

Title	等線量移動法に関する実験的及び理論的研究 Co-60 γ 線胸部照射における等線量移動の逐次近似法による算出
Author(s)	岩崎, 晃; 石戸, 俊雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1982, 42(1), p. 27-40
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18605
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

等線量移動法に関する実験的及び理論的研究

Co-60 γ 線胸部照射における等線量移動距離の逐次近似法による算出

弘前大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

岩崎 晃 石戸 俊雄

(昭和56年 3月 3日 受付)

(昭和56年 8月27日 最終原稿 受付)

Experimental and Theoretical Studies on the Isodose Shift Method

Calculation of Shift-Distance by Successive Approximation for Irradiation of Thorax with Cobalt-60 in Fixed-Beam Teletherapy

Akira Iwasaki and Toshio Ishito

School of Allied Medical Sciences, Hirosaki University, 66 Hon-cho,
Hirosaki-shi, Aomori-ken 036, Japan

Research Code No.: 203

Key Words: Lung correction, Shift-distance, Scatter Correction factor, Depth dose curve, Cobalt-60 beam

The isodose shift method is the most convenient for drawing an entire isodose chart for the thorax inhomogeneities as well as for the actual contour shape, especially by hand. In the below, we set that: f is the SSD; $D(d)$ is the dose at depth $x=d$, the origin being taken on the nominal surface; l_1^l is the thickness of the first placed lung; ρ is the relative density of the lung; m is the distance between the front surface of the lung and the point at $x=d$; and $\Phi_1(y)$ and $\Psi_2(y)$ are functions concerning the scatter correction factor (SCF) at depth y within the first lung and within the second soft tissue beyond the lung respectively, then we have the following two basic formulae, which have already been reported, representing the shift-distance, n , for the point at $x=d$:

- (i) When a corrected isodose value is within the lung, we have

$$n = m S_1(d) + F(d) \log_{10} \Phi_1(m+n), \tag{1}$$

where

$$S_1(d) = \frac{(1-\rho) \left(1 - \frac{2}{f+d} \frac{D(d)}{-dD(d)/dx} \right)}{1 - (1-\rho) \left(1 - \frac{2}{f+d} \frac{D(d)}{-dD(d)/dx} \right)}$$

and

$$F(d) = 2.303(1 + S_1(d)) \frac{D(d)}{-dD(d)/dx}$$

- (ii) When a corrected isodose value is within the soft tissue beyond the lung, we have

$$n = l_1^l S_2(d) + G(d) \log_{10} \Psi_2(m+n-l_1^l), \tag{2}$$

where

$$S_2(d)=(1-\rho) \left(1 - \frac{2}{f+d} \frac{D(d)}{-dD(d)/dx} \right),$$

and

$$G(d)=2.303 \frac{D(d)}{-dD(d)/dx}.$$

In our previous reports, we solved Eqs. (1) and (2) by use of simplified functional formulae of Φ_1 and Ψ_2 . This time, we have constructed more complicated functional ones for thorax phantoms, including ones with two slabs of lung separated, and have shown how to obtain the values of n using Eqs. (1) and (2) by successive approximation. In the case in which the real incident surface does not coincide with the nominal one, before making the inhomogeneity correction we have performed the body shape correction by the isodose shift method using the shift-factor, $S(d)$,

$$S(d)=1 - \frac{2}{f+d} \frac{D(d)}{-dD(d)/dx}. \quad (3)$$

The result has been obtained for $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, and $15 \times 15 \text{ cm}^2$ cobalt-60 fields on the nominal surface (SSD 65 cm) that the accuracy of the percentage depth dose curves corrected by the above procedures for the four thorax phantoms, whose inhomogeneities have lateral dimensions larger than the beam size, is generally $\pm 2\%$ or less, the 100% being the peak absorbed dose at the reference depth (SSD 65 cm) in water.

1. 緒 言

著者らが従来まで使用して来た用語「等線量曲線移動法」は ICRU Report 24 では「isodose shift method」になっている¹⁾。そこで、この論文では「isodose shift method」を「等線量移動法」に邦文化することにする。又これに類した用語もこれに順ずることにする。

胸部ファントム内の線量分布を得るのに、水中で得られた標準等線量値を補正する方法がある。この方法には、組織/空中線量比法 (tissue-air ratio method)¹⁾ 等線量移動法 (isodose shift method)¹⁾⁻⁴⁾ 及びべき乗組織/空中線量比法 (power law tissue-air ratio method)¹⁾⁻⁷⁾ がある。標準等線量曲線の補正を特に手作業により行う場合は、等線量移動法が最も便利である。等線量移動距離を算出するには、個々の照射条件に対して実験的に得られた移動係数を用いる方法¹⁾⁻²⁾及び散乱補正係数 (scatter correction factor, SCF)²⁾ の入った等線量移動距離算出式を用いる方法³⁾⁻⁴⁾とがある。

我々の前回の報告³⁾、つまり「Co-60 γ 線の胸部照射射に対する等線量曲線の補正」においては：

(i) 単層の肺組織より成る胸部ファントムを対象とした。(ii) 胸部ファントム内の散乱補正係

数 SCF は、胸部ファントム入射面側の軟組織 (又は前壁) の厚さ及びある定まった SSD における照射野の大きさに影響されないものとして取り扱った。(iii) 等線量移動距離の算出に当たっては個々の組織内における平均の散乱補正係数 $\overline{\text{SCF}}$ を採用した。

一方、Co-60 γ 線胸部照射に関する今回の論文では：(i) 標準入射面と実入射面とが一致しない場合には、我々の報告した斜入射に対する等線量移動係数⁸⁾⁻⁹⁾の特定なひとつを用いて、あらかじめこれらの不一致に対する線量補正を施す。

(ii) 単層のみならず2層の肺組織より成る胸部ファントムをも想定する。(iii) 胸部ファントム内の散乱補正係数 SCF を前壁厚等のみならずある定まった SSD における照射野の大きさをも含んだ関数式で表わす。(iv) 関数化された散乱補正係数 SCF を含む等線量移動距離算出式の取り扱いには逐次近似法を用いる。

今回の実験結果より、単層あるいは2層の肺組織より成る胸部ファントムに対する線量補正は、両入射面不一致に対する線量補正をも含めて、一般に $\pm 2\%$ 以内の線量誤差におさまることが知られた。

2. 実験装置及び材料

使用した放射線照射装置は線源回転軸間距離65cmの島津製コバルト照射装置(RTGS-2)である。胸部ファントムの軟組織及び肺組織にはそれぞれ合成樹脂板(比重1.00)及びコルク板(比重0.232)を用いた。このコルク板の比重は平均的な人肺の比重に比して少し小さい¹⁰⁾⁻¹⁴⁾。これらの組織はビーム中心軸に対して垂直であり、且つ用いる照射野の大きさに比して十分に広い面積を有する。胸部ファントム内の吸収線量測定にはIonex電離箱(0.6cc)を用いた。

3. 理論及び実験結果

3.1. 散乱補正係数 SCF の関数化

不均質ファントム内の散乱補正係数 SCF は、ビーム中心軸上の任意の点において、密度のみの補正を施した吸収線量に対する真の吸収線量の比と定義されている²⁾。故に、与えられた不均質ファントム内の任意の点における散乱補正係数 SCF 値を求めるには：(i) 線源と検出器間距離(SCD)を一定にし、TAR 値を用いて算出する方法(TAR 法)；及び(ii) 線源とファントム入射面間距離(SSD)を一定にし、深部量百分率値を用いて算出する方法(深部線量法)とが考えられる(附録参照)。各種胸部ファントム内の散乱補正係数 SCF のここでの実測には TAR 法を用いた。この場合の散乱補正係数 SCF は次式で与えられる。

$$SCF = \frac{TAR(d, A)_{in\text{ho}}}{TAR(d', A)} \quad (1)$$

ここで：A は検出器位置での照射野；d は不均質ファントム入射面と検出器間距離；d' はその水等価厚(water equivalent thickness)¹⁾；TAR(d, A)_{in\text{ho}}} は不均質ファントム内の深さ d において測定された TAR 値；及び TAR(d', A) は水ファントム内の深さ d' における TAR 値である。

次に述べる2組織内における散乱補正係数 SCF を実測する際、検出器はビーム中心軸上線源より65cm(=SCD)離れた位置に固定させ、又この点における照射野 A には 5×5cm² より 15×15cm² までの各種照射野を用いた。

(A) 前壁を越えた肺組織内の散乱補正係数 SCF

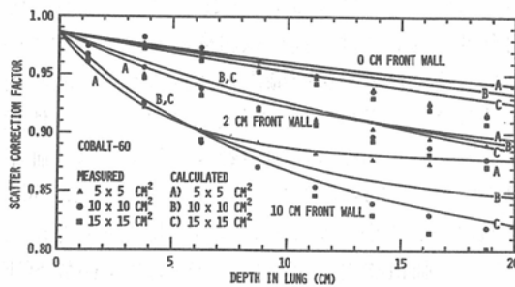
厚さ 0cm~12cm の各種前壁軟組織に対して、それぞれ、検出器下に実質上無限厚の肺組織が存在する状態にし、前壁を越えた肺組織内の各点における散乱補正係数 SCF を(1)式により算出した。Fig. 1 (a) の黒点は SCD 65cm における照射野 A=5×5cm², 10×10cm² 及び 15×15cm² に対して厚さ 0cm, 2cm 及び 10cm の前壁をそれぞれ通過した後の肺組織内における実測された散乱補正係数 SCF を表わす。この図により、次の事が明らかになる：(i) 任意の与えられた照射野 A に対しては、前壁軟組織の厚さが増すにつれて、それに続く肺組織内の各点における散乱補正係数 SCF 値は一般に小さくなる。(ii) 任意の与えられた前壁及び照射野 A に対しては、肺組織内での深さが増すにつれて散乱補正係数 SCF の値は一般に小さくなる。(iii) 特に前壁厚が大きい時、肺組織内の深い所での散乱補正係数 SCF は、照射野 A の違いによる影響を強く受ける。これらの現象は、結局、ビーム中心軸上において、ある一定量の1次γ線に対する散乱光子線量の増減(これは肺組織の低密度に原因する)に帰する。

(B) 前壁及び肺を越えた軟組織内の散乱補正係数 SCF

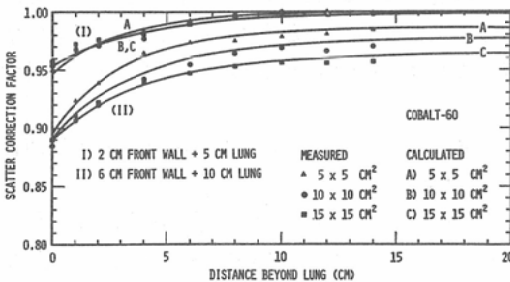
2cm 厚前壁と 5cm~20cm 厚肺組織、及び 6cm 厚前壁と 10cm 厚肺組織の各種組み合わせに対して、それぞれ、検出器下に実質上無限厚の軟組織が存在する状態にし、前壁及び肺組織を越えた軟組織内の各点における散乱補正係数 SCF を(1)式により算出した。Fig. 1 (b) の黒点は SCD 65cm における照射野 A=5×5cm², 10×10cm² 及び 15×15cm² に対して、2cm 厚前壁と 5cm 厚肺組織、及び 6cm 厚前壁と 10cm 厚肺組織をそれぞれ通過した後の軟組織内における測定された散乱補正係数 SCF を表わす。この図により、次の事が明らかになる：(i) 任意の与えられた照射野 A 及び胸部ファントムに対しては、この軟組織内での深さが増すにつれて、散乱補正係数 SCF は

一般に増加する。(ii) しかしながら、この軟組織内の深さ0cmにおける散乱補正係数 SCF 値が比較的小さい時には、この軟組織内での深さが増しても散乱補正係数 SCF は1に急には近づかない。この場合、散乱補正係数 SCF は照射野 A の違いによる影響を強く受ける。これらの現象も、結局は、ビーム中心軸上において、低密度の肺組織内からの散乱光子線量の相対的増減で説明できる。

実測された散乱補正係数 SCF 値をもとに、最小自乗法により、上記2組織内における散乱補正係数 SCF を、それぞれの組織内での深さ t に



(a)



(b)

Fig. 1. Graphs showing the scatter correction factor (SCF) within thorax phantoms for cobalt-60 radiation. Relative density of the lung is 0.232. The dots are measured for $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, and $15 \times 15 \text{ cm}^2$ fields at a source-to-chamber distance (SCD) of 65 cm, and the solid lines are obtained using Eqs. (3) and (4) in which $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, and $15 \times 15 \text{ cm}^2$ are the fields measured at SSD 65 cm. Diagram (a) shows the SCF in the lung tissue beyond the 0 cm, 2 cm, and 10 cm thick soft tissues. Diagram (b) shows the SCF in the soft tissue beyond the 2 cm thick soft tissue and 5 cm thick lung, and beyond the 6 cm thick soft tissue and 10 cm thick lung.

関する関数式で表わした。肺組織内における散乱補正係数 SCF の関数式に入る定数は、一般に照射野 A 及び前壁厚の関数になっている。又肺を越えた軟組織内における散乱補正係数 SCF の関数式に入る定数は、一般に照射野 A 、前壁厚及び肺組織厚の関数になっている。前壁を越えた肺組織内において実測された散乱補正係数 SCF には、通常の胸部ファントムでは存在する肺組織背後の軟組織からの後方散乱光子の散乱補正係数 SCF に与える影響(散乱補正係数 SCF を高める影響)が全く入っていない。そこで、無限厚の肺組織内において得られた散乱補正係数 SCF 関数に修正(後述の(3)式内の a 係数を構成する A_0 の指数部を0.5から0.45へ修正;ただし、この場合(3)式における A_0 は A でなければならない。)を加え、その結果、後述する関係式により補正せられるビーム中心軸線量が実測せられたビーム中心軸線量に出来る限り一致する様にした、ただし、ここにおいて、以下に述べる散乱補正係数 SCF の関数式内に入る照射野には、胸部ファントム内のビーム中心軸線量算出点における照射野 A ではなく、SSD 65cmにおける照射野 A_0 を用いてある。結果としてこれらの関数化された散乱補正係数 SCF は、SSD を一定にして行う深部線量法(附録参照)の関数記法に従っている。

以上の操作により得られた散乱補正係数 SCF の関数式を次に提示する。ただし、以下において:(i) A_0 は SSD 65cmにおける正方形照射野の面積 (cm^2)である。(ii) 0.232はこの実験で用いたコルク板の比重である。(iii) 胸部ファントムを構成する各組織に関しては、ファントム入射面側より見て、最初の軟組織を第1軟組織(厚さ t_1 cm)、それに続く肺組織を第1肺組織(厚さ t_2 cm)、それに続く軟組織を第2軟組織(厚さ t_3 cm)、それに続く肺組織を第2肺組織(厚さ t_4 cm)、及びそれに続く軟組織を第3軟組織(厚さ t_5 cm)とそれぞれ称することにする。

(A) 第1軟組織内での散乱補正係数 SCF 関数

第1軟組織内の深さ t (cm)における散乱補

正 SCF の関数 $\Psi_1(t)$ は、

$$\Psi_1(t) = 1 \quad (2)$$

である²⁾³⁾⁴⁾。

(B) 第1肺組織内での散乱補正係数 SCF 関数

第1肺組織内の深さ t (cm) における散乱補正係数 SCF の関数 $\Phi_1(t)$ は、

$$\Phi_1(t) = a + b \exp(-\alpha t) \quad (3)$$

で表わされる²⁾⁴⁾。ここで、

$$a = 0.925 - 0.0113A_0^{0.45}$$

$$b = 0.987 - a$$

$$\alpha = 0.00803 - 0.0250t_1^2 + 0.00139(t_1^2)^2 + \{0.0266 + 0.0818t_1^2 - 0.00374(t_1^2)^2\} / \log_{10} A_0$$

(B) 第2軟組織内での散乱補正係数 SCF 関数

第2軟組織内の深さ t (cm) における散乱補正係数 SCF の関数 $\Psi_2(t)$ は、

$$\Psi_2(t) = c - \{c - \Phi_1(t_1^2)\} \exp(-\beta t) \quad (4)$$

で表わされる²⁾⁴⁾。ここで、

$$d_{eff} = t_1^2 + 0.232t_1^2$$

$$c = 1 - 2.90 \times 10^{-6} d_{eff}^{3.84} - 3.18$$

$$\times 10^{-7} d_{eff}^{3.03} A_0^{0.9}$$

$$\beta = 0.249 + 2.042/A_0$$

$\Phi_1(t_1^2) = [(3)式において、t = t_1^2 とした時の値]$ 。

(D) 第2肺組織内での散乱補正係数 SCF 関数

第2肺組織内の深さ t (cm) における散乱補正係数 SCF の関数 $\Phi_2(t)$ は、

$$\Phi_2(t) = [(3)式において、t_1^2 = t_1^2 + 0.232t_1^2 + t_2^2 とした時の関数] \quad (5)$$

で表わされる。

(E) 第3軟組織内での散乱補正係数 SCF 関数

第3軟組織内の深さ t (cm) における散乱補正係数 SCF の関数 $\Psi_3(t)$ は、

$$\Psi_3(t) = [(4)式において、d_{eff} = t_1^2 + t_2^2 + 0.232 \times (t_1^2 + t_2^2)、及び \Phi_1(t_1^2) = \Phi_2(t_2^2) とした時の関数] \quad (6)$$

で現わされる。

Fig. 1 (a) の実線は、(3)式において、 $A_0 = 5 \times 5 \text{cm}^2$ 、 $10 \times 10 \text{cm}^2$ 及び $15 \times 15 \text{cm}^2$ のそれぞれに対して $t_1^2 = 0 \text{cm}$ 、 2cm 及び 10cm とすることにより得られる第1肺組織内での散乱補正係数 SCF を表わす。ある任意の一定照射条件下に対する肺組織内の比較的深い所に位置する各点においては、(3)式により算出せられた散乱補正係数 SCF 値は、黒点で示された実測値よりも幾分大きくなっている。この現象は前述した理由(後壁軟組織からの後方散乱光子の存在)に基づいている。厚さ 0.5cm 未満の前壁(厚さ $t_1^2 \text{cm}$)に対しては、肺組織内の深さ 0cm から $(0.5 - t_1^2) / 0.232 \text{cm}$ までの間において、ファントム入射面よりの水等価厚は 0.5cm 以下になる。又深さ 0.5cm 未満の TAR 値は Brit. J. Radiol. Suppl. 11 (1972) あるいは日本医放物理部会編の TAR 値表¹⁵⁾には存在しない、この様な理由により、ファントム入射面よりの水等価厚が 0.5cm 未満にある肺組織内の各点に対しては、(3)式は厚さ 0.5cm 以上の前壁に対して得られた散乱補正係数 SCF 値よりの外挿値を与えるにすぎない。Fig. 1 (b) の実線は、(4)式において、 $A_0 = 5 \times 5 \text{cm}^2$ 、 $10 \times 10 \text{cm}^2$ 及び $15 \times 15 \text{cm}^2$ のそれぞれに対して $t_1^2 = 2 \text{cm}$ 、 $t_1^2 = 5 \text{cm}$ とすること及び $t_2^2 = 6 \text{cm}$ 、 $t_2^2 = 10 \text{cm}$ とすることにより得られる第2軟組織内での散乱補正係数 SCF を表わす。ある任意の一定照射条件に対して、黒点の実測値と(4)式により得られた値とがこの組織内の各点において、互に良く一致している。

3.2. 等線量移動距離 n の算出

ここで行う等線量移動はビーム中心軸上に限ることとする。又この論文での最も一般的な照射条件は、実入射面が $f \text{SSD}$ に位置する標準入射面 (nominal surface) と一致せず、しかもビーム中心軸が軟組織、肺、軟組織、肺及び軟組織の5層を順次に貫く場合であるとする。しかしながら、これに対する基本的な照射条件は、実入射面が標準入射面と一致した状態で放射線ビームが軟組織、肺及び軟組織の3層を順次に通過する場合である。まず、この基本的な照射条件下における等

線量移動について考える。ただし、次に通べる x 軸は標準入射面に原点を有するビーム中心軸（ビーム進行方向を正とする。）と定義する。又次に示す関数 $F(d)$ 及び $G(d)$ が共に正となる様な d を対象とする。つまり d は基準深 d_0 (Co-60 の場合 0.5cm) を少し越えたある値以上となる。

(i) 第1軟組織内に入る等線量の移動

最初の軟組織内での等線量移動はないとする。つまり $n=0$ である。

(ii) 第1肺組織内に入る等線量の移動

水中での深さ $x=d$ (SSD= f) に位置する標準等線量が補正の結果、第1肺組織内に入る場合、その移動距離 n は x 軸の正方向に対して

$$n = mS_1(d) + F(d) \log_{10} \Phi_1(m+n) \quad (7a)$$

$$S_1(d) = \frac{(1-\rho) \left(1 - \frac{2}{f+d} \frac{D(d)}{-dD(d)/dx} \right)}{1 - (1-\rho) \left(1 - \frac{2}{f+d} \frac{D(d)}{-dD(d)/dx} \right)} \quad (7b)$$

$$F(d) = 2.303 (1 + S_1(d)) \frac{D(d)}{-dD(d)/dx} \quad (7c)$$

となる³⁾。ここで： f は線源と標準入射面間距離； ρ は肺組織の比重； $D(d)$ は標準入射面下 $x=d$ における水中での深部線量； $dD(d)/dx$ は $x=d$ における x に関する $D(x)$ の微分； m は $x=d$ の位置での第1肺組織前面からの距離；及び $\Phi_1(m+n)$ は第1肺組織内での深さ $m+n$ における散乱補正係数 SCF である (Fig. 2 (a) 参照)。

(7a) 式を満足する n 値を次に示す逐次近似法により算出することができる。

$$\text{第0近似: } n_0 = mS_1(d)$$

$$\text{第1近似: } n_1 = mS_1(d) + F(d) \log_{10} \Phi_1(m+n_0)$$

$$\text{第2近似: } n_2 = mS_1(d) + F(d) \log_{10} \Phi_1(m+n_1)$$

$$\text{第 } i \text{ 近似: } n_i = mS_1(d) + F(d) \log_{10} \Phi_1(m+n_{i-1})$$

$F(d) > 0$ であり、且つ Φ_1 は 1 以下の値を有する減少関数であるから [Fig. 1 (a)], 上記の数例 $\{n_i\}$ は、(7a) 式を満足する n 値に振動しながら収斂することになる。

(iii) 第2軟組織内に入る等線量の移動

水中での深さ $x=d$ (SSD= f) に位置する標準等線量が補正の結果、第2軟組織内に入る場合、その移動距離 n は x 軸の正方向に対して、

$$n = l_1^2 S_2(d) + G(d) \log_{10} \Psi_2(m+n-l_1^2) \quad (8a)$$

$$S_2(d) = (1-\rho) \left(1 - \frac{2}{f+d} \frac{D(d)}{-dD(d)/dx} \right) \quad (8b)$$

$$G(d) = 2.303 \frac{D(d)}{-dD(d)/dx} \quad (8c)$$

となる³⁾。ここで： l_1^2 は第1肺組織の厚さ；及び $\Psi_2(m+n-l_1^2)$ はこの肺を越えた第2軟組織内での深さ $m+n-l_1^2$ における散乱補正係数 SCF である。他は (ii) におけるのと同じである (Fig. 2 (b) 参照)。 (8a) 式を満足する n 値を (ii) の場合と同様に、次に示す逐次近似法により算出することができる。

$$\text{第0近似: } n_0 = l_1^2 S_2(d)$$

$$\text{第1近似: } n_1 = l_1^2 S_2(d) + G(d) \log_{10} \Psi_2(m+n_0-l_1^2)$$

$$\text{第2近似: } n_2 = l_1^2 S_2(d) + G(d) \log_{10} \Psi_2(m+n_1-l_1^2)$$

$$\text{第 } i \text{ 近似: } n_i = l_1^2 S_2(d) + G(d) \log_{10} \Psi_2(m+n_{i-1}-l_1^2)$$

$G(d) > 0$ であり、且つ Ψ_2 は 1 以下の値を有する増加関数であるから [Fig. 1 (b)], 上記の数例 $\{n_i\}$ は (8a) 式を満点する n 値に単調に収斂することになる。

次に、実入射面が標準入射面とは一般に一致しない状態にあり、しかもビーム中心軸が軟組織、肺、軟組織、肺及び軟組織の5層を順次に通過する場合における等線量移動について考える。この照射条件に対する等線量補正は、実入射面と標準入射面との不一致に基づく線量補正と密度の相違に基づく線量補正との合成である。ここでは、まず両入射面不一致に対する線量補正を等線量移動法により行い、次に肺組織に対する線量補正を (7a) 及び (8a) 式を用いて行うことにする。

h を次式で定義する。

$$h = (\text{線源-標準入射面間距離 } f) - (\text{線源-実入}$$

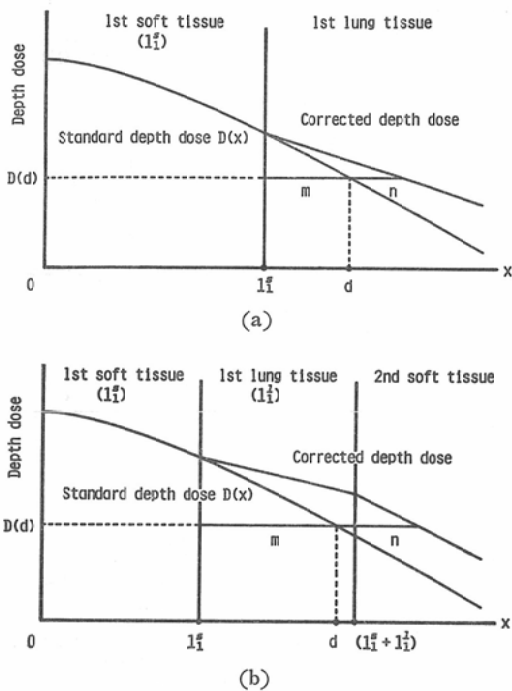


Fig. 2. Schematic diagrams showing how to obtain the corrected depth dose in thorax from the standard one in water (the SSD is f) according to the isodose shift method, in which the real and nominal surfaces coincide with each other. Diagram (a) is when a corrected isodose is in the lung tissue, and diagram (b) when a corrected isodose is in the soft tissue beyond the lung.

射面間距離).

すなわち、 $h > 0$ の時には両入射面間は組織で詰まっており、又 $h < 0$ の時には両入射面間は空気層となる。水中での深さ $x = d$ ($SSD = f$) に位置する標準等線量の斜入射移動係数 $S(d)$ を用いると、両入射面不一致に対する等線量移動距離は、ビーム中心軸の正方向に対して、 $-hS(d)$ となる。ここでは、次式で表わされる等線量移動係数 $S(d)$ を採用する⁸⁾⁹⁾。

$$S(d) = 1 - \frac{2}{f+d} \frac{D(x)}{dD(d)/dx} \quad (9)$$

補正の結果、以下に述べるそれぞれの組織内に入る等線量の位置を胸部ファントム実入射面からの距離 X (ビーム進行方向を正とする。) で表わすと次の様になる。

(i) 第1軟組織 (厚さ l_1^s) 内に入る等線量

の移動

水中での深さ $x = d$ ($SSD = f$) に位置する標準等線量が両入射面不一致に基づく線量補正の結果、第1軟組織内に入る場合、その実入射面からの距離は、

$$X = h + d - hS(d) \quad (10)$$

となる。ただし、 $0 \leq X \leq l_1^s$ (Fig. 3 (a) 参照)。

(ii) 第1肺組織 (厚さ l_1^l) 内に入る等線量の移動

(10) 式で表わされる X が l_1^s 以上となる場合を考える。この X 値の位置での第1肺組織前面からの距離 m_α は、

$$m_\alpha = h + d - hS(d) - l_1^s \quad (11)$$

となる。この m_α を (7a) 式内の m に代入することにより得られる n を n_α とする。よって、最終的に補正せられた等線量の実入射面からの距離 X は、

$$X = h + d - hS(d) + n_\alpha \quad (12)$$

となる。ただし、 $l_1^s \leq X \leq l_1^s + l_1^l$ (Fig. 3 (b) 参照)。

(iii) 第2軟組織 (厚さ l_2^s) 内に入る等線量の移動

(12) 式で表わされる X が $(l_1^s + l_1^l)$ を越える場合を考える。第1肺組織の厚さ l_1^l 及び (11) 式の m_α をそれぞれ (8a) 式内の l_1^l 及び m に代入することにより得られる n を n_β とする。よって、最終的に補正せられた等線量の実入射面からの距離 X は、

$$X = h + d - hS(d) + n_\beta \quad (13)$$

となる。ただし、 $l_1^s + l_1^l \leq X \leq l_1^s + l_1^l + l_2^s$ (Fig. 3 (c) 参照)。

(iv) 第2肺組織 (厚さ l_2^l) 内に入る等線量の移動

(13) 式で求まる X が $(l_1^s + l_1^l + l_2^s)$ を越える場合を考える。この X 値の位置での第2肺組織前面からの距離 m_β は、

$$m_\beta = h + d - hS(d) + n_\beta - (l_1^s + l_1^l + l_2^s) \quad (14)$$

となる。(7a) 式において、 m を (14) 式の m_β に及び Φ_1 を (5) 式の Φ_2 にそれぞれ変えることにより得られる n を n_γ とする。よって、

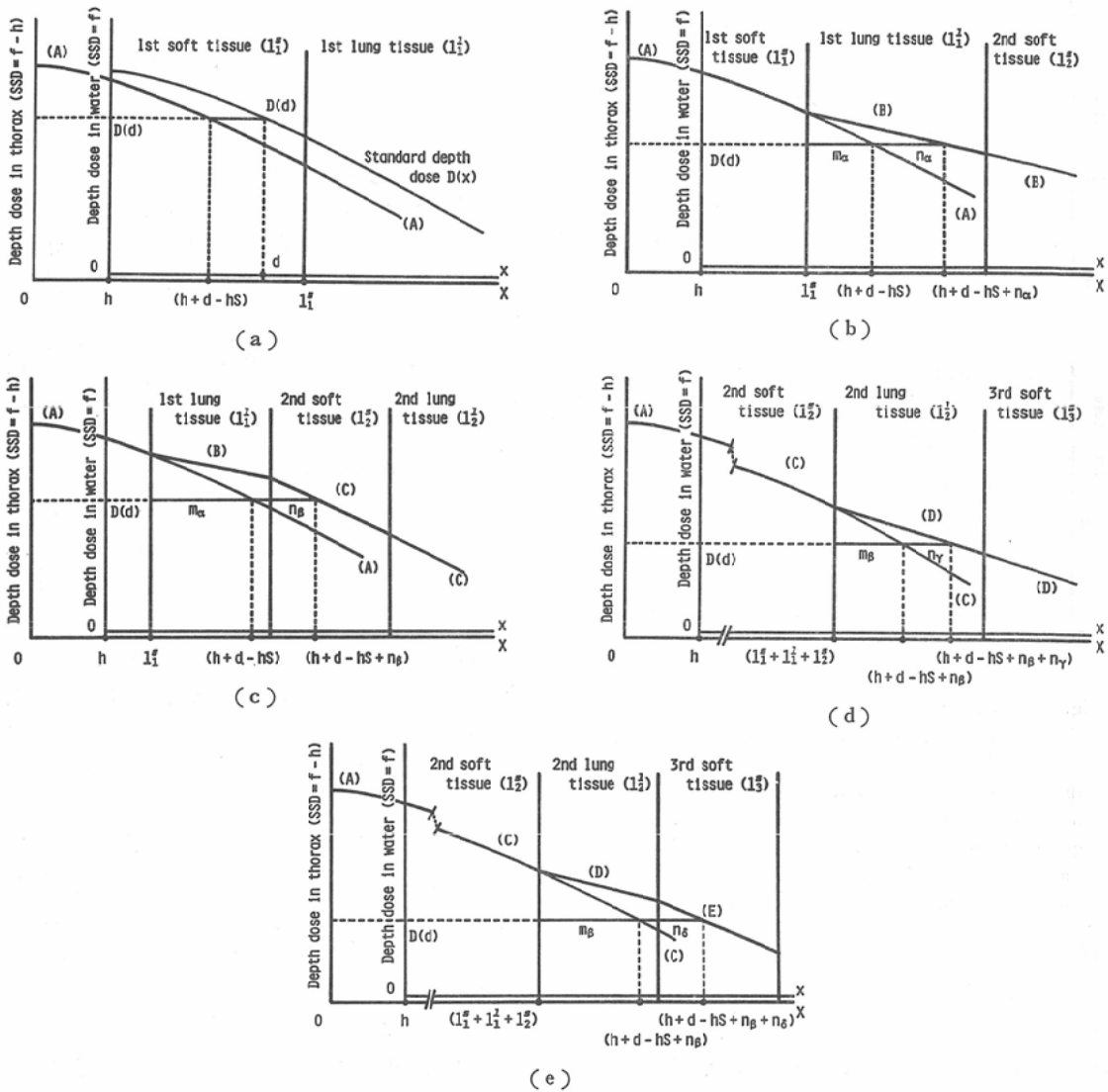


Fig. 3. Schematic diagrams illustrating how to obtain the corrected depth dose in thorax (the SSD is $f-h$) from the standard one in water (the SSD is f) by means of the isodose shift method, in which the thorax phantom has, in general, two slabs of lung in it. Each diagram is when a corrected isodose is (a) in the 1st soft tissue, (b) in the 1st lung tissue, (c) in the 2nd soft tissue, (d) in the 2nd lung tissue, or (e) in the 3rd soft tissue.

最終的に補正せられた等線量の実入射面からの距離 X は、

$$X = h + d - hS(d) + n_\beta + n_\gamma \quad (15)$$

となる。ただし、 $l_1^s + l_1^l + l_2^s \leq X \leq l_1^s + l_1^l + l_2^s + l_2^l$ (Fig. 3 (d) 参照)。

(v) 第3軟組織 (厚さ l_3^s) 内に入る等線量の

移動

(15) 式で求まる X が $(l_1^s + l_1^l + l_2^s + l_2^l)$ を越える場合を考える。(8a) 式において、 l_1^l を第2肺組織の厚さ l_2^l に、 m を(14)式の m_β に、及び ψ_2 を(6)式の ψ_s にそれぞれ変えることにより得られる n を n_δ とする。よって、最終的に

Table 1. Values of $S_1(d)$, $F(d)$, $S_2(d)$, $G(d)$, and $S(d)$ for depths for a cobalt-60 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field at SSD 65 cm using $\rho=0.232$.

$d(\text{cm})$	$S_1(d)$	$F(d)$	$S_2(d)$	$G(d)$	$S(d)$
0.5干0	- 1	98.21	$\pm\infty$	干 ∞	$\pm\infty$
1	0.363	67.67	0.266	49.65	0.347
2	0.579	63.66	0.366	40.32	0.477
3	0.653	62.85	0.395	38.02	0.514
4	0.722	62.11	0.419	36.06	0.546
5	0.785	61.48	0.440	34.43	0.573
6	0.852	60.72	0.460	32.79	0.599
7	0.911	60.09	0.477	31.44	0.621
8	0.938	60.25	0.484	31.09	0.630
9	0.971	60.21	0.493	30.55	0.642
10	1.018	59.80	0.504	29.63	0.657
11	1.007	60.89	0.502	30.34	0.653
12	0.995	62.02	0.499	31.09	0.649
13	1.024	62.04	0.506	30.66	0.659
14	1.031	62.63	0.508	30.84	0.661
15	1.048	62.95	0.512	30.73	0.666
16	1.062	63.33	0.515	30.71	0.671
17	1.067	64.00	0.516	30.97	0.672
18	1.065	64.82	0.516	31.38	0.672
19	1.049	66.07	0.512	32.24	0.667
20	1.083	65.86	0.520	31.62	0.677

補正せられた等線量の実入射面からの距離 X は,

$$X = h + d - hS(d) + n_{\beta} + n_{\alpha} \quad (16)$$

となる。ただし、 $l_1^2 + l_2^2 + l_3^2 + l_4^2 \leq X \leq l_1 + l_2 + l_3 + l_4 + l_5$ (Fig. 3 (e) 参照)。

3.3. 胸部ファントム内のビーム中心軸線量

Table 1 は(7b) 式の $S_1(d)$, (7c) 式の $F(d)$, (8b) 式の $S_2(d)$, (8c) 式の $G(d)$, 及び (9) 式の $S(d)$ をそれぞれ Co-60 γ 線, 照射野 $A_0=10 \times 10 \text{ cm}^2$ (SSD 65cm) に対して, $d=0.5 \sim 20 \text{ cm}$ の各点において数値化したものを表わす。ただし, ρ としては実験で使用するコルク板の比重0.232を用い, 又 65cm SSD に対する深部線量 $D(d)$ としては日本医放物理部会編による深部量百分率値¹⁵⁾を採用した。

実験に使用した4種類の胸部ファントム (A)-(D) の構造は, それぞれ入射面側より: (A) 軟組織 ($l_1^2=0 \text{ cm}$), 肺組織 ($l_2^2=15 \text{ cm}$), 軟組織 ($l_3^2=10 \text{ cm}$); (B) 軟組織 ($l_1^2=1 \text{ cm}$), 肺組織

($l_2^2=15 \text{ cm}$), 軟組織 ($l_3^2=9 \text{ cm}$); (C) 軟組織 ($l_1^2=5 \text{ cm}$), 肺組織 ($l_2^2=15 \text{ cm}$), 軟組織 ($l_3^2=5 \text{ cm}$); 及び (D) 軟組織 ($l_1^2=3 \text{ cm}$), 肺組織 ($l_2^2=7.5 \text{ cm}$), 軟組織 ($l_3^2=4 \text{ cm}$), 肺組織 ($l_4^2=7.5 \text{ cm}$), 軟組織 ($l_5^2=3 \text{ cm}$) となっている。これらの胸部ファントムを用いて, 標準入射面 (SSD 65cm) での照射野 A_0 を $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 及び $15 \times 15 \text{ cm}^2$ とし, それぞれの照射野 A_0 に対して $h=0 \text{ cm}$ 及び $h=\pm 5 \text{ cm}$ とした場合における Co-60 γ 線ビーム中心軸線量を実験対象とした。

Fig. 4 (a)-(d) は, 標準入射面 (SSD 65cm) での照射野 A_0 が $10 \times 10 \text{ cm}^2$ である場合の結果を表わしている。黒点は実測による深部量百分率値を表わし(それらの相対測定誤差は $\pm 1\%$ 以内にある), 又実線は補正による深部量百分率を示す。等線量移動距離 n の算出にはマイクロコンピュータ (パーソナルコンピュータ) を使用した。

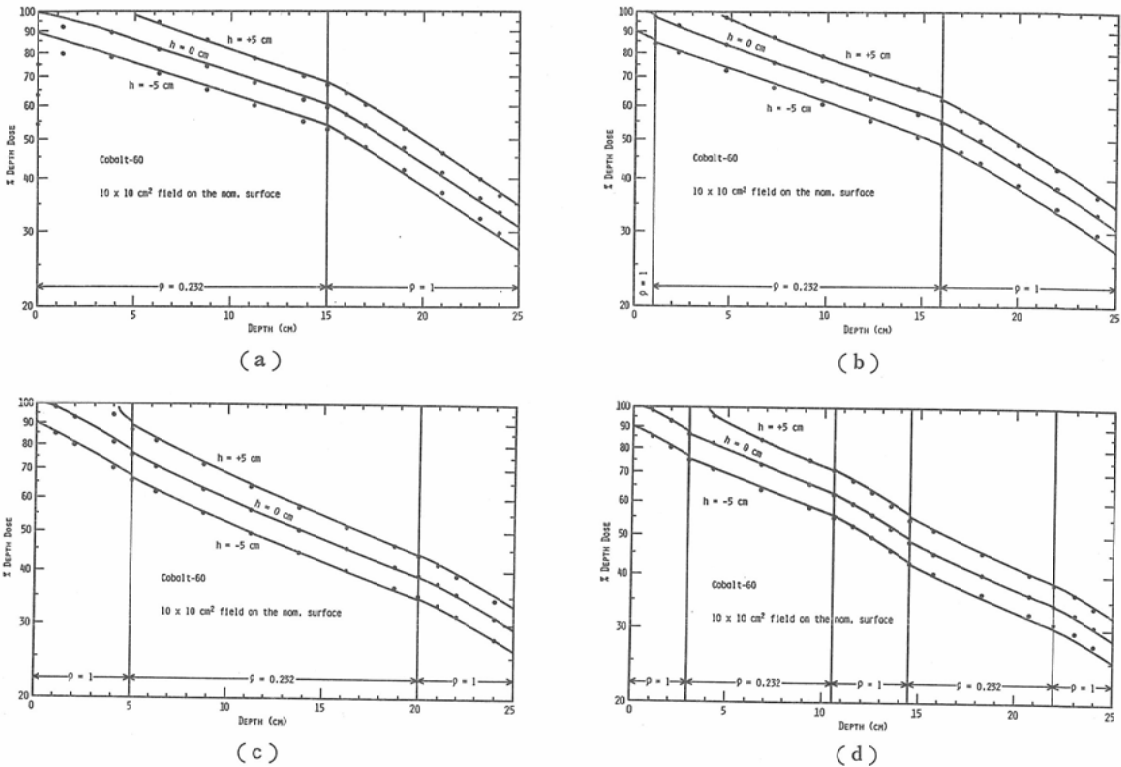


Fig. 4. Percentage depth dose curves within thorax phantoms (A) to (D) for a cobalt-60 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field on the nominal surface at a distance of 65 cm from the source. The dots are measured, and the solid lines are corrected. The SSD's are 60 cm, 65 cm, and 70 cm when $h = +5 \text{ cm}$, 0 cm , and -5 cm , respectively. The 100% is the maximum absorbed dose at a depth of 0.5 cm in water phantom, SSD 65 cm,

100%線量は 65cm SSD にある水ファントム内の深さ 0.5cm における吸収線量である。胸部ファントム (A) 使用時における肺組織内の浅い領域及び胸部ファントム (C) 使用時における $h = +5 \text{ cm}$ に対する前壁軟組織を除く領域すべてにおいて、補正により得られた線量値は、実測値に対して $\pm 2\%$ 以内の線量誤差におさまっている。特に $h = 0 \text{ cm}$ における補正線量は、胸部ファントム (A) 内にある肺組織の浅い領域を除くと、実測値に対して約 $\pm 1\%$ の線量誤差におさまる。これらの結果は、他の照射野 A_0 、つまり $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 及び $15 \times 15 \text{ cm}^2$ に対しても同様に適用する。

胸部ファントム (A) を構成する肺組織の浅い領域及び $h = +5 \text{ cm}$ に対する胸部ファントム (C) の前壁軟組織において、補正線量値が大きな

誤差を示す原因は、それぞれ、前壁厚 0cm に対する肺組織内での散乱補正係数 SCF の関数式 Φ_1 はその浅い領域においては真の値あるいはそれに近い散乱補正係数 SCF 値を表わさないこと、及び $S(d)$ による線量補正は $d = 0.5 \text{ cm}$ 附近の領域においては不正確になることのためである。

4. 考察

Table 2 は、胸部ファントム (C) ($l_1^s = 5 \text{ cm}$, $l_2^s = 15 \text{ cm}$, $l_3^s = 5 \text{ cm}$) を用い、Co-60 γ 線、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (SSD 65cm), $h = 0 \text{ cm}$ に対して、逐次近似法により得られる等線量移動距離 n 及び各組織内における平均の散乱補正係数 \overline{SCF} 、すなわち、第1肺組織内では $\overline{SCF} = \Phi_1 (3 + (l_1^s - 3)/2) = 0.903$ 、及び第2軟組織内では $\overline{SCF} = (1 + \Phi_1(l_2^s))/2 = 0.938$ を用いて得られる等線量移動距離 $n^{3)}$

Table 2. Calculated values of the shift-distance, n , within thorax phantom (C) made of a front wall of $l_1^2=5$ cm, a lung of $l_2^2=15$ cm, and a back wall of $l_3^2=5$ cm, obtained by the successive approximation and upon using the mean SCF's for a Co-60 10 cm \times 10 cm field at SSD 65 cm ($h=0$ cm).

In the lung tissue				In the soft tissue beyond the lung		
d	m	By suc. approx.	Using $\overline{SCF} = 0.903^a)$	d	By suc. approx.	Using $\overline{SCF} = 0.938^b)$
6 cm	1 cm	0.12 cm	(-1.82 cm) ^{c)}	15 cm	6.37 cm	6.82 cm
8	3	1.19	0.16	16	6.73	6.87
10	5	2.69	2.45	17	6.92	6.87
12	7	3.91	4.23	18	7.05	6.86
14	9	5.69	6.52	19	7.06	6.78

a) $SCF = \phi_1(3 + (l_1^2 - 3)/2) = 0.903$.

b) $SCF = (1 + \phi_1(l_2^2))/2 = 0.938$.

c) We take $n=0$ cm when the calculated value is negative.

をそれぞれ表わす。一般に、逐次近似法による等線量移動距離 n が実測値により近い補正線量を作る。Table 2 により、任意の深さ d に対する両者の等線量移動距離 n の差の最大値は、肺組織内では約 1cm 及び肺を越えた軟組織内では約 0.5cm になることがそれぞれ理解される。これらの値はそれぞれ組織内で共に約 2% の線量値に相当する。

実験で使用した 4 胸部ファントムに対して、補正により得られる等線量の位置がそれぞれの目的の組織内に入る場合には、逐次近似法により算出せられる n_s 以上の数例は、一般に、0.01cm の位までその収斂値と同じ値を有することが知られた。

胸部ファントム前壁以降における各組織内での散乱補正係数 SCF の関数式 ϕ_1, ψ_2, ϕ_2 , 及び ψ_3 [(3) ~ (6) 式] には、それぞれの組織層に入るまでにビームが通過する水等価層 (l_1^2 又は d_{eff}) が含まれている。この水等価層の違いによる散乱補正係数 SCF の変化は、それぞれの組織内に入るまでに受ける光子スペクトル分布 (又は線質) の変化に原因すると思われる。

前壁軟組織内においては、実測された線量は一般に補正值よりも幾分小さくなっている [Fig. 4 (b), (c) 及び (d)]. この現象はこの組織に続く

肺組織内からの後方散乱光子線量の相対的減少を表わしている。一方、我々はこの領域内での散乱補正係数 SCF を 1 にして線量補正を行っている。

不均質ファントム内の線量補正に用いられる一連のベキ乗組織/空中線量比法 (power law TAR method)^{1) 5) 6) 7)} は、一般に、TAR 法に比してより正確な補正係数を与える¹⁾。しかし、この方法は、各組織内のビルドアップ領域において正確な線量補正が遂行できないこと、並びに各組織内での補正係数はファントム入射面に位置する軟組織の厚さに無関係になることの欠点をそれぞれ有する。

(7b) 式の $S_1(d)$ は、 $\rho < 1$ の時、基準深 d_0 よりも少し浅い所で不連続になる。又 (8b) 式の $S_2(d)$ は、 $\rho \neq 1$ の時、基準深 d_0 の点で不連続になる。前壁軟組織厚が d_0 以上である胸部ファントムに対しては、次に述べる 3 方法によって補正せられるビーム中心軸線量は互により一緻性を示す (Fig. 5)。ただし、以下において： d はファントム入射面-線量補正点間距離； d' はその水等価厚； A は線量補正点における照射野；及び A_0 はファントム入射面における照射野 (SSD= f) である。

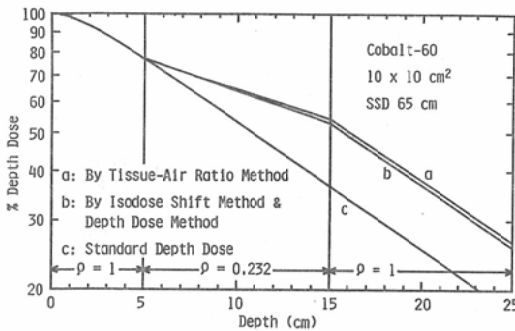


Fig. 5. Percentage depth dose curves, within a thorax phantom, corrected by the tissue-air ratio method, the isodose shift method, and the depth dose method for a cobalt-60 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field at SSD 65 cm.

(i) 組織/空中線量比法 (TAR method)

ここでの組織/空中線量比法とは、次式で算出される補正係数 (CF) を補正点の標準線量値に乘ずる方法である¹⁾。

$$CF = \frac{TAR(d', A)}{TAR(d, A)} \quad (17)$$

(ii) 等線量移動法 (isodose shift method)

ここでの等線量移動法とは、 $S_1(d)$ 及び $S_2(d)$ の移動係数だけを用いる方法である。つまり、これは (7a) 式及び (8a) 式において、それぞれ $\Phi_1=1$ 及び $\Psi_2=1$ とすることにより得られる等線量移動距離 n を用いる線量補正法である。

(iii) 深部線量法 (depth dose method)

不均質ファントム内でのビーム中心軸上の任意の点における線量は、距離の逆自乗則に関する項と組織の指数関数的減弱に関する項との積で表わされる¹⁶⁾と仮定すると、ファントム入射面より d の距離にある点 P の線量 D_p は次式の様になる。

$$\begin{aligned} D_p &= D_0 \left(\frac{f+do}{f+d} \right)^2 \exp \left[-\mu (d'-do) \right] \\ &= \left[D_0 \left(\frac{f+do}{f+d'} \right)^2 \exp \left[-\mu (d'-do) \right] \right] \\ &\quad \cdot \left(\frac{f+d'}{f+d} \right)^2 = D(d', A_0) \cdot \left(\frac{f+d'}{f+d} \right)^2 \end{aligned} \quad (18)$$

ここで、 D_0 は水中での基準深 do (f SSD) におけるピーク線量、 μ は水の実効減弱係数、及び $D(d', A_0)$ は水中での深さ d' (f SSD) における深部線量である。上式を用いて不均質ファント

ム内のビーム中心軸線量を算出する方法を深部線量法 (depth dose method) と定める。

以上の3方法は、不均質ファントム内の密度の相違に基づく線量補正を行っているにすぎない。

5. 結 論

不均質ファントム内における各組織の密度のみの補正により得られる不均質ファントム内ビーム中心軸線量の算出法には、(i) 2 TAR 値の比で表わされる補正係数を用いる TAR 法、(ii) $S_1(d)$ 及び $S_2(d)$ の移動係数のみを用いる等線量移動法、及び (iii) 距離の逆自乗則に関する減弱と組織の指数関数的減弱とを考慮することにより算出せられる補正線量を用いる深部線量法とがある。

不均質ファントム内における散乱補正係数 SCF の算出法には (i) 線源-検出器間距離を一定にし、所定の 2 TAR 値を用いる TAR 法、及び (ii) 線源-ビーム入射面間距離を一定にし、所定の 2 深部量百分率値と距離の逆自乗則に関する係数とを用いる深部線量法とがある。

本実験で使用した胸部ファントムを構成する各組織のビームの貫ぬく表面はビーム中心軸に対して垂直であり、しかも用いる照射野の大きさに比して充分に広い面積を有する。比重 0.232 の単層あるいは 2 層の肺組織を有するかような胸部ファントム内における散乱補正係数 SCF の関数式を提示した。この関数化された散乱補正係数 SCF を用い、逐次近似法により等線量移動距離 n を算出する方法を確立した。

Co-60 γ 線、照射野 A_0 $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 及び $15 \times 15 \text{ cm}^2$ (SSD 65cm) に対する 4 種類の胸部ファントム内におけるビーム中心軸線量に関して、次の事柄が得られた。ただし、ファントム入射面と標準入射面 (SSD 65cm) とが一致しない場合には、両入射面不一致に対する線量補正を著者らの報告した斜入射に対する移動係数の特定なひとつを用いた等線量移動法⁹⁾によりあらかじめ行っている：(i) 本法により補正せられた深部量百分率値は、実入射面と標準入射面との不一致 (両入射面間距離 5cm) に対する線量補正に

関する誤差をも含めて、大部分の領域において、±2%以内の線量誤差におさまった。(ii)特に両入射面が一致する場合には、これら4胸部ファントム内の大部分の領域において約±1%の線量誤差におさまる深部量百分率値が得られた。

本研究に対して、御援助を賜わった篠崎達世教授に深厚なる謝意を表します。又本研究の完成までに種々の御協力を賜わった弘前大学病院放射線部：上田隆三技師長、柴田俊雄副技師長、沢田俊治主任技官、及び沢清二技官に厚く感謝の意を表します。

附録：散乱補正係数 SCF の算出法

不均質ファントム内の散乱補正係数 SCF は、ビーム中心軸上の任意の点において、密度のみの補正を施した吸収線量に対する真の吸収線量の比と定義される²⁾。故に、散乱補正係数 SCF は次に述べる組織/空中線量比法 (TAR method) 又は深部線量法 (depth dose method) によって算出せられる。ただし、以下において、 d は不均質ファントム入射面と検出器間距離、及び d' はその水等価厚である。

(i) 組織/空中線量比法 (TAR method)

検出器は線源から常にある一定距離にあり、 A はこの位置での照射野である。検出器位置での空中組織吸収線量を $D_{dm}(A)$ 、又入射面-検出器間距離を d' とした時の水中吸収線量を $D(d', A)$ とすると、これら両者は TAR の定義により

$$TAR(d', A) = \frac{D(d', A)}{D_{dm}(A)} \quad (A1)$$

となる関係式で結ばれる。一方、不均質ファントム内の深さ d において測定される吸収線量 $D(d, A)_{inho}$ を用いると、この位置において測定される $TAR(d, A)_{inho}$ は

$$TAR(d, A)_{inho} = \frac{D(d, A)_{inho}}{D_{dm}(A)} \quad (A2)$$

となる。この位置における散乱補正係数 SCF は、その定義により

$$SCF = \frac{D(d, A)_{inho}}{D(d', A)} \quad (A3)$$

である。上式は (A1) 及び (A2) 式を用いると

$$SCF = \frac{TAR(d, A)_{inho}}{TAR(d', A)} \quad (A4)$$

と書き換えられる。

(ii) 深部線量法 (depth dose method)

ファントム入射面は線源から常にある一定距離 (f) にあり、 A_0 はこの位置での照射野である。水ファントム内の深さ d' 及び d_0 (基準深) における吸収線量をそれぞれ $D(d', A_0)$ 及び $D_r(A_0)$ とすると、これら

両者は

$$P(d', A_0) = \frac{D(d', A_0)}{D_r(A_0)} \times 100 (\%) \quad (A5)$$

となる深部量百分率で結ばれる。一方、不均質ファントム内の深さ d において測定される吸収線量 $D(d, A_0)_{inho}$ を用いると、この位置において測定される深部量百分率 $P(d, A_0)_{inho}$ は

$$P(d, A_0)_{inho} = \frac{D(d, A_0)_{inho}}{D_r(A_0)} \times 100 (\%) \quad (A6)$$

となる。この位置における散乱補正係数 SCF は、その定義により

$$SCF = \frac{D(d, A_0)_{inho}}{D(d', A_0)} \times \left(\frac{f+d}{f+d'} \right)^2 \quad (A7)$$

で与えられる。上式は (A5) 及び (A6) 式を用いると

$$SCF = \frac{P(d, A_0)_{inho}}{P(d', A_0)} \times \left(\frac{f+d}{f+d'} \right)^2 \quad (A8)$$

に書き換えられる。

文 献

- 1) ICRU Report 24, Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. pp. 19—25, 1976, ICRU Publications, PO Box 30165, Washington, DC 20014
- 2) 尾内能夫, 都丸禎三, 入船寅二: 最小の実測値を用いて等線量曲線を作成する方法に関する考察; 第3報 4.3 MV X線による胸部照射の線量分布. 日本医放会誌, 27: 1480—1493, 1968
- 3) 岩崎 晃, 石戸俊雄: 等線量曲線移動法に関する実験及び理論的研究; コバルト60γ線の胸部照射に対する等線量曲線の補正. 日本医放会誌, 37: 791—802, 1977
- 4) 岩崎 晃, 石戸俊雄: 等線量曲線移動法に関する実験及び理論的研究; 10 MV X線による胸部照射に対する等線量曲線の補正. 日本医放会誌, 37: 803—814, 1977
- 5) McDonald, S.C., Keller, B.E., Rubin, P.: Method for calculating dose when lung tissue lies in the treatment field. Med. Phys., 3: 210—216, 1976
- 6) Sontag, M.R., Cunningham, J.R.: Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. Med. Phys., 4: 431—436, 1977
- 7) Webb, S., Fox, R.A.: Verification by monte carlo methods of a power law tissueair ratio algorithm for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations. Phys. Med. Biol., 25: 225—240, 1980
- 8) 岩崎 晃, 石戸俊雄: 等線量曲線移動法に関する実験及び理論的研究; 3移動率により補正せられる斜入射線量分布の比較. 日本医放会誌, 39: 412—420, 1979

- 9) Iwasaki, A., Ishito, T.: Comparison of the cobalt-60 photon beam dose distributions corrected by three shift-factors for oblique incidence. *Med. Phys.*, 7: 216—221, 1980
- 10) O'Connor, J.E.: A transit dose technique for the determination of doses in inhomogeneous bodies. *Brit. J. Radiol.*, 29: 663—667, 1956
- 11) Fowler, J.F., Young, A.E.: The average density of health lung. *Amer. J. Roentgenol.*, 81: 312—315, 1959
- 12) ICRU Report 10d, *Clinical Dosimetry*, NBS Handbook 87. p. 24, 1963, U.S. Government Printing Office, Washington, D.C.
- 13) ICRP Report of the Lung Dynamics Task Group to Committee 2. p. 87, 1965, Pergamon Press, Oxford
- 14) 尾内能夫, 都丸禎三, 入船寅二, 内田 勲: 写真法による肺の平均密度の推定と4.3 MV X線および ^{60}Co γ 線による中胸部食道の回転照射の組織補正係数. *日本医放会誌*, 29: 17—24, 1970
- 15) 日本医放物理部会: 放射線治療における ^{60}Co ガンマ線および高エネルギーX線の吸収線量の標準測定法. 1972, 通商産業研究社
- 16) Pfalzner, P.M.: A general formula for axial depth dose derived from an empirical power law for tumour-air ratios. *Radiology*, 75: 438—445, 1960