原 著

論文受付
2012 年 6 月 15 日

論文受理
2012 年 10 月 9 日

Code No. 852

VMAT における EPID Dosimetry の検討

辰己大作¹ 中田良成¹ 家永晃功¹ 四方田あかね¹
井上 誠¹ 市田隆雄¹ 細野雅子²

¹ 大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部

² 大阪市立大学大学院医学研究科放射線医学教室

緒 言

Intensity modulated radiotherapy(IMRT)や volumetric modulated arc therapy (VMAT)など高精度放射線治療では、患者ごとに線量検証を実施し、治療精度を担保することが求められている。近年、セットアップの位置検証に用いられる electronic portal image device (EPID)を quality assurance(QA)や線量検証に応用する EPID dosimetry の報告が多数なされている¹⁻⁵⁾。EPID dosimetry による患者ごとの線量検証は、測定精度や再現性が高く、フィルム法に匹敵する高解像度のデータを短時間で収集できる利点を有し¹⁾、特に Varian 社のリニアックにおいて実施されてきた。しかしながら、Elekta 社の VMAT においては、患者ごとの線量検証を EPID dosimetry によって実施された報告はなく、

臨床現場でも Elekta 社においては、VMAT、IMRT ともに EPID dosimetry の環境が整っておらず、実施されていないのが現状であると考えられる。

本研究では、商用のソフトウェアである EPIDose(Sun Nuclear Corporation, USA)を用いて、Elekta VMAT (Elekta, UK)における EPID dosimetry を実施する手法について検討を行ったので報告する。

1. 方 法

1-1 リニアックと各線量検証手法の概要

すべての測定は、リニアック Elekta Synergy(Elekta, UK)の 6 MV と 10 MV の X 線を用いて行った。同機種は Elekta VMAT 対応のものである。EPID dosimetry には Synergy に付属する iViewGT(Elekta, UK)を用いた。

Electronic Portal Image Device Dosimetry for Volumetric Modulated Arc Therapy

Daisaku Tatsumi,^{1*} Ryosei Nakada,¹ Akinori Ienaga,¹ Akane Yomoda,¹
Makoto Inoue,¹ Takao Ichida,¹ and Masako Hosono²

¹Department of Radiology, Osaka City University Hospital

²Department of Radiology, Osaka City University Graduate School of Medicine

Received June 15, 2012; Revision accepted October 9, 2012

Code No. 852

Summary

Recently electronic portal image devices (EPIDs) have been widely used for quality assurance and dose verification. However there are no reports describing EPID dosimetry for Elekta volumetric modulated arc therapy (VMAT). We have investigated EPID dosimetry during VMAT delivery using a commercial software EPIDose with an Elekta Synergy linac. Dose rate dependence and the linac system sag during gantry rotation were measured. Gamma indices were calculated between measured doses using an EPID and calculation made by a treatment planning system for prostate VMAT test plans. The results were also compared to gamma indices using films and a two-dimensional detector array, MapCHECK2. The pass rates of the gamma analysis with a criterion of 3% and 2 mm for the three methods were over 96% with good consistency. Our results have showed that EPID dosimetry is feasible for Elekta VMAT.

Key words: volumetric modulated arc therapy (VMAT), electronic portal image device (EPID) dosimetry, patient specific quality assurance (QA), dose rate dependence

*Proceeding author

iViewGT はアモルファスシリコンタイプの検出器で、検出器前面に 1 mm の銅板が内蔵されている。線源－EPID 間距離は約 160 cm 一定で、アイソセンタ上でのデータ収集サイズが $26 \times 26 \text{ cm}^2$ 、ピクセルサイズ(解像度)は 0.25 mm である^{6,7)}。iViewGT のデータを取り扱うにあたり、取得された画像のピクセル値は正規化されたもので、そのままの値では線量評価できないことに注意が必要である。オリジナルのピクセル値を得るには、正規化されたピクセル値を pixel scale factor とよばれる正規化時のファクタで除する必要がある⁷⁾。次に、EPID dosimetry の比較校正および検証結果を比較するために、二次元半導体検出器 MapCHECK2 Model-1177(Sun Nuclear Corporation, USA)を用いた。さらに、従来から実施しているフィルム検証と比較するためフィルム検証システムを用いた。フィルム検証システムは、タフウォータ製 IMRT ファントム(タイセイメディカル, Japan)のアイソセンタ上の coronal 断面に Kodak EDR2 (Carestream Health Inc., USA) フィルムを配置し、VMAT 照射を実施する。照射後、自動現像機にて、あらかじめ取得したキャリブレーションフィルムとともに現像を行い、フィルム解析システム DD-System ver.9.3 (R-Tech, Japan)を用いて、フィルム解析および評価を行った。

1-2 EPIDose の概要

EPID dosimetry には、商用のソフトウェアである EPIDose を用いた。EPIDose は、画像データである EPID をアイソセンタ上のファントム内の線量データに変換するためのソフトウェアである。Fig. 1 に示すように、画像データを線量データに変換するには、あらかじめ、physics model の作成が必要となる。Physics model の作成には、EPID と線量検証用検出器との比較校正が必要で、今回は比較校正に MapCHECK2 を用いた。比較校正には、いくつかの情報が必要で、線源－EPID 間距離をアイソセンタに戻すスケール情報、output factor、kernel、dose calibration などのデータ入力が必要である。ここで、EPID dosimetry および MapCHECK2 の線量の値付けである dose calibration は、後述する検出器の線量率依存性を考慮して、前立腺 VMAT 5 例の平均照射線量率 $232.6 \pm 8.5 \text{ monitor unit/minute (MU/min)}$ から、線量率 150 MU/min (VMAT の最大線量率を 300 MU/min に設定しており、それより一段階低い線量率である)を用いて実施した。また、EPIDose では画像情報である digital imaging and communications in medicine (DICOM) データと画像付帯情報である logfile データの 2 種類が必要で、前述した

Fig. 1 Diagram showing an EPID dosimetry procedure. A physics model was created by comparing an EPID image and a dose distribution measured by a MapCHECK2 positioned in a phantom. In other words, the EPID image pixel values were converted to absolute doses by providing the distance between the EPID and the isocenter, the beam output factor, the dose kernel, and the dose calibration table.

pixel scale factor は logfile データに記述されている。なお、EPIDose のモデリングのためのデータ収集方法については、EPIDose のマニュアルに詳細な方法が記載されており、EPIDose のアルゴリズムについては、Nelms ら⁸⁾によって詳細が述べられているため、そちらを参照いただきたい。

1-3 VMAT 検証のための EPID dosimetry の基礎的検討

VMAT は照射中にガントリー回転、ガントリー速度、線量率、リーフポジションなどがダイナミックに変化する照射法である⁹⁾。VMAT の EPID dosimetry を実施するにあたり、EPID の線量率依存性とガントリー回転による装置系のダレ(ガントリーと検出器パネルのダレを総合したもの)を把握しておく必要がある。ここで、EPID の出力安定性、平坦度、対称性については Budgell ら⁷⁾によってその精度は明らかにされている。まず、EPID の線量率依存性は、リニアックの線量率を 600, 300, 150, 75 MU/min と変化させながら、各線量率で、ガントリー角 0 度、照射野サイズ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 、100 MU の照射を行い、600 MU/min を基準とした時の EPID の線量率依存性を求めた。

次に、装置系のダレをガントリー角 -180 度から 180 度まで 10 度ごとに評価した。各ガントリー角度では、コリメータ角 0, 90, 180, 270 度の 4 方向のデータを取得し、照射野重心位置を求めた。装置系のダレは、検

出器パネルの基準座標に対する照射野重心位置の変位量として計算した。なお、検出器パネルの基準座標には、各ガントリー角度で得られた照射野重心位置の平均値を採用した。

1-4 前立腺 VMAT 治療計画と QA プランの作成

前立腺 VMAT 5 例のテストプランを放射線治療計画装置 Monaco ver.3.0(Elekta, USA)を用いて作成した。すべてのプランはエネルギー 10 MV, ガントリー 1 回転の VMAT で作成し、計算アルゴリズムは Montecarlo を用い、計算グリッド 2 mm, 計算精度 Montecarlo variance 2% で計算を行った。プラン作成後、EPID dosimetry および MapCHECK2 の線量検証用に、Fig. 2 に示す線量検証用ファントムにデータの置き換えを行った。Monaco ver.3.0 では、QA プラン作成時に、VMAT のガントリー回転プランを、すべてガントリー 0 度で照射するプランに変更することが可能であり、その機能を利用してガントリー 0 度の VMAT QA プランを作成した。また、従来から実施しているフィルム検証では、タフウォータ製 IMRT ファントムに VMAT のガントリー回転プランをそのまま置き換え QA プランを作成した。なお、本研究で用いた臨床データは、倫理委員会において認められた、「診療情報を医学の教育・研究に使用させていただくための同意書」をいただいたものである。また、今回の研究では過去に VMAT を行った症例の治療データを後向き研究に利用したものであり、本研究のために患者に新たな負担を与えることはなく、個人情報 は削除したうえで使用した。

1-5 各線量検証手法による VMAT 線量測定と評価基準

VMAT 線量測定として、MapCHECK2, EPID dosimetry のガントリー 0 度固定(fixed gantry angle)とガントリー回転(VMAT), およびフィルムの 4 種類を選択した。ガントリー 0 度の線量測定は、EPIDose ソフトウェアの精度を確認する目的があり、治療計画装置の QA プランと同じアライメントで比較を行った。MapCHECK2 の測定は、Fig. 2 に示すように、アイソセンタ上に MapCHECK2 を配置し、検出器までの深さが水等価深で 10 cm となるようにファントムを追加し、ガントリー 0 度から照射を実施した。EPID dosimetry は、ファントムなどは配置せず、EPID に直接照射を行い、iViewGT の single exposure 機能によってデータを取得した。フィルム法は、source-axis-distance 100 cm のアイソセンタ上にタフウォータ製 IMRT ファントムのフィルム面がくるように配置し、VMAT 照射を行った。

Fig. 2 An axial CT image of a QA phantom with a dose distribution overlaid.

The phantom was placed on top of the MapCHECK2, and had a water equivalent depth of 10 cm. The relative electron density of the detector layer of the MapCHECK2 was replaced with the neighboring density of 1.8.

VMAT 線量検証の評価基準は、EPID dosimetry および MapCHECK2 については、各々、治療計画装置のプランと比較し、 γ 解析の 3% / 2 mm, threshold 10% の条件のもとで pass 率の評価を行った。フィルム検証については、治療計画装置のプランと比較し、 γ 解析の 3% / 2 mm, threshold 50% の条件のもとで pass 率の評価を行った。なお、フィルム検証では、フィルム法の問題で低線量域にエラーが発生しやすいため、threshold 50% を採用している。

2. 結果

2-1 VMAT 検証のための EPID dosimetry の基礎的検討

VMAT 照射中の線量率変化を考慮して、EPID の線量率依存性を測定した。リニアックの線量率を 600, 300, 150, 75 MU/min と変化させた時の 600 MU/min を基準とした時の EPID の線量率依存性は、Fig. 3 に示すように、低線量率になるほど 6 MV ではやや感度低下を示し、75 MU/min で約 2% 低下した。一方、10 MV では感度上昇傾向を示し、75 MU/min で約 13% 上昇した。この 10 MV の線量率依存性が前立腺 VMAT の EPID dosimetry に及ぼす影響を Fig. 4 に示す。EPID を 150 MU/min で線量校正した Fig. 4(a) では、絶対線量の一致が認められたが、600 MU/min で線量校正した Fig. 4(b) では、線量率依存性の影響を受けて絶対線量が一致しなかった。なお、線量分布においてガントリー側でプロファイルが一致していないのは、治療計画プランと実測データとの不一致で生じたエラーであり、線量率依存性とは関係がない。

Fig. 5 は、検出器パネル上の基準位置に対する照射野重心位置の変位をガントリー角度ごとに測定した結

Fig. 3 Plots of EPID pixel values as a function of dose rates for 6 MV and 10 MV photons. Each of the plots was normalized to 1.0 for a nominal dose rate of 600 MU/min, showing opposite dose rate dependences.

Fig. 4 Plots of prostate VMAT dose profiles along the central axis in the GT direction provided by the EPID dosimetry for a photon energy of 10 MV (a) calibrated at a dose rate of 150 MU/min and (b) calibrated at a dose rate of 600 MU/min. Gamma plots are also shown for both figures, where the white regions have gamma indices over 1.0.

Fig. 5 Plots of measured field center displacements relative to a detector panel reference point as a function of the gantry angle. A linac system sag was caused by the gravity force during gantry rotation. An approximate displacement of ± 1 mm was observed.

果である。ガントリー角度の変化に伴って、重力の影響を受け装置系のダレが発生する。Left-right(LR)方向、gantry-target(GT)方向ともに、概ね ± 1 mm 程度の変位が認められた。

2-2 各線量検証手法による VMAT 線量検証結果の比較

MapCHECK2, EPID dosimetry(fixed gantry angle)およびフィルム検証の3種類の線量検証手法において、前立腺 VMAT の線量検証結果を比較した。その結果を

Fig. 6 A pass rate comparison for prostate VMAT dose verification with different dosimetry systems. The pass rates exceeding 96% (gamma index with a 3%/2 mm criterion) were obtained using MapCHECK2 and EPID dosimetry both with the gantry angle fixed at 0°, and a film with the gantry rotated. The box plot shows sample minimum, lower quartile, median, upper quartile, and sample maximum.

Fig. 7 Comparisons of central-axis dose profiles in the GT direction between a VMAT plan and a measured dose by (a) a film, (b) EPID at a fixed gantry angle of 0°, and (c) MapCHECK2 at a fixed gantry angle of 0°.

The plan showed a slightly higher dose at the gantry side (see arrow), which was reproduced by the EPID and the film measurements. However, the MapCHECK2 did not reproduce it due to large detector spacing. Gamma plots are also shown for both figures, where the white regions have gamma indices over 1.0.

Fig. 6 に示す。3 種類の線量検証手法の pass 率に大きな相違はなく、概ね 96% 以上 (γ 解析 3%/2 mm 基準) の pass 率が得られた。Fig. 7 は線量検証結果の一例である。従来法であるフィルム検証 Fig. 7(a) において、アイソセンタ上の GT 方向の線量プロファイルと比較したところ、ガントリー側で実測の線量分布がやや高くなる傾向のプランであった。Fig. 7(b) の EPID dosimetry (fixed gantry angle) では、フィルム検証と同等のエラーを検出できている。一方、Fig. 7(c) の MapCHECK2 では検出器素子間隔が粗いため、エラーは検知できたが傾向まで読み取ることができなかった。

次に、EPID dosimetry のガントリー 0 度固定 (fixed

gantry angle) とガントリー回転あり (VMAT) の比較を行った。Fig. 5 で示したように、VMAT ではガントリー回転中に装置系のダレによって照射野重心位置が検出器パネルの基準位置に対して変位する。比較対象である治療計画プランのガントリー 0 度に対して、ガントリー回転中の平均の位置は、R 方向に 0.37 mm、T 方向に 1.14 mm 変位するため、このずれをキャンセルすべく VMAT の測定データを G 方向へ 1 mm 位置をずらして治療計画プランとの比較を行った。左右方向は 1 mm 以下の変位であるため修正は行わなかった。Fig. 8 に EPID dosimetry の fixed gantry angle と VMAT の回転照射の線量検証結果を示す。治療計画装置のプランと

Fig. 8 A pass rate comparison for prostate VMAT verification by the EPID dosimetry with the gantry angle fixed at 0° and the gantry rotated.

An average pass rate with the gantry rotate reduced by 2% compared to that with the gantry position fixed under a gamma index criterion of 3% and 2 mm. This was considered to be due to linac system sag. The box plot shows sample minimum, lower quartile, median, upper quartile, and sample maximum.

Fig. 9 Comparisons of central-axis dose profiles obtained by EPID dosimetry for a VMAT plan with and without gantry rotation (fixed at 0°). (a) LR direction and (b) GT direction.

比較した場合、fixed gantry angle より VMAT の方が、 γ 解析(3% / 2 mm 基準)において 2% 程度の平均 pass 率の低下を認めた。さらに両者の違いを調査するため、fixed gantry angle と VMAT の線量分布を直接比較した。この比較においても VMAT で G 方向へ 1 mm 位置をずらして評価を行った。 γ 解析(2% / 1 mm 基準)では、平均 pass 率 98.9%(範囲: 97.3~100%)とよく一致し、 γ 解析(1% / 1 mm 基準)の厳しい条件では、平均 pass 率 89.9%(範囲: 75.1~99.3%)と急激な pass 率の低下を認めた。Fig. 9 に fixed gantry angle と VMAT を直接比較した結果の 1 例を示す。両者のプロファイルにはよい一致が認められた。

3. 考 察

Elekta VMAT において EPID dosimetry を実施する手法について検討した。VMAT は照射中にガントリー回転、ガントリー速度、線量率、リーフポジションなどが

ダイナミックに変化する照射であるため、EPID dosimetry を実施するうえで、線量率依存性とガントリー回転に対する装置系のダレが基礎的な検討課題となった。Fig. 3 に示す線量率依存性の結果は、6 MV と 10 MV で異なる傾向が得られた。Winkler ら⁶⁾の iViewGT の基本特性を調査した報告によると、エネルギーによらず低線量率になるほど EPID の感度が低下する傾向が認められる。そのため、本研究の 10 MV の結果は EPID の本来の特性を示していないと考えられるが、再度、iViewGT のキャリブレーションを実施しても同様の傾向であったため、何らかの設定の違いによるものと考えられるが、その原因は明らかになっていない。Fig. 4 にて、線量率 600 MU/min で線量校正した時には VMAT の EPID dosimetry の絶対線量が一致しない結果を得た。しかしながら、線量率 600 MU/min 一定の通常照射で確認すると絶対線量が一致するため、EPID の線量率依存性が測定結果に影響を及ぼしたのと考えられる。それゆ

え、VMATのように照射中に線量率が変化する照射においては、EPIDの線量率依存性を考慮し、平均線量率で線量校正を実施するなどの対応が必要であると考えられた。

次に、ガントリー回転に対する装置系のダレの影響であるが、本研究では、ガントリーのダレと検出器パネルのダレの両者が包含された総合的な照射野重心位置の変位を観察していることになる。通常、比較対象となる治療計画プランには、重力による装置系のダレは考慮されていないため、本結果は、治療計画プランと実測データとの実質的な照射野重心位置の変位を示していると考えられる。Fig. 5からアイソセンタの変位幅は ± 1 mm程度と、定位放射線照射の機械的アイソセンタ精度に相当する程度のわずかな変位量であるため、検証を実施するうえで許容される数値であると考えられた。

EPIDoseソフトウェアの精度に関してはNelmsらの報告⁸⁾がある。それによると、VarianとSiemensの装置において、EPIDoseとMapCHECKの線量検証結果を比較したところ、DTA解析(2%/2 mm基準)における平均pass率は97.8%(範囲: 82.0~100%)と両者の結果はよく一致し、EPIDoseの精度と簡便さが明らかになったと結論付けられている。EPIDoseのElekta装置への対応が遅れたため、Nelmsらの報告⁸⁾には含まれていないが、本稿のEPIDose(fixed gantry angle)とMapCHECK2の線量分布を直接比較した結果、DTA解析(2%/2 mm基準)における平均pass率は98.1%(範囲: 95.5~100%)と同等の結果であり、ピクセル値の取り扱いの注意と線量率依存性の考慮がなされれば、Elekta装置でも十分な測定精度が期待できると考えられた。

回転を伴うVMATのEPID dosimetryに関しては、Fig. 8のEPID dosimetryの結果から、fixed gantry angleと比較して、VMATの回転照射において γ 解析(3%/2 mm基準)で2%程度の平均pass率の低下を認めた。この原因としては、fixed gantry angleとVMATの線量分布を直接比較した結果から、 γ 解析(2%/1 mm基準)では平均pass率98.9%、 γ 解析(1%/1 mm基準)では平均pass率89.9%と、1%の線量の相違がpass率に大きく影響を与えており、Fig. 5からも装置系のダレの影響は少ないと考えられた。また、フィルム法のVMATと比較した

場合、 γ 解析(3%/2 mm基準)の平均pass率は、EPID dosimetryのVMATで95.9%、フィルム法のVMATで96.6%と同等の結果が得られており、回転を伴うVMATのEPID dosimetryが可能であることを示唆していると考えられた。

EPID dosimetryを実施することのメリットとしては、ファントムをセットしなくてもよい簡便さがある。また、Fig. 7からも明らかのように二次元検出器と比較して、測定ポイントが多く、フィルム同等の解像度での検証が可能である。さらに、ガントリー角0度固定ではなく、実際に回転をしながらのVMATの検証が可能であることも特筆すべきである。一方、EPIDoseを使用するにはMapCHECK2などの比較校正のための検出器が必要であり、その検出器を用いて、あらかじめphysics modelを作成しておく必要がある。また、EPIDのキャリブレーションを実施した場合には、特性に変化がないかを確認し、変化がある場合にはphysics modelを再取得する必要がある。治療計画装置側にも制限があり、Monaco ver.3.0のようにガントリー角度を0度にしてVMAT QAプランを作成する機能がなければ、EPID dosimetryを実施することができないので注意が必要である。

4. 結 語

商用のEPIDoseソフトウェアを用いて、Elekta VMATにおいてEPID dosimetryを実施する手法について検討を行った。VMAT特有の線量率変化やガントリー回転に関する基礎的検討、および前立腺VMATの線量検証結果について、従来法であるフィルム検証や二次元半導体検出器と比較した結果、Elekta VMATにおけるEPID dosimetryは十分な測定精度を有することが明らかとなった。

謝 辞

本研究を実施するにあたり、線量検証ツールを貸与いただきました、東洋メディック株式会社および東洋メディック株式会社の高橋 互氏に深く感謝致します。また、本稿をまとめるにあたり、多大なご助言を賜りましたエレクタ株式会社の依田 潔氏、およびスタッフの皆様に感謝致します。

参考文献

- 1) Van Esch A, Vanstraelen B, Verstraete J, et al. Pre-treatment dosimetric verification by means of a liquid-filled electronic portal imaging device during dynamic delivery of intensity modulated treatment fields. *Radiother Oncol* 2001; 60(2): 181-190.
- 2) 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.
- 3) McDermott LN, Wendling M, van Asselen B, et al. Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification. *Med Phys* 2006; 33(10): 3921-3930.
- 4) 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.
- 5) Bakhtiari M, Kumaraswamy L, Bailey DW, et al. Using an EPID for patient-specific VMAT quality assurance. *Med Phys* 2011; 38(3): 1366-1373.
- 6) Winkler P, Hefner A, Georg D. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. *Med Phys* 2005; 32(10): 3095-3105.
- 7) Budgell GJ, Zhang R, Mackay RI. Daily monitoring of linear accelerator beam parameters using an amorphous silicon EPID. *Phys Med Biol* 2007; 52(6): 1721-1733.
- 8) Nelms BE, Rasmussen KH, Tome WA. Evaluation of a fast method of EPID-based dosimetry for intensity-modulated radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys* 2010; 11(2): 3185.
- 9) Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008; 35(1): 310-317.

図表の説明

- Fig. 1 EPIDose の概要
画像データである EPID とファントム中の MapCHECK2 の線量データを比較校正し, physics model を作成する. 比較校正には, EPID の距離, output factor, kernel, dose calibration などのデータ入力が必要である. EPID dosimetry を実施する際には, 取得した EPID 画像を physics model を用いて線量データに変換し, 線量検証を行う.
- Fig. 2 線量検証用ファントムの computed tomography(CT)画像と線量分布の重畳表示
線量検証用ファントムは, MapCHECK2 の上に検出器までの深さが水等価深で 10 cm となるようにファントムをのせた配置とした. 放射線治療計画装置上では, MapCHECK2 の検出器部分(図中点線部分)を検出器周囲の相対電子密度 1.8 に置き換えて線量検証を行った.
- Fig. 3 EPID の線量率依存性
リニアックの線量率を 600, 300, 150, 75 MU/min と変化させた時の 600 MU/min を基準とした時の EPID の線量率依存性. 低線量率になるほど 6 MV ではやや感度低下を示し, 一方, 10 MV では感度上昇傾向を示した.
- Fig. 4 EPID dosimetry において, 線量校正時の線量率を変化させて(150 MU/min と 600 MU/min), 10 MV の physics model を構築した時の前立腺 VMAT の線量プロファイルの比較結果(アイソセンタを含む GT 方向)
なお, 二次元線量分布の白い表示は γ 解析において γ 値が 1 を超える箇所である.
(a) 150 MU/min で線量校正した結果
(b) 600 MU/min で線量校正した結果
- Fig. 5 検出器パネルの基準位置に対する照射野重心位置の変位のガントリー角度依存性
ガントリー変化に伴って, 重力の影響を受け装置系のダレが発生する. LR 方向, GT 方向ともに, 概ね ± 1 mm 程度の変位が認められた.
- Fig. 6 前立腺 VMAT における異なる線量検証手法と pass 率の相違
ガントリー 0 度固定の MapCHECK2, ガントリー 0 度固定の EPID dosimetry およびガントリー回転を伴う VMAT のフィルム検証を比較した結果, 3 者に大きな相違はなく, 概ね 96%以上(γ 解析 3% / 2 mm 基準)の pass 率が得られた. なお, 箱ひげ図は下から, 最小値, 第 1 四分点, 中央値, 第 3 四分点, 最大値を示す.
- Fig. 7 前立腺 VMAT における異なる線量検証手法の線量検証結果の 1 例
(a) ガントリー回転を伴う VMAT のフィルム検証
(b) ガントリー 0 度固定の EPID dosimetry による検証
(c) ガントリー 0 度固定の MapCHECK2 による検証
アイソセンタ上の GT 方向の線量プロファイルを比較したところ, ガントリー側で実測がやや高くなる傾向を示すプランであった(矢印). フィルム検証と EPID dosimetry は同等の傾向を示すが, MapCHECK2 では検出器素子間隔が粗いため, 傾向を読み取ることができなかった. なお, 二次元線量分布の白い表示は γ 解析において γ 値が 1 を超える箇所である.
- Fig. 8 前立腺 VMAT におけるガントリー 0 度固定とガントリー回転を伴う VMAT の EPID dosimetry による線量検証結果の比較
Fixed gantry angle と比較して VMAT の回転照射では, 装置系のダレが影響し, γ 解析 3% / 2 mm の基準において, 平均で 2%程度の pass 率の低下が認められた. なお, 箱ひげ図は下から, 最小値, 第 1 四分点, 中央値, 第 3 四分点, 最大値を示す.
- Fig. 9 前立腺 VMAT における EPID dosimetry のガントリー 0 度固定とガントリー回転を伴う VMAT の直接比較
(a) LR 方向の線量プロファイル
(b) GT 方向の線量プロファイル

問合せ先

〒545-8586 大阪市阿倍野区旭町 1-5-7
大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部 辰巳大作