臨床技術

自動解析ツールを用いた
放射線治療計画用 MRI の経時的な歪み評価論文受付
2019 年 3 月 11 日論文受理
2020 年 3 月 17 日

Code No. 261

笹本耕平¹ 金本雅行¹ 石田翔太¹ 嶋田真人¹ 木村浩彦¹ 安達登志樹²¹ 福井大学医学部附属病院² 新潟医療福祉大学医療技術学部診療放射線学科

緒言

近年、放射線治療計画において、computed tomography (CT) 画像だけでなく magnetic resonance (MR) 画像や positron emission tomography (PET) 画像などの image fusion を行うことが一般的になってきている^{1,2)}。特に MR 画像は組織コントラストに優れ、CT 単独の場合と比較して肉眼的腫瘍体積 (gross tumor volume: GTV) や危険臓器 (organ at risk: OAR) などが同定しやすくなるため利用されることが多い^{1,2)}。しかしながら MRI には静磁場不均一や傾斜磁場の非直線性、被写体が不均一であることによる磁場の不均一などが原因となり画像に幾何学的な歪みが存

在することが知られており^{3,4)}、使用にあたってはその程度を確認するために幾何学的な歪みの把握が必要になる^{5,6)}。

CT 装置には放射線治療計画用装置としての quality assurance (QA) ガイドラインが存在しており⁷⁾、それに従い管理を行うことができる。一方、MR 装置には治療計画用装置としての QA ガイドラインは現状存在せず、American Association of Physicists in Medicine (AAPM) や National Electrical Manufacturers Association (NEMA) の診断装置用としての QA を記したレポートなどが参考となる。AAPM の task group (TG) 1 Report NO 100⁸⁾ では放射線治療計画用

Evaluation of Long-term Fluctuation of Geometric Distortion in MRI for Radiation Therapy Planning by Using an Automatic Analysis Tool

Kouhei Sasamoto,^{1*} Masayuki Kanamoto,¹ Syouta Ishida,¹ Masato Shimada,¹ Hirohiko Kimura,¹ and Toshiki Adachi²¹ University of Fukui Hospital² Department of Radiological Technology, Niigata University of Health and Welfare

Received March 11, 2019; Revision accepted March 17, 2020

Code No. 261

Summary

High tissue contrast in magnetic resonance imaging (MRI) allows better radiotherapy planning. However, geometric distortion in MRI induces inaccuracies affecting such planning, making it necessary to evaluate the characteristics of such geometric distortion. Although many studies have considered geometric distortion, most of these involved measurements performed only a few times. In this study, we evaluated MRI device-specific geometric distortion over long term and measured its variation by using an automatic analysis tool. The result showed that geometric distortion increased with distance from the center along both lateral and longitudinal directions. Specifically, the average distortion rate and average diameter error over the full measurement period increased by up to 1.02% and 1.96 mm, respectively, when using T₁ weighted Image (WI) 3D fast spoiled gradient echo (FSPGR) at R15. In the case of T₂ WI 2D fast spin echo (FSE) at R15, the standard deviation of the distortion rate and diameter error increased up to 0.38%, 0.72 mm, respectively. We conclude that periodic quality assurance of geometric distortion should be performed in order to maintain geometric distortion within allowable values.

Keywords: magnetic resonance imaging (MRI), geometric distortion, off-center, radiation therapy

*Corresponding author

Fig. 1 Structure of Magphan.

(a) Outside appearance of Magphan, (b) Inside dimension of Magphan

MRI としての歪みの許容値を ACR ファントム (ファントム直径 190 mm) を使用した場合、ファントム直径の公称値と測定値の差を、変化率と径誤差でそれぞれ 2.0%, 2.0 mm と定めているため、ユーザはこの値を超えないように経時的な QA を行い、管理する必要がある。

またここ数年、独自の方法で幾何学的な歪みについて検討された報告がいくつか出てきており、Pappas⁵⁾ は頭部を想定した範囲での歪みの解析を行い、ターゲットのサイズと位置のオフセットを組み合わせる治療計画の評価指標である 95% 体積線量 (D_{95}) や原体性指数 (conformity index: CI) の変化について報告している。また Torfeh⁶⁾ は MR 装置のベンダが供給するファントムを用いて field of view (FOV) 50 cm の範囲内でのオフセンタにおける歪みの大きさを報告している。しかしながら、これら研究の中で報告されている値は単回あるいは小数回のデータであり、経時的な情報については含まれていない。QA の許容値などを定める際には真値と測定値の誤差は重要であるが、時間軸での値の変化も考慮する必要がある。また Wyatt⁹⁾ は、装置 QA において商用のファントムと解析ソフトウェアを使用する場合、臨床での使用前にその精度を検証する必要があるとしている。本検討では、この経時的な値の変化を測定するために商用の MRI 性能評価ファントムである Magphan (AQUILAB, France) に加えて、解析装置として自動解析が可能な ARTISCAN (AQUILAB) を用いている。Magphan についてはファントムサイズの公称値が示されているものの、解析装置である ARTISCAN の自動解析の精度については明示しているデータが存在しない。

そこで本研究の目的として、Magphan および ARTISCAN の解析精度を NEMA 法との比較測定をした上で、それらを用いて画像の幾何学的な精度に影

響を及ぼす幾何学的歪みについての経時的な変化を、当院の治療計画用 MRI 撮像シーケンスで検討した。

1. 方法

本研究では、MRI 性能評価ファントムである Magphan および解析装置である ARTISCAN を用いた。このファントムは Fig. 1 に示すように直径 190 mm のファントムで、さまざまな物理特性の解析モジュールが挿入されており、一度の撮像で signal to noise ratio (SNR) や均一性、歪み、スライス厚などの評価ができる円柱型のファントムである。ファントム内部は 10 mM 塩化ニッケル水溶液 (T_1 値 145 ms, T_2 値 146 ms) で満たして使用した。今回は解析項目の中から CT との比較が可能、かつ放射線治療における治療計画の精度に影響を及ぼすと考えうる幾何学的歪みを測定することとした。

まず基準となるデータを取得するために Magphan を治療計画用 CT (SOMATOM Sensation Open; Siemens Healthineers, Germany) を用いて管電圧 120 kV、管電流 130 mA、検出器数と幅 $20^{\circ} \times 0.6$ mm、ピッチ 0.7 s、回転時間 1.0 s で撮影した。撮影した axial, sagittal, coronal 画像上にグリッド線を表示させ、Fig. 2a-c に示すように Magphan 内部のモジュールが axial では対向、sagittal, coronal では矢印で示すように一直線となることを観察し、pitch (sagittal 面の回転)、yaw (coronal 面での回転)、roll (axial 面での回転) 方向の傾きがないことを確認した。このとき、ファントムの中心に治療計画用 CT のレーザを用いて基準線を引き、以後行う MRI 撮像の際の位置合わせに用いた。なお、CT の撮影はこの基準データ取得の際の 1 回のみとした。

MRI 撮像は診断用 MRI 装置 (Optima MR 450w; GE Healthcare, USA) を用いて行った。本装置には外付け

Fig. 2 Set up of Magphan in CT.
(a) Axial plane of Magphan, (b) Sagittal plane of Magphan, (c) Coronal plane of Magphan

Fig. 3 Set up of Magphan in MRI.
(a) Alignment of Magphan, (b) Axial plane of Magphan, (c) Sagittal plane of Magphan,
(d) Coronal plane of Magphan

レーザーシステム (TAKENAKA OPTNIC, 京都) を導入しており、本レーザーで Fig. 3a のように CT 撮影時に書いた基準線を用いてファントムの位置合わせを行った。続いて、Fig. 3b-d に示すように MRI の撮像前にも CT と同様の方法で pitch, yaw, roll 方向の傾きがないことを確認した。撮像コイルはファントム設置の際に上記の位置合わせ用レーザーが視認できなくなるため、装置内蔵の body coil とした。

1-1 ARTISCAN の解析精度の計測

ARTISCAN による解析精度を確認するために、まず MRI の歪み測定に一般的に用いられている NEMA 法に準じたファントムおよび撮像シーケンスである spin echo (SE) を用いて、axial 断面での幾何学的歪みの測定を行った。使用したファントムは ACR MR accreditation phantom (American College of Radiology,

USA) で、ファントム直径は 190 mm である。内容液は Magphan に充填したのと同じ 10 mM 塩化ニッケル水溶液とした。撮像条件は TR 500 ms, TE 10 ms, スライス厚 10 mm, FOV 256 mm, マトリクス: 256×256 とした。撮像した画像をコンソール上の Viewer で開き、Fig. 4a に示すように測定間隔が 45° 以下となるように 4 カ所のファントム直径を測定した。続いて同撮像条件で Magphan を撮像し、Fig. 4b のように Magphan を ARTISCAN で解析した際の直径と比較を行った。ARTISCAN の自動解析では、ハフ変換によってファントム輪郭を抽出し、ファントムの中心を認識し、ファントム中心を通る線を 4 本引き、それぞれプロファイルを取得し、その半値幅を直径として測定した。NEMA 法ではファントムに大きな歪みが生じた際に、ファントム中心の認識が困難となるため、オフセンタでの歪みの測定が難しくなる。

Fig. 4 Line segment setting method for measurement of inner diameter distance.
 (a) Setting of inner diameter distance used for distortion analysis by using NEMA method and ACR phantom.
 (b) Setting of inner diameter distance used for distortion analysis by using ARTISCAN and Magphan phantom.

Table 1 Imaging sequences with MRI system

	T ₁ WI 3D FSPGR	T ₂ WI 3D Cube	T ₂ WI 2D FSE
FOV (mm)	260	260	260
TR (ms)	8.5	3000	4296
TE (ms)	3.9	102	102
slice thickness (mm)	1.4	2.0	3.0
Number of slices (slices)	172	60	34
ETL	–	100	11
Matrix (frequency*phase)	288 * 192	320 * 320	320 * 256
Freq. direction	RL	RL	RL
Bandwidth (Hz/pixel)	25.00	35.71	31.25
3D geometry collection	+	–	–

そのため NEMA 法と ARTISCAN の比較は静磁場中心でのみ行った。

1-2 幾何学的歪みの経時的な変化の測定

上述のように axial, sagittal, coronal の 3 断面の画像を用いて Magphan のセットアップを行い、撮像を行った。撮像には当院の頭部および前立腺用のプロトコルで用いているシーケンスを使用した。頭部の撮像に使用する T₁WI 3D fast spoiled gradient echo (FSPGR)、前立腺の撮像に使用する T₂WI 2D fast spin echo (FSE)、T₂WI 3D variable refocusing flip angle fast spin echo; Cube (FSE Cube) を使用した。撮像パラメータを Table 1 に示す。3D シーケンスにはベンダから提供されている 3D geometry correction を用いることができるため、T₁WI 3D FSPGR に併用した。3D geometry correction は GE Healthcare 社の装置に内蔵されている歪み補正アルゴリズムである。傾斜磁場の非直線性により、ある信号の位置にはズレが生じるが、そのズレ量が理想的な位置に対してどの

程度であるかを予測し、補正することで歪みを補正するという歪み補正法である¹⁰⁾。

静磁場中心での撮像の後、ファントム内の歪み測定位置を基準として、Fig. 3a に示すように体軸方向ガントリ側 (S 方向) に 5 cm 間隔で 15 cm までファントムをオフセンタさせて静磁場中心と同様の撮像を行った。更に寝台上に方眼紙を置き、ファントム中心を基準として Fig. 3a に示す左右方向両側に 5 cm 間隔で 15 cm までファントムをオフセンタさせて静磁場中心と同様の撮像を行った。なお、ファントムを移動させるごとに再度ファントムのセットアップを行った。これらオフセンタでの撮像は T₂WI 2D FSE と T₁WI 3D FSPGR で行い、静磁場中心および CT の撮像結果との比較により、オフセンタでの幾何学的歪みの変化を観察した。これらすべての撮像を週に 1 度の頻度で半年間にわたり実施し、経時的な歪みの変化について評価した。

更に撮影で得られた CT、MR 画像を ARTISCAN で解析を行った。

Table 2 Results of mean value of geometrical distortion and mean diameter error of all measurement period for each sequence at static magnetic field

	Mean geometrical distortion (%)	SD of geometrical distortion (%)	Mean diameter error (mm)	SD of mean diameter error (mm)
CT	-0.06	—	-0.11	—
T ₁ WI 3D FSPGR	-0.24	0.06	-0.46	0.11
T ₂ WI 3D FSE Cube	-0.10	0.08	-0.19	0.15
T ₂ WI 2D FSE	-0.21	0.06	-0.40	0.11

Fig. 5 Results of changes in geometrical distortion and mean diameter error during measuring period for each sequence at static magnetic field. Changes in geometrical distortion are shown in images (a), Changes in mean diameter error in images (b).

Magphan を撮影すると Fig. 4b に示すような Axial 断面の画像が得られる。今回はこの断面の画像を用いて幾何学的な歪みを測定した。まず CT, MRI で撮影した各画像上で, Fig. 4b のように Magphan の直径を 4 カ所のファントム直径の測定により求めた。求めた 4 カ所の直径と公称値を用いて以下の式により幾何学的歪み率 (Geometrical distortion) と径誤差 (Mean Diameter error) を算出した。

$$\text{Geometrical distortion}(\%) = \frac{\varphi_{\text{mean}} - \varphi_{\text{actual}}}{\varphi_{\text{mean}}} \times 100 \quad \cdots (1)$$

$$\text{Mean Diameter error (mm)} = \varphi_{\text{mean}} - \varphi_{\text{actual}} \quad \cdots (2)$$

Magphan の直径の公称値を φ_{actual} , 4 カ所の測定値の平均を φ_{mean} とした。歪みに関しては AAPM の task group (TG) 1 Report NO 100⁸⁾ で放射線治療計画用 MRI としての許容値を上記の式 (1), (2) を用いた値でそれぞれ 2.0%, 2.0 mm と定められている。ARTISCAN の自動解析にて計測される値は上記の式 (1), (2) とは計算式が異なるため, この許容値と測定値の比較ができるように今回はファントム直径の測定のみを ARTISCAN で行い, 各評価指標の算出は上記の式 (1), (2) を用いて行った。また, 測定期間中の値

の経時的な変化を表す指標として, 幾何学的歪み率と径誤差の標準偏差を求めた。

2. 結果

2-1 ARTISCAN の解析精度の評価

一般的な測定方法である NEMA 法でのファントム直径は, 4 カ所すべてで 189.5 mm, 幾何学的歪み率 -0.26% であった。一方, Magphan での測定結果は, ファントム直径が最大 190.06 mm, 最小 189.35 mm, 平均 189.83 mm, 幾何学的歪み率が -0.09% であった。それぞれの測定方法でのファントム直径の差は最大 0.56 mm, 幾何学的歪み率で 0.17% となった。

2-2 幾何学的歪みの経時的な変化の評価

Table 2 に静磁場中心でのすべての撮像条件における歪み率および径誤差の全期間の平均値と標準偏差, ならびに CT との比較結果を, Fig. 5 に静磁場中心における各撮像条件での歪み率および径誤差の全測定データを示す。Table 2 より, 静磁場中心においてはいずれのシーケンスでもファントムサイズの縮小がみられ, T₁WI 3D FSPGR のとき最大で歪み率: -0.24%, 径誤差: -0.46 mm であった。また, 歪み率と径誤差の

Table 3 Results of mean value of geometrical distortion and mean diameter error of all measurement period for T₂ WI 2D FSE at off-center position

	Mean geometrical distortion (%)	SD of geometrical distortion (%)	Mean diameter error (mm)	SD of mean diameter error (mm)
CT	-0.06	-	-0.11	-
center (T ₂ WI 2D FSE)	-0.23	0.04	-0.43	0.07
S 5 cm offset*	-0.13	0.03	-0.24	0.07
S 10 cm offset*	0.01	0.04	0.02	0.08
S 15 cm offset*	0.60	0.04	1.15	0.08
R 5 cm offset*	-0.17	0.04	-0.32	0.07
R 10 cm offset*	-0.03	0.04	-0.06	0.08
R 15 cm offset*	0.46	0.38	0.88	0.72
L 5 cm offset*	-0.24	0.05	-0.45	0.09
L 10 cm offset*	-0.26	0.04	-0.49	0.08
L 15 cm offset*	-0.59	0.31	-1.11	0.57

*Acquisition data of T₂WI 2D FSE.

S: superior direction, R: right direction, L: left direction

Table 4 Results of mean value of geometrical distortion and mean diameter error of all measurement period for T₁ WI 3D FSPGR at static magnetic field

	Mean geometrical distortion (%)	SD of geometrical distortion (%)	Mean diameter error (mm)	SD of mean diameter error (mm)
CT	-0.06	-	-0.11	-
Center (T ₁ WI 3D FSPGR)	-0.24	0.06	-0.46	0.11
S 5 cm offset*	-0.05	0.04	-0.09	0.07
S 10 cm offset*	0.05	0.03	0.09	0.06
S 15 cm offset*	0.13	0.05	0.24	0.10
R 5 cm offset*	-0.21	0.05	-0.40	0.10
R 10 cm offset*	-0.05	0.04	-0.10	0.07
R 15 cm offset*	1.02	0.05	1.96	0.10
L 5 cm offset*	-0.24	0.04	-0.46	0.08
L 10 cm offset*	-0.27	0.04	-0.51	0.08
L 15 cm offset*	-0.87	0.04	-1.63	0.08

*Acquisition data of T₁WI 3D FSPGR.

S: superior direction, R: right direction, L: left direction

標準偏差は、T₂ WI 3D FSE Cube のとき最大となり、歪み率の標準偏差：0.08%，径誤差の標準偏差：0.15 mm であった。Figure 5 より各測定データでみると、T₂ WI 2D FSE のとき最大で、歪み率：-0.36%，径誤差：-0.68 mm であった。

続いて Table 3 にオフセンタにおける T₂ WI 2D FSE のときの歪み率および径誤差の全期間の平均値と標準偏差を、Table 4 にオフセンタにおける T₁ WI 3D FSPGR のときの歪み率および径誤差の全期間の平均値と標準偏差を、Fig. 6 に体軸方向へのオフセンタにおける両シーケンスでの歪み率、径誤差の全測定

データを、Fig. 7 に左右方向オフセンタにおける両シーケンスでの歪み率、径誤差の全測定データを示す。Table 3, 4 より、いずれのシーケンスでもオフセンタでは体軸方向、左右方向ともにオフセット量が大きくなると、体軸方向および右方向ではファントムの拡大傾向が、左方向ではファントムの縮小傾向がみられた。オフセット量 10 cm 以下における全期間の平均値は、T₁ WI 3D FSPGR での L10 のときに最大で歪み率：-0.27%，径誤差：-0.51 mm であった。また、歪み率と径誤差の標準偏差は、T₁ WI 3D FSPGR における R5 のとき、最大で歪み率の標準偏差：0.05%，径誤

Fig. 6 Results of changes in geometrical distortion and mean diameter error during measuring period for each sequence at off-center of superior direction.

Changes in geometrical distortion and mean diameter error for T_2 WI 2D FSE are shown in images (a, b). Changes in geometrical distortion and mean diameter error for T_1 WI 3D FSPGR are shown in images (c, d).

Fig. 7 Results of changes in geometrical distortion and mean diameter error during measuring period for each sequence at off-center of right-left direction.

Changes in geometrical distortion and mean diameter error for T_2 WI 2D FSE are shown in images (a, b). Changes in geometrical distortion and mean diameter error for T_1 WI 3D FSPGR are shown in images (c, d).

差の標準偏差: 0.10 mm であった。更に Fig. 6, 7 より、測定期間中の各データでファントム実サイズからの変化をみると、 T_1 WI 3D FSPGR における L10 のとき、最大で歪み率: -0.38%, 径誤差: -0.72 mm であった。オフセット量が 15 cm となると歪みは大きくなり、Table 3, 4 より、全期間の平均値で T_1 WI 3D FSPGR での R15 のときに最大で、歪み率: +1.02%, 径誤差: +1.96 mm となった。また、歪み率と径誤差の標準偏差も大きくなり、 T_2 WI 2D FSE における R15 のとき、最大で歪み率の標準偏差: 0.38%, 径誤差の標準偏差: 0.72 mm となった。更に Fig. 6, 7 より、測定期間中の各データでは T_1 WI 3D FSPGR での R15 のときに最大で歪み率: +1.15%, 径誤差: +2.22 mm の増大となった。

3. 考 察

はじめに、ARTISCAN の解析は、1-1 で先述したような測定法を用いているため、ファントムの形の変化に対応して中心位置の認識はできていたと考えられた。また、ARTISCAN の自動解析で測定された 4 カ所の測定値の平均と NEMA 法に準じた測定結果とを比較すると、ファントム直径で +0.33 mm、幾何学的歪み率で +0.17% と差は小さかった。このことより、Magphan を ARTISCAN で自動解析する本評価法は NEMA 法と差がほとんどないことを確認した。

今回用いた撮像シーケンスの違いによる歪みの変化について、静磁場中心では結果に大きな差はみられなかった。一般的には、エコーの収集に傾斜磁場の高速なスイッチングを用いる gradient echo (GRE) 系のシーケンスの方が、 180° パルスを用いる SE 系に比べて、歪みの原因となる磁場不均一や渦電流の影響が大きくなりやすいといわれているが¹¹⁾、今回の結果をみるとボア中心ではその差が小さいと考えられた。

オフセンタでの撮像では、今回用いた両撮像シーケンスともにオフセット量が大きくなるにつれ、体軸方向では静磁場中心と比較して徐々にファントム径が大きくなった。左右方向ではオフセット量が 15 cm となると、歪みが更に大きくなった。MRI の歪みの原因となる磁場不均一や傾斜磁場の非直線性は、静磁場中心から離れるほど悪化することが一般的に知られている⁶⁾。本検討から得られた歪みの大きさの傾向もこの傾向と一致しており、オフセンタにおいて歪みが大きくなった原因として磁場の不均一と傾斜磁場の非直線性が考えられた。また、本検討の目的である経時的な変化についてみてみると、体軸方向へオフセンタしたときは、静磁場中心と比較して、歪み率と径誤差の標準偏差に大きな変化はなく、経時的な変化はみられな

かった。一方、左右方向では、15 cm オフセンタしたときに T_2 WI 2D FSE での歪み率と径誤差の標準偏差の値が、他のシーケンスでの標準偏差の値と比較して大きくなり、経時的な変化が大きくなっていた。先述したように ARTISCAN での解析法の特徴上、ファントムの形の変化に対応して中心位置の認識はできていたと考えられ、ARTISCAN の解析精度についても NEMA 法と差は小さく、これらのことより ARTISCAN における自動解析は再現性よく行えていたと考えられた。本検討ではオフセンタの撮像は SE 系のシーケンスである T_2 WI 2D FSE と GRE 系のシーケンスである T_1 WI 3D FSPGR の 2 種類の撮像シーケンスで実施した。先述のように GRE 系のシーケンスでは 180° パルスを用いる SE 系に比べて、歪みの原因となる磁場不均一や渦電流の影響が大きくなりやすいといわれているため、今回ベンダから提供されている歪み補正アルゴリズムである 3D geometry correction を併用した。このアルゴリズムは 3D 撮像シーケンスのみにしか用いることができないため T_2 WI 2D FSE には用いていない。この補正アルゴリズムの効果を Torfeh ら⁶⁾ は検討しており、axial 撮像面内において歪みが大幅に改善されていることがわかる。更に今回の結果で T_2 WI 2D FSE と比較して T_1 WI 3D FSPGR での経時的な変化が小さくなっていたことを考えると、この補正アルゴリズムによる補正効果が要因となって経時的な変化が小さくなっていた可能性も示唆された。また、Wyatt ら⁹⁾ は 3D の歪み補正アルゴリズムを用いたシーケンスでファントムを複数回セットアップし直した際の測定の再現性を検討しているが、その中で撮像ごとのシミングやファントムのセットアップが全く同一にはならないことを測定値の変化の原因として挙げている。今回の検討とは用いている装置や撮像シーケンスに違いはあるものの、Wyatt ら⁹⁾ の報告では、すべての撮像シーケンスで、外れ値としている値を除けば測定値の変化は非常に小さく、ここからも補正アルゴリズムが、経時的な変化の要因となりうる撮像ごとのシミングの違いなどを補正している可能性があると考えられた。以上のことより、左右 15 cm オフセンタしたときの T_2 WI 2D FSE でみられた経時的な変化の原因は、測定方法や解析方法が原因となっているわけではなく、シミングなどの測定ごとの装置性能の変化と考えられ、歪み補正アルゴリズムがその影響を小さくしていた可能性があると考えられた。

全測定期間中でみられた最大のエラーは、右方向へ 15 cm オフセットしたときにみられ、ファントム径で +2.22 mm であった。AAPM Report NO 100⁸⁾ では実

際ファントム径と比較して歪み率で2.00%、径誤差で2.00 mm以内の誤差を治療計画用MRIに要求しているが、その測定範囲についてはFOV全体としか記されていない。本検討では左右方向への移動量をファントム中心の移動量としているため、実際には左右10 cm オフセンタでボア中心から19.5 cm、15 cm オフセンタでは24.5 cm までの範囲を測定した結果となっている。Walker ら¹²⁾は治療計画体位でのCT画像より、頭頸部や前立腺、肺、乳房など、横断面内でのさまざまな解剖学的構造物の位置をボア中心からの距離で算出し、測定した歪みの位置関係との比較検討をしており、それによると乳房以外の構造物はボア中心から20 cm 以内に存在している。これらのことを踏まえて今回の測定結果をみると、ボア中心から左右20 cm までの範囲ではAAPMの許容値を満たしていた。

以上のことより、幾何学的歪みの経時的な変化の把握において、静磁場中心での評価より、経時的な変化が大きくなったオフセンタでの評価がより重要であると考えられた。そして、Torfeh ら⁶⁾やWalker ら¹²⁾の報告にもあるように、オフセンタにおいてはシーケンスによって歪みの大きさが変化するという報告もあるため、自施設で使用するシーケンスでのオフセンタも含めた評価が必要と考えられた。そして、治療計画用MRIとしての幾何学的歪みに関するQAは、オフセンタでの評価も含めて定期的に行い、定めた許容値を超える歪みが生じるかどうかを管理していく必要があると示唆された。

最後に、本研究のリミテーションとして、以下に示すことが挙げられる。まず一つ目として、今回使用したMagphanはさまざまな画像特性を測定するために複数の測定モジュールが挿入されているため、歪みを測定する部分もファントム内の一部分となっている。そのため、オフセンタ測定の際はファントムを再設置の必要性があり、本実験ではI方向ならびに、ファントム再設置の際の位置再現性を担保することの困難さからAP方向のオフセンタ評価を行っていない。また、二つ目として、ARTISCANの解析精度の検討に

て、ファントムに歪みが生じた際にNEMA法ではファントム中心を通るような内径測定が困難となるため、静磁場中心のみでの検討結果となっていることが挙げられる。オフセンタでは歪みが大きくなるため、本来であればオフセンタでも解析精度の検討を行うことが望ましいと考える。そして最後に、近年可能になったMRI only simulationなど、視野辺縁までの歪みのない画像が要求される場合には局所的な評価も含めた更なる検討が必要になると思われる¹³⁾。

4. 結 語

今回の測定結果よりARTISCANを用いたファントム径の測定は、4カ所の測定値の平均でNEMA法と比較すると、ファントム直径で0.33 mm、幾何学的歪み率で0.09%であり、その差は小さかった。10 cmのオフセンタ(ボア中心から19.5 cmの範囲)では、径誤差ならびに歪み率においてAAPM Report NO 100の許容値を超えるエラーがみられなかったが、左右方向15 cmのオフセンタ(ボア中心から24.5 cmの範囲)では、オフセンタ評価に用いたT₂WI 2D FSEおよびT₁WI 3D FSPGRのどちらのシーケンスにおいても測定結果の経時的変化が大きくなり、一部許容値を超える歪みが生じていた。そのため幾何学的歪みに関する装置のQAは、定期的に行う必要があり、歪みが許容値を超えないか確認していく必要があると示唆された。また、治療対象となる解剖学的構造物のボア中心からの距離と歪みの関係性も、MR画像を治療計画に用いる上では重要となるため、オフセット量と歪みの関係性も把握しておく必要がある。

本研究の要旨は第46回日本放射線技術学会秋季学術大会(2018年、仙台)にて発表した。

利益相反

筆頭著者および共著者全員に開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) 森 美雅. 定位放射線治療の求められる画像. 日独医報 2014; 59(2): 81-95.
- 2) Wang K, Mullins BT, Falchook AD, et al. Evaluation of PET/MRI for tumor volume delineation for head and neck cancer. *Front Oncol* 2017; 7: 8.
- 3) Wang D, Doddrell D, Cowin G. A novel phantom and method for comprehensive 3-dimensional measurement and correction of geometric distortion in magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 2004; 22(4): 529-542.
- 4) Janke A, Zhao H, Cowin GJ, et al. Use of spherical harmonic deconvolution methods to compensate for nonlinear gradient effects on MRI images. *Magn Reson Med* 2004; 52(1): 115-122.
- 5) Pappas EP, Alshanqity M, Moutsatsos A, et al. MRI-related geometric distortions in stereotactic radiotherapy treatment planning: evaluation and dosimetric impact. *Technol Cancer*

- Res Treat 2017; 16(6): 1120-1129.
- 6) Torfeh T, Hammoud R, Perkins G, et al. Characterization of 3D geometric distortion of magnetic resonance imaging scanners commissioned for radiation therapy planning. Magn Reson Imaging 2016; 34(5): 645-653.
 - 7) 西尾禎治, 河野良介, 森慎一郎, 他. X 線治療計画システムに関する QA ガイドライン. 医学物理 2008; 27(Suppl 6).
 - 8) Edward F, Michael J, Dick J, et al. Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities. AAPM report No.100. 2010.
 - 9) Wyatt J, Hedley S, Johnstone E, et al. Evaluating the repeatability and set-up sensitivity of a large field of view distortion phantom and software for magnetic resonance-only radiotherapy. Phys Imaging Radiat Oncol 2018; 6: 31-38.
 - 10) Glover GH, Pelc NJ. Method for correcting image distortion due to gradient nonuniformity. United States Patent 1983.
 - 11) 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.
 - 12) Walker A, Liney G, Metcalfe P, et al. MRI distortion: considerations for MRI based radiotherapy treatment planning. Australas Phys Eng Sci Med 2014; 37(1): 103-113.
 - 13) Kerkmeijer LGW, Maspero M, Meijer GJ, et al. Magnetic resonance imaging only workflow for radiotherapy simulation and planning in prostate cancer. Clin Oncol 2018; 30(11): 692-701.