

---

---

**ノート**

---

---

**リニアック10 MV X線における肺の線量補正**

荒木 不次男・熊谷 孝三\*

国立熊本病院放射線科

\*国立療養所南福岡病院放射線科

(論文受理 1992年7月15日)

(最終論文受理 1992年10月23日)

(Code No. 713, 732)

---

*Key words*: Lung correction factor, Dose calculation algorithms, 10 MV X-rays, Electronic equilibrium

---

**LUNG DOSE CORRECTIONS FOR 10 MV X-RAYS FROM A LINEAR ACCELERATOR**

FUJIO ARAKI and KOZO KUMAGAI\*

Department of Radiology, Kumamoto National Hospital

\*Department of Radiology, National Minamifukuoka Chest Hospital

(Article received: Jul. 15, 1992)

**Summary**

In radiation therapy of thorax region, it is necessary to apply absorbed dose correction for heterogeneity tissue of lungs. Practically, however, it is not easy to do an accurate absorbed dose correction. We made a basic experiment for absorbed dose correction of heterogeneity tissue of lungs using thorax phantom for 10 MV X-rays, and evaluated the accuracy of depth dose calculation algorithms for its tissue which are available in conventional, commercial-based treatment-planning systems.

Depth dose on the central axis in lung for small field of  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  was reduced by about 10% due to loss of lateral electronic equilibrium. Dose correction factor of heterogeneity was insensitive to the thickness of the build-up layer of this phantom if there was a longitudinal electronic equilibrium.

The equivalent TAR (tissue-air ratio) method gave the greatest accuracy for dose calculation algorithms, of lungs whose error was within about 3% compared to the measured values. However, for the smaller field of  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , all our methods did not consider the effects of electron scattering, so that the equivalent TAR method and the ratio of TAR method gave errors of about 15% and the power law TAR method about 6%.

## 1. 緒 言

近年、放射線治療計画用コンピュータの普及により CT 画像を利用した不均質部の線量計算が比較的容易にできるようになってきた。しかしながら、日本放射線腫瘍学会の線量評価研究グループの報告<sup>1)</sup>によると、実際に不均質補正を行って治療をしている施設は30%くらいに過ぎない。これは、単に関連機器装置やマンパワーの不足だけによるものではなく、現在市販されている放射線治療計画用コンピュータに組み込まれた線量計算アルゴリズムの精度に問題があると考えられる。この線量計算アルゴリズムには一般的に Ratio TAR (tissue-air ratio) 法, Power law TAR 法, Equivalent TAR 法が用いられ、主に  $^{60}\text{Co}\gamma$  線に対して開発、評価されてきた<sup>2-7)</sup>。また、これらの計算法は電子平衡が成立する場合に限定されているため、2次電子の飛程が大きい10 MV X線のような高エネルギーでは、肺のような低密度物質内の計算精度が問題となる。

そこで、われわれは胸部モデルの不均質ファントムを用い、10 MV X線における肺の線量補正の基礎的研究として、肺の線量と補正係数に対する胸壁厚 (ビルドアップ層の厚さ) の影響について検討し、また不均質補正の線量計算アルゴリズムである Ratio TAR 法, Power law TAR 法, Equivalent TAR 法の精度を評価した。

## 2. 方 法

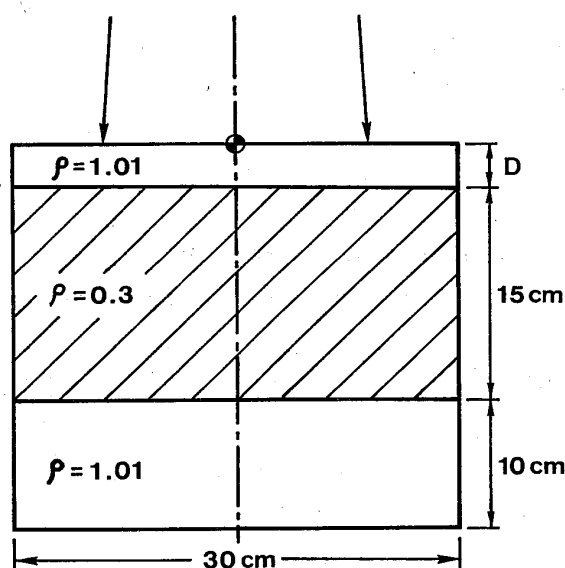


Fig. 1 Experimental setup of the phantom containing heterogeneous tissue. D=thickness of build-up layer of solid water.

### 2.1 使用機器

放射線発生装置：三菱電機社製 LINAC ML-15M III

線量計：IONEX 2500/3型

プローブ：PTW Farmer-type, 0.6 cm<sup>3</sup>

放射線治療計画装置：CMS 社製 Modulex

### 2.2 不均質ファントム

不均質ファントム<sup>8)</sup>は Fig. 1 に示すような胸部モデルとした単純な層状の構造で、JARP 形電離箱が挿入できるようになっている。材質は水および組織等価材としてエポキシ樹脂をベースとしたタフウォータ (WE-211), 密度  $\rho=1.01$  g/cm<sup>3</sup>, 相対電子密度  $\rho_e=0.99$ , 肺等価材としてはフェノール樹脂をベースとしたタフラング (LP-300),  $\rho=0.30$  g/cm<sup>3</sup>,  $\rho_e=0.30$ を用いた。

### 2.3 線量測定

#### 2.3.1 深部線量測定

不均質ファントム (Fig. 1) の胸壁厚 D を 0.5, 1.0, 3.0 cm と変化させたときの肺の線量を測定し、組織ピーク線量比 (TPR) および肺の補正係数を求めた。測定は線源と電離箱線量計 (幾何学的中心) の距離を 100 cm と一定にし、照射野  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup> についてビーム軸で行った。測定結果については、不均質内での電離箱の実効中心や壁材質、空洞の大きさなどの補正<sup>9-10)</sup>が必要であるが、ここでは考慮しなかった。

不均質ファントムの TPR はタフウォータ均質ファントムのピーク線量に対する比から求め、肺の補正係数はタフウォータ均質ファントムの TPR に対する同一深さの不均質ファントムの TPR の比から求めた。

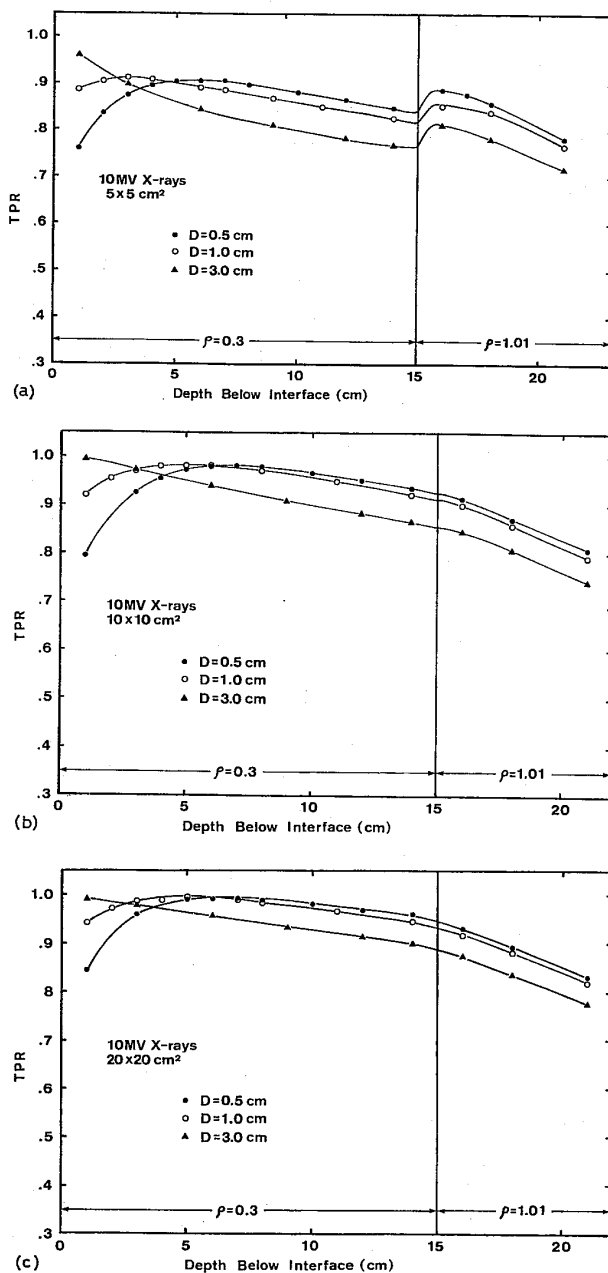
#### 2.3.2 出力測定

タフウォータとタフラングファントムの照射野サイズによる出力の変化を求めた。測定は各ファントムのピーク深である 3.0 cm と 8.0 cm で行い、タフラングは backscatter を考慮してファントム下方に 10 cm 厚のタフウォータを用いた。各照射野の相対出力はタフウォータファントムの照射野  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> の出力に対する比として求めた。

### 2.4 線量計算

検討した線量計算アルゴリズムは、Modulex (Version 2.71E) に組み込まれている Ratio TAR (tissue-air ratio) 法, Power law TAR 法, Equivalent TAR 法の 3 種類である。線量計算は胸壁厚 D を 3.0 cm とした不均質ファントム (Fig. 1) について行い、計算結果は 2.3.1 項で得られた実測値と比較した。

計算アルゴリズムの基本データには、TPR はタフウォータファントムによる実測値を、OCR (off-center ratio)



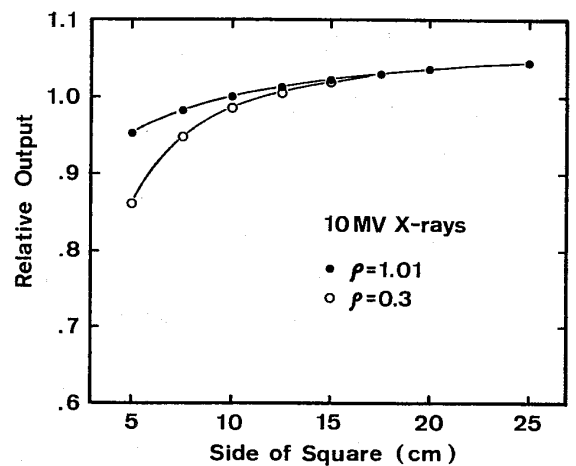
**Fig. 2** Variations of the tissue peak ratio as a function of depth below the interface for different thicknesses of build-up layer, D, of solid water. The depth is measured from the interface behind the build-up layer (a) 5×5 cm<sup>2</sup> field, (b) 10×10 cm<sup>2</sup> field, (c) 20×20 cm<sup>2</sup> field.

には水ファントムによる実測値を使用した。

### 3. 結 果

#### 3.1 胸壁厚の違いによる肺の線量と TPR 曲線

**Fig. 2** (a), (b), (c)に各照射野における胸壁厚Dの違いによる TPR を示す。横軸は前胸壁と肺の境界からの深さ



**Fig. 3** Relative values of the output measured at the build-up depth as a function of field size and the density of the build-up material. (Output for 10×10 cm<sup>2</sup> field in solid water=1.0.)

を表している。D=0.5, 1.0 cm では、それぞれ肺の深さ 7.0 cm と 5.0 cm くらいにビルドアップの最大点 (ピーク深) を生じた。しかし、照射野 5×5 cm<sup>2</sup> においてはピーク深の TPR は 0.91 であり、タフウォータ均質ファントムに比べ 9% の線量が低下した。照射野 10×10 cm<sup>2</sup> では TPR が 0.98 で、2% の線量低下が認められた。照射野 20×20 cm<sup>2</sup> では TPR はほぼ 1.0 であった。また、照射野 5×5 cm<sup>2</sup> では後胸壁に相当する第 3 層で再ビルドアップを生じた。

#### 3.2 相対出力

**Fig. 3** にタフウォータとタフリングファントムの照射野サイズによる相対出力を示す。タフリングファントムは照射野が小さくなると出力が大きく低下し、照射野 5×5 cm<sup>2</sup> ではタフウォータに比べ約 10% の低下であった。照射野 10×10 cm<sup>2</sup> でも 2% の低下であり、照射野 15×15 cm<sup>2</sup> で両者の出力は一致した。

#### 3.3 胸壁厚の違いによる補正係数

**Fig. 4** (a), (b), (c)に各照射野における胸壁厚Dの違いによる補正係数を示す。前胸壁と肺の境界近傍では、いずれの照射野においても各胸壁厚での補正係数にかなりの変化がみられた。しかし、D=1.0, 0.5 cm における補正係数は、それぞれ肺の深さ 6.0 cm と 7.0 cm を過ぎると D=3.0 cm での補正係数とほぼ一致した。また、この肺の深さはそれぞれ、D=1.0, 0.5 cm でのピーク深あるいはビルドアップ厚にほぼ一致した (**Fig. 2**)。

#### 3.4 線量計算アルゴリズムの精度評価

**Fig. 5** (a), (b), (c)に各照射野における実測と各計算アル

リニアック 10 MV X線における肺の線量補正 (荒木・他)

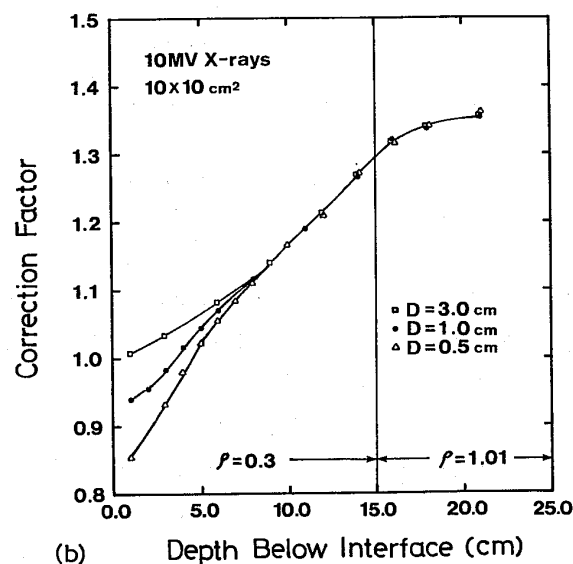
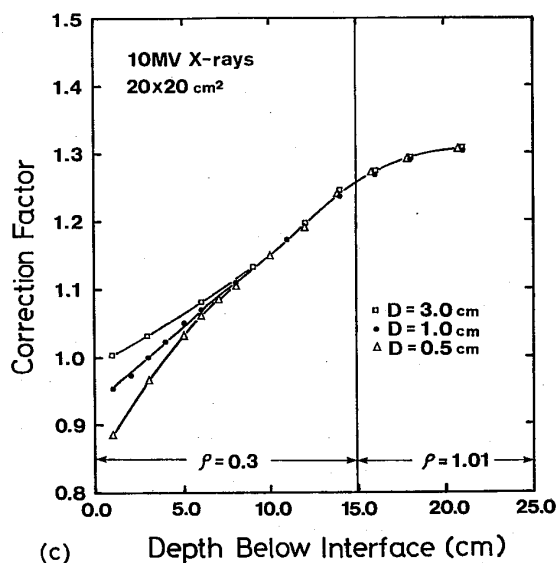
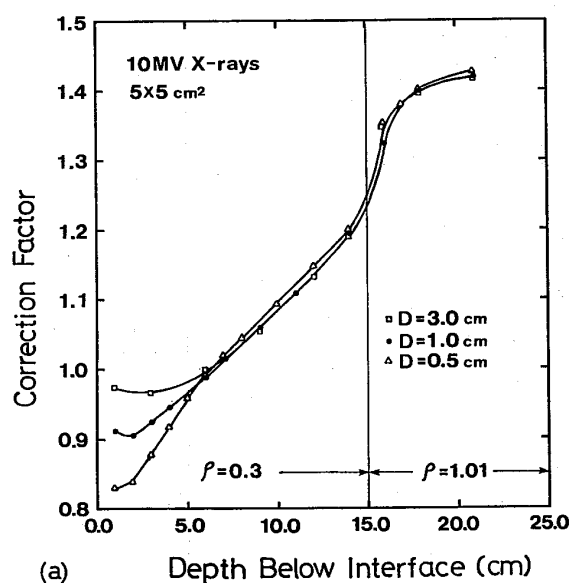


Fig. 4 Correction factors as a function of depth below the interface and different thicknesses of build-up layer,  $D$ , of solid water. The depth is measured from the interface behind the build-up layer. (a)  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  field, (b)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  field, (c)  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  field.

ゴリズムによる補正係数の比較を示す。Ratio TAR 法と Power law TAR 法については、手計算と Modulex による計算結果は境界領域（前胸壁-肺，肺-後胸壁）を除いて、1%以内で一致した。

Fig. 5 (a)の照射野  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  においては、Ratio TAR 法と Equivalent TAR 法の誤差は肺内で +10~+17%、Power law TAR 法は +4~+7% といずれの計算法もかなり過大補正となった。また、Ratio TAR 法と Equivalent TAR 法は点線で示される 1 次線の補正係数に近い値であった。この 1 次線の補正係数は、今回測定したタフウォータの TPR データが 10 MV X 線の標準データ<sup>11)</sup> によく一致したので、タフウォータに対する 1 次線の実効線減弱係数を  $0.037 \text{ cm}^{-1}$  として求めた<sup>12)</sup>。

Fig. 5 (b)の照射野  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  においては、Equivalent TAR 法が +2~+4% と比較的誤差が少なかった。

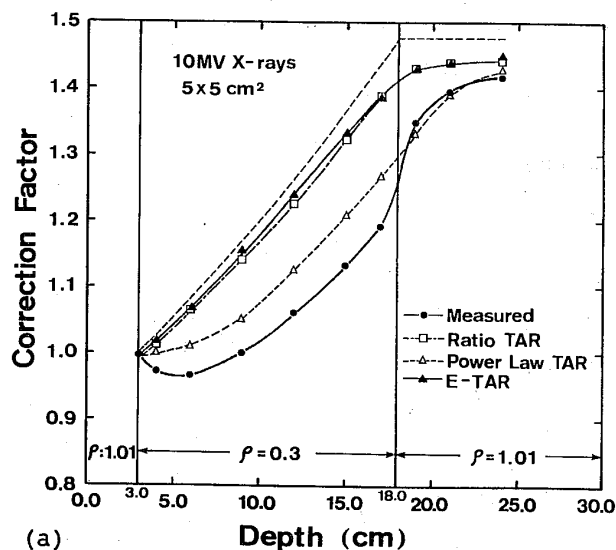
Ratio TAR 法は +2~+5% と Equivalent TAR 法と大差はなかったが、深部になるにつれて散乱線の増加とともに誤差が大きくなった。Power law TAR 法は逆に -3~-4% の過小補正であった。

Fig. 5 (c)の照射野  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  では、Equivalent TAR 法は +1~+2% の誤差で実測値によく一致した。Ratio TAR 法も +1~+3% であり、比較的誤差が少なかった。Power law TAR 法は -3~-5% とやや誤差が大きくなった。

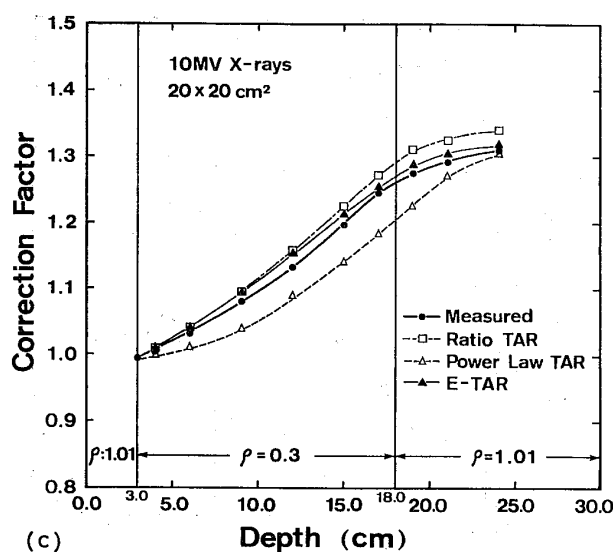
## 4. 考 察

### 4.1 胸壁厚の違いによる肺の線量と TPR 曲線

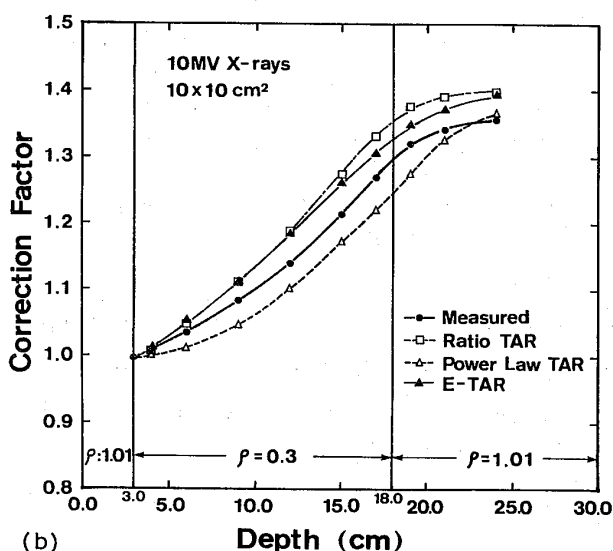
胸壁厚 0.5 cm と 1.0 cm における肺内のビルドアップ領域は、それぞれ 7.0 cm と 5.0 cm くらいであり、これらのピーク深は密度換算(密度  $\rho \times$  厚さ  $t$ )により水等価物質のビルドアップ厚にほぼ一致する。また、小さな照射野  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  における肺内でのピーク線量の低下については、水等価物質との散乱線量の違いはあるが、主な原因としては側方の電子平衡の崩れによるものと考えられる<sup>12-15)</sup>。逆に、後胸壁で生じる再ビルドアップは、側方の電子平衡の成立によって線量が増加することによる。照射野  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  において線量が 2% 低下するのは、水等価物質との散乱線量の違いによるものと考えられる。



(a)



(c)



(b)

Fig. 5 Comparison of correction factors measured and calculated using various calculation methods.

(a)  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  field, (b)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  field, (c)  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  field. The dashed curve of a  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  field indicates correction factor for the primary photon.

したがって、肺の線量は胸壁厚の違いや側方の電子平衡の崩れなどによってかなり変化する。しかし、この変化はピーク深を過ぎると一定の割合となる (Fig. 2)。

#### 4.2 相対出力

タフリングファントムは照射野  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  以下になるとタフウォータファントムに比べ出力が大きく低下する。また、この出力の低下は3.1項で得られた線量の低下と同じ傾向を示しており、明らかに側方の電子平衡の崩れに起因している。しかし、タフリングファントムのような低密度物質内の小さな照射野では、 $0.6 \text{ cm}^3$  の指頭形電離箱線量計は電離容積内で生じる線量分布の不均等性により小さな値を示すという報告<sup>10)</sup>があり、これから実際的には、この線量の低下はもう少し小さいことが予想される。

#### 4.3 胸壁厚の違いによる補正係数

補正係数はビルドアップ領域ではかなり変化するが、

ビーム軸の電子平衡 (ビルドアップ) が成立する領域では、前胸壁 (ビルドアップ層) の厚さに依存しない。他のエネルギーについても同様な結果になることが、Rice<sup>12)</sup> や仲根<sup>16)</sup> によって報告されている。

#### 4.4 線量計算アルゴリズムの精度評価

Ratio TAR 法は不均質部の1次線のフルエンスの変化だけを考慮し、散乱線は水等価物質から生じるように仮定した簡単な方法である。この方法は、照射野が不均質部に比べて大きい場合には比較的誤差が少なくなる<sup>15,17,18)</sup>が、小さい場合には過大補正となる (Fig. 5 (a), (b))。したがって、胸部領域の治療では、半身あるいは全身照射のような大きな照射野にしか適用できないことになる (Fig. 5 (c))。

Power law TAR 法は  $^{60}\text{Co}\gamma$  線や6 MV X線の単純な胸部モデルにおいては比較的精度よい<sup>15,17,19)</sup>。しかし、この方法は、不均質内におけるピーク深は水等価物質におけるのと同じであると仮定している<sup>7)</sup>。このため、ピーク深が大きくなる10 MV X線のような高エネルギーでは、不均質内の深さ  $d$  が水等価物質のピーク深より小さくなる場合 (ここでは、 $d < 3.0 \text{ cm}$ ) には、この方法は成り立たない<sup>7,15)</sup>。また、 $d \geq 3.0 \text{ cm}$  になれば、上述の仮定から次式の TPR( $d, A$ ) の値が過大に評価されることになり、不均質内の補正係数は Fig. 5 (b), (c) に示されるように過

## リニアック 10 MV X線における肺の線量補正 (荒木・他)

小補正となる。したがって、この方法は10 MV X線以上の高エネルギーでは誤差が大きくなる。

不均質内の補正係数 CF は、数式では次のように表される<sup>19)</sup>。

$$CF = [TPR(d, A)]^{\rho_e - 1}$$

ここで、TPR(d, A) は深さ d と照射野 A における組織ピーク線量比、 $\rho_e$  は不均質物質の相対電子密度を表す。

3次元計算法である Equivalent TAR 法は散乱線の影響を比較的精度よく補正した方法であり、電子平衡が成立する照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$  以上では実測値との誤差が少ない。現在の放射線治療計画装置に組み込まれた計算アルゴリズムとしてはもっとも優れた方法である。しかし、この方法は Ratio TAR 法と同様に光子フルエンスだけが考慮されており、2次電子(すなわち、電子フルエンス)については考慮されていない。このため、散乱線の寄与が少ない小さな照射野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$  では、Fig. 5 (a)に示されるように1次線の補正係数に近い値となる。したがって、Equivalent TAR 法は側方の電子平衡の崩れによって線量が大きく低下する実測値に比べかなり過大補正となる。

## 5. 結 論

胸部をモデルとした不均質ファントムを用いて、10 MV X線における肺の線量補正について検討し、以下のような結論を得た。

1. 小さな照射野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$  において肺の線量は、主に側方の電子平衡の崩れによりビーム軸で約10%低下する。
2. 胸壁厚が違っていてもビーム軸の電子平衡が成立すれば、補正係数は胸壁厚に依存しない。
3. 側方の電子平衡が成立する照射野では、Equivalent TAR 法がもっとも優れ、照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$  で約3%以内、 $20 \times 20 \text{ cm}^2$  では2%以内の誤差である。
4. 側方の電子平衡が成立しない小さな照射野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$  では、使用した3種類の計算アルゴリズムは2次電子の影響が考慮されておらず、Equivalent TAR 法と Ratio TAR 法は約15%、Power law TAR 法では約6%と誤差が大きくなる。

## 謝 辞

稿を終えるにあたり、不均質ファントムを提供していただいた日本放射線腫瘍学会の線量評価研究グループ委員長川島勝弘先生に深く感謝いたします。

本研究の要旨は、第48回日本放射線技術学会総会において発表した。

## 文 献

- 1) 平林久枝: 不均質補正について. PC USER GROUP セミナー資料, (1991).
- 2) International Commission on Radiation Units and Measurements: Report No. 24. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. Washington, D.C., ICRU, (1976).
- 3) M.R. Sontag, J.J. Battista, M.J. Bronskill, et al.: Implications of Computed Tomography for Inhomogeneity Corrections in Photon Beam Dose Calculations. Radiology, 124, 143-149, (1977).
- 4) M.R. Sontag and J.R. Cunningham: Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. Med. Phys., 4(5), 431-436, (1977).
- 5) M.R. Sontag and J.R. Cunningham: The Equivalent Tissue-Air Ratio Method for Making Absorbed Dose Calculations in a Heterogeneous Medium. Radiology, 129, 787-794, (1978).
- 6) M. Thatcher and S. Palti: Evaluation of Density Correction Algorithms for Photon-Beam Dose Calculations. Radiology, 141, 201-205, (1981).
- 7) J.A. Purdy: Computer Applications in Radiation Therapy Treatment Planning. Radiation medicine, 1(2), 161-173, (1983).
- 8) 平岡 武, 入船寅二, 川島勝弘, 他: 不均質ファントムの試作. 放治システム研究, Suppl. 5, 34-37, (1988).
- 9) R.K. Rice, J.L. Hansen, L.M. Chin, et al.: The influence of ionization chamber and phantom design on the measurement of lung dose in photon beams. Med. Phys., 15(6), 884-890, (1988).
- 10) 奈良鉄造: 2種類の指頭形電離箱による胸部ファントム内の線量測定. 日放技学誌, 45(12), 1812-1818, (1989).
- 11) 川島勝弘, 平岡 武, 星野一雄: 10 MV X線の標準的深部線量データ. 日本医放会誌, 38(1), 54-59, (1978).
- 12) R.K. Rice, B.J. Mijnheer and L.M. Chin: Benchmark measurements for lung dose corrections for x-ray beams. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 15(2), 399-409, (1988).
- 13) R.O. Kornelsen and M.E.J. Young: Changes in

- the dose-profile of a 10 MV x-ray beam within and beyond low density material. *Med. Phys.*, 9(1), 114-116, (1982).
- 14) M.E.J. Young and R.O. Kornelsen: Dose corrections for low-density tissue inhomogeneities and air channels for 10-MV x rays. *Med. Phys.*, 10(4), 450-455, (1983).
- 15) T.R. Mackie, E. El-Khatib, J.J. Battista, et al.: Lung dose corrections for 6- and 15-MV x rays. *Med. Phys.*, 12(3), 327-332, (1985).
- 16) 仲根光男, 森 剛彦, 岡本治夫, 他: 6 MV・X線外部照射における体内不均質法に関する研究 (胸壁厚の変化による肺補正係数の変動について). *日放技学雑誌*, 44(8), 1228, (1988).
- 17) E. El-Khatib, M. Evans, M. Pla, et al.: Evaluation of lung dose correction methods for photon irradiations of thorax phantoms. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 17(4), 871-878, (1989).
- 18) E. El-Khatib and J.J. Battista: Accuracy of lung dose calculations for large-field irradiation with 6-MV x rays. *Med. Phys.*, 13(1), 111-116, (1986).
- 19) E. El-Khatib and J.J. Battista: Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction. *Med. Phys.*, 11(3), 279-286, (1984).