The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	Bolus物質附加及びmoving-wedgeによる廻転照射法(運動照射の時線量分布を標準化しようとする試み)(60Co遠隔照射法の研究 第22報)
Author(s)	森田, 皓三
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1962, 22(2), p. 163-172
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18789
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

Bolus 物質附加及び moving-wedge による廻転照射法（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）

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37年5月2日受付）

Compensating bolus-material and compensating moving-wedge technique applied to arc therapy (An attempt of getting standard isodose charts for moving therapy) Studies on telecobalttherapy 22nd report.

By

Kohzoh Morita

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Nagoya University, Nagoya.
Director: Prof. S. Takahashi.

1. This paper details a device of new technique of rotation or arc therapy. For this, an arc shaped bolus material was set on the surface of the skin of the patient for making the center of the tumor to occupy its position at the center of the irradiated body. (Fig. 5)

2. The advantages of this method will be counted as follows:

a) The isodose charts obtained by application of this method are applicable as the standard pattern to irradiation of every part of the body, when they are once produced for the phantom attached by bolus material.

b) A circular, not deformed, beam focus is obtainable even for superficial lesion, when the bolus material is attached at the body to be irradiated. In addition, increased surface dose caused by arc therapy for excentric located tumor is minimized when this method is applied. (Fig. 6 and 7)

3. Isodose charts were actually produced for three types of cylindrical phantom of diameter in 17 cm. 24 cm. and 30 cm. The maximal deviation between the maximum high density part of these standard isodose charts and that of the rotation center was only 5 per cent. (Fig. 8 and 9)

4. Next, the more improved device is presented. It is considered the weak point of the method above described, that the favourable effect of "build-up" effect is faded out, when the bolus-material is attached directly to the surface of the body. In order to

get the same effect of that method, the compensating "moving-wedge" was devised for playing the similar role of the bolus-material. The wedge, made of lead equivalent to bolus material was placed between radiation mouth and the patient in place of setting the bolus material to the body surface directly. The wedge was made apart from the surface of the body and moved around the patient with the same velocity of rotation of source, keeping the constant direction of the wedge. In practice the moving-wedge was attached to the adapter of the radiation mouth. It was obtained a good result. (Fig. 10-14)

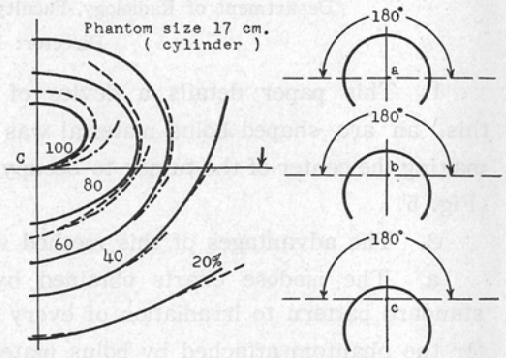
(**実験目的**) 人体と線源との間に所謂 Bolus 物質で作つたアダプターを装着し，線量分布曲線を用い，これを振子照射（180°）標準曲線として簡単に使用できるかどうか検しようとした．

(**実験方法と結果**) 使用した phantom の組成は Mix-D[1]である この phantom に線量測定のため10～12mm間隔で直径8mm深さ55mmの穴をあけた 測定には S.R.W. 社製のmidget condenser chamber を4本同時に使用した，この電離槽の性能はすでに報告されている如くである[2]．線源には ^{60}Co 内臓の島津RT－2000型を用いた[3]．

〔(実験1) この振子照射を行う場合被照射体即ち phantom の形及び phantom 内の振子中心の位置は線量分布にどの様に影響を与えるか.〕phantom. は直径17cm高さ10cmの円柱と短径17cm長径27cm高さ10cmの楕円柱を使用した．振子角は180° である．(楕円では短径を中央として左右に90° 宛の振子角とする．) 照射野幅（円柱又は楕円柱における断面方向の大きさ）4cmとした．

(1) 振子中心の被照射体中心とのズレと線量分布との関係．直径17cmの円柱で振子中心をその表面より 2.5cm, 4.5cm, 6.5cm, 8.5cm (円の中心) の深さにおいた時の線量分布の変化を Fig. 1 に示す．回転中心での線量を 100%として示してある．(以下同じ) 6.5cm及び 8.5cmに振子中心をおいた時には線量分布にはその間に殆んど差さない．4.5cm及び 2.5cmに振子中心を移動すると線量分布の変化が増大する．即ち ^{60}Co では振子中心の位置がその円柱の断面の円の直径上で円柱の半径の1/2よりも表面に近くある時線量分布の乱れが生じて来る．しかし 8.5cmの場合線量分布と 2.5cmの場合のそれを比べてもその変化の程度は最大8%程度にとゞまる．

Fig. 1. Isodose charts of arc therapy made of pendulum angle of 180°. Dose distribution is varied when pendulum center is placed at different depths (point a,b and c, right) from the surface of the cylindrical phantom (17 cm. in diameter). For the convenience of better understanding the illustration is produced that the center of pendulum motion is set to the point C for three cases (left). Field width: 4 cm. Pendulum angle: 180° Solid line: 8.5 cm in depth from the surface of cylinder; Dotted line: 4.5 cm. in depth; Chain line: 2.5cm in depth.



(2) phantom の形が円柱でなくて楕円柱である時の線量分布．Fig. 2 は振子中心を円柱及び楕円柱でその中心即ち直径及びその短軸上で表面より 8.5cmの深さにおいて得た線量分布で図中実線は円柱の点線は楕円柱の場合を示す．円柱に比べて楕円柱では線量分布が短軸方向にのびている．更に比較のし易い様に Fig.2の AA′ の線での線量勾配を Fig.3 に示す．横軸に振子中心からの距離，縦軸に線量率がとつてある．円柱と楕円柱とでは振子中心より同じ距離だけ表面に向つてへ

Fig. 2. Differences of isodose charts when cylindrical and elliptic cylindrical phantoms are used and the center of pendulum motion is located at the centers of the phantom. Field width: 4 cm. Pendulum angle: 180° The center of pendulum is illustrated so as to be set to the same point. Solid line: in case of cylinder: Dotted line: in case of elliptic cylinder.

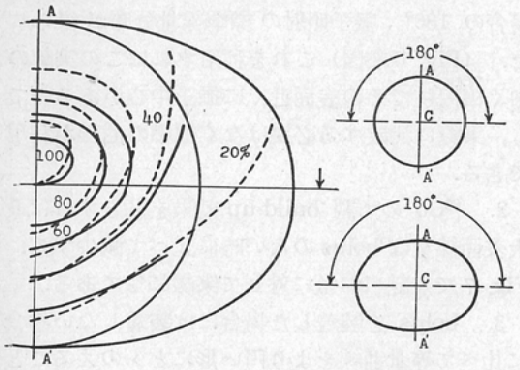
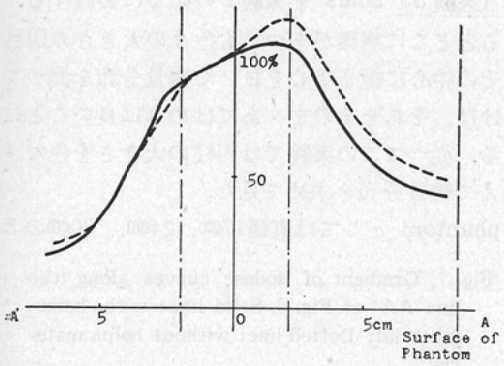


Fig. 3. Gradient of dose change of the isodose charts along the line AA′ of Fig. 2



だたつた点での線量には10%程度の相異がある.(Fig. 3 で実線と点線とのへだたり)長径と短径の比を3：2程度とした楕円にすると振子中心を楕円の中心においても円の場合に比し線量分布にはかなりの変化のあることが分る. Fig. 4 は Fig. 1 と Fig. 2 の80%線量域をとりだして比べて見たものである. 左の図は円柱の phantom で振子中心を円の中心と, 直径上で表面から 2.5cmの深さにおいた時との80%線量域の比較で両者にはあまり形の相異はない. それに対して右の図は円柱及び楕円柱の phantom の中心に振子中心をおいた時で左の図に比べて線量分布の形の変動が大きい.

実験1の結果をまとめると次の如くになる.

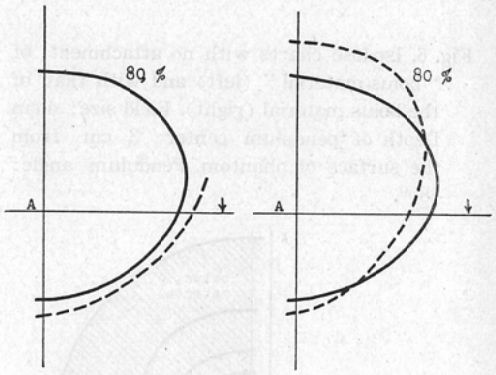
1. 振子中心の位置をかえると共に線量分布は変化するがその程度は円柱では振子中心をその直径上で半径の1/2よりも表面に近い所においた時でも最大8%にとゞまる. 振子中心を半径の1/2よりも深い所においた時には殆んど変化はない.

2. phantom が円柱でなくて短軸と長軸との比が2：3程度の楕円柱となると,

(1) 等量曲線が短軸方向にのびて長軸方向では円柱の場合に比べて狭くなる.

(2) 振子中心を楕円の中心においても phantom が円柱の場合に比べて線量分布は10%程度変化する.

Fig. 4. Shape of 80% dosage region of the isodose chart in Fig. 1 and Fig. 2. The left represents Fig. 1. (solid line: the pendulum center is setted at the point of 8.5 cm. from the surface; dotted line: 2.5 cm. from the surface) and right Fig. 2. (solid line: cylindrical phantom; dotted line: elliptic cylinder). The latter shows deviated more in the shape of the dosage region than the former.



(実験2) (1) Bolus 物質の装着の方法. 先に報告した[4] 人間の体の横径に合わせるという方法 Fig.5A)は被照射体の形の標準化ということのみである. 実際臨床的には病巣が偏心する場合が生ずる. この様な時更に条件を簡約化するために

は Fig. 5 Bの如くにつける．すると病巣は常に回転中心にあり被照射体の形の標準化と共に実施が容易となる．

（2）Bolus 物質を装着しない時と装着して円筒形にした時とで等量曲線にどんな差異があるかを知ろうとした．phantom として短軸16cm長軸24cm高さ10cmの楕円柱を作つた．振子中心は短軸上で表面より3cmにおいた．照射野幅は楕円柱の断面方向で4cm振子角は短軸を中央にして左右に90°宛計180°である．bolus の材料も Mix D で作つてこれを Fig.5 Bの如くに重ねた．これは丁度振子中心が円柱の中心になる如くにするとその直径は21cmとなつた．この2つの場合の線量分布を比べたのが Fig. 6である．Fig.7は楕円の短軸上即ち Fig.6の AA′ の線での線量勾配を示す．実験2の結果をまとめると次の如くになる．

1. 直径21cmの円柱の中心に振子中心をおいた場合の 180° 振子照射の標準線量分布が得られた．（Fig. 6右図）これを利用すればこの実験の如く楕円柱でその表面近くに振子中心がある時でも，実際に測定する必要はなく標準の曲線が利用できる．

2. ^{60}Co の所謂 build-up 効果を別とすれば最大表面線量は bolus のない時に比べて減少する．Fig. 7で点線 104%に対して実線85%である．

3. bolus を装着した場合には装着しない場合に比べて等量曲線をより円い形にとゝのえることができる．（Fig. 6）最大線量点の振子中心からの偏位もすくなくその大きさも小さい．（Fig. 7で点線 105%実線 103）

（実験3）bolus を実験2の如くに装置する．するとどこに病巣があつても色々の大きさの円柱でその中心に振子中心をおいた線量分布を測つておけば，それをそのまゝあてはめれば良いことになる．従つてこの実験では円柱の大きさを色々とかえて線量分布を求めて見た．

phantom としては直径17cm，24cm，30cmの3

Fig. 5. Various types of attaching the compensating "bolus material" to the body. Cross section of the body (ellipse), tumor (small circle) and bolus material (semicircle drawn with oblique lines).

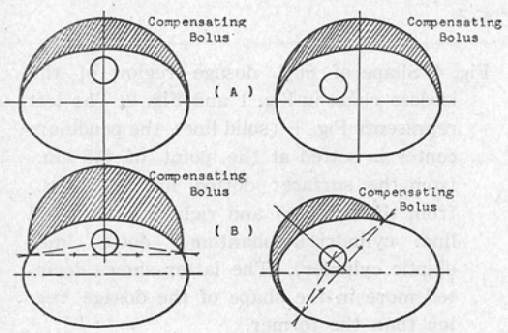


Fig. 6. Isodose charts with no attachment of "bolus-material" (left) and with that of the bolus material (right). Field size: 4 cm Depth of pendulum center: 3 cm from the surface of phantom. Pendulum angle: 180°.

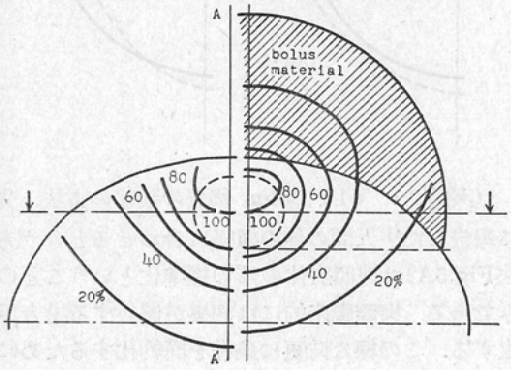


Fig. 7. Gradient of isodose curves along the line AA′ of Fig. 6, Solid line: with bolus-material; Dotted line: without bolus material.

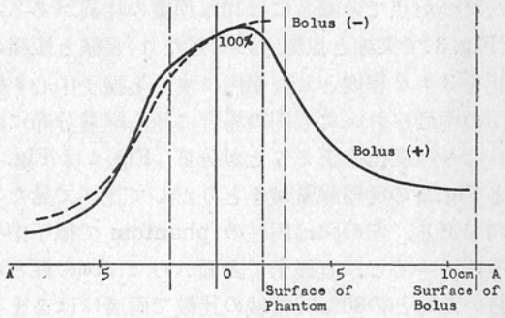


Fig. 8. Gradient of dose distribution along the line AA′ of right lower figure in application of different size of cylindrical Phantom. Pendulum center being placed at the center of each phantom. Field width: 4, 6, 8, 10 and 12 cm; Pendulum angle: 180°.

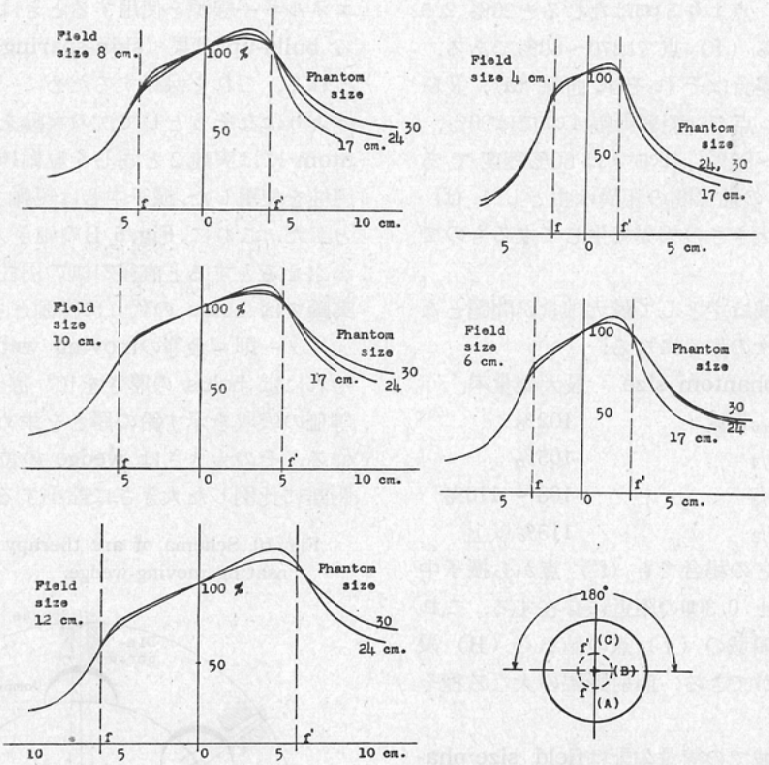
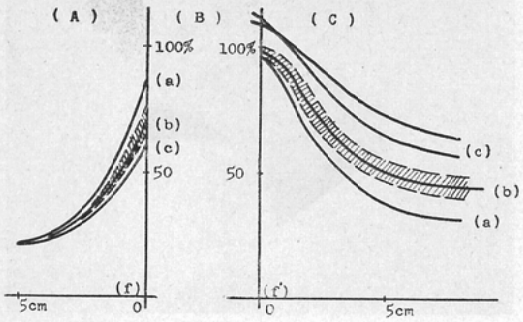


Fig. 9. Superposition of curves of Fig. 8. f and f′: margin of radiation field. curve a: summarized curve of three curves in right upper figure of Fig. 8. (Field width: 4 cm.) curve b: summarized curve of nine curves in right middle, left upper and left middle figures of Fig. 8. (Field width: 6, 8, and 10 cm.) Nine curves are contained in the area of oblique line. curve c: summarized curve of three curves in left lower figure of Fig. 8. (Field width: 12 cm.)



種を使用した．振子中心は常に円の中心においた．振子角は 180° である．照射野の幅は 4 cmから12 cm迄 2 cm間隔でかえた．振子角の中央に位置する直径上の線量勾配を比較の対象としてえらんだ．Fig.8 は照射野幅が同じ時 phantom の大きさで線量勾配がどの様に異なるかを示す．

更に結果を分析し易い様にまとめたのがFig. 9 である．．即ちこの線量勾配図を 3 つの部分に分ける．振子中心をその中央として照射野の幅に等しい大きさの領域（B）とそれよりもうしろにあつて照射角中に直接入つていない領域（A）及び前にあつて直接照射角中に入つている領域（C）である．その各々の領域について直径17～30cmの phantom に関しては次のことが云える．

1. （A）領域では phantom の大きさにはあ

まり関係なく，照射野の大きさが4cm，6～10cm，12cmの3群に大別される．最もよく使用される中等度の照射野の場合はその線量勾配は曲線(b)の如く(f)点より5cmはなれると20% 2.5cmはなれると33%（f）点では70～80%である．4cm及び12cmの場合はそれぞれ曲線(a)及び(c)となる．(f)点では照射野幅4cmでは90%，6～10cmでは70～80%，12cmでは60%程度である．即ちこれらの曲線間の相異は主として(f)点での線量率の大きさの相異で生じて来るものである．

2.　(B)領域は主として最大線量が問題となる．その関係は次の如くになる．

field size/phantom size	最大線量率
1/6程度	102%
1/4	105%
1/3	108～ 110%
1/2	115%以上

最大線量点はどの場合でも(f′)点から振子中心に向つて 1.0± 0.3cmの附近に存在する．これらの値と(A)領域の(f)点の値から(B)領域内の線量勾配ができる．照射野幅の大なる程その傾斜は大きい．

3.　(C)領域での線量勾配はfield size/phantom sizeによつて大体決められる．この2つの大きさの比が1/6程度では（一般にこの場合照射野幅4cm以下）曲線(a)の如くになる．中等度の照射野で屢々使用される1/3～1/4程度の比の時は曲線bを中心とする斜線の領域内に大体含まれる．この領域は(f′)点より表面に向つて2cmはなれた点で70～80%，4cmはなれた点で50～60%，6cmはなれた点で42～55%の間にある．1/2又はそれ以上（一般にこの場合照射野幅12cm以上）では曲線(c)群の如く線量勾配の変形が大きい．

これを総括すると，field size/phantom sizeが1/6程度即ち照射野の小さい時（4cm以下）の曲線(a)及び1/4～1/3程度の中等度の照射野を使用した時の曲線(b)が一般に日常好んで使用される標準曲線ということになる．この標準曲線を使用した時の実際の等量曲線との間の最大偏位は±5%である．

（実験4）実験2の如き方法では線源として高エネルギー線源を使用するときはそれの利点であるbuild-up効果（skin-sparing effect）が失なわれる．これを保存するためにbolusを被照射体よりはなそうとして次の実験を行なつた，phantomには実験2と同じく短軸16cm長軸24cmの楕円柱を使用した．振子中心は短軸上で表面より3cmとした．これにFig. 5 Bの如き方法でbolusをかぶせるとすると直径21cmの円柱となる．この実験ではbolusの代りに線源と共に動く補償フィルター即ち余等のmoving wedgeを作成する．それにはbolusの厚さを10°毎に測つてそれと等価の吸収を示す鉛の厚さを求めて鉛でwedgeを作る．その大きさはwedgeの位置によつてその距離に比例した大きさに縮小する．この実験では

Fig. 10. Schema of arc therapy using compensating moving-wedge.

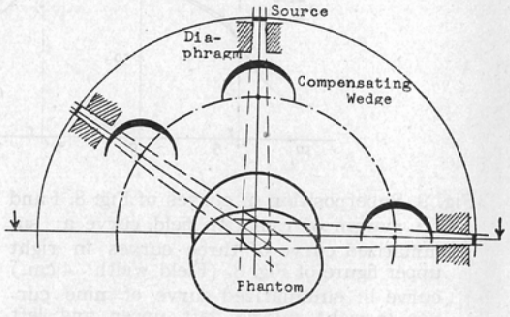
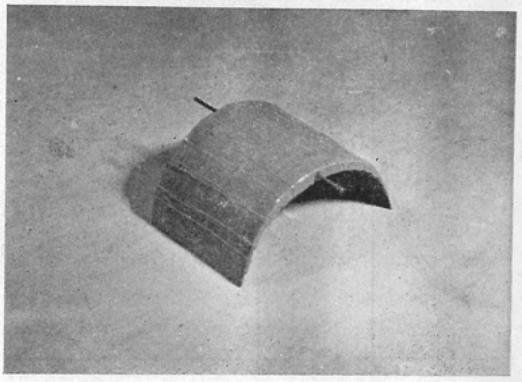


Fig. 11. Compensating " moving-wedge ".



Fig, 12. Compensating moving-wedge attached to the ^{60}Co rotation therapy unit. ↑: moving wedge.

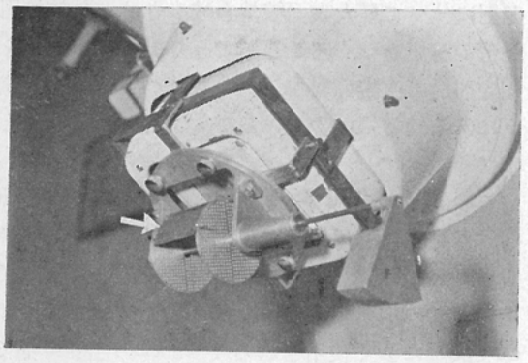
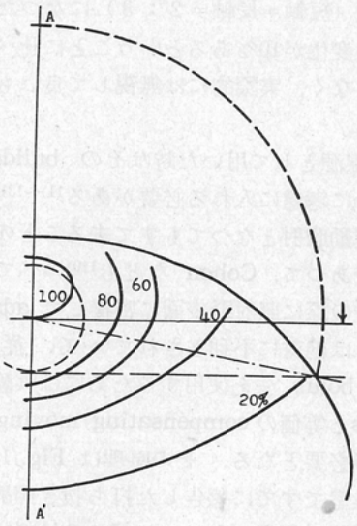
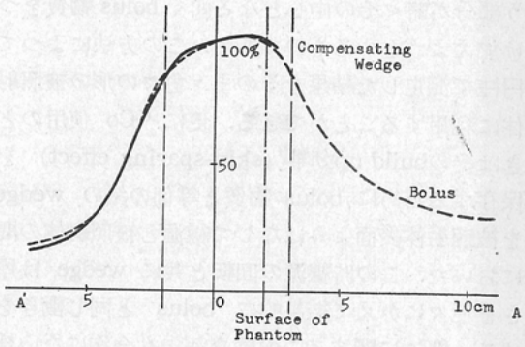


Fig. 13. Isodose chart obtained by using compensating moving-wedge being equivalent to bolus-material of Fig. 6. Nothing practical difference is resulted between Fig. 6 (right) and Fig. 13.



線源と phantom の中央においたので大きさは1/2とした．形は相似形につくる．この wedge を線源と共にすでに本教室より報告した打ち抜き照射法と同じ原理で動かす．(Fig.10) それを実際に示したものが Fig.11 adapter につけたのがFig. 12である．振子角の両端附近で両側の wedge の重なる所は wedge をうすくして作つた．振子角 180°，照射野幅 4 cmである．Fig. 13は得られた線量分布である．実験 2 の Fig. 6 の右の図と比べ

Fig. 14. Gradient of dose distribution along the line AA′ of Fig. 13. and Fig. 6. Solid line: with compensating moving-wedge; Dotted line: With compensating bolus-material.



ても殆んど差がない．このことは Fig.14 の如く Fig.13の AA′ 線での線量勾配を見ても良く分る．

(考按) 1. 実験方法に関して phantom の組成，線源，測定器具，測定方法についてはすでに報告されている[1)~3)]線量分布は振子中心の線量を 100%として表示した．臨床に応用するにはこの表示によるのが最も簡便であることと，相互に比較し易いからである．実験 1 ～ 4 では振子角の中央である正中鉛直軸方向の線量勾配を比較の対象とした．これはこの方法で線量が色々の条件で変化する具合が最も良く示され得ると考えたからである．今迄の文献[5)6)]でもこの表示法は多く使用されている．

2. この方法に関する文献的考察，被照射体に所謂 bolus 物質を装着して線量分布の乱れを防ごうとする考えはかなり古くより実用化されている．その方法の代表的な例を Paterson[7)], Murphy[8)], Fletcher[9)]などの報告の中に見ることができる．これらは何れもX線による固定照射の時，照射野が線束に対して斜めとなるのを防ぐために附加してやるものである．Cohen[10)] はこれと同じ考え方を ^{60}Co に適用した．即ち ^{60}Co の有する build-up 効果を保存するために所謂 compensating wedge として bolus 物質を照射野表面よりはなして線源の前においた．しかしこれらは

何れも固定照射に対して用いられたもので運動照射の時被照射体の形を簡略にするために bolus物質を使用した報告はない様である．余等の方法は被照射体の形を常に円柱状として照射したいと思う部分が略々その中心となる如く bolus 物質をつけ加えようとするものである．この方法によつて円柱で測定した結果をそのまゝ色々の形の被照射体に利用することができる．更に ^{60}Co 使用のときはそのbuild-up効果 (skin-sparing effect) を保存するために bolus 物質と等価の鉛の wedge を被照射体表面よりはなして線源と被照射体の間においた．この時線源の回転と共に wedge は厚さを色々にかえて結果的に bolus と同じ働きをする．^{60}Coに関するこの様な報告も今迄にない様である．

3. 各実験結果に対する考察，実験1で phantom として短軸と長軸との比が2：3の楕円柱を使用した時線量分布の変動がすでに10%程度ある．この実験では線量分布に変化を与える各条件を設定するとき，振子角・振子中心の位置・照射野の大きさに関しては線量分布に対する変化が最小となる如くに決定した．従つてこの結果は振子角が 180° より更に小さくなり，照射野幅が4cmより更に大となれば，又振子中心が楕円の中心でなくもつと表面に近くなると等量曲線の変形はもつと大きくなる筈である．使用したphantom も実際的に人体で最も多く使用されそうな形で且つ円柱に比較的近いものである．この楕円柱がもつと扁平な形になると共に，80%線量域は表面に向つてうき上り表面に底辺を有する楔形に変形して来る．この変形が次第につよくなつて来ると曲面でなくて平面下のある点に対して 180° よりももつと小さい振子角で照射した時の線量分布に近づくことになる．これらのことおりも照射したいと思う部分を円筒形にすることは振子照射の臨床への応用上重要であることが分る．

実験2の如く (Fig. 5 B) に bolus 附加で照射したい部位を円柱の中心におくと線量分布がつねに既知のものとなるが更に回転中心を表面より3cmの深さにおいたのは，実際上皮膚直下の病巣に照射した時に別の利点がでて来ると思つたからである．即ちこの場合 bolus を附加しない振子照射に比べて最大表面線量を減少させ，比較的円い形の線巣をつくることができる．又この病巣を固定照射で直接照射する場合に比べると病巣の直下にある健常組織のうける線量を軽減させることができる．

この bolus 若しくは moving-wedge 回転照射法を実際に適用する時に前もつて用意すべき等量曲線がどれ位必要であるかを見たのが実験3である．この結果より phantom の大きさが17～30cmで実際に多く使用される4～30cmの照射野幅では最小限Fig. 9の (a) と (b) の曲線で代表させ得ることが分る．この場合この標準曲線と実際に示すであろう等量曲線との最大偏位が±5%程度ある．しかしこのことは実験1に於いて phantom が楕円柱（短軸＝長軸＝2：3）になつた時の線量分布の変化が10%あるということに比べてもかなりすくなく，実際的には無視して良いものと考えられる．

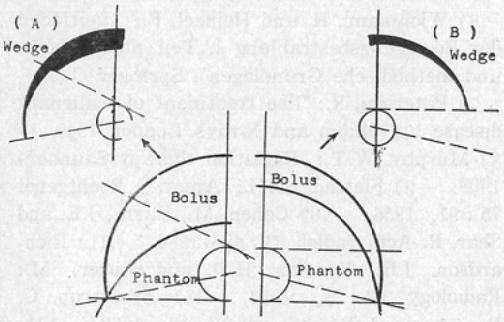
^{60}Co を線源として用いた時はその build-up 効果を充分に考慮に入れる必要がある[11)～13)]．これは仮え運動照射となつてもすて去ることのできない利点であつて，Cohen なども[110)]のべている如く，照射の際に照射野表面に密接して adapterをおくことは絶対に不利とされている．従つて，^{60}Co で bolus 法を使用するためには実験4の如く bolusと等価の compensating moving-wedge の使用が必要となる．その原理は Fig. 10の如く余等の教室ですでに報告した打ち抜き照射法の原理がそのまゝ適用できる．wedgeの材料はこの場合うすくて済む上に加工し易いので鉛を使用したが，二次線による汚染を防ぐために表面を真鍮などで被うとか，更にこまかい調節にはアルミニウムとか，銅などを使用した方が良い．実験4ではこの方法でも実験2と同じ等量曲線が得られることを示している．従つて実験2及び3の結果は moving-wedge 法で全部そのまゝあてはめる．

実際にこの wedge を使用するときには wedge の両端部が照射される角度によつて重複するとい

う欠点がある．これを調整するには次の如くにする．

wedge の重複部が略々symmetrical の時 Fig. 15Bの如く重複部の最も厚い所の厚さが鉛製の wedge で1㎜以下（比重1の bolus では1㎝程度にあたる）の時は，重複部を両側共省略する．この際には線量に対する誤差は5％以下と見て良

Fig. 15. Two ways for avoiding double absorption; A) by reducing thickness of the edge of the wedge which more than 1 mm. thick; B) by omitting as neglisible when less than 1 mm. thick.



い． Fig.15Aの如く重複部の最も厚い所の厚さが1㎜～3㎜では両側の重複部を合計して初めて片側の厚さに等しくなる様に重複部をけずつて薄くする．この時重複部の内で厚さ1㎜以下の部分は Fig.15 Bに準じて省略してから，この方法でwedgeの厚さを加減するともつと簡単である．この時線量に対する誤差は約10％以下と見て良い．wedge の重複部の厚さが左右で不均等でも厚い方の端も厚い所が 3㎜程度であれば Fig.15 Aの方法に準じて調整し得る．但し wedge の重複部の大きさはその時の照射野の大きさによつても異なり，小照射野の方が重複部がすくなくて済む，従つて上にのべたことは照射野幅6～8㎝程度迄にあてはまる．

これよりも wedge の厚い時，照射野幅の大きい時，及び重複部のasymmetryがつよい時(Fig. 6 Bの右図）には仮えFig. 15Aの方法によつても誤差が大きくこの方法による bolus 附加は無理で他の方法をとらねばならない．消極的にこの方法による wedge 附加でこの欠点をさけるには，重複した所からの照射はさけて振子角を小さくすることである．

4. 線源として高エネルギー線源を使用する理由．この方法の適用にあたつては 200kv 程度のX線よりも ^{60}Co の方が良い．その理由としては

（1）被照射体中の bone, airなどによる組成上の不均等性が高エネルギー線源では線量分布に大きく関係して来ない．

（2） 200～ 250kvp X線では bolus を被せても照射野幅6㎝以上の回転照射は病巣への集中度悪く，病巣内の勾配も大で実際上意味がない．従つて線量分布が既知のものとなるという点以外に利点はない．

（3） 200～ 250kvp X線では phantomの大きさによる線量分布の変化の程度が大きい．従つて色々の大きさの phantom について測定が必要で標準図が沢山要ることになる．

5. この方法の適用．この方法の適用される例としては（1）振子照射で線量分布が分つていない時はいつでもこの方法で線量分布を既知のものとし得る．但し次の如き時はこの方法が適用しにくゝなる．

（a）振子中心を表面から照射野幅の 1/2 よりも浅い所におく必要のある所には，100％線量域が大きく表面にでてしまつてむしろ固定照射の方が良い．

（b）被照射体の形が円形に近く且つ振子中心がその被照射体の中心近くにある時は実際上無意味である．

（c）bolus が非対称性つよくなつたり，厚くなると， wedge がつくりにくゝ誤差が大きくなる．

（2）被照射体の表面近くに比較的円い照射野を作つて，且つ表面線量をできる限りすくなくすると共に，病巣直下の健常組織の線量負荷もできる限りすくなくしたい時（実験2及び4）などである．

6. この移動する補償 wedge の別の使用法について，Fletcher[15], Cohen[16] などはX線及び

^{60}Coを使用して固定照射で wedge を併用した線量分布を示している．我々のこの方法を使用すれば線源の回転と共に wedge の厚さをかえて行くことができる．従つてこの wedgeの厚さをbolusの厚さに一致させるのではなくて更に積極的に変更を加えて各方向から入る線量を色々と調整することが可能である．このことは線巣をのぞむ形にとゝのえることもできることを示している．この点に関しては今後更に検討の予定である．

(結論)

被照射体に bolus 物質 を附加して照射したい所を中心とする半円柱形にすると，あらかじめ円柱の phantom で測つておいた線量分布がすぐに適用できることになる．

2. この方法による利点は，線量分布がつねに既知のものとなる他に，線量分布の形をとゝのえ最大表面線量も減少させ得る．

3. 代表的な phantom size 3 種で線量分布を測定した．その結果実用的には2つの等量曲線で代用させ得ることが分つた．その際の標準曲線との最大偏位は±5％である．

4. 高エネルギー線源では bolus を直接被照射体にくつつけると build-up 効果が失なわれるので，表面よりはなして等価の厚さの鉛で作つた moving compensating wedge. で同様の効果を得た．この wedge の実際の適用も我々の打ち抜き照射法の adapter を利用すれば簡単にできる．

5. この moving wedge は更に積極的にその厚さの調整によつて線巣の形を変化させることも可能である．

(本論文の要旨は第20回日医放会北日本部会35. 4, 17 第13回日医放会東海北陸部会“35, 5.29”及び第17回日医放会東海北陸部会“36. 11. 5”にて発表した.)

References

1) Jones, D.E.A. and Raine, H.C.: Brit. J. Radiol. 22 : 549, 1949. —2)岡島俊三：日医放誌掲載予定, —3) 高橋信次他：日医放誌, 18:1143, 1958, —4) 高橋信次：臨床放射線, 5 : 653, 1960. —5) Wachsmann, F.: Die Bewegungsbestrahlung1959. —6) Wichmann, H. und Heinzel, F.: Leitfaden der Bewegungsbestrahlung 1. Teil (physicalische und methodische Grundlagen). Springer. 1959. —7) Paterson, R.: The treatment of malignant disease by radium and X-rays. London 1948, —8) Murphy, W.T.: Radiation therapy. Saunders 1959. —9) Fletcher, G.H.: Amer. J. Roentgenol 75 : 91, 1956. —10) Cohen, M., Burns, J.E. and Sear, R. Acta radiol. 53 : 486, 1960. —11) Richardson, J.E., Kerman, H.D. and Brucer, M.: Radiology. 63 : 25, 1954. —12) Braestrup, C. B.: Amer. J. Roentgenol. 81 : 13, 1959. —13) Burkell, C.C. et al.: Brit. J. Radiol. 29 : 171, 1956. —14) 北畠他：日医放誌：21：132, 1961. —15) Fletcher, G.H.: Amer. J. Roentgenol. 75 : 117, 1956. —16) Cohen, M., Burns, J.E. and Sear, R.: Acta radiol. 53 : 401, 1960.