

Title	等線量曲線移動法に関する実験及び理論的研究 10MV X線による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. 803-814
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17936">https://hdl.handle.net/11094/17936</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

# 等線量曲線移動法に関する実験及び理論的研究

## 10MV X線による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 10 MV X-Rays

by

Akira Iwasaki

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

(Director: Prof. Tatsuyo Shinozaki)

and

Toshio Ishido

Department of Radiology, School of Medicine, Hirosaki University

(Director: Prof. Tatsuyo Shinozaki)

---

Research Cord No.: 203

---

Key Words: Thorax irradiation, Depth dose, Isodose curve, 10 MV X-rays,  
Lung correction

---

The isodose curve shift method for irradiation of the thorax is the simplest one by which isodose charts can be obtained easily. The authors have simplified the treatment of the next two Equations (1) and (2), which express the values of the shift distance,  $n$ , of the isodose curve in the lung tissue and in the soft tissue beyond the lung respectively, by expressing each scatter correction factor, S.C.F., as an exponential function; a constant; or a combination of the two.

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

$$n = l_0S_2(d) + G(d)\log_{10}(S.C.F.); \tag{2}$$

As a result, a series of values of the shift factor,  $R$ , of the isodose curve can be obtained:—

(A) The shift factor,  $R$ , is defined as  $n/m$  when a corrected isodose curve is in the lung tissue:

$$R = a \quad \text{when S.C.F.} = 10^{-\alpha(m+n)},$$

$$R = a + \frac{b}{m} \quad \text{when S.C.F.} = \overline{\text{S.C.F.}}$$

(B) The Shift factor, R, is defined as  $n/l_0$  when a corrected isodose curve is in the soft tissue beyond the lung:

$$R = a + \frac{bm}{l_0} \quad \text{when S.C.F.} = 10^{-\alpha l_0} \cdot 10^{\beta(m+n-l_0)},$$

$$R = a + \frac{b}{l_0} + \frac{cm}{l_0} \quad \text{when S.C.F.} = A \cdot 10^{\beta(m+n-l_0)},$$

$$R = a \quad \text{when S.C.F.} = 1 - k(1 - 10^{-\alpha l_0}),$$

$$R = a + \frac{b}{l_0} \quad \text{when S.C.F.} = \overline{\text{S.C.F.}}$$

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 whole thickness of the lung; and the others are constants.

The constants a, b, c are functions of the central axis depth dose,  $D_d$ , the density of the lung,  $\rho$ , the scatter correction factor, S.C.F., and so on. A good conclusion has been obtained for 10 MV X-ray irradiation that the central axis depth dose corrected according to R is within  $\pm 2\%$  against the measured.

## 1. 緒 言

等線量曲線移動法シリーズ<sup>1)2)</sup>のなかの「胸部照射に対する等線量曲線の補正」に関して、前回は、コバルトγ線照射の場合について報告した。コバルトγ線照射の場合、散乱補正係数  $\overline{\text{S.C.F.}}$  は、照射野の違いによつて大きく変化せず<sup>2)3)</sup>、しかも、等線量曲線移動距離 n を表わす式に、それぞれの組織内の平均散乱補正係数 S.C.F. を採用しても、中心軸線量の誤差は、線量値にして  $\pm 2\%$  以内におさまる。これは、コバルトγ線のビルドアップ効果があまり強くないことに原因する。

胸部照射における等線量曲線移動法の取扱いは、コバルトγ線あるいはそれに相当するエネルギーのX線のみに限られていて<sup>3)~5)</sup>、特に、ライナック級の数 MV 以上のエネルギーのX線に関しては、その経験的な取扱いさえも報告されていない。今回は、10MV X線照射の場合について、そのX線の強いビルドアップ効果による現象を表現するために、散乱補正係数 S.C.F. の数式化に工夫を凝らし、等線量曲線移動距離 n、あるいは等線量曲線移動率 R を算出する式を得たので

報告する。

## 2. 理 論

### A. 肺組織内

補正の結果、肺組織内に入る等線量曲線の等線量曲線移動距離 n は、深さ  $x=d$  において次式の様になる<sup>2)</sup>：

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

ここで

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

$$F(d) = 2.303 \left[ 1 + S_1(d) \right] \frac{D_d}{\left( -\frac{dD_d}{dx} \right)}.$$

ただし

m: 深さ d における位置での肺組織前面から距離, らの

S.C.F.: 肺組織内の深さ m+n における散乱補正係数,

f: SSD,

$\rho$ : 肺組織の密度,

$D_d$ : 深さ d における中心軸線量.

ところで、 $S_1(d)$  は、 $\text{S.C.F.} = 1$  とした場合の、

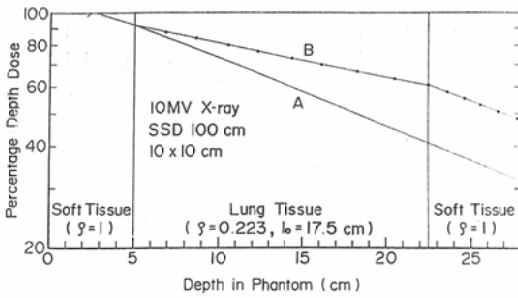


Fig. 1. Central axis depth dose in a thorax phantom ( $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ ) for 10 MV X-rays,  $10 \times 10 \text{ cm}$  field, SSD 100 cm. Curve A is in water; curve B is corrected for absorption differences; dots are corrected according to  $S_1(d)$  and  $S_2(d)$  in Table 1 (A) and (B).

つまり肺組織の密度  $\rho$  のみの補正を施した場合の肺組織前面からの距離  $m$  に対する、深さ  $d$  における等線量曲線移動率  $R$  を示している (Fig. 1).

次に、(1)式に入っている散乱補正係数 S.C.F. を、肺組織内の深さ  $m+n$  に対して、指数関数あるいは定数関数に近似できる場合、(1)式は、それぞれ次式の様に変形される：

(i) S.C.F. =  $10^{-\alpha(m+n)}$  とする場合

$$n = \left[ \frac{1 + S_1(d)}{1 + \alpha F(d)} - 1 \right] m. \quad (2)$$

(ii) S.C.F. =  $\overline{\text{S.C.F.}}$  (一定) とする場合

$$n = m S_1(d) + F(d) \log_{10}(\overline{\text{S.C.F.}}). \quad (3)$$

B. 肺を越えた軟組織内

補正の結果、肺を越えた軟組織内に入る等線量曲線の等線量曲線移動距離  $n$  は、深さ  $x=d$  において次式の様になる<sup>2)</sup>：

$$n = l_0 S_2(d) + G(d) \log_{10}(\text{S.C.F.}) \quad (4)$$

ここで

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

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

ただし

$l_0$  : 全肺組織の厚さ、

S.C.F.: 肺を越えた軟組織内の深さ  $m+n-l_0$  における散乱補正係数。

その他の符号は、(1)式の場合と同じ。

ところで、 $S_2(d)$  は、S.C.F. = 1 とした場合の、つまり肺組織の密度  $\rho$  のみの補正を施した場合の全肺組織の厚さ  $l_0$  に対する、深さ  $d$  における等線量曲線移動率  $R$  を示している (Fig. 1).

次に(4)式に入っている散乱補正係数 S.C.F. を、肺を越えた軟組織内の深さ  $m+n-l_0$  に対して、指数関数あるいは定数関数に近似できる場合、(4)式は、それぞれ次式の様に変形される：

(i) S.C.F. =  $A 10^{\beta(m+n-l_0)}$  とする場合

$$n = \left[ 1 + \frac{1 - S_2(d)}{\beta G(d) - 1} \right] l_0 - \frac{(\beta m + \log_{10} A) G(d)}{\beta G(d) - 1}. \quad (5)$$

(ii) S.C.F. =  $\overline{\text{S.C.F.}}$  (一定) とする場合

$$n = l_0 S_2(d) + G(d) \log_{10}(\overline{\text{S.C.F.}}). \quad (6)$$

$S_1(d)$ ,  $F(d)$  および  $S_2(d)$ ,  $G(d)$  の値は、一般に、中心軸線量  $D_d$  と肺組織の密度  $\rho$  により求まる。10MV X線の中心軸線量  $D_d$  として、日本医放物理部会編による深部量百分率  $P(d)$  を利用し<sup>6)</sup>、 $\rho = 0.223$  とした場合の各種照射野における  $S_1(d)$ ,  $F(d)$  および  $S_2(d)$ ,  $G(d)$  の値を Table 1 (A), (B) に示す。これらの値は、一般に深さの関数であるが、特に、変化の少ない 5 cm 以降の深さにおいては、各区分ごとの値を、それらの平均値でもつて代表させることができる。

3. 実験結果

胸部ファントム内の軟組織および肺組織には、水に等価なスチロール板およびコルク板 (密度  $\rho = 0.223 \text{ g/cm}^3$ ) をそれぞれ利用する。10MV X線発生装置は、東芝 LMR-13 型ライナックであり、また、それに対する胸部ファントムの中心軸線量の測定は、Ionex chamber による。

A. 散乱補正係数 S.C.F.

散乱補正係数 S.C.F. は、ビーム中心軸上にある任意の点で、胸部ファントムの組織密度のみの補正により得られる線量に対する真の線量の比でもつて定義される<sup>8)</sup>。この値は、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、一般に 1 より小さくなっている<sup>8)7)~11)</sup>。

散乱補正係数 S.C.F. を求めるのに使用した胸部ファントムは、入射面側から 5 cm 厚の軟組織、

17.5cm 厚の肺組織および10cm 厚の軟組織から構成されている。SSD100cm での各種照射野に対する散乱補正係数 S.C.F. を Fig. 2 の黒丸で示す。なお、この場合、入射面側の軟組織内の散乱補正係数 S.C.F. は、1 に近似できる。この図を見ると、10MV X線の散乱補正係数 S.C.F. は、コバルトγ線およびそれに相当するエネルギーのX線のそれと異なり<sup>2)3)</sup>、一般に、照射野の違いによる影響を強く受けているのが知られる。つまり、小照射野になる程：肺組織内では、散乱補正係数 S.C.F. の低下が著しくなり；また、肺を越えた軟組織内では、その回復が著しくなっている。この理由は、肺組織の密度  $\rho$  が小さいことのために、次の様な現象が生ずるためと考えられる：

(i) 肺組織内での2次電子線の飛程は、水中のそれよりも大きい。それ故に、肺組織内では、

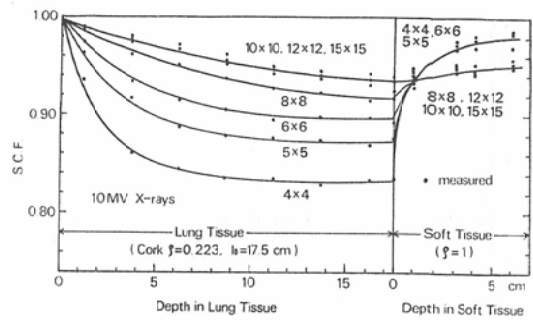


Fig. 2. Curves of the S.C.F. in a thorax phantom ( $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ ) for 10 MV X-rays.

入射面側の軟組織からの2次電子線および肺組織内で発生する2次電子線の照射野外へ放出される割合がより大きい。この傾向は、照射野の小さくなる程著しくなる。

(ii) 肺を越えた軟組織内の浅部では、肺組織

Table 1(A) Numerical Values of  $S_1(d)$  and  $F(d)$  (10 MV X-rays, SSD 100 cm,  $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ )

Depth d (cm)	4 × 4		5 × 5		6 × 6		8 × 8		10 × 10		12 × 12		15 × 15	
	$S_1(d)$	$F(d)$	$S_1(d)$	$F(d)$	$S_1(d)$	$F(d)$	$S_1(d)$	$F(d)$	$S_1(d)$	$F(d)$	$S_1(d)$	$F(d)$	$S_1(d)$	$F(d)$
3	0.542	100.1	0.452	103.2	0.420	104.3	0.371	105.9	0.339	107.0	0.271	109.3	0.219	111.1
4	0.853	90.4	0.810	91.9	0.758	93.7	0.703	95.6	0.631	98.0	0.583	99.7	0.551	100.8
5	0.941	88.2	0.924	88.8	0.856	91.2	0.798	93.2	0.751	94.8	0.734	95.4	0.704	96.4
6	0.973	87.9	0.914	90.0	0.919	89.8	0.859	91.9	0.826	93.1	0.778	94.8	0.714	97.0
7	0.961	89.2	0.937	90.0	0.931	90.2	0.850	93.1	0.826	93.9	0.775	95.8	0.752	96.6
8	1.000	88.6	0.990	89.0	0.910	91.8	0.866	93.4	0.842	94.3	0.801	95.7	0.809	95.5
9	0.998	89.5	0.986	90.0	0.849	94.9	0.881	93.8	0.838	95.3	0.794	96.9	0.787	97.1
10	0.986	90.8	0.975	91.2	0.969	91.4	0.941	92.4	0.881	94.6	0.816	96.9	0.756	99.1
Mean	0.977	89.0	0.954	89.8	0.906	91.6	0.866	93.0	0.827	94.3	0.783	95.9	0.754	97.0
11	1.021	90.3	1.008	90.8	1.073	88.4	0.942	93.2	0.856	96.4	0.839	97.0	0.792	98.7
12	1.055	89.9	1.026	91.0	0.993	92.2	0.914	95.1	0.895	95.8	0.878	96.4	0.830	98.2
13	1.055	90.7	1.021	92.0	1.004	92.6	0.939	94.3	0.940	95.0	0.921	95.7	0.867	97.7
14	1.047	91.8	1.031	92.4	1.033	92.3	0.984	94.2	0.943	95.7	0.925	96.4	0.907	97.1
15	1.056	92.2	1.017	93.7	1.001	91.3	1.010	94.0	0.967	95.6	0.946	96.4	0.887	98.7
Mean	1.047	91.0	1.021	92.0	1.021	92.0	0.962	94.2	0.920	95.7	0.902	96.4	0.857	98.1
16	1.059	93.0	1.060	92.9	1.020	94.4	0.991	95.5	0.965	96.5	0.945	97.3	0.901	99.0
17	1.083	92.8	1.064	93.5	1.066	93.5	1.009	95.7	0.962	97.5	0.916	99.3	0.917	99.2
18	1.103	92.8	1.058	94.6	1.040	95.3	1.029	95.7	0.974	97.8	0.974	97.9	0.904	100.6
19	1.125	92.7	1.078	94.6	1.056	95.5	1.044	95.9	1.013	97.1	1.014	97.1	0.938	100.1
20	1.091	94.9	1.051	96.5	1.056	96.2	1.034	97.1	0.987	99.0	0.963	99.9	0.946	100.6
Mean	1.092	93.2	1.062	94.4	1.048	95.0	1.021	96.0	0.980	97.6	0.962	98.3	0.921	99.9

Table 1(B) Numerical Values of  $S_2(d)$  and  $G(d)$  (10 MV X-rays, SSD 100cm,  $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ )

Depth d (cm)	4 × 4		5 × 5		6 × 6		8 × 8		10 × 10		12 × 12		15 × 15	
	$S_2(d)$	G(d)	$S_2(d)$	G(d)	$S_2(d)$	G(d)	$S_2(d)$	G(d)	$S_2(d)$	G(d)	$S_2(d)$	G(d)	$S_2(d)$	G(d)
3	0.352	64.9	0.311	71.1	0.296	73.4	0.271	77.3	0.253	80.0	0.213	86.0	0.180	91.2
4	0.460	48.8	0.448	50.8	0.431	53.3	0.413	56.1	0.387	60.1	0.368	62.9	0.355	65.0
5	0.485	45.4	0.480	46.1	0.461	49.1	0.444	51.8	0.429	54.1	0.423	55.0	0.413	56.6
6	0.493	44.6	0.478	47.0	0.479	46.8	0.462	49.5	0.452	51.0	0.437	53.3	0.417	56.6
7	0.490	45.5	0.484	46.5	0.482	46.7	0.459	50.3	0.452	51.4	0.437	54.0	0.429	55.1
8	0.500	44.3	0.497	44.7	0.477	48.1	0.464	50.1	0.457	51.2	0.445	53.1	0.447	52.8
9	0.499	44.8	0.496	45.3	0.459	51.3	0.468	49.9	0.456	51.9	0.443	54.0	0.440	54.3
10	0.496	45.7	0.494	46.2	0.492	46.4	0.485	47.6	0.468	50.3	0.449	53.4	0.431	56.5
Mean	0.494	45.1	0.488	46.0	0.475	48.1	0.464	49.9	0.452	51.7	0.439	53.8	0.430	55.3
11	0.505	44.7	0.502	45.2	0.518	42.6	0.485	48.0	0.461	51.9	0.456	52.7	0.442	55.1
12	0.513	43.7	0.506	44.9	0.498	46.3	0.478	49.7	0.472	50.6	0.468	51.3	0.453	53.7
13	0.513	44.1	0.505	45.5	0.501	46.2	0.490	48.1	0.485	49.0	0.479	49.8	0.464	52.3
14	0.511	44.9	0.508	45.5	0.508	45.4	0.496	47.5	0.485	49.3	0.480	50.1	0.476	50.9
15	0.514	44.9	0.504	46.5	0.500	47.2	0.502	46.8	0.492	48.6	0.486	49.6	0.470	52.3
Mean	0.511	44.5	0.505	45.5	0.505	45.5	0.490	48.0	0.479	49.9	0.474	50.7	0.461	52.9
16	0.514	45.2	0.515	45.1	0.505	46.8	0.498	48.0	0.491	49.1	0.486	50.0	0.474	52.1
17	0.520	44.6	0.516	45.3	0.516	45.2	0.502	47.6	0.490	49.7	0.478	51.8	0.478	51.8
18	0.525	44.1	0.514	45.9	0.510	46.7	0.507	47.2	0.493	49.6	0.493	49.6	0.475	52.9
19	0.529	43.6	0.519	45.5	0.514	46.5	0.511	46.9	0.503	48.2	0.504	48.2	0.484	51.7
20	0.522	45.4	0.512	47.0	0.514	46.8	0.508	47.8	0.497	49.8	0.491	50.9	0.486	51.7
Mean	0.522	44.6	0.515	45.8	0.512	46.4	0.505	47.5	0.495	49.3	0.490	50.1	0.479	52.0

からの2次電子線量が、照射野の小さい程少なくなっている。

(iii) 肺を越えた軟組織内の深部では、肺組織内での低散乱X線量に原因する散乱補正係数 S.C.F. の低下は、照射野の大きくなる程著しくなる。

ところで、肺組織内においては、照射野10×10 cm 以上の大きさの照射野に対する散乱補正係数 S.C.F. をひとつの曲線にまとめることができる；また同様に、肺を越えた軟組織内においては、照射野4×4 cm から6×6 cm までと、照射野8×8 cm から15×15cm までの大きさの照射野に対する散乱補正係数 S.C.F. をそれぞれひとつの曲線にまとめることができる。

Fig. 2 の実線で表わされている散乱補正係数 S.C.F. は、一般に、それぞれの組織内で、それ

の深さに対して、指数関数；指数関数と定数関数の合成；あるいは定数関数でそれぞれ近似され得る。各種照射野に対する散乱補正係数 S.C.F. の関数を対数の形でまとめて表わしたのが、Table 2 (A), (B) である。なお、この表に入っている諸定数は、最小自乗法により得られた。

B. 中心軸線量

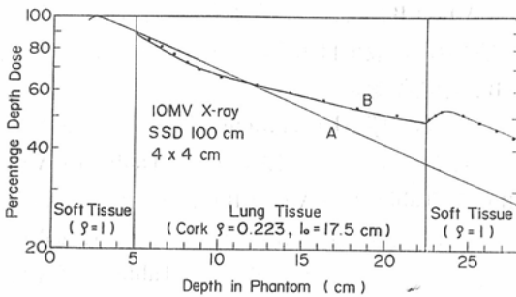
全肺組織の厚さ $l_0=17.5\text{cm}$ の胸部ファントムにおける、等線量曲線移動距離  $n$  は、Table 1 (A), (B) と Table 2 (A), (B) に表わされている所定の値を式 (2), (3) および式 (5), (6) に代入することにより求まる。Table 3 (A), (B) は、それぞれ各種照射野について、散乱補正係数 S.C.F. を求めるのに使用したのと同じ胸部ファントムにおける等線量曲線移動距離  $n$  を表わしている。特に、この表のなかの照射野4×

Table 2(A) Numerical Expressions of the S.C.F. in the Lung Tissue  
(10 MV X-rays, SSD 100 cm,  $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ ,  $l_0=17.5 \text{ cm}$ )

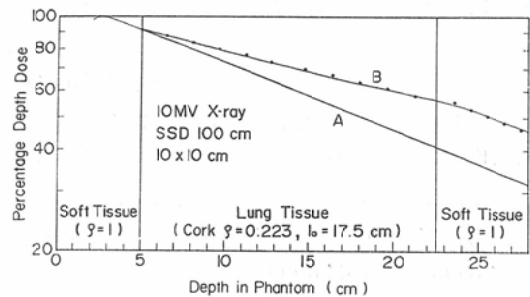
Field (cm)	$\log_{10} (\text{S.C.F.})$			
	$-\alpha(m+n)$		$\log_{10} (\text{S.C.F.})$	
	$\alpha \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	Range of Application (cm)	$\log_{10} (\text{S.C.F.})$	Range of Application (cm)
4 × 4	0.01814	$0 \leq m+n < 4.4$	-0.0780	$4.4 \leq m+n$
5 × 5	0.00887	$0 \leq m+n < 6.2$	-0.0578	$6.2 \leq m+n$
6 × 6	0.00677	$0 \leq m+n < 6.8$	-0.0464	$6.8 \leq m+n$
8 × 8	0.00253	$0 \leq m+n$	—	—
10 × 10	0.00186	$0 \leq m+n$	—	—
12 × 12				
15 × 15				

Table 2(B) Numerical Expressions of the S.C.F. in the Soft Tissue beyond the Lung  
(10 MV X-rays, SSD 100 cm,  $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ ,  $l_0=17.5 \text{ cm}$ )

Field (cm)	$\log_{10} (\text{S.C.F.})$				
	$\log_{10} A + \beta (m+n-1_0)$			$\log_{10} (\text{S.C.F.})$	
	$\log_{10} A$	$\beta \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	Range of Application (cm)	$\log_{10} (\text{S.C.F.})$	Range of Application (cm)
4 × 4	-0.0747	0.0526	$0 \leq m+n-1_0 < 1.0$	-0.0106	$1.0 \leq m+n-1_0$
5 × 5	-0.0542	0.0241	$0 \leq m+n-1_0 < 1.6$		$1.6 \leq m+n-1_0$
6 × 6	-0.0457	0.0170	$0 \leq m+n-1_0 < 1.6$		$1.6 \leq m+n-1_0$
8 × 8	—	—	—	-0.0227	$0 \leq m+n-1_0$
10 × 10					
12 × 12					
15 × 15					



(A)



(B)

Fig. 3. Central axis depth dose in a thorax phantom ( $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ ) for 10 MV X-rays, SSD 100 cm, field size (A) 4×4 cm and (B) 10×10 cm. Curve A is in water; curve B is measured; dots are corrected according to n in Table 3 (A), (B).

Table 3(A) Numerical Values of Shift Distance,  $n$ , in the Lung Tissue  
(10 MV X-rays, SSD 100 cm,  $\rho = 0.223 \text{ g/cm}^3$ ,  $l_0 = 17.5 \text{ cm}$ )

Depth $d$ (cm)	Depth $m$ (cm)	$n$ (cm) (Values with * are from Eq. (3). and others from Eq. (2).)						
		4 × 4	5 × 5	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	15 × 15
5	0	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
6	1	-0.24	0.09	0.18	0.51	0.55	0.51	0.49
7	2	-0.49	0.18	0.35	1.02	1.11	1.03	0.97
8	3	-0.73	0.26	0.53	1.53	1.66	1.54	1.46
9	4	-0.98	0.35	0.70	2.04	2.22	2.05	1.94
10	5	-1.22	0.44	0.88	2.56	2.77	2.57	2.43
11	6	-0.82*	0.81*	1.86*	3.50	3.78	3.68	3.42
12	7	0.23*	1.83*	2.88*	4.09	4.41	4.29	3.99
13	8	1.28*	2.85*	3.90*	4.67	5.04	4.90	4.56
14	9	2.33*	3.87*	4.92*	5.26	5.67	5.52	5.13
15	10	3.37*	4.89*	5.94*	5.84	6.30	6.13	5.70
16	11	4.74*	6.22*	7.12*	6.89	7.44	7.25	6.82
17	12	5.83*	7.29*	8.17*	7.51	8.11	7.91	7.44
18	13	6.92*	8.35*	9.22*	8.14	8.79	8.57	8.06

Table 3(B) Numerical Values of Shift Distance,  $n$ , in the Soft Tissue beyond the Lung  
(10 MV X-rays, SSD 100 cm,  $\rho = 0.223 \text{ g/cm}^3$ ,  $l_0 = 17.5 \text{ cm}$ )

Depth $d$ (cm)	Depth $m$ (cm)	$n$ (cm) (Values with * are from Eq. (5), and others from Eq. (6).)						
		4 × 4	5 × 5	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	15 × 15
16	11	7.03* 8.66	8.53	8.10* 8.47	7.56	7.54	7.44	7.20
17	12	8.66	8.53	8.47	7.56	7.54	7.44	7.20
18	13	8.66	8.53	8.47	7.56	7.54	7.44	7.20
19	14	8.66	8.53	8.47	7.56	7.54	7.44	7.20
20	15	8.66	8.53	8.47	7.56	7.54	7.44	7.20
Supplemental Values of $n$		7.90* ( $d = 15.5$ ) 6.16* ( $d = 16.5$ )	8.33* ( $d = 15.8$ ) 7.27* ( $d = 15.9$ )	6.98* ( $d = 15.7$ ) 7.35* ( $d = 15.8$ ) 7.73* ( $d = 15.9$ )				

4 cm と照射野10×10cm に関する中心軸線量を Fig. 3 (A), (B) に表わす。この図の黒丸は、Table 3 (A), (B) の  $n$  値から得られたものであり、実線で表わされている実測値に対するそれらの誤差は、他の照射野の場合を含めても、線量値にして±1%以内におさまる。

C. 等線量曲線

以上の内容は、厳密に言えば、ビーム中心軸に

関して成立する事柄であるが、これをビーム中心軸外つまり等線曲線にも適応してみる：

Fig. 4 (A), (B) は、それぞれ照射野4×4 cm および照射野10×10cm について、散乱補正係数 S.C.F. を求めるのに使用したのと同じ胸部ファントムにおける等線量曲線を表わしている：この図の左側半分の等線量曲線は、ビーム中心軸上の黒化度をその中心軸線量でもって校正するフィ



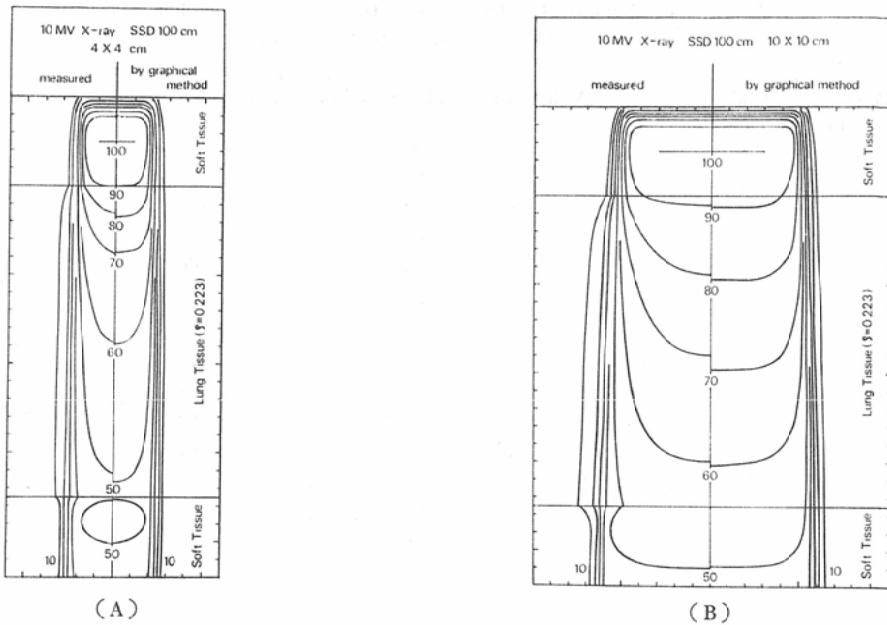


Fig. 4 Isodose curves in a thorax phantom ( $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ ) for 10 MV X-rays, SSD100 cm, field size (A)  $4 \times 4 \text{ cm}$  and (B)  $10 \times 10 \text{ cm}$ . The left side is measured; the right side is obtained by the isodose curve shift method.

ルム法によりそれぞれ作製せられている；また、右側半分のそれは、等線量曲線移動法によりそれぞれ得られている。フィルム法により作られた等線量曲線は、その方法により、ビーム中心軸から離れた所では限らずしも正しいと断定できないが、両者の比較から次の事柄が知られる：肺組織内において、フィルム法による等線量曲線の形はビーム中心軸附近では、とんがり、また、照射野の縁周辺では、外側へ広がる。この種の現象は、散乱補正係数 S.C.F. の項で述べている (i) の現象で説明され得る。特に、照射野  $4 \times 4 \text{ cm}$  においては、肺を越えた軟組織内の50%等線量曲線が独立して存在することが、等線量曲線移動法による等線量曲線にうまく表現せられている。

#### 4. 考 察

前節までの取扱いは、全肺組織の厚さ  $l_0=17.5 \text{ cm}$  の胸部ファントムに関するものであり、そのまま、任意の胸部ファントムに対して適応されない。その取扱いを可能にさせるには、特に、肺を越えた軟組織内における散乱補正係数 S.C.F.

を、全肺組織の厚さ  $l_0$  の入る関数で表示しなければならない。そこで、著者らは、Table 2 (A), (B) に表わされている10MV X線の散乱補正係数 S.C.F. を、4.3MV X線に関して尾内らの開発した散乱補正係数 S.C.F. の実験式<sup>3)</sup>に含まれている一般的な諸性質でもつて一般化することにより、任意の胸部ファントムに対する取扱いを可能にした。

次に、任意の胸部ファントムに対する取扱いを、等線量曲線移動率  $R$  でもつて行うことについて考察してみる。

##### A. 肺組織内

ここでは、等線量曲線移動率  $R$  を  $n/m$  に定義する：

##### (a) 2次電子減衰領域

この領域では、散乱補正係数 S.C.F. が深さと共に小さくなる。これは、照射野約  $4 \times 4 \text{ cm}$  から約  $6 \times 6 \text{ cm}$  までの浅い肺組織内、および照射野約  $8 \times 8 \text{ cm}$  から約  $15 \times 15 \text{ cm}$  までの全肺組織内に相当する：

この場合、 $S.C.F.=10^{-c(m+n)}$ 、とおけるので、

(2) 式より

$$R = \frac{1+S_1(d)}{1+\alpha F(d)} - 1$$

$$= a \tag{7}$$

が求まる。

(b) 2次電子平衡領域

この領域では、散乱補正係数 S.C.F. が深さと共に大きく変化しない。これは、照射野約  $4 \times 4$  cm から約  $6 \times 6$  cm までの深い肺組織内に相当する：

この場合、 $S.C.F.=\overline{S.C.F.}$  (一定)、とおけるので、(3)式より

$$R = S_1(d) + \frac{F(d)\log_{10}(\overline{S.C.F.})}{m}$$

$$= a + \frac{b}{m} \tag{8}$$

が求まる。

B. 肺を越えた軟組織内

ここでは、等線量曲線移動率 R を  $n/l_0$  に定義する：

(a) 2次電子増加領域

この領域では、散乱補正係数 S.C.F. が深さと共に大きくなる。これは、照射野約  $4 \times 4$  cm から約  $6 \times 6$  cm までの浅い軟組織内に相当する：

(i) 全肺組織の厚さ  $l_0$  が小さい場合、 $S.C.F.=A10^{\beta(m+n-l_0)}$ 、( $A=10^{\alpha-l_0}$ )、とおけるので、(5)式より

$$R = \frac{(\alpha+\beta)G(d)-S_2(d)}{\beta G(d)-1} - \frac{\beta G(d)}{\beta G(d)-1} \frac{m}{l_0}$$

$$= a + \frac{bm}{l_0} \tag{8}$$

が求まる。

(ii) 全肺組織の厚さ  $l_0$  が大きい場合、 $S.C.F.=A10^{\beta(m+n-l_0)}$ 、( $A=$ 一定)、とおけるので、

(5) 式より

$$R = \left[ 1 + \frac{1-S_2(d)}{\beta G(d)-1} \right] - \frac{G(d)\log_{10}A}{\beta G(d)-1} \frac{1}{l_0}$$

$$- \frac{\beta G(d)}{\beta G(d)-1} \frac{m}{l_0}$$

$$= a + \frac{b}{l_0} + \frac{cm}{l_0} \tag{10}$$

が求まる。

(b) 2次電子平衡領域

この領域では、散乱補正係数 S.C.F. が深さと

共に大きく変化しない。これは、照射野約  $4 \times 4$  cm から約  $6 \times 6$  cm までの深い軟組織内、および照射野約  $8 \times 8$  cm から約  $15 \times 15$  cm までの全軟組織内に相当する：

(i) 照射野約  $4 \times 4$  cm から約  $6 \times 6$  cm までの小さな全肺組織の厚さ  $l_0$ 、および照射野約  $8 \times 8$  cm から約  $15 \times 15$  cm までの任意な全肺組織の厚さ  $l_0$  に対しては、 $S.C.F.=1-(1-A)k$ 、( $A=10^{-\alpha l_0}$ 、 $k=$ 照射野の大きさで定まる定数)、とおけるので、(6)式より

$$R = S_2(d) - \alpha k G(d)$$

$$= a \tag{11}$$

が近似される。

(ii) 照射野約  $4 \times 4$  cm から約  $6 \times 6$  cm までの大きな全肺組織の厚さ  $l_0$  に対しては、 $S.C.F.=\overline{S.C.F.}$  (一定)、とおけるので、(6)式より

$$R = S_2(d) + \frac{G(d)\log_{10}(\overline{S.C.F.})}{l_0}$$

$$= a + \frac{b}{l_0} \tag{12}$$

が求まる。

以上の定数 a, b, c は、個々の実験結果から直接的に定め得られるが、ここでは、Table 1, 2 の数値から間接的に定めることにする。この場合：同一照射野に対して、深さ 5 cm 以降では、 $S_1(d)$ ,  $F(d)$  および  $S_2(d)$ ,  $G(d)$  の値の変化が小さくなっているため、特に深さ 5 cm 以降では、これらの定数を一定と見なし；また、異なる大きさの照射野間で、これらの定数が同じ様な値になっている場合には、これらの定数を異なる照射野間での平均値で代表させる。この様にして得られた等線量曲線移動率 R を Table 4 (A), (B) に示す。

この表から次のことが知られる：つまり、小照射野での等線量曲線移動率 R は、肺組織に関する  $m$ ,  $l_0$  に依存するが、大照射野での等線量曲線移動率 R は、それらに依存しなくなり、しかも特に 5 cm 以降の深さにおけるこれらの値は、肺組織内および肺を越えた軟組織内において、0.5 に近似でき、コバルトγ線およびそれに相当するエ

Table 4(A) Numerical Values of Shift Factor, R, in the Lung Tissue  
( $R=n/m$ , 10 MV X-rays, SSD 100 cm,  $\rho=0.223$  g/cm<sup>3</sup>)

$m \leq 5.7$				$m > 5.7$
d (cm)	3	4	5~20	
4 × 4	- 0.452	- 0.297	- 0.231	1.039 - 7.106/m
5 × 5	- 0.242	- 0.003	0.108	1.012 - 5.323/m
6 × 6	- 0.168	0.076	0.223	0.992 - 4.311/m
d (cm)	3	4	5~20	
8 × 8 } 15 × 15	0.066	0.348	0.587	

Table 4(B) Numerical Values of Shift Factor, R, in the Soft Tissue beyond the Lung  
( $R=n/l_0$ , 10 MV X-rays, SSD 100 cm,  $\rho=0.223$  g/cm<sup>3</sup>)

$4 \times 4$ ( $0 \leq m+n-l_0 < 1.0$ ); $5 \times 5$ and $6 \times 6$ ( $0 \leq m+n-l_0 < 1.6$ )			
d (cm)	3	4	5~20
4 × 4 ( $l_0 < 4.4$ )	1.756 - 1.414m/l <sub>0</sub>	1.910 - 1.638m/l <sub>0</sub>	1.963 - 1.739m/l <sub>0</sub>
5 × 5 ( $l_0 < 6.2$ )	2.850 - 2.402m/l <sub>0</sub>	5.470 - 5.459m/l <sub>0</sub>	9.762 - 10.703m/l <sub>0</sub>
6 × 6 ( $l_0 < 6.8$ )	5.846 - 5.036m/l <sub>0</sub>	-8.902 + 9.650m/l <sub>0</sub>	-2.964 + 3.840m/l <sub>0</sub>
d (cm)	4		5~20
4 × 4 ( $l_0 \geq 4.4$ )	1.345 + 2.426/l <sub>0</sub> - 1.636m/l <sub>0</sub>		1.364 + 2.582/l <sub>0</sub> - 1.741m/l <sub>0</sub>
5 × 5 ( $l_0 \geq 6.2$ )	3.461 + 13.092/l <sub>0</sub> - 5.459m/l <sub>0</sub>		5.965 + 26.386/l <sub>0</sub> - 11.002m/l <sub>0</sub>
6 × 6 ( $l_0 \geq 6.8$ )	-5.060 - 26.337/l <sub>0</sub> + 9.649m/l <sub>0</sub>		-1.504 - 10.800/l <sub>0</sub> + 3.958m/l <sub>0</sub>
$4 \times 4$ ( $m+n-l_0 \geq 1.0$ ); $5 \times 5$ and $6 \times 6$ ( $m+n-l_0 \geq 1.6$ )			
d (cm)	3	4	5~20
4 × 4 ( $l_0 < 4.4$ ) 5 × 5 ( $l_0 < 6.2$ ) 6 × 6 ( $l_0 < 6.8$ ) 8 × 8 } 15 × 15	0.146	0.320	0.408
d (cm)	4		5~20
4 × 4 ( $l_0 \geq 4.4$ ) 5 × 5 ( $l_0 \geq 6.2$ ) 6 × 6 ( $l_0 \geq 6.8$ )	0.446 - 0.541/l <sub>0</sub>		0.503 - 0.484/l <sub>0</sub>

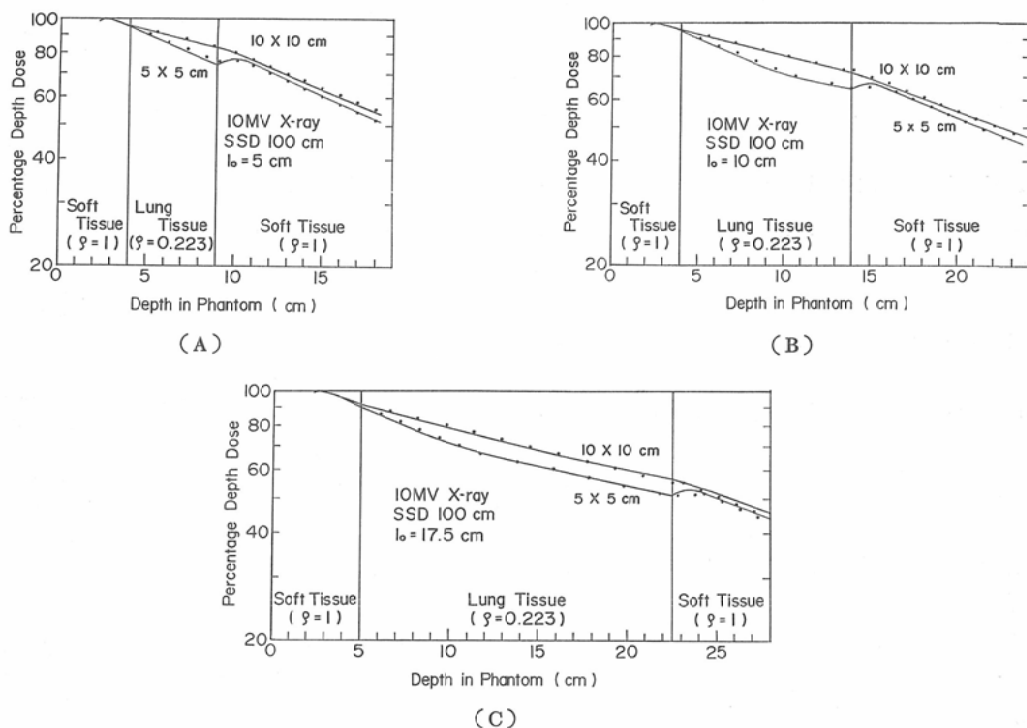


Fig. 5. Central axis depth dose in three kinds of thorax [phantoms (A)-(C) ( $\rho=0.223 \text{ g/cm}^3$ ) for 10 MV X-rays, SSD 100 cm, 5×5 cm and 10×10 cm fields. Solid curves are measured; dots are corrected according to R in Table 4 (A), (B).

エネルギーのX線における値とほぼ同じになっている<sup>9)~5)</sup>。

次に、全肺組織の厚さ  $l_0 = 5 \text{ cm}$ ,  $10 \text{ cm}$  および  $17.5 \text{ cm}$  の胸部ファントムにおける中心軸線量をそれぞれ照射野  $5 \times 5 \text{ cm}$  と照射野  $10 \times 10 \text{ cm}$  について求める。これらを Fig. 5 (A), (B), (C) に表わす。この図を見ると、等線量曲線移動法による中心軸線量 (図の黒丸) は、測定によるそれ (図の実線) に対して、線量値にして ±2% 以内の誤差におさまることが知られる。

等線量曲線移動法に関する従来までの取扱いは、コバルトγ線、およびその附近のエネルギーのX線のみを対象にしている。一方、(1)式および(4)式は、ビーム中心軸上の線量が距離の逆自乗の項と、組織の吸収の項との積で表わされ、しかも、それが片対数グラフ上で直線に近い状態にあれば、あらゆる放射線に対して適応され得

る。

実験で使用した胸部ファントムの肺組織の密度  $\rho$  は、 $0.223 \text{ g/cm}^3$  であり、この値は、従来まで報告されている値よりも少し小さい<sup>9)12)~15)</sup>。肺組織の密度  $\rho$  の相違による等線量曲線移動距離  $n$ 、あるいは移動率  $R$  の変化に関しては、今回の研究項目からはずしている(1)式および(4)式において、 $\rho$  と複雑に関係しているのは、散乱補正係数 S.C.F. である。よつて、これらが  $\rho$  をも含んだ関数で表示できると、これに関する問題は解決する。

(1) 式の第2項に入っている  $\log_{10}(\text{S.C.F.})$  は、肺組織内の深さ  $m+n$  における値である。これを改めて、 $\log_{10}(\text{S.C.F.})_{m+n}$  と記す。

つまり

$$n = mS_1(d) + F(d)\log_{10}(\text{S.C.F.})_{m+n} \quad (13)$$

となる。

ここで、 $n' < n$ なる任意の  $n'$  に対しては、散乱補正係数 S.C.F. が深さと共に一般に小さくなることにより、次の不等式が成立する：

$$\log_{10}(\text{S.C.F.})_{m+n'} > \log_{10}(\text{S.C.F.})_{m+n} \quad (14)$$

よつて

$$n' < n < mS_1(d) + F(d)\log_{10}(\text{S.C.F.})_{m+n'} \quad (15)$$

が求まる。

(15) 式により、 $n'$  を少しずつ大きくもつて行くと、 $n'$  が限りなく  $n$  に近づくことが理解される。

次に、 $n' > n$  なる任意の  $n'$  に対しては、同様にして

$$n' > n > mS_1(d) + F(d)\log_{10}(\text{S.C.F.})_{m+n'} \quad (16)$$

が求まる。

(16) 式により、 $n'$  を少しずつ小さくもつて行くと、 $n'$  が限りなく  $n$  に近づくことが理解される。

肺を越えた軟組織内では、(4)式において、散乱補正係数 S.C.F. は、深さと共に一般に大きくなる。それ故に、 $n$  と異なる任意の  $n'$  に対しては、 $n'$  を  $n$  に近づけるのに、これを大きくすればよいのか、小さくすればよいのかは、一義的に決められない。しかし、どちらか一方だけが  $n$  に近づく。

この様な手順によつても、(1)式および(4)式を満足させる真の等線量曲線移動距離  $n$  が算出され得る。

## 5. 結 論

胸部照射における等線量曲線移動距離  $n$  を表わす一般式 (1)、(4)において、これらの式に含まれる散乱補正係数 S.C.F. を、それぞれの組織内において、指数関数；指数関数と定数関数の合成；あるいは定数関数にそれぞれ近似した。これにより、任意の胸部ファントムに適應できる一連の等線量曲線移動率  $R$  が算出され得た。

これらを10MV X線胸部照射にあてはめた場合、補正された中心軸線量は、実測のそれと非常によく一致することが確かめられた。

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わします。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、及びフォトセンター：斉藤正雄氏に深く感謝致します。

## 文 献

- 1) 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。
- 2) 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60  $\gamma$ 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。
- 3) 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。
- 4) Greene, D. and Stewart, J.G.: Isodose curves in non-uniform phantoms. Brit. J. Radiol., 38: 378—385, 1965.
- 5) Sundbom, L.: Dose planning for irradiation of thorax with  $^{60}\text{Co}$  in fixed-beam teletherapy. Acta Radiol., 3: 342—352, 1965.
- 6) 日本医放物理部会：放射線治療における  $^{60}\text{Co}$  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。通商産業研究社：1972。
- 7) Batho, H.F.: Lung corrections in cobalt 60 beam therapy. J. Can. Assoc. Radiol., 15: 79—83, 1964.
- 8) Burlin, T.E.: The evaluation of the dose to the thorax in rotational cobalt 60 therapy. Brit. J. Radiol., 30: 543—549, 1957.
- 9) O'Connor, J.E.: A transit dose technique for the determination of doses in inhomogeneous bodies. Brit. J. Radiol., 29: 663—667, 1956.
- 10) 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。
- 11) 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。
- 12) Fowler, J.F. and Young, A.E.: The average density of healthy lung. Amer. J. Roentgenol., 81: 312—315, 1959.
- 13) ICRP: Report of the lung dynamics task group to committee 2: pp. 87, 1965.
- 14) ICRU Report 10d (1962): Clinical dosimetry, NBS Handbook 87: pp. 24, 1963.
- 15) 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  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ 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，29：1397—1404，1970。