

MRI 静磁場内での磁性体装着物の安全性—歯科用磁性アタッチメントキーパーを中心に—

尾松美香, 小島隆行

国立研究開発法人放射線医学総合研究所重粒子医科学センター

はじめに

体内に磁性体装着物を有した患者が magnetic resonance imaging (MRI) 検査を受ける機会は少なくない。その磁性体は MR 装置の静磁場によって力学的作用を受け、これは変位力と回転力（トルク）に分けられ、MRI 安全管理上極めて重要である。MR 静磁場における磁性体の磁気誘導性変位力、トルクの測定については 1983 年、New らによって初めて報告されている¹⁾。その後、数多くの体内磁性体について変位力、トルクの報告がされてきた^{2)~12)}。2006 年に ASTM (American Society for Testing and materials, 米国材料・試験協会) によって磁気誘導性変位力¹³⁾、トルクの測定法¹⁴⁾が確立された。本稿では、非常に重さの軽い強磁性体でありながら強い変位力やトルクを発生させる歯科の治療に用いられる磁性アタッチメントのキーパーを中心に、強磁性体の性質、および変位力やトルクによる測定を ASTM 規格に基づいて解説し、磁性アタッチメント装着患者の MRI 検査の注意点を述べる⁵⁾。

磁性アタッチメントと MRI 検査

歯科用の治療に用いられている義歯には、磁石の吸引力を利用して義歯を固定する磁性アタッチメントがある。永久磁石を内蔵した磁石構造体を義歯床に、それに吸着する金属板のキーパーを歯根もしくはインプラントに埋め込み、両者にはたらく吸引力を利用して義歯を歯根に固定する^{15)~17)} (Fig. 1)。磁性アタッチメ

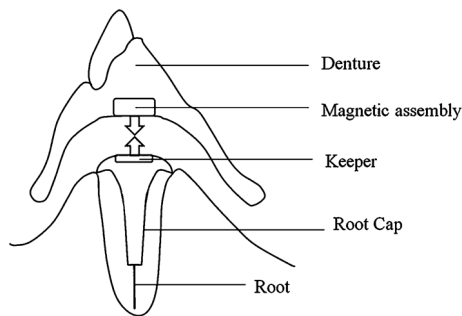


Fig. 1. Structure of magnetic attachment. The magnetic attachment consists of a denture with a magnetic assembly and a root cap with a keeper. The magnetic attraction forces (arrows) between the magnetic assembly and the keeper retain the denture.

キーワード magnetic resonance imaging, displacement force, torque, magnetic denture, soft magnetic material

⁵⁾ 磁気誘導性変位力に関する ASTM の最新規格は F2052-15⁴⁶⁾ であり、その中では変位力測定を z 軸上で行うことが推奨されている。本稿では著者らの過去の測定結果を引用しているため、測定当時の規格 F2052-06e1 を参照規格とした

ントは、義歯の着脱が簡単であることから、介護を必要とする患者や上肢の不自由な患者にとって有意義な治療法であり、また外部に見える部位がないので優れた審美性をもつ¹⁷⁾。したがって近年、磁性アタッチメントの使用が増え、それゆえに磁性アタッチメント装着患者が検査を受ける機会も多くなっている。磁石を有する義歯を装着したまま MRI 検査を施行すると、磁石の吸引力が低下し、義歯の固定に支障が生じる可能性があるという報告がある¹⁸⁾。そのため磁石を有する義歯を外して MRI 検査を施行する。強磁性体であるキーパー周辺のアーチファクトは発生するが、MRI 検査は施行可能である^{19)~21)}。

その他のキーパーと MRI 検査の報告としては、1.5T の静磁場によってキーパーの位置がずれる可能性は低い²²⁾、1.5T MRI の頭部撮像において、キーパーに 1°C 以上の顕著な温度上昇が生じる可能性は小さい²³⁾、などが挙げられる。最近では、3T MRI において磁気誘導性変位力と RF 発熱による危険はもたらされない²⁴⁾、1.5T と 3T MRI の静磁場では、変位力、トルクともキーパーの位置がずれる可能性が低い¹²⁾という報告がある。しかしながら、義歯を外して MRI 検査を施行したにもかかわらず、MRI 検査におけるキーパーの口腔内脱落²⁵⁾や検査後の磁石式装着性の低下のため、患者からクレームが発生したことが複数回あった。また磁性アタッチメントの性質として、キーパーと磁石構造体間に 0.1 mm の間隙が生じると吸引力は 1/4 に減少するという報告があり²⁶⁾、キーパーのわずかな位置ずれも問題となり得る。このため、MRI 検査に従事する者は磁性アタッチメントに対する最低限の知識は有しておく必要がある。そこで本稿では、キーパーの強磁性体の性質について解説するとともに、MR 装置の静磁場の影響を評価するために、ASTM に基づいた 1.5T と 3T の静磁場

でのキーパーの磁気誘導変位力¹³⁾とトルク¹⁴⁾測定について解説する。最後に磁性アタッチメント装着患者 MRI 検査の安全性を考察する。

強磁性体の分類

MRI 検査時に口腔内に取り残されるキーパーは強磁性体である。磁場にさらされるとき、強く磁化される強磁性体は、硬磁性体と軟磁性体に分類される。鉄などの硬磁性体は大きな残留磁束密度を有し、それが永久磁化の原因になるが、軟磁性体は非常に小さな残留磁束密度を有する^{27),28)} (Fig. 2)。もしキーパーが硬磁性体であれば、MR 静磁場曝露後に大きな残留磁束密度を有し、それが義歯の磁石と干渉し、キーパーと義歯の吸引力が低下する可能性がある。このため、一般的にキーパーには軟磁性体を使用される²⁹⁾。キーパーが軟磁性体であれば、MR 静磁場内では強く磁化され、MR 静磁場外ではほぼ消磁し、MR 静磁場によってキーパーと義歯間の固定悪化に影響を及ぼすことはないと考えられる。

磁性体の変位力測定

キーパーは強磁性体であるから、MR マグネットに吸引される力、すなわちキーパーの磁気誘導性変位力 (変位力) が生じる。強磁性体の重心が移動 (変位) しようとする力なので変位力と呼ばれる³⁰⁾。キーパーに変位力が生じると、MRI 検査で移動する可能性がある。磁性体の変位力は、1983 年に New らによって報告され、現在では、ASTM 規格でも扱われている¹³⁾。対象物 (磁性体) に対して、その重力 (対象物の重さ) よりも変位力が小さければ危険性はない、と判断する。そのためには、重力と直交する水平磁界の装置を用いて、対象物 (磁性体) を糸で吊るした際の最大偏向角が

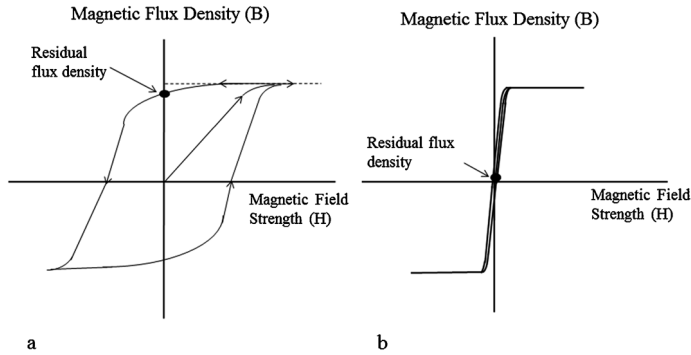


Fig. 2. Magnetic characteristic illustration of the ferromagnetic materials. (a) Magnetism properties of hard magnetic materials. Hard magnetic materials have a large residual flux density. (b) Magnetism properties of soft magnetic materials. Soft magnetic materials have little residual flux density.

45°未満であれば適合とする。静磁場内での測定位置は、磁性体が最大偏向角を示す位置とする。MR 静磁場によって磁気飽和している強磁性体の変位力は、規格の中で慣用的に $|\nabla B|$ と表現される、磁性体位置付近での磁場強度 $|B|$ の空間的な勾配 (単位は T/m もしくは G/cm) に比例するため、最大 $|\nabla B|$ の位置で最大偏向角となる。ここで ∇ はナブラと呼ばれる空間に関する微分を表す演算子である。反磁性体や常磁性体、磁気飽和していない強磁性体の変位力は、 $|B|$ と $|\nabla B|$ の積が変位力に比例しているため $|B|$ と $|\nabla B|$ の積が最大の位置で最大偏向角となる^{13),31)~33)}。一般にメーカーが示す最大 $|\nabla B|$ の位置は MR 開口部外側のマグネットカバー表面であり、変位力測定が不可能な位置である。被検者が接近可能な最大 $|\nabla B|$ の位置は、MR ボア開口部内付近のマグネット表面である³⁴⁾。磁性アタッチメントのキーパーは口腔内にあり、頭部 MRI 検査では MR マグネットの中心軸にあることと、マグネット開口部付近の厳密な測定の困難さから、実際の測定は MR マグネットの中心軸に沿って実施することも一法である^{7),9),35)}。

一例として著者らが報告した測定法¹²⁾を示す。長さ 12 cm の絹糸にキーパー (直径 4

mm, 厚さ 0.8 mm, SUS447J1, 飽和磁化 1.35T, NEOMAX Engineering 社製) を取り付け、分度器の中心から吊り下げた (Fig. 3b)。MR マグネット開口部より 60 cm 外の位置 (ボア中心から 1.5T は 148 cm, 3T は 145 cm に相当) からボア中心まで 10 cm 間隔で寝台を移動させ、垂直軸からの糸の偏向角 (θ) を測定する。水平方向の磁気誘導性変位力 (F) は以下の式で求められる。

$$F = mg \tan \theta \dots \dots \dots (1)$$

ここで m は試料の質量, g は重力加速度 (980 cm/s²) である (Fig. 3a)。相対誤差 ($\Delta F/F$) は以下の式で求められる。

$$\Delta F/F = 2/\sin 2\theta \times \Delta\theta \dots \dots \dots (2)$$

ここで $\Delta\theta$ は分度器の最低目盛りが 1° であるので、読み取り誤差 ($\pm 0.5^\circ = \pm 0.009$ rad) となる。(2) より偏向角 (θ) が 90° に近づくと変位力 (F) の相対誤差は増加するので、 θ が 25° ~ 65° になるように非磁性の重りをキーパーに取り付けて θ を測定する³⁵⁾。重りには 1 円硬貨 (100% aluminum, 1.0 g) 2 枚を使用した (Fig. 3c)。偏向角の測定は、キーパーのみ (0.079 g)、キーパーと 1 円硬貨 2 枚 (total

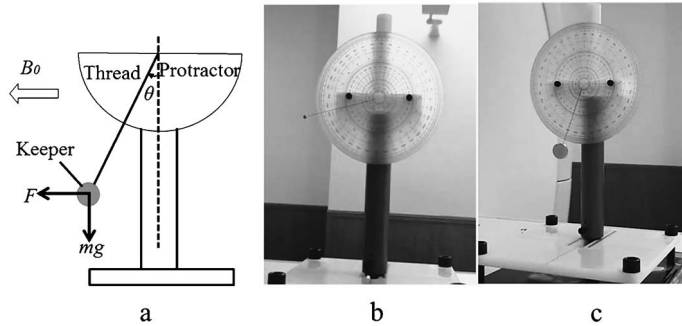


Fig. 3. Device for measuring magnetically induced displacement forces. (a) Diagram of the device with the keeper. The static magnetic field (B_0) induces the displacement force (F) on a keeper, where m is the mass, g is the gravity constant, and θ is the deflection angle of a thread from the vertical axis. Photograph of the device with keeper alone (b), with a keeper and two one-yen coins (c).

mass=2.168 g) を3回測定した。ここで total mass には糸と硬貨に取り付けたセロファンテープの質量も含まれている。

この手法で求めた変位力測定における偏向角測定結果を Fig. 4a,b に示す。プロット位置は、キーパーを吊るした糸の水平成分の長さも考慮し表示した。キーパーのみの偏向角はマグネットポア内で 90° 以上になった。これは垂直方向の力の存在を示している(後述)。水平方向の力(変位力) F は式(1)より計算され、Fig. 4c,d にプロットした。1円硬貨2枚の重りを取り付けた状態では 1.5T, 3T の装置共に、マグネット中心から 30 cm ぐらいまで変位力 F はほぼ 0 であり、マグネット開口部内側近くで最大を示した。最大 F 値は、1.5T では 2.9 gf ($z=78.4$ cm) であり、3T では 5.5 gf ($z=74.1$ cm) であった。

キーパーに働く変位力は、偏向角は 90° よりも大きくなる (Fig. 4a,b)。それは上向きの変位力の存在を示唆する。上向きの力は B_0 の垂直成分によるものであるが、この成分は静磁場の対称性のためにマグネット中心と交差する水平線上には存在しないが、測定中のキーパーはわずかにマグネット中心よりずれていてかつ軽量なので、この影響を受けてしまう。重りを取

り付けた測定では、上向きの変位力の存在は無視できるので測定値の信頼性は向上する。我々の測定では水平方向の変位力は 1.5T では 2.9 gf ($y=1.8$ cm), 3T では 5.5 gf ($y=0.4$ cm) であった。この値が実際に臨床で患者が受けるこのキーパーの最大変位力であると考えられる。しかし、ASTM による変位力は、磁場強度の空間的な変化率 $|\nabla B|$ 最大値で評価する¹³⁾。著者らの使用した装置では、被検者が接近可能な位置での最大 $|\nabla B|$ は、1.5T のマグネットでは 5.0 T/m で 3.0T のマグネットでは 7.0 T/m であった。その結果、1.5T では 6.6 gf で、3T では 9.0 gf であった。この値はキーパーにかかる重力の値 (0.079 gf) よりも約 100 倍大きい。ASTM 基準では、キーパーは MRI の静磁場によって変位する危険性が十分にある、ということになる。磁性アタッチメントのキーパーは接着性レジンセメントによって直接根面板に接着される場合とキーパーを銕接した根面板を接着性レジンセメントで歯牙に合着する場合があります。前者が最近、多用される³⁶⁾。したがって、実際に MRI 検査によってキーパーが分離するかどうか、キーパーと根面板とのレジンセメントの維持力を考慮すべきである。レジンセメントの維持力は、14.5~15.3

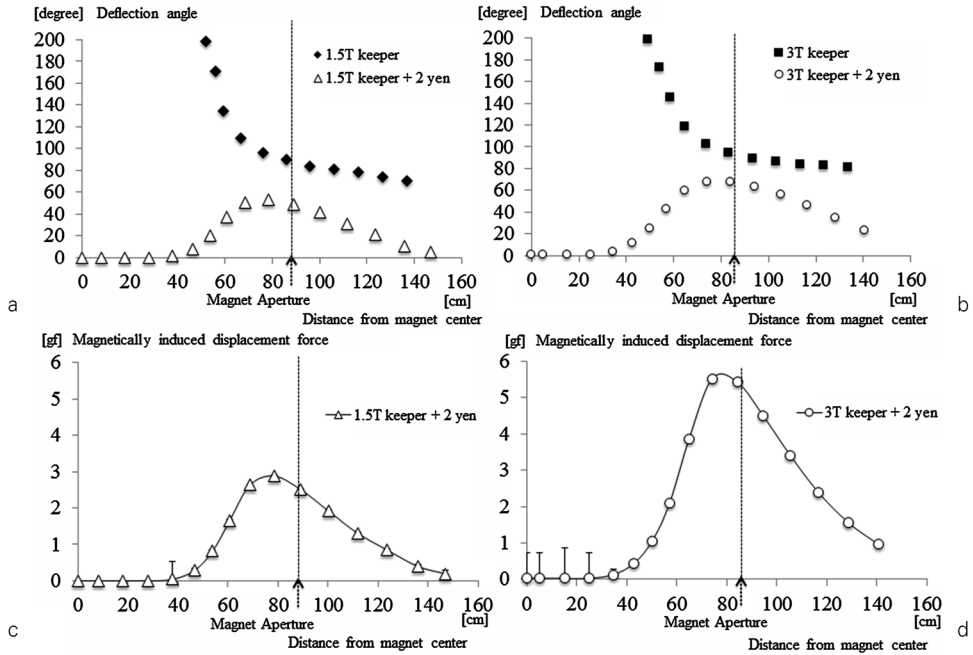


Fig. 4. Deflection angle (a-b) and magnetically induced displacement force (c-d) versus distance from magnet center of 1.5T and 3T MR scanners. The origin of the horizontal axis is the magnet center and the position of the protractor was plotted. The keeper position was calculated taking into account the deflection angle and plotted. The positions of the aperture (dotted arrow) are 88 cm and 85.2 cm for the 1.5T and 3T MR scanners, respectively.

kgfである³⁷⁾。また、レジンセメントのヒトの口腔内での経年変化による維持力は、2~3年で約1/3に低下する³⁸⁾。それを考慮しても、約5 kgfの強度があるので、最大の変位力9.0 gfと比べて非常に大きい値である。ASTM規格では危険である結果であるが、キーパーに作用するレジンセメントの維持力を考慮すると1.5T, 3T MR装置の静磁場によるキーパーの変位力によってキーパーが移動する可能性は低いと考えられる。また、今回の測定で変位力はMRマグネットの開口部付近で最も大きく、MRマグネット中心付近ではほぼ0に近いのは磁場強度の空間的な変化率 $|\nabla B|$ の違いによるものと考えられる。 $|\nabla B|$ は、今回の測定したメーカーの $|\nabla B|$ の分布図より、MRマグネット中心30 cm付近では0.1 T/mよりも小

さいがMRマグネット開口部では、1.5Tでは2~3 T/m、3.0Tでは3~5 T/mであった。また被検者が接近可能な最大 $|\nabla B|$ の位置での最大変位力 F は、3Tは1.5Tの約1.4倍であり、最大 $|\nabla B|$ の違いに相当した。したがって、変位力は $|\nabla B|$ に比例するというを示した。

磁性体のトルク測定

MRIの静磁場によって磁性体にトルクが生じると、磁性体の長軸は磁場方向に揃うようになる³³⁾。また、トルクが最大となる位置はMRマグネットの中心である¹⁴⁾。トルクを測定するには定性的な方法^{5)~8),10)}と定量的な方法^{1~4),7),9),11),12),14)}がある。定性的な方法は、

磁性体の長軸が静磁場方向と 45° になるように設置後, MRI のマグネット中心まで磁性体を移動させ, 磁性体の長軸が静磁場方向に平行になるかどうか観察する. その磁性体の回転の様子を 5 段階で評価する. 0: トルクなし, +1: 弱いトルク, 磁性体の長軸はわずかに向きを変えるが静磁場に平行になるほどではない, +2: 中等度のトルク, 磁性体の長軸は徐々に静磁場と平行になるように向く, +3: 強いトルク, 磁性体の長軸は素早くかつ力強く静磁場の方向に向く, +4: 非常に強いトルク, 磁性体の長軸は非常に素早くかつ非常に力強く静磁場方向に向く. しかしこの方法では, 磁性アタッチメントのキーパーのような小さな磁性体

では, 静磁場内でのキーパーの設置方法など, 非常に困難な場合がある. トルクを定量的に測定するには, ASTM 規格による測定^{9),12),14)}が推奨される. このトルク測定法はねじり振り子法を利用して評価する (Fig. 5). 支持台にねじりばね (torsional spring) で吊るされたホルダーがある. このホルダー上に磁性体を取り付ける. 支持台には回転ノブ (turning knob) がついており, ノブで支持台を回転させると, ねじりばねで吊るされたホルダーも回転する. MR 磁場外で, 磁性体の長軸が MR 磁場方向に平行になるように支持台を回転させ, 支持台の回転角とホルダーの回転角を記録する. その回転位置が MR 磁場内でも磁性体にトルクが

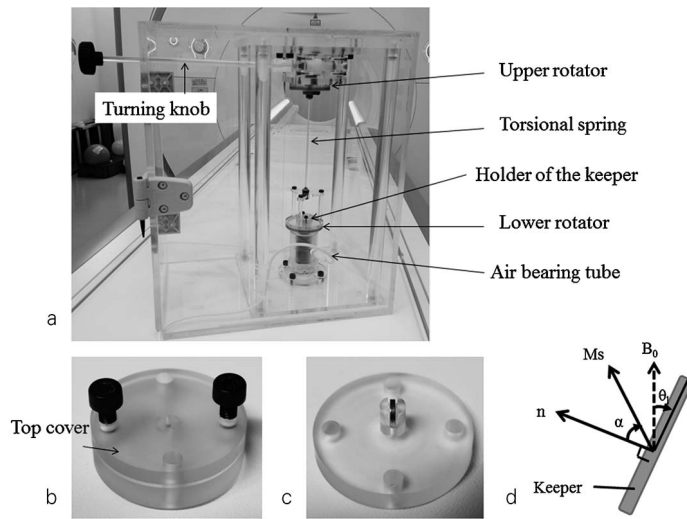


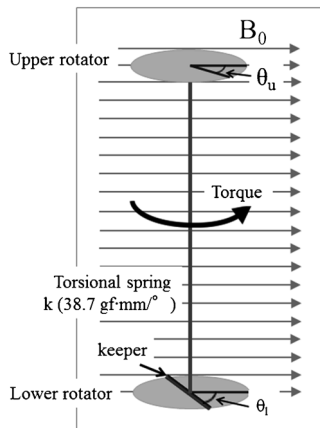
Fig. 5. A magnetically induced torque measurement apparatus. (a) Lateral view of the device. The rotational orientation of the upper rotator (θ_u) is controlled manually through a tuning knob and a connecting gear. The lower rotator is suspended by a torsional spring connected to the center of the upper rotator, and the cylindrical bar attached to the bottom center of the lower rotator is supported by an air-bearing tube. The rotational orientation of the lower rotator (θ_l) is measured to calculate the torque (see Fig. 7). A photograph of the holder and keeper (b) with and (c) without a top cover plate. (d) Geometry for evaluation of the torque on a keeper. The keeper's angle (θ_l) is defined from the direction of the static magnetic field (B_0), and the direction of the magnetization (M_s) is defined by the angle (α) from the normal direction to the plate surface of the keeper

生じていない状態である。その後、磁場が均一なMRマグネット中心に支持台に吊るされたホルダーを設置する。そこで支持台の回転角を一定間隔で変えながら、ホルダーの回転角度を記録し、支持台の回転角度に対するホルダーの回転角度差を求める。その回転角度差とバネ定数 (torsional spring constant) の積がトルクになる。最大トルクは、その磁性体の長軸の長ささと重力を掛けた重力トルクと比較される。現在、日本で使用されている ASTM 規格に基づいた代表的なトルク測定装置は Bio View 株式会社神戸研究所の磁気誘導性トルク測定試験に使用されるトルク測定機と株式会社プロテック (相模原市) の PT7000 である。ここでは我々が使用した後者について簡便に述べる。このトルク測定機には上部円盤 (upper rotator) と下部円盤 (lower rotator) にそれぞれ分度器が取り付けられている。キーパーは、下部円盤上でキーパーを垂直保持できるように作られたホルダー内に固定されている (Fig. 5b,c)。このキーパー用に作成されたホルダーにカバーを取り付けることによって、MR 磁場内を移動中に磁気変位力が作用しても移動せずに固定できる

(Fig. 5b,c)。下部円盤とホルダーはねじりばね (torsional spring) で上部円盤の中心に吊り下げられている。下部円盤はエアベアリングチューブに接続されている (Fig. 5a)。このトルク測定機を MR アイソセンターに設置する。Fig. 6 にトルク測定原理図を示す。回転ノブ (turning knob) で上部円盤を手動で θ_u 回転させると、バネで吊り下げられている下部円盤がキーパーに生じたトルクがねじりばねに生じたトルクとバランスを取って θ_l 回転する。この時の磁気誘導性トルク (τ) は次式で表すことができる。

$$\tau = k \cdot (\theta_u - \theta_l) \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 k はバネ定数 ($38.7 \text{ gf} \cdot \text{mm}/^\circ$) である¹²⁾。キーパーの長軸 (直径方向) の反磁場係数はキーパーの短軸 (厚さ方向) より小さいので、キーパーの長軸が静磁場方向に平行になるように配置し、キーパーの長軸が静磁場方向に抵抗なく静止した角度を $\theta_l = 0$ とした。そのキーパー位置から上部円盤を手動で $5^\circ (\theta_u)$ ずつ回転させ、それに対する下部円盤の指示値 θ_l を記録した。キーパーの長軸と短軸における反



$$\text{Torque}(\tau) = k \cdot (\theta_u - \theta_l)$$

k : torsional spring constant
($38.7 \text{ gf} \cdot \text{mm}/^\circ$)

- In the center of MR scanner.
- Upper rotator manually increased θ_u by 5° , the corresponding lower rotator θ_l changes by torque.

Fig. 6. Diagram of the principle for torque measurement. Upper rotator manually increased (θ_u) by 5° , the corresponding lower rotator (θ_l) changes by torque in the center of the MR scanner. The torque (τ) is $\tau = k \cdot (\theta_u - \theta_l)$, where k is the torsional spring constant.

磁場係数が違うため、この磁化方向は静磁場方向と徐々に違ってくる。これは、理論的に次式で表される。

$$\cos(\theta_l + \alpha) + \beta \sin 2\alpha = 0 \quad \dots\dots\dots(4)$$

ここで θ_l は静磁場方向からのキーパー長軸の角度で、 α はキーパー長軸と直交する方向から飽和磁化までの角度である (Fig. 5d)。

$$\beta = M_s / (2B_0) \cdot (N_n - N_t) \quad \dots\dots\dots(5)$$

N_n と N_t はそれぞれキーパー短軸方向とキーパーの長軸方向の反磁場係数である。 B_0 は静磁場強度を表し、 M_s は飽和磁化を表す。この時、トルク τ は次式で表される。

$$\tau = M_s \cdot (B_0 / \mu_0) \cos(\theta_l + \alpha) \times V \quad \dots\dots\dots(6)$$

ここで $\mu_0 (4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m})$ は真空の透磁率、 V はキーパーの体積である。

式(4)と(6)より、トルク τ は θ_l の周期関数として、トルク τ の最大値はその振幅として表現できる。

$$\tau_{max} = M_s^2 / (2\mu_0) \cdot (N_n - N_t) \times V \quad \dots\dots\dots(7)$$

この理論関数は(3)式より得られたトルク τ の実験値を最小二乗法で適合することにより、最大トルク τ_{max} を導くことができる。

磁気誘導性トルクの理論関数と著者らの施設で測定したそれぞれの角度 θ_l のトルクを Fig. 7a,b に示す。最大トルク τ_{max} は、1.5T では、 $\pm 338.5 \text{ gf}\cdot\text{mm}$ ($\theta_l = \pm 57^\circ$ and $\pm 124^\circ$, $\beta = 0.216$) で、3T では、 $\pm 344.7 \text{ gf}\cdot\text{mm}$ ($\theta_l = \pm 51^\circ$ and $\pm 129^\circ$, $\beta = 0.112$) であった。キーパー (質量 0.079 g, 直径 4 mm) の重力トルクは $0.158 \text{ gf}\cdot\text{mm}$ ($0.079 \times 2 \text{ gf}\cdot\text{mm}$) であり、 $\pm 338.5 \text{ gf}\cdot\text{mm}$ と $\pm 344.7 \text{ gf}\cdot\text{mm}$ は 2000 倍以上であり、定量的に非常に強いトルクが生じていることがわかる。

最大磁気誘導性トルク τ_{max} は、1.5T で $338.5 \text{ gf}\cdot\text{mm}$ 、3T で $344.7 \text{ gf}\cdot\text{mm}$ でありほぼ同じ値である。これは、理論式(7)による τ_{max} が物質の飽和磁化 M_s に依存していることを示すものである。このキーパーは飽和磁化 $M_s = 1.35T$ であり、1.5T と 3T では共に飽和しているからである。最大トルクがキーパーに作用しているとき、直径 4 mm のキーパー端に生じる力は 1.5T では 84.6 gf、3T では 86.1 gf と

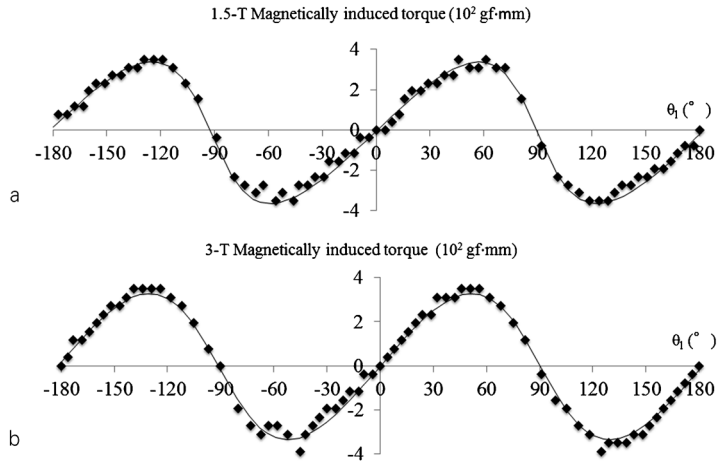


Fig. 7. Magnetically induced torque vs. directional angle (θ_l in Fig. 6) of a keeper in the 1.5T (a) and 3T (b) MR scanner. The solid line represents a theoretical regression curve.

計算される。これらの値は最大変位力 9.0 gf の値よりもおよそ 10 倍大きい。すなわち、キーパーに磁気誘導されたトルクは、変位力よりキーパーと歯根間の維持力に大きな影響がある。変位力の項でも示したように、レジンセメントの維持力は 14.5~15.3 kgf である³⁷⁾。また、レジンセメントのヒトの口腔内での経年変化による維持力は、2~3 年で約 1/3 に低下する³⁸⁾。それを考慮しても、5 kgf 程度の強度があるので、トルク 86.1 gf は非常に小さい値である。

MRI 検査において、キーパーのアーチファクトが画像上問題になるが、そのためキーパーを口腔内から除去しやすくするために、セメントの強度の低いものを使用する提案がある³⁷⁾。そのセメントの維持力は、4.9~6.4 kgf でレジンセメントの維持力 15.3 kgf と比較すると約 1/3 である。レジンセメント以外のセメントの維持力とキーパーの変位力 9 gf を比較すると、キーパーと根面板との固定に問題はないが、トルクの力を考慮すると、経年変化で維持力に問題が生じる可能性がある。レジンセメント以外のセメントは、計算上では 2~3 年で 1.6~2.1 kgf となり約 5 年で 54~71 gf とトルク 86.1 gf より小さくなる。今回実験で使用したキーパーより大きな飽和磁化³⁹⁾や体積⁴⁰⁾をもつキーパーではトルクの影響はより深刻になる。しかし、レジンセメントを使用している限りは、トルクの影響も十分に小さいと考えられる。以上のように長期使用などでのエビデンスが待たれるが、一般的には MR 静磁場によるキーパーの磁気トルクは、レジンセメントを使用している限りはキーパーと歯根間の維持力を低下させるほどの大きさにはならないと考えられる。

磁性アタッチメント装着患者の MRI 検査の注意点

磁性アタッチメントを装着してから何年経過

したかわからないが、MRI の検査中にキーパーが脱落したという報告²⁵⁾や、MRI 検査後に磁石式装着性の低下のため、患者からクレームが発生したことが複数回あった。また先にも述べたように、キーパーと磁石構造体間に 0.1 mm の間隙が生じると吸引力は 1/4 に減少すると報告されており²⁶⁾、小さな間隙がキーパーと義歯の固定劣化の一因となる。このため、歯周病による歯周組織の破壊やキーパーと歯根間の隙間腐食によるキーパーの弛み^{41),42)}などでキーパーと磁石構造体間に小さな間隙を生じた状態で、MRI 検査でトルクのような力がさらに加わると義歯固定劣化が生じる可能性がある。磁性アタッチメント装着患者は歯科医に定期受診をするようになっている^{43),44)}が、すべての患者が受診しているわけではない。我々が確認した患者は、磁性アタッチメントを装着してから 7 年間歯科受診をしていなかった。それゆえに、MRI 担当者は磁性アタッチメント装着患者が歯科医による定期受診をしていなければ、MRI 検査中のキーパーの脱落や、MRI 検査後に義歯の固定が劣化する可能性を患者に説明すべきで、同意書を得るなど適切な対応が必要であろう。MRI 担当者は患者に MRI 検査前に歯科受診を強く薦めるべきである。検査前の歯科受診が非常に困難である場合は、上記の説明を患者に十分に納得させ、検査中に異常を感じた場合は検査を中止し、検査後に違和感を訴えた場合は、必ず歯科受診をするように伝えることが大切である。磁性アタッチメントを取り扱っている歯科医師中心の日本磁気歯科学会から、「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」⁴⁵⁾が 2012 年 7 月に作成されているが、対応としては我々の検討とほぼ同様であった。このマニュアルには、磁気誘導性変位力と RF 照射による根面板やインプラントの発熱試験、それからアーチファクトの測定から MR 撮像の注意点について述べてある。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）が緩んでいたりとMR装置の磁場により口腔内でキーパーが脱落して口腔粘膜を損傷したり，誤嚥，誤飲を引き起こしたりする恐れがある．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，患者がキーパー周囲の違和感や疼痛を訴えた場合には，検査を中止し，歯科医院に連絡するように患者に指示するように記されている．また，キーパーによるアーチファクトで診断が困難になる場合は，キーパーの除去も歯科医院にて可能であることも記されている．いずれにおいても，MRI検査前にキーパー除去もしくは，キーパーの固定の確認を歯科医院にてすべきである．

おわりに

体内磁性体装着物として強磁性体である磁性アタッチメントキーパーを例に挙げ，磁気的な性質，静磁場による磁気誘導性変位力およびトルクの測定法を解説した．今回の内容を以下にまとめて終わりとしたい．MRI検査時に口腔内に取り残されるキーパーは，強磁性体の中でも軟磁性物質であり，MR静磁場外ではほとんど磁化されない物質である．強磁性体であるので，MR静磁場による磁気誘導性変位力およびトルクは，キーパーの重力もしくは重力トルクより非常に大きい．変位力はMRマグネット開口部付近で最も大きく，トルクはMRマグネットの中心で最も大きい．MRI検査中は，MRマグネット中心で最大になるトルクの方が被検者に作用する．さらにトルクの方が変位力よりキーパーと歯根の維持力に影響を及ぼすが，キーパーが歯根に正常に固定されていれば，キーパーが移動してキーパーと義歯の磁石構造体間に間隙が生じて起こるキーパーと義歯との固定劣化の可能性は小さい．キーパーが正常に固定されているかどうかは，MRI検査前に歯科受診で確かめる必要がある．

文 献

- 1) New PF, Rosen BR, Brady TJ, et al.: Potential hazards and artifacts of ferromagnetic and non-ferromagnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic resonance imaging. *Radiology* 1983 ; 147 : 139-148
- 2) Teitelbaum GP, Bradley WG Jr, Klein BD : MR imaging artifacts, ferromagnetism, and magnetic torque of intravascular filters, stents, and coils. *Radiology* 1988 ; 166 : 657-664
- 3) Schueler BA, Parrish TB, Lin JC, Hammer BE, Pangrle BJ, Ritenour ER, Kucharczyk J, Trusit CL : MRI compatibility and visibility assessment of implantable medical devices. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 9 : 596-603
- 4) Shellock FG, Hatfield M, Simon BJ, Block S, Wamboldt J, Starewicz PM, Punched WF : Implantable spinal fusion stimulator: assessment of MR safety and artifacts. *J Magn Reson Imaging* 2000 ; 12 : 214-223
- 5) 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
- 6) Shellock FG : Biomedical implants and devices: assessment of magnetic field interactions with a 3.0-Tesla MR system. *J Magn Reson Imaging* 2002 ; 16 : 721-732
- 7) Nyenhuis JA, Park SM, Kamondetdacha R, Amjad A, Shellock FG, Rezai AR : MRI and implanted medical devices: basic interactions with an emphasis on heating. *IEEE Trans Device Mater Reliability* 2005 ; 5 : 467-480
- 8) Sakai M, Aoki S, Watanabe Y, Tanabe D, Taga T, Inoue Y, Ohtomo K, Nakamura H : Introducer needles of peripheral intravenous catheters: assessment of magnetic field interactions with 1.5T and 3T MR systems. *Magn Reson Med Sci* 2009 ; 8 : 181-185
- 9) McComb C, Allan D, Condon B : Evaluation of the translational and rotational forces acting on a highly ferromagnetic orthopedic spinal implant in magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2009 ; 29 : 449-453
- 10) Kanal E, Shellock FG : Aneurysm clips: effects

- of long-term and multiple exposures to a 1.5-T MR system. *Radiology* 1999 ; 210 : 563-565
- 11) Planert J, Modler H, Vosschenrich R : Measurements of magnetism-related forces and torque moments affecting medical instruments, implants, and foreign objects during magnetic resonance imaging at all degrees of freedom. *Med Phys* 1996 ; 23 : 851-856
 - 12) Omatsu M, Obata T, Minowa K, Yokosawa K, Inagaki E, Ishizaka K, Shibayama K, Yamamoto T : Magnetic displacement force and torque on dental keepers in the static magnetic field of an MR scanner. *J Magn Reson Imaging* 2014 ; 40 : 1481-1486
 - 13) American Society for Testing and Materials (ASTM) : F2052-06^{e1} : Standard test method for measurement of magnetically induced displacement force on medical devices in the magnetic resonance environment. West Conshohocken, PA : ASTM International ; 2006
 - 14) American Society for Testing and Materials (ASTM) : F2213-06 : Standard test method for measurement of magnetically induced torque on medical devices in the magnetic resonance environment. West Conshohocken, PA : ASTM International ; 2011
 - 15) Sasaki H, Kinouchi Y, Tsutsui H, Yoshida Y, Ushita T : A magnetic attachment for overdentures. *J Prosthet Dent* 1984 ; 51 : 450-455
 - 16) 田中貴信, 中村好徳, 星合和基, 石田 隆, 長谷川信洋 : 磁性アタッチメントによる新しい磁気補綴学. *補綴誌* 1999 ; 43 : 422-431
 - 17) Tanaka Y, Nakamura Y, Hoshiaki K : General remarks concerning magnetic attachments in dentistry. *Proc Jpn Acad* 2002 ; 78 : 97-105
 - 18) 土橋俊男, 藤田 功, 榎 利夫, 北川松雄, 鈴木 健 : 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* 1998 ; 54 : 517-520
 - 19) Laurell KA, Gegauff AG, Rosenstiel SF : Magnetic resonance image degradation from prosthetic magnet keepers. *J Prosthet Dent* 1989 ; 62 : 344-348
 - 20) Iimuro FT : Magnetic resonance imaging artifacts and the magnetic attachment system. *Dent Mater J* 1994 ; 13 : 76-88
 - 21) Destine D, Mizutani H, Igarashi Y : Metallic artifacts in MRI caused by dental alloys and magnetic keeper. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 2008 ; 52 : 205-210
 - 22) Gegauff AG, Laurell KA, Thavendrarajah A, Rosenstiel SF : A potential MRI hazard : forces on dental magnet keepers. *J Oral Rehabil* 1990 ; 17 : 403-410
 - 23) 山田雅之, 岡田健彦, 桑山喜文, 中根正人, 安野泰史 : 1.5-T MRI 装置における歯科用磁性ステンレスキーパーのRF発熱に関する検討. *日放技学誌* 2000 ; 56 : 1371-1375
 - 24) Miyata K, Hasegawa M, Abe Y, Tabuchi T, Ishigami T : Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 2012 ; 41 : 668-674
 - 25) 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. *日放技学誌* 1998 ; 54 : 1309-1315
 - 26) Tegawa Y, Kinouchi Y : Dental magnetic attachment: toward third generation devices. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008 ; 55 : 1185-1190
 - 27) Schenck JF : The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Med Phys* 1996 ; 23 : 815-850
 - 28) Du Tremolet de Lacheisserie E, Gignoux D, Schienker M : Magnetism II -Materials and application. Chap. 16 Soft materials for electrical engineering and low frequency electronics. Kluwer Academic Publishers ISBN 1-4020-7223-6, 2002 ; 89-154
 - 29) Riley MA, Walmsley AD, Harris IR : Magnets in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 2001 ; 86 : 137-142
 - 30) 山本 徹. MRIにおける金属インプラント材料の影響—検査安全性およびアーチファクト—. *日本磁気歯科学誌* 2014 ; 23 : 1-11
 - 31) 黒田 輝. 国際基準に基づくMRI適合性評価. 日本磁気共鳴医学会安全性評価委員会監修. MRI安全性の考え方 第2版. 東京 : 学研メディカル秀潤社, 2014 : 90-110
 - 32) McRobbie DW, Moore EA, Graves ML, Prince MR. 杉村和朗監訳. 標準MRI—画像・図から学ぶ基礎と臨床応用—第1版. 東京 : オーム

- 社, 2004 : p. 13
- 33) 岡本和也 : IEC60601-2-33 に基づく安全性評価. 日本磁気共鳴医学会安全性評価委員会監修. MRI 安全性の考え方 第2版. 東京 : 学研メディカル秀潤社, 2014 ; 118-147
- 34) Shellock FG, Kanal E, Gilk TB : Regarding the value reported for the term “spatial gradient magnetic field” and how this information is applied to labeling of medical implants and devices. AJR Am J Roentgenol 2011 ; 196 : 142-145
- 35) Kagetsu NJ, Litt AW : Important considerations in measurement of attractive force on metallic implants in MR imagers. Radiology 1991 ; 179 : 505-508
- 36) Suminaga Y, Tsuchida F, Takishin K, Hosoi T, Sugiyama K : Surface analysis of keepers on dental magnetic attachments : comparison of cast-bonding technique and direct-bonding technique. Prosthodont Res Pract 2004 ; 3 : 62-68
- 37) 阿部有希, 長谷川みかけ, 内田天童, 他 : キーパーボンディング法におけるセメントのキーパーの維持力の検討. 日本磁気歯科学誌 2011; 20: 37-43
- 38) Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H : *In vivo* degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. J Dent Res 2000 ; 79 : 1385-1391
- 39) 本蔵義信. インプラント用の新世代磁性アタッチメントの開発. 前田芳信監訳. マグネットを用いたインプラントの臨床. 東京 : クインテッセンス出版, 2005 ; 18-31
- 40) 村上秀明. MRI について. 前田芳信監訳. マグネットを用いたインプラントの臨床. 東京 : クインテッセンス出版, 2005 ; 144-147
- 41) Fujimoto T, Niimi A, Murakami I, Ueda M : Use of new magnetic attachments for implant-supported overdentures. J Oral Implantol 1998 ; 24 : 147-151
- 42) Ceruti P, Bryant SR, Lee JH, MacEntee MI : Magnet-retained implant-supported overdentures : review and 1-year clinical report. J Can Dent Assoc 2010 ; 76 : a52
- 43) Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenverghe D : A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implantw retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. J Oral Rehabil 1999 ; 26 : 195-202
- 44) Assad AS, Abd El-Dayem MA, Badawy MM : Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucpsa-implant-supported mandibular overdentures. Implant Dent 2004 ; 13 : 386-394
- 45) 日本磁気歯科学会安全基準検討委員会監修 : 「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. 日本磁気歯科学誌 2012 ; 21 : 91-110
- 46) American Society for Testing and Materials (ASTM) : F2052-15: Standard test method for measurement of magnetically induced displacement force on medical devices in the magnetic resonance environment. West Conshohocken, PA : ASTM International ; 2015

A Review of the Safety Concerns for Magnetic Materials in the Field of a Clinical MR Scanner Focusing on Dental Attachments

Mika OMATSU and Takayuki OBATA

*Research Center for Charged Particle Therapy, National Institute of Radiological Sciences
4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba 263-8555*

When patients with magnetic materials in their bodies undergo MRI, the static magnetic field of the MR scanner induces displacement forces and torque on the magnetic materials.

It is crucial for the management of MRI safety that the operators acquire adequate knowledge about the magnetic field-induced displacement force and torque, and learn their measurement methods. We explain the properties of ferromagnetic materials and the method of measurement of magnetically induced displacement force and torque according to the American Society for Testing and Materials (ASTM), focusing on low-mass magnetic dental keepers and strong displacement forces and torque. The important points to be mindful of while performing the MR imaging of patients with magnetic dental attachments are also shown.