



Title	200kVp X線およびRI $\gamma$ 線振子照射の皮膚線量計算法 (I)
Author(s)	山崎, 武; 重松, 康; 金光, 正志
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1964, 23(12), p. 1538-1548
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17377">https://hdl.handle.net/11094/17377</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

# 200 kVp X線および RI $\gamma$ 線振子照射の 皮膚線量計算法 (I)

大阪大学医学部放射線医学教室（主任立入弘教授）

山崎 武重 松康 金光正志

同附属診療X線技師学校（校長立入弘教授）

速水昭宗

(昭和39年2月3日受付)

A Method of Skin Dose Calculation for Arc Therapy with Medium Energy X-ray and RI  
 $\gamma$ -ray.

By

Takeshi Yamazaki, Yasushi Shigematsu and Masashi Kanemitsu

Department of Radiology, Osaka University Medical School.

Akimune Hayami

School for X-ray Technicians, Osaka University Medical School

(Director: Prof. H. Tachiiri)

This theoretical and experimental study was made to establish a simple and exact method of skin dose calculation for arc therapy, and to solve some problems of the dose close to the surface.

With the recent advancement and spread of high energy beam apparatuses, the skin damage seems to have become not so critical problem for practical radiotherapy as in the time of conventional X-rays. In spite of the decrease of necessity, the writers are of an opinion that the dosimetical study close to the surface should not be set aside, because there develop a number of complicated problems with increased practicality of supervoltage radiation. Moreover, some basic problems still remain unsolved even on the practical terms and definitions.

So, in this paper a theoretical term of "cross-sectional field size" was proposed after some considerations on the definition of the term "field-size" for the diaphragm-limited beam, and some measurements were taken of the skin dose.

On the theoretical primary beam, having no penumbra, uniform dose distribution and no deviation from inverse-square law, lets the cross-sectional width of this theoretical beam, equivalent to the practical beam on numerical calculation,  $W'$  cm at skin position.

So  $W'$  may not be equal always to the 50 % dose line (width) of the practical beam. Assuming that this theoretical beam passes perpendicularly to the infinite water surface, and total scatter dose both inside and outside of the beam may be given uniformly during

irradiation, irradiated time corresponds to the above mentioned effective cross-sectional width of the beam  $W'$ , and the effective backscatter factor  $\epsilon B$  may be defined for arc therapy, moreover, whose numerical value is far larger than  $B$ , the backscatter factor for stationary therapy.

Average skin dose rate of one arc movement  $D_s$  may be calculated by the following formula from Dr. Miyanaga's(11) analysis :

$$D_s = \frac{57.3 \cdot W' \cdot K \cdot \epsilon B}{T \cdot \theta} A' \quad \text{R/min.}$$

Here,  $T$  cm is the depth of axis,  $\theta$  degree is the pendulum angle,  $A'$  R/min. is the air dose rate at skin position and  $K$  is the experimental correction factor for both body contour and beam convergence.

## 内容目次

- I 緒言
- II 皮膚線量と表面線量、最大点線量
- III Diaphragm-limited Field における体表面附近の線量変化
- IV 空中線量分布の問題
  - A 照射野の定義

- B 逆2乗則
- C 空中線量測定に関する実際問題
- V 線量計算法
  - A 実効背後散乱因子
  - B 計算式
- VI 小括
- 参考文献

## I 緒 言

放射線療法の高エネルギー化とともに、皮膚線量に対する関心が薄れてゆくのは当然であるが、現在でもなお広く用いられている中エネルギーX線、 $^{137}\text{Cs}\gamma$ 線、 $^{60}\text{Co}\gamma$ 線等ではいずれも1門照射では皮膚反応が治療限界の指標となり、運動照射にても一番手近な200kVp X線単純振子照射では照射野内の広い場合や振子角の小さい場合、最大部皮膚線量は病巣線量に近い。また運動照射の実際では容積線量よりも病巣周囲線量ないしは皮膚線量が治療の限界を構成する場合が非常に多いと思われる。著者らの膀胱部X線振子照射(16例)の経験でも、平均5100R/7Wの病巣線量で白血球数が3000以下に減少するのは全く例外的で、全身自覚症状もほとんどない。そして線量最大部の中等度乾性皮膚炎と陰毛の脱落が目立ち、膀胱症状も激しい。また皮膚反応は病巣と異り直接観察できるため、レ線治療の永い経験から個々の症例に対する実際の照射線量とその反応を知るための確実な知識の一部として貴重である。さらに固定照射の場合でも、表面ないしは最大点線量の綿密な検討は、種々なConeの使用条件に関する問題とともに深部量百分率表間の不一致を少く

するための重要な課題<sup>(21)</sup>の一つである。他方超軟X線や電子線治療がますます普及しつつある現状から見ても、ここで皮膚線量に対する注意を喚起することは時宜を得たものと思う。回転ないしは振子照射の表面線量計算法についてはJohns<sup>(9)</sup>氏、du Mesnil de Rochemont u. Fiebelkorn<sup>(4)</sup>両氏、Rossman<sup>(17)</sup>氏、Gombert<sup>(7)(8)</sup>氏、Plesch<sup>(16)</sup>氏等の諸報告があるが、著者らは振子照射の基礎線量分布に関する宮永氏の解析<sup>(11)</sup>をもとに、線束内外での一次線ならびに散乱線分布(Worthley & Wheatley<sup>(24)</sup>両氏の数表を参照)をできるだけ詳細に評価して、より正確な皮膚線量を一層簡単な方法で計算しようと試みた。以下その理論と実験結果の一部について述べる。

## II 皮膚線量と表面線量、最大点線量

皮膚線量とは臨床上の皮膚反応に対応して用いられる吸収線量の概念であるが、体表面から何mmまでの深さを皮膚とみなすかはすこぶるあいまいである。多くの解剖書を比較参照しても皮膚の厚さは、表皮角質層(0.02mm~0.6mm)、表皮(0.03mm~4mm)、真皮(0.3mm~4mm)と著しく広範囲にわたる数値が示されているし、皮膚反応に關係が深いと思われる皮下血管叢の深さも

3 mm～6 mm<sup>(18)</sup>あるいはそれ以上に及ぶ。病的な変化を起した皮膚の厚さ<sup>(18)</sup>はさらに複雑であり、圧迫、牽引等によつても簡単に変わる。空中線量に背後散乱因子を乗じて、最大点照射線量を求め、これらを吸収線量 (Peak absorbed dose)<sup>(21)</sup>に換算すると云う単純な考え方にも問題はある。たとえば  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線の場合、電子平衡に達する線量最大点 (以下 Dm 点) は皮膚とは云えず、皮下障害についての報告<sup>(1)</sup>もある。他方、皮膚線量とほとんど同義に用いられて來た表面線量は、正しくは深さ零の点に外挿した吸収線量であつて、角質層が皮膚反応の場ではないことを考慮すると、眞の意味での表面線量は、RI  $\gamma$  線ではもちろん中エネルギーX線でもあまり意味がない。さらにこの後者では Photon Build-up<sup>(21)</sup>が加わるため、Dm 点は表面より幾らか深い所に現われることも注意される (第III項参照)。従つて以下の取り扱いでは、Photon Build-up は一応無視し、

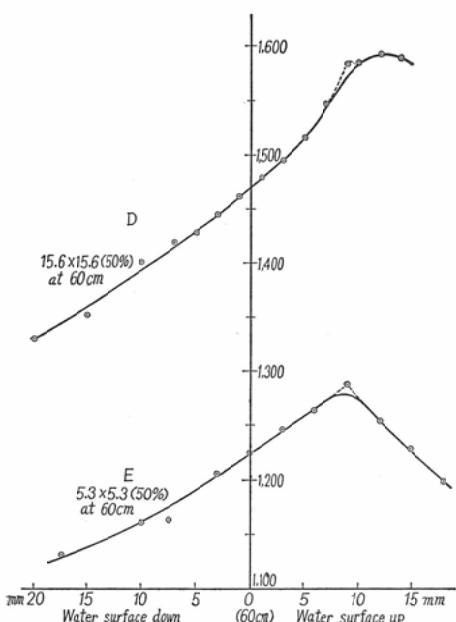


Fig. 1  
Tumor-air ratios of the conventional X-rays close to the surface  
190kVp, Filter ; 0.7mm Cu+0.5mm Al  
HVL ; 1.4mm Cu  
Source Chamber Distance 60cm

Electron Build-up の Dm 点線量を皮膚線量とみなした。これは平衡厚さをもつた R-Meter によつて測定と換算が可能である。厳密に目的とする深さでの皮膚線量を知るためには、さらに Build-up 曲線を要することは云うまでもない。

### III Diaphragm limited Field における体表面附近の線量変化

前報<sup>(22)</sup>に引き続き、cone を使用しない運動照射装置からの線束について、線源一電離槽間距離は一定に保ち、水面だけを上下に微動 (1 mm 宛) させる方法によつて、表面ないしは Dm 点附近の相対電離を実測した。これは近似的に相対的な照射線量の変化と見なしうるであろう。ここに用いた水槽は、水深 25cm,  $60 \times 40\text{cm}^2$  のもの

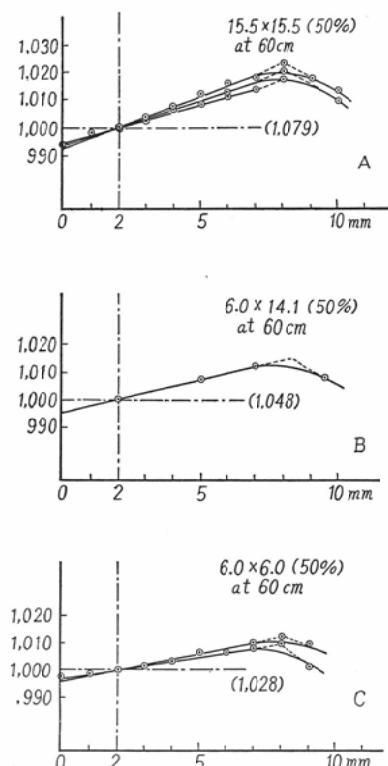


Fig. 2  
Tumor-air ratios of  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray close to the surface.  
2000 Curie Unit  
Source Chamber Distance 60 cm  
Relative to the peak dose

で、電離槽は東芝102鉢型、内径4mm、壁厚2.5mmより成る。これに厚さ2mmのAcrylite保護筒を加え、Air doseも水中測定と同様に保護筒を使用し、また電離槽は照射野長軸に平行させて測定した。線量率記録には既報のように、大倉電気製、電子管式帶型記録計を用いた。200kVp X線ではMonitor Chamberによる差動記録は行つていないが、充分注意した測定を反復することによりかなりの精度が得られた。図(1)、図(2)はこのようにして測定された190kVp X線および<sup>137</sup>Cs γ線のTumor-air Ratio、図(3)、図(4)は深部量百分率を示す。図(5)は水面近くの空気中での相対電離を表わす。図(3)、図(4)は図(1)、図(2)から各点に対するAir doseを逆2乗則で換算して求めた。但し1cm前後のssdの変化による照射野の相違は無視したが、この近似計算の誤差は、X線で0.2%、<sup>137</sup>Cs γ線で0.1%以下である。また深部量百分率のssdによる相違を補正する目的で、F-factor<sup>(15)</sup>を1次線のみとして計算しても、ssdを平均化するための誤差は±0.03%以下で問題にならない。図から明らかなようにTumor-air Ratio、深部量百分率ともにほとんど直線的に変化している。7mmの

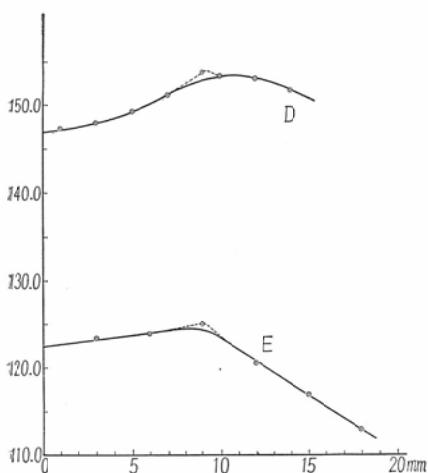


Fig. 3  
Percentage depth dose curves of X-ray close to the surface.  
Air dose at surface 100.0  
D & E correspond to those of Fig. (1)

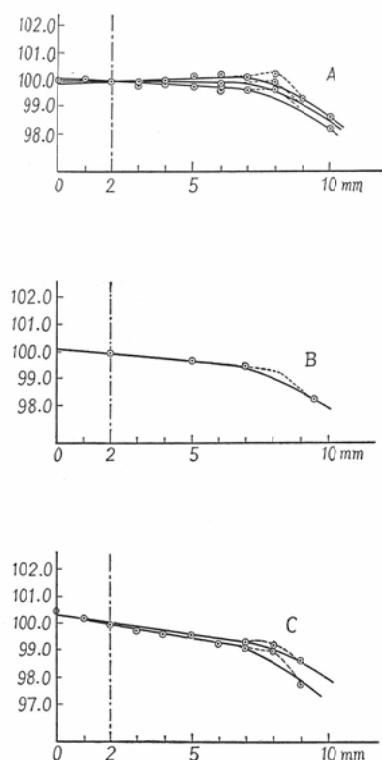


Fig. 4  
Percentage depth dose curves of <sup>137</sup>Cs γ-ray close to the surface.  
Peak dose : 100.0  
A, B & C correspond to those of Fig. (2)

水深で不連続な変化が見られるのは、電離槽が完全に水没する時期に水の表面張力で水面に溝を生ずるための誤差である。<sup>137</sup>Cs γ線では照射野を大きくしてもPhoton Build-upは検出できなかつたが、X線では大照射野の場合明瞭で、深部量百分率最大点は約1cm<sup>(23)</sup>の深さに認められた。水面位置が移動し、電離槽が水中から水面に現われ、そして空気中へ移つてゆく過程において、線量値は連続的に減少し、X線では水面が電離槽より下方に20cm離れていても、5cmの水層は1~2%程度の散乱線量を与える。<sup>137</sup>Cs γ線の場合もわずかであるがこれに近い現象は見られる。なお以上のような測定とその結果の解釈には電離槽の大きさ<sup>(23)</sup>、線質依存性など議論<sup>(21)</sup>も多

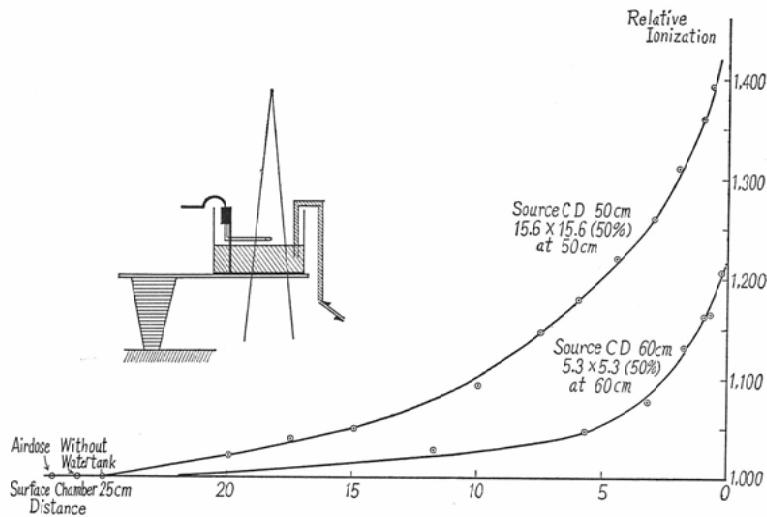


Fig. 5

Relative ionization in air at the same source Chamber distance changing the level of water surface.

Air dose : 1.000 (See inserted figure)

いが、表面附近の線量分布を詳細に実測した結果については次報で総括する。

#### IV 空中線量分布の問題

散乱線をほとんど含まない空中線束は一次線束として、半影部分を除く線束内外での Uniform Dose Distribution と  $ssd$  に対する逆2乗則が予想されている。しかし実際には Diaphragm limited の状態では空中線束といえども本影内で必ずしも Uniform ではなく、また半影を越えた線束外でもかなりの量が測定される。 $ssd$  についても単純に逆2乗則を適用するわけにはゆかない。運動照射に限らず、一般に線量計算法は多少とも実際の照射を理想化して取り扱われるため、これを臨床に利用し、他の計算法と比較し、また実験的に計算値誤差を求める場合、理論と実測との対応に充分注意しなければならない。

##### A 照射野の定義

とくに振子照射の場合、振子軸以外の点の線量はすべて照射時間としての照射野巾に比例するため、これを正確に定義しなければ最も大きい誤差となる。いわゆる“照射野”に関する問題は図(6)において曲線Aのような空中線束、曲線AB

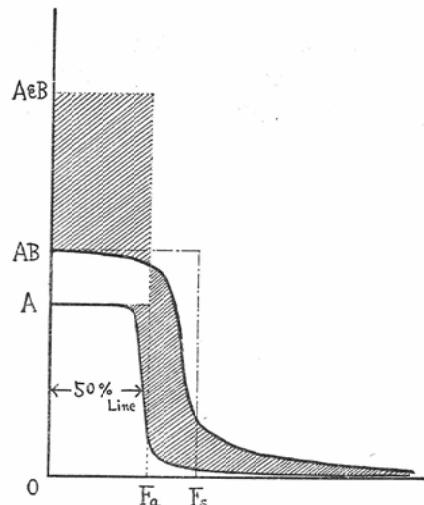


Fig. 6

Diagrammatic illustration of some definitions on field size.

$\overline{OA}$  : Air dose rate

$\overline{OAB}$  : Skin dose rate

$\overline{OAeB}$  : Effective skin dose rate (See text)

$\overline{OF}_a$  : Effective cross-sectional width  
(tentatively named by writers)

$\overline{OF}_s$  : Effective field width by Dr. du Mesnil<sup>(3)</sup> (4)

のような表面線束が実測された場合、どこを照射野と定義するかにある。有限大の電離槽による実測曲線が設計上の本影、半影を正しく解像<sup>(5) (6)</sup>しうるとも限らない。著者らの近似計算では、線束縁が完全に不連続（半影皆無）として、これを内径 $2R$ の電離槽で走査測定すれば、50% Line 上での百分率空中線量曲線の傾斜は $2/\pi R$ で表わされる。現在、幾何学的照射野（線束断面）は空中線束の50%<sup>(2) (21)</sup> Line で定義され、表面(Dm点面)での50% Line に非常に近い<sup>(21)</sup>と見なされているが、等しいとは云えない。最近ではこの空中線束断面を体表面での“照射野”と区別しようとする<sup>(21)</sup>動きもある、空中線束の実態が電離槽測定に頼られている現在、線量計が半影を正確に解像できなくても、50% Line のみは真値を示すものと考えられ、事実下記の実測結果からもこれは充分に妥当である。ところが、ここで最も問題になるのは装置毎の半影とくに Transmission Penumbra をどう扱うかであつて、照射野の概念にはこれは当然含まれるべき要素である。今、近似的にX線でも線束内外の各点で線質は等しいものとみなし、図(6)において曲線Aと水平軸とに囲まれる全面積を中心軸上の線量率 $\bar{O}A$ で除した値 $\bar{O}Fa$ を実効線束断面(Effective cross-sectional size of the beam)と定義しよう。これは通常50% Line よりやゝ大きい筈であり、また皮膚面上での50% Line、あるいは実効照射野（後述の du Mesnil<sup>(3)</sup> 氏の“Effektive Feldbreite”がこれに近い）とは区別されるべき性質のものである。次に実測の若干例について述べる。図(7)、図(8)はX線および $^{137}\text{Cs}$ γ線の空中線量分布を示す。測定時 Geometry の誤差は0.3 mm<sup>(6)</sup>以下であつた。線量計の自働走査は誤差が多くてこの種の測定には不適当である。図から明らかなどおり、X線、 $^{137}\text{Cs}$ γ線とも線束縁での曲線の傾斜は絞り位置と無関係である。Transmission Penumbra を除けば、線束縁の内外で曲線の丸みはほとんど対称的である。X線では、絞りを開く程この丸みは著明となり、中心軸上値の0.5%以下に減弱するのは通常線束縁から数cm以上離れた位置である。これはX線でも

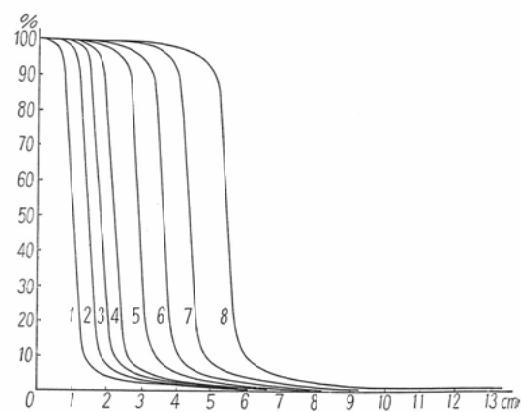


Fig. 7

Air dose distributions of conventional X-ray along minor axis of rectangular fields.

Source Chamber Distance 44.9cm  
Collimator Chamber Distance 17.5cm  
Major Axis {1~6; 7.3cm(50%Line)  
7~8; 10.9cm(")}

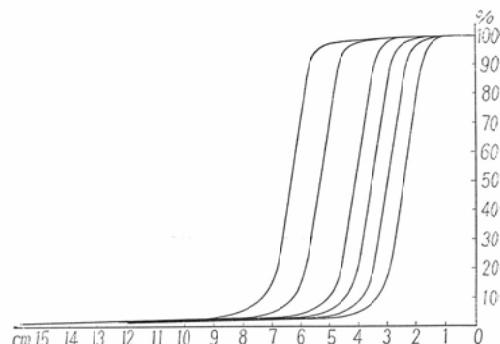


Fig. 8

Air dose distributions of  $^{137}\text{Cs}$ γ-ray along axis through the center and parallel with a side of square fields.

Source Chamber Distance 50cm  
Collimator Chamber Distance 14.5cm

Transmission Penumbra を無視できないことを考えさせる。 $^{137}\text{Cs}$ γ線の場合、線束外の分布は非常に複雑であつて、目下整理中である。なお矩形の場合空中線束でも縦方向と横方向とが影響し合つて、Minor axis 上の線量分布(百分率値)が Major axis の長さによつてわずかにことなる現象は興味深い。表(1)参照。次に図(9)、図(10)は線源電離槽間距離と絞り位置をいろいろ組み合

Table (1)

Variations of 50% dose field width and tentatively named effective cross-sectional field width influenced by field length.

(X-ray, ssd 50cm, average of both side)  
(and twice repeated value)

Field Elongation	50% Line (Minor Axis) (mm)	Effective cross-sectional size (Minor Axis) (mm)
1.0	50.8	53.3
1.5	51.0	53.6
2.0	51.0	54.5
3.0	51.2	54.7

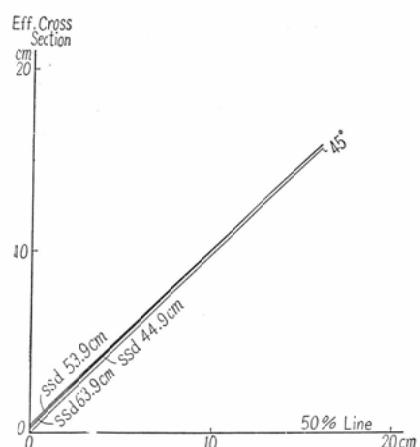


Fig. 9

Relations between the 50 % air dose area and tentatively named effective cross-sectional size of the conventional X-ray beam

せて、空中線量分布を広範囲に実測し、面積計を用いて上述の実効線束断面を算出した結果を示す。水平軸に 50% Line、垂直軸にこの計算値を取れば“絞り位置”は消去される。線束外の微小線量をどのレベルまで取るかは問題になるが、測定誤差を考慮して、X 線では中心軸上値の 0.5% まで、<sup>137</sup>Cs γ 線では、Shutter-block の Edge まで走査することにした。従つて真の実効線束断面はこれよりもさらに大きいことになる。図から、X 線の場合この値は 50% Line と大体一致するが、線源一電離槽間 46~65 cm の範囲で、距離

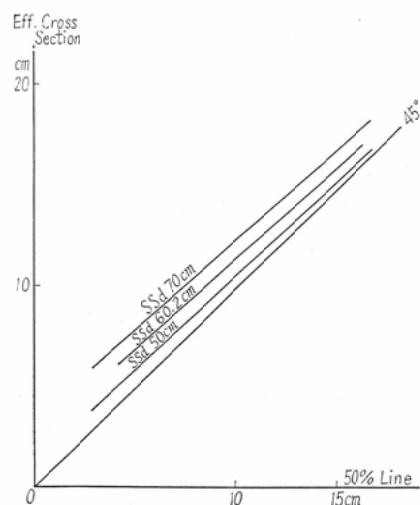


Fig. 10

Relations between the 50% air dose area and tentatively named effective cross-sectional size of the <sup>137</sup>Cs γ-ray beam.

と絞り位置とはほど無関係に約 3 mm 大きい。<sup>137</sup>Cs γ 線ではこのずれは非常に大きく、複雑で、線源一電離槽間距離が大きいほど著明であり、小さく絞るほど大きくずれる傾向が認められた。今かりに X 線で 3 cm 巾の振子照射を行うとすれば 3 mm のずれはこれだけすでに 10% の過小評価になる。<sup>137</sup>Cs γ 線のようにこのずれが複雑な場合は簡単な計算は難しい。

#### B 逆 2 乗則

この種の問題はいわゆる “ssd” についても起りうる。逆 2 乗則といいうものは、原因と程度は異なるにしろ、超軟 X 線<sup>(18)</sup>、中エネルギー X 線<sup>(14)</sup>、<sup>60</sup>Co γ 線<sup>(19)</sup>、の何れにおいても近似的に成立するに過ぎないため、著者らは X 線および <sup>137</sup>Cs γ 線のそれぞれについて大小 3 種の線束に対する逆 2 乗則からのずれを実験的に検討した。線量計は Victoreen Model 131 および 621 を用いた。結果を表(2)に示す。計算値(1)は設計上の ssd を基準に逆 2 乗換算を行つたもので、<sup>137</sup>Cs γ 線の場合線源の前面から 50~70cm の範囲では、実測値のばらつきは ± 1% 以下で逆 2 乗則はほど成立する。X 線では 45~65 cm の範囲で 2~4% に及ぶ一定方向 (Oliver & Kemp両氏の記載<sup>(14)</sup>と

Table (2) :

Measured air dose of various ssd and field size comparing with calculated dose by inverse square law.

The size of the beam means 50% line at 65cm(X-ray) & 70cm( $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -ray).

Average of 3~5 times repeated measurement.

X-Ray		4×4	6×15	15×15
ssd 45.0cm	Measured	78.9	84.9	87.9
	Calculated(1)	76.0	83.3	86.6
〃 43.9cm	Calc. (2)	77.2	84.7	87.9
〃 50.0cm	Meas.	62.9	68.4	70.9
	Calc. (1)	61.5	67.4	70.1
〃 48.9cm	Calc. (2)	62.2	68.2	70.9
〃 55.0cm	Meas.	51.6	56.0	58.5
	Calc. (1)	50.8	55.7	58.0
〃 53.9cm	Calc. (2)	51.2	56.1	58.3
〃 60.0cm	Meas.	43.1	46.9	49.1
	Calc. (1)	42.7	46.8	48.7
〃 58.9cm	Calc. (2)	42.9	47.0	48.8
〃 65.0 (63.9)cm	Meas.	36.4	39.9	41.5

$^{137}\text{Cs}$ $\gamma$ -Ray		7×7	8.5×18	18×18
ssd 50.0cm	Meas.	90.0	92.5	94.3
	Calc.	89.0	93.8	95.2
〃 55.0cm	Meas.	74.2	76.9	78.3
	Calc.	73.6	77.5	78.7
〃 60.0cm	Meas.	62.2	65.1	66.3
	Calc.	61.8	65.1	66.1
〃 65.0cm	Meas.	53.0	55.6	56.6
	Calc.	52.7	55.5	56.3
〃 70.0cm	Meas.	45.4	47.9	48.6

同方向)へのずれが見られた。そこで逆に ssd を未知変数として仮想的な実効線源位置を求めるとき、設計値よりも 11 mm 短い ssd 値を用いれば逆 2 乗則からのずれが最小(2%以下)になつ

た。計算値(2)がその値を示す。

今このような実効線源位置と実効断面で構成された理想的な線束を空中線束(一次線束)と定義し、実線束に対応させて線量計算を行えば誤差は最も少くなる。もちろん多くの問題を残してはいるが、運動照射に止まらず、固定照射でも、背後散乱因子、深部量百分率あるいは Tumor-air-Ratio 等の治療数表における不一致をより少くするためには、基本となる一次線束自体の綿密な比較が必要と思う。

#### C 空中線量測定に関する実際問題<sup>(10)</sup>

空中線量という単純な測定でも再現性の良い結果を得ることはかなり難しい。たとえば Victor-teen 621 でも  $^{137}\text{Cs}$  $\gamma$  線の空中線量を連続して 20 回反復すると、そのばらつきは Full Scale でも  $\pm 0.1\sim 0.2\%$  位になる。前報<sup>(25)</sup>に比し、今回新しく調整した東芝 102 は非常に安定で、再現性も優れており、Full Scale で使用すれば逆にわずかの気温差や ssd のずれを検知できた。空中線量の相対測定値を比較する場合は室温、気圧の他に絞り位置と ssd の正確な再現が絶対に必要であつて、たとえば ssd 40~60 cm の範囲では 2 mm のずれは 0.6~1% の誤差を招来し、この値は  $^{137}\text{Cs}$  や  $^{60}\text{Co}$  $\gamma$  線の背後散乱測定<sup>(2)</sup>では無視できない。またこのように精度を要求すると、電位計管入力回路の時定数によると思われる Response のおくれや、零ドリフトあるいは電離槽~D.C. Amp. の総合直線性も問題となる。また Condenser 電離槽による数分間の線量積算では線源の Shutter 移動速度も関係する。たとえば阪大の  $^{137}\text{Cs}$  装置のように Spring 式のものでは開と閉とで速度が異なるため、線量率とその積算値にずれを生じ、実効照射時間は ssd、線束断面とはほとんど無関係に約 1.4 秒短縮される。従つて 2.5 分間の測定では 1% の時間誤差を招く。次に Victoreen 621 の Stem leakage<sup>(10) (13)</sup> であるが、電離槽部は線束中心におき、Stem の部分を厚さ 4 cm、巾 3 cm、長さ 15 cm の鉛ブロック(絞りと接して置く)で遮蔽し、 $^{137}\text{Cs}$  線源-電離槽間 40 cm, 50 cm, 最大および最小絞りの 4 種の条件で比較測定した結果では、ssd 40 cm の場合

Pb の有無で測定誤差範囲を超える差は見られず、50cm でも 1% 程度であった。次に東芝 102 は電離槽壁の平衡厚さを考慮して、X線の空中線量だけは保護筒を外して測定するよう指示されている。著者らは水中より空中まで連続して測定する必要上、空中線量も保護筒をかぶせたまゝで測定している。そこでこの保護筒の影響について、ssd 65cm, 大小 2 種の線束で、各 3 ~ 4 回の交互反復比較測定の結果では保護筒のある方が平均 0.7% 程度大きい値を示す。最後に空中線量測定時の Geometry について、著者らは治療台（4 mm 軽合金板）上の水槽（底は 1 mm 軟鋼板）内で水のない状態での空中線量を測定することがしばしばあるが、この場合（電離槽は底から 25 cm の高さにある） $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$  線では線束内に対向板以外何もない状態と交互に比較測定すると、最大の絞り開度でも、各 10 回の Victoreen 平均値は上記の精度で全く一致する。治療台は吸収の少い構造であるが、X線でも管球から 3 m 位の間は線束内に何もない状態と比べて、同様明瞭な差は認められなかつた。

## V 線量計算法

### A 実効背後散乱因子

固定照射、運動照射を問わず、病巣以外の部分はすべて線束外への散乱線にさらされるため、線量の分布が問題とされる場合は常に散乱線の評価が必要となる。図(11)は  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$  線について空中線量および水面下 2 mm 深さの面上での Dm 点線量（実線は中心軸上値に対する百分率に換算）の分布状態を実測した一例で、これを模型的に表わすと図(6)のようになる。今図(12)の振子照射において、体表面の一点 P は曲線 AB に従つた線量率で照射される。この曲線は振子半径、軸深度、線束の大きさ、体輪郭等によつて複雑に変化するが、充分細い線束を考えると線束が点 P を過ぎる状態は Oblique Incidence も無視して、無限水面上をこれに垂直に通過する状態、すなわち図(6)の曲線 AB に近似できる。皮膚位置での空中線量は du Mesnil 氏の “Belichtungszeit”<sup>(20)</sup> あるいは宮永氏<sup>(11)</sup>の時間因子 “F” を用いて簡単に与えられるから、固定照射と同様これに

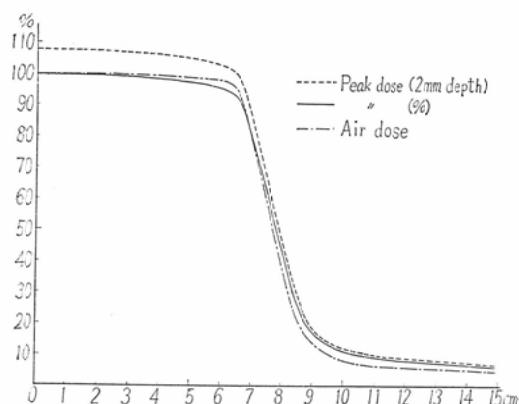


Fig. 11 : Air dose and Peak dose Distributions along axis through the center and parallel with a side.  
( $^{137}\text{Cs}$ )  
Square Field  
ssd 60 cm

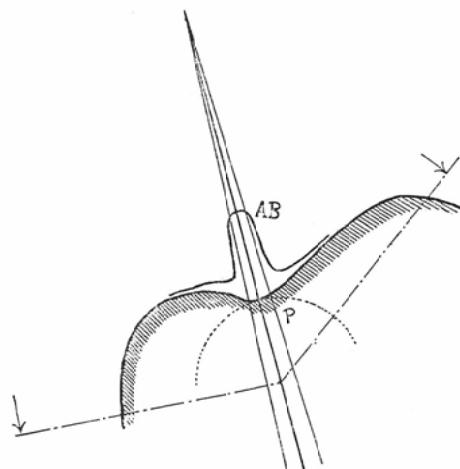


Fig. 12  
Diagrammatic illustration of momentary skin dose rate given by arc therapy.  
“P” shows the point exposed max.

背後散乱因子 B を乗じて皮膚線量を求めるためには、上記の実効線束断面(巾)に相当する時間——空中線束によつて照射される間の時間——に皮膚の全線量が均等に照射されるよう、線束外の散乱線を線束内に換算する必要がある。これについて du Mesnil<sup>(3)</sup> (4) 氏らは空中線束に関する上

述の理想化を、表面線束に適用し、“Effektive Feldbreite”的概念を導入した。これは図(6)において  $\overline{OAB}$  および  $\overline{OF}_a$  を両辺とする矩形の面積が、曲線 AB と水平軸の囲む面積に等しくなるようにえらばれた  $\overline{OF}_s$  であつて、空中線量すなわち  $\overline{OA}$  および  $\overline{OF}_a$  を両辺とする矩形の面積に B (背後散乱因子) と  $\overline{OF}_s/\overline{OF}_a$  比を乗ずれば皮膚線量は求められる。しかし氏らは空中線束を Film 法で測定しているためその精度に疑問が残る上、照射野面積と B の相関のみを考慮し、その Elongation, とくに照射野巾と長さの相互影響に割合無関心のように思われる。皮膚面上では同じ絞り位置でも照射野巾は照射野長さによつて異なる筈である。実効線束断面と実効照射野の二重定義も複雑である。Rossmann<sup>(17)</sup> 氏, Gombert<sup>(18)</sup> 氏、さらに最近の Plesch<sup>(19)</sup> 氏の報告も照射野の Elongation に関する記載が非常に少い。そこで著者らは照射野を空中線束だけで規定して、次のような取り扱いを試みた。今図(6)において両斜線部分の面積が等しくなるように  $A\epsilon B$  をえらぶと、 $A\epsilon B$  は固定照射の皮膚線量率 AB に相当する仮想的な振子照射の皮膚線量率である。ここで  $\epsilon B$  を実効背後散乱因子 (Effective Backscatter Factor) と定義する。その数値は X 線では Worthley & Wheatley 両氏<sup>(24)</sup> の数表から図計算で得られ、また理論的にも扱える。線束外の散乱線をどのレベルまで取るかの実際問題は、上と同様多くの Factor が関係するため、以下では一応全散乱線量として、曲線 AB の実測可能な全面積—— $5/1000 \cdot A(B-1)$  まで——を積算することにし、これらの Factor は補正係数 K として一括して取り扱うこととした。図(13)はこの図計算で得られた  $\epsilon B$  曲線を示し、B よりかなり大きいことが分る。 $\epsilon B$  と  $ssd$ , 線質等との関係はすべて両氏の数表に依存する。補正係数 K, RI<sub>r</sub> 線の  $\epsilon B$  および諸氏による皮膚線量計算値との精度比較等については次報にゆづる。なお以上の考え方は単に皮膚線量に止まらず、さらに一般的に拡張<sup>(12) (22)</sup> し、たとえば  $\epsilon B$  に相当する“実効 Tumor-air Ratio,  $\epsilon R_t$ ”のような概念を用いて、 $A \rightarrow AR_t \rightarrow A\epsilon R_t$  と、軸位置以外の

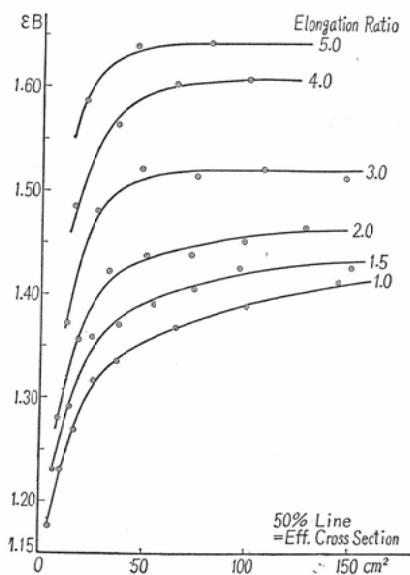


Fig. 13  
Effective backscatter factors of X-ray  
graphically calculated from Dr.  
Worthley & Wheatley's Table<sup>(24)</sup>

任意の点の線量計算が類似の手順で可能なものと想像される。もちろん計算点が深部へ移るに伴い、補正係数 K の取り扱いは複雑になるであろうが、今後の問題としてさらに実験的に検討を進めたい。

### B 計算式

今振子（実効）半径 Rcm, 軸深度 Tcm, 振子角  $\theta$  度, 軸照射野巾（軸位置での実効線束断面巾）Wcm, 軸位置での空中線量率 A R/min., とすれば、振子照射の基礎線量分布に関する宮永氏<sup>(11)</sup>の近似計算式(3)から、皮膚位置での一振子平均の空中線量率 D<sub>a</sub> は

$$D_a = \frac{57.3 \cdot R \cdot W}{T(R-T)\theta} \cdot A \text{ R/min.} \quad (1)$$

として導くことができる。宮永氏(3)式中の  $2\alpha \approx W/R$  とみなして計算したが、この再近似の誤差は R=50 cm, W=10 cm としても 0.3 % に過ぎない。次に皮膚線量率 D<sub>s</sub> はこれに  $\epsilon B$  と K を乗じて

$$D_s = \frac{57.3 R \cdot W \cdot K \cdot \epsilon B}{T(R-T)\theta} \cdot A \text{ R/min.} \quad (2)$$

で与えられる。皮膚位置での空中線量率 A' R/min., 皮膚照射野巾（同上）W' cm を用いれば、簡単

に

$$D_s = \frac{57.3 W' \cdot K \cdot \varepsilon B}{T \cdot \theta} \cdot A' \text{ R/min.} \quad \dots \dots \dots (3)$$

となる。(3)式は Plesch<sup>(16)</sup> 氏の式(7)に相当し、氏の “Streufaktor S” は  $K \cdot \varepsilon B$  に相当する。この計算式は線束が当該点を全部通過し、かつ反対側からの照射がないことを条件とするが、実際問題として振子照射の折り返し点附近は回転むらのため、計算してもあまり意味がない。また振子照射の皮膚線量を計算する場合、当該皮膚点が反対側からの射出線束内に入ることはほとんどない上、これら両者に対する補正計算はかなり面倒であるからこゝでは省略する。

## VI 小括

現在かなり汎用されている中エネルギー X線および RI  $\gamma$  線について、その振子照射の皮膚線量を、照射野の Elongation を考慮に入れ出来るだけ正確かつ簡単に計算する目的で、理論的ならびに実験的検討を行つてゐる。これは同時に固定照射における体表面附近の線量分布を検討することにもなる。今回はその理論、広い範囲にわたる空中線束の実測、および表面線束に関する諸実験の一部について述べる。今半影が皆無 (線束内外の Uniform Dose Distribution) で、逆 2乗則の成立する理想的な空中線束を考え、実線束と数値計算上等価なこの理想的線束断面について、皮膚位置での断面巾を  $W' \text{ cm}$  とする。これは必ずしも実線束の 50 % dose 線巾と一致しない。次にこの線束が無限水面上をこれに垂直に移動すると考え、線束内外への全散乱線量が照射時間中、すなわち上記の実効線束断面巾  $W' \text{ cm}$  に均等に照射されるとみなす。この場合の実効的な振子照射の背後散乱因子を  $\varepsilon B$  とすれば  $\varepsilon B$  は固定照射の背後散乱因子  $B$  よりはるかに大きい値である。軸深度を  $T_{cm}$ 、振子角を  $\theta$  度、皮膚位置での

空中線量率を  $A' \text{ R/min.}$ 、体輪郭や線束集中に対する実験的な補正係数を  $K$  とすれば、一振子平均の皮膚線量率  $D_s$  は

$$D_s = \frac{57.3 \cdot W' \cdot K \cdot \varepsilon B}{T \cdot \theta} \cdot A' \text{ R/min.}$$

で与えられる。

本論文の要旨は昭和38年4月、第22回日本医学放射線学会総会において展示発表した。

最後に、恩師立入弘教授ならびに吉井義一講師の御校閲に深謝して稿を了える。

## 文 献

- 1) Birkner, R. u. B Hoffmann ; Strahlenther., 116, 463(1961) —2) Brit. J. Rad., Supplement 10 (1961) —3) du Mesnil de Rochemont, R. ; Strahlenther., 69, 407(1941) —4) du Mesnil de Rochemont, R. u. H. J. Fiebelkorn ; Strahlenther., 95, 89(1954) —5) Green, D. ; Brit. J. Appl. Phys., 8, 293(1957) —6) Green, D. ; Brit. J. Rad., 35, 856(1962) —7) Gombert, H-J. ; Strahlenther., 101, 542(1956) —8) Gombert, H-J. ; Fortschr. a. d. Geb. d. Röntg., 86, 630(1957) —9) Johns, H. E. et al ; J. Canad. Ass. Radiol., 4, 1(1953) —10) 木村幾生 ; 日放技誌 (宿題報告) 19 : 1, 1 (1963) —11) 宮永一郎 ; 日医放誌. 16, 1021(1957) —12) 宮永一郎 ; 日医放誌. 17, 775(1957) —13) 中村実他 ; 日放技誌, 18 : 1, 12(1962) —14) Oliver, R. & L. A. W. Kemp ; Brit. J. Rad., 22, 33 (1949) —15) 尾内能夫 ; 放射線医学, p. 118(1959) —16) Plesch, R. ; Strahlenther., 112, 443(1960) —17) Rossmann, K. ; Forstchr. a. d. Geb. Röntg., 81, 659(1954) —18) 重松, 山崎他 ; 皮膚, 2 : 3, 82(1960) —19) Tsien, K. C. & R. Robbins ; Picker  $^{60}\text{Co}$  治療装置附図 —20) Wachsmann, F. ; Die Bewegungsbestrahlung, 2 te Aufl., p. 43 (1959) —21) WHO/IAEA/ICRU ; Report on Meeting on Standardization of Radiological Dosimetry for Radiation Beams (1961) —22) Wheatley, B. M. ; Brit. J. Rad., 28, 566(1955) —23) Wood, R. G. et al ; Brit. J. Rad., 36, 266 (1963) —24) Worthley, B. W. & B. M. Wheatley ; Brit. J. Rad., 25, 298(1952) —25) 山崎武他 ; 日医放誌. 23, 48 (1963)