



Title	原体照射法における振子照射の意義（原体照射法の研究 第21報）（ ^{60}Co 遠隔照射法の研究 第34報）
Author(s)	森田, 皓三; 竹内, 昭; 池田, 洋
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(9), p. 805-810
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20036
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

原体照射法における振り子照射の意義

原体照射法の研究 第21報

^{60}Co 遠隔照射法の研究 第34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 竹内 昭 池田 洋

(昭和45年7月13日受付)

Significance of pendulum technique in conformation radiotherapy

Studies on Conformation radiotherapy 21 Report

Studies on Telecobalt radiotherapy 34 Report

By

Kozo Morita, A. Takeuchi and H. Ikeda

Department of Radiology, School of Medicine, Nagoya University

(Director: Prof. S. Takahashi)

Even in conformation radiotherapy the application of arc therapy technique is sometimes better than that of the full rotation technique for reducing the volume-dose and for shielding the radiation-sensitive organs. In this case, however, the position shape and size of the region conformed by 90% isodose curve (90% region) are apt to shift from the expected beam focus area. This is caused by the grade of the rotation as well as the direction of the radiation beam. In order to ascertain this, the following experiment has made. Dose distribution measurements were carried out with the homogenous cylindrical phantom (its diameter: 17 cm) by means of 100R Siemens midget thimble chamber. Experimental conditions were shown in Fig. 3.

When more than 180° rotated, the shape, position and size of the 80% region are almost coincided with the expected beam-focus area, regardless of the incident direction of radiation (Fig. 4). The shift of the 90% region from the expected beam-focus area decreases with increase of the pendulum angle, but when the direction of the bisector of the pendulum angle coincide with the long axis of the elliptical expected beam-focus area, its shift is considerably large in spite of rotation with 240° (Fig. 5).

In conformation radiotherapy, the pendulum angle should always be chosen as large as possible, in order to coincide the 90% region with the expected beam-focus area, especially when the direction of the bisector of the pendulum angle coincides with the long axis of the expected beam-focus area. For example, it is more suitable for the irradiation of the right mediastinal tumour to use pendulum therapy than complete rotation technique, because the integral dose and the dose to the healthy-sided lung decrease (Fig. 6). For the irradiation of the right upper lobe (B_3) with hilar adenopathy the full rotation therapy must be applied in order to coincide 80% region with expected beam-focus area, in spite of increase of integral dose

and of lesser protection to the left lung (Fig. 7). When the angle less than 180° is unavoidably chosen (for example, the irradiation of parotis tumor in Fig. 8), the suitable compensation of the isodose curve by the so-called moving-filter is necessary.

目 的

原体照射法¹⁴⁾¹⁵⁾でも病巣の位置によっては全回転照射よりも振り照射を利用した方が容積線量も小さく合理的な場合がある⁴⁾¹⁸⁾。ところが振り照射では一般に予定線量の大きさ・形・位置と実際に生じた90%線量域とは一致しない⁷⁾⁸⁾¹⁰⁾¹⁸⁾。さらに一般の回転照射法では回転軸に直角の横断面での予定線量の形は円形であるが、原体照射では一般に円形ではない。従って振り角の大きさ許りでなく、どの角度からどの角度まで照射するかという振り角のとり方によっても生じて来る90%線量の形・大きさ・位置が異なるはずである。そこで振り角の大きさおよびそのとり方による線量分布の変化について検討した。

実験方法

1. 原体照射法における予定線量の示し方。一般に原体照射法では予定線量の形は複雑であるために、これまで用いられて来た照射方法の場合とは異なる示し方をした方がよい。患者は治療寝台の上でいつも仰臥位になつているとは限らないので、人体よりも治療寝台を基準として照射方法を決めておいた方が实际的である。まずFig. 1の如く線源と回転中心とを結ぶ線分が線源の回転とともにその軌跡として作り出す線源の回転平面を仮定する。この平面上で水平方向をX軸、鉛直方向

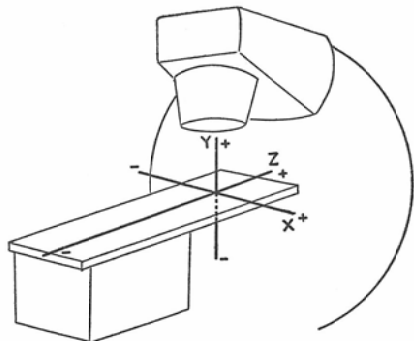


Fig. 1. Sketch showing X-, Y- and Z-axis.

をY軸とし、これらの二軸にそれぞれ直角で回転中心を含む軸（回転軸）をZ軸とする。そして照射線量の大きさを $(x \times y \times z)$ で示すこととする。すると $x \times y$ は予定線量の横断面ということになる。従来の回転照射では $x=y$ であったために $(x$ または $y \times z)$ が照射野として呼ばれていたものである。次にXYZ軸の正負方向を決める時にも医師あるいは放射線技師が毎日線源に向つて治療寝台の右に立つて整位することにして、その位置を基準にして決めておく都合が良い (Fig. 1)。すなわちその位置から線源の回転平面を見るようにして、X軸で右側、Y軸では上方そしてZ軸では線源の回転平面のある側をそれぞれ正方向とする。最後に照射計画にはこの寝台に患者がどのような体位でついているか、および患者の頭がZ軸の正負何れの方角にあるかを附記することが必要である。また楕円体照射のときに楕円柱の横断面での長短軸がX軸に平行でないときには、短軸とY軸正方向との間の度を示してその傾きを示す (Fig. 2A)。角度の呼び方はY軸正方向を 0° と

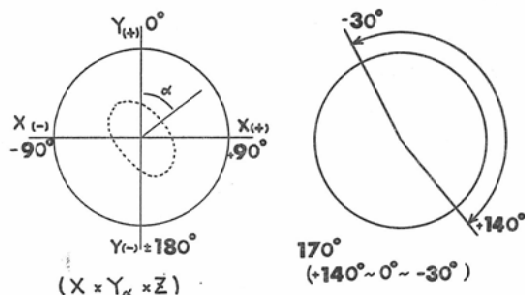


Fig. 2. Sketch showing pendulum angle and field size.

してX軸の正方向は $+90^\circ$ 、負方向は -90° 、Y軸負方向は $\pm 180^\circ$ とした¹⁾³⁾⁶⁾¹²⁾¹⁸⁾。そして振り角を示す時は必ずその途中で経由する角度を一つ附記することとする¹³⁾ (Fig 2B)。

2. 振り角の大きさとそのとり方による線量分

布の変化. 線源は ^{60}Co (直径12mm) で装置は島津 GS-2000 型二重回転式治療装置で楕円体絞りがついている. これによつてその横断面で長径と短径との比が略 2.5:1 までの楕円形の線巢をつくることができる. ファントームは直径17cm, 高さ12cmの円柱でmix-D製である. 測定には Siemens midget condensor chamber (外径 7.5mm 内腔 0.5cm^2), を用いた. 振子中心はファントームの中心に一致させた. 振子角は 90° ($+45^\circ \sim 0^\circ \sim -45^\circ$), 135° ($+67.5^\circ \sim 0^\circ \sim -67.5^\circ$), 180° ($+90^\circ \sim 0^\circ \sim -90^\circ$) よび 240° ($+120^\circ \sim 0^\circ \sim -120^\circ$) の4通りで, それぞれ振子角で予定線巢は $8 \times 4 \times 8\text{cm}$, $4 \times 8 \times 8\text{cm}$ および $8 \times 4_{-45^\circ} \times 8\text{cm}$ の3つの場合について測定した (Fig. 3).

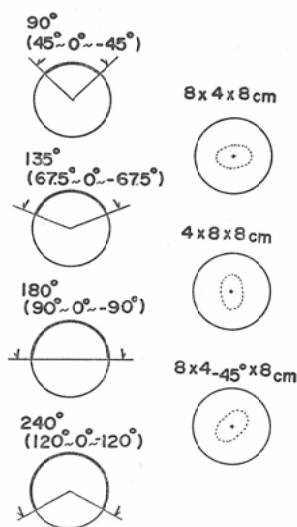


Fig. 3. Sketch showing pendulum angle and field size used in this experiment.

(結果) 実際の治療では90%線量域あるいは80%線量域が予定した線巢に対してどこにどのような大きさ, および形で生ずるかが重要である²⁾⁹⁾ 16). この観点より整理するとFig. 4—5の如くになり, これから次の結果が得られる.

1. 振子角が 90° ではどのような振子角のとり方をしても一般の振子照射と同様に90%および80%線巢の形・大きさ・位置は, 予定線巢のそれと

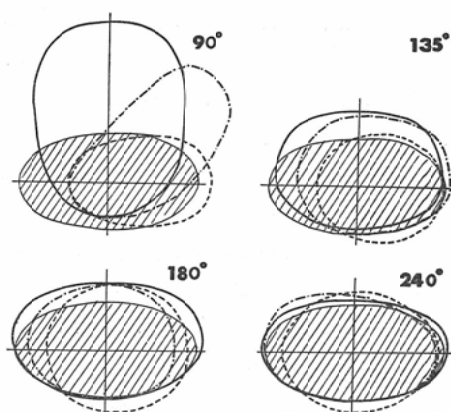


Fig. 4. Region circumscribed with 80% isodose curve and the expected beam-focus area (stained with oblique lines) with pendulum angles of 90° , 135° , 180° and 240° , respectively. Field size is $8 \times 4 \times 8\text{cm}$ (solid line), $4 \times 8 \times 8\text{cm}$ (dotted line) and $8 \times 4_{-45^\circ} \times 8\text{cm}$ (chain line), respectively.

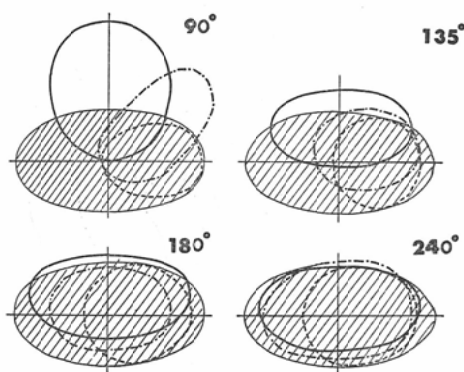


Fig. 5. Region circumscribed with 90% isodose curve and the expected beam-focus area (stained with oblique lines) with pendulum angles of 90° , 135° , 180° and 240° , respectively. Field size is $8 \times 4 \times 8\text{cm}$ (solid line), $4 \times 8 \times 8\text{cm}$ (dotted line) and $8 \times 4_{-45^\circ} \times 8\text{cm}$ (chain line), respectively.

全く異なる.

2. 振子角が 180° 以上になると90%線巢の形・位置はかなり予定線巢のそれにて来るが, その大きさは振子角を 240° としても予定線巢よりかなり小さい (Fig. 5).

3. 特に振子角のとり方として, 振子角の二等

分角の方向が楕円形をしている照射線巢の長軸方向と一致しているようにえらんだ時には、振り角を 240° までとつても 90% 線巢の形は予定線巢の形とかなり異なり大きさも略 $1/2$ にすぎない。従つて実際の治療にあたつてはこのような振り角をとるときには充分な注意が必要となる。

4. もし 80% 線量域を均等線量域とすれば (均等線量域内の線量勾配を $\pm 10\%$ まで許すことにすれば⁵⁾⁸⁾¹⁶⁾), 振り角を 180° にすれば一般に 80% 線量域は予定線巢にかなり近似し、振り角を 240° までとれば両者は略々一致すると見て良い (Fig. 4)。

(臨床的応用) これらの結果を臨床的に用いるには通常組織に対する被曝および容積線量減少という因子と、予定線巢と 80% 線量域との一致という因子とは振り角の決定という点ではたがいに相反しているので、この両者を適当に考慮して計画をたてる必要があるとなる。

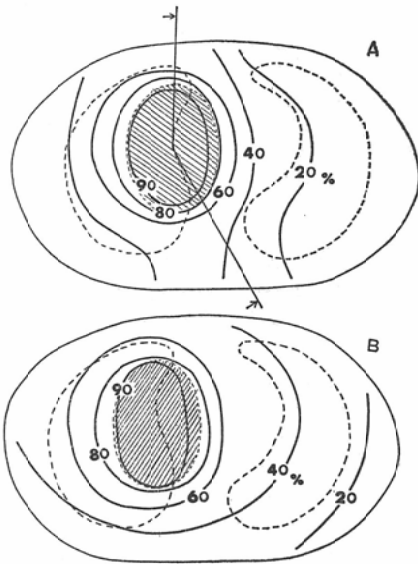


Fig. 6. Isodose curves for irradiation of the right mediastinal tumor. Field size $7 \times 10 \times 12$ cm, pendulum angle 210° ($0^\circ \sim -90^\circ \sim +150^\circ$) (Fig. 6A) and 360° (Fig. 6B). 80% region coincides with tumor area in Fig. 6A, while the radiation dose of the healthy-sided lung is less than that by the full rotation technique.

例えば、右側の縦隔洞にそつて前後にのびている腫瘍を照射しようとする時には、全回転照射 (Fig. 6B) でも患側肺を中心とした $210 \sim 240^\circ$ の振り照射 (Fig. 6A,) でも 80% 線巢は略々予定線巢に一致するが、振り照射の方が健側肺への被曝が少く容積線量も少い点有利である。ところがもし腫瘍が右肺上葉 (S_8) にあつて肺門リンパ節もともに照射しようとする時には、患側肺を中心とする振り照射 (Fig. 7A,) では仮令振り角を 240° までとつても 80% 線巢は予定線巢に比べてかなり小さいので全回転照射 (Fig. 7B) がどうしても必要となる。勿論この時には通側肺に対する被曝と容積線量とは振り照射に比べてふえることは明らかである。

耳下腺腫瘍では表面に近いところに比較的扁平な線巢が要求される。これを電子線を用いることなく ^{60}Co γ 線で照射しようとする時には表面に

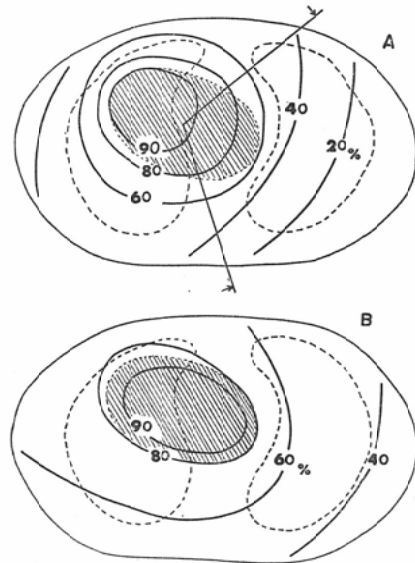


Fig. 7. Isodose curves for irradiation of the right upper lobe with hilar adenopathy. Field size, $11 \times 7_{+20} \times 11$ cm; pendulum angle 240° ($50^\circ \sim -90^\circ \sim +170^\circ$) (Fig. 7A) and 360° (Fig. 7B). In Fig. 7B 80% region coincides with tumor area by the full rotation technique. But the protection of the healthy-sided lung is less than that by the pendulum therapy with 240° .

近く楕円形線巢をつくらうとすることになる。この場合もすでにのべた結果に従えばできれば全回転照射がのぞましいが、病巣中心がこれほど表在していると容積線量の問題許りでなく体表面から回転軸までの距離が角度によつてちがいきるので、これによる線量分布の乱れが大きくなる。すると仮令全回転照射にしても80%線量域は予定線巢とかなりくいちがう。従つてこの場合にはむしろ振子角は 180° 以下にしてすでに報告¹¹⁾した moving-filter を適当に使用して補正する方が有利である (Fig. 8)。

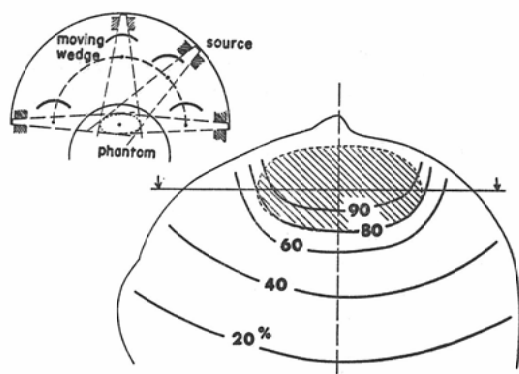


Fig. 8. Isodose curve for irradiation of carcinoma of the parotis. Field size, $7.5 \times 4 \times 8$ cm., pendulum depth 3cm., pendulum angle 180° ($+90^\circ \sim 0^\circ \sim 90^\circ$). A moving filter of lead with 3mm dick is applied from 45° to $+45^\circ$, in order to coincide the 90% region with the tumour area.

(考按) カムを用いた原体機構は大別すると接面方式と接点方式とになる¹⁷⁾。isotime-curveより判断すると接点方式では予定線巢に対して90%線量域は特に楕円形の予定線巢の長軸の方向で小さくなり、接面方式では逆に短軸の方向で大きくのびる傾向のあることはすでに知られている。病巣をあますところなく照射することが重要であるという放射線治療の原則からすれば、仮令線巢が幾分大きくなつても接面方式を使用すべきであり、線巢が必要以上に大きく生じたところはあらかじめ予定線巢をその分だけ小さく計画するとか、blanc sector をつくるなどして適当に振子角をえ

らぶとか、回転速度とか線源の output を可変にしたり moving-filter¹¹⁾ を使用したりすることとして調整することとなる。この実験で使用した島津RTGS-2000についている原体絞りは potentiometer を使用して電氣的に信号を得て角度とともに照射野のX軸およびY軸方向の絞りを動かすことによつて、あらかじめ設定された長軸と短軸とによつて決められる正楕円ができるようにしたものである。線源の回転とともに potentiometer に送られる信号は角度の変化を直線的に伝えるものでなく、その機構上 sine curve の形で伝えられる。従つて結果的には得られた線量分布はカム方式による接面方式に類似したものとなる。従つてこの原体絞りは正楕円しかできないという不便さはあるが(この機構は正確には楕円体絞りと呼んだ方がよい。),カムをつくる必要もなく操作が簡単で安価にできることもあり充分に実用に耐えるものである。

回転照射において全回転照射をえらぶか振子照射によるかは、今までは人体内での病巣の位置および病巣と特に照射をさけたい健常組織との位置的關係によつて決められた。すなわち病巣が人体内でかなり表面に近く存在する時、あるいは病巣周囲に特に放射線感受性の高い健常組織があつてそれをさけて照射したい時には振子照射が好んで用いられた。この内後者の如き場合は原体照射では健常組織の部分を適当な放射線吸収体で保護して照射すれば振子照射にする必要はなくなるが、前者の如き考え方は容積線量の減少をもたらすので原体照射でもできる限り考えられるべきである。しかし一方実験結果よりすれば、原体照射ではのぞむ形の線巢を予定線巢と同じ位置に得ようとすれば、少くとも 180° 以上の振子角をえらぶことが必要であり、もし許されるならば全回転照射をすることがのぞましい。唯あまりに病巣が人体内で偏在している時には臨床応用に示した如く moving-wedge を使用するなどの考慮が必要となる。

(総括) 原体照射でも容積線量の減少と健常組織の被曝をできる限りさけるためには、全回転照

射よりも振子照射を用いた方が有利なことがある。しかし振子照射では一般に予定した線巢と実際に生じた90%線巢とは、その形・大きさ・位置が一致しない。そこで原体照射の場合にその振子角の大きさおよびそのとり方による線量分布の変化をファントームで測定した。

振子角として $180^\circ - 240^\circ$ をえらべば80%線巢は予定線巢に略々一致するが、90%線巢はこの角度でも予定線巢よりかなり小さい。この傾向は振子角の二等分線の方向と楕円形をしている予定線巢の横断面の長軸とが一致する時には著しい。従って原体照射ではできる限り振子角を大きくとつた方が良く、且つ振子角のとり方で90%線巢の形が予定線巢の形と大きく異なることに注意しなければならない。この関係を臨床的に肺腫瘍を例として示した。特に 180° 以下の小さい振子角で原体照射を行ないたい時は、すでに報告した moving-wedge の併用が有効であることを耳下腺腫を例として示した。

References

- 1) Becker, J. und H. Kuttig: Zur Einstelltechnik mit dem Pendelgerät nach Prof. Kohler Strahlentherapie 100, 30, 1956.
- 2) Eberl, J.: Zum Dosismaximum in der Bewegungsbestrahlung Strahlentherapie 104, 94, 1957.
- 3) 江藤秀雄編: 放射線医学, 医学書院, 1959.
- 4) Farmer, F.T.: Arc therapy with 250 kv X-rays. 1. Basic physical problems Brit. J. Radiol. 31, 285, 1958.
- 5) Gough, J.J.: The use and extensions of one-center, one-arc techniques Brit. J. Radiol. 35, 94, 1962.
- 6) Heinzler, F.: Schalenbestrahlung mit der 17 MeV Röntgenstrahlung Strahlentherapie 128, 149, 1965.
- 7) Hultberg, S., O. Dahl., R. Thoraes., K.J. Vikterlöf and R. Walstam: Dose distributions in perpendicular axial arc therapy In: "Kilocurie Co-60-therapy at the Radiumhemmet" Acta radiol. Suppl. 179, 133, 1959.
- 8) Jacobson, L.E., G.P. Koeck., W.R. Hillinger and M.E. Schwarz ^{60}Co isodose curves for 240° rotation, showing displacement of the center of dose from the center of rotation Radiology 77, 66, 1961.
- 9) Keller, H.L.: Gleichmässige Durchstrahlung der Herdes durch zweckmässige Tiefenlage der Dreh bzw. Pendelachse bei Bewegungsbestrahlung Strahlentherapie 119, 401, 1962.
- 10) Guttig, H.: Die Lage des Dosismaximums bei der Pendel- und Pendelkonvergenzbestrahlung Strahlentherapie 102, 613, 1957.
- 11) 森田 皓三: 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, 日医放会誌, 26, 66, 1966.
- 12) Rieden, H.G. und A. Reuss: Ein Beitrag zur Frage der Einstelltechnik bei der Bewegungsbestrahlung im kleinen Becken Strahlentherapie 117, 560, 1962.
- 13) Sutherland, W.H.: Arc therapy with wedge-filtered beams of ^{60}Co radiation Brit. J. Radiol. 35, 478, 1962.
- 14) Takahashi, S.: Conformation radiotherapy Acta radiol. Suppl. 242, 1965.
- 15) Takahashi, S., T. Kitabatake., K. Morita., S. Okajima and H. Iida: Methoden zur besseren Anpassung der Dosisverteilung an tiefliegende Krankheitsherde bei der Bewegungsbestrahlung Strahlentherapie 115, 478, 1961.
- 16) Turner, J.E., R.M. Johnson and S.M. Whitfield: An analysis of factors affecting optical axis placement and 80% isodose volume dimensions in telecobalt arc therapy Amer. J. Roentgenol. 94, 852, 1965.
- 17) 植田俊男, 北畠隆: 原体照射法における線量分布の歪み, 日医放会誌, 28, 58, 1968.
- 18) Wachsmann, F.: Bewegungsbestrahlung 1853