原 著

外部放射線治療における腫瘍位置確認用金マーカーからの
散乱線による人体への影響の検討羽原幸作¹⁾・下郷智弘²⁾・青山裕一³⁾・林 直樹⁴⁾・安井啓祐⁵⁾
松浦寛司⁶⁾・古川隆志¹⁾・川浪亮太³⁾・小幡康範²⁾論文受付
2011年 1 月26日論文受理
2011年 7 月20日

Code No. 431

1) 広島赤十字・原爆病院放射線科部

2) 名古屋大学大学院医学系研究科

3) 名古屋大学医学部附属病院放射線部

4) 藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科

5) 名古屋市健康福祉局

6) 広島市立広島市民病院放射線科

緒 言

近年、治療装置および周辺機器の進歩は目覚ましく、体幹部における高精度な放射線治療が盛んに行われるようになってきた。その中のひとつに定位放射線治療¹⁾がある。

体幹部における定位放射線治療は生理的な呼吸性移動および臓器の移動があるため、再現性のある位置精度を保持することが困難である。また、その照

射方法および位置精度の保持は施設によりさまざまな取り組みが行われているがまだまだ確立していない部分がある。1998年には北海道大学において4次元放射線治療と呼ばれる動体追跡放射線治療²⁾が開発され、臨床応用されるようになった。動体追跡放射線治療では、目的とする腫瘍の近傍に金マーカーを挿入し、その位置や動きをX線透視装置にてリアルタイムに確認しながら照射が行われる。

Dosimetric Perturbation due to Scattered Rays Released by a Gold Marker
Used for Tumor Tracking in External RadiotherapyKosaku Habara,¹⁾ Tomohiro Shimozato,²⁾ Yuichi Aoyama,³⁾ Naoki Hayashi,⁴⁾ Keisuke Yasui,⁵⁾
Kanji Matsuura,⁶⁾ Takashi Furukawa,¹⁾ Ryota Kawanami,³⁾ and Yasunori Obata²⁾

1) Division of Radiology, Hiroshima Red Cross Hospital & Atomic-bomb Survivors Hospital

2) Department of Radiological Sciences, Graduate School of Medicine, Nagoya University

3) Department of Radiological Technology, Nagoya University Hospital

4) Faculty of Radiological Technology, School of Health Science, Fujita Health University

5) Health & Welfare Bureau, City of Nagoya

6) Department of Radiology, Hiroshima City Hospital

Received January 26, 2011; Revision accepted July 20, 2011; Code No. 431

Summary

Image-guided radiation therapy using a gold marker-based tumor tracking technique provides precise patient setup and monitoring. However, the marker consists of high-Z material, and the resulting scattered rays tend to have adverse effects on the dose distribution of radiotherapy. The purpose of this study was to evaluate the dosimetric perturbation due to the use of a gold marker for radiotherapy in the lungs. The relative dose distributions were compared with film measurement, Monte Carlo simulation, and XiO calculation with the multi grid superposition algorithm using two types of virtual lung phantoms, which were composed of tough water phantoms, tough lung phantoms, cork boards, and a 2.0-mm-diameter gold ball. No dose increase and decrease in the vicinity of the gold ball was seen in the XiO calculations, although it was seen in the film measurements and the Monte Carlo simulation. The dose perturbation due to a gold marker cannot be evaluated using XiO calculation with the superposition algorithm when the tumor is near a gold marker (especially within 0.5 cm). To rule out the presence of such dose perturbations due to a gold marker, the distance between the gold marker and the tumor must therefore be greater than 0.5 cm.

Key words: tumor tracking, gold marker, Monte Carlo simulation, superposition algorithm, dose perturbation別刷資料請求先：〒730-8679 広島県広島市中区千田町1丁目9-6
広島赤十字・原爆病院放射線科部 羽原幸作 宛

Fig. 1 Schematic illustration of a virtual lung phantom (model 1).

金マーカによる位置監視では、腫瘍の位置が高精度に同定できるが、放射線治療計画装置(radiotherapy treatment planning system; RTPS)による線量計算では金属などの高原子番号・高密度物質の存在下で線量が正しく計算されないことが報告されている^{3,4)}。そこで本研究ではフィルム法による実測、モンテカルロ計算、RTPSを用いて相対線量分布を取得し、比較を行うことで金マーカからの散乱線による人体への影響を検討した。

1. 方 法

1-1 肺野内における金マーカの線量分布への影響：

1 ビーム

1-1-1 Radiochromic Film を用いた線量分布測定

治療用フィルムを用いて線量分布を取得するため、名古屋大学医学部附属病院の医療用加速器LINAC(Varian Clinac 21 EX)を使用して測定を行った。まず、線量を濃度に変換する校正曲線を取得するため、30×30×30 cm³のタフウォータファントム(京都科学)を配置し、ファントム表面から深さ10 cmのところに同じロット番号のRadiochromic film(Gafchromic film EBT (ISP, Inc)；以下、EBT)を挟むように配置した^{5,6)}。測定は10 MVのX線で行い、照射野は10×10 cm²、SADは100 cm(SSDは90 cm)として0 MUから400 MUまで13点の線量を測定した。ここで1 MUは最大深において1 cGyとなる値である。濃度対線量の校正用の電離箱線量計にはPTW社製の0.6 cc ファーマ型電離箱(Type 30013)を用いた。

次にタフウォータファントム、タフラングファントム(京都科学)、コルク板(神戸コルク株式会社)、直

径2 mmの金球(栄進)で構成された仮想肺ファントムをFig. 1に示す。また、Table 1に仮想肺ファントムの構成、物質の密度、相対電子密度を示す。線量分布を取得するためにEBTをファントム表面から深さ3 cm, 5 cm, 8 cm, 8.2 cm, 10.28 cm, 15.3 cmの6点に挟むように配置した。ここで5 cmは相対線量の基準となる深さ、8 cmは金球透過直前の深さ、8.2 cmは金球透過直後の深さである。照射野を5×5 cm²、SSDを100 cmとした。また、濃度値がある程度出力され、かつ飽和しないようにするためMU値を250 MUとし、線量率を300 MU/minに設定して照射を行った。測定に用いた全てのEBTはフラットベッドスキャナ(EPSON Offirio ES 10000G)とDD-system (Version 9.0.0, R-TECH, Inc)を用いて解析を行った。EBTの線量解析において、測定点の1 dotのピクセルサイズは0.017 cmである。

EBTを利用した測定においては、感度のばらつきによる線量誤差が5%程度であると報告されている⁵⁾。本研究では実測のデータであるEBTを基準としてその他との比較を行った。EBTに対する誤差率は以下の式で表わすことができる。

$$\text{difference}[1] = \frac{D_{\text{EGS5}} - D_{\text{measurement}}}{D_{\text{measurement}}} \times 100[\%] \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$\text{difference}[2] = \frac{D_{\text{Xio}} - D_{\text{measurement}}}{D_{\text{measurement}}} \times 100[\%] \quad \dots\dots\dots (2)$$

D_{EGS5} , $D_{\text{measurement}}$, D_{Xio} はそれぞれ(Electron Gamma Shower Version 5; EGS5)の計算結果、EBTの測定結果、放射線治療計画装置XiO(CMS, Inc)の計算結果の相対線量値である。difference[1]はEBTに対するEGS5の誤差率を表し、difference[2]はEBTに対するXiOの誤差率を表している。

1-1-2 EGS5を用いたモンテカルロ計算

モンテカルロ計算にはEGS5を用いた。まずシミュレーションの信頼性を検証するために30×30×30 cm³の水ファントム中におけるEGS5と電離箱による実測のpercent depth dose (PDD)の比較を行った。入射粒子は10 MVの制動X線とし、入射光子のエネルギースペクトルはSheikh-Bagheriらのデータを使用した⁷⁾。照射野は5×5 cm²、source surface distance (SSD)は100 cmとした。また、本研究におけるすべての計算において電子と光子の輸送を停止するためのカットオフエネルギーであるelectron cut off energy (ECUT)とphoton cut off energy (PCUT)をそれぞれ521 keV, 10 keVとした。電子については静止質量エネルギーを含む。その結果、ビルドアップ領域を除き

Table 1 Compositions of the materials of the virtual lung phantom

Materials	Element composition (%)	Densit [g/cm ³]	Relative electron density of water ⁸⁾
Water	H(33.33), O(66.67)	1.0	1.0
Tough water	H(8.20), C(66.26), N(2.20), O(20.71), Cl(0.37), Ca(2.27)	1.018	0.994
Tough lung	H(7.00), C(50.20), O(35.10), P(0.10), Cl(1.00), Al(1.50), Si(5.00)	0.32	0.29
Cork	H(6.78), C(53.87), O(39.35)	0.3	0.273
Gold ball	Au(100.0)	19.3	14.0

EGS5 と実測は誤差率 $\pm 1.9\%$ 以内の精度で一致した。

シミュレーションのジオメトリはフィルムによる実測とモンテカルロ計算を比較するために EBT を除いて実測の体系をできる限り正確に再現した。水と EBT の構成が近いので、EBT の厚み幅に合わせて水を用いた。金球はグリッド状にファントムを区切った体形内に更に球体として設置している。入射粒子は 10 MV の制動 X 線とし、照射野は $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 、SSD は 100 cm とした。

EBT に沈着したエネルギーを取得するため、まずビーム中心軸上において縦 0.2 cm、横 0.2 cm、深さ 0.1 cm の領域(ボクセル)を深さ方向に並べ、それぞれのボクセルにおけるデータを取得した。ただし、深さ方向に対して金球透過前後 1 cm は 0.05 cm 厚とした。次にビーム中心軸に対し垂直方向において縦 0.2 cm、横 0.1 cm、深さ 0.0234 cm の領域(ボクセル)を横方向に並べ、それぞれのボクセルにおけるデータを取得した。深さは EBT の厚みに合わせて設定した。ただし、横方向に対して金球間距離は 0.2 cm 厚の場合と 0.016 cm 厚の場合の 2 パターンで計算を行った。シミュレーションの結果に対する統計誤差は 50% 以上の線量域において 1% 以下となるように粒子数を 2×10^9 個に設定した。

1-1-3 放射線治療計画装置 XiO による計算

放射線治療計画装置 XiO(CMS, Inc)による線量分布計算を行うために、computed tomography(CT)シミュレータを用いて仮想肺ファントムの撮影、再構成を行った。治療計画用 CT 装置は東芝メディカル社製の Asteion を使用した。XiO の計算アルゴリズムには Pencil 法、Clarkson 法、Superposition 法などがあるが、今回不均質組織に対する計算がより優れている Superposition 法を用いた。計算グリッドサイズは $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ cm}^3$ とし、ピクセル毎に不均質補正を行った(Fig. 2)。

XiO では CT 値を相対電子密度に変換するテーブルが必要となる。放射線治療で行われる低密度の肺野から高密度の骨までを考慮した XiO の CT 値 - 相対電子密度変換テーブルの範囲は 0.3 から 1.8 までと

Fig. 2 Dose distributions calculated using the superposition algorithm.

なっている。金球の相対電子密度は 14.0 とテーブルの範囲を超えてしまうが、XiO で高密度を含む CT 値 - 相対電子密度変換テーブルを用いた場合、離散化処理によって水付近の相対電子密度が粗くなってしまい計算のずれが生じる。そのため、臨床の条件に合わせてフィルムによる実測、モンテカルロ計算の結果との比較を行った。また金属アーチファクトも考慮して XiO 上で virtual phantom を作成し、金球の相対電子密度も 14.0 に設定した。そして non virtual phantom と同様の条件で計算を行い、比較した。

1-2 肺野内における金マーカの線量分布への影響：8 ビーム

多方向からの照射における線量分布の比較を行うため、EGS5 と XiO を用いて新たに Fig. 3 に示すようなシミュレーションのジオメトリを作成した。ジオメトリは水、タフラング、直径 2 mm の金球で構成された一辺 16 cm の立方体ファントムを想定して作成した。入射粒子は 10 MV の制動 X 線とし、照射野は $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 、source axis distance(SAD) は 100 cm とし

Fig. 3 Schematic geometry of a virtual lung phantom (model 2) for (a) xz plane and (b) xy plane.

a | b

た. 金球の中心をアイソセンタとしてガントリ角度 30°, 45°, 120°, 150°, 195°, 335°, 340°, 345° の 8 方向からの照射プランを作成した. ガントリ角度については臨床における一例の肺定位照射のガントリ角度を参照にした. また, 沈着エネルギーを取得するため, xy 平面上のボクセルを縦 0.1 cm, 横 0.1 cm 間隔に区切り, 金球中心を深さ 0 cm として深さ ±0.25 cm 以内のデータを取得した.

本研究では EGS5 と XiO の計算結果を比較するため, 各深さにおける照射野内の平坦化領域で EGS5 を基準として相対線量化を行った. EGS5 に対する XiO の誤差率は以下の式で表わすことができる.

$$\text{difference}[3] = \frac{D_{\text{Xio}} - D_{\text{EGS5}}}{D_{\text{EGS5}}} \times 100[\%]$$

..... (3)

2. 結果

2-1 肺野内における金マーカの線量分布への影響:

1 ビーム

2-1-1 ビーム軸に対して平行な方向における比較

フィルムによる実測において, DD-system により作成した線量対濃度の校正曲線を Fig. 4 に示す. 本研究では, 線量分布を取得するために用いた EBT は全てこの校正曲線をもとに濃度から線量へ変換した.

ビーム軸に対して平行な方向においてフィルムによる実測, モンテカルロ計算, RTPS による計算の結果を比較したものを Fig. 5 に示す. EBT による 6 つの測定点の中で最も線量が安定している箇所は深さ 5 cm の点であった. そこで本研究では, ファントム表面から深さ 5 cm のところで EBT を基準として相対線量化を行った. Fig. 5 を見ると, EGS5 と EBT の結果は金球透過直後の点を除いてよい一致を示している.

Fig. 4 Density-dose conversion curve for EBT film.

一方で, XiO は金球透過前後で線量の変化が見られない結果となった. 各深さにおいて EBT に対する差を Table 2 にまとめた. EGS5 では金球透過直後の 8.2 cm 深で 7.0% の差異が生じたが, その他では EBT と良い一致を示した. 金球透過直前における XiO の計算結果は EBT に対して 20.8% の過小評価となり, また金球透過直後における計算結果は EBT に対して 16.4% の過大評価となった.

Superposition 法により計算した virtual phantom と non virtual phantom の計算結果の比較を Fig. 6 に示す. Fig. 6 を見ると全体的によく一致しており, 金属アーチファクトによる影響は見られなかった.

2-1-2 ビーム軸に対して垂直な方向における比較

ビーム軸に対して垂直な方向においてフィルムによる実測, モンテカルロ計算, RTPS による計算の結果

Fig. 5 Comparison among film measurement (EBT), the MC simulation (EGS5), and RTPS calculation (XiO) along the beam axis.

Table 2 Difference between EGS5 and XiO based on EBT at each depth

Depth (cm)	3	5	8	8.2	10.3	15.3
difference [1] (%)	-0.3	0	-3.1	7	-1.1	0.4
difference [2] (%)	-0.7	0	-20.8	16.4	-1.4	1.2

Fig. 6 Comparison of the relative dose distributions between the virtual phantom (model 1) and non-virtual phantom calculated using the superposition algorithm.

を比較したものを Fig. 7, 8 に示す. ビーム軸に対して平行な方向の時と同様に深さ 5 cm で EBT を基準として相対線量化を行った. Fig. 7 を見ると, 金球付近において中心軸から ± 0.5 cm 以内で EBT と EGS5 で線量の増加が見られたが, XiO では線量の増加が見られなかった. Fig. 8 においても金球付近において

EBT と EGS5 で線量の減少が見られたが, XiO では線量の減少は見られなかった. さらに EGS5 の中心部のボックスをより細かく分割して計算した Fig. 9, 10 の結果を見ると, EGS5 と EBT の値がより近づく傾向が見られた.

Fig. 7 Comparison among film measurement (EBT), the MC simulation (EGS5), and RTPS calculation (XiO) at the incident side of the gold (8 cm depth).

Fig. 8 Comparison among film measurement (EBT), the MC simulation (EGS5), and RTPS calculation (XiO) on the exit side of the gold (8.2 cm depth).

Fig. 9 Comparison of Monte Carlo dose profiles that arose from the partial volume effect (8 cm depth).
(a) Before subdivisions of the central voxel
(b) After subdivisions of the central voxel

Fig. 10 Comparison of Monte Carlo dose profiles that arose from the partial volume effect (8.2 cm depth).
(a) Before subdivisions of the central voxel
(b) After subdivisions of the central voxel

Fig. 11 Comparison of the relative dose distribution between the MC simulation (EGS5) and RTPS calculation (XiO) at the isocenter plane.

a | b

Fig. 12 Comparison of the relative dose distribution between the MC simulation (EGS5) and RTPS calculation (XiO) at the isocenter plane (partial enlarged view).

a | b

2-2 肺野内における金マーカの線量分布への影響： 8 ビーム

2-2-1 シミュレーション結果の比較

本研究では EGS5 と XiO の計算結果を比較するため、各深さにおける照射野内の平坦化領域で EGS5 を基準として相対線量化を行った。深さ 0 cm での計算結果の比較を Fig. 11 に示す。EGS5 と XiO は金球付近を除いてよい一致が見られた。中心部を拡大したものを Fig. 12 に示す。また、各深さにおけるプロファイルと比較したものを Fig. 13 に示す。EGS5 において金球付近で散乱線による線量の増加、減少が見られたが、XiO においては線量の増加は見られな

かった。EGS5 では 0.15 cm 深で最大 110.3% の線量増加領域が見られ、-0.15 cm 深でも 109.3% の線量増加領域が見られた。

3. 考 察

金球付近において EGS5 と EBT で差異が生じた原因のひとつにパーシャルボリューム効果による影響が考えられる。結果でも述べたように Fig. 9, 10 を見ると、EGS5 の中心部のボクセルサイズをさらに細かく分割して計算したことで EGS5 と EBT の差異が小さくなったことが分かる。これは方法でも述べたように EBT の線量解析において、測定点の 1 dot のピクセ

Fig. 13 Comparison of the relative dose profiles between the MC simulation (EGS5) and RTPS calculation (XiO).
(a) -0.25 cm depth
(b) -0.15 cm depth
(c) 0 cm depth
(d) +0.15 cm depth
(e) +0.25 cm

ルサイズが 0.017 cm で行われているのに対し、EGS5 ではデータ取得領域のボクセル内の平均値を算出するため、パーシャルボリューム効果により金マーカ付近の急峻な線量変化の鋭さが失われて計算され、EGS5 と EBT で差異が生じたと考えられる。ほかの原因として、EBT を用いた実測では一回のみの測定のため、EBT の感度のばらつきによる 5% 程度の線量誤差が考えられるほか、EBT とファントムの圧着不足によって実測とシミュレーションのジオメトリが若干異なり、結果として誤差が生じた可能性が考えられる。

金球付近で XiO と EGS5 の計算結果に差が生じた

のは、XiO が後方散乱、前方散乱、側方散乱などによる線量増加、線量減少を正しく計算できていないためであると考えられる。この RTPS の線量計算アルゴリズムの限界については Siarhei ら³⁾と Shimozato ら⁴⁾の研究でも報告されている。基本的に Superposition では、水のカーネルを基に密度だけを変えており、原子番号の変化は考慮していないため、金属としての線量分布の複雑な変化は計算できないと考えられる。よって一方向からの照射プランにおいて、RTPS による計算では金マーカ付近の計算精度が低いため、金マーカ付近で過剰線量、あるいは過小線量が投与される可能性がある。

XiO の計算において virtual phantom と non virtual phantom の計算結果が全体的によく一致し、金属アーチファクトによる影響が見られなかったことについては、CT 値 - 相対電子密度変換テーブルと CT 値の平均化による影響を受けたものであると考えられる。Fig. 2 を見ると金球付近に CT 値の低いアーチファクトと CT 値の高いアーチファクトが見られる。CT 値の低いアーチファクトの相対電子密度を調べると CT 値 - 相対電子密度変換テーブルの下限である 0.3 であった。すなわち肺野と同じ相対電子密度であったことから CT 値の低いアーチファクトの影響を受けなかったと考えられる。また CT 値の高いアーチファクトについて、橋らはノイズの影響で CT 値の変動があった場合、CT 値が平均され、RTPS では影響が少ないという報告をしている⁹⁾。今回 CT 値の高いアーチファクトの広がりには少なく、CT 値が平均化されたことによってアーチファクトの影響が少なかったのではないかと考えられる。さらに、virtual phantom で金球の相対電子密度を 14.0 に設定しても non virtual phantom とほとんど差異が見られなかったことから、RTPS の線量計算アルゴリズムの限界による影響を受けた可能性がある。

Fig. 11, 12 に示されるように多方向からの照射プランにおいても金球付近で XiO と EGS5 の計算結果に差が生じた。この結果から金マーカーを埋め込む場合、XiO の計算では金マーカー付近の計算精度が低い。そのため、実際の線量を過大評価あるいは過小評価する可能性がある。さらに臨床においては、腫瘍の位置をより高精度に同定するために金マーカーを 3 個程度用いる場合が多いので、XiO の計算精度を考慮した上で腫瘍組織への投与線量を決定する必要があると考えられる。特に Fig. 15 の EGS5 の計算結果を見ると、深さ 0 cm における照射野内の平坦化領域に対して 85.8% の線量減少領域が見られたが、もしこの線量減少領域に腫瘍が位置していた場合、腫瘍への投与線量不足につながりかねない。そのため、金マーカーによる散乱線の影響が比較的少ない距離まで金マーカーと腫瘍との間を保ったほうが良いと考えられる。適切な距離については金マーカーの大きさによって変化するが、10 MV の X 線で 1 門照射の場合、金

マーカーによる散乱線の影響が少ない 0.5 cm 以上の距離を保つべきである。ほかのエネルギーに関しては今後の検討課題とする。多門照射の場合は 1 門照射とは異なり、金球付近における散乱線の影響がより少ないと考えられるが、入射角度や各門の線量加重の条件によって影響が異なるため、適切な距離について現時点では 0.5 cm 以上の距離を保てば問題ないと考えられる。

4. 結 語

本研究ではフィルム法による実測、モンテカルロ計算、RTPS を用いて相対線量分布を取得し、比較を行うことで金マーカーからの散乱線による人体への影響を検討した。その結果、フィルム法による実測、モンテカルロ計算によって金球付近で散乱線による線量増加、線量減少を確認した。一方で、RTPS では金球付近での後方散乱、前方散乱、側方散乱などによる線量増加、線量減少を正しく計算できていないことが推測された。今回の結果から RTPS による計算では金マーカー付近で過剰線量、あるいは過小線量を投与する可能性がある。また、金マーカーからの散乱線によって金マーカー付近で線量増加、線量減少が生じるため、腫瘍組織への線量不足やリスク臓器への線量増加が懸念される。したがって、金マーカーによる線量の乱れを除外するために、金マーカーと腫瘍との間の距離を 0.5 cm 以上離すべきである。

謝 辞

本研究の遂行にあたり、御協力ならびに御助言をいただきました名古屋第二赤十字病院 大島隆嗣氏、名古屋市健康福祉局 柴田洋希氏、論文作成に際しご助言いただきました名古屋大学名誉教授 田伏勝義先生ならびに名古屋大学医学部保健学科准教授 小森雅孝先生、その他関係者の皆様に深く感謝致します。

なお本研究の要旨は、第 65 回日本放射線技術学会学術大会(横浜, 2009 年)、第 16 回 EGS 研究会(つくば, 2009 年)、第 52 回米国放射線腫瘍学会(サンディエゴ, 2010 年)にて発表した。

参考文献

- 1) Leksell L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 1951; 102: 316-319.
- 2) Shirato H, Harada T, Harabayashi T, et al. Feasibility of insertion/implantation of 2.0-mm-diameter gold internal fiducial markers for precise setup and real-time tumor tracking in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56(1): 240-247.
- 3) Spiriyovich S, Papiez L, Langer M, et al. High density materials and radiotherapy planning: comparison of the dose predictions using superposition algorithm and fluence map Monte Carlo method with radiochromic film measurements. *Radiother Oncol* 2006; 81(3): 309-314.
- 4) Shimozato T, Yasui K, Kawanami R, et al. Dose distribution near thin titanium plate for skull fixation irradiated by a 4-MV photon beam. *J Med Phys* 2010; 35(2): 81-87.
- 5) 宮沢正則. ガフクロミックフィルムを用いた線量分布測定法. *日放技学誌* 2006; 62(10): 1428-1436.
- 6) Menegotti L, Delana 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.
- 7) Sheikh-Bagheri D, Rogers DW. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med Phys* 2002; 29(3): 391-402.
- 8) McCullough EC, Holmes TW. Acceptance testing computerized radiation therapy treatment planning systems: direct utilization of CT scan data. *Med Phys* 1985; 12(2): 237-242.
- 9) 橘 昌幸, 木下絵美, 平田敬子. 治療計画装置使用時における最適 X 線 CT 画像の検討—画像ノイズ, スライス厚について—. *日放技学誌* 2004; 60(4): 507-512.

図表の説明

- Fig. 1 仮想肺ファントムの概略
- Fig. 2 Superposition 法によって計算された線量分布図
- Fig. 3 (a) 8 方向照射プランにおける仮想肺ファントムの概略(xz 平面)
(b) 8 方向照射プランにおける仮想肺ファントムの概略(xy 平面)
- Fig. 4 線量対濃度の校正曲線
- Fig. 5 ビーム軸に対して平行な方向における実測(EBT), モンテカルロシミュレーション(EGS5), 治療計画装置(XiO)の比較
- Fig. 6 XiO 上において仮想的に作成した肺ファントムで計算された相対線量分布と CT 撮影で得られた肺ファントム画像で計算された相対線量分布の比較
- Fig. 7 金球透過直前の深さ(8 cm 深)における実測(EBT), モンテカルロシミュレーション(EGS5), 治療計画装置(XiO)の比較
- Fig. 8 金球透過直後の深さ(8.2 cm 深)における実測(EBT), モンテカルロシミュレーション(EGS5), 治療計画装置(XiO)の比較
- Fig. 9 パーシャルボリューム効果による影響(8 cm 深)
(a) 中心部ボクセルの細分割前
(b) 中心部ボクセルの細分割後
- Fig. 10 パーシャルボリューム効果による影響(8.2 cm 深)
(a) 中心部ボクセルの細分割前
(b) 中心部ボクセルの細分割後
- Fig. 11 アイソセンタ平面におけるモンテカルロシミュレーション(EGS5), 治療計画装置(XiO)の相対線量分布の比較
- Fig. 12 アイソセンタ平面におけるモンテカルロシミュレーション(EGS5), 治療計画装置(XiO)の相対線量分布の比較(拡大図)
- Fig. 13 各深さにおけるモンテカルロシミュレーション(EGS5), 治療計画装置(XiO)の線量プロファイルの比較

Table 1 仮想肺ファントムの構成

Table 2 それぞれの深さにおいて EBT を基準としたときの EGS5 と XiO の誤差率