速報

歯科用磁性アタッチメントのMR画像への影響

土橋俊男・藤田 功¹⁾・槇 利夫・北川松雄・鈴木 健論文受付
1997年10月31日論文受理
1998年2月9日

Code No.261

日本医科大学付属病院放射線科

1)浦和市立病院中央放射線科

1. はじめに

MRI検査において、歯科用の治療に用いられている金属材料(歯科用合金)が原因と思われるmetal artifact¹⁾は日常よく経験する。特に磁石を用いて義歯を固定する磁性アタッチメント^{2,3)}は、非常に大きなmetal artifactが発生する可能性があり、実際にこれらについて検討した報告も見られる^{4,5)}。

今回、高磁場(1.5T)装置を使用し、磁場の不均一に對して最も影響を受けるecho planar imaging(EPI)法⁶⁾を含め、磁性アタッチメントによるmetal artifactの影響、ならびにMRI検査により磁性アタッチメントが受ける影響について検討したので報告する。

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。今回検討に用いた磁性アタッチメントは、株式会社ジーシー製のマグフィット EX600である。この磁性アタッチメントは、磁石の吸引力を利用して義歯を固定するものである^{2,3)}。磁石部である磁石構造体と、それに吸着する磁性ステンレス製のキーパー部により構成されている(Fig.1)。

まずMR画像への影響を調べるため、磁性アタッ

メントの(1)磁石構造体とキーパー部を連結した状態と(2)磁石構造体を外しキーパー部のみとした状態で、硫酸銅水溶液の入った円形ファントム(内径100mm)上に置き、spin echo(SE)法、fast spin echo(FSE)法、gradient echo(GRE)法およびspin echo typeのEPI法にて撮像し、metal artifactを比較した。各シーケンスの詳細はTableに示す。

次に、MRI検査によって磁性アタッチメントが受ける影響を磁場強度の変化で検討した。撮像前後および24時間後にガウスメータにて磁場強度の測定を行った。測定はキーパー部を外し、Fig.1に示した磁石構造体の結合面(connect side)の直上にセンサ部分を置き行った。なお、磁場強度の測定に使用したガウスメータは、株式会社東陽テクニカ製ハンディガウスメータ4048型である。

3. 結果

磁石構造体とキーパーを装着した状態では、すべての撮像法で大きなmetal artifactを認めた。特にEPIでは、非常に大きなmetal artifactとなった(Fig.2)。

磁石構造体を外しキーパー部だけにした状態では、GRE法のmetal artifactに若干の低下を認めた。EPI法

Influence of Dental Magnetic Attachment on MR Imaging

TOSHIO TSUCHIHASHI・ISAO FUJITA¹⁾・TOSHIO MAKI・MATSUO KITAGAWA
and TAKESHI SUZUKI

Department of Radiology, Nippon Medical School Main Hospital

1)Department of Radiology, Urawa Municipal Hospital

Received Oct. 31, 1997; Revision accepted Feb. 9, 1998; Code No. 261

*Key words: Magnetic resonance imaging, Dental magnetic attachment, 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

Fig. 1 Construction of the magnetic attachments.

Table Pulse sequence parameters.

	Spin echo SE	Fast spin echo FSE	Gradient echo GRE	Echo planar imaging SE-EPI
Repetition time (ms)	300	3000	60	∞
Echo time (ms)	10	105	4	100
Flip angle (degree)	90	90	60	90
No. of acquisitions	1	1	1	1
No. of slices	5	5	5	5
Slice thickness (mm)	5	5	5	5
Field of view (cm)	24×24	24×24	24×24	24×24
Matrix (frequency×phase)	256×256	256×256	256×256	256×256
Bandwidth (kHz)	±16	±16	±16	±80

FSE: ETL=12 SE-EPI: single shot

Fig. 2 Comparison of metal artifact in the magnetic assembly and keeper.

- (a) Spin echo.
 (b) Spin echo.
 (c) Fast spin echo.
 (d) Gradient echo.
 (e) Echo planar imaging.
 (a) Normal image. (b)-(e) Setting a magnetic assembly and keeper on a phantom. The scale on the ruler is in centimeters.

では、ファントムの形状が異なって描出された。SE法およびFSE法では、画像の歪に大きな変化は認めなかった(Fig.3)。

撮像前は、磁石構造体結合面直上で約300 Gauss (G)の磁場強度を示したが、撮像直後は約230~240Gであった。また、24時間後の測定では撮像直後と変化なかった。

4. 考 察

今回検討に用いた磁性アタッチメントは、磁石の吸引力を利用して義歯を固定する装置である。磁石部分である磁石構造体はネオジム系の希土類磁石を用いている²⁾。この部分が義歯に装着され、残存歯に合着した支持台であるキーパー部に連結される³⁾(Fig.1)。磁石構造体とキーパー部が連結された状態および磁石構造体を取り外し、キーパー部だけの状態の両者ともに大きなmetal artifactを認めた。特にEPIにおいては、円形ファントムの原型が全くわからないほどの画像歪となった。これは、磁石構造体も大きく影響していると考えられるが、支持台に使用するキーパー部が強磁性体であるSUS 444相当の¹⁹Crステンレス鋼を使用しているためである²⁾。したがって、歯の治療用に磁性アタッチメントが用いられた場合は、磁石構造体が装着されている義歯を外してもmetal artifactは避けられない。0.5Tおよび1.0T装置を用いSE法を中心とした検討では、キーパー部が存在しても脳幹部までmetal arti-

factが影響することはなく、診断の支障にはならないと報告されている^{4,5)}。しかし、高磁場(1.5T)装置の場合GRE法を用いるMR-angiography (MRA)およびEPI法を用いる検査等は、大きな影響を受けると考えられた。

次に、MRIにより磁性アタッチメントが受ける影響を調べるため、磁石構造体の磁場強度の変化を撮像前後で測定した。10分程度の撮像時間であったが、20%程度の磁場強度の低下を認めた。24時間後の測定でも変化がなかった。磁場強度の低下は、磁石構造体に逆方向の強力な磁場が与えられることにより起こる²⁾。実際の検査においては、磁性アタッチメントの装着部位、撮像ポジションにより様々な状況が考えられる。磁石構造体と主磁場の方向、磁場強度および撮像時間等による影響の程度は今後の検討課題であるが、今回の結果から磁石構造体を連結したままMRIを行った場合、磁石の吸引力が低下し、義歯の固定に支障がでる可能性が示唆された。したがって、磁性アタッチメントを使用している場合は必ず磁石構造体が装着されている義歯を外してMRIを施行する必要があると考えられた。これは、頭部を対象とした検査だけではなく、すべての検査にあてはまる。

また、同じ磁性アタッチメントであっても、種類により支持台として用いるキーパー部に磁石部である磁石構造体を使用されているものも存在する。この場合は、簡単に取り外しができないため、MRI施行には注

Fig. 3 Comparison of metal artifact in the keeper.
(a) Spin echo.
(b) Spin echo.
(c) Fast spin echo.
(d) Gradient echo.
(e) Echo planar imaging.
(a)Normal image. (b)-(e) Setting a keeper on a phantom. The scale on this ruler is in centimeters.

意が必要である。

最後に、磁性アタッチメントのキーパー部が存在する状態でのMRI検査の安全性であるが、0.5Tおよび1.0T装置における検討では^{4,5)}、被験者に実際にキーパー部を装着し撮像を行っている。これらでは、画像の歪み以外に問題点の指摘はない。したがって、磁石構造体を外せば問題はないものと思われる。しかし、高磁場においてはわれわれの施設でも経験がなく、慎重な検査の施行が望まれる。

5. まとめ

歯科治療用として使用されている磁性アタッチメントについて、MRIへの影響および磁性アタッチメントが受ける影響について検討した。磁性アタッチメントは磁石構造体とそれに連結するステンレス製のキーパー部からなり、非常に大きなmetal artifactの原因となった。磁石構造体が装着された義歯を連結したままMRIを施行した場合、義歯の磁場強度が低下するため、磁石構造体とキーパー部の結合力が低下する可能性が示唆された。

参考文献

- 1) Paton JA, Kulkarni MV, Craig JK, et.al.: Techniques, pitfalls and artifacts in magnetic resonance imaging. Radiographics, 7(3), 505-519, (1987).
- 2) 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).
- 3) 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).
- 4) 石上友彦, 内藤宗孝, 田中貴信, 他：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(2), 124-136, (1994).
- 5) 吉田 実, 古川良俊, 高嶋 勉, 他：磁性アタッチメント・キーパーのMR画像におよぼす影響—位置による相違—. 日本磁気歯科学会誌, 3(1), 1-8, (1994).
- 6) Mansfield P: Multi-planar image formation using NMR spin echos. J. Phys. C., 10, 55-58, (1977).

図表の説明

Fig. 1 磁性アタッチメントの構造.

Fig. 2 磁石構造体とキーパー部によるメタルアーチファクトの比較.

(a)spin echo, (b)spin echo, (c)fast spin echo, (d)gradient echo, (e)echo planar imaging.
(a)通常画像.

(b)-(e)磁石構造体とキーパー部をファントムの上に乗せる. この定規の目盛りはcmである.

Fig. 3 キーパー部によるメタルアーチファクトの比較.

(a)spin echo, (b)spin echo, (c)fast spin echo, (d)gradient echo, (e)echo planar imaging.
(a)通常画像.

(b)-(e)キーパー部をファントムの上に乗せる. この定規の目盛りはcmである.

Table パルスシーケンスパラメータ.