臨床技術

論文受付
2013 年 11 月 27 日

論文受理
2014 年 4 月 19 日

Code No. 534

チタン製の脳動脈瘤クリップによる 1.5 Tesla- と 3 Tesla-MR 画像の歪みとアーチファクトの検討 —コバルト 60 定位手術的照射治療計画に及ぼす影響—

中澤寿人^{1,2} 山室 修³ 内山幸男² 小森雅孝¹

¹ 名古屋大学大学院医学系研究科

² 名古屋共立病院名古屋放射線外科センター

³ 東名古屋画像診断クリニック

緒 言

3 cm 以下の頭蓋内病巣を対象とするガンマナイフ治療では Leksell stereotactic skull frame(frame)を患者頭部に装着して, magnetic resonance(MR)画像および computed tomography(CT)画像を撮影し, 治療計画が行われる. MR 画像は CT 画像と比較して, 組織間コントラストが高く, 造影剤の使用によって病巣の範囲を同定しやすくなるが, 磁場の不均一によって画像の歪みを生じるため, CT 画像より幾何学的な位置精度は低い. 特に, frame を装着して撮影した MR 画像は CT 画像と

比較して最大で 0.8 mm の座標の変位を生じることが報告されている¹⁾. 通常, 治療計画では MR 画像と CT 画像間の座標のずれが許容範囲内であることを確認してから MR 画像が単独で用いられる.

近年, 3 tesla(T)-MR 装置は広く普及し, 臨床で利用されるようになった. 3 T-MR 画像は 1.5 T-MR 画像より下垂体などのトルコ鞍周辺の微細解剖構造を良好に描出できるが, 1.5 T より磁場不均一に敏感で, 画像歪みが生じやすい²⁾. また, 3 T では検査時の安全性に関する条件が厳しく, 特に体内金属のある患者に対しては

Image Distortion and Artifacts Caused by the Use of a Titanium Aneurism Clip in 1.5 Tesla- and 3 Tesla-Magnetic Resonance Imaging: Effect on ⁶⁰Cobalt Stereotactic Radiosurgery Treatment Planning

Hisato Nakazawa,^{1,2*} Osamu Yamamuro,³ Yukio Uchiyama,² and Masataka Komori¹

¹Department of Radiological Sciences, Nagoya University Graduate School of Medicine

²Nagoya Radiosurgery Center, Nagoya Kyoritsu Hospital

³Department of Imaging Technology, East Nagoya Imaging Diagnosis Center

Received November 27, 2013; Revision accepted April 19, 2014

Code No. 534

Summary

In gamma knife stereotactic radiosurgery (GKSRS) treatment planning, 1.5 tesla (T)-magnetic resonance imaging (MRI) is normally used to identify the target lesion. Image artifacts and distortions arise in MRI if a titanium clip is surgically implanted in the brain to treat cerebral aneurysm. 3-T MRI scanners, which are increasingly being adopted, provide imaging of anatomic structures with better clinical usefulness than 1.5-T MRI machines. We investigated signal defects and image distortions both close to and more distant from the titanium clip in 1.5-T and 3-T MRI. Two kinds of phantoms were scanned using 1.5-T and 3-T MRI. Acquisitions with and without the clip were performed under the same scan parameters. No difference was observed between 1.5 T and 3 T in local decrease of signal intensity; however, image distortion was observed at 20 mm from the clip in 3 T. Over the whole region, the distortions caused by the clip were less than 0.3 mm and 1.6 mm under 1.5-T and 3-T MRI, respectively. The geometric accuracy of 1.5-T MRI was better than 3-T MRI and thus better for GKSRS treatment planning. 3-T MRI, however, appears less suitable for use in treatment planning.

Key words: stereotactic radiosurgery, treatment planning, magnetic resonance imaging (MRI), image distortion, metallic artifact

*Proceeding author

Fig. 1 Phantoms.

(a) Cube phantom

(b) Tube phantom

The spatial interval of the grid in the cube phantom is 1 cm. The tube phantom comprises a structure passing a tube through a hole created at either end of the plastic case.

その素材と品番を調べ、製造または販売元に検査が可能か否かを問い合わせる必要がある。脳動脈瘤治療用の金属製クリップが埋め込まれている場合、クリップの安全性に加えて、クリップによって生じる信号欠損や画像歪みを把握することが治療計画上で最も重要である。

脳動脈瘤のクリッピング術は脳動脈瘤治療全体の80～90%を占めており、これまでに高い治療効果が報告されている³⁾。従来はコバルト合金やステンレスなどがクリップの材質として使用されていたが、静磁場の磁力によってクリップが牽引、脱落する危険性があるため、現在では撮影禁忌とされている⁴⁾。近年はその影響が少ないだけでなく、軽く、耐久性に優れた非磁性体のチタンが利用されている。これまでにチタンクリップそのものが1.5 Tや3 Tの高磁場MR環境下で受ける影響を調査した報告^{5, 6)}やチタンクリップが1.5 T-MR画像に及ぼす影響を画像診断の立場から定性的に調査した報告⁷⁾はあるが、ミリメートル以下の位置精度が要求される放射線治療計画に利用することを想定して定量的に評価した研究はない。急峻な線量勾配を特徴とするガンマナイフの線量分布はわずか1 mmのずれによって大幅な線量変化を生じる。

本研究では、1.5 T-、3 T-MR装置を用いて動脈瘤クリップの近傍と動脈瘤クリップから離れた領域での画像に及ぼす影響を定量的に評価した。画像歪みの評価はframeをファントムに装着して実際のガンマナイフ治療を再現して行った。

1. 対象・方法

1-1 使用機器

MR装置はGE社製Signa echo speed 1.5 TおよびSigna HDx 3 Tを使用した。MR撮像用ヘッドコイルはQuadrature(QD)coilを使用した。治療計画装置は

ELEKTA社製Leksell GammaPlan(LGP)ver. 5.34、画像解析装置はGE社製のAdvantage work station ver. 4.02、フリーソフトウェアのImageJ ver. 1.43u(NIH)⁸⁾、頭蓋固定枠はELEKTA社製のLeksell stereotactic skull frameを使用した。ファントムはアクリル製で1 cm間隔で格子状構造をもつ立方体ファントム(縦×横×高さ: 14 cm×14 cm×17 cm)(Fig. 1a)と外径4 mm、内径2 mm、長さ15 cmの雄・雄の成人用耐圧チューブ(ポリ塩化ビニル製)を縦×横×高さが12 cm×9 cm×5 cmのプラスチック製ケース内に穴を開けて通し、三方活栓で蓋をした自作のチューブファントム(Fig. 1b)を使用した。立方体ファントム内を硫酸銅水溶液(0.002 mmol/l)、チューブファントムのアクリルケース内を生理食塩水、チューブ内を希釈したGadolinium(Gd)造影剤溶液(0.1 mmol/l)でそれぞれ満たした。チューブファントムはクリップによる影響のみを評価するために立方体ファントムのように成人頭部の大きさと形状を模擬しなかった。動脈瘤クリップは杉田チタンクリップ No. 07-934-10 standard typeを使用した。

1-2 MR画像の撮影条件

MR画像の撮影条件は当院でガンマナイフ治療計画の時に使用している撮影条件を用いた。グラディエントエコー系のT₁強調画像である3 dimensional-spoiled gradient recalled acquisition in the steady state(SPGR)を横断面で撮影した。1.5 T、3 TではTEを除いて、同じ撮影条件を利用した。Echo time(TE)は装置ごとの最適な条件としたため相違が生じた。撮像断面のエンコード方向については周波数エンコード方向を左右方向に、位相エンコード方向を前後方向に設定した。撮影条件の詳細をTable 1に示す。画像の座標系はX軸を左右方向(右側を+)、Y軸を前後方向(前側を+)、Z軸を頭

Table 1 Detailed sequence parameter orders for 3D-SPGR with 1.5-T and 3-T MR imaging

	3D-SPGR	
	1.5 tesla-MRI	3 tesla-MRI
Plane	axial	axial
Mode	3D	3D
TE (ms)	min full (5.06)	min full (3.2)
TR (ms)	15	15
ETL	1	1
Flip angle (deg)	30	30
Bandwidth (kHz)	15.63	15.63
NEX	1	1
FOV (cm)	24	24
Matrix size	256×256	256×256
Slice thickness (mm)	1.0	1.0
Number of slices	190	190
Scan time (min)	8:26	8:47
Imaging options	ZIP2	ZIP2

TE: echo time, TR: repetition time, ETL: echo train length, NEX: number of excitations, FOV: field of view, ZIP: zero full interpolation, SPGR: spoiled gradient recalled acquisition in the steady state

尾方向(頭側を+)と定義した。

1-3 検討項目

1-3-1 クリップ近傍における信号欠損領域および画像歪みの範囲の検討

クリップ近傍の信号欠損領域の範囲と画像歪みの範囲を評価するために、チューブファントムのチューブをクリップで固定したもの(Fig. 2a)としていないものをそれぞれ 1.5 T-, 3 T-MR 装置で撮影した。ファントムは head コイル中心に配置し、チューブの横断像を撮影した。信号強度の変化の大きさとその範囲を測定するために、ImageJ を用いてファントム中心の横断面上でチューブの中心を通る水平ライン上のプロファイルカーブを取得した。チューブが歪んでいる距離[真っ直ぐなチューブが真っ直ぐではない範囲の大きさ(頭尾方向)とチューブが本来あるべき位置から画像の歪みによってずれが生じている距離(前後、左右方向)]を撮影した画像の X, Y, Z 軸の 3 方向で測定するためにワークステーションで冠状断面と矢状断面に再構成した。測定の不確かさを考慮するために、ファントムは 3 回撮影され、それぞれの MR 画像の信号強度の平均値を測定値とした。

1-3-2 広範囲領域における歪みの影響

クリップから 1 cm 以上離れた領域における画像歪みを測定するために、立方体ファントムに frame を装着

し、ファントム上にクリップを固定した状態(Fig. 2b, c)と何も置かない状態でそれぞれ 1.5 T-, 3 T-MR 画像を横断面で撮影した。治療計画は通常、横断像で実施するため、横断面上での変化のみを評価した。撮影の際、座標系を設定するために reference マーカつきの fiducial box を frame に固定した(Fig. 2b)。撮影された画像は LGP に転送され、reference マーカによって座標系を決定した後に、クリップの有無による格子の位置座標の変位を測定した。測定範囲はクリップから左右方向に ± 6 cm の位置で、深さ 10 cm まで 1 cm 間隔で位置座標の変位を測定した。Fig. 2d に撮影した画像を示す。格子は幅があるため、格子交点の右上角と左下角の座標を取り、その中点を交点の座標とした。また、画像の window level(WL), window width(WW)を変えると格子の幅が変化するため、実際の格子の幅と画像上の格子の幅が同じになる WL と WW の条件で測定した。格子の中心位置測定は視覚評価による manual 計測のため、不確かさを考慮してそれぞれの格子位置につき異なる日に 3 回測定し、平均値で評価した。

2. 結果

2-1 クリップ近傍における信号欠損領域および画像歪みの範囲の結果

Fig. 3 にクリップの有無によるチューブファントムの横断像とプロファイルカーブを示す。Fig. 3a, d は 1.5 T でクリップのない場合とある場合に撮影した画像である。Fig. 3b, e は 3 T でクリップがない場合とある場合に撮影した画像である。クリップ位置で信号欠損が観察され、信号強度の低下を示した(Fig. 3f)。信号欠損の範囲は両者ともほぼ同一であったが、その信号強度は 1.5 T の 401.8 に対して、3 T では 426.4 と約 1.06 倍であった。クリップなし(Fig. 3a, b)ではチューブ内の Gd 造影剤によって高信号が検出された(Fig. 3c)。クリップがある場合でも信号欠損部内にわずかに信号増強部が観察された(Fig. 3f)。Fig. 4 は Fig. 3d, e で示した横断像を矢状断面と冠状断面に再構成した画像である。Fig. 4a, b はそれぞれ 1.5 T, 3 T の矢状断像である。Fig. 4c, d はそれぞれ 1.5 T, 3 T の冠状断像である。1.5 T の矢状断像ではクリップから頭尾方向 10 mm 程度にチューブの歪みが前後方向に 2 mm 程度観察された。一方、3 T の矢状断像ではクリップから頭尾方向 20 mm 程度にチューブの歪みが前後 4 mm 程度に観察された(Fig. 4b)。冠状断像ではクリップ周囲の左右方向に 1.5 T, 3 T 両方で 15 mm 程度のチューブの歪みが観察された。1.5 T- と 3 T-MR 画像におけるクリップによる X, Y, Z 軸の 3 方向のチューブの歪みの大きさを

Fig. 2 Experimental configuration of phantoms.

- Aneurism clip clamped on tube phantom
- Aneurism clip placed on cube phantom attached to a stereotactic skull frame. Cube phantom attached to fiducial box with a reference marker. The black circle shows the clip position.
- Details of position of clip placed on cube phantom
- Discrepancy in positional coordinates of matrix structures with and without the clip. Measuring position ranged from 1–10 cm in depth at intervals of 1 cm right and left up to 6 cm from the clip position.

Fig. 3 Axial image and profile curve of tube phantom acquired using 1.5-T and 3-T MR scanners. Axial images acquired without (a) and with (d) aneurism clip at 1.5 T. Axial images acquired without (b) and with (e) aneurism clip at 3 T. Profile curves of without (c) and with (f) aneurism clip in 1.5 T and 3 T. There was no difference in decrease of signal intensity in the clip position between 1.5 T and 3 T.

a	b	c
d	e	f

Fig. 4 Reconstructed sagittal and coronal image of tube phantom in 1.5-T and 3-T MR imaging. Gray arrow shows the distance of distorted tube (a, b). Sagittal (a) and coronal (c) images at 1.5 T. Sagittal (b) and coronal (d) images at 3 T. Image distortion with width of 4 mm in anterior-posterior direction is observed around the aneurism clip (width of 20 mm in superior-inferior direction) (b).

a	b
c	d

Table 2 Result of image distortions caused by aneurysm clip with 1.5-T and 3-T MR imaging (mm)

	R-L direction	A-P direction	S-I direction
1.5 tesla-MRI	15	2	10
3 tesla-MRI	15	4	20

Fig. 5 Displacement of coordinates induced by using the aneurysm clip with 1.5-T and 3-T MR imaging. Amount of displacement in the x (L-R) and y (A-P) directions with and without the clip at 1.5 T (a, b). Amount of displacement in the x (L-R) and y (A-P) directions with and without the clip at 3 T (c, d). Measuring position ranged from 1–10 cm in depth at intervals of 1 cm to right and left up to 6 cm from the clip position. The values (from –6 to +6) in the graph legend correspond to the measuring points presented in Fig. 2d.

a	b
c	d

Table 2 に示す。

2-2 広範囲領域における歪みの影響の結果

Fig. 5 にクリップの有無による X, Y 方向の格子交点の変位量を示した。クリップによる位置座標の変位は 1.5 T-MR 画像では X, Y 座標ともに深さ 5 cm までの範囲で 0.3 mm 以内であり、深さ 6 cm 以降では変位は観察されなかったが (Fig. 5a, b), 3 T-MR 画像では深さ 10 cm まで位置座標の変位は観察され、X 軸で最大 0.9 mm, Y 軸で最大 1.6 mm であった (Fig. 5c, d)。

3. 考 察

局所領域の影響について、クリップによる信号欠損の広がりとその信号強度は 1.5 T, 3 T 両者でほぼ同程度であったが、クリップによるチューブの頭尾方向および前後方向の歪みの大きさは 1.5 T と比較して、3 T で

2 倍大きかった。広範囲領域の歪みの影響について、画像の歪みは 1.5 T, 3 T 両者でクリップ近傍で最大であった。1.5 T では深さ 5 cm までの範囲でクリップによる歪みが 0.3 mm 以下であり、frame による最大 0.8 mm の歪みを考慮しても 1 mm 以内に制限されるため、そのまま治療計画に用いても問題ない。一方、3 T ではクリップによる歪みが深さ 10 cm まで観察され、1.5 T より 3 から 5 倍程度も大きく、最大で 1.6 mm であり、frame による歪み (画像上の中心付近でも最大 1.5 mm) を考慮に入れると、治療計画ではそれを満たす十分なマージンを取る必要がある。

信号欠損と画像歪みの大きさは金属の大きさと種類、MR 画像の撮影条件に依存する。これまでの研究で、加藤ら⁷⁾は 1.5 T-MR 装置でチタン製クリップ (AESCULAP 社製) のほか、材質の異なる数種類のクリップを撮影し、アーチファクト、歪みを視覚評価し

た。チタンクリップはステンレススチールやコバルト合金製のクリップと比較して、アーチファクト、歪みがともに大幅に改善され、画像診断にほとんど影響を与えないと報告した。この結果は本研究の1.5 Tの結果と同様であった。

その他にも過去にMR画像歪みに関する多くの研究が行われており、撮像条件パラメータの調整⁹⁾、MR装置に装備されたアプリケーションソフトによる画像処理^{2, 10~13)}、撮像コイルの開発¹⁴⁾による歪みの低減が試みられている。しかし、装置メーカーの違いや装置にインストールされているversionの違いによって、実際に利用できない場合も多い。臨床的には施設ごとで、画質、歪み、撮影時間を考慮した最適な撮影条件を構築することが重要である。当院では、バンド幅を広げてエコー時間とエコスペースを短縮し、磁場の不均一にさらされる時間を短くして歪みの低減を図っている。その際に画像の信号対雑音比が低くなるため、加算回数を増やして一定の画質になるように調整している。

われわれは治療計画用MR画像の撮影条件のコミッショニングテストで画質、撮影時間を考慮した条件下でframeを装着したファントムを撮影し、歪みの大きさが1ピクセルサイズ(1 mm)以下であることを確認して、治療計画に利用している¹⁾。しかし、ガイドライン¹⁵⁾では治療全体で1 mm以下の精度を要求している。武村ら¹⁶⁾は歪みによる1 mmの誤差に加えて、腫瘍範囲の同定にばらつきがあるため、これらを考慮してplanning target volume設定時にマージンの追加を主張している。しかしながら、マージンは考慮されていないのが現状である。

最近の治療計画装置には画像の重ね合わせ機能が具備され、framelessの診断画像でも治療計画を作ること

ができる。しかし、重ね合わせをそのまま使用するのはなく、十分な検証が必要である。また、MR装置スペックの向上やアプリケーションソフトの開発によって歪みの少ない、良好な画質をもつ画像を提供できるようになることが今後期待される。現時点では脳動脈瘤クリップを埋め込んだ症例にframeを装着して撮影した3 T-MR画像を治療計画に利用するには克服すべき課題が残る。

4. 結 語

1.5 T-MR画像と比較して組織解像度の高い3 T-MR画像は、頭蓋底や下垂体近傍などの複雑な微小解剖構造を詳細に描出することができる。しかし、近接するWillis動脈輪に動脈瘤クリップが使用されている場合、画像の幾何学的な精度は低下している可能性がある。本研究では、2種類のファントムを用いて1.5 T-MR画像と3 T-MR画像におけるチタン製クリップによるアーチファクトと画像歪みをクリップの近傍の局所領域とクリップから離れた広範囲領域で評価した。3 Tでは局所領域で最大4 mmの画像歪みを生じ、さらにその影響はクリップ周囲6 cm、深さ10 cmの広範囲領域にわたって、平均で約1 mmの画像歪みをもたらした。3 T-MR画像をガンマナイフ治療計画に使用する際、動脈瘤クリップの安全性が補償されていても、現時点での使用は克服すべき課題があり、困難であると考えられる。

謝 辞

本研究にご協力いただいた、名古屋共立病院名古屋放射線外科センタースタッフおよび同院医療技術部画像技術課諸氏に深く感謝致します。

参考文献

- 1) Mori Y, Hayashi N, Iwase M, et al. Stereotactic imaging for radiosurgery: localization accuracy of magnetic resonance imaging and positron emission tomography compared with computed tomography. *Stereotact Funct Neurosurg* 2006; 84(4): 142-146.
- 2) Watanabe Y, Lee CK, Gerbi BJ. Geometrical accuracy of a 3-tesla magnetic resonance imaging unit in Gamma Knife surgery. *J Neurosurg* 2006; 105(Suppl): 190-193.
- 3) 中村一仁, 石黒友也, 池田英敏, 他. 未破裂脳動脈瘤クリッピング術の治療成績－脳動脈瘤手術初心者の経験－. *脳卒中の外科* 2007; 35(5): 370-375.
- 4) 宮地利明. MRI の安全性. *日放技学誌* 2003; 59(12): 1508-1516.
- 5) Cheung JY, Yu KN, Chan JF, et al. Dose distribution close to metal implants in Gamma Knife Radiosurgery: a Monte Carlo study. *Med Phys* 2003; 30(7): 1812-1815.
- 6) Cheung JY, Yu KN. Dose distribution close to metal implants in gamma knife radiosurgery: a Monte Carlo study. *Med Phys* 2005; 32(5): 1448-1449.
- 7) 加藤庸子, 佐野公俊, 二宮 敬, 他. 新チタン製脳動脈瘤クリップの臨床経験－CT, MRI に及ぼす影響－. *脳神経外科ジャーナル* 1995; 4(6): 588-592.
- 8) 中島正弘. パーソナルコンピュータを用いた医用画像処理の基礎－Image J を用いて DR 画像編－. *日放技学誌* 2009; 65(11): 1568-1571.
- 9) Zhang B, MacFadden D, Damyanovich AZ, et al. Development of a geometrically accurate imaging protocol at 3 Tesla MRI for stereotactic radiosurgery treatment planning. *Phys Med Biol* 2010; 55(22): 6601-6615.
- 10) Sumanaweera T, Glover G, Song S, et al. Quantifying MRI geometric distortion in tissue. *Magn Reson Med* 1994; 31(1): 40-47.
- 11) Tanner SF, Finnigan DJ, Khoo VS, et al. Radiotherapy planning of the pelvis using distortion corrected MR images: the removal of system distortions. *Phys Med Biol* 2000; 45(8): 2117-2132.
- 12) Reinsberg SA, Doran SJ, Charles-Edwards EM, et al. A complete distortion correction for MR images: II. Rectification of static-field inhomogeneities by similarity-based profile mapping. *Phys Med Biol* 2005; 50(11): 2651-2661.
- 13) Karger CP, Hoss A, Bendl R et al. Accuracy of device-specific 2D and 3D image distortion correction algorithms for magnetic resonance imaging of the head provided by a manufacturer. *Phys Med Biol* 2006; 51: 253-261.
- 14) Jursinic P, Prost R, Schultz C. A new magnetic resonance head coil and head immobilization device for gamma knife radiosurgery: an analysis of geometric distortion and signal/noise characteristics. *J Neurosurg* 2002; 97(Suppl 5): 563-568.
- 15) 白土博樹. 定位放射線治療の品質管理－頭部－. *放射線治療計画ガイドライン* 2008. メディカル教育研究社, 埼玉, 2008: 12-14.
- 16) 武村哲浩, 笹本耕平, 仲村香織, 他. 静磁場強度の異なる 3 機種を用いた脳定位放射線治療計画のための MRI 画像の歪み比較. *日放技学誌* 2013; 69(6): 641-647.

問合先

〒454-0933 名古屋市市中川区法華 1-172
名古屋共立病院名古屋放射線外科センター 中澤寿人