原著

画像誘導放射線治療における kV-cone beam CT の被ばく線量の評価

河野友宏^{1,2} 荒木不次男³ 中口裕二⁴ 大野 剛³

論文受付
2012 年 10 月 27 日

論文受理
2013 年 5 月 21 日

Code No. 490

¹ 熊本大学大学院保健学教育部

² 現 健康保険諫早総合病院放射線部

³ 熊本大学大学院生命科学研究部

⁴ 熊本大学医学部附属病院医療技術部

緒言

近年、強度変調放射線治療(intensity modulated radiotherapy: IMRT)や強度変調回転放射線治療(volumetric modulated arc radiotherapy: VMAT)などの高精度放射線治療の普及によって、標的体積の正確な位置決めとその位置照合が重要になっている。これを実現するために、画像誘導放射線治療(image-guided radiotherapy: IGRT)装置が開発され、臨床に応用されている^{1~4)}。IGRT 装置には、2 方向の X 線画像を用いた二次元画像照合と、kV-cone beam computed tomography

(CBCT)や MV-CBCT あるいは MV-fan beam computed tomography(FBCT)による三次元画像照合の位置合わせが利用されている。

IGRT における問題は、標的体積周辺の正常組織の被ばく線量が、使用頻度の増加に伴って治療線量に加算されることである^{5,6)}。とくに近年、体幹部放射線治療では、毎回の治療時の位置決めのために kV-CBCT を使用する場合があります。被ばく線量の増加が懸念されている。kV-CBCT の吸収線量測定は、米国医学物理学会(The American Association of Physicists in Medicine:

Dose Distribution from kV-Cone Beam Computed Tomography in Image-guided Radiotherapy

Tomohiro Kouno^{1,2*}, Fujio Araki³, Yuji Nakaguchi⁴, and Takeshi Oono³

¹Graduate School of Health Sciences, Kumamoto University

²Current address: Department of Radiological, Isahaya Health Insurance General Hospital

³Faculty of Life Sciences, Kumamoto University

⁴Department of Radiological Technology, Kumamoto University Hospital

Received October 27, 2012; Revision accepted May 21, 2013

Code No. 490

Summary

Image-guided radiotherapy (IGRT) is an increasingly commonly adopted technique. As a result, however, total patient dose is increasing rapidly, especially when kV-cone beam computed tomography (CBCT) is applied. This study investigated the dosimetry of kV-CBCT using a Farmer ionization chamber with a ⁶⁰Co absorbed-dose calibration factor. The absorbed-dose measurements were performed using an I'mRT phantom (RW3, IBA) which is employed for dose verification of intensity-modulated radiotherapy (IMRT). The I'mRT phantom was used as a substitute for head and pelvis phantoms. The kV-CBCT absorbed dose was evaluated from a beam quality conversion factor of kV to ⁶⁰Co and the ionization ratio of the I'mRT phantom and water, calculated using the Monte Carlo method. The dose distribution in the I'mRT phantom was also measured using a radiophotoluminescent glass dosimeter (RGD). The absorbed doses for the pelvis phantom (full scan) ranged from 2.5–4 cGy for kV-CBCT and 4–8 cGy for MV-CBCT. TomoTherapy resulted in a lower dose of approximately 1.3 cGy due to fan-beam. For the head phantom (half scan), the doses ranged from 0.1–0.7 cGy for kV-CBCT and 3–5 cGy for MVCBCT. The results for RGD were similar to ion chamber measurements. It is necessary to decrease the absorbed dose of the organs at risk every time IGRT is applied.

Key words: kV-cone beam computed tomography, image-guided radiotherapy (IGRT), ion chamber dosimetry, Monte Carlo simulation

*Proceeding author

AAPM)Task Group 61(TG-61)プロトコル⁷⁾にしたがって行われており、撮影条件と被ばく線量の関係が報告されている^{8~15)}。また、IGRTにおける被ばく線量の管理に関して AAPM TG-75¹⁶⁾、とくに CBCT の線量管理は AAPM TG-179¹⁷⁾に報告されている。

Song ら⁹⁾は、Elekta X-ray Volume Imaging(XVI)と Varian On-Board Imager(OBI)の kV-CBCT における吸収線量を頭部と骨盤用の円筒アクリルファントムとファーマ電離箱を用いて測定し、XVI が OBI に比べて低線量であることを示した。しかし、これはアクリルファントムを用いた水吸収線量評価のため、不確定度が大きく見積もられている。Wen ら¹⁰⁾は骨盤ファントム内の熱蛍光線量計(thermoluminescent dosimeter: TLD)測定から kV-CBCT の位置照合の撮影条件での被ばく線量を評価したが、特定条件での測定値で詳細な線量分布は示していない。Ding ら^{11, 12)}は、患者の CT 画像を用いたモンテカルロ(Monte Carlo: MC)計算から体内線量分布を計算した。さらに、線量体積ヒストグラム(dose volume histogram: DVH)から臓器線量を評価し、骨組織は軟部組織に比べて約 4 倍までの線量増加になることを示した。

以上のように、kV-CBCT の吸収線量はいろいろな方法で評価されている。しかし、各施設で一般的に簡便に行える電離箱線量計を用いた標準的な吸収線量測定法は十分に確立されていない。とくに、我が国では kV-CBCT の吸収線量測定法はほとんど研究されておらず、測定プロトコルが確立されていないこともあり、IGRT における被ばく線量のガイドラインも示されていない。したがって、多くの治療施設で患者の被ばく線量の評価および管理が十分に行われていない。本研究では、IGRT 用 kV-CBCT の吸収線量評価のために、高精度放射線治療の線量検証用 I'mRT ファントム(RW3, IBA)を用いて、どの施設でも利用可能なコバルト水吸収線量校正定数をもったファーマ型電離箱による吸収線量測定法を確立した。本測定法によるファントム測定を用いて、他の IGRT 装置である MV-CBCT(Siemens 社)と MV-FBCT(TomoTherapy 社)との被ばく線量の比較も行った。さらに、蛍光ガラス素子(radiophotoluminescent glass dosimeter: RGD)による線量評価も加えた。

1. 方 法

コバルト水吸収線量校正定数をもったファーマ型電離箱による IGRT 用 kV-CBCT の吸収線量を評価するために、kV-CBCT のビームモデリングをモンテカルロシミュレーションで行い、電離箱測定に必要な補正係

数を求めた。本測定法を用いてファントム内の各測定点を評価した。

1-1 kV-CBCT のモンテカルロシミュレーション

OBI ver1.5 の kV-CBCT は EGSnrc¹⁸⁾/BEAMnrc コード¹⁹⁾を用いて、X 線ターゲット、固有フィルタ、絞り、bowtie(Half-bowtie, Full-bowtie)フィルタのモデリングを行い、それぞれの管電圧 125 kV と 100 kV における phase space file(PSF)を作成した。各コンポーネントの幾何学的な構造や材質については、Varian Medical systems から提供された図面にしたがってモデリングを行った。深部量百分率(percent depth dose: PDD)と軸外線量比(off-center ratio: OCR)は、EGSnrc/DOSXYZnrc コード²⁰⁾を用いて 30×30×30 cm³の水ファントムを作成して計算した。計算ボクセルサイズは、PDD では深さ 1 cm まで 1×1×0.2 cm³、深さ 5 cm まで 1×1×0.5 cm³、それ以降は 1×1×1 cm³に設定し、OCR は 1×1×1 cm³とし、実測における PDD と OCR と比較・検証した。測定は、ファーマ型電離箱 PTW30013、0.6 cm³を三次元水ファントムに設置し、PDD は深さ 20 cm まで、OCR は深さ 1 cm と 5 cm で行った。照射野は Half-bowtie で 30.3×20.6 cm²、Full-bowtie で 27.2×18.4 cm²であった。

MC 計算におけるパラメータは、AE=512 keV、ECUT=516 keV、AP=PCUT=1 keV とした¹¹⁾。AE と AP はそれぞれ電子と光子の物質の下限エネルギー、ECUT と PCUT はそれぞれ電子と光子のカットオフエネルギーである。入射粒子数は、吸収線量の統計的誤差が 1%以内になるように設定した。

1-2 IGRT-CT のファントム内の線量測定

1-2-1 電離箱測定

各 IGRT-CT の吸収線量測定には、Fig. 1(a)に示す I'mRT ファントムを使用した。測定は、Fig. 1(b)に示す骨盤用ファントム(幅 36 cm×高さ 16 cm×長さ 16 cm)と頭部用ファントム(幅 16 cm×高さ 16 cm×長さ 16 cm)内の中心(アイソセンタ)とアイソセンタを囲む四角形の最大設置可能点(一辺=16 cm)となる 4 カ所とその辺の midpoint(8 cm)となる 4 カ所、計 9 カ所の測定点にファーマ型電離箱を挿入して行った。各 IGRT-CT の撮影条件を Table 1 に示す。Varian kV-CBCT は標準設定の撮影条件を用いた。Siemens と TomoTherapy の MV-CT では、それぞれ cone beam と fan beam であり、撮影パラメータが異なる。TomoTherapy では、骨盤部と頭部は同一撮影条件のため骨盤部のみで測定した。

kV-CBCT の吸収線量測定では、コバルト水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60Co}$ をもったファーマ型電離箱を kV-CBCT

Fig. 1 Absorbed-dose measurement points with an ionization chamber and RGD in (a) an I'mRT phantom (front view). The illustrations show pelvis (b) and head (c) phantoms.

a | b | c

Table 1 Clinical exposure conditions of kV-CBCT, MV-CBCT, and MV-FBCT

	kV-CBCT		MV-CBCT		MV-FBCT
	Varian OBI		Siemens		TomoTherapy
	Pelvis	Head	Pelvis	Head	Normal
X-ray voltage	125 kV	100 kV	4 MV	4 MV	3.5 MV
X-ray current per projection	80 mA	80 mA			
Exposure time	13 ms	25 ms	50 MU/min	50 MU/min	17 MU/min
Number of projections	655	360	222°/min	222°/min	51/rot
Total mAs or MU	680 mAs	720 mAs	8 MU	5 MU	43 MU
Filter	Half bowtie	Full bowtie			
FOV	45 cm	25 cm	27.4 cm	27.4 cm	40 cm
Gantry rotation range	364°	204°	200°	200°	360°
Gantry rotation angle	88–92°	88–292°	270–110°	270–110°	Helical

の線量測定に使用するために、次式によって空洞線量校正定数 $N_{D,air}$ を MC 計算から求めた。

$$N_{D,air} = N_{D,w}^{60Co} \left[\frac{(D_{air})_w}{D_w} \right]_{MC}^{60Co} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $(D_{air})_w$ は水ファントム中の校正深 5 cm における電離箱空洞の吸収線量、 D_w は同位置における水の吸収線量である。kV-CBCT における D_w^{kV} は、水中における測定電荷 M_w と式(1)から次式で得られる。

$$D_w^{kV} = N_{D,air} M_w \left[\frac{D_w}{(D_{air})_w} \right]_{MC}^{kV} = N_{D,w}^{60Co} M_w \frac{\left[\frac{D_w}{(D_{air})_w} \right]_{MC}^{kV}}{\left[\frac{D_w}{(D_{air})_w} \right]_{MC}^{60Co}} \dots\dots\dots (2)$$

$$\text{ここで、} k_Q^{kV} = \frac{\left[\frac{D_w}{(D_{air})_w} \right]_{MC}^{kV}}{\left[\frac{D_w}{(D_{air})_w} \right]_{MC}^{60Co}} \text{とすると、}$$

$$D_w^{kV} = N_{D,w}^{60Co} M_w k_Q^{kV} \dots\dots\dots (3)$$

で表される。 k_Q^{kV} は PTW30013 電離箱の kV-CBCT に対する線質変換係数であり、本研究では MC 計算から直接的に求めた。ここで、 k_Q^{kV} は標準測定法 01²¹⁾における k_Q と、照射野サイズおよび深さにおいて異なる。

次に、I'mRT ファントム (pl) を用いた場合の水 (w) の吸収線量は、それぞれのファントムの同位置における測定電荷 M_{pl} と M_w の比 k_{pl} から次式によって求まる。

$$D_w^{kV} = N_{D,w}^{60Co} M_{pl} k_{pl} k_Q^{kV} \dots\dots\dots (4)$$

本研究では、 $k_{pl} = M_w / M_{pl}$ は次式による MC 計算から求めた。

$$k_{pl} = \frac{M_w}{M_{pl}} = \frac{N_{D,air} M_w}{N_{D,air} M_{pl}} = \frac{\left[\frac{D_w}{(D_{air})_w} \right]_{MC}^{kV}}{\left[\frac{D_w}{(D_{air})_{pl}} \right]_{MC}^{kV}} \dots\dots\dots (5)$$

ここで、 $(D_{air})_{pl}$ は I'mRT ファントム内の電離箱空洞の吸収線量である。 $(D_{air})_w$ と $(D_{air})_{pl}$ は、MC 計算から求めた。 k_Q^{kV} と k_{pl} は、ビーム中心軸の深さ 1.5 cm, 5 cm, 10 cm において計算し、その平均値を用いた。

MV-CT の吸収線量は、標準測定法 01²¹⁾にしたがって評価した。

Fig. 2 Geometrical alignment of RGD in an I'mRT phantom for (a) kV-CBCT and (b) MV-CT (top view of slab).

1-2-2 蛍光ガラス線量計(RGD)による測定

1-2-1 項と同様に、骨盤と頭部用の I'mRT ファントムを用いて kV-CBCT, Siemens MV-CBCT および TomoTherapy MV-FBCT の RGD による各測定点の測定を行った。RGD 素子(1.5 mmφ×12 mm, 実効原子番号 12.04, 密度 2.61 g/cm³)を kV 測定用の GD-352M ホルダ(4.3mmφ×14.5 mm, Sn フィルタ)と MV 測定用の GD-302M ホルダ(2.8 mmφ×13 mm)に封入して使用した。I'mRT ファントムの平板は、電離箱の挿入方向と RGD の長軸が一致するように、kV-CBCT 用ではアイソセンタから左右 4 cm と 7 cm の位置に、MV-CT は左右 7 cm の位置に穿孔加工した[Fig. 2(a), (b)]. 測定は 3 本の RGD を電離箱と同一位置に設定し、平均値を用いた。ただし、本研究では、両 CBCT とも左右 7 cm の位置で電離箱と比較した。Fig. 2(a), (b) は、上から見たファントム平板上の RGD の幾何学的配置を示す。各点の RGD の吸収線量 D_{GD} は、I'mRT ファントムの中心(測定点 5)における電離箱測定の吸収線量 $D_{IC,center}$ で校正し、次式で求めた。

$$D_{GD} = M_{GD} \left(\frac{D_{IC,center}}{M_{GD,center}} \right) \dots\dots\dots (6)$$

ここで、 M_{GD} と $M_{GD,center}$ はそれぞれ各測定点と中心における RGD の測定値である。

2. 結果

2-1 kV-CBCT の MC シミュレーション

Fig. 3 に、kV-CBCT の Half-bowtie filter における PDD と OCR の MC 計算と電離箱測定の比較を示す。管電圧は 125 kV, 線源表面間距離(source-to-surface distance: SSD)100 cm である。MC 計算による PDD は、測定値と深さ 15 cm まで 2% 以内で一致し、20 cm では 3% 以内であった。OCR では、水深 1 cm と 5 cm において測定値と約 5% 以内の一致で、辺縁部で差が

Fig. 3 Comparison of Monte Carlo-calculated and measured dose distributions with a half-bowtie filter and 125-kV photon beam: (a) central axis percentage depth dose and (b) dose profiles along the x-axis at depths of 1 and 5 cm and SSD 100 cm.

大きくなった。同様に、Fig. 4 における Full-bowtie filter では、MC 計算と測定値の PDD と OCR はそれぞれ 3% と 5% 以内で一致した。Half-bowtie と Full-bowtie における線量最大深は、3~5 mm であった。管電圧 100 kV においても同じ bowtie filter が使用されるため、MC 計算と測定による PDD と OCR は同様な一致を示した。

2-2 IGRT-CT のファントム内の線量測定

2-2-1 電離箱測定

Table 2 に、kV-CBCT の ⁶⁰Co に対する MC 計算から得られた線質変換係数 k_Q , および I'mRT ファントムと水ファントムにおける PTW30013 電離箱の電離量比 k_{pl} を示す。MC 計算値の標準偏差は 0.6% 以内であった。125 kV の Half-bowtie filter における深さ 1.5, 5, 10 cm の k_Q の平均値は $0.887 \pm 0.8\%$ で、同様に 100 kV

Fig. 4 Comparison of Monte Carlo calculated and measured dose distributions with a full-bowtie filter for a 125-kV photon beam: (a) central axis percentage depth dose and (b) dose profiles along the x-axis at depths of 1 and 5 cm and SSD 100 cm.

Table 2 Beam quality conversion factor k_Q of a PTW30013 ion chamber and the ionization ratio k_{pl} (M_w/M_{pl}) of water to I'mRT phantom for kV-CBCT

Depth (cm)	125 kV CBCT		100 kV CBCT	
	Half-bowtie		Full-bowtie	
	k_Q	k_{pl}	k_Q	k_{pl}
1.5	0.882±0.34%	1.003±0.39%	0.870±0.32%	1.003±0.35%
5	0.884±0.40%	1.002±0.45%	0.871±0.39%	1.000±0.43%
10	0.895±0.55%	1.007±0.63%	0.885±0.55%	1.008±0.61%
Average	0.887±0.82%	1.004±0.29%	0.875±0.97%	1.004±0.42%

k_Q and k_{pl} are derived using Monte Carlo calculation.

の Full-bowtie filter では $0.875 \pm 1.0\%$ であった。 k_Q の逆数は電離箱の感度比を示すため、 kV-CBCT は ^{60}Co に比べて電離箱の感度が 13~14% 上昇したことになる。 深さによる k_Q の相違は 1.8% 以内であった。 本研究では、吸収線量の評価においては k_Q の平均値を使用した。 k_{pl} においては、125 kV の Half-bowtie filter の各深さの k_{pl} の平均値は $1.004 \pm 0.3\%$ で、同様に 100 kV の Full-bowtie filter では $1.004 \pm 0.4\%$ であり、I'mRT ファントムはほぼ水等価であった。

Fig. 5 に、骨盤部における kV-CBCT, MV-CBCT および MV-FBCT の各測定点の比較を示す。 kV-CBCT では 2.5~4.0 cGy で、測定点 4, 5, 6 のファントム中心部で低く、表面付近で高くなった。 Siemens MV-CBCT では 4~8 cGy で kV-CBCT と比較して約 2 倍の線量であった。 これは、Siemens MV-CBCT は前面からのハーフスキャン(回転角 200°)であるため、ファントム表面に近い測定点 1, 2, 3 で線量が大きく、下部測定点 7, 8, 9 で線量が低くなった。 一方、ヘリカルスキャン方

式の TomoTherapy MV-FBCT では、約 1.3 cGy の均一な線量で、kV-CBCT の 1/2~1/3 の低線量であった。

Fig. 6 は頭部における kV-CBCT と Siemens MV-CBCT の各測定点の比較を示す。 kV-CBCT の線量は 1 cGy 以下で、後面からのハーフスキャン(回転角 200°)のため、測定点 1, 2, 3 では 0.2 cGy 以下であった。 Siemens MV-CBCT では約 3~5 cGy で、骨盤部と同様な傾向であった。

CBCT の電離量測定は、時計回り(clockwise: CW)と反時計回り(counterclockwise: CCW)の平均値を使用した。 その電離量差は 1% 以内であった。

2-2-2 蛍光ガラス線量計による測定

Table 3 に、骨盤部における kV-CBCT, MV-CBCT および MV-FBCT の各測定点の比較を示す。 各測定点の RGD と電離箱の線量差は、kV-CBCT で最大と平均でそれぞれ 4.4% と -0.04%, 同様に MV-CBCT で 2.3% と -0.2%, MV-FBCT で 3.0% と 0.5% であった。

Table 4 は頭部における kV-CBCT と MV-CBCT の各

Fig. 5 Comparison of absorbed doses in a pelvis phantom for kV-CBCT, MV-CBCT, and MV-FBCT.

Fig. 6 Comparison of absorbed doses in a head phantom for kV-CBCT and MV-CBCT.

Table 3 Comparison of pelvis doses between an ionization chamber and RGD for kV-CBCT, MV-CBCT, and MV-FBCT at measurement points 1–9

Measurement points	kV-CBCT	RGD ^a	MV-CBCT	RGD ^b	MV-FBCT	RGD ^b
	Ion chamber		Ion chamber		Ion chamber	
1	2.88	2.91±2.6%	7.44	7.46±0.8%	1.35	1.34±5.3%
2	4.06	4.24±3.3%	7.54	7.40±1.5%	1.37	1.35±3.7%
3	3.17	3.19±0.2%	7.79	7.69±1.0%	1.34	1.27±0.2%
4	2.52	2.51±3.7%	5.42	5.39±0.6%	1.25	1.25±3.5%
5	2.79	2.79±1.7%	5.31	5.31±0.9%	1.28	1.28±1.9%
6	2.49	2.44±1.9%	5.74	5.80±1.3%	1.25	1.27±0.6%
7	3.11	3.11±0.2%	4.08	4.09±1.1%	1.29	1.30±0.5%
8	3.89	3.87±3.1%	4.02	4.05±1.4%	1.30	1.34±0.9%
9	2.77	2.67±1.5%	4.36	4.39±0.7%	1.28	1.31±3.0%

Unit: cGy

^a: RGD-352M, ^b: RGD-302M

Table 4 Comparison of head doses between an ionization chamber and RGD for kV-CBCT and MV-CBCT at measurement points 1–9

Measurement points	kV-CBCT	RGD ^a	MV-CBCT	RGD ^b
	Ion chamber		Ion chamber	
1	0.16	0.16±1.3%	4.84	4.93±1.5%
2	0.15	0.15±2.4%	4.90	4.91±1.2%
3	0.10	0.10±0.1%	5.09	5.09±1.4%
4	0.55	0.55±6.0%	3.88	3.87±0.8%
5	0.41	0.41±4.0%	3.78	3.78±0.9%
6	0.39	0.36±0.9%	4.15	4.19±0.5%
7	0.50	0.48±0.0%	3.27	3.30±0.5%
8	0.65	0.64±1.5%	3.12	3.15±1.7%
9	0.46	0.45±3.1%	3.57	3.55±1.1%

Unit: cGy

^a: RGD-352M, ^b: RGD-302M

測定点の比較を示す。各測定点のRGDと電離箱の線量差は、kV-CBCTで最大と平均でそれぞれ-7.0%と-2.2%、MV-CBCTで-1.4%と-0.4%であった。

3. 考 察

3-1 kV-CBCTのMCシミュレーション

本研究では、kV-CBCTのMCモデリングの検証として、高エネルギーX線と同様に水中におけるPDDとOCRの測定値との比較で行った。とくに、kV-CBCTではbowtie filterの幾何学的な形状に線量分布が大きく左右されるため、電離箱測定で線量勾配の急峻な領域を正確に測定することは困難である。また、低線量であるため微小電離箱では十分な電離量が得られにくく、本研究では0.6 ccのファーマ型電離箱を使用した。PDDは深くなるにしたがって、OCRは辺縁や低線量域で誤差が大きくなる傾向にあった。この原因にはモデリングの精度や電離箱測定におけるエネルギー依存性、OCRのMC計算におけるサイズが1×1×1 cmで、電離箱内径の6 mmφよりもやや大きいことなどが考えられる。さらに、OCR測定ではbowtie filterの形状や厚さの違いによるビームハードニング効果のため、電離箱の体積効果やエネルギー依存性による電離量の変化が考えられる。

kV-CBCTのHalf-bowtieとFull-bowtie filterにおけるMCのPDDは、深さ5 cmでそれぞれ63.4%と61.1%、深さ10 cmでは30.6%と29.2%で、わずかにHalf-bowtie filterが大きい5%以内で一致した。また、本研究における125 kV-CBCTのMCシミュレーションは、Dingら^{11, 12)}のPDDおよびOCRの結果とほぼ一致した。

3-2 線量測定

3-2-1 電離箱測定

kV領域の吸収線量測定法は、AAPM TG-61⁷⁾に述べられているように、対象とするkV-X線エネルギー領域の空気カーマ校正定数をもった電離箱測定から特定の測定条件における物理定数を用いて、間接的に水吸収線量が評価される。本研究では2-2-1項に示すように、コバルト水吸収線量校正定数をもったファーマ型電離箱を用いて、直接的にkV-CBCTの水吸収線量を評価する方法を確立した。本法の利点は、国家線量標準が確立したコバルト水吸収線量校正定数の利用が可能なことである。

PTW30013電離箱における125 kVと100 kVの線質変換係数は、それぞれ $0.887 \pm 0.8\%$ と $0.875 \pm 0.9\%$ であり、線質変換係数の逆数である感度は ^{60}Co に対して13～

14%の上昇であった。これは、電離箱空洞内の電離がkV-X線では光電効果とコンプトン効果による相互作用(水/空気の質量エネルギー吸収係数比)であり、 ^{60}Co ではブラッグ・グレイの空洞原理に基づく電子の相互作用(水/空気の質量衝突阻止能比)に起因していること、さらに両線質に対する電離箱の擾乱補正係数の相違に起因する。本研究では、深さ1.5, 5, 10 cmにおけるビーム中心軸で線質変換係数の平均値を用いたが、ビーム軸外のbowtie filterが厚くなるところでは、ビームハードニングによる線質変化を考慮する必要がある。しかし、軸外線量は急激に低下するため線量分布に大きな影響はないと考えられる。I'mRTファントムと水の電離量比 k_{pl} では、125 kVと100 kVでの深さによる相違は1%程度であるが、使用においてはファントムの個体差を考慮して、実測による確認が必要である。

骨盤部におけるkV-CBCTの線量は2.5～4.0 cGyであり、低エネルギーのためファントム表面近くで高くなる。例えば、前立腺のIMRTなどの位置照合に毎回使用すると、30回で約1 Gyの吸収線量になる²²⁾。ただし、撮影領域が広範囲であるためリスク臓器である生殖腺や直腸の線量には注意が必要である。Siemens MV-CBCTにおいては、放射線感受性が高い水晶体に相当する測定点で線量が高いため、スキャン角度や撮影回数の最適化が必要である。さらに、TomoTherapyによるMV-FBCTでは、kV-CBCTの1/2～1/3の低線量であった。これは、TomoTherapy MV-FBCTは、Siemens MV-CBCTと比較して総MU値は大きい、スライス幅2 mmの狭いfan beam CTのためと考えられる。Shahら¹⁵⁾は、MV-FBCTの体内線量分布を放射線治療計画装置による線量計算から評価し、1.01～1.45 cGyと報告しており、本研究の結果とほぼ一致した。

3-2-2 蛍光ガラス線量計(RGD)による測定

RGDは高エネルギー光子線の線量測定では、エネルギー依存性はあまり問題にならないが^{23～25)}、kV-X線エネルギー領域ではエネルギー依存性が大きくなるので注意を要する²¹⁾。本研究では、RGDのエネルギー依存性を考慮して、I'mRTファントムの中心点における電離箱測定による線量で校正した。この結果、各測定点のRGDによる線量は、電離箱の線量とほぼ同等に評価することが可能であった。

4. 結 論

本研究では、どの治療施設においても所有するコバルト水吸収線量校正定数をもったファーマ型電離箱を用いて、直接的にkV-CBCTの水吸収線量を評価する新たな方法を確立した。また、本法を用いて

kV-CBCT, MV-CBCT, MV-FBCT の吸収線量を比較した。kV-CBCT の吸収線量は、骨盤で 2.5~4.0 cGy, 頭部で 1 cGy 以下であった。MV-CBCT では骨盤で 4~7.8 cGy, 頭部で 3~5 cGy であった。TomoTherapy では骨盤部で約 1.3 cGy であった。IGRT 用 CT の利用においては、被ばく線量を考慮した適切な撮影回数と撮影条件の設定および線量管理が必要である。

参考文献

- 1) 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.
- 2) Yartsev S, Kron T, Van Dyk J. Tomotherapy as a tool in image-guided radiation therapy (IGRT): current clinical experience and outcomes. *Biomed Imaging Interv J* 2007; 3(1): e17.
- 3) Webster GJ, Rowbottom CG, Mackay RI. Accuracy and precision of an IGRT solution. *Med Dosim* 2009; 34(2): 99-106.
- 4) Potters L, Gaspar LE, Kavanagh B, et al. American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) practice guidelines for image-guided radiation therapy (IGRT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 76(2): 319-325.
- 5) Gu J, Bednarz B, Xu XG, et al. Assessment of patient organ doses and effective doses using the VIP-Man adult male phantom for selected cone-beam CT imaging procedures during image guided radiation therapy. *Radiat Prot Dosimetry* 2008; 131(4): 431-443.
- 6) Ay MR, Shahriari M, Sarkar S, et al. Measurement of organ dose in abdomen-pelvis CT exam as a function of mA, KV and scanner type by Monte Carlo method. *Iran J Radiat Res* 2004; 1(4): 187-194.
- 7) Ma CM, Coffey CW, DeWerd LA, et al. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. *Med Phys* 2001; 28(6): 868-893.
- 8) Hyer DE, Serago CF, Kim S, et al. An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems. *J Appl Clin Med Phys* 2010; 11 (2):181-197.
- 9) Song WY, Kamath S, Ozawa S, et al. A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Med Phys* 2008; 35(2): 480-486.
- 10) Wen N, Guan H, Hammoud R, et al. Dose delivered from Varian's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer. *Phys Med Biol* 2007; 52(8): 2267-2276.
- 11) Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Med Phys* 2008; 35(3): 1135-1144.
- 12) Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy. *Phys Med Biol* 2007; 52(6): 1595-1615.

謝 辞

kV-CBCT の線量測定にご協力いただいた熊本大学医学部附属病院放射線治療部の皆様, MV-CBCT の線量測定データを提供いただいた熊本医療センター放射線治療部の皆様, TomoTherapy の線量測定にご協力いただいた熊本済生会病院放射線部の皆様, 蛍光ガラス線量計の貸出しをしていただきました千代田テクノル株式会社へ深く感謝いたします。

- 13) Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Med Phys* 2008; 35(3): 1135-1144.
- 14) Deng J, Chen Z, Roberts KB, et al. Kilovoltage imaging doses in the radiotherapy of pediatric cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012; 82(5): 1680-1688.
- 15) Shah AP, Langen KM, Ruchala KJ, et al. Patient dose from megavoltage computed tomography imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 70(5): 1579-1587.
- 16) Deng J, Chen Z, Yu JB, et al. Testicular doses in image-guided radiotherapy of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012; 82(1): e39-e47.
- 17) Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys* 2007; 34(10): 4041-4063.
- 18) Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. *Med Phys* 2012; 39(4): 1946-1963.
- 19) 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.
- 20) Rogers DW, Walters B, Kawrakow I. "BEAMnrc users manual," 2009: NRCC Report PIRS-0509 (A) rev L.
- 21) Walters B, Kawrakow I, Rogers DW. "DOSXYZnrc users manual," 2009: NRCC Report PIRS-794 rev B.
- 22) 日本医学物理学会 編. 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法. 東京: 通商産業研究社, 2002.
- 23) 江崎 徹, 根本幹央, 中根義典, 他. 前立腺 IMRT に用いる CBCT の線量評価と局所被ばく低減の対策. *日放技学誌* 2011; 67(3): 183-192.
- 24) 荒木不次男, 守部伸幸, 下之坊俊明, 他. 蛍光ガラス線量計を用いたナロービームにおける線量の高度評価に関する研究班報告. *日放技学誌* 2004; 60(7): 939-947.
- 25) Araki F, Moribe N, Shimonobou T, et al. Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass rod detector in high-energy photon beams from a linear accelerator and cyberknife. *Med Phys* 2004; 31(7): 1980-1986.
- 26) Hsu SM, Lee JH, Hsu FY, et al. Dose measurements for gamma knife with radiophotoluminescent glass dosimeter and radiochromic film. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 146(1-3): 256-259.

問合せ先

〒854-8501 諫早市永昌東町 24-1
健康保険諫早総合病院 河野友宏