

Title	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1報 Telecobaltの標準等線量曲線
Author(s)	尾内, 能夫; 都丸, 禎三; 入船, 寅二
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 27(10), p. 1323-1338
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20142
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

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1報 Telecobalt の標準等線量曲線

癌研究会癌研究所第6研究室(物理)

尾内能夫 都丸禎三 入船寅二

(昭和42年3月30日受付)

Considerations on Methods of Constructing Isodose Curves from Minimum Experimental Data
Report I. Standard Isodose Curves for Rectangular Fields in Cobalt Teletherapy

by

Yoshio Onai, Teizo Tomaru and Toraji Irifune
Department of Physics, Cancer Institute, Tokyo

Dose calculation methods described in the literature were re-investigated experimentally and theoretically to obtain the simple method of calculating isodose curves for rectangular fields.

The results were as follows.

1. When the field size is defined as the area bounded by the line in air at the edge of the beam corresponding to 50 per cent of the central axis dose, the effect of penumbra on the central axis depth dose can be ignored in the range 0.8—4.0 cm of geometrical penumbra at the surface.

The field size defined as above is also close to the area bounded by the line in tissue at the edge of the beam corresponding to 50—60 per cent of the central axis dose at all depths.

2. The central axis depth doses converted from F^{1-m} (Pfalzner's equation) using the depth doses for SSD 50 cm as a standard agreed with experimental data within the errors of $\pm 5\%$ for any field and depth, provided that the source to surface distance ranged from 35 cm to 100 cm.

Calculated values of F^{1-m} are given in Table 6.

3. The area reduction factors for Co-60 γ -rays were obtained from the values of scatter dose calculated by Clarkson's method. Percentage depth doses calculated using these area reduction factors were in good agreement with the data obtained from the equivalent area at conventional x-ray qualities analysed by Jones and Day.

Analysing these data and Sterling's method, it was found that the area reduction factor F_r is given by $F_r \doteq 4E/(1+E)^2$, where E is elongation ratio (Fig. 7.).

4. The square field isodose crossplots method used by Evans may be most simple and speedy to calculate depth doses for points off the central axis without computer, especially for points in the penumbral region. However, when this method is applied to elongated field the errors may increase significantly in the regions outside the 15% isodose curve. In this case, it may be useful to apply the corrections

derived from the concept of equivalent area to the data of square field isodose crossplots as shown in Fig. 14.

5. The isodose points off central axis in the region of full irradiation by the Co-60 source can be obtained by shifting the isodose point on the central axis using the curves indicated in Fig. 12, which is applicable to any elongated field.

I. 緒 言

放射線治療においては病巣中心の線量以外に病巣近傍の線量を知る必要がある。病巣中心の線量は線束の中心軸上の線量が判れば求められるが、それ以外の場所の線量は等線量曲線が得られていないと知ることができない。中心軸上の線量は比較的簡単に求まるので、病巣中心の線量はどの施設でも計算するが、病巣外の線量は等線量曲線の作成が面倒であることから計算していない施設もある。

telecobalt の場合には装置の種類毎に絞りの構造、位置あるいは線源の大きさ等が異なるので同じ照射野でも等線量曲線は勿論、中心軸の深部量曲線も異なる場合がある。このために文献に発表されている結果をそのまま用いることができない。

そこで、我々は深部量曲線および等線量曲線を求める方法を文献的に考察し、それらと実測値と

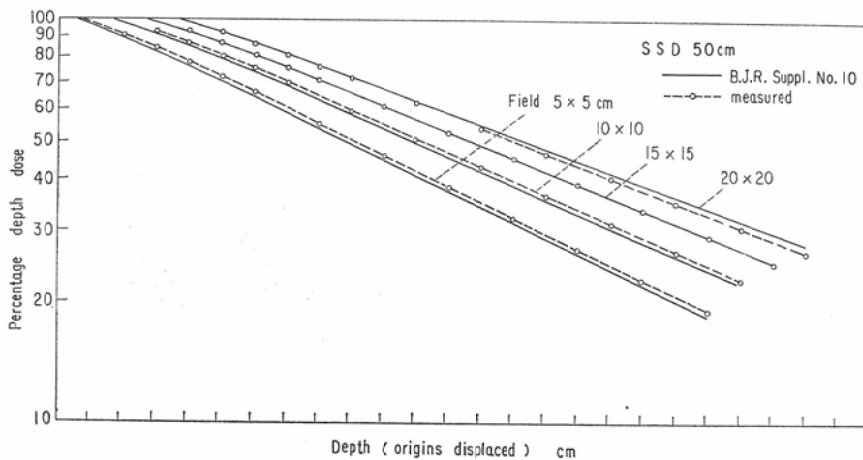
を比較して最小の実測値を用いて計算できる比較的簡単でしかも臨床的に十分な精度をもつ計算法を確立する。

固定照射の標準線量分布、斜入射照射および回転照射の線量分布について検討したが、第1報においては正方形および矩形照射野に対する標準等線量曲線の作成法について述べる。この線量分布では中心軸上と軸外の線量とを分けて検討し、更に軸外では本影内とそれより外側の線量推定法を別々に考察した。

II. 測定器

深部線量の実測値を計算値と比較するためにはその測定精度が信頼すべきものでなければならぬ。深部線量の測定ではその測定器の stem effect, 直線性, エネルギー依存性, 方向依存性および電離箱の大きさが測定値に影響する。ここではそれらの個々については検討を行わないで、Brit. J. Radiol. suppl. No. 10¹⁾の data と比較すること

Fig. 1. Comparison of measured depth dose curves with the data given in Brit. J. Radiol. Suppl. No. 10.



によつて測定器全体の精度を相対的に確めた。

用いた測定器は英国 Baldwin の Ionex (電離箱 $6\text{mm}\phi \times 6\text{mm}$) および東芝製振動容量型線量計 (電離箱 $4\text{mm}\phi \times 18\text{mm}$) である。phantom は $40 \times 40 \times 60\text{cm}$ のアクリル製水 phantom を用いた。

Fig. 1 に東芝 RI-140 による SSD50cm (線源 $2\text{cm}\phi$, 線源一絞り前面間距離 SDD35cm, 表面における幾何学的半影 0.86cm) における深部線量の測定結果を suppl. No.10 の data と比較して示した。照射野 $20 \times 20\text{cm}$ では 20cm 深部で 6% 程度 suppl. No. 10 の data より小さい値を示しているが、その他では 2% 以内の誤差で一致している。しかも $20 \times 20\text{cm}$ を除いて 2cm 深部以上では深部量曲線の傾きは suppl. No. 10 と殆んど同じである。これは Day および Farmer²⁾ が 4.3MeV X線について指摘しているように thimble chamber と shallow type の chamber による相違とも考えられる。しかしそれらの相違は実験誤差の範囲で臨床的には問題がないと考え、ここでは thimble chamber を使用する。chamber の大きさや形の影響については別の機会に検討を加えたい。

Ionex と東芝製振動容量型線量計による測定値は各照射野および各深部で $\pm 2\%$ 以内の相違であった。 $20 \times 20\text{cm}$ の照射野での suppl. No. 10 の data との相違については後で検討を加えるが、ここで用いた線量計の精度によるものではないと考える。

尚、測定値は 0.5cm 深部の空気中でのよみを 100 として表わし、これに Cunningham³⁾ の backscatter factor を適用して 0.5cm 深部を 100 とする深部量百分率に換算した。この論文の実測値はすべてこの方法により深部量百分率を求めてある。

等線量曲線は東芝製 isodose plotter に $4\text{mm}\phi \times 18\text{mm}$ の電離箱をつけて測定した。この装置による誤差は 100% の線量に対してどの $\%$ の線量でも $\pm 2\%$ である。例えば 50% の等線量曲線では 48% から 52% の範囲内の曲線を描く、従つて低線量域では真の誤差は大きくなるので、低線量域では電離箱を静止させて測定した。静止状態では相対的よみは前記東芝製振動容量型線量計と殆んど相違が

ない。

電離箱の大きさによつて半影部分の線量分布の測定値が異なるが、我々の用いた 6mm 直径の電離箱による data と 1mm 直径のガラス線量計による data では殆んど相違がなかつた。Greene⁴⁾ は $6\text{mm}\phi$ と $3\text{mm}\phi$ の電離箱では測定値に差は認められないと述べている。特に水中では 2 次線の影響で半影の 2 倍の直径をもつ電離箱でもよいとしていることより我々の用いた電離箱の大きさに問題はないと考える。

III. 照射野の定義と半影の影響

標準線量分布は線源一表面間距離および照射野の大きさによつて変る。線源一表面間距離は比較的明確であるが、照射野の大きさはその定義が装置によつて区々で頗る曖昧である。我国の装置では幾何学的本影 (光学的の本影と内容が異なるが、線源全部によつて照射される範囲を慣例によつて本影とよぶ) を照射野の大きさとして指示しているものが多いが、実測してみると必ずしも指示通りになつていない。外国でもこのことが問題にされている⁵⁾。従つて指示している照射野と実際の照射野内の分布との関係を測定しておかないと治療に際し失敗を招く恐れがある。

1962年の ICRU⁶⁾ では、線源前面の中心と絞りの内側の先端を結んでできる面が照射面をきる大きさを幾何学的照射野としている。これは定義としては明確であるが、装置の幾何学的構造が正確に判つていないと指示する照射野と実際の照射野とは異つてくる。

suppl. No. 10 では空気中で測定して中心軸線量の 50% となる範囲を照射野としているが、これの方が実際的である。この定義による照射野と幾何学的照射野とは一部の装置を除いて殆んど一致する。又この定義による照射野を等しくして幾何学的半影が表面において 0.86cm (Toshiba RI-140, 線源 $2\text{cm}\phi$, SDD35cm, 中心軸線量の 90% から 10% までの範囲 $1.4 \pm 0.2\text{cm}$) と 3.86cm (Toshiba RI-107, 線源 $1.5\text{cm}\phi$, SDD14cm, $90\% \sim 10\%$ 範囲 $3.7 \pm 0.2\text{cm}$) の装置について SSD50cm での中心軸上の深部量百分率を比較すると Table

Table 1. The effect of penumbra on the central axis depth dose. Ratios of depth dose for the large geometrical penumbra (3.86cm at the surface) to that for the small penumbra (0.86cm) are shown.

Depth cm	Field (SSD 50 cm)		
	10×10	15×15	18.4×18.4
2	0.988	0.999	1.00
5	0.995	1.00 ₄	1.00
10	1.01	1.00 ₉	1.00 ₄
15	1.01 ₅	1.01 ₁	1.00 ₈
20	1.01 ₃	1.00 ₈	1.01 ₁

1に示したようにいずれの深部においても±2%以内の相違である。従つてこの定義で照射野をとれば中心軸線量については半影の大きさの相違を考慮しないですむ。以下この論文では実際の装置について空気中の線量分布を測定し、中心軸の50%までの幅を照射野の幅とした。Fig.13にR I—140のSSD50cmにおける空気中での isodose crossplot を中心軸を100として示した。各装置についてこの図を作成して中心軸の50%までの幅と照射野の幅が一致するように絞りの目盛を決めた。

IV. 中心軸線量の計算法の検討

1. 正方形 (又は円形) 照射野

中心軸線量は治療する条件で測定した深部線量表を用いるのが最もよい方法であるが、一つのSSDについて測定した値から他のSSDの値に換算する方法が研究されている⁷⁻¹⁰⁾。その主な計算式をTable2に示した。これらの方法により計算した値と実測値とを比較して、それらの計算法の精度について検討を加えた。

(1) F-factor 法

Mayneord および Lamerton⁷⁾ により発表された F-factor 法はある SSD で測定した深部量百分率を標準にして他の SSD の深部量百分率へ距離の逆自乗則によつて換算する方法である。この計算法は幾何学的条件の変化による散乱線の相違を考慮していないので大照射野での誤差が大きくなる。Johns¹¹⁾ の SSD50cm の data を標準とした計算結果を Johns および著者の実測値とを比較す

Table 2. Various formulae for calculating the axial percentage depth dose.

$$F = \frac{P(f_1)}{P(f_2)} = \left(\frac{f_1+d_0}{f_1+d} \cdot \frac{f_2+d}{f_2+d_0} \right)^2 \text{ Mayneord and Lamerton } \dots(1)$$

$$F^{1-m(d)} = \frac{P(f_1)}{P(f_2)} = \left(\frac{f_1+d_0}{f_1+d} \cdot \frac{f_2+d}{f_2+d_0} \right)^{2-2m(d)} \text{ (Pfalzner) } \dots(2)$$

$$\frac{P(f_1)}{P(f_2)} = \frac{TAR(d, A_{f_2+d})}{TAR(d, A_{f_1+d})} \cdot F \text{ (Johns) } \dots(3)$$

$$\frac{P(d, f_1, A_{d_0})}{P(d, f_2, A_{d_0}/F)} = \frac{B(A_{d_0}/F)}{B(A_{d_0})} \cdot F \text{ (Burns) } \dots(4)$$

$$P(d, f, A_{d_0}) = 100 \frac{TAR(d, A_d)}{B(A_{d_0})} \left(\frac{f+d_0}{f+d} \right)^2 \text{ (Johns) } \dots(5)$$

$$P(d, f, A_{d_0}) \dots = 100 \frac{K(d)}{K(d_0)} \left(\frac{f+d_0}{f+d} \right)^{2-2m(d)} \times A_{d_0}^{m(d) \cdot m(d_0)} \text{ (Pfalzner) } \dots(6)$$

- f source-surface distance
- d depth
- d₀ depth of peak absorbed dose
- A field area
- B backscatter factor
- P axial percentage depth dose
- TAR tissue-air ratio

ると Table 3 および 4 の F 欄に示したように、照射野 100cm² までは 5% 以下の相違である。SSD が標準とする SSD より大きくなるほど誤差は大きくなるが、この場合 SSD 100cm に換算しても 400cm² の照射野で誤差は 10% 以下である。これは高エネルギーでは散乱が少ないことによるもので標準とする SSD とあまり相違しない SSD へ換算する場合には F-factor 法でも臨床的には十分であろう。

(2) Tissue air ratio から求める法

Johns¹²⁾ は tissue air ratio (TAR) なる概念を用いて回転照射あるいは線源-病巣間距離を一定とする固定照射の線量計算を容易にした。この TAR は SSD に無関係であることが理論的に証明されているので⁸⁾、ある SSD で測定した深部量百分率から求めた TAR をすべての SSD について用いられる。又逆にその TAR を用いて任意の SSD についての深部量百分率を Table 2 の式 5 を用いて計算できる。(但し ICRU1962 の TAR および backscatter factor の定義ではこうならない。Gupta ら³⁾¹³⁾ の定義を採用すべきである。) Johns は SSD40cm から 90cm の範囲について 1%

Table 3. Comparison of calculated and experimental values of axial depth dose. Ratios of calculated value to experimental value taken from data of Johns, Physics of Radiology, are shown. Calculated F and F^{1-m} values are converted from data for SSD 50cm by Johns.

Depth cm	Field size cm ²									
	20		50		100		200		400	
	F	F^{1-m}	F	F^{1-m}	F	F^{1-m}	F	F^{1-m}	F	F^{1-m}
	S S D 60cm									
4	0.997	0.996	1.00 ₂	1.00 ₁	1.00 ₂	1.00 ₁	1.00 ₁	1.00	1.00 ₂	1.00 ₁
10	1.00	0.996	1.00 ₂	0.998	1.00 ₄	1.00	1.01	1.00 ₆	1.01 ₅	1.01 ₁
14	1.00 ₇	0.100	1.00 ₄	0.997	1.01	1.00 ₃	1.01 ₄	1.00 ₇	1.02	1.01 ₁
20	1.00 ₂	0.990	1.00 ₆	0.995	1.01 ₆	1.00 ₄	1.01 ₉	1.00 ₇	1.02 ₉	1.01 ₇
	S S D 80cm									
4	0.998	0.996	1.00 ₂	1.00	1.00 ₂	1.00	1.00 ₃	1.00 ₁	1.00 ₅	1.00 ₄
10	1.00 ₂	0.994	1.00 ₃	0.994	1.00 ₇	0.998	1.01 ₄	1.00 ₅	1.02 ₇	1.01 ₈
14	1.00 ₅	0.989	1.01 ₁	0.995	1.01 ₄	0.998	1.02 ₆	1.00 ₉	1.04 ₂	1.02 ₅
20	1.00	0.973	1.02 ₂	0.984	1.02 ₁	0.993	1.03 ₈	1.01	1.06 ₆	1.04
	S S D 100cm									
4	0.998	0.995	1.00 ₄	1.00 ₁	1.00 ₃	1.00	1.00 ₄	1.00 ₁	1.00 ₉	1.00 ₆
10	1.00 ₂	0.990	1.00 ₇	0.995	1.01 ₂	1.00	1.02	1.00 ₈	1.03 ₅	1.02 ₂
14	1.00 ₅	0.984	1.01 ₄	0.993	1.02 ₁	1.00	1.03 ₅	1.01 ₃	1.05 ₃	1.03 ₇
20	1.00	0.967	1.01 ₁	0.974	1.03 ₅	0.997	1.05 ₅	1.01 ₆	1.09 ₉	1.05 ₈

Table 4. Comparison of calculated and measured values of axial depth dose. Ratios of calculated value to measured value are shown. F and F^{1-m} values are converted from data for SSD 50cm by Johns. P and J values are calculated from equations (6) and (5) respectively.

Depth cm	Field size															
	5×5				10×10				15×15				20×20			
	F	F^{1-m}	P	J	F	F^{1-m}	P	J	F	F^{1-m}	P	J	F	F^{1-m}	P	J
	S S D 35 cm															
5	0.99 ₂	0.99 ₈	1.00	0.99 ₈	0.98 ₄	0.98 ₇	0.98 ₁	0.98 ₆	0.98 ₁	0.98 ₆	0.98 ₇	0.98 ₆				
10	0.99 ₅	1.00 ₅	1.01 ₃	1.00 ₈	0.98 ₂	0.99 ₁	0.98 ₇	0.98 ₉	0.98 ₁	0.99 ₄	0.98 ₅	0.98 ₇				
15	0.99 ₆	1.01 ₇	1.02 ₉	1.02 ₁	0.97 ₅	0.99 ₆	0.99 ₃	1.00	0.97 ₇	0.99 ₇	0.98 ₁	0.99				
20	0.98	1.00 ₇	1.03 ₉	1.03 ₃	0.96 ₂	0.98 ₉	1.00	1.01 ₁	0.97 ₆	1.00 ₅	0.97 ₆	1.00				
	S S D 50 cm															
5			0.97 ₈	0.97 ₅			0.97 ₉	0.98 ₁			0.99 ₁	0.99 ₁			1.00 ₅	0.99 ₆
10			0.98 ₁	0.97 ₆			0.98	0.98			0.98 ₅	0.98 ₅			1.00	1.00
15			0.98 ₆	0.98			0.98 ₂	0.98 ₅			0.97 ₅	0.98 ₁			0.98 ₉	0.99 ₇
20			1.01 ₁	1.00			0.99 ₁	0.99 ₆			0.98	1.00 ₄			0.98 ₅	1.01 ₁

の誤差でTARが一致することを実証している。我々もSSD35cmについての実測値とSSD80cmについての深部量百分率から計算した suppl No.

10のTARを用いた計算値とを比較して±3%以内の誤差で一致することを確めた (Table 4のJ欄)。このようにTARそのものの値を用いる方

Table 5. Comparison of calculated and experimental values of axial depth dose. Ratios of value calculated from equation (6) to value taken from Johns, Physics of Radiology, are shown.

Depth cm	Field size cm ²				
	20	50	100	200	400
	S S D 50 cm				
4	1.00 ₇	0.99 ₆	0.99 ₅	0.99 ₅	1.00 ₄
10	1.00 ₄	1.00	0.99 ₆	0.99	0.98 ₄
14	1.01	1.00 ₆	0.99 ₇	0.98 ₄	0.97 ₁
20	1.02 ₉	1.02 ₆	1.00 ₄	0.97 ₂	0.94
	S S D 60 cm				
4	1.00 ₃	0.99 ₇	0.99 ₆	0.99 ₅	1.00 ₇
10	1.00 ₂	0.99 ₆	0.99 ₆	0.99 ₆	0.99 ₅
14	1.00 ₆	1.00 ₃	1.00	0.99 ₃	0.98 ₂
20	1.01 ₈	1.01 ₈	1.00 ₈	0.97 ₈	0.95 ₃
	S S D 80 cm				
4	1.00 ₄	0.99 ₅	0.99 ₅	1.00	1.00 ₇
10	0.99 ₃	0.99 ₄	0.99 ₆	0.99 ₇	1.00 ₃
14	1.00	1.00	0.99 ₈	0.99 ₃	0.99 ₆
20	1.00	1.00 ₄	0.99 ₆	0.98 ₃	0.97 ₆
	S S D 100 cm				
4	1.00 ₂	0.99 ₆	0.99 ₆	1.00 ₁	1.00 ₉
10	0.99 ₃	0.99 ₆	0.99 ₆	0.99 ₃	1.00 ₆
14	0.99 ₂	0.99 ₆	0.99 ₆	0.99 ₃	1.00 ₆
20	0.99 ₂	0.99 ₆	1.00	0.98 ₃	0.99 ₁

法は精度はよいが、計算には多大の労力を必要とする。

Pfalzner¹⁴⁾¹⁵⁾ は T A R が

$$T A R(d, A_d) = K(d) A_d^{m(d)}$$

で表わされることを見出し、最小自乗法によつて K と m の値を決定した。これを用いると深部量百分率は Table 2 の 6 式で表わされる。従つて二つの S S D についての深部量百分率の比は式 2 となり、 F^{1-m} を計算しておけば、比較的簡単に深部量百分率を求められる。

式 6 から計算した値と Johns の実測値とを比較すると Table 5 に示したように、S S D が大きい 80cm および 100cm ではすべての照射野について 2% 以内で一致するが、S S D が短かい 50cm では 20cm 深部では照射野 20cm² で 3%、400cm² で 6% の相違を示している。これは T A R が S S D によつて少し相違することによるのか明らかでない。

我々の装置による S S D 50cm の実測値では式 6 による計算値とよく一致するし、又 S S D 35cm でも最大で 4% 程度の相違であつた (Table 4 の P 欄)。

臨床的には ± 5% の誤差は許されるであろうから式 6 による計算値は十分な精度である。従つて式 2 により S S D 50cm を標準として他の S S D に換算すれば S S D がそれより大きい場合も小さい場合も ± 5% 以下の誤差で計算できるであろう。Table 6 に S S D 50cm を標準とした F^{1-m} の値を示した。S S D 50cm の深部量百分率として Johns の data を用いて F^{1-m} で計算すると Johns の data が前述したように、式 6 による計算値と相違していることから S S D 100cm の小照射野で 3%、大照射野で 6% 程度の相違が表われる。Table 3 および 4 の F^{1-m} 欄にそれを示した。

尚、Pfalzner は suppl. No. 10 の T A R から K、

Table 6. $F^{1-m(d)} = P(f_1)/P(f_2=50)$. Calculated from m values of Table I, Radiology 79, 439, 1962.

Depth d cm	SSD f_1 cm												
	10	15	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90	100
	$100 \times F^{1-m(d)} (f_2 = 50\text{cm})$												
0.5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
1	93.0	95.8	97.2	98.1	98.8	99.2	99.5	100	100.3	100.6	100.7	100.9	101
2	81.6	88.4	92.2	94.7	96.4	97.7	98.6	100	100.9	101.6	102.1	102.5	102.9
3	72.5	82.1	87.8	91.5	94.3	96.2	97.8	100	101.6	102.7	103.5	104.2	104.7
4	65.3	76.8	84.0	88.8	92.3	94.9	97.0	100	102.1	103.7	104.8	105.8	106.8
5	59.4	72.2	80.5	86.3	90.5	93.7	96.2	100	102.7	104.6	106.1	107.3	108.1
6	54.6	68.3	77.4	83.9	88.8	92.5	95.5	100	103.2	105.5	107.4	108.8	110
7	50.5	64.8	74.7	81.8	87.2	91.5	94.9	100	103.7	106.4	108.6	110.3	111.7
8	47.1	61.8	72.2	79.9	85.8	90.5	94.3	100	104.2	107.3	109.7	111.7	113.3
9	44.2	59.1	70.0	78.2	84.5	89.6	93.7	100	104.6	108.1	110.9	113.1	114.9
10	41.7	56.8	68.0	76.5	83.3	88.7	93.1	100	105	108.9	111.9	114.4	116.4
11	39.5	54.6	66.1	75.0	82.1	87.9	92.6	100	105.5	109.7	113	115.6	117.9
12	37.6	52.7	64.5	73.7	81.1	87.1	92.1	100	105.9	110.4	114	116.9	119.4
13	35.9	51.0	62.9	72.4	80.1	86.4	91.7	100	106.3	110.9	115	118.2	120.8
14	34.5	49.5	61.5	71.2	79.1	85.7	91.2	100	106.6	111.8	115.9	119.3	122.2
15	33.1	48.0	60.2	70.1	78.2	85.1	90.8	100	107.7	112.5	116.9	120.3	123.6
16	31.9	46.7	59.0	69.0	77.4	84.4	90.2	100	107.3	113.1	117.8	121.7	124.9
17	30.8	45.5	57.8	68.1	76.6	83.9	90.0	100	107.7	113.8	118.7	122.8	126.2
18	29.8	44.4	56.8	67.2	75.9	83.3	89.7	100	108	114.4	119.5	123.8	127.4
19	29.0	43.5	55.8	66.3	75.2	82.8	89.3	100	108.3	114.9	120.4	124.8	128.6
20	28.2	42.6	55.0	65.6	74.6	82.3	89.0	100	108.6	115.3	121.1	125.8	129.8

mを求めているので, Gupta 等¹³⁾が指摘しているように backscatter factor の誤用による誤差だけ相違している. その相違は 4×4 , 10×10 , 15×15 , および $20 \times 20\text{cm}$ でそれぞれ 0.5, 1.0, 1.5 および 1.6%程度であるからこゝでは Pfalzner の値を使用した.

2. 矩形照射野

(1) equivalent field 法

円形又は正方形照射野と矩形照射野では同じ面積でも深部量百分率は異なる. 矩形照射野の深部量百分率は円形照射野より得られる scatter functionにより Clarkson¹⁶⁾の方法によつて算出できる. しかしこの方法を直接用いることは各線質, SSDおよび深部について計算する必要があるので厄介である. Jones¹⁷⁾および Day¹⁸⁾は矩形照射野についての深部量百分率を補正する equivalent field 法を發表している. これは矩形照射野をそ

れと散乱線量の等価な円形照射野の面積で表わす方法で, Jones は矩形照射野とそれと等価な円形照射野の面積の比 (area reduction factor) で表わし, Day はこの円形照射野の直径 (equivalent diameter) を用いている. 両者とも 200KV程度 of X線 (Jones, HVL 1.5mmCu; Day, 1.8mm Cu) について計算している. 両者の補正值は殆んど一致しており, しかも ⁶⁰Co を含めてすべての線質について近似的に適用できるとされている¹⁾.

我々はその精度を確認するために ⁶⁰Co について Johnsの SSD60cmの data を基にしてClarksonの方法により area reduction factor を計算した. 先ず, 2, 5, 10, 15および20cm深部について scatter function を求め, これから種々の elongation ratio(長辺/短辺)をもつ種々の面積の矩形について Clarkson の方法により equivalent radius

を計算した. elongation ratio が大きくなると各深部での equivalent ratio が異なってくるので, 10cm深部と 15cm深部の平均半径を equivalent radius とした. この値から矩形照射野の面積 A とこれと散乱線量の等価な円形照射野の面積 A_e が求められる. area reduction factor を Fr とすると

$$Fr = A_e/A$$

となる. Fig. 2 に Fr の計算結果を示す. これを用いて S S D 50cm と 35cm の矩形照射野の深部量百分率を正方形照射野についての我々の実測値から換算し, これと矩形照射野についての実測値とを比較した結果 $\pm 2\%$ 以内で一致した.

Kemp 等¹⁹⁾は ^{60}Co について照射野 32cm^2 から 400cm^2 までの矩形照射野 (elongation ratio 5 まで) の深部量百分率を測定し, その結果を同じ面

Fig. 2. Area reduction factor for ^{60}Co .

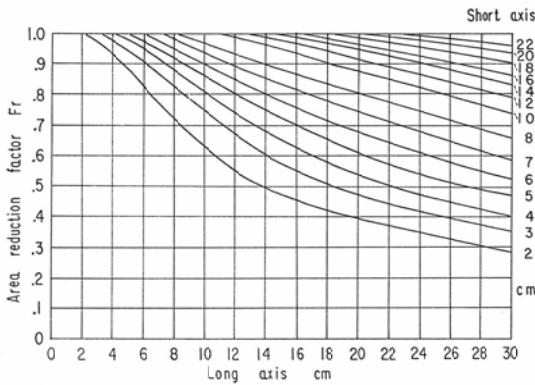


Fig. 4. Ratios of equivalent area for HVL 1.5mmCu-Xray by Jones to equivalent area for ^{60}Co by authors.

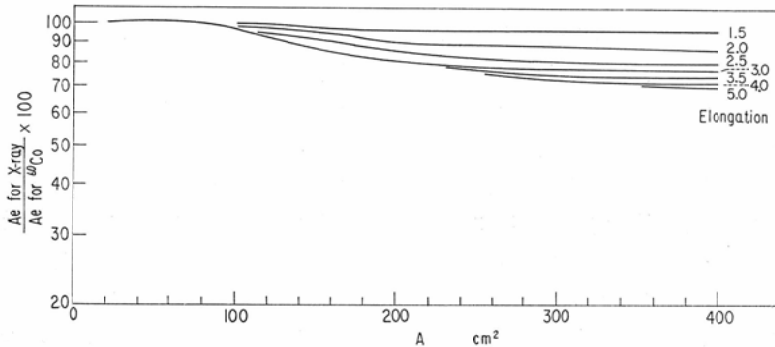
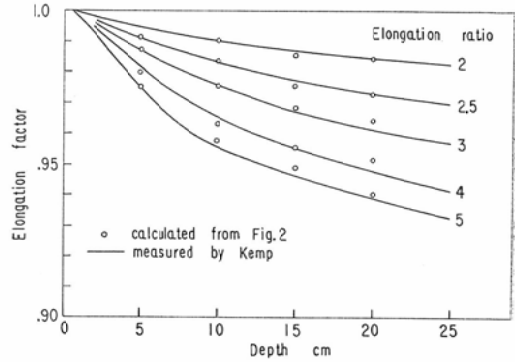


Fig. 3. Comparison of calculated and measured values of elongation factor.



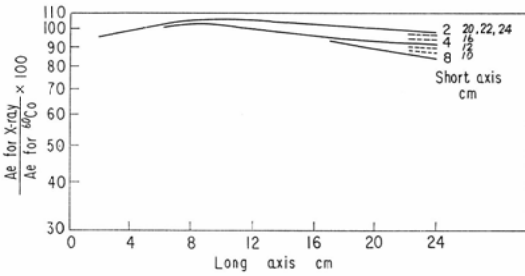
積の円形照射野の深部量百分率との比 (elongation factor) で表わしている. この Kemp の測定結果と我々の計算結果を比較すると Fig. 3 に示したように $\pm 1\%$ 以内の誤差で一致する. Kemp は ^{60}Co についての実測値は Jones および Day の X 線に対する equivalent area を用いて計算した値と elongation ratio 5 の場合を除いて 1% 以上の相違はないと述べている. この点について検討を加える.

Jones および Day の X 線に対する equivalent area と我々の計算した ^{60}Co に対する equivalent area を比較すると Fig. 4 および 5 に示したように最も相違の著しい照射野 400cm^2 , elongation 5 で

X 線の $A_e/^{60}\text{Co}$ の $A_e = 0.7$

である. 又照射野の相違による深部量百分率の相

Fig. 5. Ratios of equivalent area for HVL 1.8 mmCu-X-ray by Day to equivalent area for ⁶⁰Co by authors.



違を Pfalzner の power law から計算すると Fig. 6 に示す通りで、照射野の比が 0.7 のとき 20cm 深部で深部量百分率が 4% 相違するに過ぎない。backscatter factor は照射野の比が 0.7 のとき 1% 以下の相違であるから絶対線量でも 4% 以上の誤差とはならない。従つて Jones の X 線に対する area reduction factor あるいは Day の equivalent area を用いて ⁶⁰Co の場合を計算しても 4% 以内の誤差であつて臨床的には十分使用できる。

(2) Sterling の方法

最近, Sterling²⁰⁾ は電子計算機によつて線量計算をするために中心軸線量を解析し、次式を開発した。

$$\log C_1 = h_1 + m_1 \log(A/P)$$

ここに C_1 は中心軸の深部量百分率, A/P は照射野の周囲の長さに対する 面積の比, h_1 および

m_1 は線質, SSD および深さによつて決まる常数である。この A/P を用いたときの深部量百分率が elongation ratio によつてどの程度相違するかを検討する。

矩形の短辺を a , 長辺を b とすると

$$A/P = a \times b / 2(a+b)$$

と与えられる。この矩形照射野の深部量百分率と等しい値を示す正方形照射野の一辺の長さを c とすると

$$A/P = c^2 / 4c = c/4$$

となり、この両者の A/P は等しくなければならぬ。従つて両式より

$$c = 2ab / (a+b)$$

となる。この式から求めた面積 c^2 の照射野に対する深部量百分率と Fig. 3 の area reduction factor Fr から求めた面積 Ae の照射野に対する深部量百分率の相違が A/P を用いた Sterling の式の誤差となる。

上式を変形すると

$$Ae = c^2 = \frac{4(ab)^2}{(a+b)^2} = \frac{4b \cdot ab}{a(1+b/a)^2}$$

$ab = A$, $b/a = E$ (elongation ratio) とすると

$$Ae = \frac{4E}{(1+E)^2} \cdot A$$

従つて $Fr = 4E / (1+E)^2$

となる。即ち, Sterling の式では area reduction factor を照射野の大きさに関係なく $4E / (1+E)^2$ とおいていることになる。これと我々の求めた

Fig. 6 Variation of percentage reduction of axial depth dose with reduction of field size at various depths.

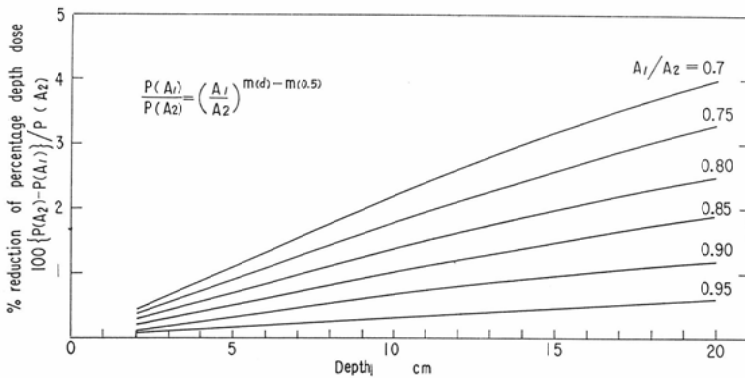
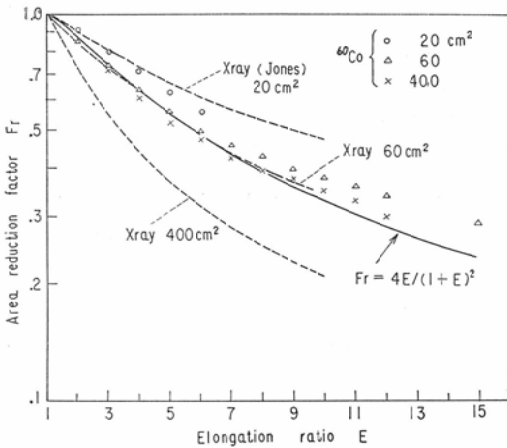


Fig. 7. Comparison of area reduction factors

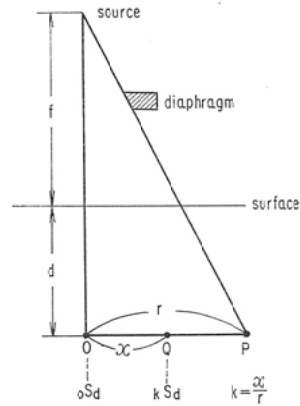


area reduction factor を比較すると Fig. 7 のようになり, elongation factor が大きくなると相違が著しくなる傾向にあるが, $E = 15$ で小照射野のときでも Fr は20%以下の相違である. 従つて深部量百分率は Fig. 6 より 2.5%以下の誤差となる.

V. 中心軸外の線量計算法の検討

中心軸は勿論それ以外のすべての点の線量が一次線と散乱線とから成立っている. 従つてある点の深部線量はその点の一次線と散乱線を別々に計算してそれらの和として求められる. 散乱線を純理論的に計算することは困難であるので普通中心軸上の散乱線量を用いて計算する Clarkson の方

Fig. 8 Diagram showing symbols used in dosage calculation



法又はその変法^{21)~25)}が用いられる.

Worthley 等²⁶⁾は HVL 1mmCu~2mmCu 程度の X線について Clarkson の変法により中心軸外の散乱線量を計算し, 散乱線の分布に規則性のあることを見出している. 我々は ⁶⁰Co γ 線についてこれを検討した.

1. 散乱線量の分布

$SSD f$, 深さ d の中心軸上の点 O の散乱線量を ${}_0S_d$, それと同じ深さで中心軸より x だけ離れた点 Q の散乱線量を ${}_kS_d$ とする. Q 点を中心軸から幾何学的照射野の端までの距離 r に対する比 $k = x/r$ で表わし (Fig. 8), 種々の照射野および深

Fig. 9. Variation of $S(k)$ with k for rectangular fields.

k is the ratio of the distance of the point considered from the central axis to the axis size of the field at the same depth. $S(k)$ is the ratio of the scatter at the point considered to the scatter at a point on the central axis at the same depth.

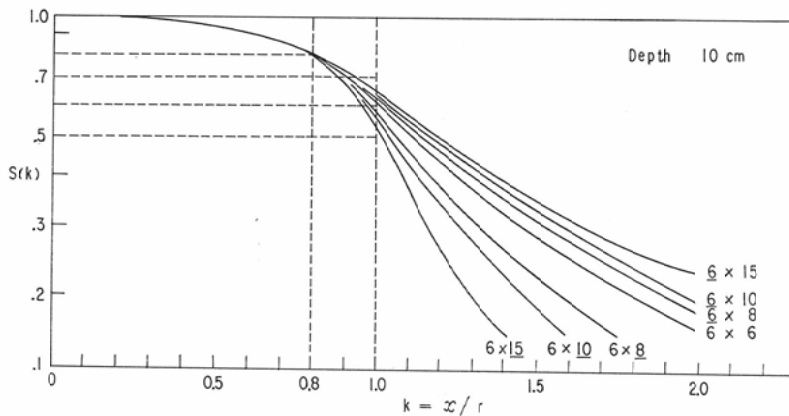


Fig. 10 Variation of $S(k)$ with k for square fields.

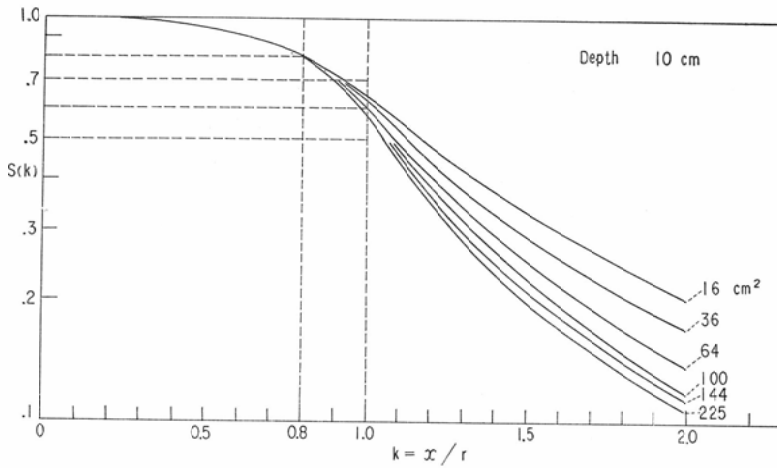
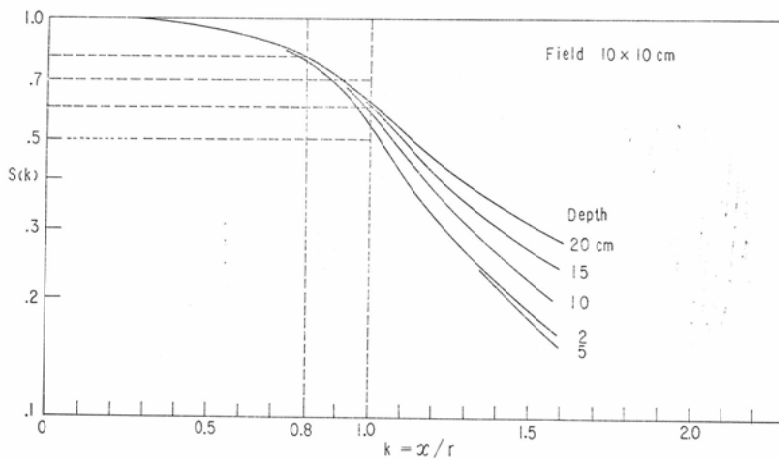


Fig. 11 Variation of $S(k)$ with k for depth.



さについて中心軸上の散乱線量に対する k 点の散乱線量の比 $S(k) = kS_d / S_a$ を Clarkson の方法より計算し、検討した。その結果を Fig. 9, 10 および 11 に示す。 $S(k)$ は $k = 0.8$ までは深部、正方形の大きさおよび矩形の形によらないが、それ以上の k ではそれらによつて変る。Worthley の X 線の結果では HVL 2mmCu 以下では深部によらなかつたが、彼等も指摘しているように ^{60}Co では深部によつて変る。又 X 線では $k = 0.6$ までが照射野に依存しない範囲であつたが ^{60}Co では $k = 0.8$ までとなつている。

$k = 1.0$ の点では $S(k)$ は 0.55~0.65 の範囲に

ある。そして正方形照射野では小照射野ほど、矩形照射野では elongation の大きい照射野の短軸方向ほど、同じ照射野では深部ほど $S(k)$ は大きい。 $k = 1.0$ の点では定義により一次線量は中心軸上の 50% であり、浅い所では大部分が 1 次線量であるから水中で測つた深部線量でも $k = 1.0$ の点は中心軸上の殆んど 50% となる。深いところで大照射野でも中心軸上の 1 次線量に対する散乱線量の比は 1.0 以下であるから $k = 1.0$ の点の深部線量は中心軸上の深部線量の 60% 以下 $((50 \times 0.5 + 50 \times 0.65) / (50 + 50) = 0.575)$ である。従つて照射野の端では浅いところで中心軸線量の 50

%, 深いところで60%程度の線量となる。このことは、等線量曲線を画くとき幾何学的照射野の端を中心軸線量の50%ないし60%となるようにすればよいので、半影部分の等線量点を求めるのに有用である。

2. 本影内の線量分布

前述したように $k=0.8$ までは照射野および深部によつて $S(k)$ が変わらないことから、本影内における線量分布を簡単に計算できる可能性がある。この点について検討を加えた。

$k=0.8$ の点はその深さで照射野の一辺の長さが20cm, 10cm, 6cmおよび4cmのとき、その深さにおける半影がそれぞれ4cm, 2cm, 1.2cmおよび0.8cmまでは本影内である。又1次線の線量分布は $k=0.75$ までは殆んど変わらない、従つて大部分の装置が $k=0.75$ までは1次線は一様な分布をしているとしてさしつかえないであろう。

中心軸上の深さ d における1次線量および散乱線量を、それぞれ oP_d および oS_d 、同じ深さの軸外の点 k におけるそれらを、それぞれ kP_d および kS_d とすると中心軸上の深部線量 oD_d は

$$oD_d = oP_d + oS_d$$

k 点の深部線量 kD_d は

$$kD_d = kP_d + kS_d = kP_d + S(k)oS_d$$

である。照射野の equivalent area が等しければ中心軸の散乱線量 oS_d は等しく深部線量 $oS_d + oP_d$ も等しい。又一次線は $k=0.75$ までは一様であると考えられるからその範囲では $oP_d = kP_d$ であり、 $S(k)$ は $k=0.8$ までは照射野によらないから $k=0.75$ までは矩形でも正方形でも equivalent area が等しければ kD_d/oD_d は

$$\frac{kD_d}{oD_d} = \frac{oP_d + S(k)oS_d}{oS_d + oP_d}$$

なることより等しくなる。

この kD_d/oD_d は oP_d (O-area の深部線量) および oS_d (中心軸の散乱線量 $oD_d - oP_d$) が深部線量から求まるから照射野によらない $S(k)$ (Fig. 9-11) の値を用いて簡単に計算できる。

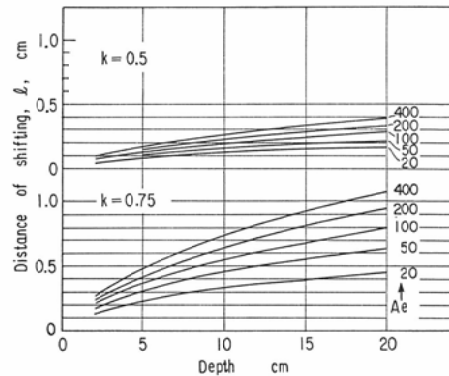
照射野 5×20 cmの20cm幅について10cm深部の $k=0.5$ と 0.75 の点の深部線量を上述の方法で計算し、実測値と比較したところ2%以下の相違で

あつた。

計算をもつと簡単にするために、 $k=0.5$ と 0.75 について種々の深部および照射野の kD_d/oD_d を計算し、各深部および各照射野の深部量曲線の傾きからある深さでの k 点の等線量曲線が中心軸上の点より表面方向にどれだけずれるかを計算した。SSD50cmについての計算結果をFig.12に示す。この図を用いて本影内の等線量曲線を求めた結果をFig.17および18に示した。実測値(実線)との差は表面方向に最大2mmで、線量の誤差にして2%以内である。

Fig. 12 Diagrams for constructing the isodose curve inside the field.

An isodose point off central axis ($k=0.5$ and 0.75) is obtained by shifting the isodose point on the central axis towards the source by l .



他のSSDについてもこの図を作成すべきであるが、他のSSDにこの図を適用しても線量の誤差は5%以内である。

3. 本影外の線量分布

本影外では一次線の線量分布は急激に減少する。しかもこの分布は装置の種類によつて変わるから、装置毎に空気中線量の分布を測定しあるいは計算をして一次線の線量を見積らなくてはならない。これを照射野毎に実施することは、等線量曲線を測定するのと殆んど同じ労力と時間を必要とする。

Evans²⁷⁾ はこの装置毎の相違をうまく解決する方法を発表した。即ち、大中小3種類程度の正方形照射野の等線量曲線を測定し、深部毎にFig.14

Fig. 13 Square field isodose crossplots in air. Toshiba RI-140, source-chamber distance 50cm.

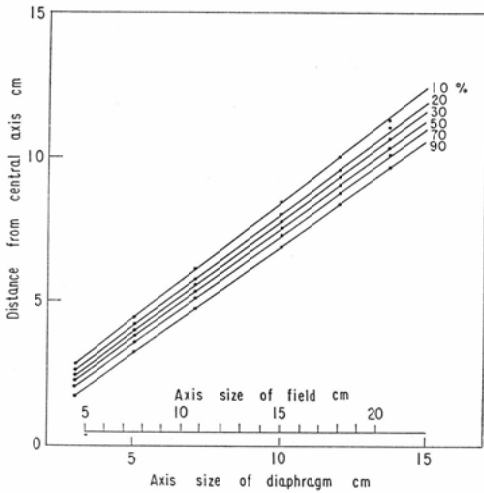
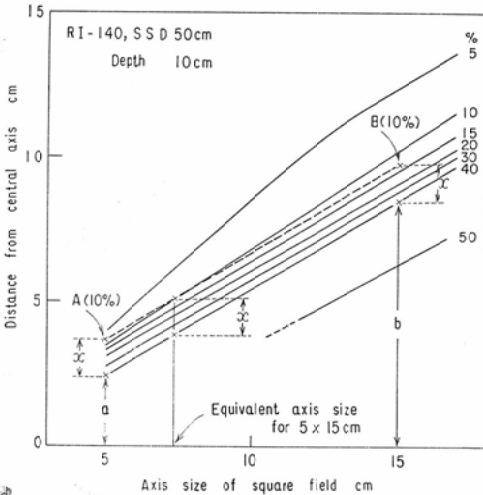


Fig. 14 Square field isodose crossplots for constructing the isodose curves, illustrating the correction method for elongated field.

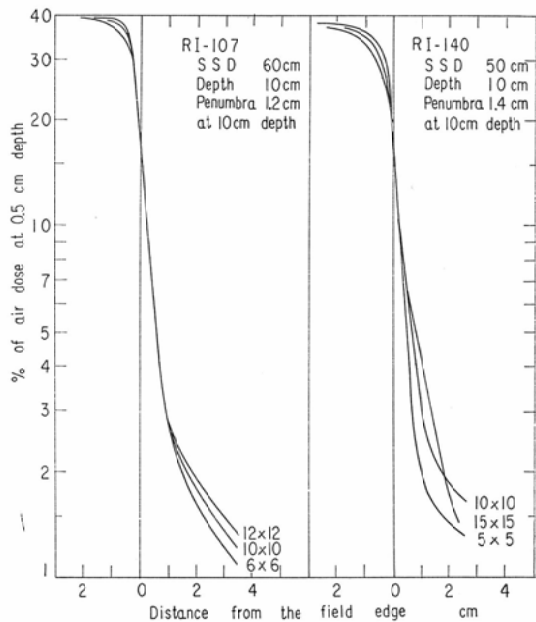


結果、連続絞りは勿論、交換型の絞りでも同一構造であれば殆んどなめらかな曲線にのることが判つた。但し、4枚絞りで2組の絞り位置が異なる場合には、各絞り即ち照射野の両軸方向について作図する必要がある。

矩形照射野にこの図をそのまま適用すると0.5cm深部の線量の15%までは誤差は小さいが、それ以下ではEvansの方法の精度は悪くなる。この補正法について考察した。

深部線量の測定値から計算によつて求めた散乱線量をさし引くと1次線量の分布が求まる。これを3種の照射野について比較してみると、1次線の分布は照射野の端からの距離が遠い点では照射野によつて相違するが、近傍では殆んど相違しない (Fig.15)。照射野の端の近くでは1次線の方が

Fig. 15 Transverse data of primary dose (measured depth dose)-(calculated scatter dose)



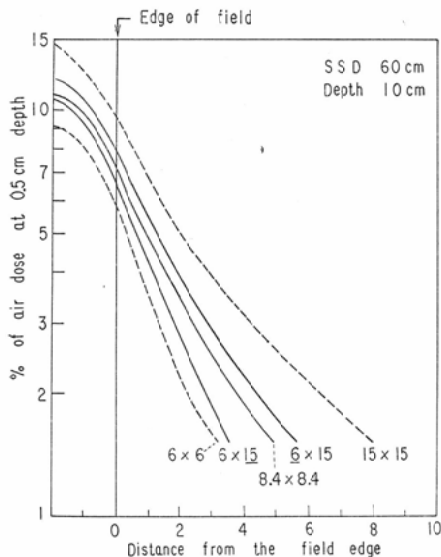
散乱線量より大きくその傾きも急であるから1次線量の曲線と深部線量の曲線とは殆んど相違しないことになる。このために深部量百分率が15%程度までは矩形でも正方形でもEvansの計算図が適用できるものと考えられる。

しかし散乱線量が1次線量に比較して大きくな

に示すような図表を作成して、内挿法によつて他の照射野の等線量曲線を求める方法である。

このEvansの方法が他の装置にも適用できるかを検討した。3種類の装置 (Toshiba RI-107, RI-140, Shimadzu ST 10000 M2) について種々の照射野の等線量曲線を測定し、Evansのsquare field isodose crossplotを作図して検討した

Fig. 16 Transverse data of scatter dose



る領域ではたとい1次線量が同じでも正方形と矩形で散乱線量が異なるから、同じ軸幅でも Evans の方法では曲線にのらなくなるのが当然であろう。

矩形と正方形の散乱線量を照射野の端からの距離が等しい点で比較すると、矩形の場合には短軸方向は短辺と同じ辺の正方形の場合より散乱線量は大きく、長軸方向は長辺と同じ辺の正方形の場合より小さくなる。又矩形と equivalent area の等しい正方形の散乱線量は矩形の短軸側と長軸側の散乱線量の間となる (Fig.16)。このことから矩形の場合には、照射野の端から測つた等線量点はそれと equivalent area の等しい正方形の等線点と等しいとおけば、誤差が少なくなることが考えられる。

照射野 $5 \times 15\text{cm}$ についてその方法を例示する。

area reduction factor $Fr=0.73$ (Fig. 2)

equivalent area $Ae=0.73 \times 5 \times 15=54.8\text{cm}^2$

その正方形の一辺の長さ $=\sqrt{54.8} = 7.4\text{cm}$

計算図表 Fig.14の平行線群の中より基本線を一選ぶ。Fig. 14では40%の線を基本線としている。equivalent area の軸幅 7.4cm についてこの基本線から求めるべき等線量点 (この例では10%)

までの距離 x を求める。矩形の短軸方向 (軸幅 5 cm) では中心軸より基本線までの距離 a にこの x を加えた $a+x$ の点 A が10%の線量となる。同様にして長軸方向 (軸幅15cm) では $b+x$ の点 B が10%の線量となる。

Fig. 17および18の本影外の等線量曲線は上述の方法で求めたもので、10%までは実測値 (実線) と計算値がよく一致している。5%では5 mm程度中心軸側へずれているが、かかる低線量域は臨床的には殆んど問題がないであろう。

尚、Evans の後、同様の考えで Orchard²⁸⁾ および Orr 等²⁹⁾ が Decrement line による方法を発表しているが、手計算で等線量曲線を求めるには Evans の方法の方が簡単であるのでここでは decrement line については検討しない。しかし電子計算機を用いる計算ではこの decrement line の

Fig. 17 Calculated isodose curve (point) is compared to measured curve (solid line) for short axis of a $5 \times 15\text{cm}$ rectangular field at SSD 50cm.

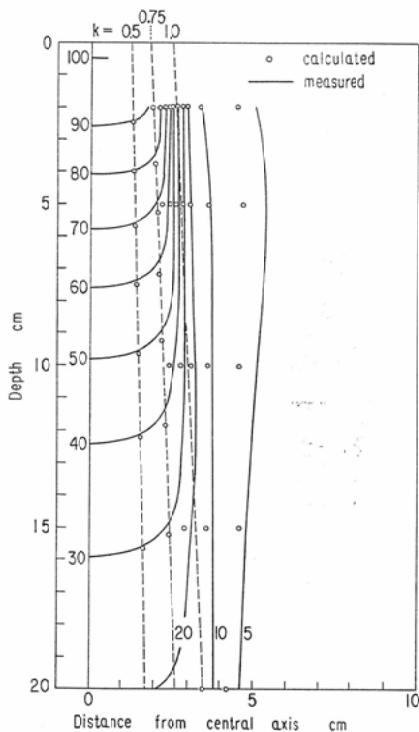
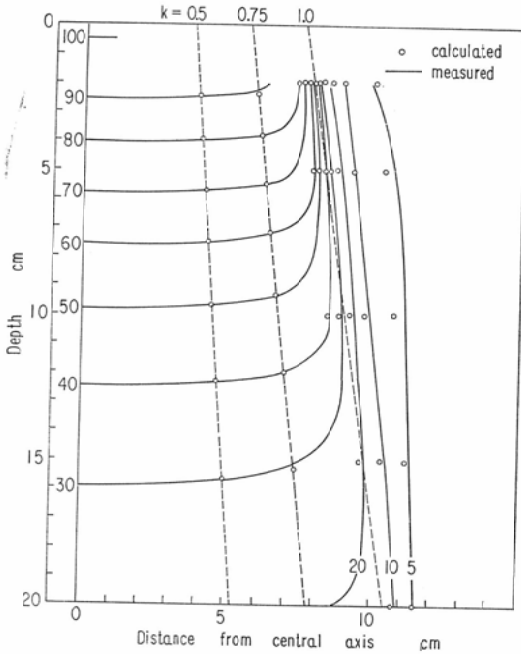


Fig. 18 Calculated isodose curve (point) is compared to measured curve (solid line) for long axis of a 5 × 15 cm rectangular field at SSD 50cm.



方が便利であるので、別報の電子計算機による計算法で検討結果を報告する積りである。

VI. 総括

矩形照射野の等線量曲線を作成する方法について検討し、次に述べる最小の実験値から任意の条件の標準等線量曲線を±5%以内の誤差で作成する方法を得た。

1. 使用する装置について空气中線量を測定して中心軸の50%までの幅を照射野の幅とする。この場合照射野の両軸方向について測る。そうすれば中心軸については半影の影響を無視できる。又深部線量をとつても照射野の端の線量は浅い所で中心軸の50%、深いところで60%である。

2. 成書にないSSDについての深部量曲線はSSD50cmの深部量表から F^{1-m} (Table 1)を用いて他のSSDに換算できる。

3. 矩形照射野については equivalent area 法により正方形(又は円形)照射野の data から換算する。近似的には area reduction factor として

$Fr = 4E/(1+E)^2$, (E =elongation ratio) を用いればよい。

4. 中心軸外の線量は Evans の内挿法を用いる。そのために大中小3種の正方形照射野について等線量曲線を測る。この場合、照射野の両軸方向について測り、絞りとの関係を確認しておく。

5. Evans の内挿法を矩形照射野の低線量域に適用するときは equivalent area の概念を導入して開発した Fig.14の方法で補正する。

6. 本影内については正方形および矩形に関係なく、軸外の等線量点は Fig.12を用いて中心軸上の等線量点を移動させる。

本論文の一部は第5回日本医学放射線学会物理部会(1963. 1)および第22回月日本医学放射線学会総会(1963. 4)において発表した。

文献

- 1) Depth dose tables for use in radiotherapy Brit. J. Radiol. Suppl. No. 10, 1961.
- 2) Day, M.J. and Farmer, F.T.: The 4 MeV linear accelerator at Newcastle Upon Tyne, Brit. J. Radiol. 31, 669—682, 1958.
- 3) Cunningham, J.R., Johns, H.E., and Gupta, S.K.: An examination of the definition and magnitude of backscatter factor for cobalt 60 gamma rays, Brit. J. Radiol. 38, 637—638, 1965.
- 4) Greene, D.: Observation on the effect of chamber size on measurements at the edge of an X-ray beam, Brit. J. Radiol. 35, 856—860, 1962.
- 5) Stanton, L.: Determination of isodose curves for supervoltage and cobalt 60 teletherapy machines with Xray film, Radiology 78, 445—460, 1962.
- 6) Clinical Dosimetry, ICRU Report 10d (1962) NBS Handbook 87, 1963.
- 7) Mayneord, W.V. and Lamerton, L.F.: A survey of depth dose data, Brit. J. Radiol. 14, 255, 1941.
- 8) Johns, H.E., Bruce, W.R., and Reid, W.B.: The dependence of depth dose on focal skin distance, Brit. J. Radiol. 31, 254—260, 1958.
- 9) Burns, J. E.: Conversion of depth doses from one F.S.D. to another, Brit. J. Radiol. 31, 643, 1958.
- 10) Pfalzner, P. M.: The variation of axial depth dose with focal distance, with field area and with depth, Brit. J. Radiol. 34,

- 236—240, 1961.
- 11) Johns, H.E.: *The Physics of Radiology*. C.C. Thomas, Springfield, 1961.
 - 12) Johns, H.E., Morrison, M.T., and Whitmore, G.F.: Dosage calculations for rotation therapy with special reference to cobalt 60, *Amer. J. Roentgenol.* 75, 1105—1116, 1956.
 - 13) Gupta, S.K. and Cunningham, J.R.: Measurement of tissue-air ratios and scatter functions for large field sizes, for cobalt 60 gamma radiation, *Brit. J. Radiol.* 39, 7—11, 1966.
 - 14) Pfalzner, P.M.: General formula for axial depth dose derived from an empirical power law for tumor-air ratios, *Radiology* 75, 438—445, 1960.
 - 15) Pfalzner, P.M.: New parameters of the power law for tumor air ratios for cobalt 60 radiation, *Radiology* 79, 439—440, 1962.
 - 16) Clarkson, J.R.: A note on depth doses in fields of irregular shape, *Brit. J. Radiol.* 14, 265—268, 1941.
 - 17) Jones, D.E.A.: A note on backscatter and depth doses for elongated rectangular X ray fields, *Brit. J. Radiol.* 22, 342—345, 1949.
 - 18) Day, M.J.: A note on the calculation of dose in X ray field, *Brit. J. Radiol.* 23, 368—369, 1950.
 - 19) Kemp, L.A.W. and Burns, J.E.: Physical measurements on the London Hospital Picker C 3000 cobalt unit, *Acta Radiol.* 49, 471—484, 1958.
 - 20) Sterling, T. D., Perry, H., and Katz, L.: Automation of radiation treatment planning IV. Derivation of a mathematical expression for the per cent depth dose surface of cobalt 60 beams and visualisation of multiple field dose distributions, *Brit. J. Radiol.* 37, 544—550, 1964.
 - 21) Bewley, D.K.: An integrating machine for estimating the dosage rate of scattered X rays, *Brit. J. Radiol.* 24, 213—214, 1951.
 - 22) Wheatley, B.M.: An instrument for dosage estimation with field of any size and shape, *Brit. J. Radiol.* 24, 388—391, 1951.
 - 23) Meredith, W.J. and Neary, G.J.: The production of isodose curves and the calculation of energy absorption from standard depth dose data, part I, II, *Brit. J. Radiol.* 17, 75—82, 1944 ; 126—130, 1944.
 - 24) Lamerton, L.F. and Winsborough, M.: An approach to the problem of scattering of high voltage radiation in non homogeneous and limited media, *Brit. J. Radiol.* 23, 236—244, 1950.
 - 25) Tranter, F.W.: A method of calculating isodose curves from central axis depth dose data, *Brit. J. Radiol.* 29, 92—94, 1956.
 - 26) Worthley, B.W. and Wheatley, B.M.: A generalised method of rapid dosage estimation with particular reference to 200 KV therapy, *Brit. J. Radiol.* 25, 491—501, 1952.
 - 27) Evans, E.A.: A method for construction of isodose charts from minimum experimental data, *Amer. J. Roentgenol.* 81, 24—29, 1959.
 - 28) Orchard, P.G.: Decrement lines: A new presentation of data in cobalt 60 beam dosimetry, *Brit. J. Radiol.* 37, 756—763, 1964.
 - 29) Orr, J.S., Laurie, J., and Wakerley, S.: A study of 4 MeV transvers data and associated methods of constructing isodose curves, *Phys. Med. Biol.* 9, 505—515, 1964.