

Enhanced dynamic wedge 線量勾配を用いたラジオクロミックフィルムの校正曲線

Calibration curves for radiochromic films using enhanced dynamic wedge dose gradients

島 勝美*, 阿部 匡史

博士（医学） 日本医療大学保健医療学部診療放射線学科

Key words: Radiochromic film dosimetry, calibration curve, VMAT/IMRT Patient specific QA, Wedge filter

【Abstract】

In this study, we propose a method to generate a calibration curve for relative dose verification using radiochromic film (RCF) in a single irradiation. The calibration curve was generated using the dose profile calculated with wedges on the treatment planning system and the density profile of the RCF image. Our method using the dose profile of the 60-degree EDW dose image and the density profile of the RCF image took one-tenth the time of the conventional method, and by limiting the range of profiles used, it was possible to generate a calibration curve with the same accuracy as the conventional method.

【抄 録】

今回われわれは、ラジオクロミックフィルム（RCF）を用いた相対線量検証において用いられる校正曲線の作成を、1回の照射で作成する方法を提案する。治療計画装置においてウェッジを用いて計算した線量プロファイルと、RCF画像の濃度プロファイルを用いて校正曲線を作成した。われわれのEDW60°の線量画像の線量プロファイルとRCF画像の濃度プロファイルを用いた方法は、従来法と比較して作成時間は10分の1となり、使用するプロファイルの範囲を限定することによって、精度は従来法と同等な校正曲線を作成することが可能であった。

背 景

近年の放射線治療において、強度変調放射線治療（Intensive Modulated Radiation Therapy: IMRT）や強度変調回転照射法（Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT）で治療される患者数は増加傾向にある¹⁾。これらはビームの強度を変調するため、実際に人体へ照射する前に線量などの確認をする必要がある。線量分布検証は、計画された線量が正しく分布していることを確認する検証である。線量分布検証に用いられるフィルムは小さな感光核を有し、さらに露光したフィルムをスキャナーで読み取る際のスキャン解像度を適切に組み合わせることによって、高い空間分解能を可能とする測定器であるため、多数の半導体や電離箱検出器を用いる平面検出器よりも連続的に近い線量分布の取得が可能である。またラジオクロミックフィルム（RCF）は組織等価性による良好なエネルギー応答特性により、さまざまなエネルギーが混在す

る複雑な照射における線量分布検証に望ましい測定器であると考えられる²⁾。RCFを用いた線量検証は、既知線量によって照射された濃度との関係から校正曲線を用いて未知の線量を推定することによって行われる。校正曲線の作成は、複数の異なる既知の線量を均一な照射野で照射した複数のRCFから得られる濃度（横軸）と線量（縦軸）をプロットして作成する。校正曲線の品質は線量レベルの個数に依存しており、最低でも12カ所の校正点が推奨されている³⁾。

線量分布検証に用いる線量は、照射領域に設定した評価面について治療計画装置とRCFの測定で得られた水吸収線量を比較して行う。その際に、濃度を実際の線量とひも付けて行う絶対線量検証と、治療計画装置から出力された線量などひも付けて行う相対線量検証の方法がある⁴⁾。絶対線量として行う検証は、加速器の出力を治療計画装置に入力した時点における出力として偏差なく維持する方法や、加速器から出力される線量と治療計画装置の偏差を補正した線量をRCFに対して照射を行う方法がある。相対線量として行う検証は、基準として治療計画装置で作成した治療計画の線量を用いた場合、治療計画装置の線量とRCF濃度をひも付けて行う。またIMRTを実施する患者の放射線治療に用いる加速器のX線出力不変性は2%とされている⁵⁾。

SHIMA Katsumi, Ph.D. *, ABE Tadanori, Ph.D.

Faculty of Health Sciences, Department of radiology science, Japan Healthcare University

* E-mail : katsumi-shima@jhu.ac.jp

Received October 5, 2023; accepted March 27, 2024

RCFを用いた線量検証は二つの問題がある。一つ目は、正確な校正曲線の作成のための時間と労力である。このために推奨された方法は12枚のRCFに対して11回の照射(1枚は未照射)を行う必要があるため、作成には労力と時間が必要となる。二つ目は、加速器の変動である。加速器から照射される線量は変動するため定期的な管理が必要となる⁴⁾。従って治療計画装置に入力された線量と実際に照射される線量には差が生じている可能性がある。相対線量検証は加速器の線量を参照しないため、出力の影響は受けないが実際の線量の偏差を確認できない問題がある。使用する加速器は線量に関する出力が管理されている必要がある。

S. Pecićらは、RCFを用いた校正曲線の作成にウェッジフィルターを使用した線量勾配を利用する方法を提唱した⁶⁾。この方法によれば、校正曲線作成は複数回の照射を行う必要がなく、1回の照射で校正曲線の作成が可能である。彼らの研究におけるRCF濃度に対する線量は3D水槽を用いた電離箱線量計で連続的に測定して決定している。従って先行研究における校正曲線は絶対線量によって作成される。

今回われわれは、RCFの相対線量測定において校正曲線を1回の照射で作成する方法を提案する。校正曲線に用いる線量勾配を作成する方法はEnhanced dynamic wedge (EDW)とし、治療計画装置を用いて水等価ファントムに対して行った。EDWは照射中にY JAWを移動することによって線量の強度を変調し勾配を作り出す。さらにEDWはフィルタータイプのウェッジと異なり、散乱線の増加やエネルギーの変化が起きにくいという特徴を持つ⁷⁾。本研究の目的は、RCFを使った相対線量検証における線量画像(治療計画装置によって計算された線量)を基準とした簡便で正確な校正曲線の作成方法を提案することである。

1. 方 法

1-1 線量画像とRCF画像の作成

RCF照射のための治療計画は治療計画装置 ECLIPS Version 15.1 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) において、CT装置で撮影された水等価固体ファントム(400 mm×400 mm×215 mm Tough Water Phantom, Type WE, 京都科学, 京都) に対して行った。水等価固体ファントムのCT値は-10 HU, Mass Density 0.9955 g/cm³, Relative Electron Density 0.9903を設定した⁸⁾。加速器はTrue Beam STx (Varian Medical Systems), ガントリー角度,

コリメーター角度は共に0度、放射線の種類はX線、エネルギーは6 MVを選択し、線量率は600 MU/minを選択した。アイソセンタースは水等価固体ファントムの頭尾、左右方向の中心とした。ウェッジによる線量勾配は、RCF線量解析を行う線量範囲を十分に満たす必要がある。そこでわれわれは、RCFに対し照射する深さをX線6 MVの線量最大深(ファントム表面から15 mm)とした。線量計算アルゴリズムはanalytical anisotropic algorithm (AAA), 線量グリッドは2 mmを選択した。

通常の方法(以下、従来法)による校正曲線作成のための治療計画は照射野を100 mm×100 mmとし、30, 50, 70, 100, 120, 140, 170, 200, 230, 250, および300 cGyを照射する11個の計画を行った。MU値はそれぞれ30.0, 50.1, 70.1, 100.1, 120.2, 140.2, 170.2, 200.3, 230.3, 250.4, および300.4であった。われわれは、この方法により照射されたRCFを本研究における基準とした。

EDWの線量勾配を利用した(以下、ウェッジ法)校正曲線作成のための治療計画は、照射野を100 mm×200 mm (Y1: 100 mm, Y2: 100 mm), ウェッジはEDW60-INを設定し、線量はアイソセンタースに120 cGyを照射する計画を作成した。MU値は281.1であった。

ウェッジ法で使用する線量画像は、水等価固体ファントムの15 mm深におけるコロナル面で計算された線量分布をDICOM形式で出力した。出力された線量画像はグレースケール32 bit, ピクセルサイズは1 mm×1 mm, ピクセル値(PV)の範囲は860~998844, PVから線量へ変換する係数は 2.7372249×10^{-6} であった。線量画像の線量 D_{plan} は、ImageJ Version 1.54d (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) において線量勾配方向に長辺を持つ矩形ROIにより、ウェッジ法で使用するRCFと幾何学的位置が同じ範囲内において取得したPV(PV_{image})を、上記の線量変換係数を用いて以下の式で決定した。

$$D_{plan} = PV_{image} \times 2.7372249 \times 10^{-6} [\text{Gy}] \quad (1)$$

本研究で用いたRCFはガフクロミックEBT3[®]フィルムである。1枚のRCFはウェッジ法に使用する254 mm×125 mmと、従来法に使用する約40 mm×40 mmに切り分けた。

RCFに対する照射は前述の治療計画に従い行った。

RCFに対する照射が行われた日における加速器の出力は100.373%であった。

照射されたRCFは24時間後に読み取りを行った⁹⁾。読み取りに使用したスキャナーはフラッドベッドスキャナー ES-10000G (セイコーエプソン, 長野), ソフトウェアはEpson scan Version3.04J (セイコーエプソン) である。RCFを読み取る前にウォームアップとして空スキャンを5回行った。RCFは活性成分結晶の長軸がスキャナーの読み取り方向と平行になるように設置し, スキャナーに対する湾曲を防止するため透明ガラスをRCFの上に設置して読み取りを行った。解像度は透過モードで150 dpi, カラー48 bit画像とし, スキャン画像はTIFF形式で保存した。1枚のRCFに対する読み取り回数は3回とし, 1枚のRCFに対して3枚のRCF画像を作成した。3枚の画像は平均化処理をし, 5ピクセルごとにメディアンフィルターを適用した。

1-2 ROIの検討

AAPM TG 235によると, RCFを読み取るためのROIは校正用フィルムに均一な線量(線量プロファイルのバラツキが3%を超えない)を照射することや, 全PVのヒストグラムが正規分布となることを推奨している²⁾。本研究における従来法で用いるROIの大きさは正方形ROI (10 mm×10 mm) とした²⁾。ウェッジ法で使用するRCFを読み取るためのROIは矩形とした。矩形ROIの長辺方向は線量勾配を全て含む大きさが必要であるため, 長辺は200 mm照射野のペナンプラが含まれる210 mmとした。

矩形ROI短辺の決定はRCF画像および線量画像を用いて行った。RCF画像はPVのヒストグラム解析を行うために用いた。短辺方向は線量勾配を有しないため, 関心領域内のPVヒストグラムが正規分布となる幅を検討した。検討に使用したROIは線量勾配方向の辺を1 mmとし, 線量勾配と垂直な辺の幅(短辺)を1 mmから10 mmまで1 mmステップで変化させた。線量画像は, lineツールと矩形ROIでそれぞれの線量プロファイルを取得し, 任意の位置における線量を比較するために用いた。基準はlineツールの線量プロファイルとした。矩形ROIの長辺は210 mm, 短辺は中心位置を変えずに左右へ均等に拡大し, 2 mmおよび5 mm, 10 mmから100 mmまでは10 mmごとに線量プロファイルを取得した。

なお, 線量画像のpixelからmmへの変換は1 [pixel] = 1 [mm], RCF画像については以下の計算

によって行った。

$$1 \text{ [pixel]} = 25.4 \text{ [mm]} / 150 \text{ [dpi]} = 0.169 \text{ [mm]} \quad (2)$$

1-3 校正曲線の作成

スキャナーによって読み取られたRCF画像は, imageJを用いて画像解析を行った。RCF画像はカラー分離を行い, 赤色画像を抽出した。さらに赤色画像は3枚のRCF画像から抽出し, 平均化処理を行った。

$$PV_{ave} = (PV_1 + PV_2 + PV_3) / 3 \quad (3)$$

ここで PV_{ave} は平均化した赤色画像のPVである。また PV_1 , PV_2 , PV_3 はそれぞれの赤色画像のPVを示す。さらに平均化した赤色画像に対して, 5ピクセルごとにメディアンフィルターを適用してノイズの除去を行った。従来法で照射した11枚の基準RCF画像は, 正方形ROI (10 mm×10 mm) を用いてPVの平均値として読み取った²⁾。従来法の校正曲線の作成は12枚(1枚は未照射)の基準RCF画像を用いて行った。ウェッジ法の校正曲線の作成はEDWで照射されたRCF画像を用いて行った。RCFを読み取るために用いるROIは1-2で検討した大きさを用いてPVを取得した。それぞれの方法で読み取られたPVは, (4)式に従って正味光学濃度 (Net Optical Density: netOD) に変換した²⁾。

$$netOD = OD_{exp} - OD_{unexp} = \log_{10}(PV_{unexp}/PV_{exp}) \quad (4)$$

ここで PV_{exp} は照射されたRCFのPV, PV_{unexp} は未照射RCFのPVである。取り扱う画像は48 bitカラー画像から赤色画像を抽出したため16 bitとなり, PVは0から65535 ($2^{16}-1$) までスケーリングされる。

1-4 校正曲線の評価

基準RCF画像により作成した校正曲線と, ウェッジ法で作成した校正曲線より近似関数(多項式3次関数)を求めた。求めた近似関数は任意のnetODを線量へ変換するために用いた。ただし, 線量変換に用いる近似関数は決定係数の最も高かった3次の多項式を選択した。従ってnetODを線量へ変換するための式は以下のように記述することができる。

$$D = a \cdot \text{netOD}^3 + b \cdot \text{netOD}^2 + c \cdot \text{netOD} \quad (5)$$

ここで a , b , c は定数である。netODを用いたことで校正関数は必ず原点 (0, 0) を通る関数となる。

校正曲線の評価は、任意のnetODを従来法とウェッジ法によって変換した線量を比較した。この評価ではウェッジ法において、校正曲線に使用する線量勾配の線量範囲について検討を行った。検討を行う線量画像の線量プロファイルとRCF画像のnetODプロファイルの範囲 (netODプロファイルの長さ = 線量範囲) は、アイソセンターを中心として ± 40 mm (線量範囲 85.7 ~ 179.2 cGy) ~ ± 90 mm (線量範囲 59.0 ~ 271.7 cGy) まで 10 mm ステップで作成した。線量プロファイルは 1 mm ごとに線量データを持つため、最小の ± 40 mm では 81 ポイント、最大の ± 90 mm では 181 ポイントの位置において線量と netOD のプロットが可能である。また全ての解析は表計算ソフト excel (Microsoft, Redmond, WA, USA) を用いた。

1-5 校正曲線作成にかかる時間の検討

ウェッジ法の時間的効果を検討するため、校正曲線作成のための照射とRCFの画像解析にかかる時間を計測した。照射にかかる時間は実際にX線が照射される時間とRCFの交換時間 (操作卓から自動ドアのスイッチを押すまでの時間、自動ドアが人の入れる広さまで開く時間、入り口から寝台までの時間、ファントム内から回収して新しいフィルムを設置してファントムを載せるまでの時間、寝台から退出までの時間、自動扉が閉まる時間、操作卓に戻り次の照射までにかかる時間) の合計時間とした。ただし、照射にかかる時間の計測におけるファントム設置と撤収にかかる時間は、両者の方法において同様であるため時間計測から除外した。RCFの画像解析にかかる時間はスキャナーへのRCFの設置および3回の読み取り、解析ソフトにおけるカラー分離、平均化処理、およびメディアンフィルターの適用までが含まれる。ただし、両者で共通の項目である空スキャンの時間は除外した。

2. 結果

2-1 線量画像とRCF画像の作成

線量画像とRCF画像をFig.1に示す。

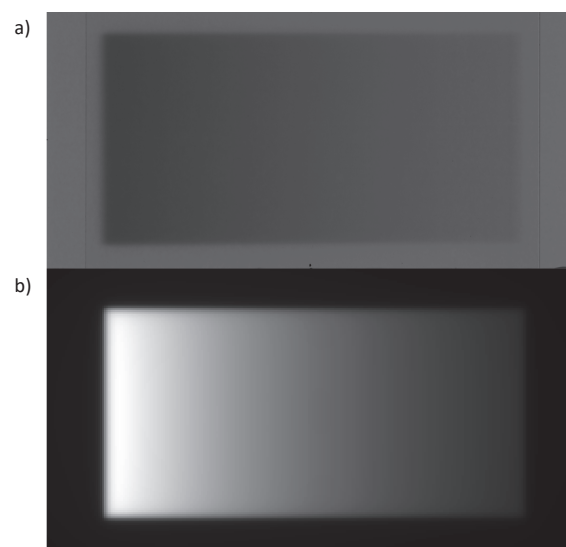


Fig.1 (a) shows the RCF averaged over three scans and the averaged RCF median-filtered every 5 pixels. (b) shows the dose distribution at 60 degrees EDW at the peak depth of the water-equivalent solid phantom output from the treatment planning system.

2-2 ROIの検討

RCF画像を用いたウェッジ法で使用する矩形ROIの短辺方向の検討結果として、取得したPVのグラフをFig.2、ヒストグラムをFig.3に示す。短辺の幅を増加させるとPVの標準偏差は小さくなる傾向を示し、短辺の幅が5 mmを超えるとPVヒストグラムは正規分布の形状を示した。

次に、線量画像を用いたウェッジ法で使用する矩形ROIの短辺方向の検討結果として、Lineツールに対する矩形ROIの線量差をTable 1に示す。任意の位置における基準線量プロファイルとの線量差は、矩形ROI短辺の大きさが20 mm以上で0.1%の差が現れた。以上により、われわれはRCFの解析に用いる矩形ROIを210 mm $\times$ 10 mmとした。

2-3 校正曲線

従来法およびウェッジ法 (± 80 mm: 線量範囲 0 ~ 252.7 cGy) によって作成した校正曲線をFig.4に示す。ウェッジ法で使用する線量画像の中心位置とRCFの中心位置はImageJを用いて解析したため、RCFはレーザーポインターをガイドとしたファントム設置時に付した中心を示すマーカーを利用することができなかった。そこでわれわれは、慎重に両者におけるプロファイルのペナンプラ位置をそれぞれで調整して位置を確定した (Fig.5)。

従来法による校正曲線は未照射フィルムを含む11

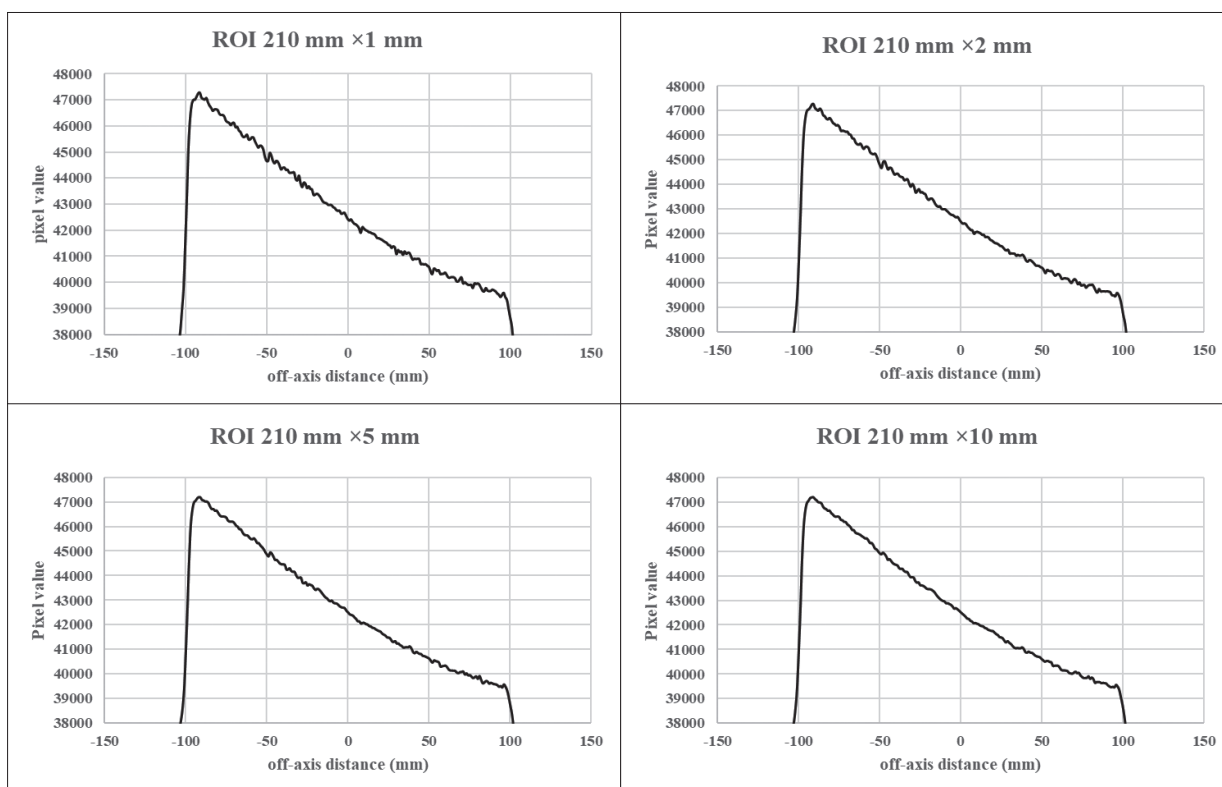


Fig.2 Figure shows profiles of pixel values obtained from RCF images acquired with different short sides of the rectangular ROI.

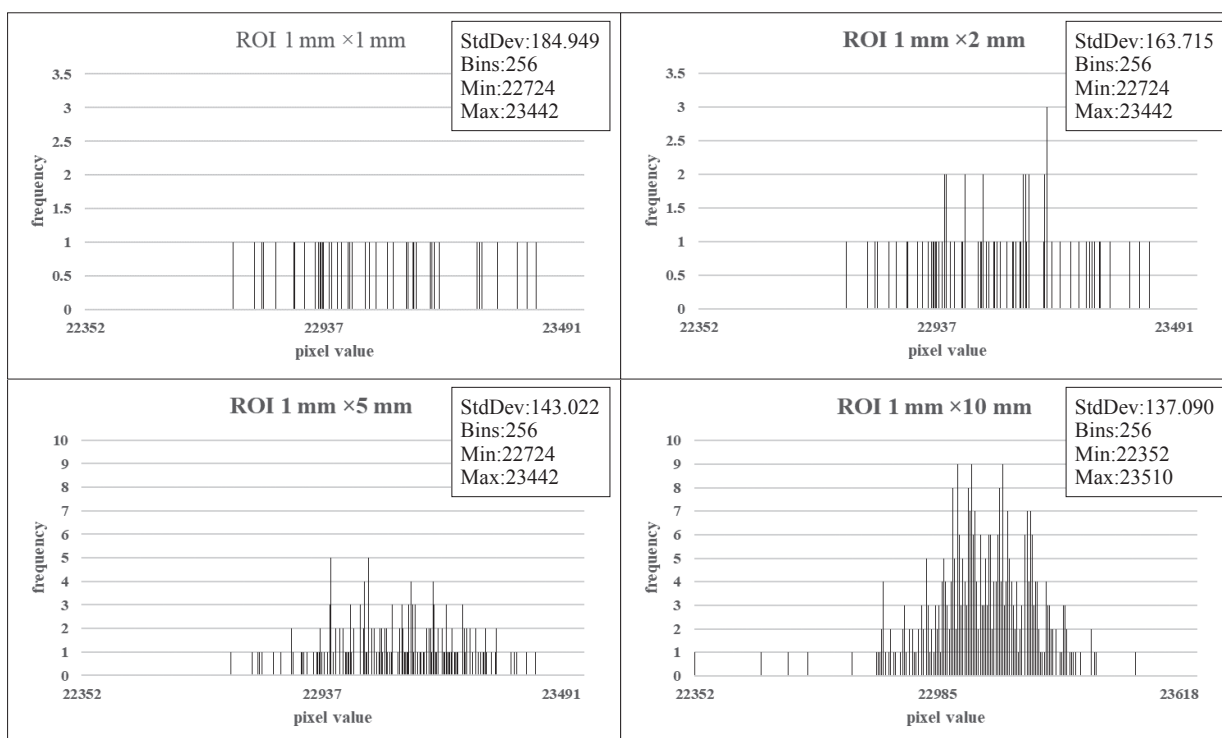


Fig.3 The graph shows a histogram of pixel values obtained by varying the width of the short side of the rectangular ROI.

Table 1 Deviation of the dose profile created by the rectangular ROI from the reference dose profile obtained by the line tool. The short edge of the rectangular ROI was varied from 2 mm to 100 mm to obtain dose profiles.

Short Side of rectangular ROI (mm)	Dose difference relative to reference profile (%)									
	Off-axis distance in long axis direction (mm)									
	-90 mm	-70 mm	-50 mm	-30 mm	-10 mm	10 mm	30 mm	50 mm	70 mm	90 mm
2	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
5	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
10	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
20	-0.1%	-0.1%	-0.1%	-0.1%	0.0%	-0.1%	-0.1%	-0.1%	-0.1%	-0.1%
30	-0.2%	-0.2%	-0.2%	-0.1%	-0.1%	-0.1%	-0.1%	-0.2%	-0.2%	-0.2%
40	-0.3%	-0.2%	-0.2%	-0.2%	-0.1%	-0.1%	-0.2%	-0.3%	-0.3%	-0.3%
50	-0.3%	-0.3%	-0.3%	-0.2%	-0.1%	-0.1%	-0.3%	-0.3%	-0.4%	-0.4%
60	-0.4%	-0.3%	-0.4%	-0.3%	-0.1%	-0.1%	-0.3%	-0.4%	-0.5%	-0.5%
70	-0.5%	-0.4%	-0.4%	-0.3%	-0.1%	-0.1%	-0.3%	-0.5%	-0.5%	-0.7%
80	-0.5%	-0.4%	-0.4%	-0.3%	-0.1%	-0.2%	-0.4%	-0.5%	-0.6%	-0.8%
90	-0.5%	-0.4%	-0.4%	-0.3%	-0.1%	-0.2%	-0.4%	-0.6%	-0.7%	-0.8%
100	-0.5%	-0.5%	-0.5%	-0.3%	-0.1%	-0.2%	-0.4%	-0.6%	-0.8%	-0.9%

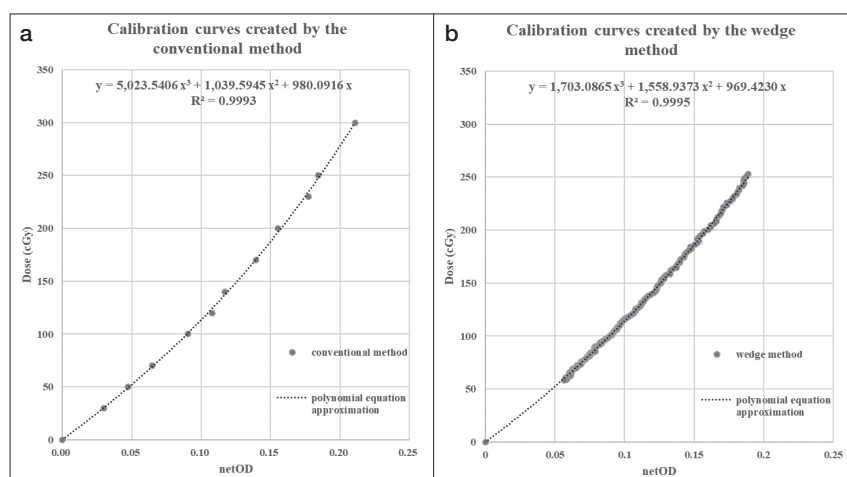


Fig.4 Calibration curves produced by the conventional method (a) and the wedge method (b). The conventional method was created with 11 doses. The wedge method was generated with 161 doses. The wavy lines are approximate curves of cubic functions, and the dots are known doses corresponding to the netOD read from the RCF.

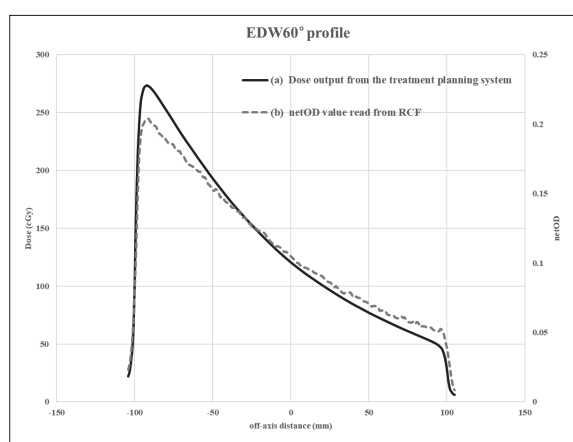


Fig.5 EDW60° profiles are shown. (a) Dose profile obtained from dose images. (b) netOD profile calculated from the PV of the RCF image. In (a) and (b), the penumbra was visually adjusted to establish its position, respectively.

のnetODと線量のプロットにより作成し、ウェッジ法 (± 80 mm: 線量範囲0~252.7 cGy) による校正曲線は、161のnetODと線量のプロットで作成した。両者の近似関数の決定係数は0.9993と0.9995と、ほぼ同じ値を示した。

2-4 校正曲線の評価

われわれは校正曲線の評価を行うため、校正曲線に使用する線量プロファイルの範囲について検討を行った。アイソセンターを中心として ± 40 mm (線量範囲85.7~179.2 cGy) ~ ± 90 mm (線量範囲59.0~271.7 cGy) まで作成した。 ± 40 mm, ± 60 mm, ± 80 mm, ± 90 mmの校正曲線をFig.6に示す。使用する線量プロファイルの範囲を広くすることで決定係数 R^2 は増加する傾向を示した。

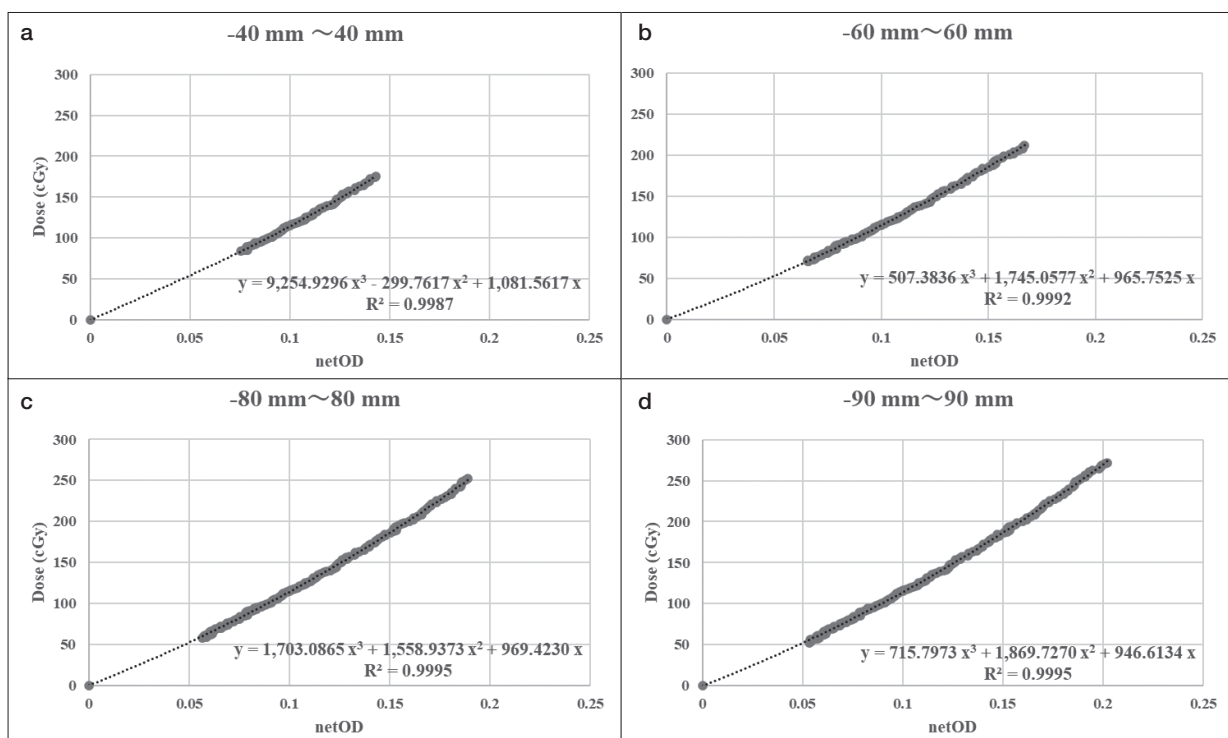


Fig.6 Dots indicate netOD values corresponding to doses. The dashed line indicates the approximate curve. The dose gradients used to create the calibration curves range from (a) ± 40 mm (0 to 175.8 cGy), (b) ± 60 mm (0 to 211.9 cGy), (c) ± 80 mm (0 to 252.7 cGy), and (d) ± 90 mm (0 to 271.7 cGy).

Table 2 Dose conversion results for an arbitrary net OD using approximate functions obtained by the conventional and wedge methods. The conventional method shows the dose and the wedge method shows the error between the range of profiles used and the dose by the conventional method. Gray text indicates results from extrapolation.

	conventional method		wedge method					
Arbitrary netOD	Arbitrary netOD that can be dose-converted by approximate formulas							
		0~0.143	0~0.153	0~0.167	0~0.178	0~0.189	0~0.202	
	Convert dose (cGy)	± 40 mm	± 50 mm	± 60 mm	± 70 mm	± 80 mm	± 90 mm	
0	0	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	
0.01	9.9	8.9%	3.8%	-0.8%	0.5%	-1.1%	-2.6%	
0.02	20.1	7.6%	3.4%	-0.2%	0.8%	-0.6%	-1.9%	
0.03	30.5	6.4%	3.1%	0.3%	1.0%	-0.3%	-1.2%	
0.04	41.2	5.3%	2.7%	0.6%	1.2%	0.0%	-0.7%	
0.05	52.2	4.3%	2.4%	0.9%	1.3%	0.2%	-0.3%	
0.06	63.6	3.4%	2.1%	1.1%	1.3%	0.3%	0.1%	
0.07	75.4	2.6%	1.7%	1.2%	1.3%	0.4%	0.3%	
0.08	87.6	2.0%	1.4%	1.2%	1.2%	0.4%	0.5%	
0.09	100.3	1.4%	1.1%	1.1%	1.1%	0.3%	0.6%	
0.1	113.4	0.9%	0.8%	1.0%	0.9%	0.2%	0.6%	
0.11	127.1	0.5%	0.5%	0.7%	0.7%	0.1%	0.5%	
0.12	141.3	0.1%	0.3%	0.4%	0.4%	-0.2%	0.3%	
0.13	156.0	-0.1%	0.0%	0.1%	0.1%	-0.4%	0.1%	
0.14	171.4	-0.3%	-0.2%	-0.3%	-0.3%	-0.7%	-0.1%	
0.15	187.4	-0.3%	-0.5%	-0.8%	-0.7%	-1.1%	-0.5%	
0.16	204.0	-0.4%	-0.7%	-1.3%	-1.1%	-1.5%	-0.9%	
0.17	221.3	-0.3%	-0.9%	-1.9%	-1.6%	-1.9%	-1.3%	
0.18	239.4	-0.2%	-1.2%	-2.5%	-2.1%	-2.3%	-1.8%	
0.19	258.2	0.0%	-1.4%	-3.2%	-2.6%	-2.8%	-2.3%	
0.2	277.8	0.2%	-1.6%	-3.9%	-3.1%	-3.3%	-2.9%	
0.21	298.2	0.5%	-1.7%	-4.6%	-3.7%	-3.8%	-3.5%	

さらに任意のnetODを線量に変換し、従来法と比較を行った。線量変換は校正曲線の結果より得た近似関数を用いた。従来法によって作成した校正曲線の近似関数による変換線量を D_{conv} 、ウェッジ法によって作成した校正曲線の近似関数による変換線量 D に線量範囲を示す添え字を付して $D_{40} \sim D_{90}$ とすると、近似関数による線量変換式は以下の通りであった。

$$D_{\text{conv}} = 5023.54 \cdot \text{netOD}^3 + 1039.59 \cdot \text{netOD}^2 + 980.09 \cdot \text{netOD} \quad (6)$$

$$D_{40} = 9254.93 \cdot \text{netOD}^3 - 299.76 \cdot \text{netOD}^2 + 1081.56 \cdot \text{netOD} \quad (7)$$

$$D_{50} = 5024.37 \cdot \text{netOD}^3 + 728.51 \cdot \text{netOD}^2 + 1020.64 \cdot \text{netOD} \quad (8)$$

$$D_{60} = 507.39 \cdot \text{netOD}^3 + 1745.06 \cdot \text{netOD}^2 + 965.75 \cdot \text{netOD} \quad (9)$$

$$D_{70} = 1920.74 \cdot \text{netOD}^3 + 1436.31 \cdot \text{netOD}^2 + 981.61 \cdot \text{netOD} \quad (10)$$

$$D_{80} = 1703.09 \cdot \text{netOD}^3 + 1558.94 \cdot \text{netOD}^2 + 969.42 \cdot \text{netOD} \quad (11)$$

$$D_{90} = 715.80 \cdot \text{netOD}^3 + 1869.73 \cdot \text{netOD}^2 + 946.61 \cdot \text{netOD} \quad (12)$$

Table 2は、上記を用いた任意のnetODの線量変換結果を示す。従来法は変換した線量を示し、ウェッジ法は使用したnetODプロファイルの範囲と従来法による線量との差を示す。線量差は以下の式で計算した。ここで x は線量範囲を示す添え字である。

$$\text{線量誤差} = (D_x - D_{\text{conv}}) / D_{\text{conv}} \times 100 [\%] \quad (13)$$

使用したプロファイルの範囲によって線量変換可能なnetODが異なるため、線量変換可能なnetODの範囲を表に示す。グレー表記の文字は外挿による結果を示す。結果より、 $\pm 60 \text{ mm} \sim \pm 70 \text{ mm}$ の範囲で作成した近似関数による線量変換は、従来法との線量差が2%以下であった。

2-5 校正曲線作成にかかる時間の検討

従来法による校正曲線作成のためにかかる時間を検討した結果をTable 3に示す。照射に使用した施設の操作卓から治療室内寝台までの距離は約25 mであった。照射終了からRCFの交換を行い次の照射までの時間は約85秒であった。照射時間はMU値に依存するため、従来法では線量が増加すると照射時間も長く

なった。ウェッジ法のMU値は281、照射時間は29秒であった。照射にかかる時間は従来法で1,066秒(17分)、ウェッジ法で79秒(1.3分)となった。ウェッジ法は従来法と比べ、照射にかかる時間が92.6%減少した。

RCFの読み取り時間は、従来法で初回プレビュー表示を含めた3回の読み取りにかかる時間が約106秒、ウェッジ法では約243秒であった。画像解析にかかる時間はRCFの大きさに依存しないため、両者とも約208秒であった。RCFの画像解析にかかる時間は従来法で3,840秒(64分)、ウェッジ法で451秒(7.5分)であった。ウェッジ法は従来法と比べ、RCFの画像解析にかかる時間が88.3%減少した。

3. 考 察

今回われわれは、治療計画から出力された線量画像と実測されたRCF画像から校正曲線を作成する方法を提案した。われわれはRCFに対する照射を行うファントム中の深さを、より大きな線量勾配が得られる線量最大深を選択した。照射野ウェッジ方向の照射野を200 mmとしたとき、EDW60°の線量勾配は約50 cGy $\sim$ 270 cGyまでの線量が得られるため、放射線治療で一般的な一回線量である200 cGyを含む校正曲線の作成が可能となる。しかし、線量最大深における測定は加速器のHEAD構造からの散乱線を含む可能性があるため避けるべきであるが、治療計画装置を用いて線量分布を計算することによって散乱線を考慮した測定がなされていると考える。また今回、われわれの方法は治療計画装置に登録されている加速器の出力に基づいた相対的な線量検証を行ったため、実測時における加速器の出力補正は行っていない。使用する加速器は各施設における品質管理ポリシーに従い、線量および幾何学的精度などが担保されていることが必要であると考ええる。

本研究における校正曲線はEDW60°による急峻な線量勾配を利用して作成するため、線量画像とRCF画像の位置誤差は、校正曲線の精度に影響を与えると考える。正確な線量と濃度のプロットを行うためには、両者の幾何学的位置は正確に合致させる必要がある。治療計画装置から出力される線量画像は座標によって正確な中心位置が同定される。通常、行われるRCFを用いた線量解析において、RCFは照射時に治療室内に設置されるレーザーポインターをガイドに用いて中心位置を示すマーカーが設定される。フィルム解析ソフトは両者のこれらを合致させる機能があるが、本研究

Table 3 The table shows the time required for irradiation of the RCF and the time required for image analysis of the RCF.

Time required for irradiation of RCF			Time required for RCF image analysis		
	conventional method	wedge method		conventional method	wedge method
	Time taken (sec.)	Time taken (sec.)		Time taken (sec.)	Time taken (sec.)
1st Irradiation	3.0	29.0	reading (e.g. by a scanner)	106	243
RCF exchange	85.0	0.0	analysis	208	208
2nd irradiation	5.0	0.0	RCF exchange	6	0
RCF exchange	85.0	0.0	total (per sheet)	320	451
3rd irradiation	7.0	0.0	total (per 12 sheets)	3,840	
RCF exchange	85.0	0.0			
4th irradiation	10.0	0.0			
RCF exchange	85.0	0.0			
5th irradiation	12.0	0.0			
RCF exchange	85.0	0.0			
6th irradiation	14.0	0.0			
RCF exchange	85.0	0.0			
7th irradiation	17.0	0.0			
RCF exchange	85.0	0.0			
8th irradiation	20.0	0.0			
RCF exchange	85.0	0.0			
9th irradiation	23.0	0.0			
RCF exchange	85.0	0.0			
10th irradiation	25.0	0.0			
RCF exchange	85.0	0.0			
11th irradiation	30.0	0.0			
Collecting	50.0	50.0			
total	1,066.0	79.0			

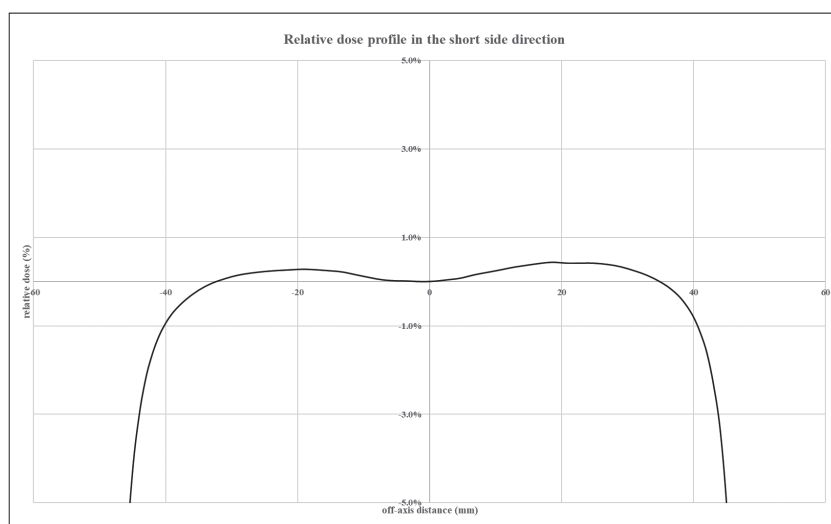


Fig.7 Dose profiles in the short side direction obtained from dose images with the line tool. Doses are normalized by isocenter (%).

において使用した線量解析ソフトは位置合わせを行う機能がなく、RCFに設定したマーカーを参照することができなかった。そのためわれわれは、ペナンプラを視覚的に調整する方法を行った。これは本研究における位置合わせの限界点と考える。本研究の結果に少なからず位置誤差による線量バイアスを含む可能性があることに注意を要する。

AAPM TG235において、ROIは全PVのヒストグラムが適切な大きさの標準偏差を持つ正規分布とされている²⁾。今回、われわれの方法におけるプロファイルを読み込むためのROIは矩形を選択した。RCF画像の解析においてROIの短辺を増加させるとPVのヒストグラムは正規分布を取るようになり、TG235で示された統計的に近い設定ができていると考える。ま

た線量画像の解析において、短辺を拡大すると線量プロファイルの線量にわずかながら差が生じた (Table 1)。これは画像を取得した深さが線量最大深であったため、フラットニングフィルターによる影響と考える。ここで、線量画像よりlineツールで取得した短辺方向の線量プロファイルをFig.7に示す。今回、使用した短辺の大きさは10 mmであるが、最大0.09%の線量差を含む。10 mmを超える大きさになると0.10%を超える線量差を含むことから、短辺方向への拡大はアイソセンターと軸外の線量差による制限を受けると考える。

長さ210 mmのROIによって得られた線量プロファイルは、得られた範囲を全て使用せず、使用する範囲の検討を行った。Chełmiński Kらは、EDWの線量プロファイルを治療計画装置と実測で評価をした結果、低いエネルギーで角度の大きなウエッジの誤差を指摘している¹⁰⁾。さらに加速器による影響の他、照射されたRCFを読み取る際に用いるスキャナーの問題も含まれると考える²⁾。今回、われわれが検討した線量プロファイルの使用範囲において、 ± 50 mm以下の線量範囲では低線量の線量差が大きくなる傾向を示した。使用する範囲を広げることにより校正曲線から算出される近似関数のフィッティングは改善されるが、 ± 80 mm以上になると低線量領域および高線量領域で線量差が大きくなる傾向を示した。狭い線量範囲では高い線量とnetODのプロットが足りないため、校正曲線の傾きに影響を与えている可能性が考えられる。また広い線量範囲ではスキャナーの平坦度やRCFの設置精度の影響があると考ええる。

従来法よりも多くの治療計画装置で計算された線量とPVのプロットを行うことにより、校正曲線は正確性を増す可能性が考えられたが、本研究の結果は従来法と同等の結果となり、プロット数と校正曲線の正確性には比例関係はないのではないかと考える。またPVのバラツキの原因となるRCFの問題、およびRCF濃度を読み取る際に使用するスキャナーの平坦度やRCFの設置精度などが正確な線量と濃度のプロットに影響を及ぼすため、これらの問題が解決できる方法によってフィルム解析を行うことが重要であると考えられる。

近似関数を使用することにより、netODと治療計画装置の線量をプロットした範囲を超えた外挿線量を計算することが可能になる。本研究において ± 50 mm以下の範囲から作成した近似関数で外挿線量を求めた場合、2%以内で評価することが可能であった。しか

しながら、低線量の差が大きくなったため、外挿した線量の評価を行う場合は慎重に判断する必要があると考える。外挿した線量変換による可能性を示唆する報告もあるが⁶⁾、本研究の結果は外挿線量の差が線量プロファイルの使用範囲で大きく変化するため評価できないと考える。

Lewis Dら¹¹⁾は、有理関数を用いた近似関数を用いることで、線量とPVのプロットが数点あれば校正曲線を正確に作成できるとしている。彼らはフィルム解析ごとに未照射のRCF、既知の照射線量で照射したRCFおよび線量検証を行うRCFの3枚のRCFを同時に読み取る再構成法、ワンスキャンプロトコルを用いて校正曲線を補正する方法について言及している。われわれは彼らと同様の有理関数を用いた近似曲線も検討したが、フィッティングは多項式近似が優れていたため、多項式近似を採用した。

われわれは校正曲線を作成するために必要な時間の比較を行い、総合的に89.2%の時間を短縮できる可能性を示す。ウェッジ法はRCFへの照射からわずか10分以内で従来法と同等の校正曲線が取得できる可能性が示された。しかしながら、画像解析にかかる時間は照射されたRCFの解析に用いるソフトウェアに依存するため、本研究で示した結果と異なる可能性があると考ええる。

本研究は、従来行われているカットフィルムを用いた校正曲線を作成する時間を約9割削減する方法を提示した。校正曲線の作成時間が短縮されたことにより、RCFを用いた線量解析ごとに校正曲線を作成する可能性が示唆される。本研究の結果は ± 60 mm $\sim$ ± 70 mmの線量プロファイル範囲で作成した近似関数による線量変換が、従来法で求めた線量との差が2%以下となり、従来法と同等の精度である可能性を示した。ただし、本研究の結果で示した線量プロファイルの範囲は、EDWによる線量勾配の影響、およびRCFの読み取る際におけるスキャナーの平坦度やRCFの設置誤差の影響を受けるため、各施設において線量プロファイルの使用範囲を確認する必要があると考える。

4. 結 語

本研究は、治療計画装置に入力された線量とRCF濃度の関係を用いた相対線量測定において簡便な方法を提示した。われわれの示したEDW60°の線量画像の線量プロファイルとRCF画像の濃度プロファイルを用いた方法は、従来法と比較して作成時間は10分の1と

なり、使用するプロファイルの範囲を限定することによって、精度は従来法と同等な校正曲線を作成することが可能であった。

利益相反

筆頭著者および共著者に開示すべき利益相反はない。

謝 辞

論文執筆に当たり多大なるご協力を頂いた、国立病院機構仙台医療センター放射線科の戸森聖治氏に感謝とお礼を申し上げます。

表の説明

- Table 1 lineツールで取得した基準線量プロファイルに対する矩形ROIで作成した線量プロファイルの差。矩形ROIの短辺は2 mmから100 mmまで変化させて線量プロファイルを取得した。
- Table 2 従来法とウェッジ法で得られた近似関数を用いた任意のnetODの線量変換結果。従来法は線量を、ウェッジ法は使用したプロファイルの範囲と従来法による線量との誤差を示す。グレーの文字は外挿による結果を示す。
- Table 3 表はRCFの照射にかかる時間とRCFの画像解析にかかる時間を示す。

図の説明

- Fig.1 (a)はRCFを3スキャン分のデータで平均化し、平均化したRCFを5ピクセルごとにメディアンフィルター処理したもの。(b)は治療計画システムから出力された水等価固体ファントムのピーク深におけるEDW60°の線量分布を示す。
- Fig.2 矩形ROIの短辺を変えて取得したRCF画像から得られたピクセル値のプロファイル。
- Fig.3 グラフは矩形ROIの短辺の幅を変化させて得られたピクセル値のヒストグラムを示す。

Fig.4 従来法(a)とウェッジ法(b)で作成した校正曲線。従来法は11の線量、ウェッジ法は161の線量で作成された。波線は3次関数の近似曲線で、点はRCFから読み取ったnetODに対応する既知の線量。

Fig.5 EDW60°のプロファイルを示す。(a)線量画像から得られた線量プロファイル。(b)RCF画像のPVから計算したnetODプロファイル。(a)と(b)では、それぞれペナブラの位置を確定するために目視で調整した。

Fig.6 ドットは線量に対応するnetOD値を示す。破線は近似曲線を示す。校正曲線の作成に使用した線量勾配は、(a)±40 mm (0~175.8 cGy), (b)±60 mm (0~211.9 cGy), (c)±80 mm (0~252.7 cGy), (d)±90 mm (0~271.7 cGy)の範囲である。

Fig.7 LINEツールによる線量画像から得られた短辺方向の線量プロファイル。線量はアイソセンターで規格化した(%)。

参考文献

- 1) 沼崎穂高, 他: 全国放射線治療施設の2019年定期構造調査報告(第1報). 日本放射線腫瘍学会, 2022.
- 2) Nriroomand-Rad A, et al.: Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic film dosimetry: An Update to TG-55. Med Phys, 47(12), 5986-6025, 2020.
- 3) Bouchard H, et al.: On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. Med Phys, 36(6), 1931-1946, 2009.
- 4) 河内 徹, 他: 強度変調放射線治療の線量検証法. 日本医学物理学会, 2013.
- 5) Klein E, et al.: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys, 36(9), 4197-4212, 2009.
- 6) Pecić S, et al.: Physical wedge as a tool for radiochromic film calibration. Z Med Phys, S0939-3889 (23) 00077-6, 2023.
- 7) Liu C, et al.: Characterizing output for the Varian enhanced dynamic wedge field. Med Phys, 25(1), 64-70, 1998.
- 8) 日本医学物理学会 編: 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法. 197, 通商産業研究社, 2012.
- 9) Shima K, et al.: Analysis of post-exposure density growth in radiochromic film with respect to the radiation dose. J Radiat Res, 53, 301-305, 2012.
- 10) Chełmiński K, et al.: Dynamic wedges – dosimetry and quality control. Rep Pract Oncol Radiother, 11(2), 67-75, 2006.
- 11) Lewis D, et al.: An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. Med Phys, 39(10), 6339-6350, 2012.