

Title	原体照射法の技術的研究（原体照射の研究 第12報） （ ⁶⁰ Co遠隔照射法の研究 第23報）
Author(s)	岡島, 俊三
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1962, 22(6), p. 731-738
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18925
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

原体照射法の技術的研究

原体照射の研究(第12報)

^{60}Co 遠隔照射法の研究(第23報)

名古屋大学医学部放射線医学教室(主任 高橋信次教授)

岡 島 俊 三

(昭和37年 6 月25日受付)

Technical Problems of Rotatory Conformation Radiotherapy
Studies on Rotatory Conformation Radiotherapy. (Report 12)
Studies on Telecobalt Therapy. (Report 23)

By

Shunzo OKAJIMA

(Department of Radiology, Nagoya University School of
Medicine, Director: Prof. S. Takahashi)

Attaching several apparatus to the conventional cobalt 60 rotation therapy unit, the conformation radiotherapy, such as, hollow out radiation, moving field radiation etc., was put in practice. By using this method, it became possible to conform the irradiated region to the shape of the lesion. Mechanisms of devices for conformation radiotherapy were described and compensating method for hollow out radiation was discussed theoretically. The results showed that the method gave better dose distribution than the conventional rotational radiotherapy does.

1. 緒 言

従来の回転照射法は、矩形の照射野を用いているので、その回転によつて生ずる線巢(線量の集中する領域)は円筒形になる。われわれは病巢の形、範囲に応じて、理想的な被照射模型を想定し、線巢をこれに近づけるために、回転体照射法、打抜照射法、可変絞照射法等、及びこれらを適当に組合せて行う原体照射法を提唱し、臨床的にも既に応用しているが^{1)~16)}、これらの方法を実施するに当つて、2, 3の技術的な問題を検討する。

2. 実験方法および結果

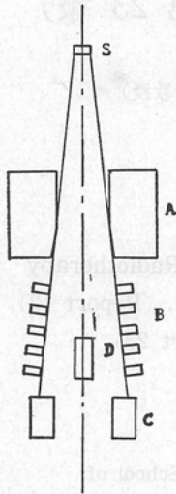
原体照射法の基本となる種々の照射法について述べる。

(i) 回転体照射法

^{60}Co 治療装置は 島津製 RT-2000型二重回転治療装置を使用した。回転半径は 75cm で、在来の絞り (Fig. 1,A) の先に半影除去用の多段絞り (Fig.1,B) が附加されている。これらの開閉により、回転中心における照射野は、最大16cmを一辺とする任意の矩形を作ることが出来る。この矩形の照射野で回転照射すれば、線巢は円筒形になる。円筒形以外の回転体線巢を形成せしめるためには、左右対称形の矩形以外の放射口を用いればよ

Fig. 1. Cross-section of collimator system attached to ^{60}Co unit.

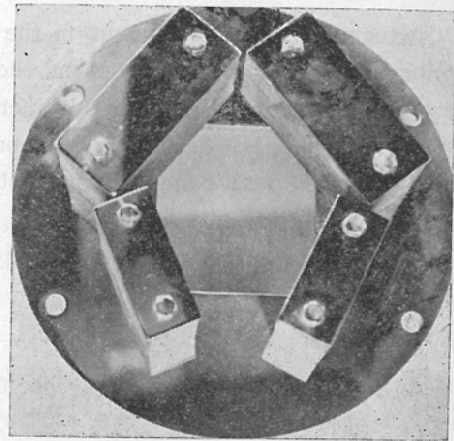
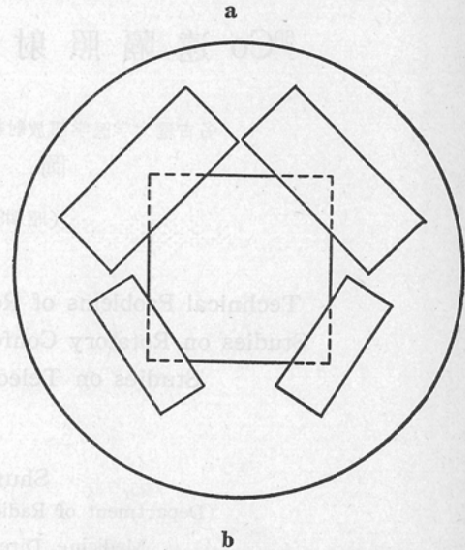
- A: Ordinary collimator
- B: Multi-leaves collimator
- C: Collimator for rotation body radiotherapy
- D: Shield for hollow out radiation



い。その一例として、在来の絞りとし、鉛煉瓦4個 (Fig. 1, C) を附加使用することにより、線巢の中心における縦断面の線量分布を八角形とする回転体線巢を作ることが出来る Fig. 2. a, b に鉛煉瓦の配置および実物写真を示す。このような照射法を回転体照射法と名付ける。鉛煉瓦は厚さ5 cmのものを使用した。これの ^{60}Co の γ 線透過率は凡そ7%で完全に γ 線を除去するには稍不十分であるが、われわれの装置に附加する場合、これ以上のものは患者に接触の危険がある。透過率を1%以下にするには、タングステン合金を用いるか、鉛なら8 cm以上のものが必要となる。これらの鉛煉瓦は Fig. 2 に見られるように、中央に最大照射野に相当する穴を開けた鉄の円板上に、種々の位置にねじにより取付けられるようにし、それら全体を照射装置の多重絞りの先 (Fig. 1, C) に装着する。これで回転照射した場合、パラフィンアントーム中での縦断面での線量分布は Fig. 3 の a, b のようになる。Fig. 3 の a はパラフィンアントーム中にプロセスフィルムを挿入して作った線量分布写真で、Fig. 3, b は同じアン

Fig. 2. Collimator for rotation body radiotherapy.

- a: Diagram showing the position of the lead blocks.
- b: Photograph of collimator for rotation body radiotherapy.



トーム中に Siemens のミゼットコンデンサーチェンバーを用いて測定した等量曲線である。このチェンバーは外径7 mm ϕ 、内径4.5 mm ϕ で、10本の中から安定に動作するもの7本を選択し、その7本を同時にファントーム中の各場所に挿入して測定した。チェンバーの測定誤差は公称 $\pm 2\%$ であるが、測定に熟練すれば、ほぼこの程度の誤差範囲で測定が可能であることが判った。この場合線巢の横断面の線量分布は円形を示す。

Fig. 3. Dose distribution for rotation body radiotherapy in cross section of the phantom parallel to the body axis.

a: Dose distribution in radiography
b: Isodose curve.

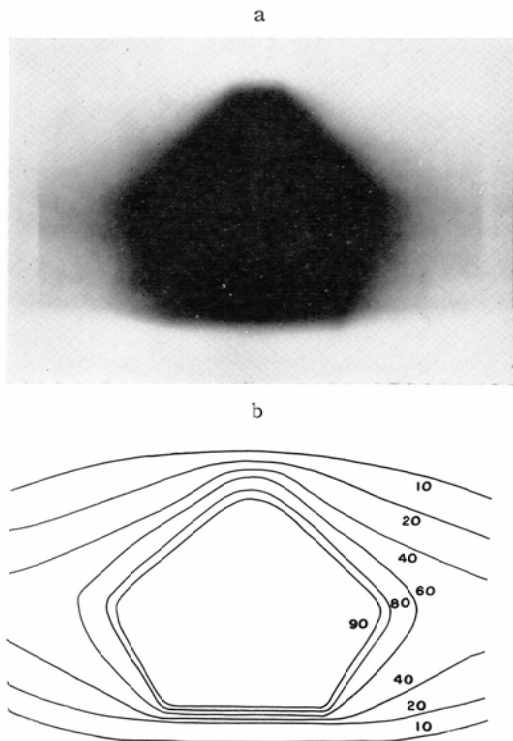
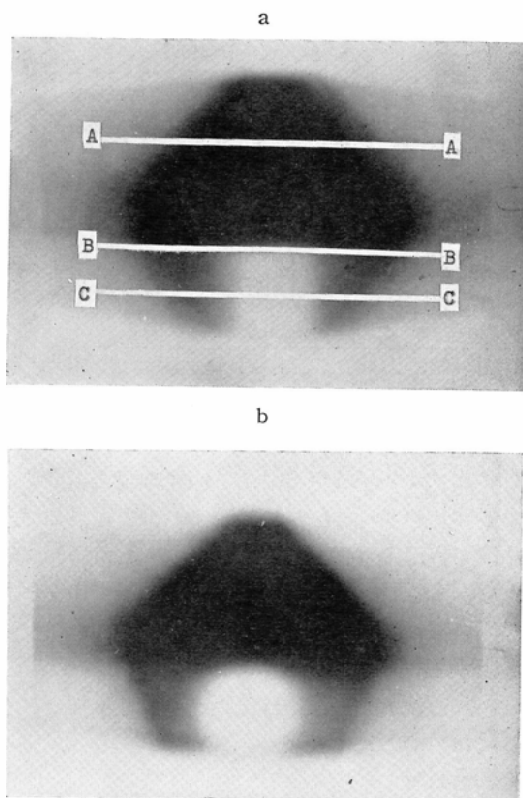


Fig. 4. Dose distribution for hollow out radiation.

a: Dose distribution for cylindrical hollow out radiation.
b: Dose distribution for spherical hollow out radiation.



ここにはその一例を示したのみであるが、附加する4個の鉛煉瓦の配置組合せにより、相当いろいろの形の回転体照射法が可能であることが判つた。

(ii) 打抜照射法

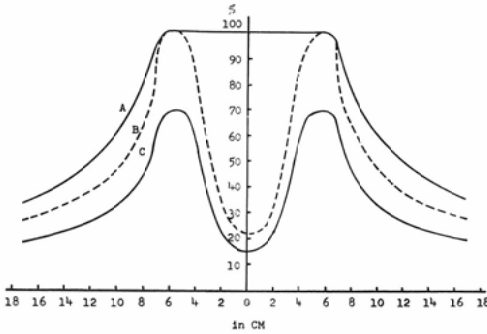
線巢内で一部γ線を遮断したい時を考える。この場合はその遮断部分と相似の形をした遮蔽体を線巢内におく、線源と遮蔽体の中心と、この中心に対応する線巢内の遮断部分の中心とが一直線になるよう配置し、しかも線源の回転にかかわらず、この遮蔽体は一定方位を保たせるようにする。線源遮蔽体距離を a 、遮蔽体と線巢の遮断部分迄の距離を b とすれば、遮蔽体の大きさは遮断部分の大きさの $a/(a+b)$ 倍とする。これが打抜照射である。

この際、遮蔽部分を線源の回転中心にある様に

おけば、遮蔽体の位置を定めるのは簡単となる。又遮蔽部分が円筒もしくは球であるような場合は遮蔽体の作製は簡単である。

一例として子宮癌の照射時にラジウム照射との重複をさけるため、その部分に打抜を行う場合を考える。遮蔽体として23mm(横)×30mm(縦)×50mm(高さ)の鉛ブロックを Fig. 1,D に示す位置に取付ける。これで回転照射した時のフロントーム中の体軸に平行な縦断面の線量分布は Fig. 4,a のようになる。図で打抜を行つた部分で線巢内の線量が減少するのは当然であるが、打抜部分の外側側の線量は、打抜を行っていない場合に比べて、遮蔽体による線吸収のため、線量の減少をもたらす。Fig. 4,a の AA および CC部の線量分布を示すと Fig. 5 のようになる。図の曲線A

Fig. 5. Dose distribution for hollow out radiation.
 A: Dose distribution for ordinary rotation radiation.
 B: Compensated sode distribution for hollow out radiation.
 C: Dose distribution for hollow out radiation.



およびCは、それぞれ Fig. 4,a のAAおよびC Cに対応する線量分布である。すなわち、C Cに対応するC曲線は、その最大値が、AA部分に対応するA曲線の線集内線量(100%)の70%にみならず、もし Fig. 4,a のBBよりの下の部分の線集内の線量の最大値を、BBより上の部分の線集の線量とほぼ等しい値にすることを要求する場合、換言すれば線集全体に亘つて線量を一樣にするには、何らかの補正が必要になる。いま Fig. 4,a のBBより上の部分に相当する照射野に、補償用として適当な厚さの鉛板を入れると Fig. 4,a のAA、CC部分の線量の最大値は等しくなり (Fig. 5 のA及びB曲線)、線集全体に亘つての線量がほぼ均一になる。

この補償につき理論的に考察してみる。今理想の場合として Fig. 6 に示すように、幅 $2r$ の平行ビームで回転照射を行い、しかも人体によつて r 線の吸収もない場合を考えると、横断面での線量分布は次のように計算出来る。半径 r の円内(線集内)の線量を1とすれば、回転中心から x だけ離れた点での線量 Dx は

$$Dx = \frac{\theta}{\pi} = \frac{2 \sin^{-1} \frac{r}{x}}{\pi}$$

となる。ただし θ は回転中心から半径 $2r$ のビームの辺縁と半径 x の円の交点に引いた直線が、ビ

Fig. 6. Rotational radiation in theoretical consideration.

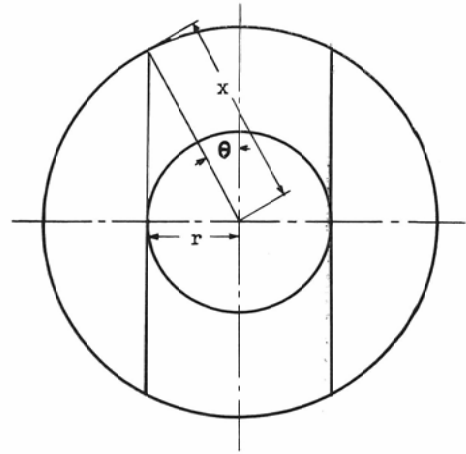
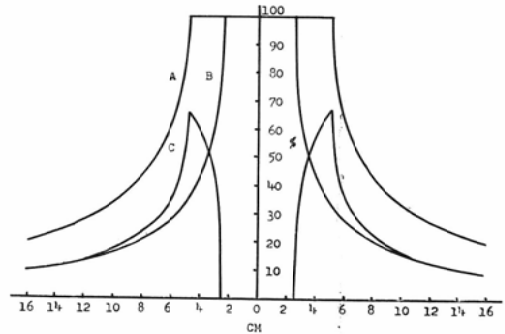


Fig. 7. Calculated curves for hollow out radiation.

- A: Rotational radiation 10×10 cm
- B: Rotational radiation 5×5 cm
- C: Hollow out radiation (A-B)



ームの中心線となす角である (Fig. 6 参照)。

例として、 $2r=10$ cm とし、この式を用い横断面の線量分布を計算し、これを画けば Fig. 7 の曲線Aが画かれる。

次にビームの中心に幅 $2r'$ の遮蔽体をおいて、打抜照射を行った場合には、上と同様に $2r$ 幅の照射野で回転照射した時の線量分布を求め ($2r' = 5$ cmの場合 Fig. 7 のBにこれを示す) A曲線とB曲線の差を作れば、打抜照射を行った時の線量分布C曲線がえられる。すなわち、 $2r'$ の幅で照射し、その中で中心の所に $2r'$ の打抜を行った時の線量分布は

$$D = 1 - \frac{2}{\pi} \sin^{-1} \frac{r'}{x} \quad (r' < x \leq r)$$

$$D = \frac{2}{\pi} \left(\sin^{-1} \frac{r}{x} - \sin^{-1} \frac{r'}{x} \right) \quad (x > r)$$

で示される。線量の最大値は $x=r$ の時で、その値は

$$D_{\max} = 1 - \frac{2}{\pi} \sin^{-1} \frac{r'}{r}$$

すなわち打抜を行つた時の線量の最大値は、打抜を行わない場合の

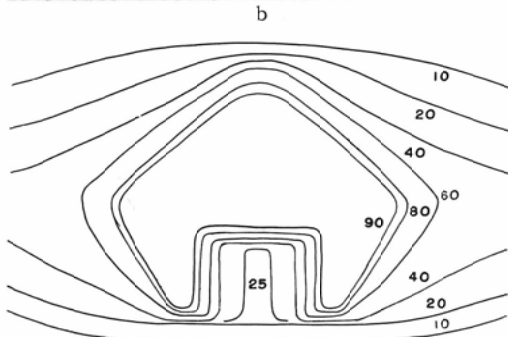
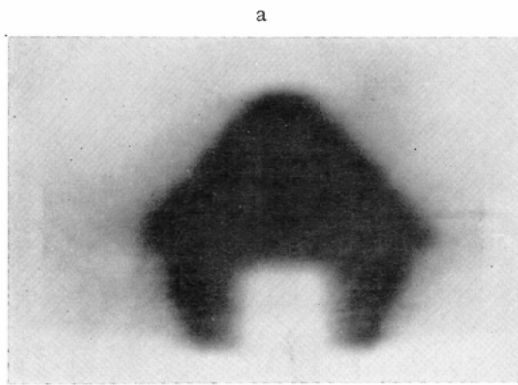
$$\left(1 - \frac{2}{\pi} \sin^{-1} \frac{r'}{r} \right) \times 100\%$$

になる。したがつて打抜照射の場合、線巢内の線量を一樣にするには、打抜以外の部分 (Fig. 4 ではBBより上に相当する部分) にフィルターを挿入して、線量を

$$\left(1 - \frac{2}{\pi} \sin^{-1} \frac{r'}{r} \right)$$

Fig. 8. Compensated dose distribution for hollow out radiation.

- a: Dose distribution using radiographic method.
- b: Isodose curve.



倍になるように補正をほどこせばよい。

以上は理想的な場合の理論的な計算であるが、実際には各照射野での回転照射時の横断面での線量分布曲線の実測値があれば、上記の方法を適用して、打抜照射の場合の補正量及びそれを行つた場合の線量分布を推定することが可能である。

Fig. 4,a において、BBより上の部分を 4mm の鉛板で覆つた時のCC部の線量分布は Fig. 5 の曲線Bで示すようになる。横断面の線量分布は Fig. 8,a,b に示す。

上述のように、打抜を円筒形に選んだ時は、補正は容易に行われるが、それ以外の形、例えば Fig. 4,b のように球形の打抜を行う時は、補正は困難になる。

このように打抜照射を行う時は、打抜かれた部分ばかりでなく、その周囲への影響も常に考慮に入れなければならない。

(iii) 可変絞り法

可変絞り法は飯田^{17)~19)}等により既に発表されているが、それは在来の絞り機構の先に、さらに模型を用いた可変絞り機構を取付ける方式で、これ単独で使用する場合は勿論差支ないが、われわれのように回転体照射法と組合せて、原体照射法を実施する場合には使用困難である。われわれは在来の半影除去用の多重絞りを回転中遠隔操作により自動的に照射野の大きさを加減出来る方法を採用した。その原理を説明すると Fig. 9 におい

Fig. 9. Diagram to illustrate the principle of moving field therapy.

- A: Collimator. B: Contact point.
- C, SM: Selsynmotor I: Inner ring.
- O: Outer ring.

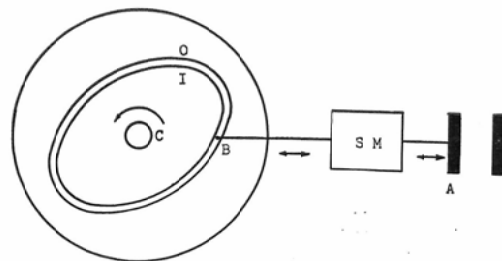


Fig. 10. Apparatus of moving field therapy.
 B: Contact point. C, SM: Selsynmotor.
 I: Inner ring. O: Outer ring.

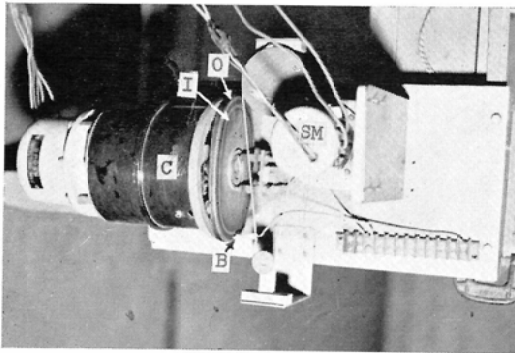
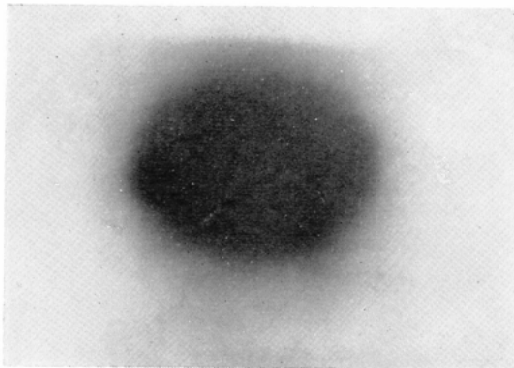
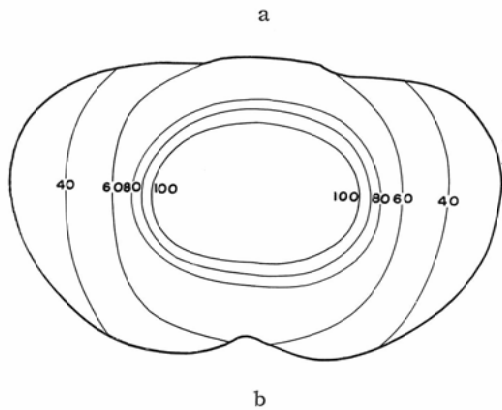


Fig. 11. Dose distribution of moving field therapy.
 a: Isodose curve.
 b: Dose distribution using radiographic method.



て、Cは線源の回転と同期して回転するセルシンモーターで、このセルシンモーターの軸にベークライト板を取付け、その板上に希望する線巢の横断面の形と相似形に2本の金属（真鍮製）の線で

レール（I, O）を取付ける。他方線源の絞り（A）の動きをセルシンモーター（SM）機構によって接触子Bの左右の直線運動に伝える。この接触子を2本のレールの中間に位置させておく、そして次の様に動作するよう配線する。もし接触子が外側のレールに接触すれば絞りは閉じるように動作し、それと運動して接触子も内側に移動し、外側のレールから離れて動作は停止する。逆にももし接触子が内側のレールに接触すれば、絞りは開くように動作し、接触子も外側に移動し、内側のレールから離れて動作は停止する。このような機構にしておいて、線源を回転すれば、2本のレールのあるベークライト板がこれと同期回転し、接触子は、外側のレールあるいは内側のレールに接触する。その都度上述の機構によって接触子はその位置が補正され、常に2本のレールの中間に位置することになる。すなわち線源の絞りは回転に応じて開閉し、線巢の横断面は2本のレールの形に相似なものを作ることが出来る。遠隔操作機構の実物は Fig. 10 に示す。その一例として線巢の横断面を楕円に選んだ場合の線量の分布を Fig. 11 a, b に示す。

(iv) 原体照法と容積線量

上述のような照射法を適当に組合せることにより、いろいろの原体照射法が可能であり、種々の応用例が教室から発表されている。

原体照射法は希望する形に最も近い線巢を作り、附近の健常組織の被曝を最小限に留めようとする理想的な照射法と考える。この場合容積線量を他の照射法と比較してみる。一例として子宮癌照射において、照射しようとする部位に外接する矩形絞りを以て固定2門、回転照射、回転体照射と可変絞りの組合せによる原体照射、さらにこれに打抜を併用した場合、病巣線量をいずれも6000rとした時の容積線量を比較すると Table 1 のようになる。なお容積線量の計算は本誌に発表した方法²⁰⁾による。この表からも明かなように、原体照射法は他の単純照射、振子照射、回転照射等に比し、最大径を等しくとつた場合、容積線量の点でも少くすることが期待出来る。回転、振子

Table 1. Integral dose for cancer of the uterus.

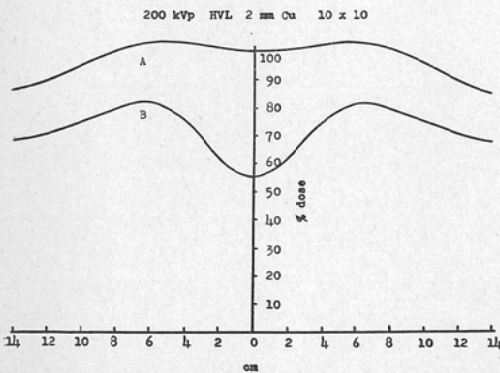
	Field size	Integral dose (Mg-r)
Two fields	15×15	43
Rotation	15×15	50
Pendulum(180°)	15×15	47
Comformation		36
Comformation with hollow out technique		32

照射で固定照射より容積線量の大きくなるのは、横断面が円形でないため、回転、振子照射では病巣の深さの平均値が固定照射の場合に比し大きくなり、同じ病巣線量に対し照射時間が長くなり、しかもビーム体内通過距離の平均値も長くなるためである。原体照射は一種の回転照射であり乍ら容積線量を少くするものは、照射野が他の方法と同様、最大径は等しくとつてあるが、照射野の中で不必要な部分は出来るだけカットし、照射野の面積が他の方法に比し著しく小さくとつてあるからである。

3. 考 案

原体照射法は原理的には最も合理的な方法と考える。われわれはこれまで使用中の在来のコバルト回転照射装置に種々の附属装置を工夫装着し、基礎的実験を行った処、所期の線量分布を得るこ

Fig. 12. Dose distribution for 200 KV X-ray therapy.
A: Dose distribution for rotation therapy.
B: Dose distribution for hollow out radiotherapy.



とが出来、すでにそのいくつかの方法は臨床的にも応用されている。ここに述べた方法は、既設の装置に加工して実施したため、いろいろの制約をうけ、意に満たない点もあるが、一寸の工夫で放射線治療の理想に近い照射法が可能であることを示すことが出来た。われわれは更に技術的な改良を加え、より使い易い装置を完成する計画である。又照射装置の設計に始めからこれらのアイデアを取入れれば、更に合理的なものの製作も可能と考える。

原体照射法をX線の深部治療に応用した場合はどうなるかを考えてみよう。Fig. 12にX線(200 kV)で10×10の照射野で回転した場合と(A)それに打抜を併用した場合(B)の線量分布を示す。このようになりに大きな照射野を選んだ場合には、図からも明かなように、X線では周辺部、あるいは打抜部の線量を低下させることは困難であつて、原体照射法もあまりその効果を期待することは出来ない。コバルトはこの点非常に優れている。

4. 結 論

既設のコバルト60回転治療装置を用いて、原体照射法を行う場合の基本となるべき回転体照射法、打抜照射法、並びにその線量補償法、可変絞り法等の技術的な諸問題を論じ、比較的簡単な附加装置によつて原体照射法が可能であることを示し、この方法が線量分布、容積線量の観点からみて最も合理的な方法であることを示した。

文 献

1) 高橋信次: ⁶⁰Co 運動照射の新工夫, 臨床放射線, 5: 653, 昭35. — 2) 高橋信次他: 子宮癌の原体照射, 日医放会誌, 20: 2746, 昭36. — 3) 北畠隆他: 直腸癌の原体照射, 日医放会誌, 20: 2754, 昭36. — 4) 高橋信次他: 打抜照射法, 凹体照射法, 日医放会誌, 21: 26, 昭36. — 5) 森田皓三: 喉頭癌の原体照射, 日医放会誌, 21: 13, 昭36. — 6) 森田皓三他: 舌根部或は口蓋扁桃腺悪性腫瘍に対する打抜照射の応用, 日医放会誌, 21: 107, 昭36. — 7) 北畠隆他: 眼球を保護する脳下垂体の⁶⁰Co 遠隔照射法, 日医放会誌, 21: 132, 昭36. — 8) 高橋信次他: 癌手術後の放射線療法, 外科治療, 4: 563, 昭36. — 9) 北畠隆他: 胸部食道癌のコバルト遠隔照射, 日医放会誌, 21: 178, 昭36. — 10)

北島隆他：傾斜回転照射法，日医放会誌，21：184，昭36。— 11) 北島隆他：肺癌に対する原体照射の試み，日医放会誌，21：189，昭36。— 12) 森田皓三他：上顎洞及篩骨腫瘍に対する打抜照射法の応用，日医放会誌，21：441，昭36。— 13) 木戸長一郎他：後頭蓋窩腫瘍の原体照射，日医放会誌，21：741，昭36。— 14) Takahashi S. et al.: Methoden zur bessern Anpassung der Dosiverteilung an tiefliegende Krankheitsherde bei der Bewegungsbestrahlung, Strahlentherapie, 115：478, 1961。— 15) 高橋信次他： ^{60}Co 遠隔照射による原

体照射法の研究，第4回日本アイソトープ会議提出論文M-25，昭36。— 16) 森田皓三：回転ポーク照射の試み，日医放会誌，印刷中。— 17) 飯田博美：任意の形の病巣に最高放射線密度を合せる方法，日医放会誌，19：2482，昭35。— 18) 有水昇：可変絞りによる運動照射法，日医放会誌，20：224，昭35。— 19) Easil S. Proimos: Synchronous Field Shaping in Rotational Megavolt Therapy, Radiology, 74：753, 1960。— 20) 岡島俊三： ^{60}Co 遠隔照射法の研究(第5報) 容積線量算出法について，日医放会誌，19：2509，昭35。