

変換および線量への変換は、フィルムスキャナー（VXR-16）とフィルム解析ソフト（RIT113）の内部プログラムを用いた。

結果

Table 3 Doses derived from a Farmer-type ionization chamber and radiographic film (X-OmatV and EDR2) in irradiated 10×10 cm<sup>2</sup> fields. The measurement depth was the maximum depth (1.0 cm).

MU	Farmer (cGy)	X-OmatV (cGy)	Dev. (%) (X-OmatV)	EDR2 (cGy)	Dev. (%) (EDR2)
100	99.80	96.53	3.28	99.33	0.47
80	79.91	79.74	0.22	79.44	0.59
60	59.97	62.20	-3.72	59.66	0.52
40	40.02	41.10	-2.71	39.94	0.20
20	20.02	19.08	4.68	19.77	1.23
10	10.03	9.85	1.75	9.89	1.35
9	9.02	8.87	1.65	8.90	1.27
8	8.03	8.28	-3.15	8.05	-0.24
7	7.01	7.22	-3.06	6.90	1.54
6	6.03	5.91	1.92	5.93	1.58
5	5.02	5.02	-0.06	4.98	0.70
4	4.00	4.23	-5.65	4.02	-0.37
3	3.01	3.44	-14.31	2.97	1.30
2	2.01	2.28	-13.21	1.99	1.31
1	0.99	1.16	-16.68	0.89	10.78

Table 2にX-OmatV, EDR2フィルムおよびPinPoint電離箱における照射容積（照射野サイズ）ごとの線量を示す。X-OmatVフィルムはPinPoint電離箱の線量に対し照射野サイズ2×2 cm<sup>2</sup>および3×3 cm<sup>2</sup>で約11%の相違を示した。それ以外の照射野サイズでは約3から9%の相違であった。一方、EDR2はPinPoint電離箱の線量に対し照射野サイズ3×3 cm<sup>2</sup>で最大1.69%の相違を示した。それ以外の照射野サイズでは約0から1.55%の相違であった。また、両フィルムにおける線量がほぼ全ての照射野でPinPoint電離箱より低い値を示した。

Table 3にX-OmatV, EDR2およびFarmer型電離箱のMUの直線性を示す。X-OmatVはFarmer型電離箱に対し1 MUで最大-16.68%の相違であった。それ以外のMUでは4.68%および-13.21%以内であった。一方、EDR2はFarmer型電離箱に対し1 MUで最大10.78%の相違を示した。それ以外のMUでは1.31%および-0.37%以内の相違であった。これらの結果より我々はIMRTでの線量分布の検証はEDR2フィルムを使用することとした。

固体ファントムに9枚のEDR2フィルムを挟みIMRTビームを平行に照射した場合（Fig. 5）のRTP（a）、フィルム（b）および両者の重ね合わせた（c）線量分布をFig. 6およびFig. 7に示す。Fig. 6は架台回転中心に一致した面である。Fig. 7はY=30 mmの面である。ただし、二つの線量分

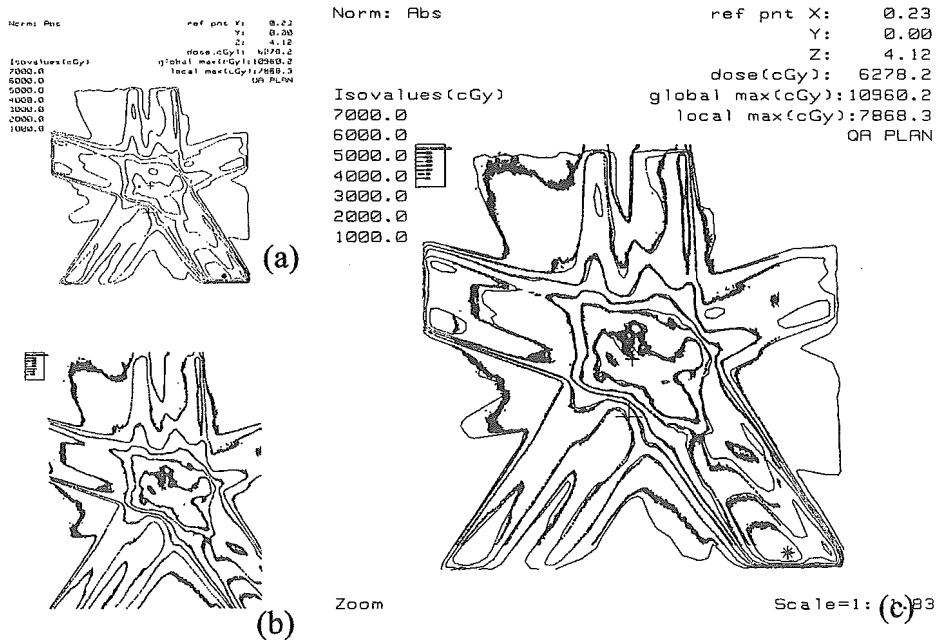


Fig. 6 Dose distributions are parallel to the plane of gantry axis and the position of Y is equal to 0 mm when Tough Water phantoms are exposed to IMRT beams.

- (a) The dose distributions of the same beams calculated in the Tough Water phantoms in the RTP.
- (b) The dose distributions derived from radiographic film (EDR2) exposed to the same beams as Tough Water phantoms at the same positions.
- (c) The dose distributions of (a) and (b) overlaid.

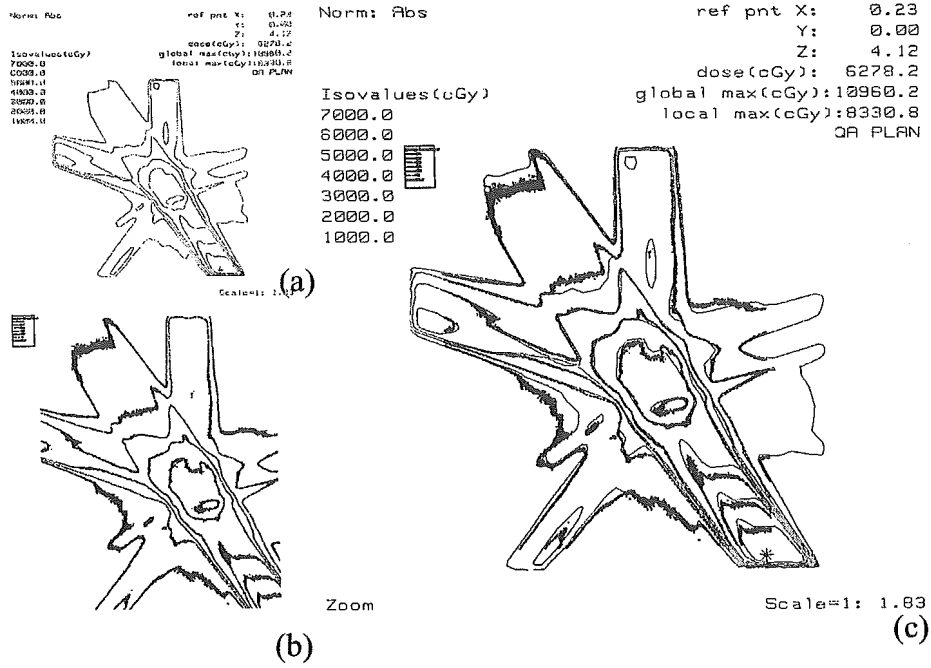


Fig. 7 Dose distributions are parallel to the plane of gantry axis and the position of Y is equal to 30 mm when Tough Water phantoms are exposed to IMRT beams.

- (a) The dose distributions of the same beams calculated in the Tough Water phantoms in the RTP.
- (b) The dose distributions derived from radiographic film (EDR2) exposed to the same beams as Tough Water phantoms at the same positions.
- (c) The dose distributions of (a) and (b) overlaid.

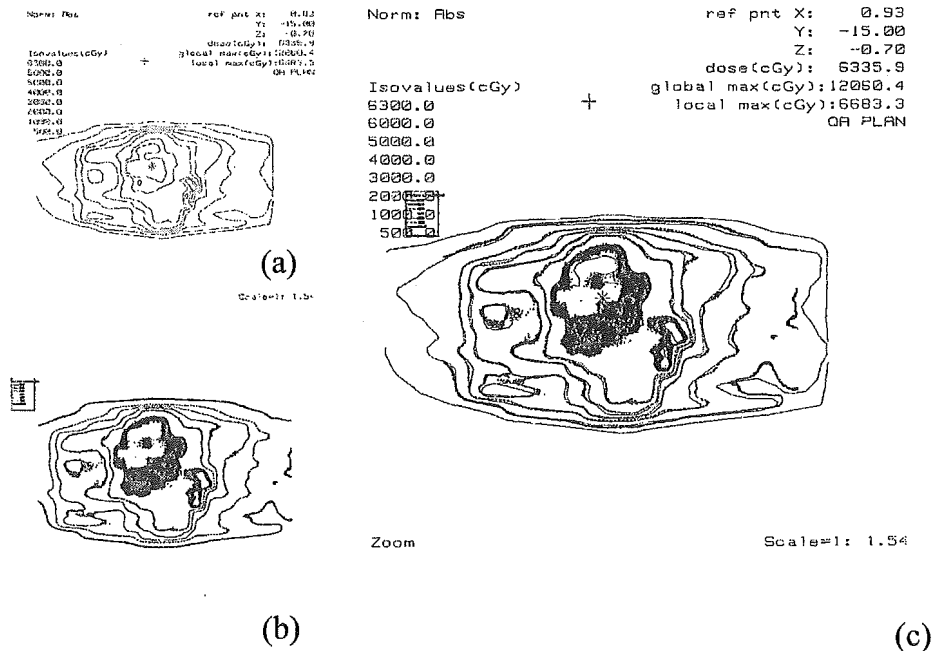


Fig. 8 Dose distributions are perpendicular to the plane of gantry angle 0 and are at the position of gantry axis when Tough Water phantoms are exposed to IMRT beams.

- (a) The dose distributions of the same beams calculated in the Tough Water phantoms in the RTP.
- (b) The dose distributions derived from radiographic film (EDR2) exposed to the same beams as Tough Water phantoms at the same positions.
- (c) The dose distributions of (a) and (b) overlaid.

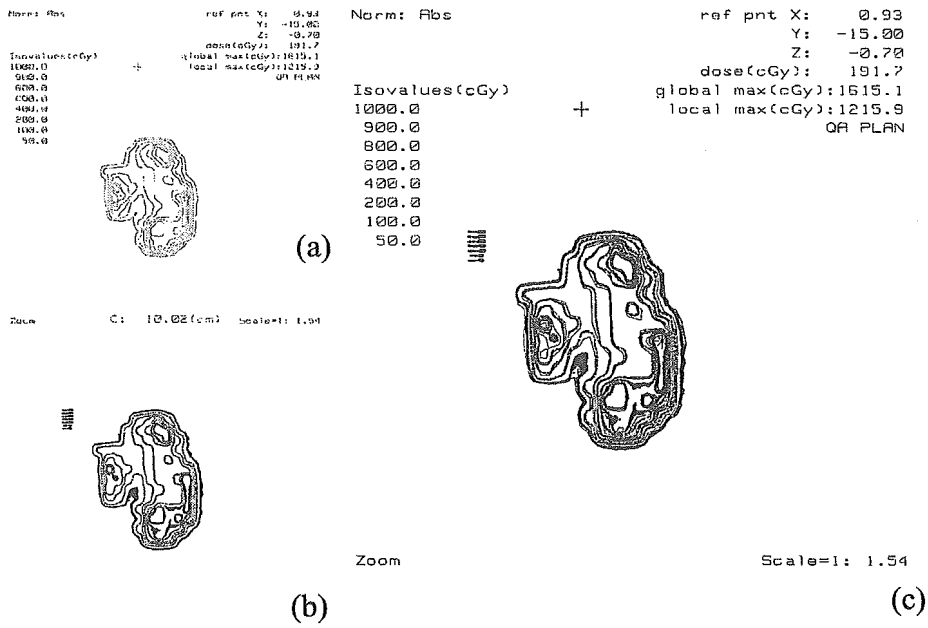


Fig. 9 Dose distributions are perpendicular to the plane of gantry angle 0 when Tough Water phantoms are exposed to IMRT beam 1.  
 (a) The dose distributions of the same beams calculated in the Tough Water phantoms in the RTP.  
 (b) The dose distributions derived from radiographic film (EDR2) exposed to the same beams as Tough Water phantoms at the same positions.  
 (c) The dose distributions of (a) and (b) overlaid.  
 The measurement depth is 5 cm and source film distance is 100 cm.

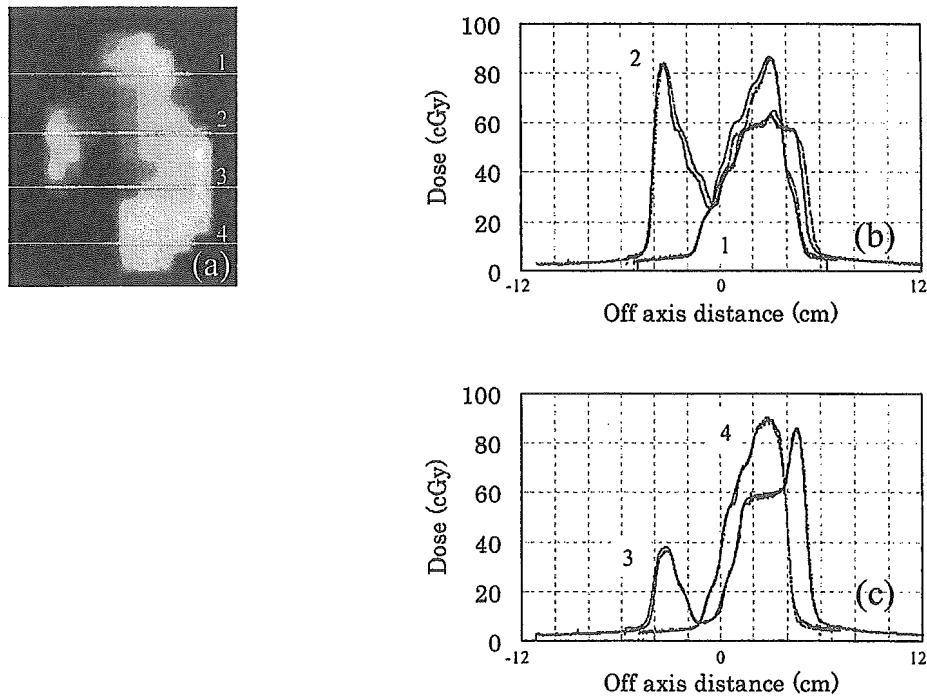


Fig. 10 (a) Density distribution derived from radiographic film (EDR2) of IMRT beam 1.  
 (b, c) The dose profiles (dotted lines) derived from radiographic film (EDR2) and RTP of IMRT beam 1.  
 The measurement depth is 5 cm and source film distance is 100 cm. The Direction of the dose profile is in alignment with the X-axis. The positions of dose profiles 1 to 4 on the Y-axis are 5 cm, 2 cm, -1 cm, and -4 cm, respectively.

布の重ね合わせはWangら<sup>11)</sup>と同様にRTPおよびフィルムの等線量分布を画像ファイルにし両者の半影領域の線量分布が合致するように移動および回転で行った。また、両者の線量分布は任意点で標準化するのではなく絶対線量で表示した。両者の等線量分布はほとんど同じ形状を示しており3,000 cGy以上の等線量曲線はほぼ一致を見たが、それ以下の線量領域では約3%以下の相違であった。また、これ以外の面における線量分布も同様な結果を得た。直線加速器の架台の角度が0度に対してフィルムを垂直にファントム中心に配置した場合におけるRTP (a), フィルム (b) および両者の重ね合わせた (c) 線量分布をFig. 8に示す。全ての線量領域ではほぼ一致した。

各々のIMRTビームの線量分布と線量プロファイルを検証するために、全てのIMRTビームを直線加速器の架台角度0度に変えて検証をした。ビーム1におけるRTP (a), フィルム (b) および両者の重ね合わせた (c) 線量分布をFig. 9に示す。全ての線量領域ではほぼ一致した。この際のフィルムの濃度画像 (a) およびフィルムとRTPの線量プロファイル (b, c) をFig. 10に示す。ただし、線量プロファイル1, 2, 3および4はそれぞれがY=5, 2, -1および-4 cmにおけるMLCに一致した (X方向) 方向である。

線量プロファイル1と3はRTPとフィルムではほぼ一致した。線量プロファイル2と4は線量勾配が急峻な位置においてRTPとフィルムで約20 cGyの差を認めたが、同じ線量を与える軸外距離の差は約1.5 mm以内であった。

## 考 察

フィルム法を用いた線量測定においてBurchら<sup>18)</sup>は400 KeV未満の光子が光電効果でフィルム乳剤に吸収されるため、フィルム線量が過大に評価されると報告している。またSykesら<sup>17)</sup>は4 MV X線の入射光子のエネルギースペクトルは1 MeVから4 MeVに分布し、コンプトン散乱によって生じるエネルギー400 KeV未満の散乱光子が多く存在しこれがフィルム線量に影響を与えることを指摘している。一般的に特性曲線は任意の深さにおける固定照射野サイズ (例えば6×6 cm, 深さ5 cm) で線量を変化して作成している。この際のファントム内の散乱光子は一様なエネルギー分布であるが、それよりも照射野サイズが大きい際や測定深が深い場合は散乱光子が多く存在しフィルムの線量は過大に評価される<sup>17)-20)</sup>。

Grankeら<sup>26)</sup>は任意の照射野サイズにおけるフィルムの線量分布を同一の中心軸上における電離箱の線量で標準化する方法で補正をしている。彼らの方法は照射野サイズが固定されている時は実用的であるが、複数の照射野の集合であるIMRTビームでは散乱光子が一様でなく十分な線量評価には適さないとと思われる。

我々は非対称照射野で段階的に照射し特性曲線を取得した。各照射野における散乱光子量および散乱光子のエネルギーも変化している。そこで、フィルム特性曲線の作成に

おける各測定点のFarmer型電離箱で得られた実測値と照射野サイズ10×10 cm<sup>2</sup>, 測定深1 cmにおけるFarmer型電離箱で得られた測定値と比較し、散乱線量の影響について検討をした。Table 4に各照射野のMU, 各測定点に照射される総MUおよび実測値を示す。さらに、照射野サイズ10×10 cm<sup>2</sup> (測定深1 cm) において上記の総MUを照射した場合のFarmer型電離箱で得られた測定値とこれらの相違を示す。総MUが5から50 MUで17.5から3.8%, 75から200 MUでは8.9から5.6%線量が増加している。この原因は、我々が行ったミニファントムを用いての測定結果から照射野サイズの違いや軸外距離による実効一次線量の相違も約2%含んでいるが、残りの線量増加は散乱光子によるファントム散乱線量の増加のためと思われる。

これらの散乱線量がフィルムに与える影響はPinPoint電離箱を用いての散乱特性の測定で電離箱線量は照射野サイズ10×10 cm<sup>2</sup>から1×1 cm<sup>2</sup>で99.82から64.54 cGyで照射野サイズの減少に伴い約36%の線量減少がある。この減少の大

Table 4 Method of measurement for HD curves.

(a, b) The radiographic film was irradiated by nominal monitor units. The field sizes were 15 cm, 10 cm, 5 cm, 0 cm, -5 cm, and -10 cm for Y1, 15 cm for Y2 and 30 cm for X. The cumulative monitor units and the dose (Gy) were measured with a Farmer-type ionization chamber for the six fields, shown in (a) and (b). and The dose (Gy) were measured with a Farmer-type ionization chamber for 10Å~10 cm<sup>2</sup> field using the cumulative monitor units. The measurement depth was the maximum depth (1.0 cm).

Two X-OmatV films were irradiated with monitor units shown in (a) and (b).

Two EDR2 films were irradiated with double the monitor units shown in (a) and (b).

(a)

Y1 (cm)	MU	total MU	Mesured (Gy)	Dose (Gy) of 10×10 cm <sup>2</sup>	Dev. (%)
-10	25	200	2.1078	1.9892	5.63
-5	25	175	1.8774	1.7462	6.99
0	25	150	1.5893	1.4950	5.93
5	25	125	1.3336	1.2471	6.49
10	25	100	1.0859	0.9983	8.07
15	75	75	0.8150	0.7423	8.92

(b)

Y1 (cm)	MU	total MU	Mesured (Gy)	Dose (Gy) of 10×10 cm <sup>2</sup>	Dev. (%)
-10	25	50	0.5173	0.4976	3.81
-5	5	25	0.2716	0.2492	8.25
0	5	20	0.2146	0.1992	7.17
5	5	15	0.1623	0.1499	7.62
10	5	10	0.1115	0.0998	10.53
15	5	5	0.0586	0.0484	17.53

半は実効一次線量の減少によるもので、ファントム散乱線量の減少は約2%と思われる。

しかし、X-OmatVフィルムでの散乱特性はPinPoint電離箱に対して照射野サイズが小さくなると相違が大きくなり、照射野サイズ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ から $2 \times 2 \text{ cm}^2$ で3.3%から10.41%とフィルム線量が減少した (Table 4)。これは照射野サイズ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ から $1 \times 1 \text{ cm}^2$ の変化におけるファントム散乱線量の減少は約2%であるが、これらの線量域における特性曲線作成時のファントム散乱線量の変化は約6%から8%である為フィルムの線量が過少になったと思われる。更に小さい照射野サイズではファントム散乱線量が少ないことによると考えられる。また、線量の直線性についてもX-OmatVフィルムはファントム散乱線量の影響が考えられる。しかし、3 MU以下ではフィルムによる線量がFarmer型電離箱に対して約13%以上高い値を示した。これらの低い線量域 (MU) ではフィルムによる線量に大きな変動があるためと思われる。

一方、EDR2フィルムはX-OmatVフィルムと異なり、散乱特性および線量の直線性に非常に良好な一致をし、散乱光子による影響が少ないと思われる。これはEDR2に含まれる銀粒子が少なくX-OmatVに比べて約70%感度が低下している、つまり400 KeV未満の光子エネルギーに対しての感度が著しく低下しているためと思われる。さらに、写真乳剤が単分散乳剤であることも原因の一つとして考えられる。

以上より、複数の照射野が連続しているIMRTビームは散乱光子のエネルギーおよび強度は複雑であることが予想され、フィルム法でX-OmatVを用いるには注意が必要であると思われる。LoSassoら<sup>19)</sup>はIMRTの線量検証に関する報告のなかで6 MV X線でX-OmatVフィルムを用いた際の散乱光子の影響を示唆している。

三次元的な検証を目的として、我々は固体ファントムに9枚のフィルムを挟みIMRTビームを平行に照射して行った (Fig. 5)。検証した9枚のフィルムにおける線量分布はRTPに対して低線量域で約3%以内の相違を残した (Fig. 6, 8)。しかし、直線加速器の架台の角度が0度に対してフィルムを垂直にファントム中心に配置した場合における線量分布の検証 (Fig. 8) で高線量領域のみならず低線量領域もほぼ一致したことを考えると、フィルムに対する方向依存性やフィルムとファントムの密着不良の影響も考えられる。

各々のIMRTビームの線量分布と線量プロファイルにおいて全ての線量領域でほぼ一致した (Fig. 9)。しかし、線量プロファイルでは線量の急勾配領域で約20 cGyの相違を示した (Fig. 10)。この相違は、使用したRTPのコミッショニング精度 (照射野サイズ $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 以内において半影領域で約 $\pm 1 \text{ mm}$ 、線量の相違では40%程度になる場合がある) やMLCの位置精度が約 $\pm 1 \text{ mm}$ であり位置的な誤差が原因であると思われる。しかし、Leaf位置の誤差による加速器の出力の変動は我々の測定において約 $\pm 0.1\%$ 以下であり、線量分布上で影響がなかったと思われる。

線量分布の検証については未だに明確な基準が設けられていないと思われるが、Mastersonら<sup>20)</sup>は線量分布の検証において等線量曲線の変位が3 mm以内または線量で3%以内が必要であると報告している。我々の線量分布の検証は十分に満足する結果と考える。

## 結 語

IMRTが開発され、腫瘍への一層の線量集中と腫瘍周囲のOARや正常組織の温存を図れるようになった。しかし不整形照射野を連続して照射するため、線量のQAの重要性が強調されている。

線量分布の検証に用いるフィルムの物理特性を明確にした。X-OmatVフィルムは照射容積が大きくなるとフィルム線量が増加することが判った。一方、EDR2フィルムはほぼ絶対線量の評価が可能であると思われた。三次元的な検証をするために、固体ファントムに複数のフィルムを挟んで絶対線量で行った。線量分布は高線量域においてよく一致し、低線量域においてもRTPに対して約3%以内の相違であった。また、線量プロファイルは線量の急勾配領域で約20 cGyの相違を示したが、同じ線量を与える軸外距離の差は約1.5 mm以内であった。これは、MLCの位置精度が原因であると思われる。しかし、この場合においても出力の変動は約 $\pm 0.1\%$ 以下であり、線量分布上に有意な影響がないと思われる。我々が施行しているSegmental multileaf collimator (SMLC) -IMRTの線量検証の内、線量分布の照合方法につき検討を加えた報告した。

## 文 献

- 1) 高橋信次：<sup>60</sup>Co回転照射法における新しい工夫。臨床放射線 5: 653-658, 1960.
- 2) Kijewski PK, Chin LM and Bajarngard BE: Wedge shaped dose distributions by computer-controlled collimator motion. *Med Phys* 5: 426-429, 1978.
- 3) Leavitt DD, Martin M, Moeller JH, et al: Dynamic wedge field techniques through computer-controlled collimator motion. *Med Phys* 17: 87-97, 1990.
- 4) 館岡邦彦：放射線治療における出力測定の物理的諸問題—ダイナミックウエッジの出力測定—。第54回総会学術大会シンポジウムII, 神戸, 1998-4, 日本放射線技術学会, 日放技学誌 55: 251-256, 1999.
- 5) Carol MP: A system for planning and Rotational delivery of intensity modulated fields. *Int J Imaging System and Technology* 6: 56-61, 1995.
- 6) Makie TR, Holmes T, Swerdlow S, et al: Tomotherapy: A new concept for a delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* 20: 1709-1719, 1993.
- 7) Bortfeld T: Methods of image reconstruction from projection applied to conformation radiotherapy. *Phys Med Biol* 35: 1423-1434, 1990.
- 8) Webb S: The physics of conformal radiotherapy: Advances in technology. Bristol Institute of Physics, 1997.
- 9) Que W, Comparison of algorithms for multileaf collimator field segmentation. *Med Phys* 26: 2390-2396, 1999.

- 10) Potter LD, Chang SX, Cullip TJ, *et al*: A quality and efficiency analysis of the IMFASTTM segmentation algorithm in head and neck "step & shoot" IMRT treatments. *Med Phys* **29**: 275-283, 2002.
- 11) Wang X, Spirou S, LoSasso T, *et al*: Dosimetric variation of intensity-modulated fields. *Med Phys* **23**: 317-327, 1996.
- 12) LoSasso T, Chui CS and Ling CC: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* **25**: 1919-1927, 1998.
- 13) Tsai JS, Wazer DE, Ling MN, *et al*: Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **40**: 1213-1230, 1998.
- 14) Low DA, Gerber RL, Mutic S, *et al*: Phantom for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **40**: 1231-1235, 1998.
- 15) LoSasso T, Chui CS and Ling CC: Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med Phys* **28**: 2209-2219, 2001.
- 16) Cheng CW and Das JJ: Comparison of beam characteristics in intensity modulated radiation therapy (IMRT) and those under normal treatment condition. *Med Phys* **29**: 226-230, 2002.
- 17) Sykes JR, James HV and Williams PC: How much does film sensitivity increase at depth for large field sizes? *Med Phys* **26**: 329-330, 1999.
- 18) Burch SE, Kearfott KJ, Truelood JH, *et al*: A new approach film dosimetry for high energy photon beams: lateral scatter filtering. *Med Phys* **24**: 775-783, 1997.
- 19) Danciu C, Proimos BS, Rosenwald JC, *et al*: Variation of sensitometric curves of radiographic films in high energy photon beams. *Med Phys* **28**: 966-974, 2001.
- 20) Ju SG, Ahn YH, Huh SJ, *et al*: Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: Dosimetric evaluation. *Med Phys* **29**: 352-355, 2001.
- 21) Brahme A: Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiother Oncol* **12**: 129-140, 1988.
- 22) Bortfeld J, Urkelvach R, Boesecke and Schlegel W: Methods of image reconstruction from projections applied to conformation therapy. *Med Phys Biol* **35**: 1423-1434, 1990.
- 23) Morrill SM, Lane RG, Jacobson G and Rosen II: Treatment planning optimization using constrained simulated annealing. *Med Phys Biol* **36**: 1341-1361, 1991.
- 24) Spirou SV and Chui CS: A gradient inverse planning algorithm with dose-volume constraints. *Med Phys* **25**: 323-333, 1998.
- 25) Novontny J, Gomola I, Izewska J, *et al*: External audit of photon beams by mailed film dosimetry: feasibility study. *Phys Med Biol* **42**: 1277-1288, 1997.
- 26) Granke RC, Wright KA, Evans WW, *et al*: The film method of tissue dose studies with 2.0MeV roentgen rays. *Am J Roentgenol, Radium Ther Nucl Med* **72**, 302-307, 1954.
- 27) Masterson ME, Barest G, Chui CS, *et al*: Inter institutional Experience in Verification of External Photon Dose Calculations. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **21**, 37-58, 1991.

要旨：強度変調放射線治療 (intensity modulated radiation therapy, 以下, IMRT) が開発され、腫瘍への一層の線量集中と腫瘍周辺のリスク臓器や正常組織の温存を図れるようになった。しかし不整形照射野を連続して照射するため、線量の品質保証 (Quality Assurance) の重要性が強調されている。当院ではSegmental multileaf collimator-IMRTを行っている、その際の線量検証における線量分布の照合方法を中心に報告し検討を加えた。

線量分布の検証に用いるフィルムの物理特性を明確にした。X-OmatVフィルムは照射容積が大きくなるとフィルム線量が増加することが判明した。一方、EIDR2フィルムはほぼ絶対線量の評価が可能であると思われた。三次元的な検証をするために、固体ファントムに複数のフィルムを挟んで絶対線量で検討を行った。線量分布は高線量域においてよく一致し、低線量域においても治療計画装置に対して約3%以内の相違であった。また、線量プロファイルは線量の急勾配領域で約20cGyの相違を示したが、同じ線量を与える軸外距離の差は約1.5 mm以内であった。この誤差は、Multi-Leaf Collimator (以下, MLC) の位置精度によるものと思われる。しかし、この精度による出力の変動は約±0.1%以下であり、線量分布上に有意な影響がないと思われる。

## Segmental multileaf collimator (SMLC)-IMRTにおける 線量照合と評価 —第2報：絶対線量—

福岡 邦彦<sup>\*1,\*2</sup>, 大内 敦<sup>\*3</sup>, 長瀬 大輝<sup>\*2</sup>, 和歌 正明<sup>\*4</sup>, 才川 恒彦<sup>\*2</sup>,  
清水目 一成<sup>\*2</sup>, 杉本 晴美<sup>\*2</sup>, 中田 健生<sup>\*3</sup>, 晴山 雅人<sup>\*1,\*2,\*3</sup>

### DOSIMETRIC VERIFICATION AND EVALUATION OF SEGMENTAL MULTILEAF COLLIMATOR (SMLC)-IMRT FOR QUALITY ASSURANCE —THE SECOND REPORT: ABSOLUTE DOSE—

Kunihiko TATEOKA<sup>\*1,\*2</sup>, Atsushi OOUCHI<sup>\*3</sup>, Daiki NAGASE<sup>\*2</sup>, Masaaki WAKA<sup>\*4</sup>,  
Tsunehiko SAIKAWA<sup>\*2</sup>, Kazunari SHIMIZUME<sup>\*2</sup>, Harumi SUGIMOTO<sup>\*2</sup>,  
Kensei NAKATA<sup>\*3</sup>, Masato HAREYAMA<sup>\*1,\*2,\*3</sup>

(Received 24 July 2002, accepted 28 March 2003)

**Abstract:** Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) was developed to irradiate the target are more conformally, sparing organs at risk (OARs). Since the beams are sequentially delivered by many, small, irregular, and off-center fields in IMRT, dosimetric quality assurance (QA) is an extremely important issue. QA is performed by verifying both the dose distribution and doses at arbitrary points. In this work, we describe the verification of doses at arbitrary points in our hospital for Segmental multileaf collimator (SMLC)-IMRT.

In general, verification of the absolute doses for IMRT is performed by comparison between the calculated doses using Radiation Treatment Planning Systems (RTP) and the measured doses using an ionization chamber with a small volume at arbitrary points in relatively flat regions of the dose gradients.

However, no clear definitions of the dose gradients and the flat regions have yet been reported.

We carried out verification by comparison of the measured doses with the average dose and the central point dose in a virtual Farmer type ionization chamber (V-F) and a virtual PinPoint ionization chamber (V-P) equal to the Farmer-type ionization chamber volume and PinPoint ionization chamber volumes using the RTP. Furthermore, we defined the dose gradients as the deviation of the maximum dose from the minimum dose in the virtual ionization chamber volume.

In IMRT, the dose gradients may be as high as 80% or more in the virtual ionization chamber volume. Therefore, it is thought that the effective center of the ionization chamber varies by segment for IMRT fields (i.e. the variation of the ionization chamber replacement effect). Additionally, in regions with a higher dose gradient, uncertainty in the measured doses is influenced by the variations in the ionization chamber replacement effect and the ionization chamber positioning error.

We more objectively examined the verification method for the absolute dose in IMRT using the virtual ionization chamber volume, taking account of the variations in the ionization chamber replacement effect and the ionization chamber positioning error.

Deviations of the central point dose and the average dose calculated in the V-F and a V-P were about 8% and 2%, respectively, in regions with a high dose gradient, and about 3% and 1%, respectively, in regions with a low dose gradient. Therefore, when the accuracy of the beam commissioning of the RTP, point of measurement for the ionization chamber and the deviation of the geometry of MLC leaves are considered, it was thought that the average dose derived from the RTP should be used for comparisons of measured doses.

If the average dose and dose gradient of  $\pm 2$ mm were used for a measurement point, verification of the absolute dose was possible within about 3% in regions where the dose gradient was less 10%, and within  $\pm 2$ mm in regions where dose gradient was over 10%.

Furthermore, it was demonstrated that the output factor algorithm we developed made possible useful dose calculation independent of the RTP.

**Key words:** Intensity-modulated radiation therapy, Dosimetry, Quality assurance, Absolute dose

\*1 札幌医科大学大学院医学研究科 分子・器官制御医学専攻—分子・器官制御医学領域—放射線治療診断学  
(〒060-8543 札幌市中央区南一条西16丁目291)

Radiation Oncology, Imaging and diagnosis, Molecular and Organ Regulation, Sapporo Medical University Graduate School of Medicine  
(291, Nishi 16-chome, Minami-1heijo, Chuo-ku, Sapporo, 060-8543 JAPAN)

\*2 札幌医科大学医学部附属病院放射線部  
Division of Radiology and Nuclear Medicine, Sapporo Medical University Hospital School of Medicine

\*3 札幌医科大学医学部放射線医学講座  
Department of Radiology, Sapporo Medical University

\*4 札幌医科大学教育研究機器センターラジオアイソトープ研究部門

Department of Radioisotope Research, Biomedical Research, Education and Instrumentation center, Sapporo Medical University

## はじめに

強度変調放射線治療 (Intensity-Modulated Radiation Therapy: 以下, IMRT) が開発され, 腫瘍組織へ線量集中と腫瘍周囲のリスク臓器 (Organs at risk) や正常組織への線量の低下を図れるようになった. しかし不整形照射野に連続して照射するため, 線量の品質保証<sup>1)6)</sup> (Quality Assurance: 以下, QA) の重要性が強調されている. IMRTの線量QAには線量分布や任意の点での絶対線量 (或いは, モニタ単位数: 以下, MU) の検証が必要である.

第1報において治療計画装置 (Radiation Treatment Planning system: 以下, RTP) で得られた線量分布とフィルム法で得た線量分布の比較検証につき報告した. 今回は任意の点における線量のRTPで得られた計算値と電離箱で得られた実測値の比較で行う絶対線量照合につき報告を行う.

実際に, 人体に照射される線量を直接的に測定する事は現実的に困難である. Tsaiら<sup>3)</sup>は人体を人体ファントムに置き換え, TLDを用いて絶対線量の検証を行い, RTPによる計算値と実測値で良好な一致を認めているが, TLDにおける絶対線量には約5%の誤差が存在する事を示唆している.

Wangら<sup>4)</sup>やLoSassoら<sup>2)</sup>は, 人体における不均質性が小さければRTPの計算値と実測値の比率は密度の均質なファントムにおける両者の比率と同じであると仮定し人体を固体ファントムに置き換え線量の検証を行っている. Kungら<sup>5)</sup>は人体と幾何学的に等しいファントムにおける実測値とRTPの計算値が数%で一致すれば, 人体の投与線量とRTPの計算値も数%以内で一致すると仮定している. しかし,

治療の際に人体に投与するMUと照合の際にファントムに投与するMUが異なることを示唆し, RTPから独立したMU計算アルゴリズムを開発し絶対線量におけるQAを報告している. さらに, Xingら<sup>8)</sup>はRTPの計算値 (MU) を検証するためにRTPから独立した線量計算が必要であるとしている.

また, Boyerら<sup>9)</sup>はファントムを用いた検証を行い, 線量勾配の比較的平坦な領域におけるRTPの計算値と0.147 cm<sup>3</sup>の電離箱を用いた実測値では3.9%以内の一致を報告している. しかし, 測定点における実測値は線量勾配や電離箱の直径と位置の設定により影響されることも指摘している. 従って, 絶対線量の検証における評価法やQAの方法は未解決の問題を残していると思われる.

本研究では当院で行っているSegmental multileaf collimator (SMLC)-IMRTの絶対線量の検証における評価法およびQAについて報告する. さらにRTPとは独立したMUを検証するため, 我々が独自に開発したMU計算のための出力係数アルゴリズム<sup>10)</sup>の有用性を検討した.

## 対象と方法

対象は第1報と同じ中咽頭腫瘍に対する5門のIMRTビームとした. ビーム1から5の架台角度はそれぞれ0, 72, 144, 216および288度, セグメント数はそれぞれ, 16, 20, 17, 13, 16で総数は82であった. Fig. 1に各ビームの架台角度を0度にした場合のRTPが計算した線量のDose Mapを示す. ただし, Dose MapはRTP上の仮想の水等価ファントムを用い深さ5 cmで作成した.

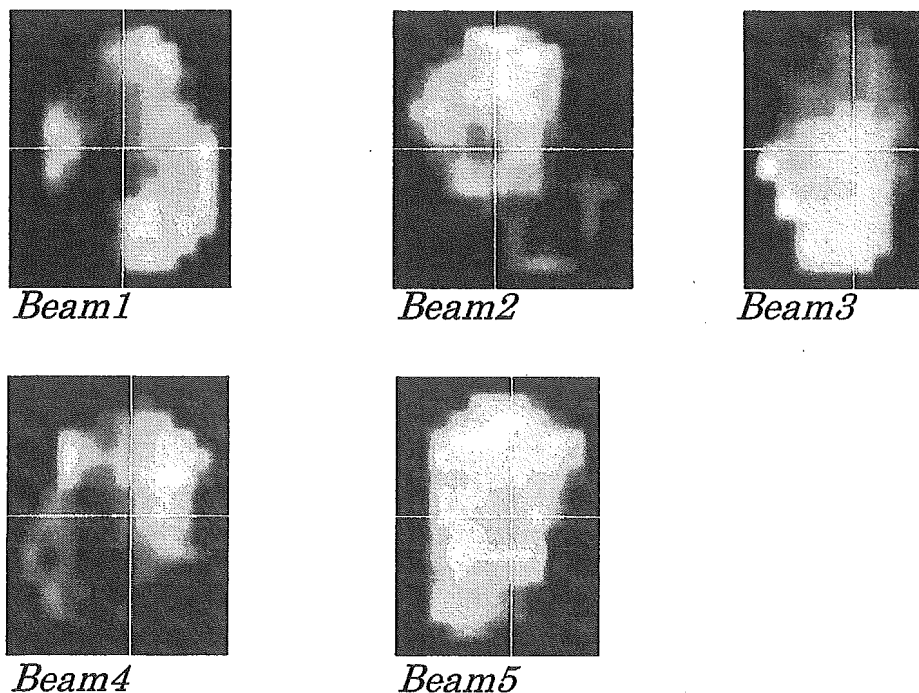


Fig. 1 Dose maps of each IMRT beam for a mesopharyngeal tumor.



絶対線量のQAは人体を固体ファントムに置き換え、実測値を得るとともに計算値を得て比較検討を行った。

1. 使用器材

直線加速器は4 MV X線を発生するSiemens社製M2/6300でMultileaf Collimator (以下, MLC) と下段絞り (X方向: X絞り) が兼用である。このMLCは対向する29対のLeaf構成である (Fig. 2)。

RTPはFOCUS (version3.1, CMS社製) を用い、線量計算アルゴリズムはSuperposition法を使用した。電位計はIonex Dose Master 2590B (NE Technology社製)、電離箱はFarmer型電離箱 (NE2581 0.6 cc, 直径7 mm, 長さ24 mm, NE Technology社製) と電離容積の小さい電離箱 (PinPoint 0.015 cc, 直径3.4 mm, 長さ5.7 mm, PTW社製: 以下,

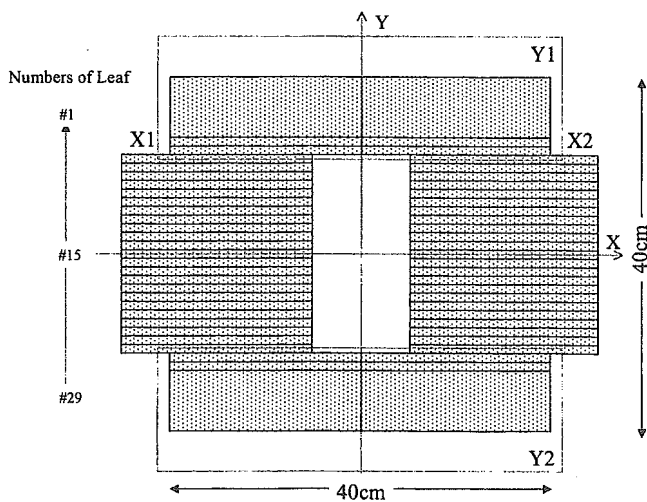


Fig. 2 Geometry of the upper (Y) and lower jaws (X-MLC) on a Mevatron M2/6300. The MLC has 29 pairs of leaves, and the leaf number increases in the direction of Y2. Maximum field size is 40×40 cm<sup>2</sup>. In field conformation, the upper jaws close automatically at the edge of the field.

PinPoint電離箱) を使用した。ファントムは均質な固体ファントム (Tough Water, 京都科学社製) を用い全体で30×30×30 cm<sup>3</sup>の大きさとした。

2. 絶対線量の実測値とRTPを用いての計算値

RTP上の固体ファントムとしてIMRTビームを用いて再計算を行う。得られたMUで固体ファントムに照射し実測値を得て、RTPの計算値と比較した。

実際の照射はIMRTビームの架台回転中心を固体ファントム中心として行った。測定点は固体ファントム中心 (X=Y=Z=0), Y±2 cm (X=Z=0) とZ±2 cm (X=Y=0) の

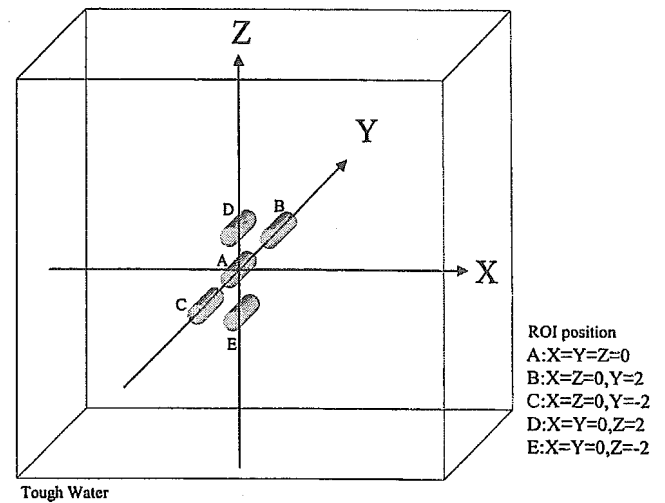


Fig. 3 Arrangement of measurements for a Farmer-type ionization chamber and a PinPoint ionization chamber in water equivalent phantoms (Tough Water).

The points of measurements were as follows:

- A: (X=Y=Z=0 cm)
- B: (X=0 cm, Y=2 cm, Z=0 cm)
- C: (X=0 cm, Y=-2 cm, Z=0 cm)
- D: (X=0 cm, Y=0 cm, Z=2 cm)
- E: (X=0 cm, Y=0 cm, Z=-2 cm)

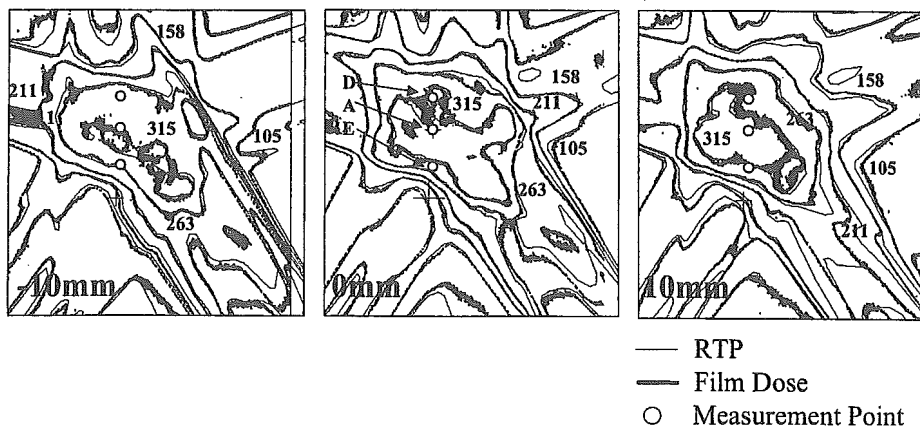


Fig. 4 Dose distributions of axial planes were derived from RTP and radiographic film at points A, D and E. The circle represents the points of measurement. The dose levels shown are in units of absolute dose.



Fig. 5 Dose distributions of axial planes were derived from RTP and radiographic film at point B. The circle represents the points of measurement. The dose levels shown are in units of absolute dose.

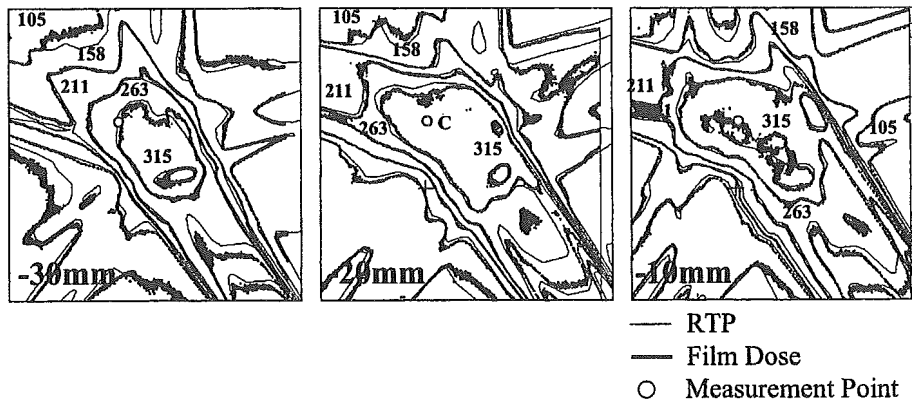


Fig. 6 Dose distributions of axial planes were derived from RTP and radiographic film at point C. The circle represents the points of measurement. The dose levels shown are in units of absolute dose.

計5ヶ所 (A, B, C, D, E) とした (Fig. 3).

Fig. 4, 5および6に各測定点近傍におけるRTPとフィルムから得られた横断面の線量分布を示す。線量は絶対線量で表示した。また, Farmer型電離箱の長さは24 mmであるため各測定点から±10 mmの線量分布も示した。

次に, 各IMRTビームの線量を検証した。各IMRTビームの架台回転角度を0度に換えてRTPで得られる計算値と実測値の比較を行った。ただし, 測定点はビーム中心軸上で線源検出器間距離100 cm, 最大線量深 (1.0 cm) とした。さらに, 3.で後述する我々が独自に開発した出力係数アルゴリズム<sup>10)</sup>を用いての計算値と比較した。

測定はFarmer型とPinPoint電離箱を用い, それらの幾何学的中心と測定点を一致させた。ただし, PinPoint電離箱の測定線量はFarmer型電離箱を用い補正した。

Fig. 7および8に各ビームのRTPで得た最大線量深における冠状面の線量分布を示す。線量は絶対線量で表示した。ただし, Fig. 4-8に示すように測定点の近傍は急峻な線量勾配を示している領域もある。これらの領域によっては有限な大きさを持つ電離箱で求めた値には不確実性

(uncertainty) があると報告されている<sup>9), 11)</sup>。そこで, RTPでの計算値 (以下, 計算線量) は以下の4点, 測定中心点の線量 (以下, 中心点線量) およびFarmer型電離箱とPinPoint電離箱と同じ容積である仮想電離箱内における最大値 (以下, 最大線量) と最小値 (以下, 最小線量) および平均値 (以下, 平均線量) で線量の検証を行うこととした。また, 関心領域が非常に小さいのでRTPでの計算領域は測定点を中心とする $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ の立方体とし, 計算ピクセルサイズは $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ mm}^3$ とした。

### 3. 出力係数アルゴリズム<sup>10)</sup>を用いてのコリメータ回転中心軸上の計算値

まずX方向にある下段絞りと置き換わっているMLCの29対のリーフ ( $x_1 \sim 29, x_2 \sim 29$ ) とこれに加え, 上段絞りと1対 ( $y_1, y_2$ ) を合わせた合計60枚の絞りが独立して出力係数に影響を与えると仮定する。すなわち実効一次線量 (線源を基点とする一次線量が加速器ヘッド内で散乱する散乱線を含む) は最初に上段絞りで減弱・散乱し, 次に58枚のMLCリーフで同様に減弱或いは散乱をすると仮定した。こ

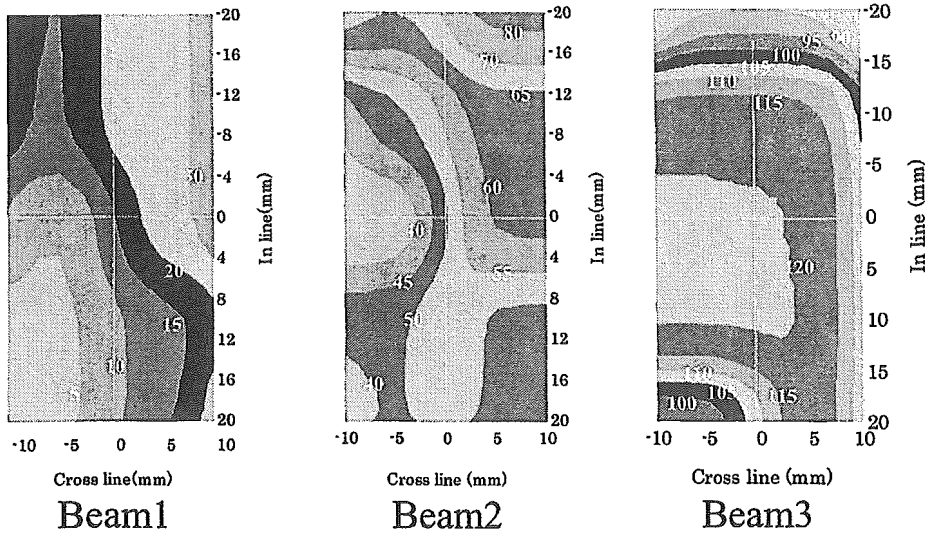


Fig. 7 Dose distributions of coronal planes for beam 1, beam 2, and beam 3 were derived from RTP at the maximum dose depth. The dose levels shown are in units of absolute dose.

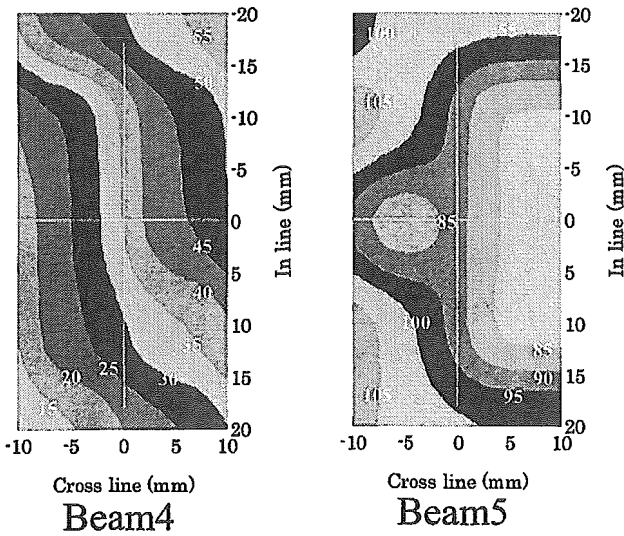


Fig. 8 Dose distributions of coronal planes for beam 4 and beam 5 were derived from RTP at the maximum dose depth. The dose levels shown are in units of absolute dose.

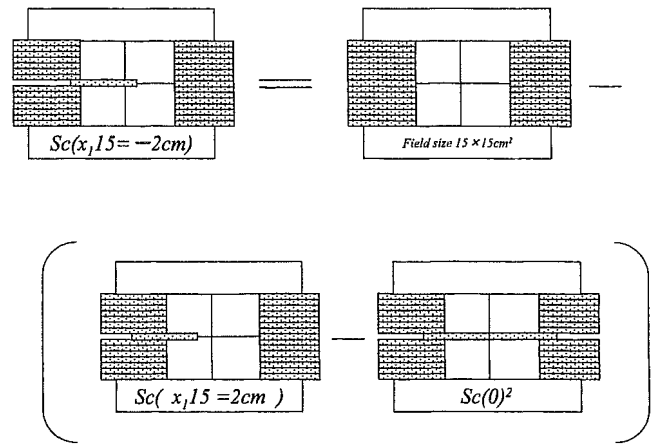


Fig. 9 Method for calculation of our output algorithm for collimator scatter factors and phantom scatter factors when the position of each collimator  $(x_i, x_j, y_1, y_2)$  was negative. An example of calculation for the collimator scatter factor when X15 was positioned at -2 cm.

れはGeorgとDutreixら<sup>12)</sup>の仮定と同様である. すると, 各絞り  $(x_1 \sim 29, x_2 \sim 29, y_1, y_2)$  で任意に作られる照射野のコリメータ散乱係数 (以下,  $S_c$ ) とファントム散乱係数 (以下,  $S_p$ ) はそれぞれ各絞りの  $S_c, S_p$  の積で表すことができる. ただし, IMRTビームの各セグメントはMLCで形成されるため  $S_p$  は上段絞りの影響を受けないと仮定した. ここで, 各絞りの  $S_c$  を  $S_c(x_1 \sim 29, x_2 \sim 29, y_1, y_2)$ ,  $S_p$  を  $S_p(x_1 \sim 29, x_2 \sim 29)$  と表すと, 任意の照射野のコリメータ回転中心軸での全散乱係数  $S_{c,p}(mlc, y_1, y_2)$  は,

$$S_{c,p}(mlc, y_1, y_2) = \left[ \prod_{i=1}^{29} (S_c(x_{1i}) \cdot S_c(x_{2i})) \cdot S_c(y_1) \cdot S_c(y_2) \right] \times \left[ \prod_{i=1}^{29} (S_p(x_{1i}) \cdot S_p(x_{2i})) \right] \dots \dots \dots (1)$$

となる. ここで,  $x_1 \sim 29, x_2 \sim 29, y_1, y_2$  は各絞りの開

度. また今回は示さないが, 各絞りの散乱係数の測定はIMRT照射野の最大照射野サイズを  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  とし各絞りを任意に移動し散乱係数を測定した. 従って, 各散乱係数は照射野サイズ  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  での散乱係数で標準化した. ただし, 各絞りの開度が負の場合はKungら<sup>7)</sup>の方法に準じて散乱係数を以下のように定義した.

$$\begin{aligned} & i=1 \text{ から } i=29 \text{ において, } x_{1i} < 0, x_{2i} < 0 \text{ の場合} \\ & \text{または, } j=1 \text{ もしくは } 2 \text{ において, } y_j < 0 \text{ の場合} \\ & S_c(x_i) = 1 - [S_c(|x_i|) - S_c(0)^2], \quad S_c(x_i) = 1 - [S_p(|x_i|) - S_p(0)^2] \\ & S_c(y_i) = 1 - [S_c(|y_i|) - S_c(0)^2] \end{aligned}$$

Fig. 9に  $X_{15} = -2 \text{ cm}$  での  $S_c$  の計算例を示す. さらに, 最大線量深における線量 (Gy) は

$$Dose = MU \cdot S_{c,p}(mlc, y1, y2) \cdot MF \dots \dots \dots (2)$$

となる。ここで、MF (Monitor Factor) はモニタ係数 (cGy/MU) である。

以上が我々の開発したアルゴリズムである。

### 結 果

#### 1. IMRTビームを固体ファントムに照射した場合の RTPの計算値と実測値

Table 1に各測定点 (A, B, C, D, E) のRTPで計算した最大線量, 最小線量, 平均線量および中心点線量を示す。さらに, 実測値と平均線量および中心点線量の相違をそれぞれ示す。

Farmer型電離箱の実測値とRTPの平均線量の最大相違は-3.35%であった (E)。それ以外では-1.93% (A) から0.18% (B) 以内であった。また, 中心点線量との最大相違は-3.77% (D), それ以外では-1.68% (C) から-3.21% (B) 以内であった。

一方, PinPoint電離箱の実測値とRTPの平均線量の最大相違は-2.83% (A) で, それ以外では-1.49% (B) から1.71% (E) 以内であった。また, 中心点線量との最大相違は-3.35% (A), それ以外では-1.83% (B) から2.10% (E) 以内であった。

RTPの平均線量と中心点線量の相違はFarmer型電離箱で-3.39 (B) から0.59% (E) であったがPinPoint電離箱は-0.74 (D) から0.39% (E) でほとんど差がなかった。

実測値とRTPの平均線量および中心点線量との相違は測定点EのFarmer型電離箱の場合を除いてFarmer型およびPinPoint電離箱の両方において平均線量との相違の方が中

心点線量との相違より小さかった。

#### 2. 各IMRTビームを架台角度0度に置き換えた場合のRTPの計算値と実測値

Table 2にRTPで計算した最大線量, 最小線量, 平均線量および中心点線量を示す。さらに, 実測値とRTPの平均線量および中心点線量の相違をそれぞれ示す。また, 我々が独自に開発した (1) および (2) 式を用いての計算値と実測値に対する相違を示す。

Farmer型電離箱の実測値とRTPの平均線量の最大相違は-37.14% (Beam 1) でBeam 2からBeam 5はそれぞれ-15.23%, 7.40%, -15.52%および0.38%であった。また, 中心点線量との最大相違は-43.83% (Beam 1) でBeam 2からBeam 5はそれぞれ-10.80%, 5.46%, -25.73%および-0.18%であった。

一方, PinPoint電離箱の実測値とRTPと平均線量の最大相違は-37.65% (Beam 1) でBeam 2からBeam 5はそれぞれ-19.82%, -1.68%, -18.75%および-2.84%であった。また, 中心点線量との最大相違は-37.15% (Beam 1) でBeam 2からBeam 5はそれぞれ-19.95%, -1.98%, -19.39%および-4.78%であった。

2つの電離箱における実測値とRTPの平均線量および中心点線量との相違はBeam 1, 2および4で10%以上と大きかった。また, Farmer型電離箱のBeam 2, 3および5とPinPoint電離箱のBeam 1および5を除いて平均線量との相違の方が中心点線量との相違より小さかった。

RTPの平均線量と中心点線量の相違はFarmer型電離箱で-8.84 (Beam 4) から3.84% (Beam 2) であったが, PinPoint電離箱は-1.88 (Beam 5) から0.37% (Beam 1) でほとんど差を認めなかった。

Table 1 Calculated doses (maximum dose, minimum dose, average dose and central point dose) derived from RTP and measured doses obtained by exposing Tough Water phantoms to IMRT beams. The deviations are average dose to measured dose and central point dose to measured dose. Units of doses are cGy.

Farmer	RTP (FOCUS)				Measured	Dev. %	Dev. %
	Max. Dose	Min.Dose	Ave. Dose	Point. Dose		Ave. Dose	Point. Dose
A	354.05	301.95	331.14	334.56	324.88	-1.93	-2.98
B	354.37	314.79	342.35	353.97	342.96	0.18	-3.21
C	329.11	267.74	304.73	305.37	300.33	-1.47	-1.68
D	329.74	282.95	312.47	321.58	309.89	-0.83	-3.77
E	351.89	233.00	303.02	301.23	293.21	-3.35	-2.74

PinPoint	RTP (FOCUS)				Measured.	Dev. %	Dev. %
	Max. Dose	Min.Dose	Ave. Dose	Point.Dose		Ave.Dose	Point..Dose
A	338.26	316.95	332.85	334.56	323.70	-2.83	-3.35
B	353.32	342.53	352.81	353.97	347.62	-1.49	-1.83
C	311.89	289.74	304.09	305.37	301.25	-0.94	-1.37
D	327.26	305.05	319.19	321.58	318.37	-0.26	-1.01
E	325.21	270.79	302.44	301.23	307.71	1.71	2.10

Table 2 Calculated doses (maximum dose, minimum dose, average dose and central point dose) derived from RTP and measured doses obtained by exposing Tough Water phantoms to each IMRT beam. The gantry angle of each IMRT beam was changed to 0 degrees. The deviations are from the average dose to the measured dose and the central point dose to measured dose. The next row is the dose calculated by our output algorithm. The deviation is this calculated dose to the measured dose. Units of doses are cGy.

Farmer	RTP (FOCUS)				Measured	Dev. (%)	Dev. (%)	Calculated	Dev. (%)
	Max. Dose	Min. Dose	Ave. Dose	Point Dose		Ave. Dose	Point. Dose		Calculated
Beam 1	25.95	3.40	14.25	14.95	10.391	-37.14	-43.83	11.01	-5.96
Beam 2	61.70	32.75	49.50	47.60	42.959	-15.23	-10.80	40.51	5.71
Beam 3	119.85	106.55	116.95	119.40	126.29	7.40	5.46	118.52	6.15
Beam 4	48.40	22.70	33.30	36.25	28.827	-15.52	-25.73	30.57	-6.04
Beam 5	102.30	76.45	88.80	89.30	89.137	0.38	-0.18	85.37	4.23

PinPoint	RTP (FOCUS)				Measured	Dev. (%)	Dev. (%)	Calculated	Dev. (%)
	Max. Dose	Min. Dose	Ave. Dose	Point Dose		Ave. Dose	Point. Dose		Calculated
Beam 1	23.25	6.00	15.00	14.95	10.897	-37.65	-37.15	11.01	-1.04
Beam 2	58.10	36.10	47.55	47.60	39.684	-19.82	-19.95	40.51	-2.08
Beam 3	119.60	118.00	119.05	119.40	117.08	-1.68	-1.98	118.52	-1.23
Beam 4	44.65	26.80	36.05	36.25	30.358	-18.75	-19.39	30.57	-0.69
Beam 5	89.40	84.80	87.65	89.30	85.227	-2.84	-4.78	85.37	-0.16

### 3. 各IMRTビームを架台角度0度に置き換えた場合の実測値と出力係数アルゴリズムを用いたの計算値

Farmer型電離箱の実測値と計算値の最大相違は6.15% (Beam 3), それ以外では-6.04 (Beam 4) から5.71% (Beam 2) であった. 一方, PinPoint電離箱は最大で-2.08% (Beam 2), それ以外では-1.23 (Beam 3) から-0.16% (Beam 5) でFarmer型電離箱より相違は小さかった (Table 2).

## 考 察

IMRTビームを固体ファントムに照射した場合, 全ての測定点 (AからE) において実測値とRTPで計算した平均線量および中心点線量との相違は約±3%以内であった (Table 1). 一方, 各IMRTビームを架台角度0度に置き換えた場合はBeam 1, 2および3において実測値とRTPが計算した平均線量および中心点線量の相違は10%以上を示したが, これ以外では約±7%以内であった (Table 2).

Beam 1, 2および4を除いた測定点では実測値とRTPの平均線量および中心点線量との相違が小さい事を考えると絶対線量の照合には可能と思われる.

しかし, 測定点の近傍の線量勾配は連続性がなく, さらに急峻な線量勾配を示す領域もある (Fig. 4-8). 従って, 有限な大きさを持つ電離箱を用いた実測値の不確か性は測定点の線量勾配やその設置位置精度の影響を受けると考えられる<sup>9)</sup>. すなわち, 今回示した各電離箱における実測値には大きい不確か性があると考えられる. そこで, これらの影響について検討を加えた.

### 1. 線量勾配と実測値

Boyerら<sup>9)</sup>は電離箱の直径および測定点近傍における線量勾配によって置換効果変動し, 得られた実測値に不確か性があることを推測している. 彼らの報告は1 cm当たり5から8%の線量勾配の領域において0.147 cm<sup>3</sup>の電離箱 (直径6 mm) における実測値は2%以上の不確か性があると推測している. さらに, 電離箱の設置位置にも約1 mm程度の不確か性を含み全体として約3%の不確か性があると示唆している. Lowら<sup>11)</sup>もTomotherapyを用いたIMRTの絶対線量検証において電離箱容積内の線量プロファイルが平坦でない場合に実測値に不確か性がある事を示唆している.

また, Martensら<sup>13)</sup>は線量勾配の大きい照射野の半影領域においてPinPoint電離箱の電離容積および電離空洞の影響 (容積効果: volume effect) でダイヤモンド検出器に比べての半影 (80%-20%) が大きくなる事を示している. すなわち, 有限な容積を持つ電離箱での絶対線量の測定を線量勾配の大きい領域で行うと, 得られる実測値は置換効果の影響で大きく変位している場合がある.

一般的に, 電離箱の置換効果の影響は勾配補正 (gradient correction) および電子フルエンス補正 (electron fluence correction) などで補正されている<sup>14), 15)</sup>. 勾配補正では電離箱空洞内の電離電荷に寄与する二次電子が主に電離箱壁の線源側で発生するため, 測定点は電離箱の幾何学的中心より線源側に変位した点を実効中心としている. Almondら<sup>16)</sup>は電離箱の幾何学的中心から $0.6 r_{cav}$  ( $r_{cav}$ : 電離箱空洞の半径) 線源側に変位した位置を実効中心としている (国内では変位係数<sup>17), 18)</sup>. X線の測定で過渡電子平衡が成立している状況下では電子フルエンス補正は無視される<sup>14), 16)</sup>. 従って, 一定の方向に線源があり, 且つ電離箱容積内の線量プロファイルが平坦の場合には適応出来る<sup>19)</sup>. しかし,

線源方向が複数ある場合や電離箱容積内の線量プロファイルが平坦でない場合などは実効中心が電離箱容積内で変動すると考えられ、特にIMRTビームの測定において実効中心の決定は不可能であると思われる。

ここで、各測定点における線量勾配をRTPが計算した最大線量に対する最小線量の相違

$$\text{線量勾配 (\%)} = (\text{最大線量} - \text{最小線量}) / \text{最大線量} \times 100$$

と定義すると、各測定点における電離箱容積内の線量勾配

(Table 3) はIMRTビームを固体ファントムに照射した際、仮想Farmer型電離箱で11.2 (B) から33.8% (E)、仮想PinPoint電離箱の3.1 (B) から16.7% (E) であった。また、各IMRTビームを架台角度0度に置き換えた場合は仮想Farmer型電離箱で11.1 (Beam 3) から86.9% (Beam 1)、仮想PinPoint電離箱では1.3 (Beam 3) から74.2% (Beam 1) であった。すなわち、仮想PinPoint電離箱の測定点AからDと仮想PinPoint型電離箱のBeam 3および5においては約7%以下、それ以外は10%以上の大きな線量勾配を示した。

従って、IMRTビームにおける電離箱容積内の線量プロファイルは平坦でなく、実効中心はセグメント毎に電離箱容積内で変動していると考えられる。実測値とRTPの平均線量および中心点線量の相違は前者が小さかったことより、絶対線量の照合にはRTPの電離箱容積内の平均線量を用いる事が実用的と考えられる。

## 2. 電離箱の設置精度および置換効果

前述においてRTPの平均線量を用いた絶対線量の照合について示した。しかし、Beam 1, 2および4における実測値とRTPの平均線量の相違は10%以上を示し、最大-37.65% (PinPoint電離箱のBeam 1) であった (Table 2)。これらの測定点は照射野の半影領域 (Fig. 1, 7, 8) となり線量勾配が大きい (Table 3) ために電離箱の設置位置および置換効果の変動が大きく影響を受けたと思われる。

また、MLCの位置精度も約±1 mmであることも原因の一つであると思われる。さらに、我々の使用しているRTPのビームコミッショニングの精度は照射野サイズ2×2 cm<sup>2</sup>以内では半影領域で約±1 mm、線量の相違では40%程度になる場合もある。

そこで、RTPにおいて各測定点が3次元的に±2 mm変位した際の平均線量の相違を計算した (Table 4)。IMRTビームを固体ファントムに照射した場合、全ての測定点 (AからE) において約6%以内、各IMRTビームを架台角度0度に置き換えた場合、約1%から50%の相違を示した。特に、Farmer型およびPinPoint電離箱のBeam 1, 2および4で相違が大きかった。すなわち、今報告で示した実測値は電離箱の設置位置精度の影響によるこれらの不確実性が含まれている。

従って、線量勾配を考慮すると各測定点の実測値と平均

Table 3 Dose gradients for each measured point and each beam.

- (a) Dose gradients of V-F and V-P at points A, B, C, D, and E when Tough Water phantoms were exposed to IMRT beams.  
 (b) Dose gradients of V-F and V-P at each IMRT beam when Tough Water phantoms were exposed to each MRT beam. The gantry angle of each IMRT beam was changed to 0 degrees.

(a)

Mesured Point	Dose Gradient (%) (PinPoint)	Dose Gradient (%) (Farmer)
A	6.3	14.7
B	3.1	11.2
C	7.1	18.6
D	6.8	14.2
E	16.7	33.8

(b)

Mesured Beam	Dose Gradient (%) (PinPoint)	Dose Gradient (%) (Farmer)
Beam 1	74.2	86.9
Beam 2	37.9	46.9
Beam 3	1.3	11.1
Beam 4	40.0	53.1
Beam 5	5.1	25.3

Table 4 Deviation of average dose when the measured point had a difference of ±2 mm.

- (a) Deviations of V-F and V-P at points A, B, C, D and E when Tough Water phantoms were exposed to IMRT beams.  
 (b) Deviations of V-F and V-P at each IMRT beam when Tough Water phantoms were exposed to each IMRT beam. The gantry angle of each IMRT beam was changed to 0 degrees.

(a)

Mesured Point	Dev. (%) (PinPoint)	Dev. (%) (Farmer)
A	2.8	2.2
B	1.4	1.1
C	2.9	2.2
D	2.5	1.5
E	6.1	4.7

(b)

Mesured Beam	Dev. (%) (PinPoint)	Dev. (%) (Farmer)
Beam 1	50.5	37.3
Beam 2	21.2	12.5
Beam 3	0.6	1.0
Beam 4	24.5	21.6
Beam 5	3.2	5.7

線量の相違は距離にしてほぼ±2 mm以内の変位であると言える。すなわち、我々の結果はほぼ±2 mm以内で合致している。

一般的に、IMRTの絶対線量は線量勾配の平坦な領域内の任意の点で電離容積の小さい電離箱を用いた実測値とRTPの計算値で比較検証されている<sup>9,11)</sup>。しかし、IMRTの最大の目的はリスク臓器に最小の線量で腫瘍には多くの線量を投与することである。よって、線量勾配の平坦な領域のみならず線量勾配が大きい領域においても線量分布に加え絶対線量の検証も行うべきである。

我々の結果では線量勾配10%以内の領域で線量として約3%以内、またこれ以上に線量勾配が大きい領域では距離として±2 mm以内での照合が可能と思われた。すなわち、電離箱の電離容積による置換効果の影響と測定点がいかなる線量勾配を示す領域に含まれているかを考慮することで絶対線量の検証が初めて可能になる。我々の示した検証方法はこれらを満たしたものと考えられる。

しかし、固体ファントムにおける電離箱の測定位置を自由に変更することが出来ない場合もある。これは、Low<sup>4)</sup>が開発したIMRTファントムを用いても対応が困難と思われ、任意の位置で測定ができるファントムの開発を現在試みている。

### 3. RTPから独立した絶対線量の検証

RTPでの計算線量は大きな相違を示す可能性を含んでおり、絶対線量の検証においてKung<sup>7)</sup>とXing<sup>8)</sup>はRTPの計算値(MU)を検証するためにRTPから独立した線量計算が必要であると報告している。

我々が開発した出力係数アルゴリズム<sup>10)</sup>を用いた計算値と実測値の相違はPinPoint電離箱で約-2%以内と満足すべき結果であった(Table 2)。得られたこの良好な結果は、各散乱係数(ScおよびSp)は各絞(上段絞および各Leaf)の任意の開度で収集しており、絞開度による影響を補正した散乱係数を使用しているためと思われる。Farmer型電離箱では電離容積内の線量勾配による影響が比較的大きいため約±6%と多少大きい相違を示したと考えられる。

一般的に、RTPの計算値とRTPから独立したものにおける計算値が5%以上相違している場合は再検討の必要との報告もあり<sup>20)</sup>、我々が開発したアルゴリズムは実用的精度を有していると思われる。

第一報で述べたごとく、フィルム法にても絶対線量の照合は可能である。しかし、より高い精度での線量QAには評価点(領域)の線量勾配を把握した上での電離箱を用いた実測値とRTPから独立した線量計算アルゴリズムによる計算値をRTPの結果と照合することが必要と思われた。

## 結 語

IMRTにおける絶対線量は線量勾配の平坦な領域内の任

意の点で電離容積の小さい電離箱を用いた実測値とRTPの計算値との比較で検証されている。しかし、“線量勾配”自身の定義のみならず“平坦な領域”の定義は論文的にも明らかではない。

我々は電離箱と同じ容積(仮想電離箱)内における平均線量および中心点線量をRTPで算出し実測値と比較し検証を行った。さらに、線量勾配を容積内における最大線量に対する最小線量の相違と定義した。IMRTでは、我々が示したように線量勾配は電離箱容積内においてさえ80%以上になる場合があり、実効中心はセグメント毎に電離箱容積内で変動していると考えられる。さらに、線量勾配が大きい領域では電離箱の設置位置および置換効果の変動が大きく影響を受け電離箱の実測値には不確実性が存在する。我々はこれらの不確実性を考慮し、IMRTの絶対線量検証においてより客観的な評価法を検討した。

RTPで算出される中心点線量と平均線量の相違は線量勾配が10%以内の領域においてFarmer型電離箱およびPinPoint電離箱で各々約3%、1%、勾配が大きい領域では各々約8%、2%であったが、線量勾配、電離箱の設置位置、MLCのleaf開度等の幾何学的変位およびRTPのビームコミッショニングの精度を考慮すると実測値との比較にはRTPで計算される電離箱容積内の平均線量を用いるべきと思われた。

平均線量を用い、さらに測定点から±2 mmの線量勾配を把握することで線量勾配10%以内の領域で線量として約3%以内、またこれ以上で線量勾配が大きい領域では距離として±2 mm以内での検証が可能であった。

さらに、RTPから独立した線量計算が可能な独自開発の出力係数アルゴリズムが有用な手段であることを示した。

我々が施行しているSegmental multileaf collimator (SMLC)-IMRTの絶対線量における照合の方法を中心に検討し報告した。

## 文 献

- 1) Wang X, Spirou S, LoSasso T, *et al*: Dosimetric variation of intensity-modulated fields. *Med Phys* 23: 317-327, 1996.
- 2) LoSasso T, Chui CS and Ling CC: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 25: 1919-1927, 1998.
- 3) Tsai JS, Wazer DE, Ling MN, *et al*: Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40: 1213-1230, 1998.
- 4) Low DA, Gerber RL, Mutic S, *et al*: Phantom for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40: 1231-1235, 1998.
- 5) LoSasso T, Chui CS and Ling CC: Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med Phys* 28: 2209-2219, 2001.
- 6) Cheng CW and Das IJ: Comparison of beam characteristics in intensity modulated radiation therapy (IMRT) and those under normal treatment condition. *Med Phys* 29: 226-230, 2002.
- 7) Kung JH, Chen GTY and Kuchnir FK: A monitor unit verification

- calculation in intensity modulated radiotherapy as a dosimetry quality assurance. *Med Phys* **27**: 2226-2230, 2000.
- 8) Xing L, Chen Y, Luxton G, *et al*: Monitor unit calculation for an intensity modulated photon field by a simple scatter summation algorithm. *Phys Med Biol* **45**: N1-7, 2000.
  - 9) Boyer A, Xing L, Ma CM, Curran B, *et al*: Theoretical considerations of monitor unit calculation for intensity modulated beam treatment planning. *Med Phys* **26**: 187-195, 1999.
  - 10) 館岡邦彦, 大内敦, 長瀬大輝, 他: IMRTにおける出力係数アルゴリズム. *日放技学誌* **58**(6): 793-801, 2002.
  - 11) Low DA, Mutic S, Dempsey JF, *et al*: Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radiother Oncol* **49**: 305-316, 1988.
  - 12) Georg D and Dutreix A: A formalism to calculate the output ratio in a mini-phantom for GE multileaf collimator. *Phys Med Biol* **42**: 521-536, 1997.
  - 13) Martens C, De Wager C and De Neve W: The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Phys Med Biol* **45**: 2519-2530, 2000.
  - 14) AAPM TG-21 Report: A protocol determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med Phys* **10**: 741-771, 1983.
  - 15) Khan FM: Replacement correction ( $P_{rep}$ ) for ion chamber dosimetry. *Med Phys* **18**: 1244-1246, 1991.
  - 16) Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, *et al*: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* **26**: 1847-1870, 1999.
  - 17) 日医放物理部会編: 放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法, 第2版. P 16, 通商産業研究社, 東京, 1989.
  - 18) 日医放物理学会, 医学物理データブック委員会編集: 医学物理データブック. p 2-75, 1994.
  - 19) Seuntjens JP, Ross CK, Shortt KR, *et al*: Absorbed-dose beam quality conversion factors for cylindrical chambers in high energy photon beams. *Med Phys* **27**: 2763-2779, 2000.
  - 20) Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, *et al*: Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* **21**: 581-618, 1994.

要旨: 強度変調放射線治療 (intensity-modulated radiation therapy: 以下, IMRT) が開発され, 腫瘍組織へ線量集中と腫瘍周辺のリスク臓器や正常組織への線量の低下を図れるようになった。しかし不整形照射野に連続して照射するため, 線量の品質保証 (Quality Assurance) の重要性が強調されている。当院では Segmental multileaf collimator (SMLC)-IMRTを行っている。その際の線量検証における絶対線量の照合方法を中心に報告し検討を加えた。

IMRTにおける絶対線量は線量勾配の平坦な領域内の任意の点で電離容積の小さい電離箱を用いた実測値とRTPの計算値との比較で検証されている。しかし, 線量勾配の定義のみならず平坦な領域の定義は論文的にも明らかではない。

我々は電離箱と同じ容積 (仮想電離箱) 内における平均線量および中心点線量をRTPで算出し実測値と比較し検証を行った。さらに, 線量勾配を仮想電離箱容積内における最大線量に対する最小線量の相違と定義した。IMRTでは, 我々が示したように線量勾配は仮想電離箱容積内においてさえ80%以上になる場合があり, 実効中心はセグメント毎に電離箱容積内で変動していると考えられる。さらに, 線量勾配が大きい領域では電離箱の設置位置および置換効果の変動が大きく影響を受け電離箱の実測値には不確実性が存在する。我々はこれらの不確実性を考慮しより客観的な評価法を検討した。

RTPで算出される中心点線量と平均線量の相違は線量勾配が少ない領域においてFarmer型電離箱およびPinPoint電離箱で各々約3%, 1%, 勾配が大きい領域では各々約8%, 2%であったが, 線量勾配, 電離箱の設置位置, MLCのleaf開度等の幾何学的変位およびRTPのビームコミッションの精度を考慮すると実測値との比較にはRTPで計算される電離箱容積内の平均線量を用いるべきと思われた。

平均線量を用い, さらに測定点から $\pm 2$  mmの線量勾配を把握することで線量勾配10%以内の領域で線量として約3%以内, またこれ以上で線量勾配が大きい領域では距離として $\pm 2$  mm以内での検証が可能であった。

さらに, RTPから独立した線量計算が可能な独自開発の出力係数アルゴリズムが有用な手段であることを示した。



## 小型肺癌の治療： I 期非小細胞肺癌の放射線治療

五味光太郎\* 小口正彦\* 道本幸一\*  
相澤豊昭\* 福留 潤\* 山下 孝\*

### 要 旨

I 期非小細胞肺癌の放射線治療成績を文献的に検討し、予後因子や再発形式、投与線量、照射野、有害事象などについて考察した。従来の外部照射による治療成績は満足すべきものではなく、治療成績改善に向けた新たな取り組みを述べる。

Key words: I 期, 非小細胞肺癌, 手術不能, 放射線治療, レビュー/Stage I, non-small cell lung cancer, medically inoperable, radiotherapy, review

### 1 はじめに

I 期非小細胞肺癌に対して、通常は外科治療が第一選択となる。Mountain による報告では外科治療における IA 期の治療成績について、臨床病期による 5 年生存率は 61% であり、切除後の病理病期では 67% であった<sup>1)</sup>。同様に IB 期について、臨床病期による 5 年生存率は 38% であり、病理病期では 57% であった。多くの報告で、I 期非小細胞肺癌の外科治療による 5 年生存率は 50~65% である。

一方、放射線治療は高齢や全身状態不良、肺疾患などの理由により手術不能である症例

に対して行われることが多い。したがって、その治療成績はほとんどが遡及的研究によるものであり、報告される症例数も少ない。そして、他病死の頻度が比較的高いことが特徴である。対象を腫瘍サイズが 3~4 cm 以下といった小さなものに限った報告は少なく、今回は I 期の症例全体を対象として文献的考察を行った。

### 2 I 期非小細胞肺癌に対する放射線治療

#### 1) 治療成績

I 期非小細胞肺癌に対する最近の放射線治療成績を表 1 に示す。いずれも遡及的研究で、総線量の中央値は 60 Gy 前後であ

Radiotherapy for Stage I Non-small Cell Lung Cancer

Kotaro GOMI\*, Masahiko OGUCHI\*, Koichi MICHIMOTO\*, Toyoaki AIZAWA\*, Jun FUKUDOME\*, Takashi YAMASHITA\*

\* Department of Radiation Oncology, Cancer Institute Hospital, Tokyo

\* 癌研究会附属病院放射線治療科 (〒 170-8455 東京都豊島区上池袋 1-37-1)

表 1 早期 (I 期) 非小細胞肺癌に対する放射線治療成績

著者	症例数	年齢(中央値)	IA期(%)	IB期(%)	その他(%)	SCC(%)	他病死(%)	全生存率(%)		原病生存率(%)	
								3年	5年	3年	5年
Cheung <sup>2)</sup>	102	72	33	57	10		25	35	16	44	27
Dosorets <sup>3)</sup>	152	74	29	41	27		11		10		
Graham <sup>4)</sup>	103	67	31	59	10	48	28		13		
Haffty <sup>5)</sup>	43	64	28	72		53		36	21		
Hayakawa <sup>6)</sup>	36		19	81		53	22	42	23	56	39
Kaskowiz <sup>7)</sup>	53	73	38	62		60	27	19	6	33	13
Krol <sup>8)</sup>	108	74	47	53			34	31	15	42	31
Morita <sup>9)</sup>	149	75	40	60		50		34	22		
Noordijk <sup>10)</sup>	50	74	50	50			40	33	17		
Sandler <sup>11)</sup>	77	72	32	68		57	16	17	14	22	17
Sibley <sup>12)</sup>	141	70	54	46		52	43	24	13		
Talton <sup>13)</sup>	77	65	3	75	22	84		21	17		
Zhang <sup>14)</sup>	44	57	14	64	22	64	20	55	32		

SCC : squamous cell carcinoma

[文献 15) Sibley GS. Radiotherapy for Patients with Medically Inoperable Stage I Nonsmall Cell Lung Carcinoma. Smaller Volumes and Higher Doses-A Review. Cancer 1998 ;82 : 433-8. より一部改変]

る<sup>2)~14)</sup>。その報告の多くが、年齢の中央値が 70 歳以上の症例を対象にしており、また IA 期よりも IB 期の比率が高い。さらにいくつかの報告には I 期以外の症例も含まれている。これらの症例群は、他病死の頻度が 11~43% と比較的高いが、多くは肺癌が進行しそのために死亡する。大雑把に言って、I 期の 5 年全生存率はおよそ 15~20% である。

手術成績は病理病期による報告が多いのに対し、放射線治療成績は臨床病期を用いることが多いため、治療成績を比較検討する際には注意を要する。Naruke らの報告では、臨床病期 T1N0 の 24%、T2N0 の 32% が病理組織学的にはより進行病期であった<sup>16)</sup>。Martini らは臨床病期が I 期であった 216 例のうち 37% が、病理組織学的にはより進行病期であったと報告している<sup>17)</sup>。また、Lung Cancer Study Group (LCSG) が行った葉切除と部分切除の比較試験で Ginsberg

らは、臨床病期 T1N0 のうち 25% に術後の upstaging が認められたと報告している<sup>18)</sup>。

## 2) 予後因子

多くの研究で、腫瘍サイズが有意な予後因子であると報告している (表 2)。日本の 10 施設からの症例をまとめた Morita らの報告では、腫瘍径 4 cm 未満の 5 年全生存率が 25% であったのに対し、4 cm 以上では 17% であったとしている (p=0.048)<sup>9)</sup>。また、Krol らは腫瘍径 4 cm 未満の 3 年原病生存率が 40% であったのに対し、4 cm 以上では 13% であったと報告している (p=0.0005)<sup>8)</sup>。T1 と T2 の比較では、Noordijk らが 5 年生存率で T1 が 26%、T2 が 15% であったとし<sup>10)</sup>、Graham らも 5 年生存率で T1 が 29%、T2 が 4% であった (p=0.01) と報告している<sup>4)</sup>。また、Dosoretz らの報告では 2 年原病生存率が T1 で 55%、T2 で

20%であった<sup>3)</sup>。一方で、腫瘍サイズは有意な因子ではなかったとする報告もみられる<sup>5)12)13)</sup>。

病理組織学的検討では扁平上皮癌が有意な予後因子とする報告がいくつかみられるが、これは遠隔転移の頻度が少ないことがその主な理由と考えられる。SibleyらはI期扁平上皮癌の5年原病生存率が39%に対し、その他の組織型では25%であったと報告している (p=0.008)<sup>12)</sup>。

また、年齢 (70歳未満) はKaskowitz

ら<sup>7)</sup>およびSibleyら<sup>12)</sup>の報告では有意な予後因子とされている。

### 3) 再発形式

放射線治療後の再発形式について表3に示す。画像上、照射後の肺の変化と局所再発とが判別困難のことが多い。また、報告によって再発の基準や評価の方法、その時期が異なるため注意を要する。放射線治療後に局所再発を来す頻度はおよそ30~80%と、遠隔転移が起こる頻度 (約10~40%) より高い。

一方、外科治療後の局所再発率は低く、LCSGの行った臨床試験の報告では縮小手術群の局所再発率が18%、葉切除群が6.5%であった<sup>18)</sup>。また、Harpoleらの解析でも外科治療後のI期非小細胞肺癌の局所再発率は11%と良好である<sup>19)</sup>。したがって、放射線治療と外科治療との成績の差は、局所制御率の違いによるところが大きいと考えられる。

### 4) 線量

投与線量と局所制御率および生存率との関係を検討する。Kaskowitzらは65 Gy未満では局所再発率が50%であったのに対し、65 Gy以上では25%であったと報告している<sup>7)</sup>。同様にZhangらの報告では、55~61

表2 I期非小細胞肺癌に対する腫瘍サイズからみた放射線治療成績 (括弧の中は年数)

著者	全生存率 (%)		原病生存率 (%)	
	T 1	T 2	T 1	T 2
Dosoretz <sup>3)</sup>			55 (2)	20 (2)
Graham <sup>4)</sup>	29 (5)	4 (5)		
Krol <sup>8)</sup>	35* (3)	11** (2)	40* (3)	13** (3)
Morita <sup>9)</sup>	25* (5)	17** (5)		
Noordijk <sup>10)</sup>	26 (5)	15 (5)		
Sibley <sup>12)</sup>			29 (5)	30 (5)

\* : 腫瘍径 ≤ 4 cm

\*\* : 腫瘍径 > 4 cm

[文献15) Sibley GS. Radiotherapy for Patients with Medically Inoperable Stage I Nonsmall Cell Lung Carcinoma. Smaller Volumes and Higher Doses-A Review. Cancer 1998; 82: 433-8. より一部改変]

表3 I期非小細胞肺癌に対する放射線治療後の再発形式

著者	局所再発 (局所再発のみ) (%)	遠隔転移 (遠隔転移のみ) (%)
Dosoretz <sup>3)</sup>	T 1	30 (28)
	T 2	80 (77)
Haffty <sup>5)</sup>		39
Kaskowitz <sup>7)</sup>		49
Morita <sup>9)</sup>		44 (12)
Noordijk <sup>10)</sup>		70
Sibley <sup>12)</sup>		27 (23)
		28 (21)

Gy での局所再発率が 36%であったのに対し、69~70 Gy では 18%であった<sup>14)</sup>。Dosoretz らの報告でも、70 Gy 未満での局所再発率が 50%であったのに対し、70 Gy 以上では 33%であった<sup>3)</sup>。そして線量を増加させることによって、有意な無病生存率の改善を示した ( $p=0.0143$ )。Graham らは多変量解析によって時間線量分割 (TDF) 因子が有意な予後因子であることを示した ( $p=0.002$ )<sup>4)</sup>。また、Sibley らも多変量解析によって、より高い線量が局所制御率を改善させる因子であることを示した ( $p=0.07$ )<sup>12)</sup>。これらの報告をまとめると、従来の 60~65 Gy の照射に比べて、65~70 Gy 以上のより高い線量を照射することによって、局所制御率および無病生存率が改善すると考えられる。またいずれの報告でも、線量増加に伴う有害事象の増加はないとされている。

### 5) 照射野

I 期非小細胞肺癌に対する放射線治療の照射野に関して、顕微鏡的転移に対する領域リンパ節 (縦隔および肺門) への予防的な照射野を含める必要性について検討する。Oda らは、CT で領域リンパ節転移を認めない末梢の T1 腫瘍に対してリンパ節郭清術を行い、顕微鏡的領域リンパ節転移の頻度を報告しているが、それによると扁平上皮癌では 15%に、腺癌では 25%に顕微鏡的転移が認められている<sup>20)</sup>。また、手術後の病理組織学的検討による upstaging は前述したように 24~37%である<sup>16)~18)</sup>。

一方で、Krol らは領域リンパ節への予防的照射は行わなかったが、領域リンパ節のみへの再発率は 3%であったとし<sup>8)</sup>、Sibley ら

も同様に 7%であったと報告している<sup>12)</sup>。また、Hayakawa らの報告では、予防照射を行わなかった 26 症例中、領域リンパ節のみへの再発は 1 症例 (4%) であった<sup>9)</sup>。しかし、Morita らは領域リンパ節への予防的照射を行った症例で、完全奏効率および 5 年生存率が改善したと報告している<sup>9)</sup>。完全奏効率は予防照射ありが 47%、なしが 31% ( $p=0.019$ )、5 年生存率は予防照射ありが 31.3%、なしが 14.9%であった ( $p=0.022$ )。

このように、I 期非小細胞肺癌に対する放射線治療の照射野をどうするべきか、結論づけることは現時点で困難である。しかし Sibley は、放射線治療の対象となる症例は合併症などによる手術不能例が多く、他病死の頻度が比較的高いこと、また広範囲の照射による放射線肺炎や食道炎などの有害事象の危険性を考慮すると、局所のみ照射野でよいと述べている<sup>15)</sup>。最近では Hayakawa ら<sup>9)</sup>、Cheung ら<sup>2)</sup> も局所照射野のみでよいとする同様の報告を行っている。

近年 FDG-PET の登場により、異常影の良悪性の鑑別診断のみならず、病期診断についても有用性が報告されている。FDG-PET は肺癌の病期診断において感度が 80~90%、特異度が 90%以上と CT に比較して優れている<sup>21)22)</sup>。MacManus らは手術不能のために放射線治療の対象となった 153 症例に PET を行い、22%の症例に照射野の拡大が必要になったと述べている<sup>23)</sup>。今後、I 期非小細胞肺癌に対する治療方針および放射線治療における照射野を決定する際に、CT だけでなく PET の役割が重要となっていくと予想される。