



Title	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
Author(s)	岩崎, 晃
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1975, 35(8), p. 674-684
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15345
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

斜入射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）

弘前大学医学部放射線医学教室 研究生（主任：篠崎達世教授）

岩 崎 晃

（昭和50年2月6日受付）

（昭和50年3月10日最終原稿受付）

Experimental and Theoretical Studies on the Isodose Curve Shift Method

Correction of the Isodose Curve for Oblique Incidence
by

Akira Iwasaki

Technical School of Radiodogy Affiliated to School of Medicine, Hirosaki University
(Director: Prof. Tatsuyo Shinozaki)

Research Cord No.: 203

Key Words: Oblique incidence, Isodose curve, Cobalt γ -rays, High energy X-rays, Electron beams.

The isodose curve shift method is the simplest one for obtaining an isodose curve for oblique incidence from the normal isodose curve in X-ray, γ -ray and electron beam teletherapy, especially in hand drawing. The rate of isodose curve shift has been derived both empirically and theoretically, but the empirical method is rough and not logical, and the conventional theoretical method contains the complicated expression in itself.

The theoretical formula which the author developed is very simple, and can be applied to any radiation for teletherapy on the condition that the inverse-square law holds good, and the central axis depth dose is not changed even in oblique incidence. Moreover, this formula consists of only two main factors, namely the percentage depth dose and its differential value.

The rate of isodose curve shift, S, is formulated as

$$S = \frac{f}{f+d} \cdot \left[1 - \frac{2}{f+d} \cdot \frac{P(d)}{-dP(d)/dx} \right],$$

where f is the SSD, P(d) is the percentage depth dose at the depth $x = d$, and $dP(d)/dx$ is its differential value.

1. 緒 言

遠隔放射線治療において、入射面が標準の S S D 面に対して、わん曲、つまり斜入の状態になる場合が生ずる。照射が斜入射になつても、その中心軸線量の変化が小さければ、この斜入射照射の等線曲線は、標準の等線量曲線を補正することによつて得られる。これには、(1) 実効 S S D 法²⁾⁶⁾¹¹⁾、(2) 実効吸収係数法⁴⁾⁸⁾⁹⁾¹¹⁾、(3) 等線量曲線移動法⁵⁾⁶⁾⁹⁾¹²⁾¹³⁾¹⁸⁾等の方法がある。しかし、等線量曲線の補正を特に手計算で行う場合、これらの方針のうちで、最も簡単なのは、(3)の等線量曲線移動法である。

この方法での等線量曲線の移動する割合は、従来までは、経験的に、あるいはまた理論的に決められて来た。理論的にそれを決める場合、その理論式の取扱いが簡単であることが望ましい。しかし、従来までの理論式は、その中に実効線吸収係数をそのままの形で含んでいたり⁵⁾¹¹⁾、あるいはまた二つの異なる S S D の深部量百分率を必要とする¹³⁾¹³⁾等の煩雑さが残つている。

一方、著者の得た理論式は、その中に、深部量百分率と、深さに対するそれの変化率を主な項として含んでいるだけである。この理論式が成立するためには、距離の逆自乗則が成立することと、照射が斜入射になつても、その中心軸線量が変化しないことの二つの条件が必要とされる。これは、いわば実効 S S D 法と、実効吸収係数法とを結びつけたことになる。

次に、この理論式に関して、この式の導き方、この式の実験に対する適合性ならびにこの式から得られる値と従来までの値との比較を中心に述べてみる。

2. 理 論

X、γ線の中心軸線量は、距離の逆自乗による項と、組織の吸収による項の積としてあらわされる¹⁴⁾¹⁵⁾。また、特に高エネルギー X、γ線に対しては、斜入射照射の角度が 45 度ないし 60 度までは、その中心軸線量に変化が見られない¹⁾²⁾⁴⁾⁸⁾¹¹⁾。また電子線照射の場合にも、後述する様に、その中心軸線量は距離の逆自乗による項と、組織の吸

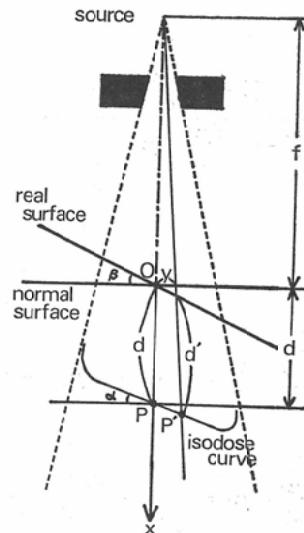


Fig. 1. Diagram showing [symbols used in dosage calculation for oblique incidence.

収による項の積としてあらわされ、またその斜入射照射の場合（実験では斜入射角 20 度）でも、その中心軸線量に変化が見られない。

そこで、Fig. 1において、中心軸上の深さ $x=d$ における点 P の線量 D_p 及び点 P と同一等線量曲線上にある、中心軸から少し離れた深さ d' における点 P' の線量 $D_{p'}$ は、それぞれ次の様に表わされる。

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

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

ここで、 d' を次の様に近似することができる。

$$d' = d + \left(\frac{f+d}{f} \tan \alpha - \tan \beta \right) \cdot y$$

ただし、

D_0 : 中心軸上でのピーク深 d_0 における線量

μ_d : 深さ d での水の有効線吸収係数

f : S S D

これら 2 点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。さらに深さ $x=d$ において、この等式を y の第 1 次の項まで Taylor 展開することにより、入射面の角度 β と等線量曲線の傾き α との関係は、次の様になる。

$$\tan\alpha =$$

$$\frac{f}{f+d} \cdot \frac{(d-d_0) \frac{d\mu_d}{dx} + \mu_d}{(d-d_0) \frac{d\mu_d}{dx} + \mu_d + \frac{2}{f+d}} \cdot \tan\beta \quad (3)$$

さらに、(3)式中の実効線吸収係数に関する項は、次に述べる様に深部量百分率と、深さに対するその変化率の関数になる。

深さ $x=d$ における深部量百分率 $P(d)$ は、

(1)式と同様に

$$P(d) = 100 \left(\frac{f+d_0}{f+d} \right)^2 \cdot \exp \left[-\mu_d(d-d_0) \right] \quad (4)$$

と表わされる。この両辺の対数をとり、深さ $x=d$ において微分することにより

$$(d-d_0) \frac{d\mu_d}{dx} + \mu_d = \frac{1}{P(d)} \left(-\frac{dP(d)}{dx} \right) - \frac{2}{f+d} \quad (5)$$

が得られる。よつて、(3)式は次式の様に改められる。

$$\tan\alpha = \frac{f}{f+d} \cdot \left[1 - \frac{2}{f+d} \cdot \frac{P(d)}{-dP(d)/dx} \right] \cdot \tan\beta \quad (6)$$

ここで、 $S = \tan\alpha/\tan\beta$ とすると、この S は、斜入射照射における等線曲線の移動する割合を示している。

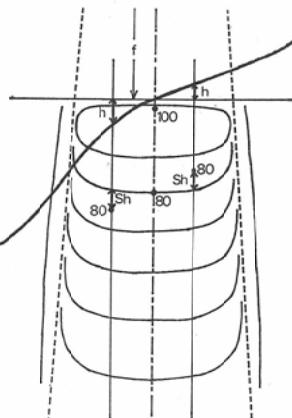


Fig. 2. Diagram to illustrate how a standard set of isodose curves can be altered to suit a clinical situation where the skin surface is not perpendicular to the beam.

$$S = \frac{f}{f+d} \cdot \left[1 - \frac{2}{f+d} \cdot \frac{P(d)}{-dP(d)/dx} \right] \quad (7)$$

つまり、Fig. 2 の様に入射面がわん曲しているために、標準の SSD 面を基準にして、厚さ h の空気層あるいは組織層が生ずる場合、等線量曲線の移動する距離はそれぞれ線源方向、あるいは

Table 1. The rate of isodose curve shift for cobalt 60 γ -rays at SSD 75cm.

Depth cm	4 × 4 cm		6 × 6 cm		8 × 8 cm		10 × 10 cm		12 × 12 cm		15 × 15 cm	
	S	\bar{S}	S	\bar{S}	S	\bar{S}	S	\bar{S}	S	\bar{S}	S	\bar{S}
2	0.605		0.560		0.529		0.512		0.520		0.458	
3	0.613		0.576		0.552		0.533		0.517		0.499	
4	0.618	0.617	0.594		0.570		0.551		0.540		0.522	0.505
5	0.630		0.605		0.588		0.573		0.561		0.540	
6	0.638		0.616		0.601		0.590		0.575		0.553	
7	0.640		0.625		0.611		0.599		0.584		0.561	
8	0.641	0.638	0.629	0.623	0.614	0.610	0.601	0.599	0.592	0.586	0.569	0.568
9	0.638		0.625		0.616		0.601		0.589		0.576	
10	0.631		0.620		0.610		0.605		0.588		0.579	
11	0.627		0.616		0.602		0.598		0.587		0.576	
12	0.626		0.615		0.600		0.591		0.583		0.573	
13	0.622	0.617	0.612	0.609	0.596	0.597	0.583	0.587	0.574	0.576	0.563	0.562
14	0.612		0.604		0.595		0.580		0.567		0.550	
15	0.600		0.598		0.592		0.582		0.568		0.549	
16	0.595		0.594		0.585		0.579		0.563		0.555	
17	0.595	0.593	0.589	0.586	0.579	0.577	0.568	0.567	0.562	0.559	0.548	0.548
18	0.592		0.582		0.573		0.560		0.554		0.545	
19	0.590		0.579		0.569		0.562		0.556		0.542	

はまたそれと反対方向に Sh となる。

3. 実験及び結果

実験は、Cobalt γ 線、Linac X 線及び Linac 電子線について行われた。

Cobalt γ 線の等線量曲線は、水ファントムと電離箱を用いる東芝製等線量曲線自記記録装置により、また Linac X 線及び Linac 電子線の等線量曲線はサクラリスフィルムを用い、サクラ等濃度自記記録装置によりそれぞれ得られた。なお、Cobalt γ 線及び Linac X 線、電子線の照射装置は、それぞれ島津製 R T 10,000 及び東芝製 LMR-13 である。

(a) Cobalt γ 線の斜入射照射

S S D 75cm の深部量百分率は、Brit. J. Radiol. Suppl. 10³ からの S S D 60cm と S S D 80cm の深部量百分率を内挿することによって求めた。また、その dP(d)/dx は、それぞれの深さの 1 cm 前後の深部量百分率の差を 2 cm で割った値で近似し

た。Table 1 にこれらの値とともに得られた各深さごとの等線量曲線の移動する割合 S, 及び各区間ごとの平均の移動する割合 \bar{S} が各種照射野別に示されている。

Fig. 3 には、斜入射角 0 度の等線量曲線から Table 1 の \bar{S} 値を使い、補正によつて得られた斜入射角 30 度の等線量曲線と、その実測された等線量曲線とが各種照射野別に表わされている。なお、この場合の 100% 線量は照射野 10 × 10 cm, S S D 75cm での空中線量である。

(b) Linac X 線(公称 10MV)の斜入射照射 S S D 100cm の深部量百分率は、日医放物理部会編集による「吸収線量の標準測定法」¹⁷⁾によつた。Table 2 に Cobalt γ 線の場合と同様にして得られた各深さごとの等線量曲線の移動する割合 S, 及び各区間ごとの平均の移動する割合 \bar{S} が各種照射野別に示されている。

Table 2. The rate of isodose curve shift for 10MV linac X-rays at SSD 100cm.

Depth cm	4 × 4 cm		6 × 6 cm		8 × 8 cm		10 × 10 cm		12 × 12 cm		15 × 15 cm	
	S	\bar{S}	S	\bar{S}	S	\bar{S}	S	\bar{S}	S	\bar{S}	S	\bar{S}
4	0.570	0.570	0.534	0.534	0.511	0.511	0.479	0.479	0.456	0.456	0.439	0.439
5	0.594		0.565		0.544		0.526		0.519		0.506	
6	0.599		0.582		0.561		0.549		0.531		0.506	
7	0.589	0.592	0.580	0.569	0.553	0.555	0.544	0.542	0.525	0.526	0.516	0.514
8	0.596		0.568		0.553		0.545		0.530		0.533	
9	0.590		0.542		0.553		0.538		0.523		0.520	
10	0.581		0.576		0.567		0.548		0.526		0.503	
11	0.586		0.600		0.562		0.535		0.529		0.512	
12	0.590		0.572		0.549		0.543		0.537		0.521	
13	0.585	0.583	0.571	0.575	0.558	0.558	0.552	0.546	0.546	0.540	0.529	0.525
14	0.577		0.574		0.560		0.548		0.542		0.537	
15	0.575		0.560		0.562		0.550		0.544		0.526	
16	0.571		0.560		0.552		0.545		0.539		0.526	
17	0.572		0.568		0.553		0.539		0.526		0.526	
18	0.572	0.570	0.556	0.557	0.553	0.551	0.538	0.539	0.538	0.535	0.518	0.523
19	0.573		0.555		0.552		0.544		0.545		0.523	
20	0.560		0.548		0.545		0.529		0.526		0.521	
22	0.555		0.550		0.536		0.531		0.524		0.516	
24	0.556		0.543		0.536		0.530		0.523		0.505	
26	0.554		0.541		0.534		0.528		0.521		0.502	0.507
28	0.542		0.537		0.530		0.524		0.516		0.505	

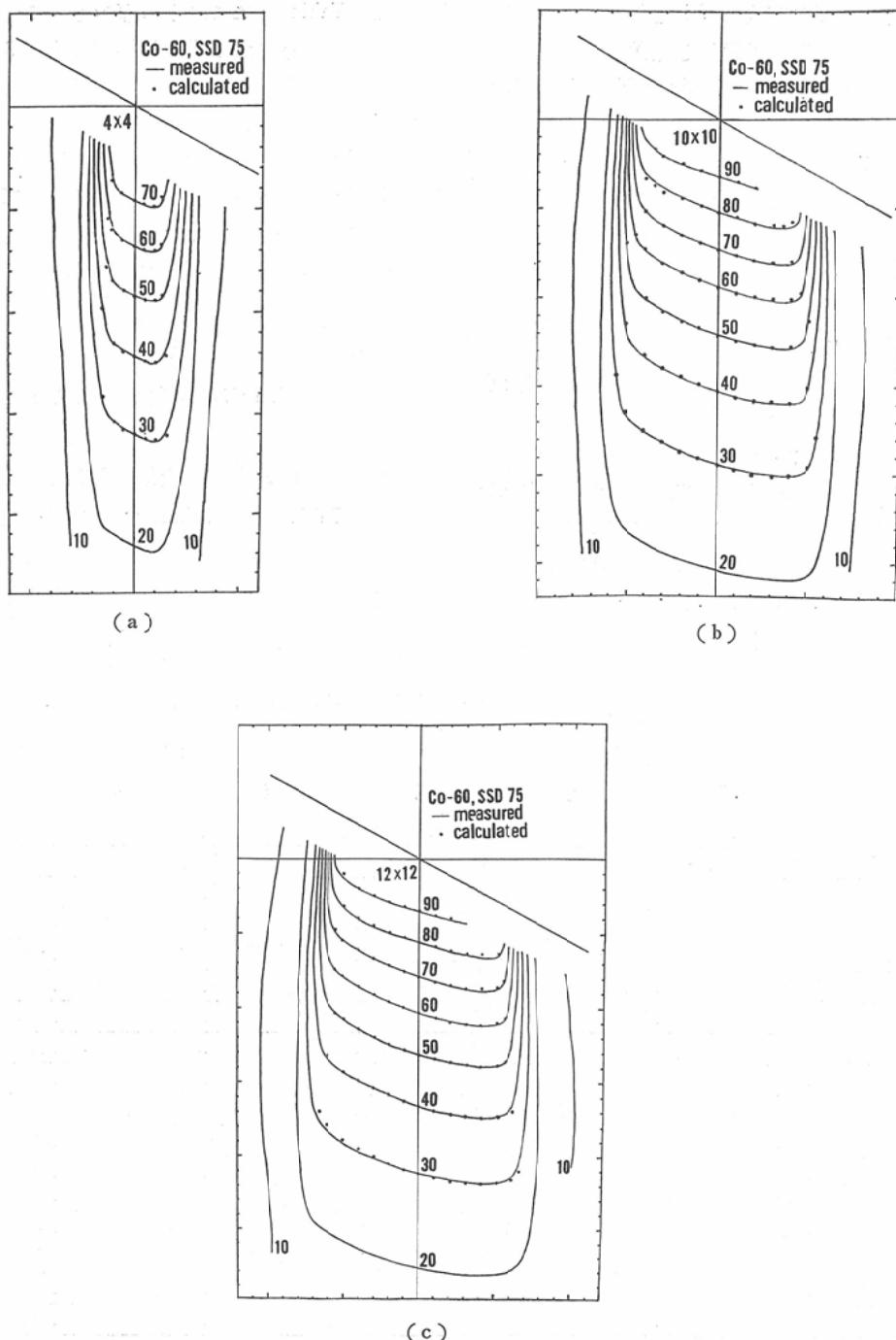


Fig. 3. Isodose curves for oblique incidence 30 degrees in cobalt 60 teletherapy for field size (a) $4 \times 4\text{cm}$, (b) $10 \times 10\text{cm}$ and (c) $12 \times 12\text{cm}$ at SSD 75cm. Solid curves are measured with ionization chamber, and black circles are obtained by the isodose curve shift method. In this case, the 100% is the air dose for $10 \times 10\text{cm}$ field at SSD 75cm.

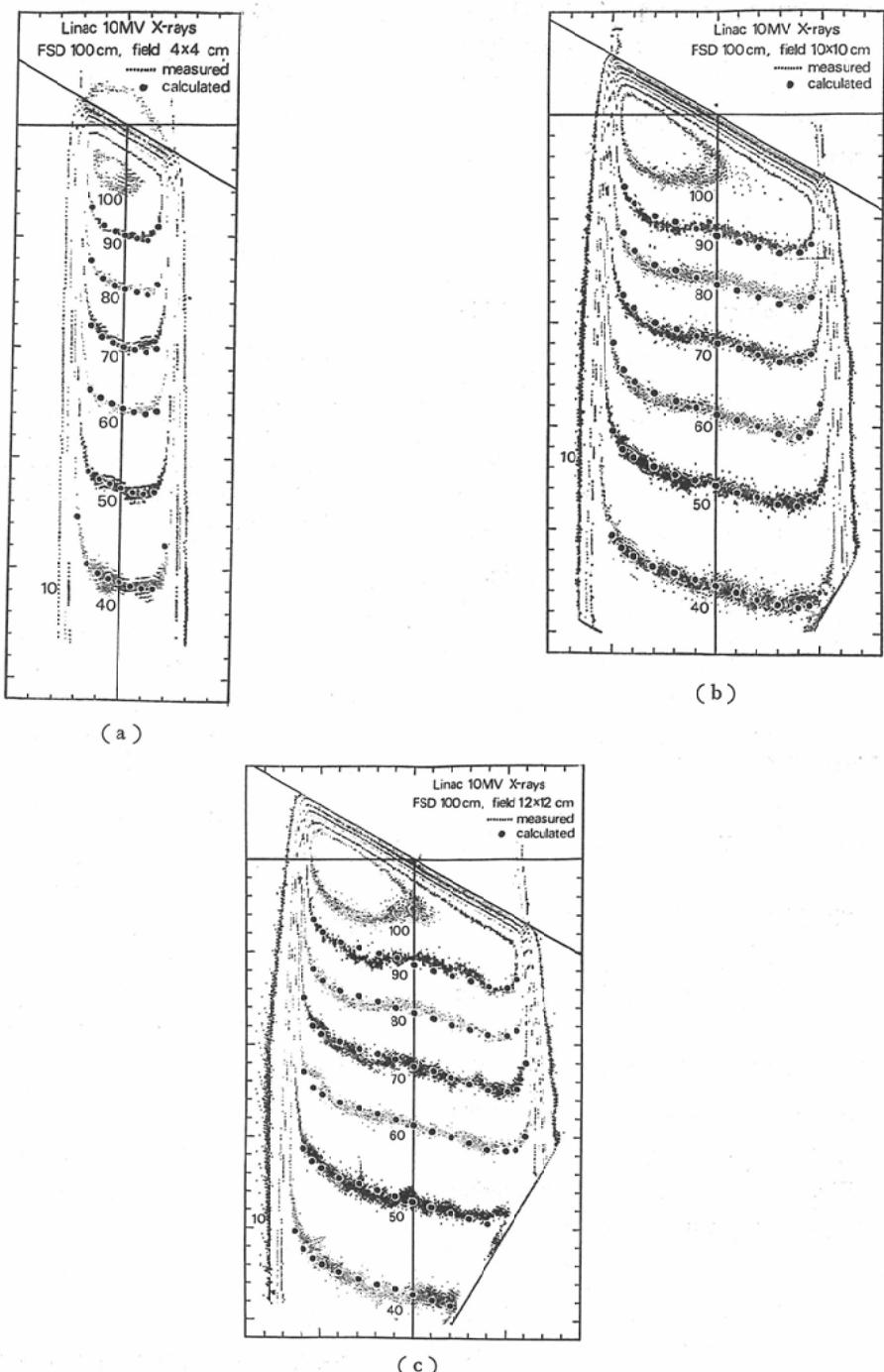


Fig. 4. Isodose curves for oblique incidence 30 degrees in 10 MV linac X-ray teletherapy for field size (a) 4×4 cm, (b) 10×10 cm and (c) 12×12 cm at FSD 100cm. Black circles are obtained by the isodose curve shift method, and dotted lines are measured with film.

等線量曲線の作成は、フィルム法により行なわれた。この場合、それぞれの深部量百分率に対応する等黒化度曲線は、中心軸上でそれぞれの深部量百分率の位置に対応するフィルムの黒化度により得られた¹⁶⁾。なお、フィルムの中心軸上にとれない低深部量百分率に対応する等黒化度曲線は、フィルムの線量—黒化度が比例関係にあるとして求められた黒化度により得られた。

Fig. 4 には、Cobalt γ 線の場合と同時に Table 2 の S 値を使い、補正によつて得られた斜入射角30度の等線量曲線と、それの実測された等線量曲線とが各種照射野別に表わされている。なお、この場合、それぞれの深部量百分率に対応する黒化度が、装置に設定される場合に生ずるその設定誤差によりそれぞれの黒化度は所定の深部量百分率をずしも正しく示していない。それで、Fig. 4において、実測された等線量曲線に、黒化度の設定誤差によるずれがあれば補正によつて得られた等線量曲線は、その設定誤差分だけ中心軸に対して平行移動してある。

(c) Linac 電子線の斜入射照射

電子線の斜入射照射における、等線量曲線の移動する割合 S が、X, γ 線の斜入射照射の場合と同様に、理論式(7)で求まるためには、電子線照射においても距離の逆自乗則が成立すること、及び照射が斜入射になつてもその中心軸線量が変化しないことの二つの条件が満足されなければならぬ。

まず、距離の逆自乗則で問題になるのは、実効焦点の位置の決め方である。実効焦点は、cone の広がりからだけでは、その先端から90cmの位置にあるが、Fig. 5 に示す様に、それが、scattering foil の位置 (scattering foil と cone 先端との距離 S 75cm) にあるとすると、電子線の相対空中線量は、距離の逆自乗則の成立を満足させる。このことは、奥村の結果¹⁸⁾と一致する。なお、Fig. 5 での空中線量の測定はアクリルキャップをかぶせた電離箱で行なわれ、実測値及び計算値の100%線量は scattering foil から 75.8cm 離れた

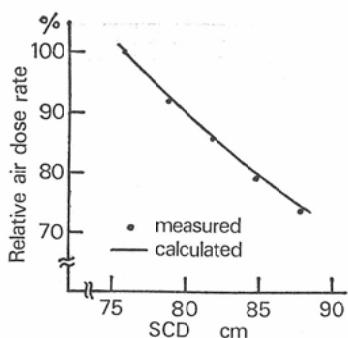


Fig. 5. Relative air dose rate against the distance from the scattering foil. Solid curve is calculated from the inverse-square law assuming the scattering foil to be the virtual source, and black circles are measured. In this case, the 100% is the air dose rate at the point of 75.8cm from the virtual source.

cone 先端位置での空中線量である。

次に、電子線の中心軸線量に関する測定は、それぞれ電子線エネルギー 8 MeV, 10 MeV 及び 12 MeV について行われた。斜入射角 0 度の中心軸線量は照射野 12×8 cm, 10×10 cm 及び 6 cm^2 について、また斜入射照射の中心軸線量は斜入射角 20 度、照射野 12×8 cm についてそれぞれ求められた。なお、測定は、フィルム法により線量—黒化度が比例関係にあるとして行なわれた。その結果は Fig. 6 に表わされている様にそれぞれの電子線エネルギーに対して、照射野 12×8 cm の斜入射角

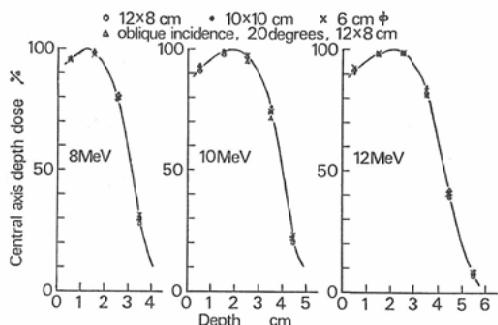


Fig. 6. Central axis depth dose produced by linac electron beams for incident energies of 8 MeV, 10 MeV and 12 MeV. At least these fields and oblique incidence less than 20 degrees do not have effect on the depth dose.

0度の中心軸線量と斜入射角20度のそれとは一致し、また同様に照射野 $12 \times 8\text{ cm}$, $10 \times 10\text{ cm}$ 及び 6 cm^2 の斜入射角0度の中心軸線量もそれぞれ一致する。

この様に、電子線エネルギーが一定であれば、少なくとも Fig. 6 の照射条件の範囲内では照射野の大きさ及び斜入射角度に関係なく中心軸線量は変化しないということが認められる。

以上のことから、電子線の中心軸線量も、X、 γ 線のそれと同じ形式で表わされることが知られる。Table 3にそれぞれの電子線エネルギーの深

Table 3. The rate of isodose curve shift for 8 MeV, 10 MeV and 12 MeV linac electron beams.

Depth cm	8 MeV	10 MeV	12 MeV
0 ~ 1	1.146	1.287	1.226
1 ~ 2	0.743	1.492	1.435
2 ~ 3	0.924	0.789	0.659
3 ~ 4	0.950	0.925	0.903
4 ~ 5	—	0.942	0.934
5 ~ 6	—	—	0.932

部量百分率をもとに、SSDを 75 cm にすることにより得られる等線量曲線の移動する割合Sが各深度区間に示されている。

Fig. 7には、Cobalt γ 線の場合と同様に、Table 3のS値を使い補正によって得られた照射野 $12 \times 8\text{ cm}$ 、斜入射角20度の等線量曲線と、それの実測された等線量曲線とがそれぞれの電子線エネルギーに対して表わされている。なお、等線量曲線はフィルム法により線量—黒化度が比例関係にあるとして作成されている。

3. 考 察

Fig. 4のLinac X線の斜入射照射において、実測された等線量曲線と、補正によって得られたそれとに不一致な箇所が見られるが、これはフィルムのむら、あるいはX線の平坦度の悪さ等のためである。

また、Fig. 7のLinac電子線の斜入射においても、coneが皮膚面から大きく離れたところで特に実測された等線量曲線と補正によって得られ

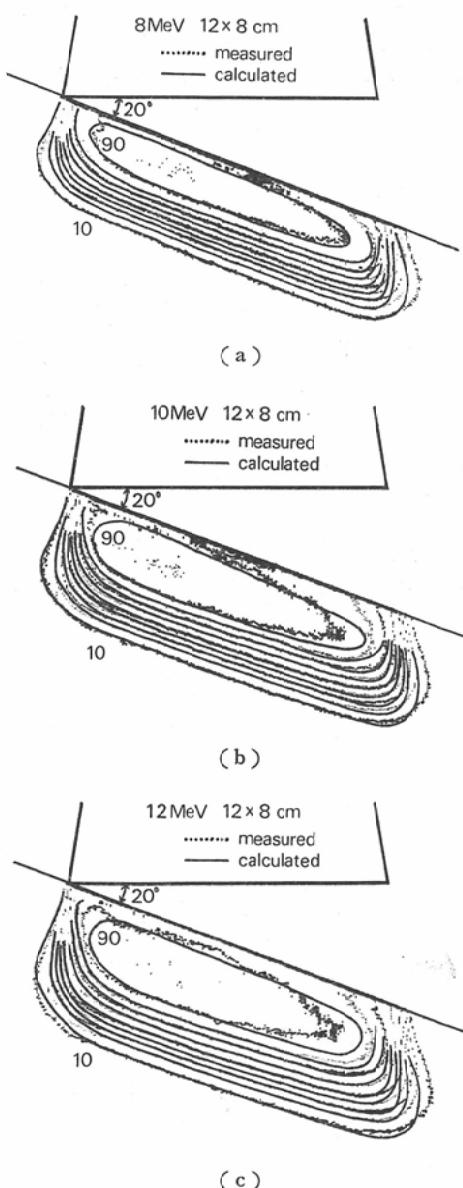


Fig. 7. Isodose curves for oblique incidence 20 degrees in linac electron beam teletherapy for $12 \times 8\text{ cm}$ fields, (a) 8 MeV, (b) 10 MeV and (c) 12 MeV. Solid curves are obtained by the isodose curve shift method, and dotted lines are measured with film.

たそれとに不一致な箇所が見られる。この理由は電子線の斜入射により cone が皮膚面から離れるということが生じ、そのところでは cone からの

散乱電子線が少なくなり、また電子線が照射野外へ放出する現象が起るためである。その結果、cone が皮膚面から特に大きく離れているところでの実測された等線量曲線は補正によつて得られたそれと比較すると、高線量領域ではせばまり、逆に低線量領域では広がる。この傾向は電子線のエネルギーが高くなるにつれて大きくなつてゐる。

ところで、電子線の深さに対する深部量百分率の変化が X, γ 線のそれよりも特に大きいので、深さに対するその S 値の変化は、必然的に大きくなる。それで、等線量曲線の補正に特に Table 3 の S 値が使用され、しかも補正前の等線量曲線がたまたまそれぞれの深さ区間の境界にまたがつてゐる場合には、その補正によつて得られる等線量曲線は、そのところで大きな不連続を現わす。Fig. 7 の補正によつて得られた等線量曲線はそれら不連続の中間点をとつて作られている。

なお、電子線照射においては、その入射面の変形が極端であると電子線のファントム中の散乱が大きいためにその等線量曲線は非常に複雑になり¹⁰⁾、もはや S 値の補正からだけでは正確に得られなくなる。

一方、奥村は電子線の斜入射照射に対する等線量曲線の補正を距離逆自乗則法により行つてゐるが¹⁸⁾、その結果を等線量曲線の移動する割合に換算するとその値は著者のそれとほぼ一致する。

以上の様な原因から起る等線量曲線の不一致な箇所を除くと、Cobalt γ 線、Linac X 線及び Linac 電子線のいずれの斜入射照射に対してもそれぞれの S 値を使い、補正によつて得られる等線量曲線はある一定範囲内の照射条件では実測される等線量曲線とほぼ完全に一致することがわかる。

この様に、理論式 (7) から得られる等線量曲線の移動する割合 S は、少なくとも照射野内であれば中心軸附近の等線量曲線のみならず、それから離れたところの等線量曲線にも適用可能である。このことは、SSD のわずかな違いは、中心

軸の深部量百分率に大きな変化を及ぼさないこと、及び中心軸に平行な軸の深部量百分率は照射野内であれば中心軸から離れても一定している¹⁵⁾ということにもとづいてゐる。また、この等線量曲線の移動する割合 S は照射野外の等線量曲線に對しても十分適用可能であることが確かめられた。

理論式 (7) によると、等線量曲線の移動する割合 S は、同じ種類の放射線に対してもその線質、ファントムの表面からの深さ、照射野及び SSD の関数となる。そこで著者は日医放物理部会編集の「吸収線量の標準測定法」¹⁷⁾による X, γ 線の深部量百分率をもとに理論式 (7) によりそれら諸因子の S 値に及ぼす影響について従来までの結果と比較しながら次に調べてみる。

(a) 線質による変化

Table 4 に、SSD 100cm, 照射野 10×10 cm の

Table 4. The rate of isodose curve shift at the depth 10cm for cobalt 60 γ -rays and several energies of X-rays, 10×10 cm field, SSD 100cm.

^{60}Co	4 MV	6 MV	8 MV	10 MV
0.672	0.642	0.603	0.561	0.548
15 MV	20 MV	22 MV	24 MV	31 MV
0.517	0.500	0.522	0.484	0.380

深さ 10cm における S 値がエネルギー別に表わされている。一般にエネルギーが高くなるにつれて S 値は小さくなる傾向が見られる。S 値は、Cobalt γ 線から 6 MV X 線の範囲では $2/3$ に、8 MV X 線から 24 MV X 線の範囲では $1/2$ に、また 31 MV X 線では $1/3$ にそれぞれ近似している。

Farr⁵⁾ は、Cobalt γ 線及び 4 MV X 線に対して $2/3$ を、また Newbery ら¹²⁾ は、8 MV X 線に対して $1/2$ をそれぞれ S 値に採用している。これらの値は著者のそれと一致する。

(b) 深さによる変化

Fig. 8 には、Cobalt γ 線、6 MV X 線、10 MV X 線及び 15 MV X 線について SSD 100cm, 照射野 10×10 cm の深さに対する S 値の変化が表わ

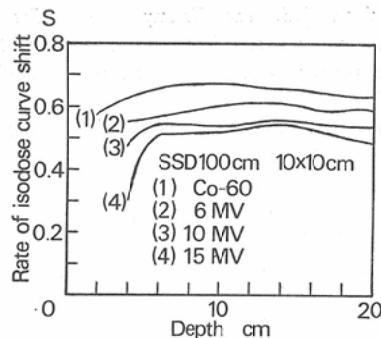


Fig. 8. Variation of the rate of isodose curve shift with depth for cobalt 60 γ -rays, 6 MV, 10 MV and 15 MV X-rays, 10×10cm field at SSD 100cm.

されている。エネルギーの違いによつて、S値の深さに対する変化の様子が多少異なるが、深さが6cmないし8cmぐらいまではS値が増加して行き、それ以上の深さのS値はそれぞれのエネルギーに対応してほぼ一定な値をとる。

Garrettら⁶⁾は、Cobalt γ 線に対して浅い所で $1/2$ を、また深い所で $2/3$ をそれぞれS値に採用している。この傾向は著者のそれと一致する。

ビルドアップ領域でのS値も理論式(7)で与えられるが特に深部量百分率の立ち上がりが急なところでは、 $dP(d)/dx = \infty$, $d=0$ と近似することにより、 $S=1$ が求まる。つまり、斜入射照射におけるビルドアップ領域での等線量曲線は、入射面に対してほぼ平行になる。このことは、フィルム法で得られたLinac X線及びLinac電子線の等線量曲線に表わされている。しかし、ピーグ深においては、 $dP(d_0)/dx = 0$ となるためS値は定まらない。

(c) 照射野による変化

Fig. 9にはCobalt γ 線のSSD 100cm, SSD 65cm, SSD 40cm及びSSD 20cmについて、深さ10cmにおけるS値の変化が照射野に対して表わされている。一般に照射野が大きくなるにつれてS値は小さくなる傾向が見られる。S値はSSD 100cmでのあらゆる大きさの照射野に対して $2/3$ に、SSD 65cmでの大照射野及びSSD 40cmでの小照射野では $1/2$ に、またSSD 20cmでの小照射野では

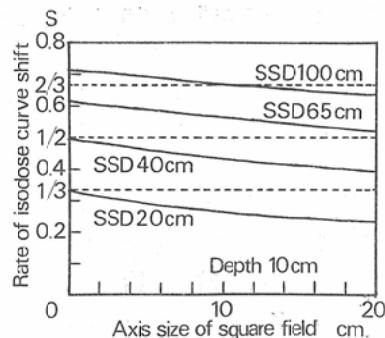


Fig. 9. Variation of the rate of isodose curve shift with field size for SSD 20cm, 40cm, 65cm and 100cm.

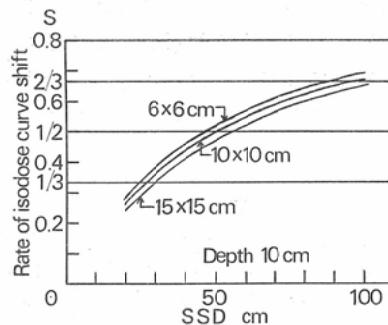


Fig. 10. Variation of the rate of isodose curve shift at the depth 10cm with SSD for field size 6×6cm, 10×10cm and 15×15cm.

$1/2$ にそれぞれ近似している。これらのS値は尾内らの結果¹⁹⁾とほぼ一致する。

(d) SSDによる変化

Fig. 10には、Cobalt γ 線の照射野 6×6 cm, 10×10 cm及び 15×15 cmについて、深さ10cmにおけるS値の変化がSSDに対して表わされている。一般にSSDが大きくなるにつれて、S値は大きくなる傾向が見られる。S値はSSD 25cmでの小照射野及びSSD 30cmでの大照射野では $1/2$ に、SSD 45cmでの小照射野及びSSD 55cmでの大照射野では $1/2$ に、またSSD 85cmでの小照射野及びSSD 100cmでの大照射野では $2/3$ にそれぞれ近似している。

Farr⁵⁾はCobalt γ 線の小SSDに対しては特に $1/2$ をS値に採用し、また尾内ら¹⁹⁾もSSDが大きくなるにつれてS値は大きくなることを示

している。これらの結果は著者のそれと一致する。

なお、理論式(7)が導かれて行く段階の一部で式の修正を施すことによってファントム中に密度の異なるもの、例えば、空洞、肺及び骨等による等線量曲線の補正も等線量曲線移動法によりある程度まで可能であると著者は考えている。

4. 結 論

著者は、X、 γ 線及び電子線の斜入射照射における等線量曲線の補正を理論的な取扱いとした等線量曲線移動法により行つた。この理論式は、その中に深部量百分率と深さに対するその変化率を主な項として含んでいるだけであり、従来までの理論式に比べて、その取扱いがより簡単であるという特徴を持つている。しかも、この理論式による結果と、実測によるそれとは非常によく一致する。

文 献

- 1) Campbell, E.M. and Tun, T.: Isodose charts for obliquely incident Co^{60} teletherapy beams. *Radiology* 83 (1964), 1073—1079.
- 2) Day, M.J. and Farmer, F.T.: The 4MeV linear accelerator at Newcastle Upon Tyne. *Brit. J. Radiol.* 31 (1958), 669—682.
- 3) Depth dose tables for use in radiotherapy. *Brit. J. Radiol. Suppl.* 10, (1961).
- 4) Du Sault, L.A. and Legare, J.M.: Dosage calculation for oblique beams of radiation. *Radiology* 80 (1963), 856—862.
- 5) Farr, R.F.: Obliquity correction by isodose chart shift. *Brit. J. Radiol.* 36 (1963), 699—700.
- 6) Garrett, J.H. and Jones, D.E.A.: Obliquity problem in megavoltage therapy. *Brit. J. Radiol.* 35 (1962), 739—742.
- 7) Granke, R.C., Wright, K.A., Evans, W.W., Nelson, J.E. and Trump, J.G.: The film method of tissue dose studies with 2.0 MeV roentgen rays. *Amer. J. Roentgenol.* 72 (1954), 302—307.
- 8) Greene, D. and Tranter, F.W.: Dosage data for 4,000,000 volt Xrays. *Brit. J. Radiol.* 29 (1956), 193—196.
- 9) ICRU Report 10d. Clinical Dosimetry. NBS Handbook 87 (1963).
- 10) ICRU Report 21. Radiation Dosimetry; Electrons with Initial Energies Between 1 and 50MeV. (1972).
- 11) Murison, C.A. and Hughes, H.A.: Physical measurement on a 4-MeV linear accelerator. *Radiology* 68 (1957), 367—378.
- 12) Newbery, G.R. and Bewley, D.K.: The performance of the medical research council 8 MeV linear accelerator. *Brit. J. Radiol.* 28 (1955), 241—251.
- 13) Okumura, Y.: Correction of dose distribution for air space in hight energy electron beam therapy. *Radiology* 103 (1972), 183—186.
- 14) van de Geijn, J.: A simple wedge filter technique for cobalt 60 teletherapy. *Brit. J. Radiol.* 35 (1962), 710—712.
- 15) van de Geijn, J.: Compensation for the effect of oblique incidence of cobalt 60 radiation beams in teletherapy. *Brit. J. Radiol.* 36 (1963), 56—62.
- 16) 岩崎 晃: 規準線量とフィルム黒化度を組み合わせて作る等線量曲線(抄録). 日医放会誌, 33 (1973), 387—388.
- 17) 日医放物理部会: 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. 通商産業研究社.
- 18) 小幡康範, 奥村 寛: 6 MV- γ 線治療における斜入射線量分布の補正. 日医放会誌, 33 (1973), 596—601.
- 19) 尾内能夫, 入船寅二, 都丸禎三: 最小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2報, Telecobaltの斜入射照射の線量分布. 日医放会誌, 27 (1968), 1339—1346.