The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	60Co遠隔照射法の研究 第4報 半影について
Author(s)	岡島, 俊三
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1959, 19(7), p. 1392-1401
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19264
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

^{60}C 遠隔照射法の研究（第4報）半影について

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34年7月15日受付）

1 緒　言

^{60}Co 遠隔照射法は，従来用いられている 200～250kV程度のX線深部治療に比して，いろいろ優れた点を持つているが，欠点もない訳ではなく，その一つは半影が大きい点にあると云われている．^{137}Cs では更にこのことが問題になると考えられるが，今回は ^{60}Co について，半影による線量の空間的分布，容積線量への影響等について報告する．

2 理論的考察

現在わが国で使用されている大量 ^{60}Co の線源は，次の二種類のものである．

(a)　ウェファー型線源（比放射能40c/g 以上）

形状は20mmφ×1mmの円板状で，1枚のキュリー数は大体 100～160キュリー程度で，国際標準型カプセルに封入してある．主として大容量の線源として使用されている．

(b)　コイン型線源（比放射能26C～40c/g）

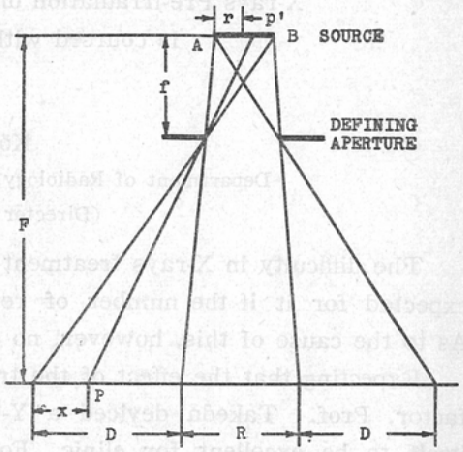
形状は10mmφ×2mmの円板で，眞鍮のカプセルに入れてある．一枚のキュリー数は50キュリー程度で，比較的小容量の線源として用いられている．

以上二種類の線源に対して，半影に関する計算結果を次に示す．

I　半影の大きさ

第1図に示すように，半径rの線源からのガンマ線が，fという距離にある絞りによつて，Fだけ離れた所に照射された場合，その本影の大きさをR，半影の大きさをDとすれば，Dは次式で表される．

第1図　線源，絞り及び半影の幾何学的関係



$$D=\frac{2r(F-f)}{f} \qquad (1)$$

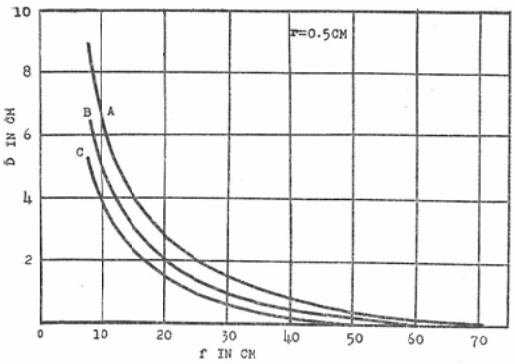
絞りの位置（fの値）を変化させた場合，半影の大きさ（D）が如何に変るかを第2図（a），（b）に示す，（a）は線源の直径1cm，（b）は2cmの場合である．この曲線から明かな様に，半影の大きさは，線源の直径に比例し，線源からの距離（F）が大きくなるに従つて増大することは勿論であるが，絞りの位置（f）が線源に近づくに伴い，急激に増加することが判る．

II　半影内での線量分布

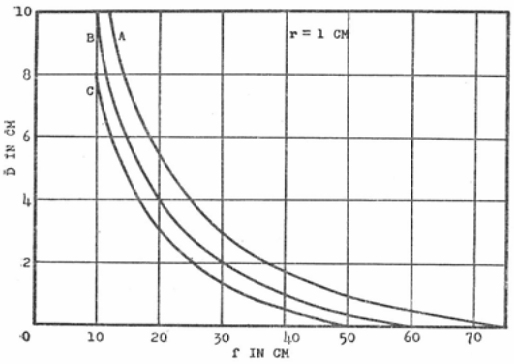
線源の形は正方形でなく円形であるために，半影内での線量変化は端の方向に直線的には減少しない．第1図に示すように半影の左端からxの距離の点Pにおいては，線源のBP_1に対応する面積から放射されるガンマ線を受ける．P点に寄与する線源の面積をSとすれば

第2図　絞りの位置と半影の大きさとの関係
曲線AはF＝75cm，BはF＝60cm，CはF＝50cmの場合を示す

a



b



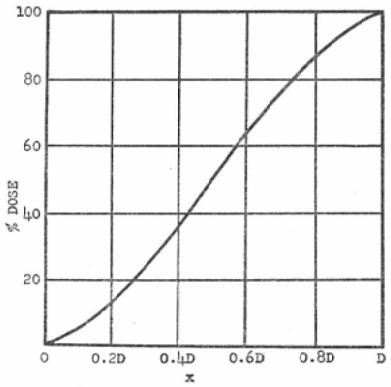
$$S=\frac{2f}{F-f}\int_0^{\frac{f}{F-f}x}\sqrt{r^2-\left(\frac{f}{F-f}x-r\right)^2}\,dx=\frac{f^2}{(F-f)^2}\left\{\left(x-\frac{F-f}{f}r\right)\sqrt{\frac{(F-f)^2r^2}{f^2}-\left(x-\frac{F-f}{f}r\right)^2}+\frac{(F-f)^2r^2}{f^2}\sin^{-1}\frac{fx-(F-f)r}{(F-f)r}\right\}+\frac{\pi r^2}{2} \qquad (2)$$

本影の線量を 100として，半影内の線量分布を図示すれば第3図となる．（すなわち $S/\pi r^2$ をxの函数としてパーセントで表せばよい）図から明かなように，半影の中央の点に対して対称形のS字状曲線になる．

Ⅲ　半影の容積線量に及ぼす影響

本影の大きさを病巣の大きさに一致させるものと仮定して，半影の大きさが容積線量に如何に影

第3図　半影内での線量分布



響するかを考察してみる．第3図にみられるように，線量50％の点は半影の中央にあり，しかも対称形である故，本影Rの照射野を選んで照射を行う場合は，その両端にそれぞれ半影の半分（D/2）だけを附加した，すなわちR＋Dという大きさの半影を伴わない（理想的点線源の場合の）照射野で照射された時と，与えられるエネルギーは等しい筈である．いま容積線量は照射野の広さに比例するものと仮定すれば，半影のある場合の容積線量の半影を伴わない場合に対する比をAで表せば

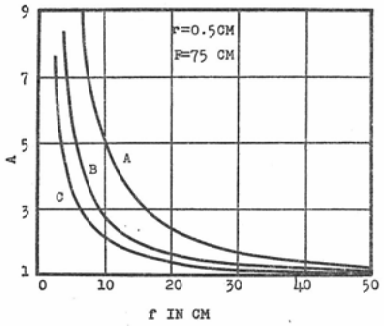
$$A=\frac{(R+D)^2}{R^2}=\frac{\left\{R+\frac{2r(F-f)}{f}\right\}^2}{R^2} \qquad (3)$$

となる．

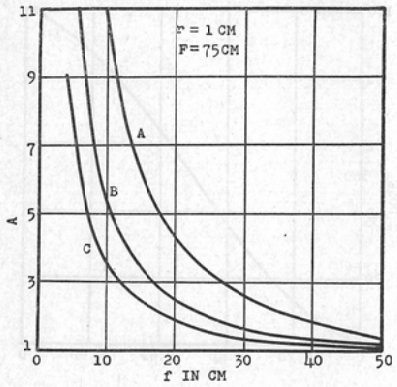
照射野の大きさ（R），線源病巣間の距離（F）

第4図　絞りの位置による容積線量の変化
曲線AはR＝5cm，BはR＝10cm，CはR＝15cmの場合を示す

a



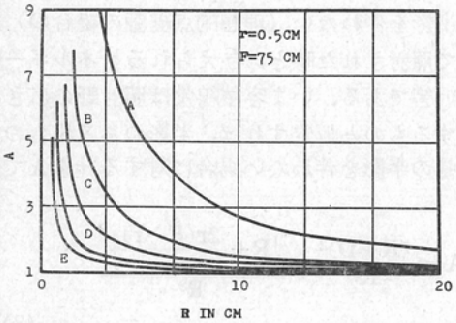
b



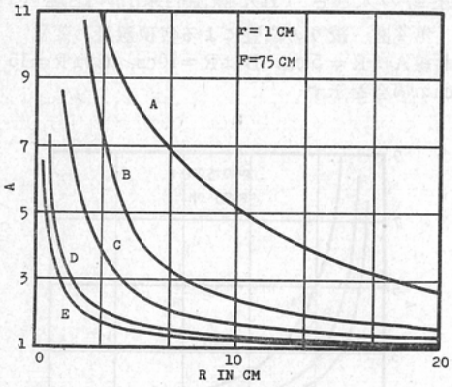
第5図　照射野を変えた場合の半影による容積線量の変化

曲線 A,B,C,D,E はそれぞれ f の値が10cm, 20cm, 30cm, 44cm, 50cmの場合を示す

(a)

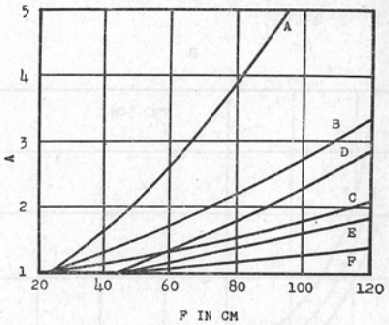


(b)



を一定にして，絞りの位置（f）を変えた場合のAの変化状態を第4図（a），（b）に示す．図から明かなように，絞りが線源に近づくに従ってAの値は急激に増加している．

第6図　FとAとの関係



曲線　Aは　f =23.5cm, r = 1cm,　R = 5cm
　　Bは　f =23.5cm, r = 0.5cm, R = 5cm及び
　　f =23.5cm, r = 1cm,　R =10cm
　　Cは　f =23.5cm, r = 0.5cm, R =10cm
　　Dは　f = 44cm, r = 1cm,　R = 5cm
　　Eは　f = 44cm, r = 1cm,　R =10cm及び
　　f = 44cm, r = 0.5cm, R = 5cm
　　Fは　f = 44cm, r = 0.5cm, R =10cm

絞りの位置（f），線源病巣間の距離（F）を固定して，照射野の大きさ（R）を変化させた場合のAの変化状態を第5図（a），（b）に示す．照射野の小さい場合にAの値が非常に大きくなることが明かである．

次に照射野の大きさ（R），絞りの位置（f）を固定して，線源と病巣間の距離（F）を変えた場合のAの変化の模様を第6図に示す．勿論Fの増加と共にAの値は増加する．照射野が小さく，絞りの距離が線源に近い時に，増加率は著しい．

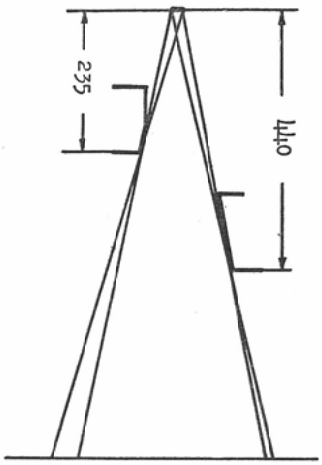
3　実験

装置は島津製二重回転型コバルト60治療装置[1]で，線源，絞りの位置の関係は第7図に示す．左半分には可動絞り，右半分には第1報[1]に述べた半影取可変ツーブスを装着した時の状態を示す．線源は直径20mmのウェファー型で，11枚積重ねられ，1,065C収納されている．運動照射時の線源の回転半径は75cmである．

I　半影取可変ツーブスのある場合とない場合の空中線量分布と計算値との比較

線源から75cmの距離の空中線量を Victoreen

第7図　線源，絞りの位置

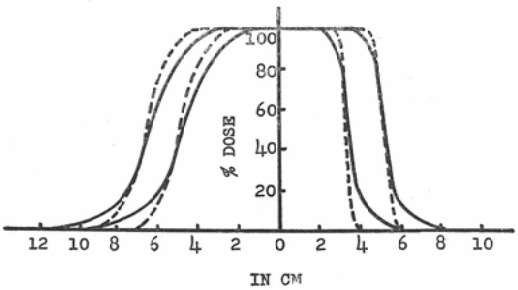


Condenser r-Meter (Mod. 570, High Energy Chamber Mod. 621, Volume 0.42cm³) で測定した結果を第8図に示す．左半分には可動絞りだけの時，右半分には半影取可変ツーブスを装着した時の線量分布を示す．又破線は計算値を示す．いずれも本影の大きさはそれぞれ等しくとつてある．可変ツーブスを装着した時の減衰の仕方が急峻であることは勿論であるが，いずれも理論値と実験値は可成りよい一致を示している．

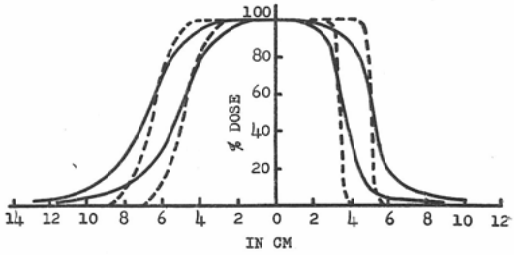
Ⅱ　ファントーム中での空間線量分布

表面積30.5×30.5cm²，高さ19cmのパラフィンファントームの中央の面，すなわち深さ 9.5cmの断面で，その面を線源から75cmの距離になるようにし，その断面の線量分布を測定した．その結果を第9図に示す．第8図と同様に左半分は可動絞りだけの時，右半分は半影取ツーブスの装着時，又比較のために破線で計算値による曲線も書きそえられている．空中線量を示した第8図と比較すれば何れも曲線の傾斜が稍緩かなことが認められる．

第8図　75cmにおける空中線量分布



第9図　ファントーム中における線量分布

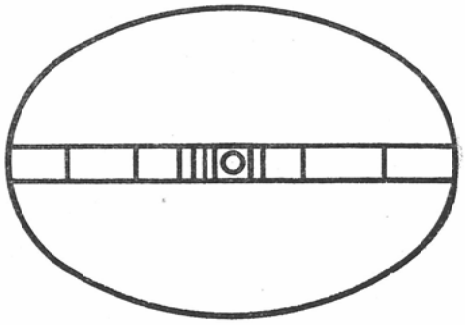


Ⅲ　回転照射時における線量分布

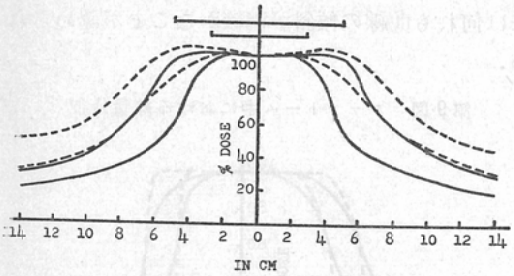
(a)　楕円筒の長軸方向の線量分布

人体の軟部組織を代表するものとして，パラフィン（81%）と無水珪酸（19%）の混合物からなるファントーム[2]を作つた．外形長軸28cm，短軸20cm，長さ18cmの楕円筒を作り，第10図に示すように楕円筒は上下二つの部分と，長軸に沿つて高さ2cmで種々の幅（0.5cm以上各種）の角柱の組合せからなり，これらの組合せ方を変えてチェンバーの位置を長軸に沿つて5mm間隔に任意に移動しうるようにした．ファントームの中心を狙つて回転照射した時の長軸に沿つての線量分布を前記 Victoreen r-Meter で測定した結果を第11図に示す．図の実線は半影取可変ツーブスを装置した時の線量を，破線はこれのない時の線量分布を

第10図　楕円筒ファントーム

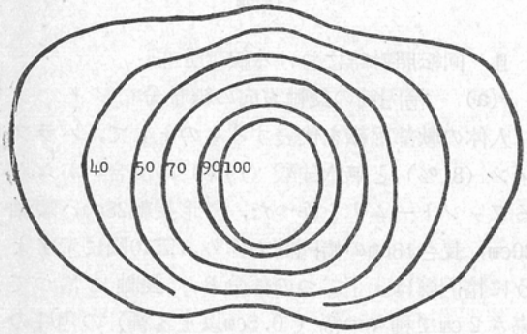


第11図　回転照射時の楕円筒の長軸上の線量分布，照射野の大きさはそれぞれ 5.7× 5.7m² 及び10×10cm²

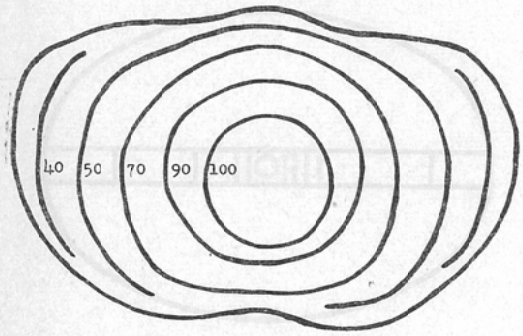


第12図　骨盤部ファントーム中の等量曲線

(a)



(b)



示す．上には回転中心での本影の大きさが示されている．

(b)　ファントームによる回転照射時の等量曲線

骨盤部ファントームに対し，回転照射を行つた時の等量曲線を第12図 (a) 及び (b) に示す．(a) は半影取可変ツーブスのある場合，(b) はない場合で，図中に記された数字は回転中心の線量を 100として表してある．又 (a), (b) 共に本影の大きさは等しくとつてある．しかも等量曲線の分布は可成りの相異が認められる．すなわち線量 100%の範囲にも相異が認められるが，半影の大きいものでは，それらから周辺への線量の減少等が緩慢なことが目立つている．

4　考　　按

I　半影の測定について

75cmの距離における空中線量の測定値は第8図にみられるように，殆んど計算値と一致している．多少の喰違いがあるが，その理由としては次のようなことが考えられる．

線量が急に変化している半影の始まりと終りの両端附近で理論値から離れるのは，測定に用いた電離槽の内径が8mmで，その間の線量の平均値を読み取ることによる．使用電離槽は Victoreen の最も小さい電離槽であるが，測定器の感度と安定度さえ許せば，出来るだけ小さな電離槽を使用すべきである．しかし米国の原子力委員会から出ている ^{60}Co の等量曲線資料[3]の作製に用いられた測定用電離槽の容積は 0.3～3 cm³ で，その内径はわれわれのものと同等或は寧ろそれ以上である．又 Johns[4] は等量曲線の作図に当つて，特に線量の変化率の大きい箇所の測定には，直径3mm，長さ1cmの円筒形の電離槽を使用している．Johns に較べれば，われわれの電離槽容積は稍大きい憾みはある．しかしそのために起りうる誤差を念頭において測定値を評価すれば，測定器の安定度は非常に優れているし，充分われわれの目的に役立つものと考える．

又絞りの金属の内壁その他からの散乱線のために，半影の末端と思われる点から可成り離れた所まで尾を引いている．尾を引くもう一つの原因としては，絞りの金属の内壁面に斜入射するガンマ線は，金属内を通過する長さ，所謂有効長が短くなるため，充分吸収されずに通過して来るものがあるからである．

なお絞りの内壁からの二次電子線は，電子平衡

の成立するに充分の厚さの壁の電離槽を使用しているので，影響はない筈である．

Ⅱ　われわれの装置の半影の大きさと他の種々の装置による半影の比較

現在使用されている ^{60}Co 遠隔照射法においては，超高圧X線の線源に較べれば勿論のこと，200～250kV 程度のX線装置に比しても，その線源の大きさ，すなわち直徑が大きく，従つて比較的大きな半影を生じ，理想的な点線源に較べて，病巣附近の器官の照射量の増加，皮膚照射面積の増加，従つて運動照射時には皮膚線量の増加又患者の受ける容積線量の増加等好ましくない結果を与えることが懸念される．この懸念を少くするためには，第一には線源の直徑を小さくすることである．しかし ^{60}Co の比放射能は自ら限定されるので，半影を少くする目的で線源の断面積を小さく選べば，厚さが厚くなり，自己吸収が多くなる．従つて線源の断面積を小さくすることにも限度がある．線源の大きさと半影に関しては，J.L. Haybittle[5] の報告があるが，わが国では，すでに述べたように直徑1cm及び2cmの線源が標準として使用されているので，この与えられた大きさの線源に対して半影を少くするには，絞りの位置を皮膚面に近づけることが必要となる．しかも皮膚面ばかりでなく，深部においても半影を少くするには，線源が強力なものでさえあれば，これに加えてなるべく線源と皮膚面との距離も大きく選ぶことが望ましい．

われわれは第1報[1]に述べたように extension tube すなわち半影取可変ツーブスを用いているが，その効果はどの程度のものかを検討した．

半影取可変ツーブスの設計にも種々の方法が考えられるが，われわれの装置はテーパーを付け，第7図のようにテーパーの延長線は線源の端を向いている．半影取可変ツーブスの先端は線源から44cmの位置にあるが，回転半徑75cmに対しては，種々の運動照射に使うには，これが殆んど最大限度である．

これを用いると，直徑2cmの線源で75cm（回転中心の位置）における半影の大きさは，第2図(b) から明かなように 1.4cmとなる．この値はわれわれの装置で半影取ツーブスを使用しないで，可動絞りだけの場合，すなわち絞りの先端が線源から23.5cmの場合に較べて約3分の1である．線源と絞りの先端までの距離が15cm程度に近づけることの出来る装置も一般に使用されているが，この装置に較べると，われわれの装置はその半影が約5分の1の大きさで極めて小さいと考えてよい．

又 200～250kV のX線の回転治療装置においては，焦点の大きさ1cm，回転半徑50cm，焦点と絞りとの距離20cm程度のものが一般に使用されているが，これでは回転中心での半影の大きさは1.5cmとなり，従つてわれわれの装置はX線の回転装置に比し，半影は寧ろ少ないのであるから些かも遜色はない．

最近 ^{137}Cs も遠隔照射線源として利用され，^{60}Co に較べ，半減期の長いこと，防護の簡單化等優れた点をもつているが，比放射能が小さく，2,000C（^{60}Co の 400～500Cに対応）程度の線源で直徑は3cm程度になり，それ以上の線源になれば，更に線源の直徑を増さねばならず，大容量の装置，特に回転照射装置の線源としては ^{60}Co に比して半影の点で決定的な弱点をもつている．

なお以前に ^{60}Co の固定装置の線源として，1cm直徑のものを4個平面上に並べて使用されたことが，これでは線源の最大の徑は約4cmとなり，たとえ皮膚面を放射口に密着した場合でも，深部に於ては可成り大きな半影となる．この当時の先入観もあつて，^{60}Co では半影が非常に大きいと一般に考えられているようであるが，われわれの装置のように，半影取ツーブスを作る等の対策を構じさえすれば，少くとも現行の一般に行われている回転照射装置に比し毫も劣るところはない．

Ⅲ　所謂 treated region について

人体組織内で半影の影響をみるために行つたファントーム中での測定結果第9図をみると，その線量分布は空中線量の時よりも更に理論値からずれている．これは散乱線によるもので，大体本影内

では空中線量の場合よりも小さな値を示し，本影から外れた場所では大きな値を示す．結局曲線の傾斜は緩かになる．

回転照射時の線量分布第11図は，精密に行つた実験結果であつて，半影取の有無により，100%の範囲の相異，周辺への減少率の相異がはつきり認められる．第12図に示されている骨盤部位の等量曲線は，フィルムによる黒化法を参考にし，24個の電離槽による測定点を基にして画かれたもので，大体第11図の結果と一致した傾向を示している．

これらのデータを見て，特に強く感ずることは，実際に治療を行う際に，病巣内での線量の変動率を何%まで許すかということが決定されないと，照射野の選定は困難である．唯安易な考え方から病巣の大きさに外接する照射野を選んだ場合，ファントーム中での線量分布の測定結果からを明かなように，実際に病巣内で適当な照射が行われているかどうか疑問である．特に半影の大きさによつても可成り線量分布が変化することは詳述した通りである．例えば病巣内での最大線量の80%までの範囲を treated region と主張する人[6]もあるが，これは Manchester のラジウムでの線量の許容変動率±10%に相当するもので，このように許容変動率が決り，しかもその装置固有の各種照射法における線量分布に関する充分な基礎資料があつて，始めて最適の照射野を選び，合理的な治療計画が立てられる．

Ⅳ　半影と容積線量との関係について

容積線量が，絞りの位置，照射野の大きさ等によつて如何に変化するかは，理論的考察に詳しく述べた．半影取可変ツーブスの効果は容積線量の観点からみた場合どうなるかを知るため，半影取ツーブスがなくて，絞りの位置が線源から15cm及び23.5cmの場合，同一本影に対し容積線量が何倍に増加するかをそれぞれ $A^{15}/_{44}$ 及び $A^{23.5}/_{44}$ で表し，既述の(3)式を用いて計算により導けば第1表のようになる．

第1表　容積線量に関する半影取の効果
線源直径2cm，線源病巣間距離75cmの場合

照射野（cm²）	A 15/44	A 23.5/44
5×5	3.8	2.2
10×10	2.6	1.6
15×15	2.0	1.3

すなわち半影取可変ツーブスは，容積線量を減少させるという見地からも重要な役割を演じていることが確められた．

半影の大きさは，照射野の大きさに関係なく一定であるため，半影による容積線量は照射野の一辺の長さ（円形照射野の場合はその直径）に比例して増大することになる．一方本影による容積線量は照射野に比例する（一辺の長さの2乗に比例する）ため，結局，照射野の小さい時の方が半影のための容積線量の増加倍数（A）は顕著になる．小照射野の場合は，半影の大きいことは病巣附近の正常な器官の被曝を避けるという意味で重大な支障を来たすことは考えられるが，容積線量という意味では，絶対値そのものが小さいので，増加率が大きいからといつて特別に憂慮すべきことではなかろう．

絞りの位置が固定されている時，放射口と皮膚までの距離を離すことの得失について吟味してみる．若し線源が点であつて，半影がなければ，皮膚面を線源から離すに従つて，一定病巣線量に対しては皮膚線量は軽減され，病巣がある一定の深（数cm）以上の場合には容積線量も軽減されて有利と考えてよい．病巣の深さを10cmと仮定して，半影のある場合について考えると，皮膚線量はやはり軽減されるが，容積線量は増加の傾向がみられる．それは第6図によるAの変化と，深部量の増加率より計算され，具体的な数値は第2表のようになる．

皮膚面を線源から離すことにより，深部量の増加による皮膚線量の軽減の割合は，單純な変化をするのに比し，容積線量の変化割合は，半影の増大による増加率と，深部量の増加に伴う軽減率の積で表されるので，照射野の大きさ，病巣の深さによつて複雑な変化をする．一般的には，照射野が小さく，比較的浅い病巣には，放射口から皮膚面を遠くに離すことは，容積線量が非常に増加し，不

第2表　線源皮膚間距離（SSD）と皮膚線量及び容積線量との関係

線源の直径：2cm，病巣の深さ：10cm

(a)　f＝23.5cmの場合

SSD (cm)	皮膚線量 SSD＝50cmの時を 100		容積線量 SSD＝50cmの時を 100	
	照射野		照射野	
	10×10	5×5	10×10	5×5
50	100	100	100	100
60	95	95	106	117
80	90	90	127	159
100	85	85	150	200

(b)　f＝44cmの場合

SSD (cm)	皮膚線量 SSD＝50cmの時を 100		容積線量 SSD＝50cmの時を 100	
	照射野		照射野	
	10×10	5×5	10×10	5×5
50	100	100	100	100
60	95	95	104	110
80	90	90	123	139
100	85	85	131	170

利である．

V　実際の治療に際しての注意

これまで論じて来た半影の問題は，病巣の照準，患者の固定等は完全に行われていることを前提にしての議論であつて，実際の治療に際し半影のことを問題にする場合，正確な照準，体位の固定，毎回治療時の体位の再現性等に特に留意する必要のあることは当然である．

われわれの装置には第1報[1]に述べたように，^{60}Co の線源と等しい大きさの光源を用い，幾何学的にガンマ線と全く同一の条件を満たす light localizer が取付けられて，半影の大きさも光で判別出来る装置があるが，実際に使用してみると，この light localizer で，目で見て本影らしく思われる範囲は，実際の線量の実測値と比較してみると半影の中央附近まで含む領域で，すなわち線量でいえば本影の50％位までの範囲であつて，light localizer で見た照射野よりも実際の照射野は小さいということに注意する必要がある．この原因は恐らく眼の錯覚と考えられる．

5　要　約

^{60}Co 遠隔照射法における半影が線量の空間的分布，特に容積線量に如何に影響を与え，その影響を少くするために如何にすべきか，又どの程度軽減出来るか等について理論的並びに実験的に検討し，臨床的に照射法を選定する時の参考資料とした．得られた結果は

I　線源と絞りとの距離を変えた時，半影の大きさ，容積線量の増加率は何れも絞りが線源に近づくに従い，急激に増加する．

II　半影による容積線量の増加率は照射野の小さい時に顕著である．

III　半影を少くするには，固定照射の場合なら皮膚面上に運動照射の場合も皮膚に衝突しない限り出来るだけ長い extension tube を附加することが望ましく，その場合に始めて運動照射の特徴が発揮される．

IV　絞りの位置が固定している場合，放射口皮膚面間距離を離す時は，皮膚線量は減少するが，病巣が比較的浅く，照射野の小さい時には容積線量が非常に増し不利である．

V　実際には病巣内での線量の許容変動率を定めることが必要で，又その装置固有の各種照射方式の体内線量分布の実測値を知つて始めて正しい照射野の選定，従つて合理的治療術式の決定が可能である．

本研究は当教室の飯田博美氏の御協力によるところ多く深く感謝する．

（本文中“本影”なる言葉が使われているが，勿論ガンマ線の影ではなくて，逆にその場所から線源を望んだ時に，線源全体が完全にその場所である．又本論文要旨は第8回日本医学放射線学会東海北陸部会（昭和33年10月19日）において発表）．

文　献

1）高橋信次，岡島俊三：日医放誌，18，1143～1151，1958．— 2）John H. Harris, William J. Tuddenham, Leonard Stanton and Frank Glauser: Radiol., 67, 805, 1956. — 3）Marshall Brucer: *Isodose Charts for Co^{60} Heterocurie Teletherapy Machine*, 1955, Oak Ridge Institute of Nuclear Studies Inc. — 4）H.E. Johns: *The Physics of Radiation Therapy*, Charles C Thomas Publisher — 5）J.L. Haybittle: Acta Radiol., 42, 65～74, 1954. — 6）J.F. Fowler and F.T. Farmer: Brit. J. Radiol., **XXX**, 654, 1957.

Penumbra Projected on Contour of Radiation Field.
Studies on Co^{60} Teletherapy (4th Report)

By

Shunzo Okajima

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

The present paper is concerned with the size of the penumbra of the radiation field, integral dose and treated region, when our rotation teletherapy unit housing 1,000 c of cobalt 60 is used for clincal practice.

Simple formulas obtained theoretically are given for getting the value of penumbra in the contour of the field and integral dose when the distance between the radiation source and the defining aperture is changed.

$$D=\frac{2r(F-f)}{f} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \quad (1)$$

where D : size of penumbra
r : radius of round source
F : source-tumor distance
f : source-aperture distance

$$S=\frac{f^2}{(F-f)^2}\left\{\left(x-\frac{F-f}{f}r\right)\sqrt{\frac{(F-f)^2r^2}{f^2}-\left(x-\frac{F-f}{f}r\right)^2}+\frac{(F-f)^2r^2}{f^2}\sin^{-1}\frac{fx-(F-f)r}{(F-f)r}\right\}+\frac{\pi r^2}{2} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots \quad (2)$$

where S : area of source which contributes to the dose at the point of the distance x from the edge of the penumbra.

$$A=\frac{\left\{R+\frac{2r(F-f)^2}{f}\right\}}{R^2} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \quad (3)$$

where A : ratio of the integral dose with a source of radius r to that with a point source.
R : field size without penumbra at the distance F from the source.

Experiment using Victoreen chamber (type 621) proved these formulas to be correct. The size of the penumbra and the integral dose increased rapidly, as the diaphragm approached the source under the constant distance between the source and the tumor. Tapered extension collimators attached to the ordinary collimator, reduced the undesirable penumbra. Thus, the dose distribution became better than that without using extension cone. The decrease of the integral dose was resulted as well. The size of penumbra was not large as compared with the usual roentgen rotation apparatus of 200-250 kVp when our unit was used for rotation therapy. In view of the amount

of the integral dose, the increase in the skin-source distance was not always effective unless the corresponding various cones were used. For the clinical practice the author stresses the necessity for determining the permissible variation of dose distribution in the treated region and for drawing up proper isodose charts in various radiation methods.