Osaka University Knowledge Archive

Title	振子照射の皮膚線量計算法(II) 60Coγ線,137Csγ線および中エネルギーX線矩形照射野の背後散乱因子
Author(s)	山崎, 武; 三浦, 貴士; 速水, 昭宗
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1964, 24(7), p. 916-920
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19613
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

振子照射の皮膚線量計算法（II）
^{60}Coγ 線，^{137}Csγ 線および中エネルギー X線矩形照射野の背後散乱因子

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　三　浦　貴　士
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39年7月18日受付）

A Method of Skin Dose Calculation for Arc Therapy (II) Backscatter Factor for Rectangular Fields of ^{60}Co γ-Ray, ^{137}Cs γ-Ray and Medium Energy X-Ray

By

Takeshi Yamazaki, Takashi Miura
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)

In order to serve some basic data on methods of skin dose calculation for arc therapy, backscatter factors for the diaphragm-limited rectangular fields of ^{60}Co γ-ray, ^{137}Cs γ-ray and 190 kVp x-ray are measured by the smallest thimble ionization chamber (air volume 0.2 c.c., inside diameter 4 mm), related to field size and field elongation, and compared with those of Brit. J. Rad. Suppl. 10.

I　緒　言

前報[4]に続き振子照射の皮膚線量計算法に関する基礎資料として，国産の振子（回転）照射装置と試作小型電離槽を用い，H.E. Johns 氏[3]の方法に従つて実測した矩形照射野の背後散乱因子について報告する．

II　用語とその定義[1),3)]

A　線量：照射（線）量．従来の定義に従つておく．

B　線源ー表面間距離（SSD）：線源の前面から算定．SSD55cm～75cmの範囲で，^{60}Co γ 線空中線束について逆2乗則は1％以下の誤差（Stem leak を含む）で適用可能．Victoreen 621実測値．

C　照射野：空中線束縁について，50％線で囲まれる面積．後述 MI- 102鈎型実測値．

D　半影巾：空中線束縁について，90％線から10％線までの巾で定義．同上実測値．電離槽による線束縁の解像力を考慮し，半影部分の直線を外挿した値．^{60}Co γ 線空中線束の実測結果を図

Fig. (1) Air dose distributions of ^{60}Co γ-ray along axis through the center and parallel with a side of square fields. Source Chamber Distance 75 cm at the central axis of the beam.

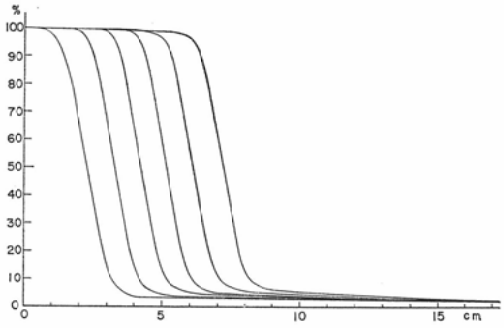
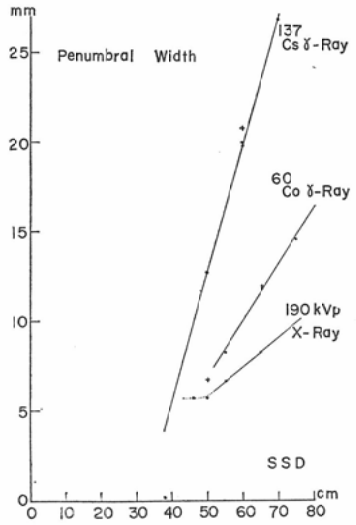


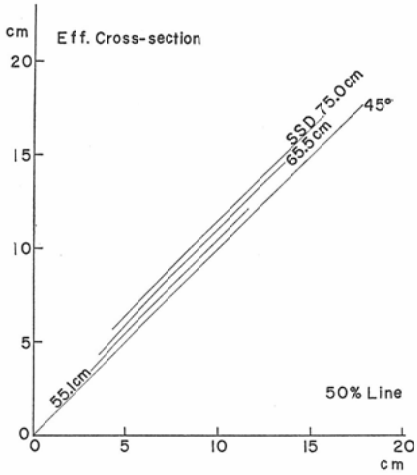
Fig. (2) Penumbral widths (90%→10% width of both air and surface dose fields) of ^{60}Co γ-ray, ^{137}Cs γ-ray and 190 kVp x-ray related to ssd.
(• Air dose field + Surface dose field)



(1)に示す．図 (2)に各装置の半影巾とＳＳＤとの関係を示す．半影巾は照射野の大きさと無関係である．またＸ線の半影は小さく，ＳＳＤが小さい場合は電離槽の解像力をこえる．

E 線束の実効断面：前報[4] の定義に従つて，Transmission Penumbra の大小に目安を与えるものである．^{60}Co γ 線について 3種のＳＳＤにおける実効断面と照射野との関係を図 (3)に示す．

Fig. (3) Relations between the 50% air dose area and tentatively named effective cross-sectional size of the ^{60}Co γ-ray beam.



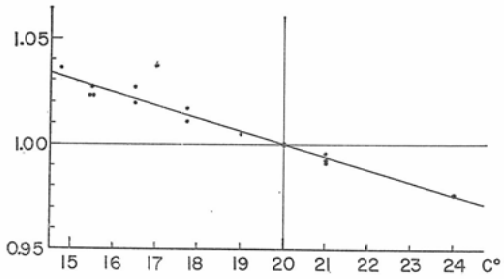
F 絞り－表面間距離 (CSD)：RI γ 線では図 (2)の半影巾が零になるような仮想的な実効絞り位置から表面までの距離．多重絞りの末端 Leaf 位置から表面までは ^{137}Cs 装置で32cm，^{60}Co 装置で37cmである．

III 実 験

A 装置：^{60}Co γ 線：――東芝ＲＩ 120型 1 kc 回転治療装置，^{137}Cs γ 線：――東芝ＲＩ 141 型 2 kc 回転治療装置，Ｘ線：――東芝 KXC 18-5 型振子照射装置，190 kVp, Filter 0.7mm Cu + 0.5mmAl，第１半価層 1.4mmCu，何れも Diaphragm-limited Field (Cone なし).

B 線量計と附属品：東芝試作ＭＩ－102釣型

Fig. (4) Relative Sensitivity of flexible MI-102 dosimeter to room or water temperature. Calibrated by ^{60}Co γ ray beam.



深部線量計，電離槽部は通常の直線型と全く同じで Stem 部分の Metal Pipe がない．Dimension に関しては前報参照．線量計の温度係数は図(4)参照．東芝電離槽駆動装置と大倉電子管式帯型記録計併用．

C　Phantom：^{60}Co，^{137}Cs γ 線は縦60cm×横35cm×高さ40cmの水槽に深さ24～27cmまで水を満す．X線では長軸30cm×短軸20cm×長さ25cmの Acrylite（壁厚5mm）水 Phantom を使用．

D　CSD：^{60}Co γ 線47cm，^{137}Cs γ 線18cm，X線30cm．

E　方法：線束は垂直下方，電離槽 Stem は水平とし，かつ照射野の長軸と平行させる．電離槽中心軸は，^{60}Co γ 線では水面より5mm深さ，^{137}Cs γ 線では 1.2mm深さに沈める．X線の場合は Acrylite 壁に溝を作り Half embed の状態で固定する．線束と線量計はそのまゝの状態で，R Iγ 線では水のみ，X線では Phantom の有無による線量計の読みの比を取り，これを背後散乱因子とする．Phantom 水温はできるだけ周囲気温

Fig. (5) Diagrammatic illustration of the measurement of backscatter factors

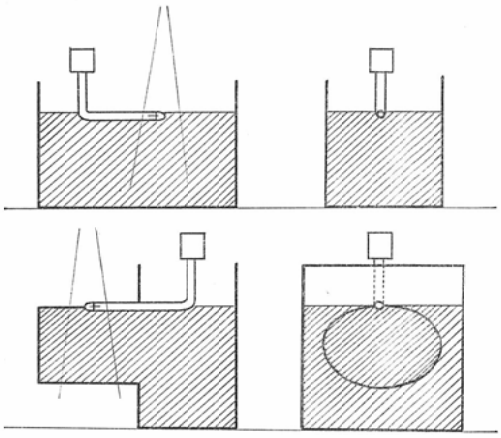


Table 1 Backscatter factor for ^{60}Co γ-ray. SSD 75cm

EI. 1.0	4×4	5×5	6×6	7×7	8×8	10×10	12×12	15×15
	1.011	1.015	1.020	1.025	1.029	1.036	1.043	1.050
EI. 1.5	4×6		6×9		8×12			
	1.014		1.025		1.035			
EI. 2.0	4×8	5×10	6×12	7×14				
	1.017	1.024	1.029	1.034				
EI. 3.0	4×12	5×15						
	1.022	1.029						

Table 2 Backscatter factor for ^{137}Cs γ-ray. SSD 60cm

EI. 1.0	4×4	5×5	6×6	7×7	8×8	10×10	12×12	15×15
	1.012	1.019	1.026	1.034	1.041	1.054	1.064	1.075
EI. 1.5	4×6		6×9		8×12	10×15		
	1.016		1.035		1.050	1.058		
EI. 2.0	4×8	5×10	6×12	7×14	8×16			
	1.021	1.032	1.042	1.049	1.054			
EI. 3.0	4×12	5×15	6×18					
	1.030	1.042	1.050					

Table 3 Backscatter factor for medium energy x-ray (HVT: 1.4mmCu). SSD 58cm

EI. 1.0	3×3	4×4	5×5	6×6	7×7	8×8	10×10	12×12	15×15
	1.112	1.161	1.199	1.232	1.260	1.287	1.333	1.373	1.418
EI. 2.0	3×6	4×8	5×10	6×12					
	1.162	1.214	1.254	1.288					
EI. 3.0	3×9	4×12	5×15						
	1.179	1.230	1.273						

Fig. (6) Variation of the backscatter factor with the field size and the field elongation. ^{60}Co γ-ray.

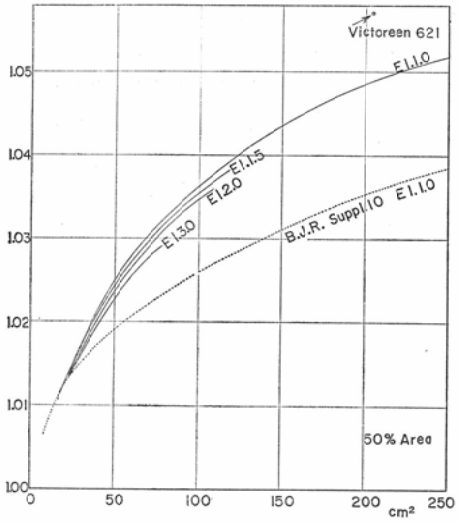
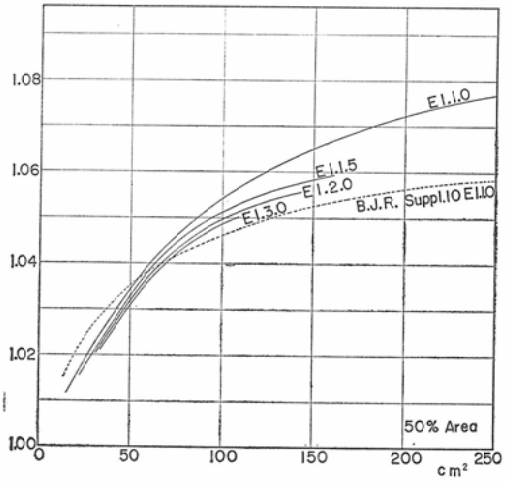


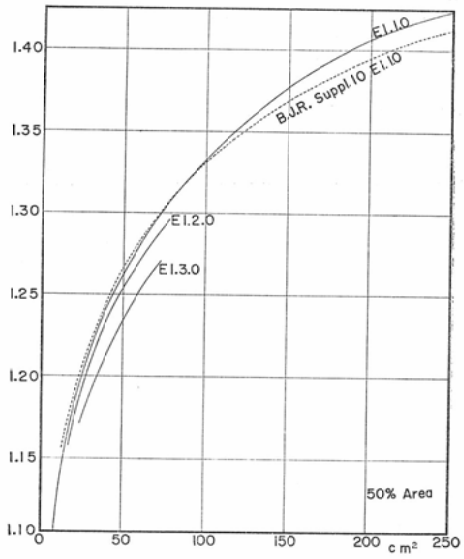
Fig. (7) Variation of the backscatter factor with the field size and the field elongation. ^{137}Cs γ-ray.



に近づけ，かつ温度補正を行う．何れも組実験を4～5回反復し平均値を取る．照射野は12～14種類，Field Elongation 1～3．図(5)参照．

F 結果：表(1)，(2)，(3)，図(6)，(7)，(8)参照．RI γ 線の背後散乱因子は小さく，照射野の増大による空中線量の増加とほゞ同程度である．空中線量は ^{60}Co γ 線では照射野38～204 cm^2 の間で 6.6%，^{137}Cs γ 線では36～240cm^2

Fig. (8) Variation of the backscatter factor with the field size and the field elongation. Medium energy x-ray.



の間で，6.3%増加する(MI- 102鈎型実測値)．

IV Brit. J. Rad. Suppl. 10値との比較

^{60}Co γ 線，^{137}Cs γ 線，190KVpX線(B.J.R. 10値を第1半価層補正)とも，0～250cm^2 の照射野範囲で，ずれは2%以下である．しかし図(6)，(7)，(8)に見られる通り，^{60}Co γ 線では約20cm^2，^{137}Cs γ 線では60cm^2，X 線では90 cm^2 の照射野を境に，それより大きい照射野では実測値の方がやゝ大きく，小さい照射野では実測値の方がわずかに小さい．その差は照射野 250 cm^2 では^{60}Co γ 線 1.3%，^{137}Cs γ 線 1.9%，X 線 1.1%である．なぜこのような規則的なずれが起るかの問題には，電離容積，電離槽の壁厚，Phantom の大きさ，Stem の影響，実験方法等が関係する．また単に表面附近に止まらず，深部量百分率あるいは Tumor-air Ratio の実測値についても類似の傾向が認められている．なお Dummy Stem 法[2] を用いて差働的に検討した結果では，^{60}Co γ 線の場合最大照射野でも Stem の影響は見出されていない．

V 総括ならびに結論

振子照射の皮膚線量計算法に関する基礎資料と

して，国産の ^{60}Co γ 線，^{137}Cs γ 線および中エネルギーX線振子（回転）照射装置について，矩形照射野の背後散乱因子を試作小型電離槽を用いて実測した．さらに照射野およびそのElongationとの関係を検討し，また現在最も信頼されているBrit. J. Rad. Suppl. 10値とも比較検討した．

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ならびに吉井義一講師の御高閲に深謝して稿を終える．

参考文献

1) Brit. J. Rad. Suppl. 10 (1961).
2) Johns, H.E. et al.: Brit. J. Rad., 27, 320, 443 (1954).
3) WHO/IAEA/ICRU: Report on Meeting on Standardization of Radiological Dosimetry for Radiation Beams (1961).
4) 山崎武他：日医放誌，23，1538 (1964).