



Title	振子照射による線量分布のひずみを moving-filter で是正する方法について (原体照射法の研究 第15報) (60Co 遠隔照射法の研究 第26報)
Author(s)	森田, 皓三
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1966, 26(1), p. 66-77
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19051
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

振子照射による線量分布のひずみを moving-filter で是正する方法について

原体照射法の研究 第15報

^{60}Co 遠隔照射法の研究 第26報

名古屋大学医学部放射線医学教室 (主任: 高橋信次教授)

森 田 皓 三

(昭和40年9月11日受付)

Moving-filter Applied to Arc Therapy
Studies on Conformation Radiotherapy 15 Report
Studies on Telecobalt Therapy 26 Report

by

Kozo Morita

Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine.

(Director: Prof. S. Takahashi)

Summary

In arc therapy, the position, shape and size of the region contoured by 90% isodose curve (beam focus) are usually shifted and deformed from those of the expected beam focus area. (Fig. 2) In order to coincide the beam focus with the expected beam focus area, the moving-filter is devised. The arc-shaped filter is attached to the front of the radiation mouth. (Fig. 6) The filter rotates counter-clockwise synchronously with clockwise rotation of the radiation source around the patient, so that the filter keeps the definite direction in spite of rotation of the radiation source. (Fig. 7)

By studying theoretically, it is discussed in detail, why and how the homogeneity of the dose distribution of the beam focus is acquired when this moving-filter is used. (Fig. 5 and 8-12). A suitable thickness of moving-filter can be calculated by these equations and figures (Table 1), and the results obtained theoretically nearly coincide with experimental results. (Fig. 14 and 18)

Using moving-filter with suitable thickness for arc therapy of 180° , it is shown that the position, shape and size of the 90% dose region and those of the expected beam focus area correspond well. (Fig. 15-17)

研究目的

一般に振子照射では、実際に得られる90%線量域は照射したいと思う予定線量域(expected beam

focus area) に対して、位置・形・大きさ共に一致しない⁷⁾¹⁷⁾。これは実際の治療に振子照射を用いる時の大きな障害となる。そこで照射したいと思

う予定線量域と、実際に生ずる90%線量域とを一致させる方法について検討した。

moving-filter の原理

1. 振り照射における予定線量域に対する90%線量域の偏位

運動照射を行う時、全回転照射ではファントムが円柱でその中心に回転中心をおけば、照射しようと思う予定線量域と90%線量域とは略一致する (Fig. 1). それに対して振り照射を行うと、ファントムが円柱でその中心に振り中心があつても照射しようと思う予定線量域と90%線量域とは位置・形・大きさ共に一致しない (Fig. 2). これは振り照射では線束が入射しない方向があるからである。それと共に振り照射では最大線量点は振り中心とは一致しない⁸⁾。最大線量点はファントムが円柱で且つその中心が振り中心であれば、振り中心を通り振り角の二等分線上を移行する¹⁰⁾。この報告ではこの二等分線をY軸として、それに直交し振り中心を通る線をX軸と決めて論ずることにする。

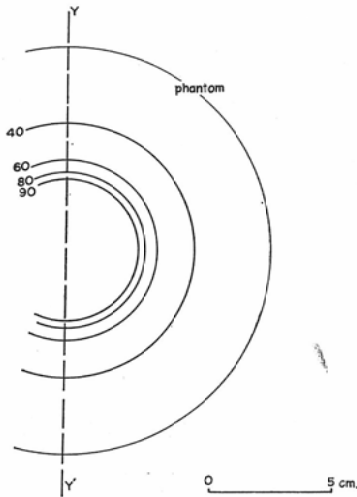


Fig. 1. Isodose chart of rotation therapy obtained with following conditions: Size of rectangular field of 68cm; Rotation center, center of the phantom; Angle of rotation, 360°; Diameter of cylindrical phantom, 17cm. The 90% dose region completely corresponds with the expected beam focus area stained.

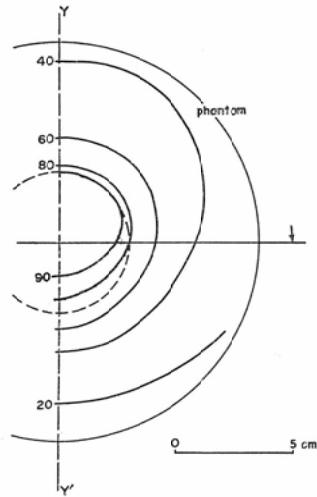


Fig. 2. Isodose chart of arc therapy with following conditions: Size of rectangular field, 6×8 cm; Rotation center, center of the phantom; Angle of rotation, 180° (arrow); Diameter of cylindrical phantom, 17cm. The position, shape and size of the 90% dose region does not correspond with that of the expected beam focus area stained.

2. 予定線量域内で線量の均等性の目印しとなる測定点の決定.

照射野の大きさ・振り中心の位置・ファントムの大きさを一定にして (例えば照射野の大きさ 6×8 cm, 振り中心は直径17cmの円柱ファントムの中心), 唯振り角を90°, 135°, 180°, 240°にかえた時のXY軸の線量分布を測定するとFig. 4の如くなる。淡彩は予定線量域を示す。振り角90°の照射以外ではその線量分布はかなり類似している。そこで予定線量域内の線量の均等性を示す目印しとして、予定線量域内でY軸上、それぞれの辺縁より4mm内側にA.B点を設定した (Fig. 3). A点は線束の入射して来る側、B点はその反対側とする。するとA点は略々最大線量点に一致し、B点は同様に略々予定線量域内の最小値を示すことになる。測定点を予定線量域の辺縁としないで、辺縁より内側4mmの点をえらんだのは、実測時 chamber の直径が8mm位あること、及び線源がかなり大きい (10mmφ) ために半

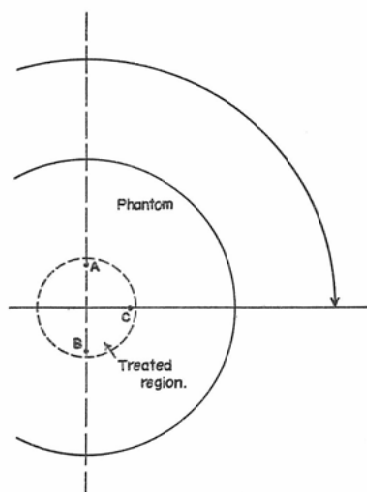


Fig. 3. Position of the measuring-point within expected beam focus area (stained). Point A and point B are located at the 4 mm. inside of its edge on the Y-axis, and point C on the X-axis. The range of rotation is denoted by the arrow.

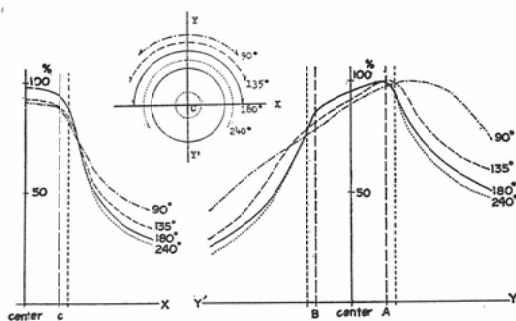


Fig. 4. Dose distribution of arc therapy along X-and Y-axis. Size of field, 6×8 cm; Rotation center, center of the phantom; Diameter of cylindrical phantom, 17 cm; Angle of rotation, 90° (chain line), 135° (dash line), 180° (solid line), and 240° (dotted line). [Except the arc therapy of 90° , point A is usually identical with at the point of maximum dose and point B with the point of minimum dose in the expected beam focus stained.

影の影響をうけるので、これのない部分をえらんだからである。この様にすると、A点とB点との線量差のA点の線量に対する割合(これを $DA-DB/DA$ で示す)を、予定線量域内の線量の均等性

を示す目印として使用し得ることになる。即ち $DA-DB/DA$ が0に近づくほど予定線量域内の線量の均等性が良いということになる。

X軸上でも予定線量域の辺縁より内側4 mmの点にC点を設定した。しかしC点はどの振り角でも略々振り中心の値に等しく丁度A点とB点との中間値を示すので、moving-filterの原理について考える時は一応除外した。原理的には、C点にもA点に対するB点と同じ関係が成立する。

3. A.B 点の線量の数式的及び図式的な示し方.

A点あるいはB点は、それぞれ振り中心よりある距離だけはなれているので、線源からA.B点迄の距離は振り角(これを θ で示す)によって異なる。同様にしてA.B点は振り中心(これは円柱ファントームの中心に一致)とは偏心して存在するので、ファントーム表面よりA.B点迄の距離も又振り角によって異なる。従つてA.B点の空中線量(これを $DA-air$, $DB-air$ で示す)及び tumor air-ratioは共に振り角の函数である。故にA.B点の組織線量(これを $DA \cdot DB$ で示す)は $DA(\theta)$ $DB(\theta)$ として示し得る。 $DA(\theta) = DA-air(\theta) \times T.A.R.$ である。今振り角 2φ の振り照射を行なうとすれば、線源が $-\varphi$ より φ 迄動く間のA.B点の線量は $\int_{-\varphi}^{\varphi} DA(\theta) d\theta$ 及び $\int_{-\varphi}^{\varphi} DB(\theta) d\theta$ で示されることになる。これを図式的に示すと Fig. 5 の如くなる。 Fig. 5 の上の図は $\varphi < 90^\circ$ 、中央は $\varphi = 90^\circ$ 、下の図は $\varphi > 90^\circ$ の場合である。即ち横軸には角度 θ をとり、縦軸にはA.B点の線量の大きさ $DA(\theta)$ 及び $DB(\theta)$ をとる。すると Fig. 5 の2つの曲線の下面積がそれぞれ $\int_{-\varphi}^{\varphi} DA(\theta) d\theta$ と

$\int_{-\varphi}^{\varphi} DB(\theta) d\theta$ を示すことになる。 $\varphi = 90^\circ$ の時は、線源がx軸の延長上にあるので、線源からA.B点迄の距離はファントームを通過する距離を含めてすべて等しく、従つて $DA(\theta)$ と $DB(\theta)$ とは一

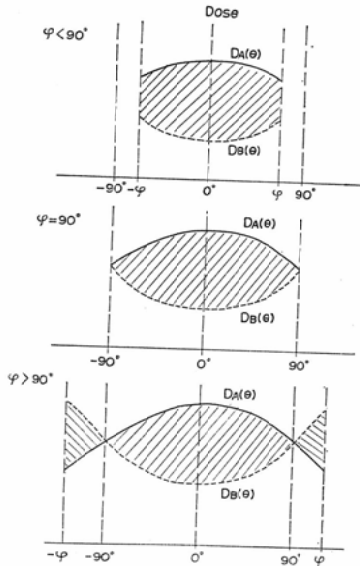


Fig. 5. Relationship between the angle of rotation (θ) and dose at the point A and B. Solid line indicates the change of the dose of point A with the change of angle ($DA(\theta)$), and dotted line indicates $DB(\theta)$. The area stained by oblique line indicates $\int DA(\theta) d\theta - \int DB(\theta) d\theta$. The angle of rotation (φ) is smaller than $\pm 90^\circ$ in upper figure, $\varphi = \pm 90^\circ$ in middle figure, and $\varphi > \pm 90^\circ$ in lower figure.

致する。Fig. 5において $DA-DB/DA$ が0に近づくということは、斜線で示した部分が小さくなって行くということである。

4. moving-filter を使用する目的.

以上のことから、振り照射を行いながら線量分布では予定線量域と90%線量域とを合致させようとすれば、A点の線量をB点の線量に近づけるようにすれば良いことになる。そこで円弧状に曲げた同じ厚さの吸収板 (Fig. 6) を線源と被照射体との間におく。この吸収板を moving-filter と呼ぶ。この filter は線源が被照射体の周囲を動くと共に、それ自身の形はいつも被照射体に対して同じ形を保ちながら動いて行く (Fig. 7)。こうすればある範囲の角度から来る放射線のみが、その一部をこの filter でけずられることになる。この際重要なことは、そのけずられ方がA点の方がB点よりも大きいことであつて、これを利用して $DA-$

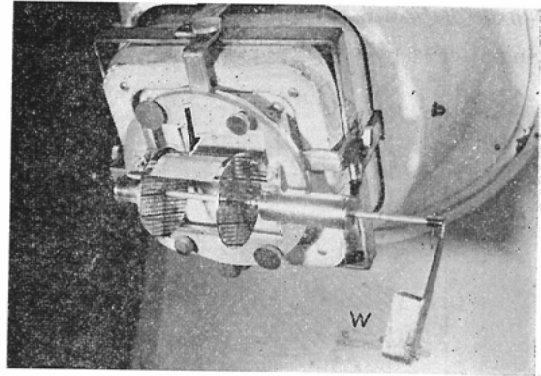


Fig. 6. Moving-filter (arrow) attached to the ^{60}Co rotating therapy unit. Counterweight (W) makes the position of the moving-filter to keep definite position in spite of rotation of the radiation source around the patient.

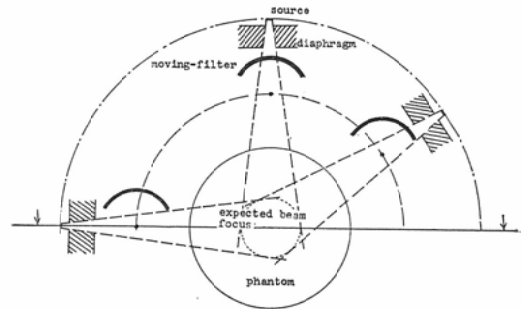


Fig. 7. Schema of the arc therapy technique by using moving-filter.

DB/DA を0に近づけようとするものである。どうしてA点の方が多くけずられるかについて次項に詳細に検討する。

5. moving-filter によるA点に対する線量減少効果.

moving-filter によつてB点の線量に比べて、A点の線量が低下する理由には3つある。これを順次考えて行くこととする。図としては説明し易い様に $\varphi = 90^\circ$ の場合を使用したがつ、 $\varphi < 90^\circ$ でも $\varphi > 90^\circ$ でも量的な差はあるとしても考え方は同じである。5-I ~ IIIは何れも $DA-DB$ (これをMで示す) の値が moving-filterの使用で減少する (図式的にはFig. 5の斜線の部分が小さくなる) ことを確かめれば良い。

5-I. moving-filter でA点もB点も同じ角度

$-\theta_{AB} < \theta < \theta_{AB}$ 迄被われたとする. 使用した moving-filter による減衰率を P とすると (Fig. 8).

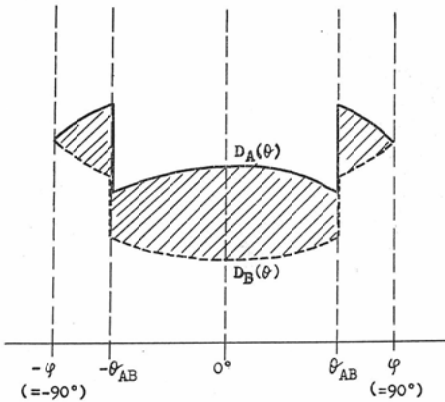


Fig. 8. Relationship between angle of rotation and dose of point A and B (point A, solid line; point B, dotted line). When both point A and point B are shielded from $-\theta_{AB}$ to θ_{AB} by the moving-filter, both solid and dotted line are dropped from $-\theta_{AB}$ to θ_{AB} by the effect of this moving-filter. Owing to $0 < P < 1$, the area stained by oblique line ($\int D_A(\theta) d\theta - \int D_B(\theta) d\theta$) decreases compared with middle figure of Fig. 5.

(1) $|\varphi| \sim |\theta_{AB}|$ の間. A点及びB点が共に moving-filter で被われない角度であるから, この範囲ではMは filter を使用しない時と同じである.

(2) $-\theta_{AB} \sim \theta_{AB}$ の間. D_A D_B は共に P だけ減衰するから, この範囲では D_A と D_B との差は $P \int_{-\theta_{AB}}^{\theta_{AB}} D_A(\theta) d\theta - P \int_{-\theta_{AB}}^{\theta_{AB}} D_B(\theta) d\theta = P \times M$, $0 < P < 1$ であるから $P \times M < M$ である. 即ちこの範囲では, moving-filter の使用によつて M の値は filter を使用しない時に比べて減少している. 且つその減少の程度は P が大なるほど大となる.

5-Ⅱ. 実際にはA点とB点とで moving-filter によつて被われる角度が異なる. (その角度の計算は5-Ⅱ附を参照) そこでA点は $\pm\theta_A$ 迄, B点は $\pm\theta_B$ 迄被われるとすると $|\theta_A| > |\theta_B|$ である (Fig. 9).

- (1) $|\varphi| \sim |\theta_A|$ の間. 5-I (1)に同じ.
- (2) $-\theta_B \sim \theta_B$ の間. 5-I (2)に同じ.

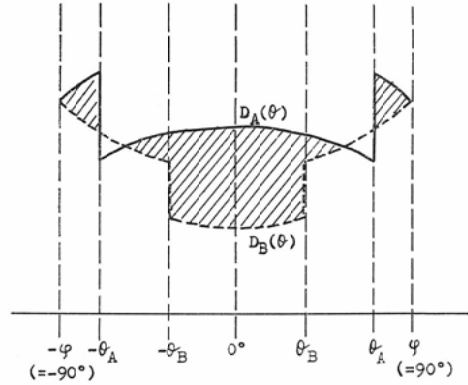


Fig. 9. Point A is more shielded than point B by moving filter. Then, the solid line (D_A) becomes lower than dotted line (D_B) at the angle between θ_A and θ_B , with the increase of thickness of moving-filter. Therefore, the area stained by oblique line decreases more than Fig. 8.

(3) $|\theta_A| \sim |\theta_B|$ の間. この範囲ではA点のみが moving-filter で被われるので, この間の D_A と D_B との線量差は

$$2 \left(P \int_{\theta_B}^{\theta_A} D_A(\theta) d\theta - \int_{\theta_B}^{\theta_A} D_B(\theta) d\theta \right) \dots (a)$$

moving-filter を使用しない時は

$$2 \left(\int_{\theta_B}^{\theta_A} D_A(\theta) d\theta - \int_{\theta_B}^{\theta_A} D_B(\theta) d\theta \right) \dots (b)$$

$0 < P < 1$ であるから (b) > (a). 即ちこの範囲では M の値は filter を使用しない時に比べて減少する. (a) の値は P の値によつては負の値もとり得る.

5-Ⅱ-附 θ_A あるいは θ_B の計算 (Fig.10)

今計算の基礎となる符号を次の如くする. 線源の回転半径: a , moving-filter の弧の中心と回転中心との距離: b , 回転中心から A B 点の距離: c , moving-filter の弧の半径: d , moving-filter の弧の開き角度: 2α . A点は線源と moving-filter の端とA点とが一直線上にある時の角度 θ_A 迄被われるから, Fig.10で $\triangle AFF'$ と $\triangle ASS'$ とが相似であるということより, $\frac{SS'}{FF'} = \frac{AS'}{AF'}$ という関係がある. そこで

$$\frac{a \cos \theta_A - c}{(b \cos \theta_A + d \cos \alpha) - c} = \frac{a \sin \theta_A}{b \sin \theta_A + d \sin \alpha}$$

これより θ_A を求めれば良い. B点についてはC

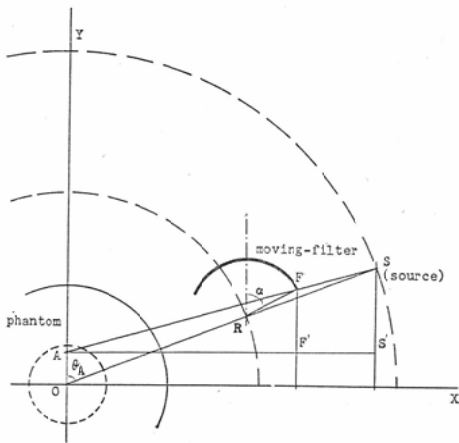


Fig. 10. Calculation of the angle that point A or B is covered by the moving-filter. The distance of OS, a; the distance of OR, B; the distance of OA, c; the distance of RF, d; \angle YOS, θ_A . The angle which the center of rotation is shielded by the moving-filter, is 2α .

→Cとして求めることができる。

5-III 中心線束(線源と回転中心とを結ぶ線)以外は線束は moving-filter に斜入する(Fig.11). moving-filter は円弧状に作つてあるので, ある角度でA点とB点に入つて来る線束が moving-filter と斜入する程度は同じである. この斜入の程度は

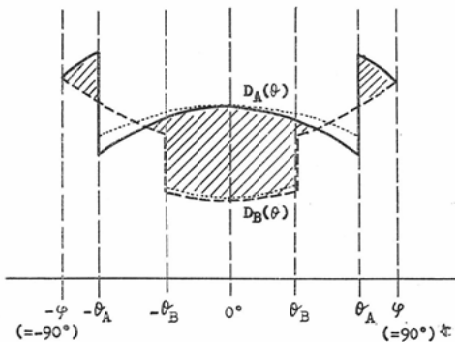


Fig. 11. Except central axis of the beam, the beam of radiation pass through the moving-filter obliquely. Then, the actual thickness of the filter which the beam pass through, is larger than the true thickness of filter. Therefore, the area stained by oblique line ($\int D_A(\theta) d\theta - \int D_B(\theta) d\theta$) decreases more than Fig. 9. $p \times D_A$ or $p \times D_B$ of Fig. 9 is shown with dotted line in this figure.

振り角で異なるので, これを $P'(\theta)$ で示すとPと $P'(\theta)$ との間には $P'(\theta) < P$ ($0 < P'(\theta) < 1$) という関係がある. これは線束が斜入することによってfilterの厚さがますことになるからである. ($P'(\theta)$ の計算法については5-III-附に示す) すると実際には5-IIのPの代りに $P'(\theta)$ を使用することになり, Mの値は5-IIよりも更に減少することになる. (Fig. 11の点線はPを使用した時, 実線は $P'(\theta)$ の時である)

5-II-附 P'の値の決定 (Fig.12)

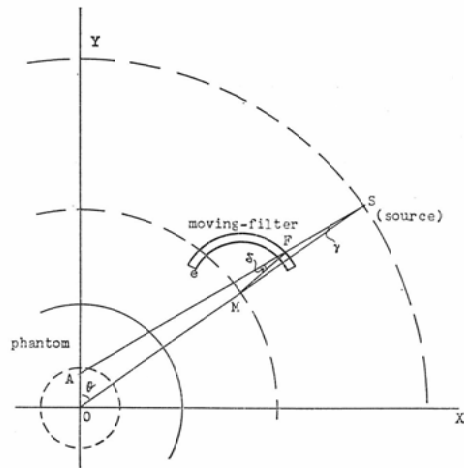


Fig. 12. Calculation of the actual thickness of movingfilter (e), when the beam is irradiated to point A at an angle of θ .

moving-filter の厚さをeとする. その他の値は5-II-附に同じである. Fig.12に示す如く, ΔOAS において

$$\frac{c}{\sin \gamma} = \frac{\sqrt{(a \sin \theta)^2 + (a \cos \theta - c)^2}}{\sin \theta} \dots\dots\dots (1)$$

又 ΔSMF において,

$$\frac{d}{\sin \gamma} = \frac{a - b}{\sin(180 - \delta)} \dots\dots\dots (2)$$

(1), (2)より δ の値を求める. するとA点に達する線束の通過する filter の厚さ e' は $e' = \frac{e}{\cos \delta}$ これはB点についても同じである.

5-I~IIIの3つの効果を綜括すると, moving-filter を弧状にした時, B点に対するA点の選択的線量減少効果は主として5-IIに由る. これに更に他の2つの効果が加わつて, 良好な結果が得

られることになる。

そこでこの原理を実験で確かめることとした。

moving-filter を用いて照射する実験方法と結果

実験 1. 先づ予備実験として moving-filter の材料に鉛を使用した時、鉛の厚さによつてどの程度線量が減衰するかについて検討した。 ^{60}Co 照射装置は島津二重回転式 RT-2000型、照射野の大きさは $6 \times 8 \text{ cm}$ 、線源鉛板間距離 50 cm で、測定は Victorem γ 線用線量計 (No. 621) を鉛板から 20 cm はなして測定した。

鉛板を置かない時の線量を 100% として、鉛板の厚さを順次増して行き、その時の線量の減衰を測定したのが Fig. 13 である。この図から線量の減衰させたい程度によつて用いる鉛の厚さが決定できる。

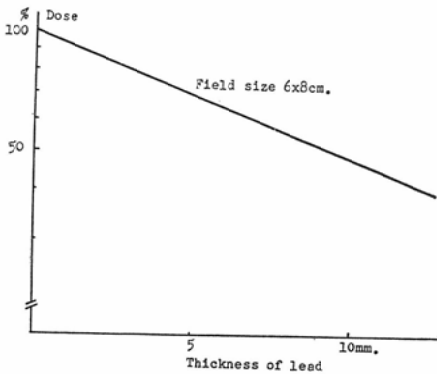


Fig. 13. Relationship between transmission dose in percentage of entrance dose and thickness of lead filter in ^{60}Co irradiation, when field size is $6 \times 8 \text{ cm}$.

実験 2—4 迄の実験方法と線量の示し方

使用したファントームは直径 17 cm 、高さ 12 cm の円柱体で、パラフィンに二酸化硅素を 19% 混入して比重が略々 1 になる様にしてある。この円柱体には線量計を入れるために、直径 0.8 cm 、深さ 6 cm の穴が 1.2 cm 間隔であけてある。線量計の入っていない時はこの穴はパラフィン棒でうめた。このために生ずるファントーム内の不均等性から来る線量の乱れは、線量計の誤差範囲内にあることが確かめられている。線量計は Siemens universal

dosemeter と midgetcondensor chamber (外径 7.5 mm 、内腔 0.5 cm^3 、最大 100 R 迄測定可能、測定誤差 $\pm 2\%$) を 4 本同時に使用した。線量分布は回転中心の線量ではなくて、最大線量点の線量を 100% として示してある。

実験 2. 照射したい病巣として Fig. 1 の淡彩の領域の如く、直径 17 cm の円形ファントームの中心に中心を有する直径 6 cm 、長さ 8 cm 程度の円柱形病巣を考えた。この病巣を均等に照射するには全回転照射では容易である。即ち $6 \times 8 \text{ cm}$ の照射野でこの病巣の中心に回転中心をおいて全回転照射を行なうと Fig. 1 の如く 90% 線量域は淡彩の照射したいと思う病巣に一致する。所がこれと同じ点に振り中心をおいた 180° 振り照射を行なうと、Fig. 2 の如く 90% 線量域の形、大きさ、位置共にかなり変化し、その結果淡彩の病巣内の線量勾配は 25% にもなる。これは予定線量域内での線量勾配が急になった結果、90% 線量域の大きさが小さくなったことによるので、振り照射の中心の位置をかえても照射したいと思う病巣内の線量勾配は良くなるという結果となる。

実験 3. そこで moving-filter の原理ですでに説明した如き moving-filter を用いる方法について実験的に検討した。実験 2 で設定した如き予定線量域に、90% 線量域を合致させるには、どの位の厚さの moving-filter を用いるべきであるかを検討した。照射条件は Fig. 2 と同じで、唯 120° (moving-filter によつて振り中心が被われる角度で示す)、直径 12 cm の円弧状の moving-filter を用いた。A B 点にそれぞれ chamber を入れ、filter の鉛の厚さを次第に厚くして A 点と B 点の線量の減弱を測定した。その結果が Fig. 4 である。X 軸上にとつた c 点の線量の減弱の程度も測定した結果が示してある。この Fig. 4 は filter を用いない時の A 点の線量を 100% として示してある。この図より 4 mm 程度以上の厚さの moving-filter を 120° に亘つて用いると目的が達せられることが分つた。

実験 4. そこで実験 2 の振り照射の時と全く同じ条件で、それに直径 12 cm 、厚さ 4.1 mm 及び 5.7 mm の moving-filter を 120° に亘つて附加した時の線量分布を求めた。その結果が Fig. 15 と Fig. 16

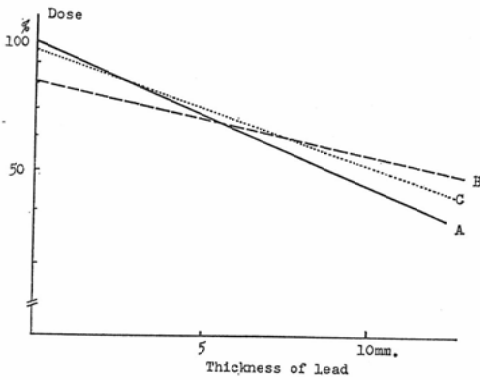


Fig. 14. Relationship between the dose of point A, B and C of Fig. 3 and the thickness of moving-filter, when dose of point A without using moving-filter is assumed 100%.

である。Fig. 1 及び Fig. 2 と Fig.15 との間で y 軸上の線量勾配を比較したものが Fig.17 である。即ち 4.1mm の厚さの鉛板を moving-filter として用いる時には、90% 線量域は全回転照射のそれにほとんど一致する。それに比べて filter の厚さを 5.7mm にすると、A 点の近くの線量が低下しすぎる。即ち使用する鉛板の厚さは目的が達せられる

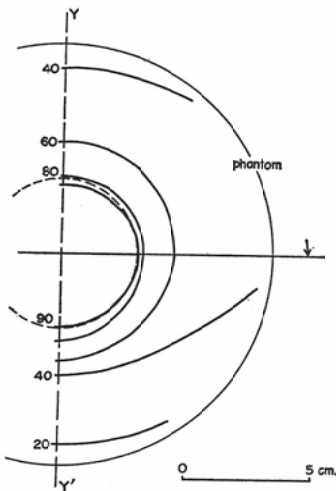


Fig. 15. Isodose chart of arc therapy made with moving-filter. The irradiating conditions are the same as that of Fig. 2. The thickness and diameter of moving-filter is 4.1mm and 12cm., respectively. The angle which the center of rotation is shielded by the movingfilter, is 120° (2α in Fig. 10).

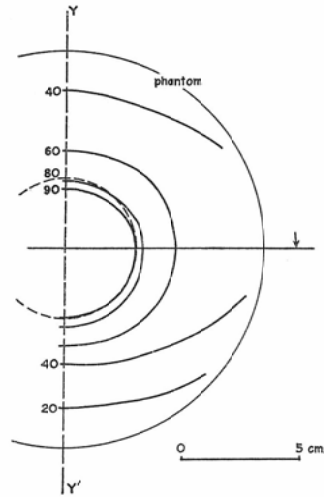


Fig. 16. Isodose chart of arc therapy with moving-filter. The irradiating conditions are the same as that of the Fig. 2. The thickness and diameter of moving-filter is 5.7mm. and 12 cm., respectively. The angle which the center of rotation is shielded by the moving-filter is 120° (2α in Fig. 10).

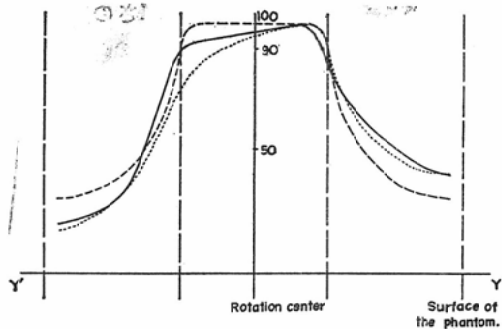


Fig. 17. Dose distributions along the line YY' of Fig. 1 (broken line), Fig. 2 (dotted line), and Fig. 15 (solid line).

限り薄い方が、A 点附近の線量の低下が著しくなくて良好な結果が得られる。

原理より導いた計算値と実験結果との比較

moving-filter の厚さを計算で求めるには、勿論 $DA(\theta)$ 及び $DB(\theta)$ の式を得て、これを $+\varphi \sim -\varphi$ 迄積分すれば良いが、実際に計算するには 10° 毎に DA 及び DB の値を求めて、Fig. 5 又は Fig. 11 の如き図を描き、planimeter で面積を測定して $\int DA(\theta)d\theta$ 及び $\int DB(\theta)d\theta$ を得る方が簡便なので

この方法によつた。

実験3と同じ条件で、鉛板の厚さと A、B 点の線量減弱度を計算で求めた。線源には ^{60}Co を用いるとして、その tumor-air ratio は Johns の表⁹⁾を用いた。回転中心の空中線量を 100R として、 10° 毎に $D_A = D_{A \text{ air}} \times \text{TAR}$ $D_B = D_{B \text{ air}} \times \text{TAR}$ を求め、これを Fig. 5 の如き図にして planimeter で測ると $D_A - D_B / D_A = 21.4\%$ となる。即ち moving-filter を用いないと A、B 点間の線量差は 21.4% もあることが分る。この値は実測値の 19% に略々一致する。

これに moving-filter を用いるとして、5-Ⅱ-Ⅰ附の式で A 点の filter で被われる角度を求め、又 5-Ⅲ-Ⅰ附で線束の斜入による鉛の厚さの変化を求める。これらの値より Fig. 11 の如き図を画き同様に panimeter で面積を測る。その結果を Table に示した。これを実測値と比較すると Fig. 18 の如くとなる。A 点についての計算値は●印して B 点についての計算値は×印して示してある。B 点については両者はほとんど一致している。A 点では filter が厚くなるほど実測値と計算値との差が大となるが、その差は 10mm の厚さの鉛板でも 5% 程度にすぎない。

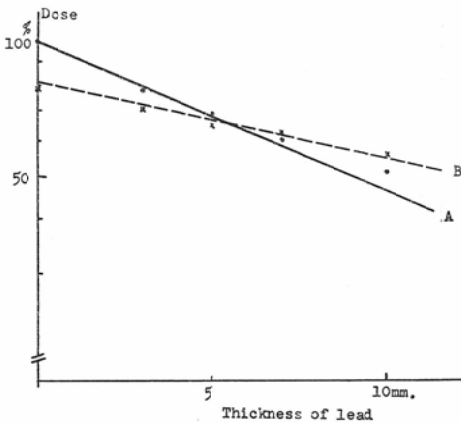


Fig. 18. Experimental data (Fig. 14) and the value obtained by theoretical consideration. In experimental results, the dose of point A is indicated by solid line, and that of point B by dotted line. In calculating value, the dose of point A is indicated by solid circle, and that of point B by cross. Experimental results and calculating value correspond well.

Table 1.

Thickness of moving-filter	0	3	5	7	10mm
Dose of point A (DA)	100.0	77.6	69.1	60.5	51.4%
Dose of point B (DB)	78.6	70.4	64.8	62.4	55.8%
DA-DB/DA	21.4	10.0	6.5	0.2	8.3%

従つて実験2の如き振り照射では予定線量域と90%線量域とを一致させるには厚さ3mm~6mmのmoving-filterを 120° に亘つて用いれば良いことが計算で分り、それは実験4で確かめられた。

考 按

1. moving-filter の狙い。

振り照射が一般に実際の放射線治療に用いられることのすくないのは次の2つの理由によるものと思われる。

(a) 線量分布が振り中心の位置、被照射体の形などいろいろの条件によつてそれぞれ異なるので、その度に線量分布を実測して知る必要がある。

(b) 実際に得られる90%線量域が、照射したいと思う予定線量域に対して形、大きさ、位置共に一致しない。

すでに報告した compensating moving-wedge¹¹⁾は、この2つの理由の内(a)を解決することによつて振り照射を使い易くしようとするものであった。即ち被照射体の形をcompensating moving-wedgeで補正することによつて、被照射体の形及びその中の振り中心の位置を一定にしようとした。こうすることによつて照射条件を簡単にし、必要とする線量分布の数を減らそうとしたのである。

それに対してここで示したmoving-filterは(b)の理由をなくしようとする目的のものである。これを用いることによつて90%線量域を偏位、変形することなくそのまま照射したいと思う領域に一致させることができる。

従つてこの2つを同時に用いることによつて、どんな振り照射でも、又被照射体の形に関係なく照射したいと思う病巣に90%線量域を一致させる

ことが可能となる。

2. 固定照射の時に用いる wedge 及び compensating filter と、ここで用いた振り照射の時の moving-filter 及び compensating moving-wedge との関係について。

^{60}Co などの高エネルギー線源を用いて固定照射を行なう時、線量分布の補正をする目的で使用するものに wedge と compensating filter とがある。wedge は被照射体内での線量分布を適当にかえることで、病巣に均一な照射を行なうためのものである¹⁾⁴⁾¹²⁾¹⁶⁾¹⁸⁾¹⁹⁾。それに対して compensating filter は照射野が線束に対して直交していなかつたりでこぼこがあつたりするために、内部に入つて行く線量分布が乱れるのを防ぐ目的で使用されるものである²⁾³⁾⁵⁾⁶⁾¹³⁾¹⁵⁾¹⁹⁾。即ちこれを附加することによつて平坦な体表面に直交する線束の線量分布をそのままあてはめれば良いことになる。

振り照射においては、本報に報告した moving-filter は固定照射の場合の wedge と同じ意味を有するものであり、すでに報告した compensating moving wedge¹¹⁾ は compensating filter と同じ目的で使用されるものである。

固定照射に用いるのと同じ wedge をそのまま振り照射に用いて、その線量分布を良くしようとする試みがある¹⁴⁾¹⁸⁾。しかしその方法は90%線量域と予定線量域とを合致させようとするものではなく、単に90%線量域をより大きくしようとするためのものである。又その手技も振り角を2つに分けて途中で wedge の方向を逆にして照射しなければならない不便さがある。それに対してここで使用した moving-filter は、もつと積極的な意味をもつものであり方法的にも全く異なる。その手技も一度鉛の厚さとどの角度迄用いるかを決めれば、照射中は全く一般の振り照射と異なることなく簡便に使い得る。

3. moving-filter の形と大きさ。

ここで用いた moving-filter の形は円弧状である。filter としては Fig.19の如く平面状のものを用いても良いが、照射時に線束が moving-filter に斜入することによつて生ずる変化が複雑となるので、それらの変化の最も小さい円弧状をえらん

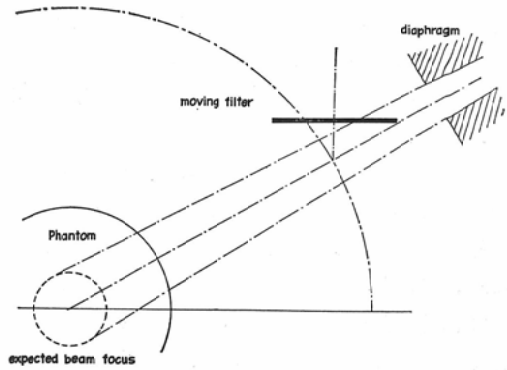


Fig. 19. Assuming the flat-plate is used as the moving filter, the beam of irradiation pass through more obliquely than the case used the arc-shaped filter. The calculations of $p'(\theta)$, however, becomes complicated.

だ。同じ理由で、円弧の大きさはできる限り大きい方が線束が斜入する程度がすくないので良好な結果が得られる。(Fig.20の点線の filter より実線の filter の方が良い。),しかし照射装置の構造上制限をうけるので、この実験では直径12cmとした。これはすでに報告した compensating moving-wedge と共に用いることが多く、その時はその大きさに合わせて作れば良い。

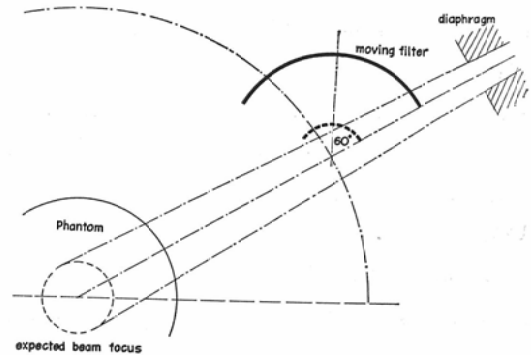


Fig. 20. Assuming the arc-shaped filter with small diameter (dotted line), the beam of irradiation pass through more obliquely than the case used the arc-shaped filter with large diameter (solid line).

この報告では filter は全角度に亘つて同じ厚さのものを使用した。勿論厚さを角度によつてかえて wedge の如くにして用いても良いが、計算が

複雑となるので同じ厚さのもので目的が達せられ
ば簡単なものの方が使い易い。

4. moving-filter を用いる角度と振り角の大きさ。

moving-filter が用いられる振り照射の振り角は一般に $135^\circ \sim 240^\circ$ 程度にえらばれる。原理的にはそれ以上でも又それ以下でも用いることができるが、 135° 以下では予定線量域内の線量勾配がはげしく、且つ moving-filter を用いる角度も小さくなるので補正がしにくい。 240° 以上の振り角では全回転照射に近くなり、moving-filter を用いることは實際上意味がない。

moving-filter の適用角度（これは振り中心が moving-filter で被われる角度で示す）は filter の厚さとは反比例の関係にあり、適用角度が大きいほど filter の厚さは薄くてすむ。一般には5—II—附の計算がし易い様に 90° 又は 120° の filter が用いられることとなる。

結 論

1. 振り照射では一般に90%線量は予定線量に、その形状、位置、大きさとも一致しないのが普通である。これでは標準等線量曲線の利用化はできにくいから、等しい厚さの鉛フィルターを円弧状にして、これを線源と被照射体との間におき、線源の回転と運動して常に一定方向をとらせる工夫をして、これを moving-filter と名付けた。moving-filter の厚さ、用いる角度及び大きさをどの様にえらぶのが適当かを先づ理論的に数式を用いて検討した。

2. この数式を用いて moving-filter の厚さを計算で求め、これが実験値と略々一致することを確かめた。

3. この方法はすでに報告した compensating moving-wedge と共に用いて、どんな振り照射でも線量分布を簡約化し、且つ予定線量と90%線量とを合致させることができると考える。

（本論文の一部は日本医学放射線学会第25回東海北陸部会（昭39. 7）及び日本医学放射線学会第24回総会（昭40. 4）において報告した。）

文 献

- 1) Cohen, M., Burns, J.E., and Sear, R.: Physical aspects of ^{60}Co teletherapy using wedge filters. I. physical investigations. II. dosimetric considerations. Acta radiol. 53, 401 & 486, 1960.
- 2) Ellis, F., Hall, E.J., and Oliver, R.: A compensator for variations in tissue thickness for high energy beams. Brit. J. Radiol. 32, 43, 1961.
- 3) Garrett, J.H., and Jones, D.E.A.: Dose distribution problems in megavoltage therapy. Brit. J. Radiol. 35, 739, 1962.
- 4) Van de Geijn, J.: A simple filter technique for ^{60}Co teletherapy. Brit. J. Radiol. 35, 710, 1962.
- 5) Van de Geijn, J.: Compensation for the effect of oblique incidence of ^{60}Co radiation beams in teletherapy. Brit. J. Radiol. 36, 56, 1963.
- 6) Hall, E.J., and Oliver, R.: The use of standard isodose distributions with high energy radiation beams—the accuracy of compensator technique in correcting for body contours. Brit. J. Radiol. 34, 43, 1961.
- 7) Hultberg, S., Dahl, O., Thoraues, R. et al.: Kilocurie ^{60}Co therapy at the Radiumhemmet. Acta radiol. suppl. 179, 1959.
- 8) Jacobson, L.E., Koeck, G.P., Hillsinger, W. R., et al.: ^{60}Co isodose curves for 240° rotation, showing displacement of the center of dose from the center of rotation. Radiology 77, 66, 1961.
- 9) Johns, H.E.: The physics of radiology. second edition (C.C. Thomas, Springfield, Ill) 1961.
- 10) Kuttig, H.: Die Lage des Dosismaximums bei der Pendel- und Pendelkonvergenzbestrahlung. Strahlenther. 102, 613, 1957.
- 11) Morita, K.: Bolus 物質附加及び moving-wedge による回転照射法（運動照射の時線量分布を標準化しようとする試み） ^{60}Co 遠隔照射法の研究第22報, 日医放会誌, 22, 163, 1962.
- 12) Porter, E.H., Hall, E.J., and Ellis, F.: Point-wedges: A development of wedge-filter technique. Brit. J. Radiol. 34, 655, 1961.
- 13) Sundbom, L.: Individually designed filters in cobalt 60 therapy. Acta radiol. (therapy) 2, 189, 1964.
- 14) Sutherland, W.H.: Arc therapy with wedge-filtered beams of ^{60}Co radiation. Brit. J. Radiol. 35, 478, 1962.
- 15) Tsunemoto, H., Kusumoto, G., Fujita, H. et al.: ^{60}Co 治療用 compensating wedge filter

- の研究, 日医放会誌, 24, 1204, 1965.
- 16) Tulley, T.J.: Wedge filter for use with a 100 curie ^{60}Co teletherapy unit. Brit. J. Radiol. 29, 227, 1956.
- 17) Wachsmann, F.: Bewegungsbestrahlung (Georg Thieme Verlag. Stuttgart) 1962.
- 18) Welker, K.: Die Anwendung der Keilfilter-
technik bei der ^{60}Co bestrahlung. Strahlenther. 126, 331, 1965.
- 19) Rosenow, U. und Frischkorn, R.: Die Verwendung von Keil und Ausgleichsfiltern bei der Supervolt-therapie gynäkologischer Karzinom. Fortschr. Röntgenstr. 102, 579, 1965.
-