



Title	中エネルギーX線および RI γ 線振子照射の皮膚線量 計算法(III) : 実効背後散乱因子 EB, 補正係数 K お よび皮膚線量計算法の精度
Author(s)	山崎, 武; 速水, 昭宗
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1965, 25(3), p. 200-204
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15651
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

中エネルギー X 線および RI γ 線振子照射の 皮膚線量計算法 (III) 実効背後散乱因子 EB , 補正係数 K および 皮膚線量計算法の精度

大阪大学微生物病研究所臨床研究部放射線科 (主任 三浦貴士助教授)

山 崎 武

大阪大学医学部附属診療X線技師学校 (校長 立入弘教授)

速 水 昭 宗

(昭和40年2月12日受付)

A Method of Skin Dose Calculation for Arc Therapy with
Medium Energy X-Ray and RI γ -Ray (III)
On the Effective Backscatter Factor EB , Correction
Factor K and Reliability of the Calculated Skin Dose

By

Takeshi Yamazaki

Department of Radiology, Osaka University Research Institute for Microbial Diseases

(Director: Assist. Prof. T. Miura)

Akimune Hayami

School for X-Ray Technicians, Osaka University Medical School

(Director: Prof. H. Tachiiri)

Following to the previous two reports, problems concerning to the definition of field size and design of the collimating system are discussed, and the numerical values of both the effective backscatter factor EB and the correction factor K are prepared experimentally as the table of reference in this paper, for the purpose of routine clinical use. Finally, comparative studies are made on the reliability of many reported methods for skin dose calculation of arc therapy. According to the authors' method, the EB may be expressed exactly by the simple linear relation to the backscatter factor for stationary beam therapy B , so that the EB table may be unnecessary, but the B table alone may suffice for skin dose calculation. Permitting the error of about 10 % for medium energy x-ray, numerical value of the K may be regarded as 1.0, therefore, skin dose may be given simply from Dr. Miyanaga's formula²⁾ calculating the air dose distribution of arc therapy, only multiplied by the EB . In case of RI γ -ray, either the collimating system or the definition of fieldsize may cause far larger error than these approximations. It may be noticeable, that some disagreements between the calculated skin dose from many reports and the measured dose.

I. 研究経過

中エネルギーX線およびR I γ 線振子照射において、皮膚位置での実効線束断面巾 W' cm, 軸深度 T cm, 振子角 θ 度, 実効背後散乱因子 EB , 補正係数 K , 皮膚位置での空中線量率 A' R/Min. とすれば、該点における一振子平均の皮膚線量率 D_s は

$$D_s = \frac{57.3W' \cdot K \cdot EB}{T \cdot \theta} \cdot A' \text{ R/Min.} \dots\dots\dots(1)$$

で与えられる。以下、前2報⁷⁾⁸⁾に続く総括として、 EB および K に関する数値計算ならびに実測結果を報告するとともに、諸家による皮膚線量計算値と実測値を比較検討した結果についても述べ

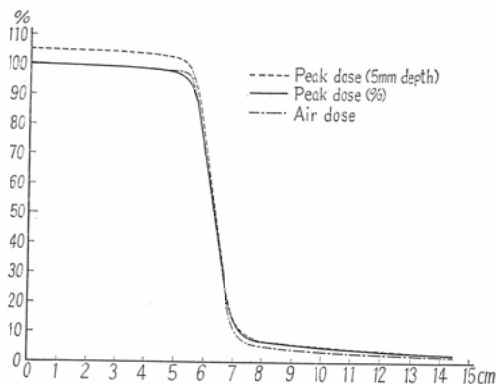


Fig. 1 Air dose and Peak dose distributions along axis through the center and parallel with a side (^{60}Co). Square Field, ssd 75 cm, Toshiba ^{60}Co Unit.

る。始めに、前々報 IV-A 項で一部言及した“遠隔照射における照射野の問題⁵⁾と絞りの良さ要素”について小見を述べたい。図(1)は前々報図(11)と同様の方法で測定した ^{60}Co γ 線束の空中ならびに表面下5 mm面での線量分布を示す。図中破線の50%値は空中線束断面(幾何学的照射野)に対応し、実線のそれは D_m 点面での散乱線を含む照射野に対応する。表(1)はこの両者を詳細に比較したもので、X線、 ^{137}Cs γ 線、 ^{60}Co γ 線ともに、空中線束と表面線束は必要かつ十分な精度で一致し、またこれは線束の太さやSSDと無関係である。従つて照射野の定義は空中線束、表面線束何れでも良いと思われる。ここで残る問題は同じ空中線束について Transmission Penumbra に関する実効線束断面巾と上記50%巾とのずれである。この両者の比が1に近く、半影巾が小さいほど絞りとして優れており、絞りの良さはこの2つの要素で表現される。

II. EB

X線については Worthley & Wheatley 両氏⁶⁾の数表から図計算した EB 値を前々報図(13)に示したが、その一部は実測した。図(2)はX線束内外の散乱線分布に関する上記両氏の数表を実験的に確めたもので、ほぼ指数関数的に分布している。実験の細部については前2報参照。この EB 値(半価層は補正)は上記実測値と $\pm 1\%$

Table 1. 50% air dose field size (Cross-sectional size of the beam or Geometrical field size) in comparison with 50% surface dose (peak dose) field size, measured by the same thimble chamber (Toshiba, MI-102, flexible) at the surface of the water phantom as in air.

x-Ray SSD 50 cm			^{137}Cs γ -Ray SSD 60 cm			^{60}Co γ -Ray SSD 65 cm		
Collimat. Set at 50 cm	Surface mm	Air mm	Collimat. set at 40 cm	Surface mm	Air mm	Collimat. Set at 75 cm	Surface mm	Air mm
5 × 5	52.4	50.8	3 × 3	60.0	59.8	4 × 12	39.0	38.4
5 × 7.5	51.6	51.0	3 × 9	61.2	60.8	6 × 12	56.2	55.7
5 × 10	52.2	51.0	4 × 6	73.8	73.2	8 × 12	73.6	73.2
5 × 15	52.2	51.2	4 × 8	73.7	72.8	10 × 10	90.8	90.6
			5 × 5	86.8	86.2	12 × 12	108.2	108.0
			5 × 10	84.8	84.9	14 × 14	125.6	125.3
			6 × 9	100.8	99.8			
			8 × 8	127.3	127.2			
			10 × 10	156.3	154.9			

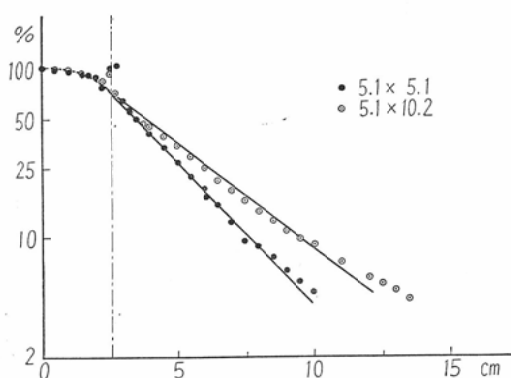


Fig. 2 Scatter dose distributions along minor axis of rectangular fields of medium energy x-ray beam. ssd 50 cm, Toshiba arc therapy unit.

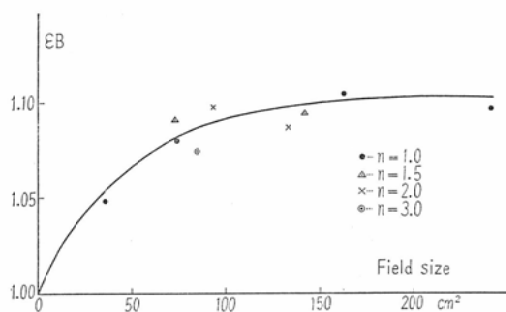


Fig. 3 Measured effective backscatter factor EB for rectangular fields of ^{137}Cs γ -ray beam. ssd 60 cm.

以下のいずれで良く一致した。RI γ 線の EB はすべて実測値で、図(3)に ^{137}Cs γ 線のそれを示す。X線と異り、RI γ 線では散乱線量が非常に少いためか、 EB と照射野の Elongation Ratio n との間に一定の関係を見出し得ない。次に皮膚線量計算に必要な参照数(図)表をなるべく少なくするため、 EB を固定照射の背後散乱因子 B の簡単な計算式 $f(B, n)$ で表わそうと試みた。B表¹⁾は一般的でもあり、また前報でもその実測値を報告した。 EB と B, n との関係を図(4)、(5)に例示する。X線、RI γ 線ともに、照射野20~150 cm^2 , $n=1\sim5$ の範囲で次式が成立し、近似の誤差は1%以下である。

$$\text{x線: } EB = 0.067n + 0.59B + 0.54 \dots (2)$$

$$^{137}\text{Cs}\gamma\text{線: } EB = 1.48B - 0.46 \dots (3)$$

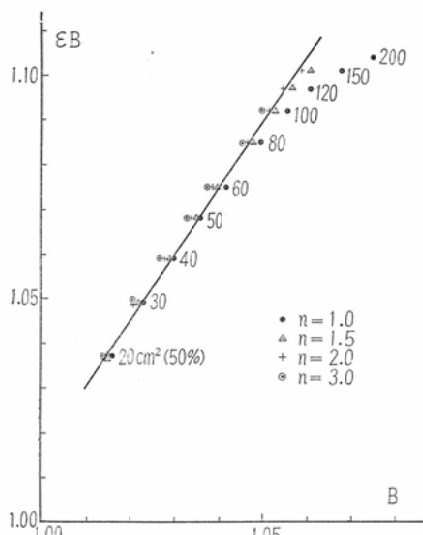


Fig. 4 Linear relation between the effective backscatter factor EB and the backscatter factor B of ^{137}Cs γ -ray beam. Rectangular fields.

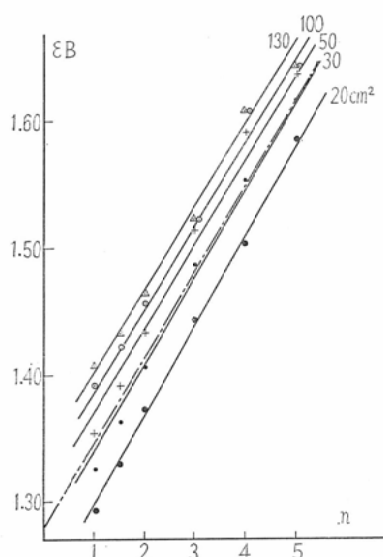


Fig. 5 Linear relation between the effective backscatter factor EB and the elongation ratio n of medium energy x-ray beam. Rectangular fields.

$$^{60}\text{Co}\gamma\text{線: } EB = 1.78B - 0.77 \dots (4)$$

最大3%の誤差を許せば、 $^{137}\text{Cs}\gamma$ 線、

$^{60}\text{Co}\gamma$ 線とも

$$EB - 1 = 2(B - 1) \dots (5)$$

と非常に簡単な式になる。

Table 2. Correction factor K for skin dose calculation of arc therapy with medium energy x-ray. (See the Text)

θ (Degree)	T (cm)	W' (cm) —50% Line at skin—						
		3	4	5	6	8	10	12
120	3	0.74	0.80	—	—	—	—	—
	4	0.84	0.86	0.91	0.91	—	—	—
	6	0.91	0.92	0.97	0.98	0.98	0.98	—
	8	0.92	0.95	0.98	1.00	1.01	1.01	1.02
	10	0.93	0.96	0.99	1.01	1.02	1.03	1.05
	12	0.93	0.96	1.00	1.02	1.02	1.04	1.07
	14	0.93	0.97	1.00	1.03	1.03	1.05	1.08
180	3	0.80	0.88	—	—	—	—	—
	4	0.89	0.93	0.96	0.98	—	—	—
	6	0.95	0.98	1.02	1.04	1.06	1.10	—
	8	0.95	0.98	1.03	1.05	1.07	1.08	1.12
	10	0.95	0.98	1.03	1.05	1.07	1.08	1.11
	12	0.95	0.98	1.03	1.05	1.07	1.08	1.11
	14	0.95	0.98	1.03	1.05	1.07	1.08	1.11
240	3	0.87	0.94	—	—	—	—	—
	4	0.92	0.96	0.99	1.02	—	—	—
	6	0.97	1.00	1.05	1.07	1.10	1.16	—
	8	0.98	1.01	1.06	1.08	1.09	1.12	1.17
	10	0.98	1.02	1.06	1.08	1.09	1.12	1.17
	12	0.98	1.02	1.06	1.08	1.09	1.12	1.17
	14	0.98	1.02	1.06	1.08	1.09	1.12	1.17

III. K

表(2)は190kVp X線(HVL;1.4mm Cu)による実測結果で、 $n=1\sim3$ の平均値を示す。実測値の平均値からのばらつきは $\pm 3\%$ 以下である。実験に用いた Phantom は前報の Acrylite-水一楕円 Phantom, 線量計は東芝 MI-102鈎型。これを Half embed の形で Acrylite 壁に埋め込み、諸種の条件で振子照射を行い得られた表面線量値と上記計算式(1)とから逆算したものである。10%の誤差を許せば、特別な場合を除き常に $K=1.0$ とみなしうることが分る。照射体部の輪郭や大きさによつて、Kは表と多少異なるであろうが、10%の誤差であれば問題にならない。

RI 線の場合は側方散乱が少いため、 $K=1.0$ とみなすための誤差はさらに少くなるであろうし、また K や EB よりも W' の規定方法の方が問題が多い。

IV. 諸家による皮膚線量計算値と実測値の比較

表(3), (4)は最も代表的な Plesch 氏³⁾, Rossmann⁴⁾氏による計算値と著者らの実測値(Kに関する上述の楕円 Phantom 実験)とのずれを実測値に対する%値で表わしたものである。半価

Table 3. Comparison between the calculated skin dose values from some reports and those measured by the authors (I). Table shows percentage deviations.

T _{cm}	W _{cm} El.	3			4		
		1	2	3	1	2	3
3	Pl.	72	44	33	40	26	18
	Ro.	56	31	21	45	30	22
4	Pl.	43	28	18	31	18	10
	Ro.	37	24	14	44	30	22
8	Pl.	32	18	9	22	10	3
	Ro.	32	19	9	24	12	4
12	Pl.	32	19	9	21	10	2
	Ro.	20	8	-1	24	13	5

Table 4. Comparison between the calculated skin dose values from some reports and those measured by the authors. (II) Table shows percentage deviations

T _{cm}	W _{cm} El.	6			8		10	
		1	2	3	1	2	1	1.5
4		17	8	2				
6					5	-3		
8		8	-2	-5			0	-3
10					3	-4		
12		7	-1	-6			0	-3
14					3	-4		
16		7	-1	-6			-1	-4

層の相違は補正し、振子角 120° , 180° , 240° の平均値を示す。比較を厳密にするため、両氏の計算式中の照射野巾は何れも上式の W' に相当するものとみなした。もし両氏の線束断面巾が W' とずれていなければ、表中のずれも最大10%程度少くなる。計算値と実測値のずれはかなり大きく、W', T および n が小さいほど過大評価の傾向がある。ずれは一般に θ と無関係であるが、T の小さい場合は θ が小さいほど過大評価の傾向がある。上記計算式(1)で K 表を用いれば、総合して $\pm 4\sim 5\%$ の誤差は考えられる。Plesch, Rossmann 両氏による計算値と実測値のずれの原因は明らかでないが、少なくとも線量計、絞り機構あるいは線質等の相違によるものとは考え難い。

V. 総括ならびに結論

前2報に続く総括として、照射野の定義と絞りの良さに関する問題点、参照数(図)表としての実効背後散乱因子 EB および補正係数 K の数値とその実用的取り扱い、さらに諸家による皮膚線量計算法の精度等について実験を行い考察を加えた。著者らの計算法では、 EB は固定照射の背後散乱因子 B の1次式で簡単かつ正確に表わすことができ、参照数表は B 表だけでよい。また X 線では10%の誤差を許せば $K = 1.0$ とみなしうる。従つて宮永氏²⁾の基礎(空中)線量分布計算式に EB を乗ずれば皮膚線量が求まる。RIY線では EB や K よりも絞り方式や照射野の規定方法の方が問題は大きい。諸家による皮膚線量計算値と著者らの実測値との比較では充分一致した結果が得られていない。皮膚線量に限らず、放射線治療の実際面で線量誤差をどのレベル迄許すかの問題には議論も多い。これは今後電子計算システムを導入す

るとともに、医学、理学および工学各専門家の協力による実用的な Clinical Dosimetry 領域において解決されるべきものと思う。

本論文の要旨は第22回(1963年4月)、第23回(1964年5月)日本医学放射線学会総会において展示発表した。

最後に本学医学部放射線医学教室立入弘教授、三浦貴士微研助教授ならびに吉井義一講師の御高聞に厚く御礼を申し上げて稿を了える。

参考文献

- 1) Brit. J. Rad. Supplement 10 (1961).
- 2) 宮永一郎：日医放誌，16，1021 (1957).
- 3) Plesch, R.: Strahlenther., 112, 443 (1960).
- 4) Rossmann, K.: Röfo., 81, 659 (1954).
- 5) WHO/IAEA/ICRU; Report on Meeting on Standardization of Radiological Dosimetry for Radiation Beams (1961).
- 6) Worthley, B.W. & B.M. Wheatley; Brit. J. Rad., 25, 298 (1952).
- 7) 山崎武他：日医放誌，23，1538 (1964).
- 8) 同，24，916 (1964).