



| | |
|--------------|---|
| Title | 任意の形の病巣に最高放射線密度を合せる方法(可変絞りによる方法)(⁶⁰ Co遠隔照射法の研究 第7報) |
| Author(s) | 飯田, 博美 |
| Citation | 日本医学放射線学会雑誌. 1960, 19(11), p. 2482-2490 |
| Version Type | VoR |
| URL | https://hdl.handle.net/11094/20190 |
| rights | |
| Note | |

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

^{60}Co 遠隔照射法の研究(第7報)任意の形の病巣に最高放射線密度を合せる方法
(可変絞りによる方法)

名古屋大学医学部放射線医学教室(主任 高橋信次教授)

名古屋大学医学部附属診療エックス線技師学校(校長 高橋信次教授)

飯田 博 美

(昭和35年1月25日受付)

緒 言

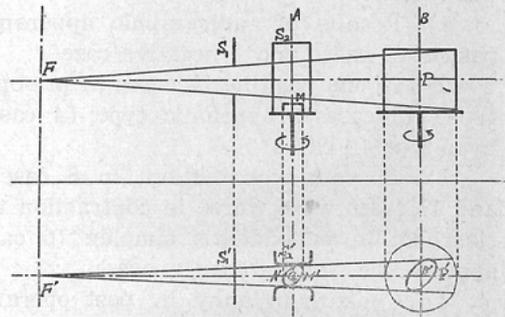
廻転集光照射では放射線源を静止せしめて、患者を廻転し或いは此の逆に静止せる患者のまわりに線源を廻転させる。それで廻転撮影の場合のX線と被検体との間に成立したいろいろの法則を此に当てはめる事が出来る。廻転撮影のうち原体撮影では体内の器官と原体撮影像の間には相似が成り立つ。此等については既に報告されて来たが⁵⁾、今回は此の廻転撮影の理論を応用するときには体内に於ける最高放射線密度を好む形のものにすることが可能かどうか、此の場合実地に行うのにどの様な工夫が要るかを先づX線により実験して Co^{60} γ 線で行った場合と比較することにした。

原 理

説明の便宜のために線源を静止せる場合を第1図に示す。同期廻転をする2つの廻転台を用意する。両廻転台の軸(AA'), (BB')及び線源(FF')は一直線上にある。線源に近い廻転台(AA')には病巣模型(MM') (図では楕円)を載せ、他の廻転台(BB')にはファントム(PP')を載せる。(FF')は管球焦点、(S₁S₁')は鉛の遮光板である。軸(AA')の廻転につれて絞り(S₂S₂')は常に病巣模型に接しているために可変に動く様にして置く。すると廻転台(AA')が0°より190°廻転するとファントム内には病巣模型と相似の立体的の照射野が出る⁵⁾。此の放射野はF'B'/F'A'に拡大されている。此は原体撮影の場合と同一原理で

ある。若し病巣の大きさを基準にとれば病巣模型の大きさをF'A'/F'B'とすればよい。病巣部の縦方向の大きさは絞り(S₁S₁')に制限されて一定である。第1図の模型によれば円壱形病巣を照射することができる。

第1図 固定線源に対する可変絞り



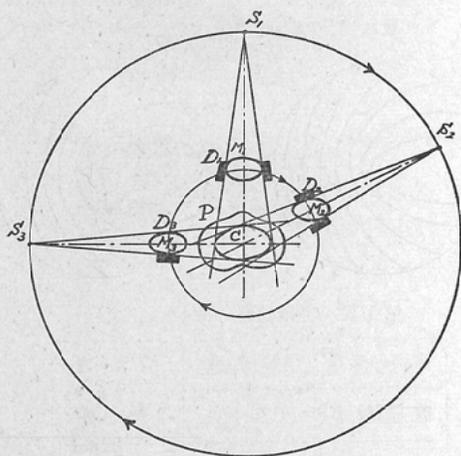
ファントムを静止せしめて線源をこのまわりに廻転せしめる場合も同一の原理である(第2図)。

実験装置

先づX線を以て実験を行つた(第1図)。線源(F F')は東芝T C-200 G深部治療装置、(S₁S₁')は照射野の長さ(病巣の縦方向の長さ)をきめる絞りで厚さPb 3 mm、(S₂S₂')は病巣模型(M M')の廻転に応じて常に(MM')の2枚の平行接平面となるように運動する可変絞りでその厚さは鉛板1.5 mmである。尚此の絞りは3.3×5.3 cm²の長方形、或は長径6 cm短径4 cmの楕円木製模型

に接して居り、此が廻転するにつれて絞りの巾が広くなったり狭くなったりする様にしてある。此の際此の模型の廻転中心と線源との延長線がファントムの載る廻転台の廻転軸に一致する様にして置く。此の模型によりファントム廻転台上では長方形は $5 \times 8 \text{ cm}^2$ 、楕円は長径 9 cm 、短径 6 cm に拡大形成される様に予知された。(PP') はファントムで、(PP') と (MM') は連動装置により等角速度で廻転する。 $F'M' = 60 \text{ cm}$ 、 $M'P' = 29.8 \text{ cm}$ 、角速度 34.5 sec/廻転 となっている。

第2図 廻転線源に対する可変絞りの原理

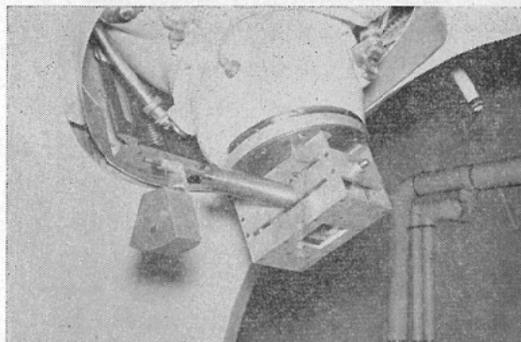


第3図 Co^{60} 廻転集光照射装置につけた可変絞り



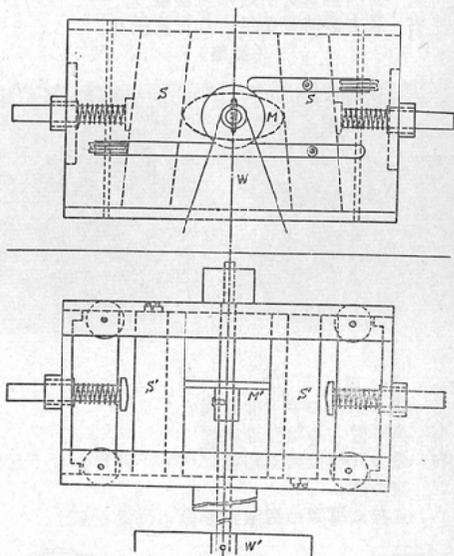
次に Co^{60} を用いたがそれは線源が廻転する廻転集光照射装置であるために装置は第2図の原理にもとづいており島津RT-2000型の extension cone を取外して第3図及び第4図のように可変絞りをつけた。第5図に可変絞りの構造を示す。病巣模型 (MM') (図の場合は楕円) はその軸に

第4図 第3図の可変絞り部分の拡大



とりつけた錘 (WW') によって常に空間的定方向を保っている。(SS') は線源に対して radial な方向を保ち且線源の廻転に伴って常に (MM') に接するように運動して照射野の中の大きさ (latitudinal) を連続的に変化させる絞りで、radial 方向の厚さは $\text{Pb } 10 \text{ cm}$ である。照射野の縦方向の大きさ (longitudinal) は上部絞りによって一定に保つておく。線源模型間の距離は 37 cm 、線源廻転中心間の距離は 75 cm である。廻転速度は1廻転約52秒から3分27秒の間で変えることができる。

第5図 廻転線源に対する可変絞りの機構図



実験材料、実験方法及び
実験結果

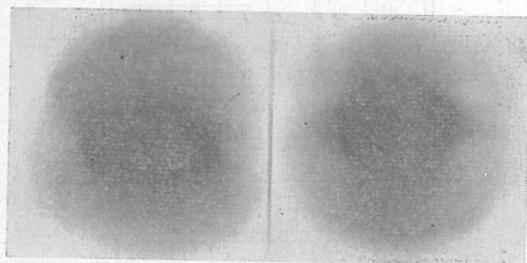
体内に於けるX線並びにγ線の線量分布を知る

ためには、Victoreen 社製 Model 570コンデンサーγメーターと写真黒化度法を併用した¹⁰⁾。但し写真黒化度法はX線の場合はさくらXレイフィルムTYPE Yを、Co⁶⁰では富士プロセスセーフティフィルムをファントム中心部の横断面にはさんで使用した。Co⁶⁰の実験でプロセスフィルムを使用したのはXレイフィルムではγ線に対して良好な黒化度曲線を与えないからである。

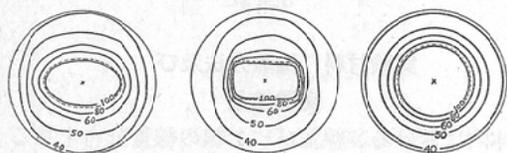
(i) X線を使用した場合

第6図はHVL 1.1mmCuのX線(200kVp, 0.5mmCu+0.5mmAl)を34.5秒露出し、又廻転台上には16.8cmφ、高さ14.8cmの円筒形パラフィン(比重0.9)ファントムをその中心において、病巣形状が楕円嚢及び四角嚢の場合についてのファントムの横断面の写真で、第7図はその等量曲線図である。次に楕円嚢及び四角嚢が上記ファントムの中心を3cm外れた場合を第8図及び第9図に示す。第6図~第9図をみて分ることは廻転集光照射に変絞りをを用いることにより病巣部のみ線量照射される。但し此の場合病巣模型と

第6図
左 楕円模型を用いた可変絞り
右 長方形模型を用いた可変絞り
(X線)



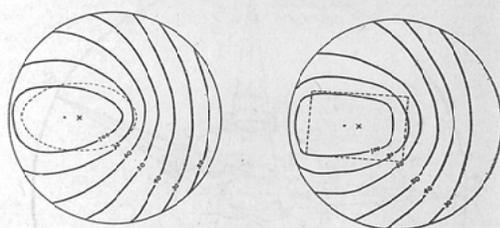
第7図
左 第6図左の等量曲線図
中央 第6図右の等量曲線図
右 長方形模型の対角線に等しい開きをもった従来の絞り
点線は模型の廻転撮影像の位置を示す。



第8図 ファントムの中心から3cm外れた場合
左 楕円型を用いたとき
右 長方形模型を用いたとき
(X線)



第9図 第8図の等量曲線図
点線は模型の廻転撮影像の位置を示す



第1表 容積線量の比較(X線)

| 病巣の形状 | 楕円嚢 | 四角嚢 |
|-------|---------|---------|
| 固定絞り | 175,800 | 155,000 |
| 可変絞り | 158,700 | 138,000 |

単位は gram-roentgen

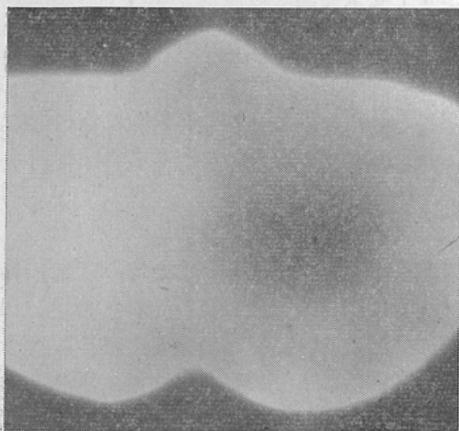
病巣部との線源よりの距離的關係は $2/3k$ になっておるので模型と病巣の大きさの比も $2/3k$ になっている。次に第7図から図形法によつて容積線量を求めると^{11)~15)}、第1表のようになる。但し楕円嚢及び四角嚢の病巣中心に100γを照射したとき前記ファントムの吸収する容積線量である。

第10図はファントムが円筒形でない場合、或は病巣が中心部でない場合の一例であつて、使用した腰部パラフィンファントムは断面の中約35cm、厚さ約19.5cmで長さ19cmである。第11図はその等量曲線図である。此の場合には一般の廻転集光照射の場合と同様に照射中心が廻転中心からずれて最も近い皮膚面の方向に片寄り⁴⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾、且模型形状から変形する。

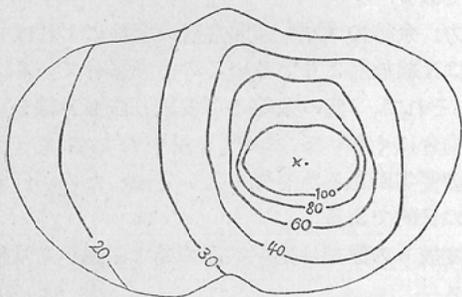
(ii) Co⁶⁰を使用した場合

X線の場合と同様の方法で、同一のパラフィン

第10図 病巣がファントムの中心部にない場合 (X線)



第11図 第10図の線量分布



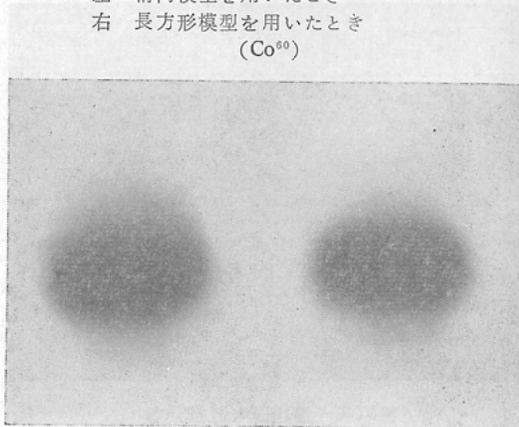
ファントムを用い得られた結果が第12図～第17図である。此の際線源ファントム間距離はX線の場合と異なるので、同一の病巣線量分布を得られる様病巣模型その他の大きさに幾何学的補正を施した。

これらの図を一見して、可変絞りをを用いることにより病巣部に線量がよく集中していることを認め得る。此の場合病巣模型と病巣部の線源からの距離的關係は $1/2$ になっておるので模型と病巣の大きさの比も $1/2$ になっている。病巣が中心部にないときは照射中心が廻転中心から最も近い皮膚面の方向にずれ且放射野の形状が模型形状から変形することはX線の場合と同様である^{7)~9)}。

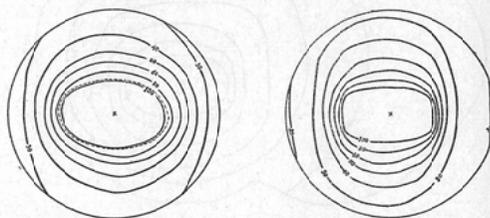
今以上得られた結果をX線と Co^{60} の場合のそれぞれと対比してみよう。

可変絞りによるX線及び Co^{60} 廻転集光照射を比較すると一般の廻転集光照射の場合と同様に病

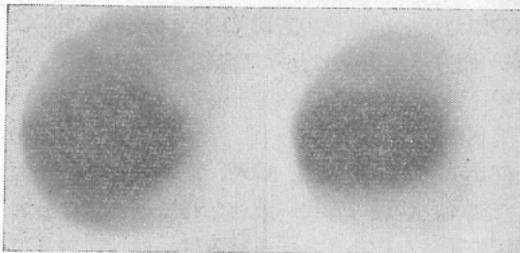
第 12 図
左 楕円模型を用いたとき
右 長方形模型を用いたとき
(Co^{60})



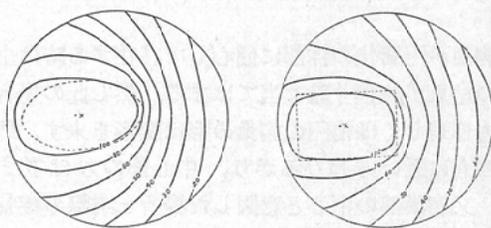
第13図 第12図の等量曲線図
点線は模型の廻転撮影像の位置を示す



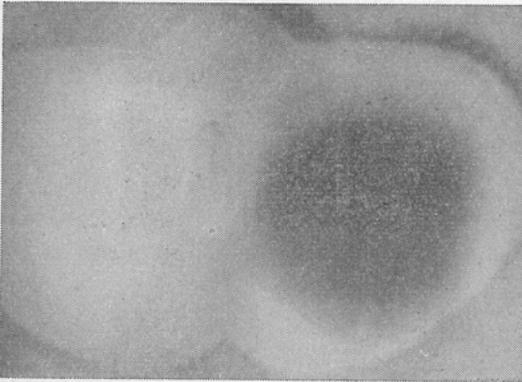
第14図 ファントムの中心から3cm外れた場合
左 楕円模型を用いたとき
右 長方形模型を用いたとき (Co^{60})



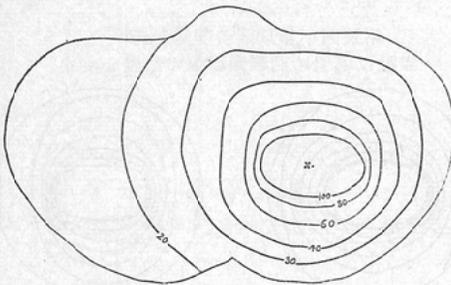
第15図 第14図の等量曲線図
点線は模型の廻転撮影像の位置を示す



第16図 病巣がファントムの中心部にない場合
(Co^{60})



第17図 第16図の線量分布



巣が円筒状の体部深く中心部にある時は Co^{60} の方がX線照射に比べて深部線量が大きい。即ち病巣部より健常部への線量減少の傾斜が激しく従つて病巣部が長方形、或いは楕円形である場合には、その短辺或いは短径の方向の線量分布の傾斜は Co^{60} の方が、X線に比べて急峻に減少する。長辺或いは長径の方向の線量分布の傾斜は更に強い(第18図)。

然し何れにしても、 Co^{60} 、X線共に当初意図した如く、病巣の形に一致せしめて線強度の最高密度の領域を作ろうとする試みは、同様に可能であつた。尚実際に意図した病巣の場所は放射線密度から云えば約90%の線強度の処に当たる事になる。

病巣が円筒状の体部に偏心して存在する時は上述の結果が矢張り略々当てはまる。然し此の場合長方形若しくは楕円の病巣の形は変形を来す。即ち表面に近い方はひろがり、中心部の方は狭まる。又病巣部の中心と意図した場所と実際の線量

分布の中心とは若干ズレがおり、後者が体表面に近づく。然し此の変形並に中心のズレはX線に比べるとその程度は軽微である。

円筒状の人体模型の代りに人体下腹部の同大の模型について同じ様な実験を行つたが略々同様の結果が得られた。即ち Co^{60} がX線に比べ病巣に一致した最高密度の線分布をつくるには有利である。

考 按

放射線治療をなすにあつて余等の目標とする点は、病巣には充分の放射線の吸収をなさしめて、その周囲の健常組織は出来る丈照射を差控える様にする。然かも此の際その病巣、健常組織との境界の線減少の傾斜を大にする。そして最後にその際、個体の吸収する容積線量を小さくする。以上である。16)17)

一方、余等の Co^{60} 遠隔放射の経験によれば一般にはX線放射よりいろいろの点で勝れている。18)~21)それで、此の余等の可変絞り法もX線を用いた場合に比べて、 Co^{60} を用いた場合は、どの程度優劣があるかを知りたいと思つたのが此の実験の目的である。

可変絞りの原理は廻転撮影の基本原理解から演繹される。

廻転撮影に於いてはX線管球と2つの廻転台とを並べておき、管球焦点、廻転台の夫々の廻転軸とが同一鉛直面に含まれる様に並べ、管球に近い方に人体を、遠い方にフィルムを横たえる。そして両廻転台を同期的に廻転すると、体内の器官の輪廓はフィルム上に限どられてX線像となる。

此の輪廓をとると云う機構が廻転撮影で横断面のX線像の得られる重要なポイントで、此が廻転撮影を断層撮影の單なる亜流だとは考えられないものにしてるのである。今体内器官の輪廓の代りに、此に相当した絞りを作製したとすればフィルム上には器官の部分丈露出されたX線像が出来るであろう。フィルムの代りに人体をおけば、その器官の横断面に相当した照射野が出来るであろう。此が可変絞りの原理となる。実際は器官は三次元の構成を有しているから、それぞれの器官の

横断面に相当した絞りをつくって重ね合せると、 γ の様な形の照射野でも三次元的に作り上げる事が可能となる。これが廻転撮影法を更に発展させた原体撮影の原理である。

此の実験では然かし高さの方向は一定のものとして行っている。

此の可変絞りは梅垣が始めてX線照射について工夫し且つ実験を行った^{1)~3)}。然かし未だその詳細は発表されていない。Co⁶⁰ 遠隔照射の臨床では此の方法が有用である様に思えるので余等はX線、Co⁶⁰ の両廻転治療装置に應用して如何なる結論が得られるかを知らんとした。

さて此の様な可変絞りをを用いる時は廻転撮影の理論、梅垣の工夫並に実験により、体内には任意の形の最高線量密度の大略の部分を作ることが可能である事が判つた。

然かしその最高線量部分の形は予め考えた病巣の形より稍小さく、又それが体表に近い部分に在れば、変形が甚しくなる理由を考へて見よう。

円嚢形のファントムの中心の病巣に対しては最も密度の高い100%の部分が実際の病巣部分より稍小さく輪廓をなしているのは、半影の為と考へられる⁶⁾。此の様な治療装置では診断装置と違つて、線源が大きく、然かも線源、人体間距離が大きいため此の様な大きな半影を生ずると理解してよい。

然かし一方円嚢ファントムに偏心してある時にその病巣の線量分布が変形し、且つ位置を変える点は、廻転撮影で余等が経験する処と相違する。廻転撮影では病巣陰影の位置のズレはなく、病巣の形に歪みが起つて来ない事をその特長とする位であるからである。

然かし此の場合、此の二者の間には結像の過程に一つの違いのある事を注意しなければならぬ。即ち廻転撮影では人体を通過した線コントラストを持ったX線は、人体を通過した後、何等X線吸収を受けることなくX線フィルムに到達する。然かるに此の場合は放射線はパラフィンファントムにより吸収され、その為に減弱する。或いは散乱附加を起す。パラフィンファントムなしで、フ

イルムを単においた場合は可変絞りの広狭開閉に依つて此と相似の線量分布を記録すべきものが、位置のズレ、形の変形をおこしたのは此から説明できよう。

放射線の減弱はCo⁶⁰ よりX線の方が甚しく、減弱の勾配は深部より浅部に著るしいのであるから、ズレ、変形がCo⁶⁰ よりX線に甚しく、病巣が浅部に在る時が深部に在る時より著るしいのは此から説明できると思われる。

病巣が体中心部でない時のズレと変形を少くする為には、病巣部を中心として軟部組織と等吸収体の適当なアタッチメントを附加して照射部の輪廓を円ならしめるようにすれば将来理想的な治療を行う事ができよう。

〔容積線量と病巣容積線量比について〕

Co⁶⁰ とX線を使用した場合略々病巣の形に近い最高線量密度の得られる事、病巣以外の組織への放射を減少せしめ得るがその線量分布はCo⁶⁰ の方がX線の場合より優れて居る事が判つたが、次に容積線量と病巣容積線量比はどうかを考へて見る。

容積線量については絞りを在来の様に大きさを变化させない場合に比べるとX線の場合は90%程度になり(第1表)、可変絞りを使用することにより不必要な線量を受けることが少くてすむ。

しかし可変絞り方式が容積線量の見地から有利であることはさることながら、特に病巣部への線量集中度即ち病巣容積線量比⁷⁾が第2表に示すようによいことに注目すべきである。これは又楕円嚢状病巣に対してその短軸及び長軸方向の線量分布をとつてみるにより第18図が得られ、可変絞りをを用いることにより病巣域に線量がよく集中していることがわかる。

Co⁶⁰ の場合は病巣が中心部でないときには照

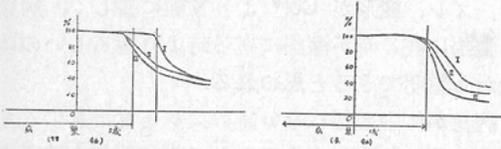
第2表 第7図から計算した病巣容積線量比の比較(X線)

| 病巣の形状 | 楕円嚢 | 四角嚢 |
|-------|-------|-------|
| 固定絞り | 22.1% | 19.8% |
| 可変絞り | 24.5% | 22.1% |

第18図 楕円嚢状病巣に対して

左図は短軸方向にとつた線量
右図は長軸方向にとつた線量

- I は在来の固定絞リ（楕円の長径に等しい開き）を使用したX線の場合
- II は可変絞リを使用したX線の場合
- III は可変絞リを使用した Co⁶⁰ の場合



射中心が廻転中心から最も近い皮膚面の方向にずれる距離についてはX線の場合と同様の考慮が必要である。病巣線量及び病巣容積線量比についてもX線の場合と同様の理論によつて、可変絞リを使用すれば在来の絞りに比して有利なことが分る。

〔理論的考察と実験結果との対比〕

病巣に適合した可変絞リを使用した場合病巣部以外はどの程度に不必要な線量を受けなくてすむか今少し数学的に考察してみよう。

可変絞りの1廻転時間中の平均の開きは複雑な病巣模型については数値計算による外ないが、楕円及び長方形については積分式による計算が可能でこれを実施した結果は次の通りである。

楕円模型のとき（長軸2a, 短軸2b）

1廻転中の絞りの平均の開き \bar{A} は次式で与えられる。

$$\bar{A} = \frac{4}{\pi} \int_0^{\frac{\pi}{2}} \sqrt{a^2 \cos^2 \theta + b^2 \sin^2 \theta} \, d\theta \dots \dots (1)$$

この結果は第2種楕円積分表によるか、或は数値計算によつて求めることができるが、近似式としての次式を用いてもよい。

$$\bar{A} \approx \frac{1}{3} \left\{ a + b + 2 \sqrt{2(a^2 + b^2)} \right\} \dots \dots (2)$$

長方形模型（長辺2l, 短辺2m）については、1廻転中の絞りの平均の開き \bar{B} は次式で与えられる。

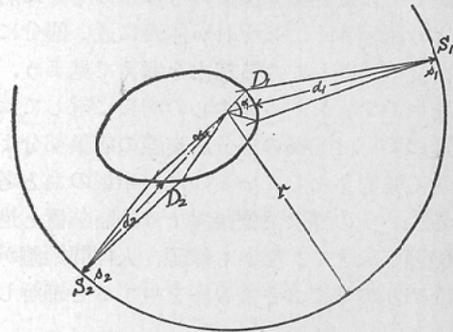
$$\bar{B} = \frac{4}{\pi} \left(2l - \frac{l^2 + m^2}{\sqrt{l^2 + m^2}} \right)$$

此の実験に使用した楕円模型による可変絞りは2a = 6.0cm, 2b = 4.0cmであるから平均の開

きは、長軸と等しい開き即ち2aの固定絞りに対して0.84倍である。長方形模型による可変絞りは2l = 5.3cm, 2m = 3.3cmであるから平均の開きは、対角線と等しい開き即ち $2\sqrt{l^2 + m^2}$ の固定絞りに対して0.80倍である。それにもかゝわらずX線の場合に容積線量がその割合に減少せず90%程度となるのはファントムが小さいこと並びに側方散乱線によるものである。容積線量は本質的にはファントムの吸収するenergyであるから非常に大きなファントムを使用すれば放射線energyの強弱に関係なく容積線量の比は絞りの比になる。

次にファントム内の線量分布を計算的に算出する方法を考えてみる。

第19図 線量分布の計算



第19図において廻転中心をOとし線源がS₁及びS₂の位置でファントム表面までの距離を夫々d₁及びd₂、ファントム表面において照射野の中(latitudinal)が廻転中心においてはる角を夫々 α_1, α_2 、線源Sの廻転半径をrとすれば、ファントム表面の夫々の位置における空中線量D₁, D₂の比は絞りの大きさが不変であれば次式のようになる。

$$\frac{D_1}{D_2} \approx \frac{d_2^2}{d_1^2} \cdot \frac{\alpha_1}{\alpha_2} \approx \frac{d_2^2}{d_1^2} \cdot \frac{d_1}{d_2} \cdot \frac{1}{1} \cdot \frac{r-d_1}{r-d_2} = \frac{d_1(r-d_1)}{d_2(r-d_2)} \dots \dots (2)$$

次に可変絞リを用いた場合には、S₁及びS₂の位置での絞りの開きを夫々s₁及びs₂とすれ

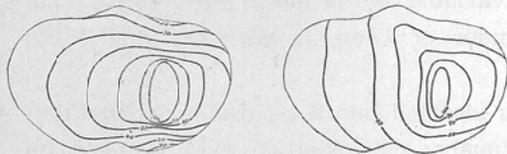
ば D_1, D_2 の比は次式の計算できる。

$$\frac{D_1}{D_2} \approx \frac{\frac{s_1}{d_1(r-d_1)}}{\frac{s_2}{d_2(r-d_2)}} \dots\dots\dots (2)$$

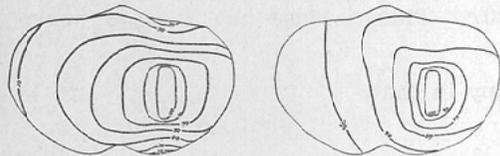
(2)式によりファントム表面における空中線量が分ればファントム内任意の深さでの線量が分り、それを積分することにより線量分布を算定することができる。

第20図及び第21図にHV L 1.1mmCu X線による計算値と実測値との線量分布を示した。両者はかなりよく近似しているが、若干の差を生じている原因は計算式において主線錐外の散乱線が無視されているためである。

第20図 楕円状病巣について
左 計算値による線量分布
右 実測値による線量分布



第21図 四角状病巣について
左 計算値による線量分布
右 実測値による線量分布



この可変絞り方式は廻転中の各位相での線量率を変化せしめるという点に注目すれば、必ずしも角速度は一定である必要はなく、又廻転中の線質線量が一定である必要もない。角速度と線質線量の可変装置によっても病巣の形状に適合した照射術式を得ることが可能と思われる。

結 論

X線（固定線源）並に Co^{60} （廻転線源）の廻転集光照射に用いる可変絞りを試作して楕円状及び四角状病巣の照射をこゝろみた。

Co^{60} をX線と比較した場合 Co^{60} の方が深部線量が大きく、照射部の形状が病巣模型に比べ変形する度合が少なく、照射部のズレが小さいことが分つた。即ち此の方法はX線を用いるより Co^{60} を使用した方が一段と有効であることが分つた。

本論文の要旨は昭和34年7月18日第10回日本医学放射線学会東海北陸部会、昭和34年11月15日第11回同部会及び昭和34年8月16、17日第8回日本医学放射線学会物理委員会において発表した。

文 献

1) 梅垣洋一郎外：可変絞りによる運動照射法について、第16回日医放総会（昭32）。—2) 梅垣洋一郎廻転照射法の研究、日医放物理委員会（昭32）。—3) 梅垣洋一郎：私信（昭33, 10, 18）。—4) 有水昇：可変絞りによる運動照射法（日医放誌に発表予定）。—5) 高橋信次：断層撮影と廻転横断撮影、医学書院（昭29）。—6) 岡島俊三： ^{60}Co 遠隔照射法の研究（第4報）半影について、日医放誌, Vol. 19, No. 7（昭34）。—7) F. Wachsmann und G. Barth: Die Bewegungbestrahlung (1953)。—8) H. Nielsen: Rotatory irradiation, Acta Radiol. 37, 318, 1952。—9) E.H. Quimby, et al.: Dosage determination for rotation therapy in the horizontal plane, Radiology 68, 689, 1957。—10) 足立忠, 気賀正巳：黒化度法による空間的線量分布測定、日医放誌, Vol. 4, No. 4（昭18）。—11) 江藤秀雄：エックス線の作用量及びその分布の求め方について（其の1）、日医放誌, Vol. 8, No. 3（昭24）。—12) 江藤秀雄：（其の2）、日医放誌, Vol. 9, No. 1（昭24）。—13) 江藤秀雄：（其の3）、日医放誌, Vol. 9, No. 2（昭24）。—14) 江藤秀雄；（其の4）、日医放誌, Vol. 9, No. 2（昭24）。—15) 飯田博美：実測による容積線量の計算法について（日医放誌に発表予定）。—16) 高橋信次外： ^{60}Co 遠隔照射法の研究（第1報）、日医放誌, Vol. 18, No. 8（昭34）。—17) 江藤秀雄外：放射線医学、医学書院（昭34）。—18) 松田忠義外： ^{60}Co 遠隔照射法の研究（第2報）、日医放誌, Vol. 18, No. 11（昭34）。—19) M. Friedman, et al.: Principles of Supervoltage (2 Million Volts) Rotation Therapy, Radiology. 64, 1, 1955。—20) J.G. Trump, et al.: Two Million Volt Roentgen Therapy Using Rotation, Am. J. Roentgenol. 66, 613, 1951。—21) H.F. Hare, et al.: Physical and Clinical Aspects of Supervoltage Rotational Therapy, Radiology, 57, 157, 1951。

Experimental study on motion Co^{60} therapy for
irradiating deformed tumor in the body
(Studies on telecobalt therapy, 7th report)

By

Hiroyoshi Iida

(From the Department of Radiology, Faculty of Medicine, Nagoya
University, Nagoya. Director, Prof. S. Takahashi)

The present paper deals with a method capable of making motion radiotherapy for tumor area of any shape.

Radiation source, rotation table A and rotation table B were placed in this order, and the source and rotation axes of the tables were arranged so as to be placed in a vertical plane. On the rotation table A an wood model of tumor was placed. Two diaphragms made of lead plates were devised to be contacted with the model and the surface of lead plates was coincided to the direction of the radiation beams. Thus by the diaphragms the radiation mouth was made variable as the model was rotated. On the rotation table B was placed a paraffin cylinder of 17 cm in diameter and 15 cm high.

To get the isodose chart an X ray film was inserted into the paraffin horizontally. When two rotation tables were rotated synchronously, the radiation field changed its shape by the variable radiation mouth. It was proved by developing the film in the paraffin that the X ray image was similar in shape to that of the wooden model except geometrical enlargement. This principle was applied to our 200 kV X ray unit and rotation Co^{60} therapy unit housing Co^{60} of 1000 c. Thus isodose charts were made and they were compared with each other.

Co^{60} therapy had advantage over X ray therapy in that,

- a) the depth dose was larger,
- b) the deformity of the radiation area was much less,
- c) the shift of the radiation area from the aimed area was also much less.