



Title	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-60 γ 線の胸部照射に対する等線量曲線の補正
Author(s)	岩崎, 晃; 石戸, 俊雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1977, 37(8), p. 791-802
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15636
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

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-60 γ 線の胸部照射に対する等線量曲線の補正

弘前大学医学部附属診療放射線技師学校（校長：篠崎達世教授）

岩 崎 晃

弘前大学医学部放射線医学教室（主任：篠崎達世教授）

石 戸 俊 雄

（昭和51年10月29日受付）

（昭和52年4月15日最終原稿受付）

Experimental and Theoretical Studies on the
Isodose Curve Shift Method
Correction of the Isodose Curve for Irradiation of the
Thorax with Cobalt-60 γ -Rays

by

Akira Iwasaki

Technical School of Radiology Attached to School of Medicine, Hirosaki University

(Director: Prof. Tatsuo Shinozaki)

and

Toshio Ishido

Department of Radiology, School of Medicine, Hirosaki University

(Director: Prof. Tatsuo Shinozaki)

Research Card No.: 203

Key Words: Thorax irradiation, Depth dose, Cobalt-60,
Lung correction

The isodose curve shift method in irradiation of the thorax is very easy in manual dose planning from the standard isodose charts. The values of the shift factor, R, of the isodose curve, however, have been decided only experimentally under certain irradiation conditions. On the other hand, the authors have obtained the formulae theoretically in the form of the shift distance, n, of the isodose curve by adapting Iwasaki's idea described in "The Isodose Curve Shift Method for Oblique Incidence" to the case of irradiation of the thorax.

These are expressed as follows:—

(A) When a corrected isodose curve is in the lung tissue, as,

$$n = mS_1 + F \log_{10}(S.C.F.) , \quad (1)$$

where

$$S_1 = \frac{(1-\rho) \left[\frac{f+d}{2} \frac{1}{D_d} \left(-\frac{dD_d}{dx} \right) - 1 \right]}{1+\rho \left[\frac{f+d}{2} \frac{1}{D_d} \left(-\frac{dD_d}{dx} \right) - 1 \right]},$$

$$F = 2.303(1+S_1) \frac{D_d}{\left(-\frac{dD_d}{dx} \right)}, \text{ and}$$

S.C.F. equals the scatter correction factor at depth $m+n$ in the lung tissue.

(B) When a corrected isodose curve is in the soft tissue beyond the lung, as,

$$n = l_0 S_2 + G \log_{10}(S.C.F.), \quad (2)$$

where

$$S_2 = (1-\rho) \left[1 - \frac{2}{f+d} \frac{D_d}{\left(-\frac{dD_d}{dx} \right)} \right],$$

$$G = 2.303 \frac{D_d}{\left(-\frac{dD_d}{dx} \right)}, \text{ and}$$

S.C.F. equals the scatter correction factor at depth $m+n-l_0$ in the soft tissue beyond the lung.

The first terms of Equations (1) and (2) express the values of the shift distance when the S.C.F. is unity in each tissue, and the second terms express the correction functions for S.C.F. Errors of Equations (1) and (2) against measured values are within $\pm 2\%$ for the irradiation of cobalt-60 γ -rays, when a mean scatter correction factor, $\bar{S.C.F.}$ is used instead of the S.C.F. in each tissue.

The symbols mentioned above have the following meanings:

m is the distance from the front surface

of the lung to the point $x=d$,

l_0 is the thickness of the lung,

ρ is the density of the lung,

D_d is the central axis depth dose at depth $x=d$.

1. 緒 言

X, γ 線による胸部への遠隔放射線照射において、胸部内の線量は、肺組織の密度補正だけによつて正確に得られるものではなく、その算出方法は、一般に複雑になつてゐる。胸部内の線量を算出する方法として、従来までは：

(1) 透過線量法^{1)~6)}, 射出線量法^{7)~9)}およびそれらの中間法¹⁰⁾,

(2) 照射法に応じて一定の補正項を用いる方法¹¹⁾,

(3) 胸部内の構造をもとに計算によつて求める方法^{12)~18)},

(4) 等線量曲線移動法¹⁵⁾¹⁹⁾²⁰⁾,

等がある。これらのうちで、特に(1)と(2)および(3)と(4)は、それぞれ互いに関連する共通部

分を有する。

ところで、胸部内の等線量曲線を作成する場合、特に(4)の等線量曲線移動法は、斜入射照射における等線量曲線の補正法と同様に、それを手作業で行う場合には、他のいずれに対してもすぐれている。しかし、胸部照射における等線量曲線の移動する割合は、単純化された原理に基づいて決められてこなかつた。そこで著者らは、岩崎²¹⁾が斜入射照射における等線量曲線の移動する割合を算出したとの同様な原理を用いて、胸部照射における等線量曲線の移動する距離 n を算出する方法を確立した。以下、この方法に関する原理的な内容を中心述べて見る。

2. 実験方法及び装置

胸部ファントムの軟組織および肺組織は、そ

れぞれ、治療用 ST ファントム板およびコルク板（密度 $\rho = 0.231 \text{ g/cm}^3$ ）である。胸部ファントム内の線量測定は、Ionex chamber (0.6cc) による。また、使用する放射線発生装置は、島津製 Cobalt 照射装置 (RTGS-2) である。

3. 理 論

(A) 散乱補正係数 Scatter Correction Factor

肺組織およびそれをはさむ軟組織内の線量は、肺組織の密度が小さいこと、および肺組織の容積が大きいことのために、その密度のみの補正を施して求められる線量よりも小さくなっている⁸⁾_{12)13)15)~17)}。散乱補正係数 S.C.F. は、中心軸上で、眞の線量の肺組織の密度のみを補した線量に対する比でもつて定義される¹⁵⁾。

特に、肺組織内および肺を越えた軟組織内における散乱補正係数 S.C.F. の特性を調べる目的のために、入射面側の軟組織の厚さ 5cm, それと反対側の軟組織の厚さ 16cm, および肺組織の厚さ 20cm の胸部ファントムを用いる。これに SSD 65cm, 照射野 5×5 cm, 10×10 cm, および 15×15 cm の照射条件で、Cobalt γ 線を照射した場合の散乱補正係数 S.C.F. を Fig. 1 に表わす。散乱補正係数 S.C.F. は：肺組織内では、照射野の違いに対して有意な変化を示していないが；肺を越えた軟組織内では、照射野の小さくなるほど、大きくなっている。ところで、散乱補正係数 S.C.F. に関して、

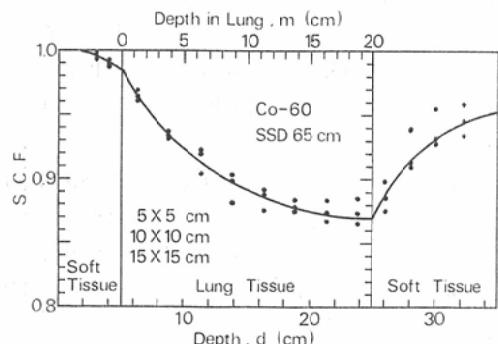


Fig. 1. Curve of the S.C.F. in a thorax phantom ($\rho = 0.231 \text{ g/cm}^3$) for cobalt-60 for 5×5 cm, 10×10 cm, and 15×15 cm fields. There is no significant difference in the S.C.F. among these three fields in the lung tissue, but the S.C.F. becomes greater as the field size becomes smaller in the soft tissue beyond the lung.

Batho および尾内らの結果から次の事柄が判明する¹²⁾¹⁵⁾：(i) 散乱補正係数 S.C.F. は、SSD に無関係である。(ii) 肺組織内の散乱補正係数 S.C.F. は、入射面側の軟組織の厚さ(ただし、ビルドアップ厚以上)に無関係であり、また、それと反対側の軟組織のこれに与える影響は、無視できる。(iii) 肺を越えた軟組織内の散乱補正係数 S.C.F. は、肺組織の厚さに関係する。

任意の胸部ファントムについて、それぞれの組織内における平均の散乱補正係数 $\bar{S.C.F.}$ を、次の様に定義する：(i) 入射面側の軟組織内では、 $S.C.F. = 1$ 。(ii) 肺組織内では、全肺組織の厚さを l_0 (cm) とすると、 $l_0 > 3 \text{ cm}$ の場合には、Fig. 1において $\bar{S.C.F.} = (\text{肺組織前面からの距離 } m = 3 + (l_0 - 3)/2 \text{ cm} \text{ における散乱補正係数 } S.C.F.)$ ；および $l_0 \leq 3 \text{ cm}$ の場合には、Fig. 1において、 $\bar{S.C.F.} = (\text{肺組織前面からの距離 } m = l_0/2 \text{ cm} \text{ における散乱補正係数 } S.C.F.)$ 。(iii) 肺を越えた軟組織では、Fig. 1において、肺組織前面からの距離 $m = l_0$ における散乱補正係数 S.C.F. を $(S.C.F.)_{l_0}$ とすると、 $\bar{S.C.F.} = (1 + (S.C.F.)_{l_0})/2$ 。

(B) 等線量曲線移動距離 n

(a) 肺組織内

Fig. 2 に示す胸部ファントムにおいて、中心軸

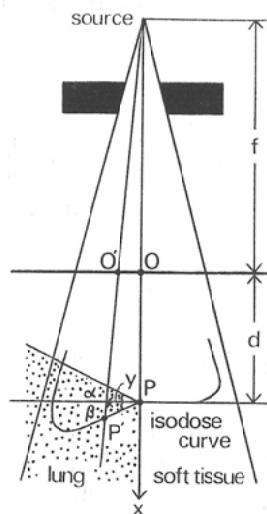


Fig. 2. Schematic diagram of the isodose curve shift method in the lung tissue. Here the S.C.F. is assumed to be unity.

上の深さ $x=d$ での点 P における線量 D_p 、および点 P と同一等線量曲線上にある、中心軸から微小距離 y だけ離れた点 P' における線量 $D_{p'}$ は、それぞれ次の様になる²²⁾²³⁾。ただし、点 P および点 P' における散乱補正係数 S.C.F. をとりあえず 1 とする：

$$D_p = D_0 \left(\frac{f+d_0}{f+d} \right)^2 \exp \left[-\mu_a(d-d_0) \right], \quad (1)$$

$$D_{p'} = D_0 \left(\frac{f+d_0}{f+d+y \tan \beta} \right)^2 \exp \left[-\mu_a'(d-d_0) \right]. \quad (2)$$

ここで

$$D_0 = \text{ピーク深 } d_0 \text{ でのピーク線量},$$

$$\mu_a = \text{深さ } d \text{ での水の線吸収係数},$$

$$\rho = \text{肺組織の密度}.$$

ところで、(2)式中の d' は、Fig. 2 における線分 O'P' を単位密度に換算した場合の長さを示す。つまり、これは、

$$d' = d - (1-\rho) y \tan \alpha + \rho y \tan \beta \quad (3)$$

と近似できるので、 μ_a' を深さ $x=d$ において y に関する 1 次の項まで Taylor 展開すると次の様になる：

$$\mu_a' = \mu_a + \left[-(1-\rho) y \tan \alpha + \rho y \tan \beta \right] \frac{d\mu_a}{dx}. \quad (4)$$

ここで、線量 D_p および線量 $D_{p'}$ は、同じ等線量曲線上にあるので、 $\log D_p = \log D_{p'}$ が成立する。これに (1), (2), (3) および (4) 式の関係式を代入し、 y の 2 次以上の項を無視することにより、角度 α と角度 β との関係は、次の様になる：

$$S_1 = \frac{\tan \beta}{\tan \alpha} = \frac{(1-\rho) \left[\mu_a + (d-d_0) \frac{d\mu_a}{dx} \right]}{\frac{2}{f+d} + \rho \left[\mu_a + (d-d_0) \frac{d\mu_a}{dx} \right]}. \quad (5)$$

(5)式中に入っている水の線吸収係数 μ_a に関する項は、中心軸線量 D_a から次の様に求まる²¹⁾²⁴⁾：

$$\mu_a + (d-d_0) \frac{d\mu_a}{dx} = \frac{1}{D_a} \left(-\frac{dD_a}{dx} \right) - \frac{2}{f+d}. \quad (6)$$

故に、(5)式は、次の様に改められる：

$$S_1 = \frac{(1-\rho) \left[\frac{f+d}{2} \cdot \frac{1}{D_a} \left(-\frac{dD_a}{dx} \right) - 1 \right]}{1 + \rho \left[\frac{f+d}{2} \cdot \frac{1}{D_a} \left(-\frac{dD_a}{dx} \right) - 1 \right]}. \quad (7)$$

この S_1 値は、肺組織内の散乱補正係数 S.C.F. を 1 にし、補正によつて得られる等線量曲線が肺

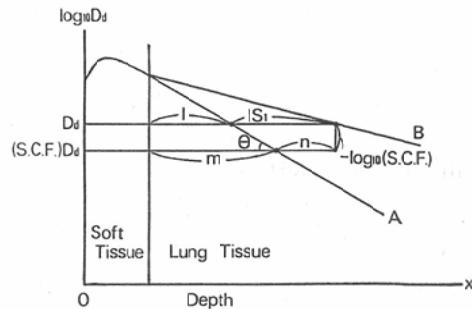


Fig. 3. Schematic diagram of the shift distance, n , in the lung tissue. The depth dose, D_d , on curve B, which is corrected according to S_1 from curve A of the central axis depth dose in water, must be reduced to (S.C.F.) D_d .

組織内にある場合、標準の等線量曲線が通過する肺組織の単位厚さ当りの等線量曲線の移動する割合 R を示している (Fig. 6)。

Fig. 3 において、曲線 A は、水中で得られる標準の中心軸線量、および曲線 B は、 S_1 値だけを用いた等線量曲線移動法によつて得られる中心軸線量をそれぞれ表わしている。ところで、曲線 B の中心軸線量は、肺組織内の散乱補正係数 S.C.F. を 1 に仮定しているので、実際の中心軸線量よりも大きくなつてゐる：そこで、曲線 B の中心軸線量を、個々の場所における散乱補正係数 S.C.F. の割合だけ小さな値にしなければならない。その結果、Fig. 3 において、曲線 A の線量 D_a における位置での肺組織前面からの距離を l とすると、その位置から lS_1 だけ移動した曲線 B 上の線量 D_d は、肺組織内の深さ $l+1S_1$ で、線量 (S.C.F.) D_d に減少しなければならない：あるいは、これの近似的な方法として、曲線 A の線量 (S.C.F.) D_a における傾きを θ 、その位置での肺組織前面からの距離を m 、およびその等線量曲線の移動する距離を n とすると、Fig. 3 において、次の様な関係式がそれぞれ成立する：

$$l(1+S_1) = m+n, \quad (8)$$

$$\tan \theta = \frac{-\log_{10}(\text{S.C.F.})}{m-1}, \quad (9)$$

$$\tan \theta = \frac{1}{2.303} \cdot \frac{1}{D_a} \left(-\frac{dD_a}{dx} \right). \quad (10)$$

(8), (9) および (10) 式から、 m と n の関係式は、次の様になる：

$$n = mS_1 + F \log_{10} (\text{S.C.F.}) \quad (11)$$

ただし

$$F = 2.303 (1 + S_1) \frac{D_d}{\left(-\frac{dD_d}{dx}\right)},$$

S.C.F.=肺組織の深さ $m+n$ における S.C.F. の値。

(11) 式中の S_1 および F の値は、もともと曲線 A の肺組織の深さ l における値でなければならぬが、後述する Table 1 (A) に示す様に、これらの値は、深さ d の違いによつてあまり大きく変化しない。それ故に、これらの値を曲線 A の肺組織の深さ m における値に近似できる。なお、(11)式は、全肺組織の厚さを l_0 にすると、 $m+n \leq l_0$ を満足する範囲内において、等線量曲線の移動する距離 n を表わしている。

(b) 肺を越えた軟組織内

(a) の場合と同様に、Fig. 4 に示す胸部ファントムにおいて、中心軸上の深さ $x=d$ での点 P

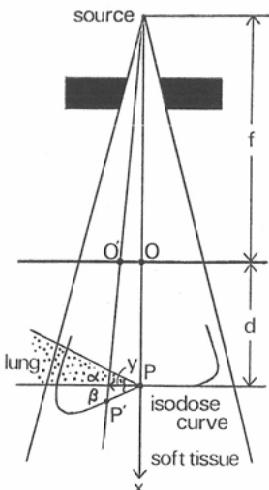


Fig. 4. Schematic diagram of the isodose curve shift method in the soft tissue beyond the lung. Here the S.C.F. is assumed to unity.

における線量 D_p 、および点 P と同一等線量曲線上にある、中心軸から微小距離 y だけ離れた点 P' における線量 D_p' は、それぞれ次の様になる。ただし、点 P および点 P' における散乱補正係数 S.C.F. をとりあえず 1 とする：

$$D_p = D_o \left(\frac{f+d_o}{f+d} \right)^2 \exp \left[-\mu_d(d-d_o) \right], \quad (12)$$

$$D_p' = D_o \left(\frac{f+d_o}{f+d+y \tan \beta} \right)^2 \exp \left[-\mu_d'(d'-d_o) \right] \quad (13)$$

ところで、(13) 式中の d' は、Fig. 4 における線分 O'P' を単位密度に換算した場合の長さを示す。つまり、これは、

$$d' = d - (1-\rho) y \tan \alpha + y \tan \beta \quad (14)$$

と近似できるので、 μ_d' を深さ $x=d$ において y に関する 1 次の項まで Taylor 展開すると次の様になる：

$$\mu_d' = \mu_d + \left[-(1-\rho) y \tan \alpha + y \tan \beta \right] \frac{d\mu_d}{dx}. \quad (15)$$

ここで、線量 D_p および線量 D_p' は、同じ等線量曲線上にあるので、 $\log D_p = \log D_p'$ が成立する。これに(12), (13), (14)および(15)式の関係式を代入し、 y の 2 次以上の項を無視することにより、角度 α と角度 β との関係は、次の様になる：

$$S_2 = \frac{\tan \beta}{\tan \alpha} = \frac{(1-\rho) \left[\mu_d + (d-d_o) \frac{d\mu_d}{dx} \right]}{\frac{2}{f+d} + \left[\mu_d + (d-d_o) \frac{d\mu_d}{dx} \right]}. \quad (16)$$

(16) 式に (6) 式で与えられている水の線吸収係数 μ_d に関する項の関係式を代入することにより、(16) 式は、次の様に改められる：

$$S_2 = (1-\rho) \left[1 - \frac{2}{f+d} \left(\frac{D_d}{-\frac{dD_d}{dx}} \right) \right]. \quad (17)$$

この S_2 値は、肺を越えた軟組織内の散乱補正係

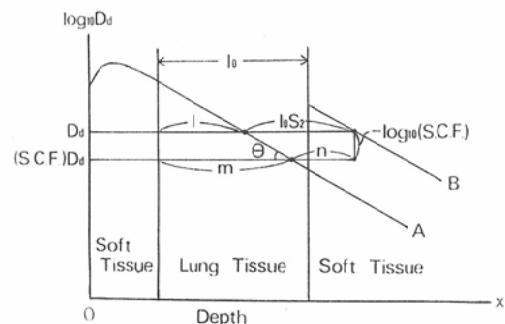


Fig. 5. Schematic diagram of the shift distance, n , in the soft tissue beyond the lung. The depth dose, D_d , on curve B, which is corrected according to S_2 from curve A of the central axis depth dose in water, must be reduced to (S.C.F.) D_d .

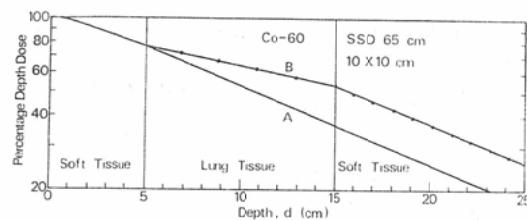


Fig. 6. Central axis depth dose in a thorax phantom ($\rho=0.231 \text{ g/cm}^3$) for cobalt-60, $10 \times 10 \text{ cm}$ field, SSD 65 cm. Curve A is in water; curve B is corrected for absorption differences; dots are corrected according to S_1 and S_2 in Table 1 (A) and (B).

数 S.C.F. を 1 にし、補正によつて得られる等線量曲線がその軟組織内にある場合、全肺組織の単

位厚さ当りの等線量曲線の移動する割合 R を示している (Fig. 6).

Fig. 5において、曲線 A は、水中で得られる標準の中心軸線量および曲線 B は、 S_2 値だけを用いた等線量曲線移動法によつて得られる中心軸線量をそれぞれ表わしている。ところで、曲線 B の中心軸線量は、その軟組織内の散乱補正係数 S.C.F. を 1 に仮定しているので、実際の中心軸線量よりも大きくなつてゐる：そこで、曲線 B の中心軸線量を、個々の場所における散乱補正係数 S.C.F. の割合だけ小さな値にしなければならない。その結果、Fig. 5において、全肺組織の厚さを I_o 、また曲線 A の線量 D_d における位置での

Table 1(A) Numerical Values of S_1 and F (Cobalt-60 γ -rays, SSD 65 cm, $\rho=0.231 \text{ g/cm}^3$)

Depth d/cm	$5 \times 5 \text{ cm}$		$6 \times 6 \text{ cm}$		$8 \times 8 \text{ cm}$		$10 \times 10 \text{ cm}$		$12 \times 12 \text{ cm}$		$15 \times 15 \text{ cm}$	
	S_1	F	S_1	F	S_1	F	S_1	F	S_1	F	S_1	F
2	0.753	59.7	0.696	61.0	0.632	62.5	0.580	63.7	0.537	64.7	0.497	65.6
3	0.807	59.3	0.761	60.4	0.702	61.8	0.655	62.9	0.629	63.5	0.585	64.5
4	0.852	59.1	0.821	59.8	0.755	61.4	0.724	62.2	0.697	62.8	0.660	63.7
5	0.917	58.4	0.883	59.2	0.831	60.5	0.787	61.5	0.747	62.5	0.706	63.5
Mean	0.885	58.8	0.852	59.5	0.793	61.0	0.756	61.9	0.722	62.7	0.683	63.6
6	0.977	57.8	0.949	58.4	0.903	59.6	0.854	60.8	0.809	61.9	0.765	63.0
7	1.026	57.3	0.997	58.1	0.956	59.1	0.913	60.1	0.864	61.4	0.815	62.6
8	1.065	57.2	1.043	57.7	0.999	58.8	0.940	60.3	0.896	61.4	0.842	62.8
9	1.088	57.4	1.066	57.9	1.016	59.2	0.974	60.3	0.939	61.2	0.878	62.7
10	1.118	57.3	1.092	58.0	1.025	59.8	1.021	59.9	0.982	60.9	0.928	62.3
Mean	1.055	57.4	1.029	58.0	0.980	59.3	0.940	60.3	0.898	61.4	0.846	62.7
11	1.144	57.4	1.117	58.1	1.055	59.8	1.010	61.0	0.996	61.3	0.951	62.5
12	1.132	58.5	1.086	59.7	1.067	60.2	0.997	62.1	0.970	62.8	0.936	63.7
13	1.118	59.6	1.102	60.1	1.068	61.0	1.026	62.1	0.977	63.4	0.941	64.4
14	1.149	59.6	1.134	60.0	1.078	61.5	1.034	62.7	0.999	63.7	0.942	65.2
15	1.156	60.1	1.140	60.6	1.099	61.7	1.051	63.0	0.994	64.6	0.930	66.4
Mean	1.140	59.0	1.116	59.7	1.073	60.8	1.024	62.2	0.987	63.2	0.940	64.4
16	1.150	61.0	1.136	61.4	1.118	61.9	1.065	63.4	1.022	64.6	0.974	66.0
17	1.156	61.6	1.142	62.0	1.102	63.1	1.070	64.1	1.049	64.7	0.975	66.8
18	1.180	61.7	1.168	62.0	1.099	64.0	1.068	64.9	1.021	66.2	0.963	67.9
19	1.171	62.7	1.159	63.0	1.113	64.4	1.052	66.1	1.029	66.8	0.997	67.7
20	1.159	63.8	1.151	64.0	1.122	64.9	1.086	65.9	1.065	66.6	1.002	68.4
Mean	1.163	62.2	1.151	62.5	1.111	63.7	1.068	64.9	1.037	65.8	0.982	67.4

Table 1(B) Numerical Values of S_2 and G (Cobalt-60 γ -rays, SSD 65 cm, $\rho=0.231 \text{ g/cm}^3$)

Depth d/cm	5 × 5 cm		6 × 6 cm		8 × 8 cm		10 × 10 cm		12 × 12 cm		15 × 15 cm	
	S_2	G	S_2	G	S_2	G	S_2	G	S_2	G	S_2	G
2	0.430	34.0	0.410	36.0	0.387	38.3	0.367	40.3	0.350	42.1	0.332	43.8
3	0.447	32.8	0.432	34.3	0.413	36.3	0.396	38.0	0.386	34.0	0.369	40.7
4	0.460	31.9	0.451	32.9	0.430	35.0	0.420	36.1	0.411	37.0	0.398	38.4
5	0.478	30.5	0.469	31.4	0.454	33.0	0.440	34.4	0.428	35.8	0.414	37.2
Mean	0.469	31.2	0.460	32.2	0.442	34.0	0.430	35.3	0.420	36.4	0.406	37.8
6	0.491	29.2	0.487	30.0	0.475	31.3	0.461	32.8	0.447	34.2	0.433	35.7
7	0.506	28.3	0.499	29.1	0.489	30.2	0.477	31.4	0.464	32.9	0.449	34.5
8	0.516	27.7	0.510	28.3	0.500	29.4	0.485	31.1	0.473	32.4	0.457	34.1
9	0.521	27.5	0.516	28.0	0.504	29.4	0.493	30.5	0.484	31.5	0.468	33.4
10	0.528	27.1	0.522	27.7	0.506	29.5	0.505	29.6	0.495	30.7	0.481	32.3
Mean	0.513	28.0	0.507	28.6	0.495	30.0	0.484	31.1	0.473	32.3	0.458	34.0
11	0.534	26.8	0.528	27.5	0.513	29.1	0.502	30.3	0.499	30.7	0.487	32.1
12	0.531	27.4	0.521	28.6	0.516	29.1	0.499	31.1	0.492	31.9	0.484	32.9
13	0.528	28.1	0.524	28.6	0.516	29.5	0.507	30.7	0.494	32.1	0.485	33.2
14	0.535	27.7	0.523	28.1	0.519	29.6	0.508	30.8	0.500	31.8	0.485	33.6
15	0.536	27.9	0.533	28.3	0.524	29.4	0.512	30.7	0.498	32.4	0.482	34.4
Mean	0.533	27.6	0.528	28.2	0.518	29.3	0.506	30.7	0.497	31.8	0.485	33.2
16	0.535	28.4	0.532	28.8	0.528	29.3	0.516	30.7	0.505	32.0	0.494	33.4
17	0.536	28.6	0.533	29.0	0.524	30.0	0.517	31.0	0.512	31.6	0.494	33.8
18	0.541	28.3	0.539	28.6	0.524	30.5	0.517	31.4	0.505	32.8	0.491	34.6
19	0.539	28.9	0.537	29.2	0.527	30.5	0.513	32.2	0.507	32.9	0.499	33.9
20	0.537	29.6	0.535	29.8	0.529	30.6	0.521	31.6	0.516	32.2	0.500	34.2
Mean	0.538	28.8	0.535	29.1	0.526	30.2	0.517	31.4	0.509	32.3	0.496	34.0

肺組織前面からの距離を 1 とすると、その位置から $l_0 S_2$ だけ移動した曲線 B 上の線量 D_d は、肺を越えた軟組織内の深さ $1 + l_0 S_2 - l_0$ で、線量 (S.C.F.) D_d に減少しなければならない；あるいは、これの近似的な方法として、曲線 A の線量 (S.C.F.) D_d における傾きを θ 、その位置での肺組織前面からの距離を m 、およびその等線量曲線の移動する距離を n とすると、Fig. 5において、次の様な関係式がそれぞれ成立する：

$$\tan \theta = \frac{-\log_{10} (\text{S.C.F.})}{l_0 S_2 - n}, \quad (18)$$

$$\tan \theta = \frac{1}{2.303} \frac{1}{D_d} \left(-\frac{dD_d}{dx} \right). \quad (19)$$

(18) および (19) 式から、 l_0 と n の関係式

は、次の様になる：

$$n = l_0 S_2 + G \log_{10} (\text{S.C.F.}). \quad (20)$$

ただし

$$G = 2.303 \frac{D_d}{\left(-\frac{dD_d}{dx} \right)},$$

S.C.F.=肺を越えた軟組織の深さ $m+n-l_0$ における S.C.F. の値。

(20) 式中の S_2 および G の値は、もともと曲線 A の肺組織前面からの距離 1 における値でなければならないが、後述する Table 1 (B) に示す様に、これらの値は、深さ d の違いによつてあまり大きく変化しない。それ故に、これらの値を曲線 A の肺組織前面からの距離 m における値に近似

できる。なお、(20)式は $m+n \geq l_0$ を満足する範囲内において、等線量曲線の移動する距離 n を表わしている。

(7)式の S_1 と (17)式の S_2 は、次の様な関係式になる：

$$S_1 = \sum_{n=1}^{\infty} S_2^n = \frac{S_2}{1-S_2}. \quad (21)$$

ただし、 $|S_2| < 1$ とする。

これは、次の如く証明される：まず、全肺組織の厚さを l_0 とする胸部ファントムにおいて、ある標準の等線量曲線が、肺を越えた軟組織の前面にちょうど接している場合、この等線量曲線の軟組織内へ移動する距離は、 $l_0 S_2$ である。次に、この状態において、等線量曲線の移動した軟組織の部分を肺組織に置き換えると、この等線量曲線は、さらに $l_0 S_2^2$ だけ軟組織内へ移動する。以下同様に考えて行くと、最終的には、最初の等線量曲線の全移動距離は、 $l_0 S_2 + l_0 S_2^2 + \dots = l_0 (S_2 + S_2^2 + \dots)$ となる。一方この値は、 $l_0 S_1$ にはかならない。よつて、(21)式が成立する。

4. 中心軸線量

Cobalt γ 線、SSD 65cmにおいて、(11)式および(20)式中の S_1 , F および S_2 , G の値を、次の様にして求める：中心軸線量 D_d として、日本医学会物理部会編による深部量百分率 $P(d)$ を用いる；また、この深さ方向の微分 dD_d/dx を、 $[P(d+1) - P(d-1)]/2$ と近似する；なお、胸部ファントムの肺組織の密度 ρ には、コルク板の密度 0.231g/cm^3 を採用する。

Table 1 (A), (B) に、この様にして得られた S_1 , F および S_2 , G の値を示す。以下、特に断わりがない限り、これらの値としては、各区間ごとの平均値を用いることにする。

Fig. 6 は、散乱補正係数 S.C.F. を考慮していない中心軸線量 ($l_0=10\text{cm}$, 照射野 $10 \times 10\text{cm}$, SSD 65cm) を表わしている：図の実線 B は、肺組織の密度 ρ のみの補正によつて得られたものであり、また図の黒丸は、Table 1 の個々の深さにおける S_1 および S_2 値だけを用いた等線量曲線移動法によつて得られたものである。両者は、ほ

Table 2 Numerical Values of the Shift Distance, n , in a Thorax Phantom (Cobalt-60 γ -rays, $10 \times 10\text{cm}$ field, SSD 65cm, $\rho=0.231\text{g/cm}^3$, $l_0=10\text{cm}$)

n		
d	m	In lung tissue (S.C.F. = 0.912)
5cm	0cm	-2.48 cm
6	1	-1.47
7	2	-0.53
8	3	0.41
9	4	1.35
10	5	2.29
11	6	3.66
12	7	4.68
In soft tissue beyond lung (S.C.F. = 0.946)		
11—15cm		4.32 cm
16—20		4.41

ぼ完全に一致する。

Table 2 は、Fig. 6 と同じ胸部ファントムおよび照射条件において、散乱補正係数 S.C.F. を考慮した場合の等線量曲線の移動する距離 n を表わす。この場合 (11)式および(20)式中の散乱補正係数 S.C.F. としては、それぞれの組織内における平均の散乱補正係数 S.C.F. を採用する：肺組織内では、肺組織前面からの距離 $m=6.5\text{cm}$ における値、S.C.F. = 0.912；肺を越えた軟組織では、 $m=10\text{cm}$ における値 0.892 より、S.C.F. = 0.946。

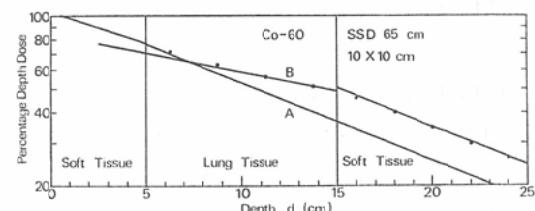
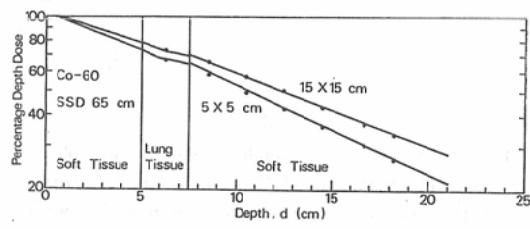


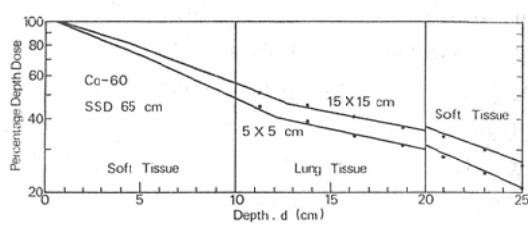
Fig. 7. Central axis depth dose in a thorax phantom ($\rho=0.231\text{g/cm}^3$) for cobalt-60, $10 \times 10\text{cm}$ field, SSD 65 cm. Curve A is in water; curve B is corrected according to n in Table 2; dots are measured.

Table 3 Structure of Four Kinds of Thorax Phantoms A-D and Numerical Values of S.C.F.
(Cobalt-60 γ -rays, $\rho=0.231 \text{ g/cm}^3$)

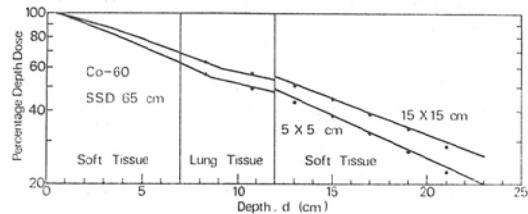
Fig. 8	Thickness of ant. soft tissue	Whole thickness of lung tissue, l_0	S.C.F. in lung tissue	S.C.F. in post. soft tissue
A	5 cm	2.5 cm	0.965	0.976
B	7	5	0.934	0.962
C	10	10	0.912	0.946
D	3	15	0.897	0.937



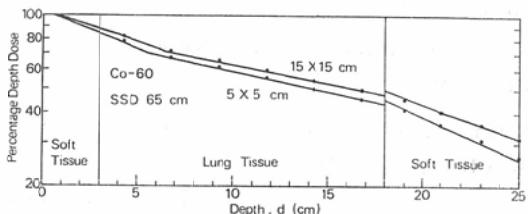
(A)



(C)



(B)



(D)

Fig. 8. Central axis depth dose in four kinds of thorax phantoms A-D ($\rho=0.231 \text{ g/cm}^3$) for cobalt-60, SSD 65 cm, 5×5 cm and 15×15 cm fields. Solid curves are corrected according to S_1 , S_2 in Table 1 (A), (B) and S.C.F.'s in Table 3; dots are measured.

Fig. 7 の実線 B は、Table 2 の n 値により得られた中心軸線量を表わす。これを実測値（図の黒丸）と比較することにより、胸部ファントム内の中心軸線量を、次のように定めることにする：まず、ファントム表面から曲線 A と曲線 B との交点までの範囲内では、曲線 A（標準の中心軸線量）を採用し；次に、この交点以降の肺組織および軟組織内では、曲線 B を採用する。この図を見ると、肺を越えた軟組織内における曲線 B は、曲線 A と平行になることが知られる。

次に、4種類の胸部ファントムにおける中心軸線量（照射野 5×5 cm, 15×15 cm; SSD 65 cm）

を求める：Table 3 は、4種類の胸部ファントム A, B, C, および D について、それぞれ、入射面側の軟組織の厚さ、全肺組織の厚さ l_0 、肺組織内の平均の散乱補正係数 S.C.F.、および肺を越えた軟組織内の平均の散乱補正係数 S.C.F. を表わしている。Fig. 8 (A)–(D) は、Table 3 のそれぞれ所定の数値を用い、前述の定義にもとづいて得られた中心軸線量をそれぞれ表わしている。

いずれの照射条件の場合においても、等線量曲線移動法によつて得られる中心軸線量（図の実線）は、実測値（図の黒丸）に対して、線量値の誤

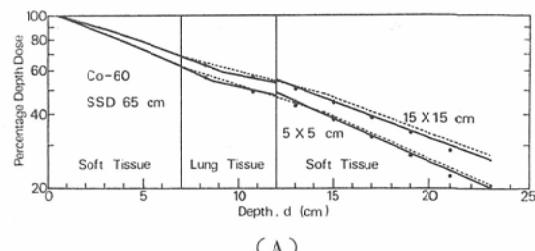
差にして土2%以内、距離の誤差にして土1cm以内におさまっている。

5. 考 察

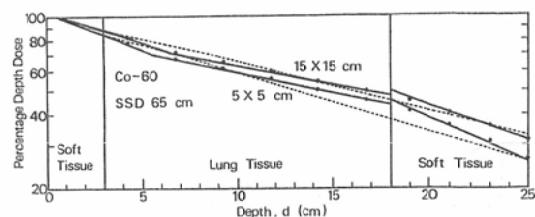
胸部照射における等線量曲線移動法に関して、等線量曲線の移動する割合R、ないし距離nは、従来まで、ある一定の照射条件下で経験的にしか決められてこなかつた：つまり、Sundbomは、Cobalt γ 線に対して肺組織 ($\rho=0.25\text{g}/\text{cm}^3$)、および肺を越えた軟組織内において、標準の等線量曲線を、その通過している部分の肺組織の厚さmの0.5倍だけ移動させている(0.5法)²⁰⁾。また同様に、Greeneらは、Cobalt γ 線、および4MV X線に対して肺組織 ($\rho=0.3\text{g}/\text{cm}^3$) を越えた軟組織内において、標準の等線量曲線を全肺組織の厚さ l_0 の0.4倍だけ移動させている(0.4法)¹⁹⁾。一方、尾内らは、4.3MV X線に対して肺組織の密度を種々変えて、Sundbomと同様な仕方で、0.5法の妥当性について検討を加えている¹⁵⁾。

ここで、0.5法（ただし、Sundbomおよび尾内らと同じ適用の仕方にする）と著者らの方法との比較を行つてみる。照射条件は、それぞれFig. 8 (B) および (D) における照射条件とする。それぞれの方法により得られた中心軸線量をFig. 9 (A), (B) に表わす。これらの図により、次の事柄が判明する：(i) 0.5法は、一般に、全肺組織の厚さが大きくなるにつれて、著者らの方法よりも劣つてくる。(ii) このことは、特に、後側の両組織の境界およびその附近の領域において、小照射になる程、著しい。(iii) しかし、肺組織の厚さが小さい場合、肺を越えた軟組織内の浅い領域では、0.5法が著者らの方法よりもすぐれている。

上の事柄(ii), (iii) により、次の結果がそれぞれ得られる：0.5法等において、肺を越えた軟組織内の等線量曲線を求めるのに、全肺組織の厚さ l_0 に対する割合R (0.5あるいは、他の値) を採用すると、(ii) の場合の軟組織内における精度は改善される；また、著者らの方法において、肺を越えた軟組織内における平均の散乱補正係数S.C.F.が、前述3.(A)における定義により得



(A)



(B)

Fig. 9. Central axis depth dose in thorax phantoms Band D ($\rho=0.231\text{ g}/\text{cm}^3$) for cobalt-60, SSD 65 cm, 5×5 cm and 15×15 cm fields. Solid curves are the same as in Fig. 8 (B), (D); broken curves are obtained by the 0.5 rule; dots are measured.

られる値よりも今少し小さくなる様に、その定義を修正すると、(iii)の場合の問題は解決する。

肺組織による線量補正の場合、次の様にするとさらに精度の良い等線量曲線が得られる：まず、 S_1 、および S_2 により等線量曲線の移動を行い、次に、それぞれの組織内の個々の場所における散乱補正係数S.C.F.を、この等線量曲線の値に乗じる。しかし、この方法は、もはや本来の等線量曲線移動法からはずれている。

(11)式および(20)式に入つていて \log_{10} (S.C.F.) の項が、それぞれ n , m , l_0 に関して線形に近似できると、等線量曲線の移動距離 n は、 m , l_0 に関して簡単な式で表わされ、かつ精度のよりすぐれた線量補正が手作業により可能となるだろう。しかし、Cobalt γ 線照射の場合には、それぞれの組織内における平均の散乱補正係数S.C.F.を採用しても、これらの式の精度は、良く保たれている。

今回は、肺組織の密度 ρ の相異に関する研究を除いている。(11)式および(20)式において、それにより解析的に複雑になつてゐるのは、それ

それ第2項中の $\log_{10}(S.C.F.)$ のみである。それ故に、平均の散乱補正係数 $\overline{S.C.F.}$ を使用する場合には、肺組織内における散乱補正係数 S.C.F. が、肺組織の密度 ρ の関数で表示できれば、これに関する問題は解決する。

一般的な胸部ファントム内の等線量曲線を、標準の等線量曲線に基づいて作成するには、次の様にすればよい：まず、標準の等線量曲線に胸部輪廓による斜入射照射の補正を施し；次に、この等線量曲線に、胸部内の組織構造にもとづく線量補正をさらに施す。これらの補正是、すべて等線量曲線移動法により可能である。

軟組織内に小さな空洞がある場合には、空洞および空洞を越えた軟組織内の散乱補正係数 S.C.F. を 1 に近似できるので、(7) 式および (17) 式において、 $\rho = 0$ とすることにより得られる S_1 および S_2 は、それぞれの組織内における等線量曲線の移動する割合 R を示す。

6. 結論

胸部照射における等線量曲線の移動する距離 n を表わす式 (11) および (20) を開発した。これらの式に入る主なる項は、散乱補正係数 S.C.F.、肺組織の密度 ρ 、中心軸線量 D_a 、およびその深さ方向の微分 dD_a/dx である。Cobalt γ 線照射の場合には、深さの関数である散乱補正係数 S.C.F. として、それぞれの組織内における平均の散乱補正係数 $\overline{S.C.F.}$ を採用しても、これらの式の精度は、非常によく保たれる。

稿を終えるに臨み、御校閲を頂いた弘大医学部放射線医学教室：篠崎達世教授に感謝の意を表します。また本研究に御協力を頂いた弘大中央放射線部：沢田俊治氏、フォトセンター：齊藤正雄氏、及び本学学生：齊藤彰一君、齊藤秀敏君に深く感謝致します。

本研究の一部は昭和51年度科学研究費補助金（奨励研究（B））により行われた。

文 献

- 1) Braestrup, C.B., Hertsch, G. and Mooney, R.T.: Transit dose system for cobalt 60 rotating teletherapy equipment. Am. J. Roentgenol., 79: 400—405, 1958.
- 2) Fedoruk, S.O. and Johns, E.H.: Transmis-
sion dose measurement for cobalt 60 radiation with special reference to rotation therapy. Brit. J. Radiol., 30: 190—195, 1957.
- 3) O'connor, J.E.: A transit dose technique for the determination of doses in inhomogeneous bodies. Brit. J. Radiol., 29: 663—667, 1956.
- 4) Pfalzner, P.M.: Rotation therapy with a cobalt 60 unit: II. Transit dose measurement as a means of correcting tumor dose for non-water equivalent absorbing media. Acta Radiologica, 45: 62—68, 1956.
- 5) Robbins, R. and Meszaros, J.: The calculation of rotation therapy tumor dose at 250 KV by means of transmitted dose rate. Radiology, 63: 381—389, 1954.
- 6) Schulz, R.J., Cohen, G.A., Tsai, J.P. and Evans, J.C.: Cobalt-60 depth-dose corrections as determined by transmission-dose measurements. Radiology, 76: 805—809, 1961.
- 7) Kornelsen, R.O.: Tumor dose in the chest cavity. Brit. J. Radiol., 27: 289—293, 1954.
- 8) 前田盛正、小林孝俊、中塚次郎、山田親久、浦野宗保：肺腫瘍の病単線量算定に関する一考察。日本医学会誌, 23: 773—777, 1963.
- 9) Woodley, R.G., Bronstein, E.L. and Laughlin, J.S.: Exit dosimeter for effective patient thickness. Radiology, 74: 273—278, 1960.
- 10) 桑川順、梅垣洋一郎、尾内能夫、松本健、松川収作、吉田義男：コバルト60回転照射時の透過線量より求めた組織補正值。日本医学会誌, 26: 1568—1573, 1967.
- 11) Jacobson, L.E. and Knauer, I.S.: Correction factor for tumor dose in the chest cavity due to diminished absorption and scatter in lung tissue. Radiology, 67: 863—876, 1956.
- 12) Batho, H.F.: Lung corrections in cobalt 60 beam therapy. J. Can. Assoc. Radiol., 15: 79—83, 1964.
- 13) Burlin, T.E.: The evaluation of the dose to the thorax in rotational cobalt 60 therapy. Brit. J. Radiol., 30: 543—549, 1957.
- 14) Dutreix, J., Dutreix, A. et Tubiana, M.: Evaluation des doses tenant compte de l'heterogénéité de l'organisme en télécobalt-thérapie. Radiobiol. Radiother., 1: 3, 1960
- 15) 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。日本医学会誌, 27: 1480—1493, 1968.
- 16) Onai, Y., Irifune, T., Tomaru, T. and Uchida, I.: Calculation of dose distributions in radiation therapy by a digital computer: III.

- Computation of dose distributions in variously shaped fields. 日本医放会誌, 30: 718—729, 1970.
- 17) 小野山靖人: コバルト60 大量遠隔照射時の病巣線量について. 日本医放会誌, 20: 15—41, 1960.
- 18) Spiers, F.W.: Dosage in irradiated soft tissue and bone. Brit. J. Radiol., 24: 365—368, 1951.
- 19) Greene, D. and Stewart, J.G.: Isodose curves in non-uniform phantoms. Brit. J. Radiol., 38: 378—385, 1965.
- 20) Sundbom, L.: Dose planning for irradiation of thorax with ^{60}Co in fixed-beam teletherapy. Acta Radiol., 3: 342—352, 1965.
- 21) 岩崎 晃: 等線量曲線移動法に関する実験及び理論的研究: 斜入射照射に対する等線量曲線の補正. 日本医放会誌, 35: 674—684, 1975.
- 22) Van de Geijn, J.: A simple wedge filter technique for cobalt 60 teletherapy. Brit. J. Radiol., 35: 710—712, 1962.
- 23) Van de Geijn, J.: Compensation for the effect of oblique incidence of cobalt 60 radiation beams in teletherapy. Brit. J. Radiol., 36: 56—62, 1963.
- 24) 岩崎 晃: Wedge Filterに関する実験及び理論的研究. 日本医放会誌, 37: 479—486, 1977.