクトの検討 撮像条件における評価. *日大口腔科学*, 25: 129-141, 1996.
- 11) Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S: Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod*, 37: 105-110, 2015.
- 12) Elison JM, Leggitt VL, Thomson M, Oyoyo U, Wycliffe ND: Influence of common orthodontic appliances on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134: 563-572, 2008.
- 13) Shalish M, Dykstein N, Friedlander-Barenboim S, Ben-David E, Gomori JM, Chaushu S: Influence of common fixed retainers on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 147: 604-609, 2015.
- 14) Abbaszadeh K, Heffez LB, Mafee MF: Effect of interference of metallic objects on interpretation of T1-weighted magnetic resonance images in the maxillofacial region. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89: 759-765, 2000.
- 15) 今中正浩: MR Imagingにおける金属アーチファクトの研究. *歯科放射線*, 38: 174-192, 1998.
- 16) 久木元喜昭, 戸村公紀: MRIにおける金属アーチファクトの検討 第1報. *日本口腔外科学会雑誌*, 36: 314-320, 1990.