臨床技術

前立腺がん IMRT の治療計画における金属マーカの線量分布および線量評価指標への影響

福永淳一¹ 有村秀孝² 梅津芳幸¹ 大石 歩³ 廣瀬貴章¹論文受付
2014 年 4 月 8 日論文受理
2014 年 10 月 13 日

Code No. 431

¹ 九州大学病院医療技術部放射線部門² 九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野³ 久留米大学病院画像診断センター

緒言

強度変調放射線治療 (intensity modulated radiation therapy: IMRT) では、標的周辺に急峻な線量勾配を形成でき、リスク臓器への線量を減らすことが可能である¹⁾。特に、前立腺がん治療では、膀胱と直腸への線量を減らすことができる。一方、IMRT を治療計画に従って実行するためには、治療時における標的位置の不確定度を可能な限り減らす必要がある。そこで、近年照射直前または、治療中の 2 方向の X 線画像や cone beam computed tomography (CBCT) などを用いた

画像誘導放射線治療 (image guided radiation therapy: IGRT)²⁾ が積極的に行われるようになってきた^{3,4)}。IGRT では、腫瘍の位置を認識するために金属マーカが使われることがある。つまり、腫瘍や腫瘍近傍に高原子番号の金属マーカ (例: 金) を留置し、より高精度な位置合わせが可能^{5,6)} となっている。しかし、高原子番号の金属マーカを含めた状態での治療計画において線量分布の不確定度が増加する可能性がある^{7,8)}。

羽原らは、肺がんの定位放射線治療において肺腫瘍付近に金属マーカを留置した場合に、金属マーカが線

Investigation of the Influence of Metal Markers on Dose Distributions and Dose Evaluation Indices in Intensity Modulated Radiation Therapy Plans for Prostate Cancer

Junichi Fukunaga,^{1*} Hidetaka Arimura,² Yoshiyuki Umezu,¹ Ayumu Ohishi,³ and Taka-aki Hirose¹¹ Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital² Division of Medical Quantum Science, Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University³ Diagnostic Imaging Center, Kurume University Hospital

Received April 8, 2014; Revision accepted October 13, 2014

Code No. 431

Summary

The aim of this study was to evaluate the influence of metal markers on dose distributions and dose evaluation indices in intensity modulated radiation therapy (IMRT) plans for prostate cancer. The dose distribution calculation in the prostate IMRT was performed in a virtual phantom with and without insertion of the metal markers. The deviations of $D_{\max}$, $D_{\min}$, homogeneity index (HI), D_{mean} , D_2 , D_{98} , and D_{95} of clinical target volume (CTV) and planning target volume (PTV) were obtained for estimation of the influence on the dose evaluation indices. Analytical anisotropic algorithm (AAA) and Acuros external beam (AXB) algorithms were employed for calculating the dose distributions. There were no deviations in any dose evaluation indices in dose distributions calculated by using AAA, whereas the maximum deviations for CTV and PTV by using AXB were +7.93% and +6.43% for $D_{\max}$, -16.61% and -1.77% for $D_{\min}$, +29.46% and +8.34% for HI, +0.15% and +0.02% for D_{mean} , +1.50% and +0.24% for D_2 , respectively. Additional data were -0.20% in D_{98} (CTV) and -0.27% in D_{95} (PTV). This study suggests that local dose changes, which were produced around metal markers, affected dose distributions and the dose evaluation indices.

Key words: metal markers, prostate cancer, intensity modulated radiation therapy (IMRT), image guided radiation therapy (IGRT), dose calculation algorithm

*Proceeding author

Fig. 1 A virtual phantom with metal markers.

量分布に与える影響を研究した⁷⁾。その結果、肺野内の金属マーカ付近の線量分布計算において、線量分布計算アルゴリズムに物理モデルベースの *superposition* 法を使用した場合、X 線または電子の後方散乱、前方散乱、側方散乱などによるオーバーシュートやアンダーシュートを正しく計算できない可能性があることが報告⁷⁾した。更に、Monte Carlo (MC) simulation を用いて詳細に調べた結果、金属マーカの散乱線によるオーバーシュートやアンダーシュートが、腫瘍組織への線量不足やリスク臓器への線量増加につながる事が考えられるため、金属マーカと腫瘍との間の距離を 5 mm 以上離すべきであると指摘した⁷⁾。

しかし、前立腺がんの IMRT において金属マーカを前立腺腫瘍内に留置した場合に、金属マーカが線量分布と線量評価指標に与える影響は研究されていない。前立腺がん IMRT に金属マーカを用いる場合、ターゲットとなる前立腺内に金属マーカを留置するため、金属による散乱線の影響を回避することはできないと考えられる。更に、金属マーカのサイズを選択する際の基礎データとなる、線量分布と線量評価指標に対する金属マーカのサイズの依存性も研究する必要がある。そこで、本研究では前立腺がん IMRT の治療計画における腫瘍内金属マーカの線量分布および線量評価指標への影響を研究することを目的とした。更に、6 種類のサイズのコイル状の金属マーカを想定し、金属マーカサイズによる線量評価指標への依存性を調べた。また、二つの異なる線量分布計算アルゴリズム [analytical anisotropic algorithm (AAA)^{9, 10)} と Acuros external beam (AXB)^{11, 12)}] を用いて、金属マーカ付近の線量分布および線量評価指標への影響も研究した。

Fig. 2 A virtual phantom with a CTV, PTV, rectum, and metal markers.

1. 方法

1-1 研究材料

本研究は、当院の倫理審査委員会の承認を得て行い、臨床データの使用については、データを匿名化し個人情報が含まれないように配慮した。

本研究はシミュレーション研究であり、三つの金属マーカを配置した 30×12×20 cm³ の水ファントム (物質密度: $\rho=1.0068$ g/cm³, 相対電子密度: $\rho_e=1.0049$) を、Varian Medical Systems 社製放射線治療計画装置 (radiation treatment planning system: RTPS, Eclipse Ver.10.0.28) 上で、仮想ファントムとして作成した。Fig.1 に研究に用いた仮想ファントムを示す。今回使用した金属マーカの物質として、Eclipse で使用できる最も高密度の stainless steel (物質密度: $\rho=8.0000$ g/cm³, 相対電子密度: $\rho_e=7.4731$) を選択した。金属マーカサイズとして、コイル状の形状を想定した 6 種類を想定し、0.5 mm, 0.75 mm, 1.1 mm の直径と 5 mm, 10 mm の長さを組み合わせることで作成した。金属マーカの重心位置を (x, y, z) = (0.0 cm, +1.2 cm, +1.0 cm), (1.0 cm, -1.2 cm, 0.0 cm), (-1.0 cm, 0.0 cm, -1.0 cm) (仮想ファントムの幾何学的中心を原点) に配置した。

リニアック装置として、Varian Medical Systems 社製 Clinac 21EX の 10 MV X 線を使用し、臨床標的体積 (clinical target volume: CTV) を前立腺のみ、CTV に背側のみ 5 mm, それ以外を 8 mm のマージンとした計画標的体積 (planning target volume: PTV) の平均線量に対して 76 Gy/38 fraction, ガントリ角度は 0°, 51°, 102°, 153°, 204°, 255°, 306° の 7 門照射を行った 10 症例の前立腺 IMRT プランについて検討を行った。この 10 症例の前立腺 IMRT プランを金属マーカ非挿入時の仮想ファントムと金属マーカ挿入時の 6 種類の仮想ファントム上にて再計算を行った。Fig. 2 に 1 症例の

CTV, PTV, 直腸の輪郭データと金属マーカを配置した仮想ファントムを示す. 計算グリッドサイズは最小の $1.0 \times 1.0 \times 1.0$ mm とし, 線量計算アルゴリズムは AAA と AXB を使用した. AXB による線量分布を検討した理由は, 物質中の粒子の挙動(輸送や相互作用)を線形ボルツマン輸送方程式¹³⁾によってモデリングするため, 高原子番号の金属が存在する対象(ファントムまたは患者データ)に使用した場合, MC と同等の計算精度であるとの報告⁸⁾があるためである.

1-2 線量評価指標の比較

それぞれの線量計算アルゴリズムにおいて金属マーカ非挿入時に対する挿入時の CTV と PTV における線量評価指標の変化率を求めた.

金属マーカ非挿入時に対する挿入時の線量評価指標の変化率(%) (deviation of dose evaluation index: DDI) は次式によって算出した.

$$DDI = \frac{(\text{挿入時の線量評価指標} - \text{非挿入時の線量評価指標})}{\text{非挿入時の線量評価指標}} \times 100 \quad \dots\dots\dots (1)$$

線量評価指標として CTV, PTV 内の最大線量 ($D_{\max}$), 最小線量 ($D_{\min}$), 線量均一性の指標である homogeneity index (HI), 平均線量 (D_{mean}), 体積の 2% に処方される線量 (D_2), CTV の体積の 98% に処方される線量 (D_{98}), PTV の体積の 95% に処方される線量 (D_{95}) とし, それぞれの項目における変化率を求めた.

HI については次式によって算出した.

$$HI = \frac{D_{\max}}{D_{\min}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで, $D_{\max}$ と $D_{\min}$ はそれぞれ CTV, PTV 内の最大線量, 最小線量である. HI は 1.0 に近いほど線量均一性が高くなる.

1-3 MC による線量分布計算精度の評価

1-3-1 水ファントム中における線量分布計算精度の検証

水ファントム中における AAA と AXB を使用した線量分布計算精度の検証として, 水ファントム中の MC による線量分布計算と PTW 社製 31002 円筒形 0.125 cc 電離箱を使用した実測の深部量百分率 (percent depth dose: PDD) と深さ 10 cm における X 軸の線量プロファイル (off center ratio: OCR) について比較を行った. MC 計算には, EGSnrc/BEAMnrc コード^{14, 15)} と EGSnrc/DOSXYZnrc コード¹⁶⁾を用いた. MC 計算は, Clinac 21EX の 10 MV X 線についてモデリングし

たビームデータを用いて行った. MC 計算の PDD と OCR のコミッショニングにおいては, 実測との差が 2% 以内で一致するようターゲットに入射する電子のエネルギーと強度分布を調整した. 計算条件は, 仮想ファントムとして $30 \times 12 \times 30$ cm³ の水ファントム, 線源-ファントム表面間距離 (source-surface distance: SSD) 100 cm, ガントリ角度 0°, 10 MV X 線, 照射野 10×10 cm², RTPS の計算グリッドサイズは $1.0 \times 1.0 \times 1.0$ mm, MC 計算におけるボクセルサイズは計算時間を考慮し, $2.0 \times 2.0 \times 2.0$ mm とした. MC 計算において電子と光子のカットオフエネルギーである electron cut off energy (ECUT) と photon cut off energy (PCUT) を, それぞれ 0.7 MeV と 0.01 MeV とした. ターゲットへの入射電子数は 3×10^8 個とし, MC の結果に対する統計誤差が 1% 以下となるようにヒストリー数を 10×10^{10} とした.

1-3-2 水ファントム中の金属マーカ周辺における線量分布計算精度の評価

水ファントム中の金属マーカ周辺における AAA と AXB を使用した線量分布計算精度の評価として, AAA と AXB と MC による線量分布計算を行い, PDD と深さ 10 cm における X 軸の OCR の比較を行った. 計算条件は, 仮想ファントムとして $30 \times 12 \times 30$ cm³ の水ファントムの中心で 10 cm 深に直径 0.5 mm, 0.75 mm, 1.1 mm, 長さ 10 mm である金属マーカ (stainless steel: 物質密度 $\rho = 8.0000$ g/cm³) を 1 個配置し, SSD 100 cm, ガントリ角度 0°, 10 MV X 線, 照射野 10×10 cm², RTPS の計算グリッドサイズは, $1.0 \times 1.0 \times 1.0$ mm とした. MC 計算における金属マーカ周囲 2 cm のボクセルサイズは金属マーカサイズを考慮し, $0.5 \times 0.5 \times 0.5$ mm と $0.125 \times 0.125 \times 0.125$ mm と $0.3 \times 0.3 \times 0.3$ mm の組み合わせとし, 周囲 2 cm 以外は $2.0 \times 2.0 \times 2.0$ mm とした.

PDD において, 金属マーカ非挿入時に対する挿入時の各深さにおける線量の変化率(%) (deviation of dose: DD) は次式によって算出した.

$$DD = \frac{(\text{挿入時の線量} - \text{非挿入時の線量})}{\text{非挿入時の線量}} \times 100 \quad \dots (3)$$

2. 結果

2-1 線量評価指標の比較

1 症例の前立腺 IMRT プランにおける金属マーカ非挿入時と挿入時の AAA と AXB の線量分布図を Fig. 3, 4 に示す. Fig. 3 をみると, AAA による線量分布計算では, 金属マーカ付近の線量分布に変化がみられな

Fig. 3 Dose distributions calculated by using an AAA algorithm: (a) without metal markers and (b) with metal markers.

Fig. 4 Dose distributions calculated by using an AXB algorithm: (a) without metal markers and (b) with metal markers.

かった。しかし、Fig. 4 をみると、AXB による線量分布計算では、金属マーカ付近の線量分布に変化がみられた。また、前立腺 IMRT プランにおける AAA と AXB の金属マーカ非挿入時に対する挿入時の CTV, PTV 内の D_{max} , D_{min} , HI の 10 症例の変化率の平均値を金属マーカサイズ別に Table 1, 2 に示す。AAA における CTV, PTV 内の D_{max} , D_{min} , HI の変化率は、すべての金属マーカサイズにおいて 0.00% であった。

AXB における CTV 内の D_{max} , D_{min} , HI の最大の変化率は、それぞれ +7.93%, -16.61%, +29.46% で、金属マーカの直径が 0.75 mm, 1.1 mm, 長さ 10 mm のときであり、最小の変化率は、それぞれ +7.37%, -16.32%, +28.57% で、金属マーカの直径が 0.5 mm, 長さ 5 mm のときであった。また、PTV 内の D_{max} , D_{min} , HI の最大の変化率は、それぞれ +6.43%, -1.77%, +8.34% で、金属マーカの直径が 0.75 mm, 1.1 mm,

長さ 10 mm のときであり、最小の変化率は、それぞれ +5.87%, -1.56%, +8.01% で、金属マーカの直径が 0.5 mm, 長さ 5 mm のときであった。AXB における金属マーカサイズの違いによる CTV, PTV 内の D_{max} , D_{min} , HI の変化率を Steel-Dwass による多重比較検定を行った結果、有意差はみられなかった ($p > 0.05$)。

また、CTV, PTV 内の D_{mean} , D_2 , D_{98} , D_{95} の 10 症例の変化率の平均値を金属マーカサイズ別に Table 3, 4 に示す。AAA における CTV, PTV 内の D_{mean} , D_2 , D_{98} , D_{95} の変化率は、すべての金属マーカサイズにおいて 0.00% であった。

AXB における CTV 内の D_{mean} , D_2 , D_{98} の最大の変化率は、それぞれ +0.15%, +1.50%, -0.20% で、金属マーカの直径が 0.75 mm, 1.1 mm, 長さ 10 mm のときであり、最小の変化率は、それぞれ +0.05%, +0.6%, -0.12% で、金属マーカの直径が 0.5 mm, 長さ 5 mm

Table 1 Deviation of $D_{\max}$, $D_{\min}$, and HI in CTV with an AAA and an AXB algorithm

marker length (mm)		$D_{\max}$ (%)			$D_{\min}$ (%)			HI (%)		
		marker diameter (mm)			marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
		0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AAA	10	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	5	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

marker length (mm)		$D_{\max}$ (%)			$D_{\min}$ (%)			HI (%)		
		marker diameter (mm)			marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
		0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AXB	10	+7.80	+7.93	+7.93	-16.60	-16.61	-16.61	+29.32	+29.46	+29.46
	5	+7.37	+7.75	+7.61	-16.32	-16.33	-16.34	+28.57	+28.63	+28.67

Table 2 Deviation of $D_{\max}$, $D_{\min}$, and HI in PTV with an AAA and an AXB algorithm

marker length (mm)		$D_{\max}$ (%)			$D_{\min}$ (%)			HI (%)		
		marker diameter (mm)			marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
		0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AAA	10	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	5	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

marker length (mm)		$D_{\max}$ (%)			$D_{\min}$ (%)			HI (%)		
		marker diameter (mm)			marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
		0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AXB	10	+6.31	+6.43	+6.43	-1.59	-1.77	-1.77	+8.13	+8.34	+8.34
	5	+5.87	+6.03	+6.11	-1.56	-1.67	-1.67	+8.01	+8.04	+8.12

Table 3 Deviation of D_{mean} , D_2 , and D_{98} in CTV with an AAA and an AXB algorithm

marker length (mm)		D_{mean} (%)			D_2 (%)			D_{98} (%)		
		marker diameter (mm)			marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
		0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AAA	10	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	5	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

marker length (mm)		D_{mean} (%)			D_2 (%)			D_{98} (%)		
		marker diameter (mm)			marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
		0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AXB	10	+0.12	+0.15	+0.15	+1.12	+1.50	+1.50	-0.20	-0.20	-0.20
	5	+0.05	+0.08	+0.09	+0.60	+0.91	+0.94	-0.12	-0.13	-0.13

のときであった。また、PTV 内の D_{mean} , D_2 , D_{95} の最大の変化率は、それぞれ+0.02%, +0.24%, -0.27%で、金属マーカの直径が 0.75 mm, 1.1 mm, 長さが 10 mm のときであり、最小の変化率は、それぞれ 0.00%, +0.01%, -0.19%で、金属マーカの直径が 0.5 mm, 長さが 5 mm のときであった。

2-2 MC による線量分布計算精度の評価

2-2-1 水ファントム中における線量分布計算精度の検証

水ファントム中における AAA と AXB と MC による計算と電離箱による実測のビーム軸上の PDD の結果を Fig. 5 に、深さ 10 cm における X 軸の OCR の結果を Fig. 6 に示す。各深さにおける PDD において、

Table 4 Deviation of D_{mean} , D_2 , and D_{95} in PTV with an AAA and an AXB algorithm

marker length (mm)		D_{mean} (%)			D_2 (%)			D_{95} (%)		
		marker diameter (mm)			marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
		0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AAA	10	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	5	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

marker length (mm)		D_{mean} (%)			D (%)			D_{95} (%)		
		marker diameter (mm)			marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
		0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AXB	10	+0.01	+0.02	+0.02	+0.18	+0.24	+0.24	-0.23	-0.27	-0.27
	5	0.00	0.00	0.00	+0.01	+0.05	+0.06	-0.19	-0.20	-0.21

Fig. 5 Comparison of a PDD among an AAA algorithm, an AXB algorithm, an MC calculation, and an ion chamber measurement along a beam axis.

Fig. 6 Comparison of an OCR with an AAA algorithm, an AXB algorithm, an MC calculation, and an ion chamber measurement at a 10-cm depth.

電離箱による実測に対する AAA と AXB と MC による計算の差は、ビルドアップ領域を除き $\pm 1\%$ 以内の精度で一致した。また、OCR において、電離箱による実測に対する AAA と AXB と MC による計算の差は、軸外 ± 5 cm 付近を除き $\pm 1\%$ 以内の精度で一致した。

2-2-2 水ファントム中の金属マーカー周辺における線量分布計算精度の評価

水ファントム中の金属マーカー挿入時における AAA と AXB と MC による計算の PDD の結果を Fig. 7 に、深さ 10 cm における X 軸の OCR の結果を Fig. 8 に示す。また、PDD において、ビルドアップピークから深さ 10 cm までと深さ 10 cm から 20 cm までの金属マーカー非挿入時に対する挿入時の各深さにおける線量の最大の変化率とその深さを Table 5, 6 に示す。Fig. 7 をみると、AAA は金属マーカー挿入時において PDD に変化がみられなかった。一方、AXB と MC は金属マーカーによるオーバーシュートやアンダーシュートがみら

れた。また、AXB は MC よりオーバーシュート領域において少し線量を過大評価し、アンダーシュート領域において少し過小評価する結果となり、金属マーカーの直径が大きくなるにつれ、AXB と MC は一致する傾向にあった。Fig. 8 をみると、AAA は金属マーカー挿入時において OCR に変化がみられなかった。一方、AXB と MC は金属マーカーによるオーバーシュートやアンダーシュートがみられ、金属マーカーの側方におけるオーバーシュート領域において、AXB は MC より少し線量を過大評価する傾向にあり、金属マーカーの直径が大きくなるにつれ、AXB と MC は一致する傾向にあった。Table 5 において、ビルドアップピークから深さ 10 cm までの金属マーカー非挿入時に対する挿入時の各深さにおける線量の最大の変化率は、AXB では金属マーカーの直径が 0.5 mm と 1.1 mm で 0.65% の差であり、その深さ位置も 0.01 cm の差で、金属マーカーサイズによりあまり違いがみられなかった。一方 MC

Fig. 7 Comparison of a PDD with an AAA algorithm, an AXB algorithm, and an MC calculation with a metal marker along a beam axis. An inserted figure indicates an enlarged PDD around a metal marker.

Fig. 8 Comparison of an OCR with an AAA algorithm, an AXB algorithm and an MC calculation with a metal marker at a 10-cm depth. An inserted figure indicates an enlarged OCR around a metal marker.

Table 5 Maximum deviation of a PDD and depth of maximum deviation with an AXB algorithm and an MC calculation from a buildup peak to a 10-cm depth

	Deviation (%)			Depth (cm)		
	marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AXB	+15.80	+16.44	+16.45	9.82	9.83	9.83
MC	+9.75	+12.35	+15.76	9.95	9.94	9.92

Table 6 Maximum deviation of a PDD and depth of maximum deviation with an AXB algorithm and an MC calculation from 10-cm to 20-cm depth

	Deviation (%)			Depth (cm)		
	marker diameter (mm)			marker diameter (mm)		
	0.5	0.75	1.1	0.5	0.75	1.1
AXB	-14.76	-14.76	-14.76	10.13	10.13	10.13
MC	-9.74	-13.93	-14.86	10.05	10.06	10.08

では、金属マーカサイズが大きくなるにつれ線量の最大の変化率は大きくなり、金属マーカの直径が 0.5 mm と 1.1 mm で 6% の差となり、その深さ位置も 0.03 cm の差であった。また、AXB と MC との線量の最大の変化率の差は、金属マーカの直径が 0.5 mm のとき 6%、0.75 mm のとき 4%、1.1 mm のとき 0.7% となり、金属マーカサイズが 1.1 mm のとき AXB と MC は最も一致した。更に Table 6 に示される深さ 10 cm から 20 cm までの金属マーカ非挿入時に対する挿入時の各深さにおける線量の最大の変化率とその深さも同様の結果であり、金属マーカの直径が大きくなるにつれ、最大の変化率とその深さも AXB と MC は一致する傾向にあった。

3. 考 察

今回、前立腺 IMRT の治療計画における金属マーカの線量分布および線量評価指標への影響について、線量計算アルゴリズムに AAA と AXB を用いて、CTV、PTV 内における金属マーカ非挿入時に対する挿入時の線量評価指標の変化率を求めた。

放射線治療計画装置による線量計算において、AAA による金属マーカ非挿入時に対する挿入時の CTV、PTV 内の $D_{\max}$ 、 $D_{\min}$ 、HI、 D_{mean} 、 D_2 、 D_{98} 、 D_{95} の変化率は、すべての金属マーカサイズにおいて 0.00% であり、線量分布および線量評価指標に変化がみられない結果であった。このことは、Fig. 7, 8 に示されるように、水ファントム中の金属マーカ挿入時における AAA と MC 計算による PDD と OCR の比較においても、金属マーカ付近でのオーバーシュートやアンダーシュートがみられない結果とも一致する。AAA の計算アルゴリズムでは、散乱カーネルは水のカーネルを用いて電子密度の変化のみを考慮しているため、元素組成が異なる物質では正確な線量計算ができない。特に原子番号の高い物質との境界や金属周辺からの散乱は正確に考慮できないため、金属マーカ付近の前方散乱、後方散乱、側方散乱などによるオーバーシュートやアンダーシュートを計算できていないと考える^{17, 18)}。

AXB による金属マーカ非挿入時に対する挿入時の線量分布および CTV、PTV 内の線量評価指標に変化がみられたことは、AXB と MC 計算による PDD と OCR の比較の結果から、AXB は MC と同様に、金属マーカ付近の前方散乱、後方散乱、側方散乱などによるオーバーシュートやアンダーシュートを計算できていたためであると考えられる。また、CTV 内の D_{mean} 、 D_2 、 D_{98} の最大の変化率が、それぞれ +0.15%、+1.50%、-0.20%、PTV 内の D_{mean} 、 D_2 、 D_{95} の最大の変化率が、

それぞれ +0.02%、+0.24%、-0.27% とわずかな変化であった。この理由は、Fig. 7, 8 や Table 5, 6 に示されるように、金属マーカの散乱線による影響が金属マーカの近傍のみであり、10 症例における CTV の平均体積 (33.945 cm^3) と PTV の平均体積 (97.972 cm^3) に対して、今回用いた金属マーカの体積が最大でも 0.0095 cm^3 (直径 1.1 mm、長さ 10 mm のとき) と小さかったためと考える。AXB の計算精度については、肺や骨などの密度を含む不均質ファントムの線量計算において AXB と MC の比較を行った報告では、AXB と MC はよく一致し、AXB は MC と同等の計算精度と考えられている^{11, 12)}。更に、Lloyd ら⁸⁾ は、6, 18 MV X 線を使用し、水等価ファントム中に 3 cm 厚の stainless steel を配置し、ガフクロミックを用いて AXB と MC における PDD と OCR の測定を行っている。その結果、stainless steel の後方散乱による線量増加ピーク値の比較において、AXB と MC は 2% 以内で一致し、AXB は高密度物質を含む治療において MC と同等の精度であり、線量計算ツールとして有効であると報告している。今回の検討においても、金属マーカの直径が 1.1 mm のとき、AXB と MC は 0.7% で一致している。しかし、AXB と MC の差が、金属マーカの直径が 0.5 mm のとき 6%、0.75 mm のとき 4% であり、直径が 1.1 mm のときに比べ大きくなっている。このことについては、RTPS による計算グリッドサイズの影響と考える。Table 5, 6 に示されるように、AXB による線量計算では、今回使用したマーカサイズにおいて、金属マーカ非挿入時に対する挿入時における線量の最大の変化率とその深さにあまり違いがみられなかった。一方 MC では、金属マーカの直径サイズが大きくなるにつれ線量の最大の変化率は大きくなり、AXB と MC は一致する傾向にあり、直径が 1.1 mm のとき AXB と MC は最も一致する。これらの結果から、AXB では今回用いた治療計画装置 (Eclipse) の最小計算グリッドサイズである $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}$ よりも直径が小さい 0.5 mm と 0.75 mm の金属マーカでは、金属マーカによる散乱線の影響をオーバーシュート領域において過大評価し、アンダーシュート領域において過小評価しているため、0.5 mm と 0.75 mm で AXB と MC に差がみられたと考える。また、これらのことから、AXB における金属マーカサイズの違いによる CTV、PTV 内の $D_{\max}$ 、 $D_{\min}$ 、HI の変化率に有意差がみられなかったことは、同様に計算グリッドサイズの影響と考えられる。

更に臨床における前立腺 IMRT において、金属マーカによるオーバーシュートが治療標的である前立腺内

であれば問題とならないが、リスク臓器 (organs at risk: OAR) である直腸や膀胱、尿道の近くで生じると問題となる可能性がある。羽原らの報告⁷⁾によると、直径 2 mm の金球付近における散乱線の影響は、入射角度や各門の線量加重の条件によって影響が異なるため、現時点では 5 mm 以上の距離を保てば問題ないとしている。今回の検討では、金属マーカ非挿入時に対する挿入時の線量評価指標の変化率の検討は、CTV と PTV についてのみであり、今後は OAR についても検討が必要と考えるが、今回の検討において金属マーカのオーバーシュートによる OAR への影響としては、Fig. 7, 8 や Table 5 の MC の結果から、直径が 0.5 mm のとき 1.0 mm, 0.75 mm のとき 2.0 mm, 1.1 mm のとき 3.0 mm 以上の距離であれば問題ないと考えられる。実際の臨床において金属マーカを挿入する場合、金属マーカがビーム軸に対して垂直に挿入される状況は少なく、ビーム軸に対して金属マーカのサイズが本来のサイズよりも大きくなることが考えられる。Fig. 7, 8 や Table 5, 6 に示される MC の結果から、金属マーカのサイズが大きくなるにつれ、金属マーカ付近の前方散乱、後方散乱、側方散乱などによるオーバーシュートやアンダーシュートも大きくなる。このことを考慮すると、金属マーカのサイズを選択する場合、金属マーカを基準とした位置合わせに影響が出ない範囲で、なるべく小さな金属マーカを使用することで、金属マーカの影響を少なくできると考えられる。

また、使用する金属マーカサイズに合わせた計算グリッドサイズの選択が必要と考えられるが、用いた治療計画装置 (Eclipse) の最小計算グリッドサイズが、1.0 × 1.0 × 1.0 mm であるため、直径が 1.0 mm より小さい金属マーカを用いる場合、 $D_{\max}$ において過大評価し、 $D_{\min}$ において過小評価する可能性があることを把握しておくことが重要と考える。

線量計算アルゴリズムに AXB を用いた場合、金属マーカによる線量評価指標への影響としては、 $D_{\max}$ や $D_{\min}$ のように局所的に大きな変化がみられ、 D_{mean} , D_2 , D_{98} , D_{95} ではわずかな変化がみられた。AXB による CTV, PTV 内の D_{mean} , D_2 , D_{98} , D_{95} の変化はわずかであり、実際の臨床への影響は少ないと考えるが、 $D_{\max}$

や $D_{\min}$ については、線量分布のどこに $D_{\max}$ や $D_{\min}$ が位置しているのかを把握することが重要である。

4. 結 語

本研究によって、IGRT に使用される金属マーカを前立腺がん IMRT に用いた場合の治療計画において、腫瘍内金属マーカの周辺で起こる局所的線量変化が線量分布および線量評価指標へ影響を及ぼすことが確認された。更に、6 種類のサイズのコイル状の金属マーカを想定し、金属マーカサイズによる線量評価指標への依存性を調べた。その結果、AXB における CTV 内の $D_{\max}$, $D_{\min}$, HI, D_{mean} , D_2 , D_{98} の最大の変化率は、それぞれ +7.93%, -16.61%, +29.46%, +0.15%, +1.50%, -0.20% で、金属マーカの直径が 0.75 mm, 1.1 mm, 長さが 10 mm のときであり、最小の変化率は、それぞれ +7.37%, -16.32%, +28.57%, +0.05%, +0.6%, -0.12% で、金属マーカの直径が 0.5 mm, 長さが 5 mm のときであった。また、PTV 内の $D_{\max}$, $D_{\min}$, HI, D_{mean} , D_2 , D_{95} の最大の変化率は、それぞれ +6.43%, -1.77%, +8.34%, +0.02%, +0.24%, -0.27% で、金属マーカの直径が 0.75 mm, 1.1 mm, 長さが 10 mm のときであり、最小の変化率は、それぞれ +5.87%, -1.56%, +8.01%, 0.00%, +0.01%, -0.19% で、金属マーカの直径が 0.5 mm, 長さが 5 mm のときであり、MC との比較からも、金属マーカサイズが大きくなるにつれ線量評価指標の変化率も大きくなる可能性が示唆された。今回 AXB において金属マーカサイズの違いによる線量評価指標の変化率に有意な差はみられなかったが、これは計算グリッドサイズの影響と考える。また、線量分布計算アルゴリズムに AAA を用いた場合、金属マーカ付近の前方散乱、後方散乱、側方散乱などによるオーバーシュートやアンダーシュートを計算できず、治療計画の線量分布および線量評価指標に変化がみられなかった。

本研究の要旨は、第 69 回日本放射線技術学会総会学術大会 (横浜, 2013 年), 第 41 回日本放射線技術学会秋季学術大会 (福岡, 2013 年) にて発表した。

参考文献

- 1) Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003; 30(8): 2089-2115.
- 2) 日本医学物理学会, 日本放射線技術学会, 日本放射線腫瘍学会. 画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン(略称: IGRT ガイドライン). 2010.
- 3) 有路貴樹. 頭頸部領域にける放射線治療 - IMRT と IGRT がもたらすパラダイムシフト -. *日放技学誌* 2013; 69(11): 1306-1312.
- 4) 渡邊洋一. 米国における IGRT の実際. *日放技学誌* 2010; 66(1): 63-70.
- 5) Chen Y, O'Connell JJ, Ko CJ, et al. Fiducial markers in prostate for kV imaging: quantification of visibility and optimization of imaging conditions. *Phys Med Biol* 2012; 57(1): 155-172.
- 6) Barney BM, Lee RJ, Handrahan D, et al. Image-guided radiotherapy (IGRT) for prostate cancer comparing kV imaging of fiducial markers with cone beam computed tomography (CBCT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011; 80(1): 301-305.
- 7) 羽原幸作, 下郷智弘, 青山裕一, 他. 外部放射線治療における腫瘍位置確認用金マーカからの散乱線による人体への影響の検討. *日放技学誌* 2011; 67(9): 1164-1173.
- 8) Lloyd SAM, Ansbacher W. Evaluation of an analytic linear Boltzmann transport equation solver for high-density inhomogeneities. *Med Phys* 2013; 40(1): 0117071-0117075.
- 9) Van Esch A, Tillikainen L, Pyykkonen J, et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med Phys* 2006; 33(11): 4130-4148.
- 10) Miften M, Wiesmeyer M, Kapur A, et al. Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system. *J Appl Clin Med Phys* 2001; 2(1): 21-31.
- 11) Bush K, Gagne IM, Zavgorodni S, et al. Dosimetric validation of Acuros XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations. *Med Phys* 2011; 38(4): 2208-2221.
- 12) Han T, Mikell JK, Salehpour M, et al. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media. *Med Phys* 2011; 38(5): 2651-2664.
- 13) Vassiliev ON, Wareing TA, McGhee J, et al. Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Phys Med Biol* 2010; 55(3): 581-598.
- 14) Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, et al. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995; 22(5): 503-524.
- 15) Rogers DW, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc Users Manual. National Research Council of Canada Report PIRS-509 (A) revK 2005.
- 16) Walters B, Kawrakow I, Rogers DW. DOSXYZnrc Users Manual. National Research Council of Canada Report PIRS-794revB 2005.
- 17) 中口裕二, 荒木不次男, 丸山雅人, 他. 放射線治療計画装置における不均質領域の線量計算精度の評価 - MonteCarlo 計算との比較 -. *日放技学誌* 2010; 66(4): 322-333.
- 18) 日本医学物理学会タスクグループ 02. X 線線量計算の不均質補正法に関する医学物理ガイドライン. *JJMP 誌* 31 (Suppl); 5

問合せ先

〒 812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1
九州大学病院医療技術部放射線部門 福永淳一