原 著

線量分布解析における ラジオクロミックフィルムドジメトリーの 正確性の向上に関する取り組み —フラットベッドスキャナの影響の補正法と 色成分を利用した補正法の組み合わせ—

上原隆三¹ 橋 英伸^{1,2} 伊藤 康¹ 吉野慎一^{1,3} 松林史泰¹ 佐藤智春¹

論文受付

2012 年 4 月 2 日

論文受理

2013 年 4 月 23 日

Code No. 852

¹ がん研究会有明病院放射線治療部

² 現 テキサス大学サウスウェスタンメディカルセンター放射線腫瘍部医学物理工学部門

³ 現 神奈川県立がんセンター放射線第二科

緒 言

強度変調放射線治療(intensity modulated radiation therapy: IMRT)の患者プランの quality assurance(QA)を代表として、線量分布の解析は、放射線治療の物理特

性を評価するにあたって多く用いられている。線量分布の解析は、IMRT のガイドラインに準じて電離箱線量計を基準とする絶対線量測定と、フィルムを基準とする相対線量分布解析に分けられる。電離箱線量計を基準と

A Practical Procedure to Improve the Accuracy of Radiochromic Film Dosimetry: A Integration with a Correction Method of Uniformity Correction and a Red/Blue Correction Method

Ryuzo Uehara,^{1*} Hidenobu Tachibana,^{1,2} Yasushi Ito,¹ Shinichi Yoshino,^{1,3} Fumiyasu Matsubayashi,¹ and Tomoharu Sato¹

¹Department of Radiation Oncology, The Cancer Institute Hospital of JFCR

²Current address: Department of Radiation Oncology, University of Texas Southwestern Medical Center

³Current address: Department of Radiation Oncology, Kanagawa Cancer Center

Received April 2, 2012; Revision accepted April 23, 2013

Code No. 852

Summary

It has been reported that the light scattering could worsen the accuracy of dose distribution measurement using a radiochromic film. The purpose of this study was to investigate the accuracy of two different films, EDR2 and EBT2, as film dosimetry tools. The effectiveness of a correction method for the non-uniformity caused from EBT2 film and the light scattering was also evaluated. In addition the efficacy of this correction method integrated with the red/blue correction method was assessed. EDR2 and EBT2 films were read using a flatbed charge-coupled device scanner (EPSON 10000G). Dose differences on the axis perpendicular to the scanner lamp movement axis were within 1% with EDR2, but exceeded 3% (Maximum: +8%) with EBT2. The non-uniformity correction method, after a single film exposure, was applied to the readout of the films. A corrected dose distribution data was subsequently created. The correction method showed more than 10%-better pass ratios in dose difference evaluation than when the correction method was not applied. The red/blue correction method resulted in 5%-improvement compared with the standard procedure that employed red color only. The correction method with EBT2 proved to be able to rapidly correct non-uniformity, and has potential for routine clinical IMRT dose verification if the accuracy of EBT2 is required to be similar to that of EDR2. The use of red/blue correction method may improve the accuracy, but we recommend we should use the red/blue correction method carefully and understand the characteristics of EBT2 for red color only and the red/blue correction method.

Key words: film dosimetry, radiochromic film, intensity modulated radiation therapy quality assurance (IMRT QA), flatbed scanner, red/blue correction

*Proceeding author

する絶対線量測定は、急峻な線量勾配を有する線量分布を測定する際、その線量計の設置の精度によって測定結果に大きく影響を及ぼす可能性がある。また、相対線量分布解析は、フィルムのほかに線量測定における空間分解能 0.5 mm から 10.0 mm を有した二次元多列測定器¹⁻⁴⁾や擬似三次元多列測定器⁵⁻⁸⁾がある。これらは線量測定と同時に解析が可能であり、効率的な IMRT の患者プラン検証に用いられ、また治療計画装置のコミッシュニングなどをはじめとして多く利用され始めている。しかし、照射野径が 4 cm 以下の小照射野を利用した stereotactic radiosurgery (SRS) や stereotactic body radiotherapy (SBRT)、さらに頭頸部のような大照射野で急峻に線量分布が変化する IMRT や volumetric modulated arc radiation therapy (VMAT) には上記の多列測定器の空間分解能では十分に評価できない場合があり、また、測定できる断面の自由度は測定器の設計によって制限されている。したがって、いまだフィルムを用いた線量分布の解析が多く行われており、必要性も高い。

現在、線量分布解析に利用できるフィルムはラジオグラフィックフィルムとラジオクロミックフィルムの 2 種類である。ラジオグラフィックフィルムの代表的な IMRT 検証用のフィルムとして Kodak 製 EDR2 (EDR2) があげられる。線量分布解析を行うにあたって測定精度を向上させる取り組みに関し、例えば、測定精度が、フィルムの型番を統一することで 5% 以内に、潜像成長の時間を 1.5 時間以上にすることによって 1% 以内にすることができるなどの報告がある⁹⁻¹¹⁾。したがって、その報告を考慮したプロトコルにて照射から現像、解析を行うと絶対線量測定として 1~3% 程度の精度での測定が可能である⁹⁻¹¹⁾。EDR2 は線量分布の評価において非常に有用ではあるが、暗室での取り扱いによる煩雑さや自動現像機の管理が必要であり、現在、病院のフィルムレス化が進んでいることもあることから、EDR2 の利用に対して困難さが生じる場合がある。それに対して、ISP 製 EBT¹²⁾ (EBT) や ISP 製 EBT2¹³⁾ (EBT2) を代表とするラジオクロミックフィルムは、明室での取り扱いが可能、自動現像機が不要、広いエネルギー範囲の光子線および粒子線に対応可能¹⁴⁻¹⁶⁾、そして水中下での利用が可能といった EDR2 にはない特長を有している¹⁷⁾。また、素材が水組織等価物質に近い点から低エネルギー X 線に対する感度は EDR2 に比べ小さい。そして、EDR2 と同様にフィルム特有の高い空間分解能を有していることから、IMRT のような複雑な線量分布の評価において適しており、また、光子線治療において SRS や SBRT、さらに IMRT や VMAT¹⁸⁾ が盛んに行われるとも予測できることから、今後フィルム測定

法の必要性はさらに高まると考えられる。

しかし、EBT や EBT2 の利用において、同一フィルムにおける感光物質の粒子ムラやロットごとの感光物質の塗布ムラなどがフラットベッドスキャナの読み取り位置の違いによる測定値の誤差要因になるという報告がある¹⁹⁻²¹⁾。また、二次元検出器として EBT は、EDR2 に比べ IMRT のプラン検証の検出器として精度が低いという報告がある^{22, 23)}。したがって、EBT、EBT2 の利用は、EDR2 が達成する検出器としての空間分解能や解像度といった精度に対し、感光物質の塗布ムラや雑音などの問題から精度は低くなってしまうと考えられる。

現在、フィルムを用いた線量分布の解析において、フラットベッドスキャナの利用が一般的であるが、フラットベッドスキャナの利用と EBT、EBT2 の組み合わせによる測定精度は、フィルム自体の素材や構造が影響し悪化するという報告がある^{21, 24)}。その影響を除去する方法について、back ground correction 法が報告されており²⁴⁾、その方法は、毎回の測定時に線量分布測定のためのフィルムとは別に校正用のフィルムを作成する必要がある、効率性に乏しいことが実際の臨床における利用の障害になると考えられる。Menegotti らは、EBT および EPSON V750 と 1680Pro というフラットベッドスキャナを利用した際の線量分布測定に対して、スキャナ光源由来の不均一性の影響に補正を行うことで、線量分布測定精度が向上するという報告をした²¹⁾。この方法は、補正係数算出用に作成したフィルムを走査し、その線量プロファイルから二次方程式を用いた関数による補正係数を求め、線量分布測定に利用するフィルムに対して、その補正係数を用いて補正を行うことで測定精度を向上させる。これは、同一ロットのフィルムに対し一旦補正係数を求めればフィルムロットが変わるまで使用し続けることが可能であり、実際の臨床における QA の効率性にとって有効であると考えられる。また、利用するフラットベッドスキャナの違いによってスキャナ光源からの発光量が変化すると考えられることから、その補正係数も変化すると考えられる。スキャナの種類は多数あり、さまざまな施設で異なるスキャナが導入され利用されていることが考えられるため、その手法を採用して臨床に用いるにあたり汎用性に優れると考えられる。

また、ラジオクロミックフィルムを利用した際の測定精度の向上を目的とした方法として、red/blue correction 法が提案されている。しかしながら、red/blue correction 法は測定精度の向上^{25, 26)} および低下^{27, 28)} の両者に関する報告があることから、実際の利用において測定精度の向上が可能か不明瞭である。さらにこのスキャナ光源

由来の補正法と red/blue correction 法の組み合わせに関する線量分布解析への報告がない。

以上から、本研究では、まず EDR2 と EBT2 を用い、フラットベッドスキャナによる両者への光学濃度の影響を明らかにし、その影響が線量分布測定精度に影響するかを検証する。また、過去の報告において Menegotti らの補正法は EBT2 について言及されておらず、また、フラットベッドスキャナによる不均一性の影響を補正する方法と red/blue correction 法との組み合わせに関し、線量分布解析への影響が報告されていない。そこで当院の測定システム環境において、不均一性の補正係数を求め、EBT2 に対しても有効であるか検証を行い、フラットベッドスキャナの影響の補正と赤色の要素(赤色成分)および red/blue correction 法とで作成した要素(赤色 / 青色成分)を用いた際の解析との組み合わせによる影響を検証した。

1. 方 法

本研究では EDR2, EBT2(Lot3: A052810-02AAA)の 2 種類のフィルムを使用し、フラットベッドスキャナには EPSON-Seiko 製 10000G を使用した。治療照射装置は Varian Clinac 21EX, 計画装置は Eclipse Version 8.1, 線量計算アルゴリズムは anisotropic analytical algorithm (AAA)を使用した。不均一性の補正式は、濃度 - 線量曲線を利用して作成するため、絶対線量測定には Farmer 形空気電離箱線量計 TN30013 #1938, 電位計 RAMTEC 1000 plus #305 を使用した。線量分布評価における基準値として、二次元多列空気電離箱線量計 IBA Dosimetry 製 I'mRT MatriXX を使用した。また、水等価ファントムとして、株式会社京都科学製 Tough Water ファントムを使用した。フィルム解析ソフトウェアは Triangle Products 製 Simple IMRT Analysis GafChromic Package(version 1.3.0.0)を使用した。不均一性の補正係数は、フィルムの線量プロファイルから関数を求める必要があるため、同ソフトウェアを用いて線量プロファイルを取得した。また、I'mRT MatriXX を基準値として EDR2 と EBT2 を比較するためにプロファイルや線量差の二次元マップ、また、線量差の許容値を 3% とし、それを達成できた比率(pass ratio)を、同ソフトウェアを用いて求めた。この際、線量域の 30% 以下は評価の対象から除外した。

EBT2 のフラットベッドスキャナによる画像の取得は、post exposure density growth といった自己成長によるフィルム濃度の変化を考慮して、照射後 24 時間後に行った。また、EBT2 のフィルムの読み込みは、当院のプロトコルに従い行った。すなわち、フィルムをス

キャナ光源の走査方向に対して垂直方向にフィルムの長軸が位置するように、またフィルムの表を光源側に向けて行った。フィルム読み取り用アプリケーションは EPSON scan を用い、モードは Professional mode(画像調整、色調調整オフ)、分解能は 72 dot per inch(dpi)、42 bit 三原色成分(red green blue: RGB)、保存形式は tagged image file format(TIFF)で行った。スキャンを開始する前に、スキャナ光源のエージングのためウォーミングアップとして空スキャンを 3 回行った。フィルムを読み込む際の設置位置は、スキャナ走査面における光源強度のばらつきによる影響を排除するためガイドを使用し、長軸がスキャナ光源の中央、短軸がスキャナ光源の走査方向に対して水平方向の移動範囲の中央にるように、スキャナ走査面に対して毎回同一位置に設置した。

1-1 EDR2 と EBT2 におけるフラットベッドスキャナの光学濃度に対する影響

EBT2 は、スキャナで読み込む際にフラットベッドスキャナの性質によって、スキャナ光源の走査方向に対して水平方向(走査水平方向)より垂直方向(走査垂直方向)の方が顕著な不均一性を示すことが報告されている²¹⁾。その原因は、フィルム内の感光物質の粒子によってスキャナ光源からの光が拡散され、その影響が蛍光ランプの長軸上に顕著に現れるためである。そのため均一に照射されたフィルムであったとしても、辺縁と比較して、中央の方が拡散された光が集まり、光学濃度が低下(黒から白へ移行)してしまう。したがって、本研究では EDR2 と EBT2 を用い、その影響を比較した。

検証方法は、I'mRT MatriXX および EDR2, EBT2 に対して同一照射条件下[深さ: 10 cm(source surface distance(SSD)): 90 cm)、照射野サイズ: 20×20 cm²、使用エネルギー: 6 MV X 線、処方線量: 2.5 Gy]で照射を行った。そして、EDR2 と EBT2 の走査水平方向、走査垂直方向のプロファイルを取得し、I'mRT MatriXX で取得した測定値と EDR2, EBT2 のプロファイルとの比較を行った。また、I'mRT MatriXX の測定値と、EDR2 と EBT2 の測定値からそれぞれの線量差を求め、EDR2 と EBT2 の線量差に対して t 検定を行い、有意差を求めた。

また、光学濃度(optical density: OD)は下記の式で算出した。

$$OD = -\log_{10} \left(\frac{PV}{65535} \right) \dots\dots\dots (1)$$

Pixel value(PV)は、フラットベッドスキャナで読み取ったフィルム画像のピクセル値である。

1-2 EBT2の走査垂直方向における不均一性を補正する方法

前述したように、EBT2は走査垂直方向に不均一性を示し、これは線量分布解析に大きく影響することから、この影響を補正することができれば、EBT2の利用に関して測定精度の向上が期待できる。そこで、Menegottiらの報告²¹⁾を参考にし、当院でのIMRTプラン検証などの線量分布検証において実際に利用できるような不均一性の補正法を作成した。

①補正用フィルムの作成

不均一性の補正に用いるフィルムを作成した。照射条件は、フィルムをファントムの深さ5 cmに設置した。このとき、走査垂直方向での光学濃度の均一性を高めるため、SSDを最大限に離れたSSD: 140 cmに設定して、できるかぎり平坦なビームを照射するようにした。使用エネルギーは6 MV X線、処方線量は0.34, 0.63, 0.94, 1.26, 1.55, 1.90, 2.22, 2.51, 2.85, 3.11 Gyの計10通りを五つに分け、2枚のフィルムに照射を行った(Fig. 1)。光学濃度の均一性を確かめるため、同じ測定環境において、フィルムの代わりにI'mRT MatriXXを利用して線量プロファイルを求め、そこから平坦度を求めた。照射野は各2.4×30 cm²(フィルムの深さで各3.48×43.5 cm²)で、フィルムを移動させずに照射野を変更させて照射を行った。各処方線量はFarmer型線量計にて照射野中心の線量を測定し、確認を行った。また、この補正用フィルムを利用して補正式を求めるために必要な走査垂直方向の光学濃度のプロファイル求めた。それぞれのプロファイルは各処方線量に対応した照射野の中央部分から測定した。

②走査垂直方向における不均一性の補正式

作成した補正用フィルムの光学濃度を利用して走査垂直方向における不均一性の補正を行う。未補正画像と補正画像の関係は以下の通りである。

$$Image_{corrected}(i, j, OD) = \frac{Image_{uncorrected}(i, j, OD)}{FitCF(i, OD)} \quad \dots\dots\dots (2)$$

補正係数 $FitCF(i, OD)$ は、走査垂直方向における不均一性の補正係数である。 i は走査垂直方向の座標、 j は走査水平方向の座標である。補正係数 $FitCF(i, OD)$ は、走査垂直方向におけるピクセル位置に依存した空間補正プロファイルと光学濃度から算出される。

まず補正用フィルムから走査垂直方向の光学濃度のプロファイルから近似多項式 $FitOD(i, OD)$ を作成する。

$$FitOD(i, OD) = a(OD)x^3(i) + b(OD)x^2(i) + c(OD)x(i) + d \quad \dots\dots\dots (3)$$

Fig. 1 Two films used for correction: ten stripes with different prescribed doses (0.34, 0.63, 0.94, 1.26, and 1.55 Gy; and 1.90, 2.22, 2.51, 2.85, and 3.11 Gy). The field size for each stripe was 2.4×30 cm².

係数 a, b, c, d は各次数の係数で、 $x(i)$ は走査垂直方向のピクセル位置である。式(3)の次数は、二次式および三次式を提案し、相関係数の値とプロファイルの形状から、三次式を選択した。つぎに、前述で作成した式(2)から不均一性の補正係数である近似多項式 $FitCF(i, OD)$ を作成する。不均一性の補正係数は、スキャナ光源の中央に位置するフィルムの光学濃度に対する走査垂直方向における光学濃度の比であるため、走査垂直方向の光学濃度のプロファイルの最小値で正規化を行う必要がある。しかし、走査垂直方向の光学濃度のプロファイルは、感光物質の塗布ムラなどの影響によって雑音を多く含み、raw データを用いて最小値で正規化を行った場合、最小値がフィルムの雑音の数値となり、近似多項式の極小値が1にならない。そこで、雑音の影響を除去するため、前述で作成した式(3)を用い、その多項式の最小値で正規化を行うことで、極小値が1になる光学濃度 $FitOD(i, OD)$ のプロファイル $Norm(i, OD)$ を求める。

$$Norm(i, OD) = \frac{FitOD(i, OD)}{\text{Min}[FitOD(i, OD)]} \quad \dots\dots\dots (4)$$

正規化されたプロファイルである式(4)から不均一性の補正係数である近似多項式 $FitCF(i, OD)$ を求める。

$$FitCF(i, OD) = a(OD)x^3(i) + b(OD)x^2(i) + c(OD)x(i) + d \quad \dots\dots\dots (5)$$

係数 a, b, c, d は各次数の係数で、 $x(i)$ は走査垂直方向のピクセル位置である。式(5)の次数は、二次式および三次式を提案し、相関係数の値とプロファイルの形状から、三次式を選択した。

処方線量ごとに、また色ごとに前述の手順で式(5)を

作成した。処方線量ごとに作成された式(5)は線量ごとに離散的な値となる。したがって、その線量間は cubic spline 法を用いて内挿し、未補正画像に対して線量および位置ごとに不均一性の補正を行った。

本研究で利用したフィルム解析ソフトウェアには、光学濃度のプロファイルのための式(3)の係数、および不均一性の補正を行うための正規化されたプロファイルのための式(5)の係数を、処方線量ごとに、また色ごとに入力した。

③補正法の検証

本研究で作成した補正法を用いて、走査垂直方向における不均一性の補正の効果を評価するために、いくつかのテストパターンを利用して検証を行った。検証方法は、下記の条件で I'mRT MatriXX および EBT2 に照射を行い、I'mRT MatriXX の測定値を基準値として、EBT2 の補正前と補正後の測定値の比較を行った。設置条件は、I'mRT MatriXX および EBT2 をファントムの深さ 5 cm に設置し、SSD を 100 cm に設定して照射を行った。色成分は赤色成分を使用した。正規化は全条件アイソセンタで行った。

【条件 1】

照射野：正方形(Jaw サイズ：20×20 cm²) (Fig. 2a)

処方線量：2.0 Gy

【条件 2】

照射野：5 段ステップ(Jaw サイズ：30×22.5 cm²) (Fig. 2b)

処方線量：2.5 Gy

【条件 3】

IMRT プラン

前立腺プラン(処方線量：2.0 Gy)の 5 門中の 1 門：
Jaw サイズ：9.3×7.6 cm²(X 方向：4.5+4.8 cm, Y 方向：3.8+3.8 cm) (Fig. 2c)

頭頸部プラン(処方線量：2.2 Gy)の 9 門中の 1 門：
Jaw サイズ：14.0×22.1 cm²(X 方向：6.4+7.5 cm, Y 方向：12.3+9.8 cm) (Fig. 2d)

I'mRT MatriXX と EBT2 との比較には線量差の二次元マップを利用し、I'mRT MatriXX と EBT2 のそれぞれの色成分における測定値の pass ratio を比較した。IMRT プランを代表とする線量分布の比較において、ガンマインデックスを用いた解析²⁹⁾が多く利用されているが、JASTRO IMRT ガイドライン³⁰⁾ではガンマインデックスに関する許容値が設定されていないこと、また、ガンマインデックスを用いた評価の場合、フィルム画像上の雑音がガンマインデックスの距離成分に影響し、その結果 pass ratio がよくなってしまふ³¹⁾ことが考えられるため、上記の線量差のみの評価を行った。また、本研

Fig. 2 Four images scanned by the scanner for: (a) square dose map (b) five-step dose pattern (c) dose map of a prostate IMRT plan (1 treatment field) (d) dose map of a head and neck IMRT plan (1 treatment field).

a	b
c	d

究では、不均一性の補正ありと補正なしの相対的な比較を行うため、dose difference のみを用いた。なお、本研究で使用した治療計画データの使用に関しては、個人情報の保護に充分配慮し、当施設の許可(院内倫理委員会の承認)を得た。

1-3 赤色成分および赤色 / 青色成分を用いた際の測定精度の向上と走査垂直方向における補正による影響の検証

本研究で作成した不均一性の補正法において、走査垂直方向における不均一性が、使用する色成分によって補正結果に影響を及ぼすかを検討し、それとともに red/blue correction 法の有効性についても検討した。本研究で利用したフィルム解析ソフトウェアでは ISP 社から提案されている red/blue correction 法が実装されており、これを利用した²⁶⁾。Red/blue correction 法は吸収スペクトルの特性を利用し、照射された EBT2 をフラットベッドスキャナで読み取り、画素を赤色 / 緑色 / 青色それぞれの色成分に分解し、線量によって変化する(依存する)赤色成分と線量によって変化しない青色成分を利用する。赤色成分は線量の大小で画素値が変動する

Fig. 3 Dose profiles on the central axis (a) perpendicular and (b) parallel to the scanner lamp movement axis [I'mRT MatriXX (the dotted line is interpolated from the circular dots)] and films [EDR2 (dashed line) and EBT2 (solid line)]. Differences in the dose values of EDR2 (cross-dot line) and EBT2 (diamond-dot line) are compared to the values of the two-dimensional array measurement.

が、青色成分はEBT2自体の厚みやフィルムの感度を左右する塗布などによって画素値が変動する。したがって、EBT2上に不規則に存在している可能性がある塗布ムラによる感度ムラなどの補正に有効であるとされる。照射条件として、Jawサイズが異なる正方形照射野(10×10 cm², 20×20 cm², 処方線量はともに2.0 Gy)、IMRTプラン(方法4と同様の前立腺プランと頭頸部プラン)を用いた。照射されたフィルムをスキャンした後、フィルム解析ソフトウェアを用いて画素情報を色成分ごと(赤色、緑色、青色)に分割し、赤色/青色成分の画像を作成した。I'mRT MatriXXの測定値を基準値とし、その値と赤色成分および赤色/青色成分のEBT2の測定値とを比較した。その比較において、不均一性の影響を補正したものと補正なしのものを加え、行った。比較評価は方法1-2と同様、線量差の二次元マップおよびpass ratioを用いて行った。

2. 結果

2-1 EDR2とEBT2におけるフラットベッドスキャナの光学濃度に対する影響

I'mRT MatriXXを基準値とし、EDR2とEBT2のアイソセンタ上における線量プロファイルと比較した。Fig. 3aに示したように走査水平方向の線量プロファイルの結果は、EDR2では1%以内で一致し、EBT2では-3%から+3%の線量差が認められた。また、Fig. 3bに示したように走査垂直方向の線量プロファイルの結果は、EDR2では1%以内で一致し、EBT2では+3%以上、最大で+8%程度の線量差が認められた。特に、EBT2では走査方向の中央に対して辺縁へ進んでいくほど線量差が大きくなる傾向がみられた。両者の結果に

おいて、基準値であるI'mRT MatriXXの測定値と、EDR2とEBT2の測定値からそれぞれの線量差を求め、EDR2とEBT2の線量差をt検定した結果、EDR2とEBT2の両者に有意差が生じた(走査水平方向： $p<0.0001$, 走査垂直方向： $p<0.0001$)。

2-2 EBT2の走査垂直方向における不均一性を補正する方法

SSDを140 cmに設定してEBT2に異なる線量を照射した。SSD: 140 cmでの平坦度を確認するため、I'mRT MatriXXを利用して測定したところ、102.77%となり、プロファイルの形はビーム中心軸に対して若干非対称になった。階段状の光学濃度を有する(異なる処方線量が照射された)フィルムを取得し、そのフィルムを利用して、処方線量ごとのスキャナ光源の走査方向に対する垂直方向の光学濃度のプロファイルを測定した。Fig. 4に(a)赤色(b)緑色(c)青色の光学濃度のプロファイルを示した。不均一性の傾向は、Fig. 4に示したように処方線量ごとに異なった。そのプロファイルを利用して、そのプロファイルに一致する近似多項式を求めた。各プロファイルに関して二次多項式および三次多項式を求め、その相関係数を求めた。相関係数の平均値は二次式が $r=0.977\pm0.102$ となり、三次式が $r=0.984\pm0.122$ となった。両者の近似式は高い一致を示していたが、三次式の相関係数が二次式より高く、またプロファイルが非対称であったことから、本研究では三次式を採用することとした(Fig. 5)。

2-3 補正法の検証

各照射条件においてEBT2およびI'mRT MatriXXに

Fig. 4 Optical density profiles of different prescribed doses on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis for (a) the red component (b) the green component and (c) the blue component.

Fig. 5 Correction factor curves of different prescribed doses generated using a third-order polynomial fit for (a) the red component (b) the green component (c) the blue component.

Fig. 6 Dose profiles of a square field (20×20 cm²). Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film.

照射を行い、EBT2のアイソセンタ上における走査垂直方向のプロファイル、およびI'mRT MatriXXの同一軸のプロファイルを取得した。そのプロファイルを利用し、I'mRT MatriXXの測定値を基準値として、EBT2の補正前と補正後の測定値の比較を行った。走査垂直方向のプロファイルのグラフは、縦軸が測定値(Gy)、横軸がビーム中心軸からの距離、またスキャナ光源の中央からの距離(mm)を示した。

条件①の正方形照射野におけるプロファイルの結果をFig. 6に示した。I'mRT MatriXXの測定値との線量差は、-90 mm付近で補正前は17.39%であったが、補正後は1.18%となった。照射野の中央部分の線量差は、補正前が2.01%、補正後が2.01%となり、補正によって変わる必要のないところにおいて、変化がないことがわかった。

条件②の5段ステップの照射野におけるプロファイルの結果をFig. 7に示した。I'mRT MatriXXの測定値との線量差は、-100 mm付近で補正前は31.24%であったが、補正後は3.30%となった。その他の異なる処方線量が照射された位置においても、補正前後での線量差の向上がみられ、I'mRT MatriXXの測定値によって一致する結果となった。

条件③のIMRTプラン(前立腺)におけるプロファイルの結果をFig. 8aに示した。I'mRT MatriXXとの線量差は、-30 mm付近で補正前は1.22%、補正後は-1.34%、また、30 mm付近で補正前は-4.20%、補正後は-3.68%となった。条件①、②の結果と比べ、補正前後での線量差の有意な向上はみられなかった。また、IMRTプラン(前立腺)における線量差の二次元マッ

Fig. 7 Dose profiles of the five-step dose pattern treatment field (30×22.5 cm²). Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film.

プおよびpass ratioを求めた。線量差の二次元マップの結果をFig. 8b, cに示した。Pass ratioは、補正前は47.22%、補正後は45.06%となった。補正後にpass ratioが2%程度低下したが、走査垂直方向における照射野外の上部分(Fig. 8b, cで上の部分)において、補正前は許容値を超える領域がみられたが、補正後は許容値以内に収まる結果となった。

条件③のIMRTプラン(頭頸部)におけるプロファイルの結果をFig. 9aに示した。I'mRT MatriXXとの線量差は、-90 mm付近で補正前は22.88%、補正後は1.97%となった。また、IMRTプラン(頭頸部)における線量差の二次元マップおよびpass ratioを求めた。線量差の二次元マップの結果をFig. 9b, cに示した。Pass ratioは、補正前は59.84%、補正後は60.78%となった。走査垂直方向における照射野辺縁(Fig. 9b, cで上と下の部分)において、補正前は許容値を超える領域がみられたが、補正後は許容値以内に収まる領域が増加した。また、30%から50%の線量域(Fig. 9aにおける-90 mm付近の線量域)におけるpass ratioは、補正前は48.42%、補正後は63.82%となった。

2-4 赤色成分および赤色/青色成分を用いた際の測定精度の向上と走査垂直方向における補正による影響の検証

フィルム解析ソフトウェアにてEBT2の測定フィルムを色成分ごと(赤色、緑色、青色)に分割し、赤色成分および赤色/青色成分の二次元線量分布測定データをそれぞれ作成した。さらに、それらの赤色成分および赤色/青色成分の二次元線量分布測定データに対して不

Fig. 8 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of a prostate IMRT plan.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

Fig. 9 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of a head and neck IMRT plan.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

均一性の補正法を考慮したデータと考慮していないデータを作成した。それら作成したデータとI'mRT MatriXXで測定したデータを比較し、線量差を求めた。この際、I'mRT MatriXXで測定したデータを基準値として、正規化は補正前と補正後で同じ位置で行った。走査垂直方向のプロファイルのグラフは、縦軸が測定値(Gy)、横軸がビーム中心軸からの距離、またスキャナ光源の中央からの距離(mm)を示した。

正方形照射野(10×10 cm²)におけるプロファイルと線量差の二次元マップの結果を Fig. 10(赤色成分), Fig. 11(赤色/青色成分)に示した。Pass ratio は、赤色成分では補正前は17.27%, 補正後は18.29%となり、赤色/青色成分では補正前は17.26%, 補正後は18.11%となった。両者とも同程度であったが、補正によって1%程度向上した。I'mRT MatriXXとの線量差は、-35 mm付近で、赤色成分では補正前は3.98%, 補正後は0.12%となり、赤色/青色成分では補正前は2.53%, 補正後は-0.68%となった。

正方形照射野(20×20 cm²)におけるプロファイルと線量差の二次元マップの結果を Fig. 12(赤色成分), Fig. 13(赤色/青色成分)に示した。Pass ratio は、赤色成分では補正前は18.45%, 補正後は25.30%となり、赤色/青

Fig. 10 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of the square treatment field (10×10 cm²) of the red component.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

Fig. 11 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of the square treatment field ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) of the red/blue component.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

Fig. 13 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of the square treatment field ($20 \times 20 \text{ cm}^2$) of the red/blue component.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

Fig. 12 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of the square treatment field ($20 \times 20 \text{ cm}^2$) of the red component.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

色成分では補正前は19.26%，補正後は30.07%となった。補正によって両者とも10%程度向上し、また、赤色/青色成分は赤色成分に比べ、補正前は1%程度、補正後は5%程度が高くなった。I'mRT MatriXXとの線量差は、-90 mm付近で、赤色成分では補正前は17.39%，補正後は1.18%となり、赤色/青色成分では補正前は15.85%，補正後は-1.00%となった。

IMRT プラン(前立腺)におけるプロファイルと線量差の二次元マップの結果を Fig. 14(赤色成分), Fig. 15(赤色/青色成分)に示した。Pass ratio は、赤色成分では補正前は47.22%，補正後は45.06%となり、赤色/青色成分では補正前は49.18%，補正後は48.64%となった。補正によって両者とも2%程度低下し、また、赤色/青色成分は赤色成分に比べ、補正前は2%程度、補正後は4%程度が高くなった。I'mRT MatriXXとの線量差は、-30 mm付近で、赤色成分では補正前は1.22%，補正後は-1.34%となり、赤色/青色成分では補正前は2.69%，補正後は1.69%となった。

IMRT プラン(頭頸部)におけるプロファイルと線量差の二次元マップの結果を Fig. 16(赤色成分), Fig. 17(赤色/青色成分)に示した。Pass ratio は、赤色成分では補正前は59.84%，補正後は60.78%となり、赤色/青色

Fig. 14 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of the treatment field of the prostate IMRT plan of the red component.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

Fig. 16 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of the treatment field of the head and neck IMRT plan of the red component.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

Fig. 15 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of the treatment field of a prostate IMRT plan of the red/blue component.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

Fig. 17 Dose profiles and two-dimensional dose difference maps of the treatment field of the head and neck IMRT plan of the red/blue component.

(a) Dose profiles of two-dimensional array measurements and EBT2 film, on the central axis perpendicular to the scanner lamp movement axis. Dashed line: uncorrected film; solid line: corrected film. Two-dimensional dose difference maps for the uncorrected film (b) and the corrected film (c), shown compared to the two-dimensional array measurement.

Fig. 18 Isodose curves of the treatment field of a head and neck plan for two-dimensional array measurements (solid line) and the EBT2 film (dotted line), without correction (left) and with correction (right).

成分では補正前は67.89%，補正後は63.57%となった。補正によって赤色成分は1%程度向上し、赤色/青色成分は4%程度低下した。また、赤色/青色成分は赤色成分に比べ、補正前は8%程度、補正後は3%程度高くなった。赤色/青色成分に関して、走査垂直方向における照射野辺縁(Fig. 17b, cで上の部分)において、補正前は許容値を超える領域がみられたが、補正後は許容値以内に収まる領域が増加した。また、0%から30%の線量域(Fig. 17b, cで上の部分の線量域)におけるpass ratioは、補正前は72.89%，補正後は77.91%となり、視覚的にもpass ratioでも補正後に改善がみられた。しかし、本検証で用いたIMRTプラン(頭頸部)の等線量曲線(Fig. 18)に示したように、照射野内に線量勾配が急峻な領域が多く、その急峻な領域において補正前後で視覚的に変化が起きたとは判断できないが、pass ratioが低下した。I'mRT MatriXXとの線量差は、-90 mm付近で、赤色成分では補正前は22.88%，補正後は1.97%となり、赤色/青色成分では補正前は20.12%，補正後は0.63%となった。30%から50%の線量域(Fig. 17a)における-90 mm付近の線量域)におけるpass ratioは、赤色成分では補正前は48.41%，補正後は62.82%となり、赤色/青色成分では補正前は56.53%，補正後は60.59%となった。

3. 考 察

本研究では、まずEDR2とEBT2の走査水平方向、走査垂直方向における光学濃度に対する影響を、I'mRT MatriXXを基準値として線量差を求め、評価した。その結果、走査水平方向に関して、EDR2とEBT2との線量差に有意差がみられ、EBT2の線量差は有意

に精度の低下を示した。これは、EBT2の線量差の傾向として照射野中央および辺縁に均等に3%程度の線量差が分散している傾向であったことから、スキャナ光源の影響も考えられるが、EBT2固有のロットごとの感光物質の塗布ムラが影響していると考えられる¹⁹⁾。また、走査垂直方向に関して、EDR2とEBT2との線量差に有意差が生じた。これは、EBT2の線量差の傾向として中央に比べ辺縁に進むほど線量差が大きくなり、この傾向はMenegottiらの報告²¹⁾と一致することから、スキャナ光源による影響が当院で使用しているフラットベッドスキャナとEBT2との組み合わせにおいて同様に生じたと考えられる。

当院で使用しているフラットベッドスキャナとEBT2を組み合わせで利用した際、不均一性の補正に用いたフィルムのプロファイルは、走査垂直方向において、線量差の傾向が中心から辺縁に行くに従って大きくなり、ビーム中心軸、またスキャナ光源の中央に対して若干非対称となった。本研究では、補正関数を求めるためのフィルムの光学濃度のプロファイルを測定する際、SSDを140 cmに設定し、できる限り平坦なプロファイルを得て、フラットベッドスキャナの影響のみを抽出した補正関数を作成するよう試みた。しかし、SSD: 140 cmでのプロファイルをI'mRT MatriXXで測定した際、プロファイルは非対称になり平坦度は約103%となった。この結果はEBT2に照射されたプロファイルに対応すると考えると、プロファイルが非対称になった原因は、SSD: 140 cmを利用したことによって、アイソセンタの設定の際にクロスワイヤを利用したが、ほけてしまい、中心軸の設定がずれたためであると考えられる。加えて、測定した平坦度が103%であることは、照射された

線量プロファイルが3%程度の平坦ではないということであり、その分が補正関数の精度の悪化につながると考えられる。しかし、この3%の誤差を含んだ補正関数を利用しても、結果で得られた不均一性の補正によるプロファイルの一致度の向上や pass ratio の向上が得られたことはフラットベッドスキャナの影響が平坦度の誤差以上に影響していることを示しており、不均一性の補正が有効であると考えられる。しかしながら、不均一性の補正の精度を向上させるにはさらに大きな SSD を利用する必要がある、大きな SSD を利用して正確に測定を行うための方法を講じる必要があると考えられる。また、補正関数を求める際、Menegotti らの報告²¹⁾ではプロファイルの傾向が対称となったため、不均一性の補正関数として二次式を用いたと考えられるが、本研究では三次式が最も一致した。これは、取得したプロファイルが非対称であったことや、本研究では EBT2 を使用しており、Menegotti らが使用した EBT とは素材や構成が異なることや、Hartmann らの同一フィルム内でも部位によって感度が不均一であるとの報告¹⁹⁾や橘らの報告³¹⁾も考慮すると、EBT2 に特有の感光物質の塗布ムラの影響がこのプロファイルに含まれることが原因であるとも考えられる。

20×20 cm² の正方形照射野および 30×22.5 cm² の 5 段階ステップ、IMRT プラン(頭頸部)は、不均一性の補正前後での線量差の向上がみられ、基準値である I'mRT MatriXX の測定値とより一致する結果を示した。しかし、IMRT プラン(前立腺)は補正前後で補正による高い一貫性を示さなかった。その原因は、その他三つのプランと比べ照射野が小さいため、補正による効果が小さいと考えられる。本研究で取得した補正関数のプロファイルからもわかるように、スキャナの影響は走査垂直方向の中心から辺縁にかけて大きくなっていた。IMRT プラン(前立腺)の評価部分は走査垂直方向の±5 cm 以内の範囲となっていた。その範囲は、スキャナの中央部にあたり、補正関数のプロファイルを見ると約3%以下の補正係数となっていたことから、補正による効果が小さかったと考えられる。したがって、スキャナの影響は走査垂直方向の中心から辺縁にかけて大きくなることから、比較的大きな照射野のプランに関しては、効果的な不均一性の補正を行うことで、線量分布解析の精度を向上できると考えられる。

赤色成分および赤色 / 青色成分を用いた際に、色成分ごとに不均一性の補正による影響が生じるかを評価した。赤色成分および赤色 / 青色成分の pass ratio は、不均一性の補正を行う前後で同等であり、小さな照射野の場合は補正による効果は小さく、大きな照射野の

場合は補正による効果は大きかった。このことから、不均一性の補正は、赤色成分および赤色 / 青色成分のどちらを利用しても線量分布解析の精度に同程度の向上をもたらすと考えられる。また、赤色成分および赤色 / 青色成分が基準値である I'mRT MatriXX に対してより近い値になるか、すなわち測定精度が高いかを評価した。赤色 / 青色成分の pass ratio は、赤色成分の pass ratio と比較して同等か5%程度向上した。Pass ratio が向上した理由として、赤色 / 青色成分を利用したことによって、塗布ムラによる感度ムラを補正できたことがあげられる。塗布ムラによる感度ムラは EBT2 のフィルム中に不規則的に存在しているため、フラットベッドスキャナによる不均一性の影響を補正する方法では補正できない。そのため、本研究の不均一性の補正法と red/blue correction 法を組み合わせることさらに pass ratio が向上したと考えられる。ただし、赤色 / 青色成分を用いた場合の IMRT プラン(頭頸部)に限っては、補正後に pass ratio が低下した。ビーム中心軸から離れた領域においては pass ratio が改善され、視覚的に許容値以内に収まる領域が増加し、補正後の方が改善されたと判断できた。しかし、本検証で用いた IMRT プラン(頭頸部)は線量勾配が急峻な領域が多く、線量差の許容値が達成しにくいという、その急峻な領域においては補正係数に対する線量差の感度が高いと考えられる。また、二次元多列検出器のデータが離散的な値のため、空間分解能にも問題があったと考えられ、そのため pass ratio が低下したと考えられる。このことから、red/blue correction 法による測定精度は、同等もしくは若干向上するが、Micke らの報告^{25, 26)}のような明らかな測定精度の向上はみられなかった。この原因として、Micke らが利用した EBT2 と本研究で利用した EBT2 のフィルム特性が厳密にいうと異なることが影響していると考えられる。すなわち、EBT2 はフィルムロットごと(開発時期の違いなど)によってフィルム作成のプロセスなどが異なり、フィルム自体の精度が異なることが報告されており¹⁹⁾、フィルムの塗布ムラに由来する感度ムラなどが影響し、red/blue correction 法の効果の度合いも異なると考えられる。

本研究においてさまざまな報告との若干の相違の影響として、フラットベッドスキャナの違いといった測定環境の影響や EBT2 のロットの違いといったフィルム特性の変化が示唆できる。したがって EBT2 を利用するにあたり、そのロットのフィルム特性を理解し、異なるロットを利用する場合は特性の変化の有無を確認し、測定精度の向上につながると認められる場合のみ利用すべきであると考えられる。

4. 結 論

本研究では、EBT2 および EPSON-Seiko 製 10000G を用いて、フラットベッドスキャナが走査垂直方向の線量の値に影響を及ぼすかを評価した。フラットベッドスキャナによる影響は、走査垂直方向の光学濃度が不均一となり、比較的大きな照射野において中央より辺縁に線量差が3%から8%程度大きくなることを示した。また、EDR2 より EBT2 は光源による影響が顕著に現れることも示した。そのため、EDR2 と同等の測定精度にて解析を行うには、EBT2 を利用した際にはこの影響を減少することが必須といえる。

その不均一性の補正を行うために補正関数を求めた。その際に、線量プロファイル自体が非対称であったことや、EBT とは素材や構成が異なることから、不均一性の補正関数としては三次式が最も一致した。また、本研究では EBT2 の特有の雑音の影響を考慮し雑音の影響を除去して補正式を作成する方法を提案し、検証を行った。その補正式を利用した結果、走査垂直方向における不均一性を補正することができ、補正後の測定値は補正前に比べ基準値に対してより一致する値となった。また、この補正係数は、EBT2 の感光物質の塗

布ムラの影響を含むため、同一ロット間で固定の場合、その影響も補正することができ、線量分布解析の精度を向上させることができると考えられる。

また、赤色成分および赤色 / 青色成分を用いた際の測定精度の比較を行った。本研究で作成した走査垂直方向における不均一性を補正する方法は、赤色成分および赤色 / 青色成分の両者に対し同等の効果を示すことがわかった。また、線量プロファイルおよび pass ratio を用いて比較した結果、赤色 / 青色成分の利用によって同等もしくは若干の向上を示した。

以上のことから、本研究で作成した走査垂直方向における不均一性を補正する方法は、EBT2 に対して有効であり、線量分布の測定精度が向上することを示した。また、この補正法は、最初に不均一性の補正のための関数を求めた後、フィルムロットが変わるまでは同じものを使うことができる。したがって、補正関数を取得した後は不均一性の補正法を使わない場合の測定の同様の流れで測定をすることができるため、さまざまな施設におけるすべてのフラットベッドスキャナ、EBT2 に対応が可能であり、臨床に用いるにあたり汎用性に優れるといえる。

参考文献

- 1) Spezi E, Angelini AL, Romani F, et al. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 2005; 50(14): 3361-3373.
- 2) Chandraraj V, Stathakis S, Manickam R, et al. Comparison of four commercial devices for RapidArc and sliding window IMRT QA. *J Appl Clin Med Phys* 2011; 12(2): 338-349.
- 3) Chandraraj V, Stathakis S, Manickam R, et al. Consistency and reproducibility of the VMAT plan delivery using three independent validation methods. *J Appl Clin Med Phys* 2011; 12(1): 129-140.
- 4) Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 2006; 33(4): 1005-1015.
- 5) Bedford JL, Lee YK, Wai P, et al. Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Phys Med Biol* 2009; 54(9): N167-N176.
- 6) Geurts M, Gonzalez J, Serrano-Ojeda P. Longitudinal study using a diode phantom for helical tomotherapy IMRT QA. *Med Phys* 2009; 36(11): 4977-4983.
- 7) Sadagopan R, Bencomo JA, Martin RL, et al. Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system. *J Appl Clin Med Phys* 2009; 10(2): 104-119.
- 8) Feygelman V, Forster K, Opp D, et al. Evaluation of a biplanar diode array dosimeter for quality assurance of step-and-shoot IMRT. *J Appl Clin Med Phys* 2009; 10(4): 64-78.
- 9) Childress NL, Rosen II. Effect of processing time delay on the dose response of Kodak EDR2 film. *Med Phys* 2004; 31(8): 2284-2288.
- 10) Childress NL, Salehpour M, Dong L, et al. Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. *Med Phys* 2005; 32(2): 539-548.
- 11) Shi C, Papanikolaou N, Yan Y, et al. Analysis of the sources of uncertainty for EDR2 film-based IMRT quality assurance. *J Appl Clin Med Phys* 2006; 7(2): 1-8.
- 12) Devic S, Seuntjens J, Sham E, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005; 32(7): 2245-2253.
- 13) Andrés C, del Castillo A, Tortosa R, et al. A comprehensive study of the Gafchromic EBT2 radiochromic film. A comparison with EBT. *Med Phys* 2010; 37(12): 6271-6278.
- 14) Lindsay P, Rink A, Ruschin M, et al. Investigation of energy dependence of EBT and EBT-2 gafchromic film. *Med Phys* 2010; 37(2): 571-576.
- 15) Aldelaijan S, Mohammed H, Tomic N, et al. Radiochromic film dosimetry of HDR ¹⁹²Ir source radiation fields. *Med Phys* 2011; 38(11): 6074-6083.
- 16) Angellier G, Gautier M, Herault J. Radiochromic EBT2 film dosimetry for low-energy protontherapy. *Med Phys* 2011; 38(11): 6171-6177.
- 17) Aldelaijan S, Devic S, Mohammed H, et al. Evaluation of EBT-2 model GAFCHROMIC™ film performance in water. *Med Phys* 2010; 37(7): 3687-3693.
- 18) Ong CL, Verbakel WF, Cuijpers JP, et al. Stereotactic radiotherapy for peripheral lung tumors: a comparison of volumetric modulated arc therapy with 3 other delivery techniques. *Radiother Oncol* 2010; 97(3): 437-442.
- 19) Hartmann B, Martisiková M, Jäkel O. Homogeneity of Gafchromic® EBT2 film. *Med Phys* 2010; 37(4): 1753-1756.
- 20) Desroches J, Bouchard H, Lacroix F. Potential errors in optical density measurements due to scanning side in EBT

- and EBT2 Gafchromic film dosimetry. *Med Phys* 2010; 37(4): 1565-1570.
- 21) Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med Phys* 2008; 35(7): 3078-3085.
 - 22) Sankar A, Ayyangar KM, Nehru RM, et al. Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity-modulated radiation therapy dose distribution verification. *Med Dosim* 2006; 31(4): 273-282.
 - 23) Ju SG, Han Y, Kum O, et al. Comparison of film dosimetry techniques used for quality assurance of intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2010; 37(6): 2925-2933.
 - 24) Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: a novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys* 2008; 35(7): 3094-3101.
 - 25) Micke A, Lewis DF, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *Med Phys* 2011; 38(5): 2523-2534.
 - 26) CORRECTION PROTOCOL FOR GAFCHROMIC EBT2 DOSIMETRY FILM. INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS; 1361 Alps Road, Wayne, New Jersey 07470
 - 27) Kairn T, Aland T, Kenny J. Local heterogeneities in early batches of EBT2 film: a suggested solution. *Phys Med Biol* 2010; 55(15): L37-L42.
 - 28) Aland T, Kairn T, Kenny J. Evaluation of a Gafchromic EBT2 film dosimetry system for radiotherapy quality assurance. *Australas Phys Eng Sci Med* 2011; 34(2): 251-260.
 - 29) Low DA, Harms WB, Mutic S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25(5): 656-661.
 - 30) 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. 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).
 - 31) 橘 英伸, 上原隆三, 松林史泰, 他. 2次元線量分布測定器の精度: Matrixx, EDR2, EBT2 の比較. 日本放射線腫瘍学会第 23 回学術大会抄録集 2010; O-251: 164.

問合せ先

〒135-8550 江東区有明 3-8-31

がん研究会有明病院放射線治療部 上原隆三