臨床技術

電子ポータル画像装置を用いた
前立腺癌に対する強度変調回転治療中の線量評価

今江 祿一¹ 竹中 重治¹ 渡邊 雄一¹ 岡野 由香里¹ 根津 誠¹ 三枝 茂輝¹
竹内 幸浩¹ 矢野 敬一¹ 芳賀 昭弘¹ 白石 憲史郎² 山下 英臣¹ 中川 恵一¹

論文受付
2016 年 5 月 27 日

論文受理
2016 年 9 月 8 日

Code No. 431

¹ 東京大学医学部附属病院放射線部・科

² 帝京大学医学部放射線科学講座

緒 言

放射線治療の外部照射法において、強度変調放射線治療(intensity modulated radiation therapy: IMRT)やガントリ回転型の IMRT である強度変調回転治療(volumetric modulated arc therapy: VMAT)は標的に対する線量の集中性と隣接正常臓器への線量を低減す

ることが可能な照射方法である。医療安全や品質保証(quality assurance: QA)の観点から、外部照射法では治療に用いる計画装置(treatment planning systems: TPS)と独立した方法でモニタユニット(monitor unit: MU)値の検証が治療前に必須であり¹⁾、特に、IMRTでは患者ごとに絶対線量評価や相対線量評価を実施す

Evaluation of In Vivo Volumetric Dosimetry for Prostate Cancer Using Electronic Portal Imaging Device

Toshikazu Imae,^{1*} Shigeharu Takenaka,¹ Yuuichi Watanabe,¹ Yukari Okano,¹ Makoto Nedu,¹ Shigeki Saegusa,¹ Yukihiro Takeuchi,¹ Keiichi Yano,¹ Akihiro Haga,¹ Kenshirou Shiraishi,² Hideomi Yamashita,¹ and Keiichi Nakagawa¹

¹ Department of Radiology, University of Tokyo Hospital

² Department of Radiology, Teikyo University School of Medicine

Received May 27, 2016; Revision accepted September 8, 2016

Code No. 431

Summary

Purpose: Volumetric modulated arc therapy (VMAT) is capable of acquiring projection images using electronic portal imaging device (EPID). Commercial EPID-based dosimetry software, dosimetry check (DC), allows in vivo dosimetry using projection images. The purpose of this study was to evaluate in vivo dosimetry for prostate cancer using VMAT. **Method:** VMAT plans were generated for eight patients with prostate cancer using treatment planning system (TPS), and patient quality assurances (QAs) were carried out with phantom. We analyzed five plans as phantom study and five plans as patient study. Projection images were acquired during VMAT delivery. DC converted acquired images into fluence images and used a pencil beam algorithm to calculate dose distributions delivered on the CT images of the phantom and the patients. We evaluated isocenter point doses and gamma analysis in both studies and dose indexes of planning target volume (PTV), bladder and rectum in patient study. **Results and discussion:** Dose differences at the isocenter were less than a criterion in both studies. Pass rates of the gamma analysis were less than a criterion by two plans in the phantom study. Dose indexes of reconstructed distribution were lower than original plans and standard deviations of PTV in reconstructed distribution were larger than original plans. The errors were caused by some issues, such as the commissioning of DC, variations in patient anatomy, and patient positioning. **Conclusion:** The method was feasible to non-invasively perform in vivo dose evaluation for prostate cancer using VMAT.

Key words: in vivo dosimetry, prostate cancer, volumetric modulated arc therapy (VMAT), electronic portal imaging device (EPID), dose distribution.

*Proceeding author

Table 1 Patient information

No.	Age (y)	TNM	NCCN Risk ¹⁸⁾	Prescription	Phantom study	Patient study
1	81	cT2cN0M0	intermediate risk	76 Gy/38 fr	○	—
2	79	cT2bN0M0	high risk	76 Gy/38 fr	○	—
3	73	cT2cN0M0	intermediate risk	76 Gy/38 fr	○	—
4	71	cT1cN0M0	intermediate risk	72 Gy/36 fr	○	○
5	64	cT1cN0M0	high risk	72 Gy/36 fr	○	○
6	73	—	high risk	brachy (110 Gy) +45 Gy/25 fr	—	○
7	64	T1aN0M0	low risk	76 Gy/38 fr	—	○
8	75	cT1N0M0	intermediate risk	76 Gy/38 fr	—	○

ること(患者 QA)が推奨されている^{2,3)}。これらを踏まえ、放射線治療の実施施設では水ファントムや自由空気電離箱を用いて絶対線量測定を行い、フィルムや二次元もしくは三次元検出器(以下、多次元検出器)を用いて相対線量測定を行う^{4,5)}。近年は、リニアックに搭載された電子ポータル画像装置(electronic portal imaging device: EPID)を用いる方法も提案^{6~8)}されており、EPIDは多次元検出器と比較して簡便性や高い空間分解能、広い画像収集領域といった長所を有する。

EPIDを用いた線量評価は治療前の線量検証のみならず、線量計算に患者のコンピュータ断層撮影(computed tomography: CT)画像を用いることによって治療中の線量評価(*in vivo* dosimetry)が可能である。治療中の線量評価法は研究施設で開発された手法^{9~14)}や商用ソフトを用いた手法^{15~17)}などさまざまな方法が提案されており、治療中の線量評価を実施することによって計画線量と実際の投与線量の違いを正確に把握することが可能になる。

本研究では前立腺癌に対するVMATを実施し、治療用透過X線画像および商用ソフトを用いて放射線治療中の線量分布を再構築し、得られた結果を治療計画と比較することを目的とした。

1. 方 法

1-1 対 象

前立腺癌患者8例のうち、5例は照射対象をファントムとし、ファントムのCT画像および対応する患者の治療計画を用いた。また、5例は照射対象を患者とし、患者のCT画像および対応する患者の治療計画を用いた。Table 1に対象とした症例の情報をまとめた。本研究で用いる治療法は一般診療内であり、一般診療内に得られた情報の利用については当病院の倫理審査委員会の承認を得た。治療前には患者に対して説明と同意(インフォームド・コンセント)を行い、安全を考慮して撮影および治療を行った。また、説明書お

び同意書内には、研究に参加することは患者本人の自由意志によるもので、本人の意志でこれを断ったり、途中で中止したりしてもなんら不利益を被ることはないこと、本研究で収集されたデータおよび提供された個人情報は外部に持ち出されることや公開されることがないように厳重に取り扱い保管すること、論文掲載や発表の際に個人の名前や個人が同定できるような情報は公表しないことを明記した。更に、治療中の体動の影響を最小限に留めるため、本研究の施行前に患者に対して体動を抑えることの必要性を十分に説明した。

1-2 VMATによる治療計画

治療計画用のCT画像の撮影にはAquilion LB(東芝メディカルシステムズ社製)を用いた。撮影条件は管電圧を120 kV、管電流を400 mA、視野(field of view: FOV)をLL(550 mm)、マトリクスサイズを512×512、管球の回転時間を0.5 s/回転、スライス厚を2 mmとした。治療計画装置であるPinnacle³(ver9.6, Philips社製)を用いて骨盤部の各組織を治療計画装置上の構造体として設定し、リスク分類に合わせて臨床的標的体積(clinical target volume: CTV)を設定した。CTVにマージンとして背側に4 mm、背側以外に5 mm加えたものを計画標的体積(planning target volume: PTV)とした。線量処方では1回の照射でPTV容積の95%をカバーする線量を180 cGyもしくは200 cGyとした。X線のエネルギーは6 MVを用い、VMATによる照射は一回転照射とした。線量計算においてアイソセンタ(isocenter, IC)はCTVの重心とし、コントロールポイントは2°ごと、計算グリッドは2 mm、線量計算アルゴリズムはcollapsed cone convolutionとした。Table 2に2-2-3項で対象とした臨床例5例のPTV内の平均線量と標準偏差、膀胱と直腸の平均および最大線量を示す。

立案した治療計画の正当性を明らかにするため、

Table 2 Dose indexes of plans in patient study

No.	PTV		Bladder		Rectum	
	Ave: cGy	SD: %	Ave: cGy	Max: cGy	Ave: cGy	Max: cGy
4	203.8	0.8	96.4	207.3	104.0	204.6
5	208.3	1.6	128.2	211.8	119.4	213.7
6	184.3	1.1	90.7	187.6	87.4	184.9
7	207.2	1.4	105.6	211.2	108.9	209.7
8	206.7	1.4	131	209.9	121.5	210.1

Ave: average SD: standard deviation

RT3000 New Water ファントム (R-TECH 社製) を用いて絶対線量と相対線量の測定を行い、治療計画装置の計算線量と比較した。絶対線量の測定は、自由空気電離箱 (30013 型, PTW 社製) と電位計 (35040 Advanced Therapy Dosimeter, FLUKE 社製) を用いて実施した。RT3000 New Water ファントムに電離箱を挿入し、IC および周辺 2 点の線量を測定した。ここで、線量計の幾何学的中心の位置照合にはコーンビーム CT (cone beam computed tomography: CBCT) を取得可能である X-ray Volume Imaging (XVI, ver. 4.5) を用いた。相対線量は GafChromic film (RTQA2, International Specialty Products 社製) を用いて IC を通る横断面、矢状断面、冠状断面を評価した。評価法には γ 法 (許容距離: 3 mm, 許容線量誤差: 3%) を用い、 γ 解析を実施した線量域 (閾値) は 1 回線量の 50% とした。絶対線量における計画線量と実測線量の誤差は当施設で定める許容値の範囲内 ($\pm 3\%$ 以下) であり、相対線量の評価では Pass 率が 90% 以上であったことから、それぞれの症例において照射可能であると判断した。また、1-5 項で再構築する線量分布と比較するため、閾値を 1 回線量の 30% としたときの Pass 率を記録した。

1-3 治療中の線量分布の再構築

治療中の線量再構築には Dosimetry Check (DC, Math Resolutions 社製) を用いた。DC は EPID によって収集した透過 X 線画像からカーネルを用いた逆計算によってフルエンス画像に変換し、pencil beam 法を用いて線量計算を行う^{7, 19~22)}。線量計算の詳細な手順は 1-3-2 項に示す。

1-3-1 基礎データの収集およびカーネルの作成

治療装置は Synergy (Elekta 社製) を用い、Synergy に搭載された EPID を画像収集位置 (ターゲットから 159 cm で固定) に配置した。照射野は 5×5, 10×10, 15×15, 20×20 cm² とし、アクリルの水槽を用いて測定を行った。吸収体 (水) の厚さは 0, 5, 10, 15, 20, 30,

40 cm とし、IC は吸収体の中心に一致させた。ここで、照射野や吸収体の厚さ、測定方法は DC の設定に従った。X 線のエネルギーを 6 MV とし、各条件で 100 MU 照射し、透過 X 線画像を得た。透過 X 線画像を用いたカーネルの生成には、DC に付属するソフトウェアを用いた。カーネルは点広がり関数 (point spread function: PSF) で示されることが知られており、EPID 内の PSF は次式の 5 項の指数関数の和で表現される^{19~21)}。

$$k(r) = \sum_{i=1}^n a_i \exp(-b_i r)$$

ここで、 r はビーム軸からの距離、 a_i , b_i は i 番目の項における二つのパラメータ、 $n=5$ とし²⁰⁾、各吸収体厚でカーネルのパラメータを計算した。カーネルのパラメータは 1-4 項のガントリ固定照射の再構成結果と治療計画において、IC の線量が一致するようにコミッショニングを行った。

1-3-2 透過 X 線を用いた治療中の線量再構築

透過 X 線を用いた治療中の線量再構築の手順を Fig. 1 に示す。はじめに対象のセットアップを行い、対象の透過 X 線画像を EPID にて収集した。照射野内に何も無い状態で基準画像 (照射野 10×10 cm², 100 MU) を収集し、透過 X 線画像と基準画像をもとに、カーネルを用いて逆計算によってフルエンス画像に変換した。得られたフルエンス画像から pencil beam 法を用いて線量分布を計算した。ここで、ビームが透過する吸収体の厚さはガントリ角度やビーム方向によって異なるため、任意の厚さに適合したカーネルを作成する必要があった。任意の厚さにおけるカーネルのパラメータ a_i , b_i は近傍の測定済みのパラメータから線形補間して使用した。

1-4 ガントリ固定照射における透過 X 線を用いた線量評価

治療計画装置に対する DC の計算精度を確認するため、VMAT に対して単純な照射として、ガントリ固

Fig. 1 Procedure of dose calculation using EPID images.

Table 3 Value of exponential parameters, a_i , b_i (thickness=10 cm)

i	a_i	b_i
1	65.737	22.995
2	0.084964	2.3046
3	0.0050691	0.61835
4	0.00013681	0.044812
5	0.033627	2.9865

定照射による IC の線量および軸外の線量プロファイルの評価を行った。照射対象のファントムはカーネル作成時の吸収体(水)を用いて次の二つの条件で行った。A. ガントリ角度 0° の 1 門照射, 照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$, 吸収体の厚さ 15 cm, IC をファントム中心とし, IC に 200 cGy を処方する治療計画と B. ガントリ角度 $0, 90, 180, 270^\circ$ の 4 門照射, 他の条件は A と同一とし, 各門から IC に 50 cGy として IC に計 200 cGy を処方する治療計画とした。評価結果から DC の計算精度について検討を行った。

1-5 VMAT 照射における治療中の線量評価

RT3000 New Water ファントムおよび臨床例を対象として, VMAT の照射中に EPID を用いて透過 X 線画像を収集し, 基準画像および DC を用いて治療中の線量分布を再構築した。再構築したすべての症例において, IC の絶対線量と相対線量を治療計画と比較した。相対線量の評価には γ 法(許容距離: 3 mm, 許容線量誤差: 3%)を用い, 低線量域を含む評価として 1 回線量の 30%, 高線量域の評価として 50%を閾値とした。臨床例においては, PTV 内の平均線量と標準偏差, リスク臓器として膀胱と直腸の平均線量と最大

Fig. 2 Shape of kernel (thickness=10 cm).

線量を計画線量と比較した。

2. 結果

2-1 測定で得られたカーネルのパラメータ

吸収体の各厚さで算出したカーネルのパラメータの一例として, 厚さ 10 cm の場合のカーネルのパラメータを Table 3 に示し, カーネルの形状を Fig. 2 に示す。Figure 2 に示すようにカーネルは原点で凸となる形状であった。

2-2 治療中の線量分布の評価

2-2-1 ガントリ固定照射

Figure 3 にガントリ固定照射における等線量曲線と軸外の線量プロファイル(上段: 1 門照射, 下段: 4 門照射)を示す。治療計画時の IC の線量評価は 1 門照射と 4 門照射ではそれぞれ 200.1, 200.0 cGy であったのに対し, DC ではそれぞれ 203.2, 199.2 cGy であり, その差はそれぞれ 1.6, -0.4%であった。軸外の線量プロファイルに関して, 1 門照射では肩から裾野部

L-R : Left-Right S-I : Superior-Inferior

Fig. 3 Results of dose distributions and off-axis doses. Upper: 1 beam, lower: 4 beams.

Isodose curves are 100, 80, 60, 40, 20% of IC dose.

Table 4 Results of verification

No.	Verification				
	Plan : cGy	Measured dose : cGy	Difference IC: %	γ method	
1	191.9	193.1	0.6	87.9	93.9
2	197.0	200.9	2.0	86.4	97.3
3	188.7	185.8	-1.5	91.9	95.2
4	204.5	202.4	-1.0	90.4	91.7
5	200.3	201.0	0.3	96.2	99.3
Mean	-	-	0.1	90.5	95.5
SD	-	-	1.4	3.8	2.9

分まで一致していたが、4 門照射では肩から裾野部分で DC の方が低い傾向があった。また、1 門照射では原点からおよそ 13 cm より外側で線量がゼロとなり、4 門照射では原点からおよそ 13 cm 付近でプロファイルが滑らかでない部分が観察された。

2-2-2 RT3000 New Water ファントムを対象とした VMAT 照射

Table 4 に線量検証の結果を示す。IC における絶対線量は基準値である $\pm 3\%$ よりすべて小さく、治療計画との差の平均値と標準偏差は $0.1 \pm 1.4\%$ 、最大差は 2.0% だった。相対線量の評価では閾値 30%で $90.5 \pm 3.8\%$ 、閾値 50%で $95.5 \pm 2.9\%$ であった。Figure 4 に症例 2 におけるファントム内の線量分布を示し、評価結

果を Table 5 にまとめた。ファントムでは IC における絶対線量は線量検証時、DC とともに基準値である $\pm 3\%$ よりすべて小さく、治療計画との差の平均値と標準偏差は $-0.5 \pm 0.5\%$ 、DC における最大差は -1.2% だった。相対線量の評価では閾値 30%で $93.8 \pm 4.4\%$ 、閾値 50%で $93.9 \pm 5.2\%$ であった。Pass 率について、線量検証では閾値を 30%から 50%とすることで Pass 率が上がる一方、DC では閾値の変化による Pass 率の向上は観察されなかった。

2-2-3 臨床例を対象とした VMAT 照射

Figure 5 に症例 4 における患者の CT 画像内の線量分布を示し、評価結果を Table 6 にまとめた。臨床例でも IC における絶対線量は基準値である $\pm 3\%$ より

Fig. 4 Dose distribution of patient 2 in phantom.
Isodose curves are 100, 80, 60, 40, 20% of IC dose.
(a) Transverse, (b) Sagittal, (c) Coronal

Table 5 Results of phantom study

No.	DC				
	Plan : cGy	Reconstructed dose : cGy	Difference IC: %	γ method	
				30%	50%
1	194.4	193.6	-0.4	96.7	97.6
2	200.7	199.7	-0.5	89.3	89.2
3	187.4	185.2	-1.2	89.5	87.6
4	205.0	203.7	-0.6	99.3	99.4
5	201.3	201.9	0.3	94.3	95.7
Mean	-	-	-0.5	93.8	93.9
SD	-	-	0.5	4.4	5.2

すべて小さく、DCにおける最大差は-1.5%だった。治療計画との差の平均値と標準偏差は、 $0.1 \pm 1.2\%$ であった。相対線量の評価における治療計画との差は、閾値30%では $98.2 \pm 1.9\%$ 、閾値50%では $95.3 \pm 4.1\%$ であった。Table 7に再構築した線量分布の線量指標を示す。線量指標はすべての組織で再構築した線量分布の方が治療計画より小さくなる傾向が観察された。また、PTV内の標準偏差は再構築した線量分布の方が大きい傾向があった。

3. 考 察

本研究で用いたDCは、EPIDによって収集した透過X線画像と事前に作成したカーネルを用いて逆計算によってフルエンス画像に変換し、線量計算を行う手順であった。この方法では線量分布の再構築を実施する事前準備としてカーネルを作成する必要があった。作成したカーネルの形状は先行研究と同様であり、カーネルの原点付近は直接線成分が、裾野部分は側方散乱線成分が寄与している²⁰⁾。

ガントリ固定照射の2条件について再構築した線量

Fig. 5 Dose distribution of patient 4 in planning CT.
(a) Transverse, (b) Sagittal, (c) Coronal

Table 6 Results of patient study

No.	DC				
	Plan : cGy	Reconstructed dose : cGy	Difference IC: %	γ method	
4	202.5	204.6	1.0	99.7	99.7
5	210.2	207.1	-1.5	95.4	90.7
6	184.4	185.0	0.3	99.9	92.2
7	207.6	206.1	-0.7	97.1	94.5
8	207.5	210.2	1.3	98.9	99.5
mean	-	-	0.1	98.2	95.3
SD	-	-	1.2	1.9	4.1

Table 7 Dose indexes of reconstructed distribution in patient study

No.	DC					
	PTV		Bladder		Rectum	
	Ave: cGy	SD: %	Ave: cGy	Max: cGy	Ave: cGy	Max: cGy
4	202.2	2.2	83.9	206.0	98.6	206.3
5	201.3	4.1	117.0	209.2	112.4	211.8
6	182.0	2.6	84.4	187.1	87.2	182.5
7	202.9	3.0	89.1	206.3	102.7	206.5
8	202.3	3.9	115.4	202.9	114.8	207.8

と計画線量を IC で比較すると, 1 門照射では 1.6%, 4 門照射では 0.4% の差異が観察された. ガントリ固定照射での差異は, DC の精度を示している. 治療計画

との差異について, EPID 画像の信号値のゆらぎやカーネルのパラメータの影響, 線量計算アルゴリズム (pencil beam 法) の精度などが考えられた. EPID 画

像の信号値のゆらぎについて、6週間で1%以下であったという報告がある²¹⁾。カーネルのパラメータは、ガントリ固定照射の条件においてICの線量を指標としてコミッショニングを行った。この結果、ガントリ固定照射の条件においてICの線量で2%を超えず一致していた。軸外の線量プロファイルに関して、1門照射では肩から裾野部分まで一致する一方、4門照射では肩から裾野部分でDCの方が低い傾向があった。カーネルのパラメータは再構築する線量分布に影響を与えるため、目的に応じてコミッショニングする必要がある。また、1門照射と4門照射ともに原点からおよそ13 cm付近でプロファイルに変化がみられた。これはEPIDの撮影範囲がアイソセンタで26 cmであるため、撮影範囲外で線量計算が実行されなかったことが原因であると考えられた。線量計算アルゴリズムについて、DCで利用しているpencil beam法は不均一な部位で計算精度が低下することが指摘されている²³⁾ものの、ガントリ固定照射では均一な水ファントムに照射していることから、影響は少ないと考えた。

RT3000 New Water ファントムおよび臨床例を対象としてVMATの照射を行い、透過したX線を用いて治療中の線量分布を再構築した。Table 4に示すように、ファントムによる線量検証時の測定結果は当施設で定める許容値の範囲内であった。また、Table 5に示すように、ファントムを対象として再構築した線量分布について線量検証時と同様の基準で評価した結果、2症例で相対線量のPass率が90%を下回った。線量検証では閾値を30%から50%とすることでPass率が上がる一方、DCでは変化がなかった。これは、線量検証時に用いたフィルムには雑音などの不確かさがあり、閾値を上げることによってこの影響が低減されてPass率が上がる一方、DCではすべての線量域で一定割合の誤差があることが示唆された。EPIDを用いた治療前の線量検証は緒言に示したような利点がある。しかし、EPIDのみで治療前の線量検証を実施することは実際にファントム内の線量測定をしていない点に注意を要する。

Table 6に臨床例を対象として再構築した線量分布の評価結果を示した。線量分布を線量検証時と同様の基準で評価したところ、ファントムと比較して不均一な領域において計算精度が低下することが懸念されたが、ファントム同様に基準を満たす結果が得られた。Table 7に示すように、臨床で用いる線量指標で再構築した線量分布を評価した結果、平均線量が低くなっ

た要因として、本研究で採用したコミッショニング法による誤差や治療時の体形変化が挙げられた。今回の評価では治療計画時のCT画像を用いているため、治療時の体形および臓器の位置を反映していない。治療時の体形および臓器の位置を反映した線量分布の構築には治療直前の位置合わせ、もしくは、治療中の収集したCBCT画像の利用によって改善が見込まれる。また、PTV内の標準偏差は再構築した線量分布の方が大きい傾向があった。これは、治療計画装置がPTV内に均一に照射するように制約を設けているが、DCによって再構築した線量分布は上記に示したさまざまな要因によってPTV内の均一性が損なわれたためであると考えた。以上のようにEPIDによって収集した透過X線画像から治療中の線量分布の再構築を実施した。治療中の線量評価は腫瘍制御および副作用の正当な評価につながるため、放射線治療において重要な課題である。治療中の線量評価について国際的には多くの研究があり、かつ、日常的に実施されており⁹⁻¹⁴⁾、国内において今後の普及が期待される。

4. 結 論

放射線治療中に照射対象を透過したX線および商用ソフトを用いて治療中の線量分布を再構築できた。ファントムにおいて線量検証と同様の基準で評価した結果、再構築した線量分布は当施設で定める許容値の範囲内であった。臨床例において、再構築した線量分布は治療計画と同一の線量指標を用いて評価することが可能であった。治療中の線量評価を実施することによって計画線量と実際の投与線量の違いを正確に把握することが可能となり、効果や副作用の正当な評価につながる。

謝 辞

研究を進めるにあたり、日頃からご指導をいただいている当院放射線部・科諸氏にこの場を借りて深謝いたします。また、基礎データ収集にご協力いただいた東洋メディック 黒田武弘氏にこの場を借りて感謝申し上げます。

本論文の要旨は2015年5月第69回東京支部春期学術大会(駒澤大学)において発表した。また、本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金 基盤研究(C)(No. 24601005, No. 15K08692)の援助を受けた。

参考文献

- 1) 日本放射線腫瘍学会 編. 総論. 放射線治療計画ガイドライン 2012 年版. 金原出版, 東京, 2012: 1-11.
- 2) 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.
- 3) IMRT 物理 QA ガイドライン専門小委員会(日本放射線腫瘍学会 QA 委員会). 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011. 日本放射線腫瘍学会.
- 4) Han Z, Ng SK, Bhagwat MS, et al. Evaluation of MatriXX for IMRT and VMAT dose verifications in peripheral dose regions. *Med Phys* 2010; 37(7): 3704-3714.
- 5) Li G, Zhang Y, Jiang X, et al. Evaluation of the ArcCHECK QA system for IMRT and VMAT verification. *Phys Med* 2013; 29(3): 295-303.
- 6) Wendling M, Louwe RJ, McDermott LN, et al. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Med Phys* 2006; 33(2): 259-273.
- 7) Narayanasamy G, Zalman T, Ha CS, et al. Evaluation of Dosimetry Check software for IMRT patient-specific quality assurance. *J Appl Clin Med Phys* 2015; 16(3): 5427.
- 8) van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, et al. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiother Oncol* 2008; 88(3): 289-309.
- 9) Wendling M, McDermott LN, Mans A, et al. A simple backprojection algorithm for 3D in vivo EPID dosimetry of IMRT treatments. *Med Phys* 2009; 36(7): 3310-3321.
- 10) Mans A, Remeijer P, Olaciregui-Ruiz I, et al. 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. *Radiother Oncol* 2010; 94(2): 181-187.
- 11) Mans A, Wendling M, McDermott LN, et al. Catching errors with in vivo EPID dosimetry. *Med Phys* 2010; 37(6): 2638-2644.
- 12) Olaciregui-Ruiz I, Rozendaal R, Mijnheer B, et al. Automatic in vivo portal dosimetry of all treatments. *Phys Med Biol* 2013; 58(22): 8253-8264.
- 13) Fidanzio A, Azario L, Greco F, et al. Routine EPID in-vivo dosimetry in a reference point for conformal radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 2015; 60(8): N141-150.
- 14) Rozendaal RA, Mijnheer BJ, Hamming-Vrieze O, et al. Impact of daily anatomical changes on EPID-based in vivo dosimetry of VMAT treatments of head-and-neck cancer. *Radiother Oncol* 2015; 116(1): 70-74.
- 15) Bailey DW, Kumaraswamy L, Bakhtiari M, et al. EPID dosimetry for pretreatment quality assurance with two commercial systems. *J Appl Clin Med Phys* 2012; 13(4): 3736.
- 16) 辰己大作, 中田良成, 家永晃功, 他. VMAT における EPID Dosimetry の検討. *日放技学誌* 2013; 69(1): 11-18.
- 17) Royer P, Marchesi V, Rousseau V, et al. [Evaluation of transit in vivo dosimetry using portal imaging and comparison with measurements using diodes]. *Cancer Radiother* 2014; 18(3): 183-190.
- 18) NCCN Guidelines. http://www.nccn.org/professionals/physician_gls/f_guidelines.asp (Accessed 2016 年 3 月 15 日).
- 19) Gimeno J, Pujades MC, García T, et al. Commissioning and initial experience with a commercial software for in vivo volumetric dosimetry. *Phys Med* 2014; 30(8): 954-959.
- 20) Steciw S, Warkentin B, Rathee S, et al. Three-dimensional IMRT verification with a flat-panel EPID. *Med Phys* 2005; 32(2): 600-612.
- 21) Renner WD, Norton K, Holmes T. A method for deconvolution of integrated electronic portal images to obtain incident fluence for dose reconstruction. *J Appl Clin Med Phys* 2005; 6(4): 22-39.
- 22) Renner WD, Sarfaraz M, Earl MA, et al. A dose delivery verification method for conventional and intensity-modulated radiation therapy using measured field fluence distributions. *Med Phys* 2003; 30(11): 2996-3005.
- 23) Knöös T, Ahnesjö A, Nilsson P, et al. Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue. *Phys Med Biol* 1995; 40(9): 1411-1420.

問合先

〒113-8655 文京区本郷 7-3-1

東京大学医学部附属病院放射線部・科 今江禄一