



Title	60Co遠隔照射法の研究 第5報 容積線量算出法について
Author(s)	岡島, 俊三
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1960, 19(12), p. 2509-2516
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16447
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5報)

容積線量算出法について

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11月6日受付)

1. 緒 言

従来のX線深部治療においては、治療術式の選定は主として皮膚の障害を避けることに主眼がおかれていた観があるが、 ^{60}Co 遠隔照射法においては、皮膚の障害は200kV程度のX線に比較すれば、著しく少いため、容積線量を減らす、あるいは病巣容積線量率(病巣の容積線量の全身容積線量に対する比)を大きくすることが、治療術式選定の重要な因子になる。しかし容積線量の算出法は煩瑣なため、临床上これを用いるには不便な点が多かった。それで余は従来の種々の容積線量の算出法を吟味し、最も簡単でしかも信頼出来る方法を述べることにする。

2. 容積線量の算出方法

これまで多く用いられている方法を列挙すれば：

(1) 図式計算法

容積線量の定義 $\sum \rho D \Delta V$ (ρ : 比重, D : ΔV なる微小体積要素の場所の線量) から明かなように、人体各部分の線量をくまなく測定し、それにそれぞれの線量測定場所の体積要素を乗じて加え合わせれば容積線量を求めることが出来る。一般には等量曲線を利用し、相隣る等量曲線に囲まれた部分の体積と、そこでの平均線量の積を加え合せるのである。運動照射の場合などでは、この方法での計算は容易でない。

(2) Mayneord の方法

Mayneord¹⁾の計算式は次のように表わされる。

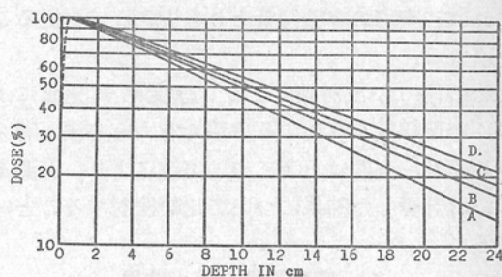
$$I = 1.44 D_s A \frac{d^{1/2}}{f} \left[1 + 2.88 \frac{d^{1/2}}{f} - \left(1 + \frac{2d}{f} + 2.88 \frac{d^{1/2}}{f} \right) e^{-d/1.44 d^{1/2}} \right] \quad (1)$$

ただし、 I : 深さ d に対する容積線量, D_s : 表面線量, A : 照射野の面積, $d^{1/2}$: 深部率50%の深さ, f : 線源皮膚間距離

この方法で正しい容積線量が計算されるためには、次のような条件が満たされなければならない。(a) 減弱曲線が指数関数で表され、(b) 等量曲面が入射面に平行な平面であり、(c) 完全吸収が行われること。

(a) の条件は ^{60}Co の場合、Johns²⁾ の深部率表を用いて片対数目盛に深部率曲線を書いてみ

第1図 ^{60}Co 深部率曲線
SSD50cm, A: 20cm², B: 100cm²,
C: 200cm², D: 400cm²



ると第1図のように直線に可成り近く、ほぼみだされている。Burlin³⁾も ^{60}Co では散乱線が平衡状態に達するのに表面から5~6cmの深さを要し、それまで曲線は僅かに彎曲するが、それ以上の深さでは殆んど直線をなすと述べている。又表面から数ミリの間の電子平衡の成立つまでの間の吸収線量の立上りの部分も直線から外れているが、これらの彎曲を無視して Mayneord の方法を用いて容積線量を計算した場合に起りうる誤差

は僅少と考えられる。

(b)については実際にはそうはならず、直接線錐内では真の値よりも大きな値をうることになる。しかし(c)の仮定で Mayneord の方法では計算の範囲をガンマ線が直接線錐の範囲だけに完全に吸収されるとし、その範囲に限り、側方への散乱線を見捨てる。 ^{60}Co では側方への散乱線量は 200kV 程度の X 線に比較すれば少ないが、それでも外側の体積は大きいので、容積線量に寄与する量は無視することは出来ず、普通の照射条件においては (b) の仮定で幾分その誤差は打消されはするが、Mayneord の方法で計算された容積線量の値は真の値よりも少くなるおそれがある。

(3) エネルギー束による方法

容積線量はエネルギー束の概念を用いて計算することも出来る。照射野から入るエネルギー束から入射エネルギーを計算し、人体から放出される全てのエネルギーを差引くことが出来れば真の容積線量を求める訳である。然しそれは非常に困難である。簡単のために放出されるエネルギーの中で主成分をなす射出野から射出されるエネルギーだけを計算して差引いて近似値を出す。そうすれば、実際の容積線量よりも大きな値を得ることになる。

その他にも放射線による化学変化の定量により、容積線量を算出する方法も有力な方法と考えられるが、今回は上記三つの方法により、実測あるいは計算した結果について比較検討することにする。

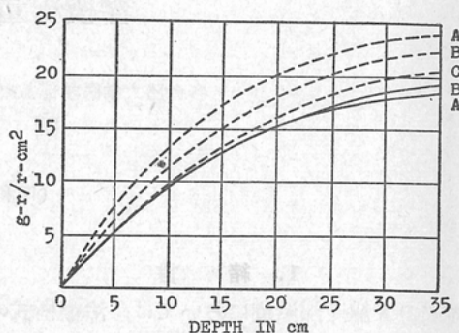
3. 容積線量の算出結果

容積線量の算出結果を次のように表わすことにする。すなわち、ある照射野での容積線量を求め、それを照射野の面積で割り、1r が単位照射面積に照射された時の容積線量(これを余は比容積線量と呼ぶことにする)を、被照射体の厚さの函数として曲線で表わすことにする。

(1) 図式計算法による結果

水フアントームを用い、SSD 50cm, 照射野 28cm^2 , 156cm^2 の場合、Victoreen chamber

第2図 図式計算による比容積線量
実線 SSD: 50cm, A: 28cm^2 , B: 156cm^2
破線 SSD: 50cm, A: 29cm^2 , B: 111cm^2 , C: 278cm^2



(0.46cm^3)を用いて線量測定を行い、それより等量曲線を描き、5%までの等量曲線内の容積線量を図式計算した結果を第2図の実線で示す。

又 Brucer⁴⁾の自動等量曲線描画機による、照射野 29cm^2 , 111cm^2 , 278cm^2 の場合の等量曲線につき、同様5%までの範囲の容積線量を図式計算した結果を第2図に破線で示す。

計算は5%乃至10%間隔に画かれた等量曲面の間にはさまれた体積と、その間の平均線量の積を加えて算出した。又半影の影響を考慮して前報⁵⁾にて述べたように、照射野の面積で割る場合には、そこでの半影の大きさの半分をそれぞれの両端に加えたものを経とする面積で割つてある。

両者を比較すると Brucer の測定値からの計算値の方が大きな値を示している。この相違は、等量曲線を比較してみると直接線錐内での線量分布には殆んど相違なく、直接線錐の外側で可成り広範囲に Brucer の等量曲線群では相当大きな線量分布を示している。これはコリメーターを通過する一部の漏洩線、コリメーターの内壁で散乱する二次線等の影響と考えられ、余等の装置¹⁰⁾の優れている事を示すものであろう。われわれの測定値は照射野による比容積線量の差は殆んど認められないが、Brucer のが照射野の小さい時に比容積線量の値が大きく出るのは、小照射野の時、上述の因子の容積線量に寄与する割合が増大するた

めと思われる。何れにしても、このように同じ面積の照射野を用いても装置によつて、容積線量に可成りの相違を生じることが示された。

(2) Mayneord の方法による結果

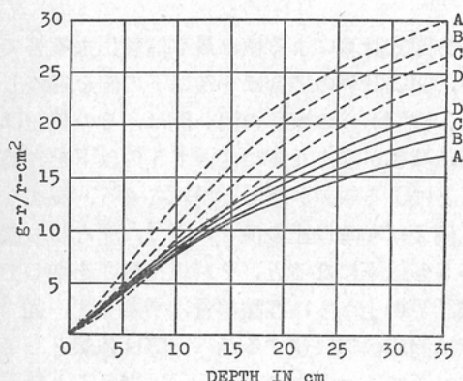
SSD 80cm, 照射野 20cm², 100cm², 200cm², 400cm² に対し (1) 式を適用して計算した結果を第3図の実線で示す。この計算において、半価層 $d_{1/2}$ の値は Johns の表²⁾ より求めた値を用いた。Mayneord 法によれば、照射野の小さい時に比容積線量の値は真の値より小さい値がえられる。これは Mayneord の方法では、直接線維

第3図 Mayneord の方法及びエネルギー束法による各種照射野の比容積線量

実線は Mayneord 法による曲線

破線はエネルギー束法による曲線

A: 20cm², B: 100cm², C: 200cm², D: 400cm² SSD はいずれも 80cm



以外の側方散乱線を見逃しているが、照射野の小さい時は、直接線維以外の側方散乱線の容積線量への寄与の割合が大きいのに、これを省略したために、このような結果を生じたものと思われる。

又線源、皮膚面間の距離には殆んど依らないことが第4図の実線によつて示されている、すなわち照射野面積 100cm² において、SSD 50cm 及び 80cm の比容積線量曲線の差異は僅少なことが認められる。

(3) エネルギー束法による結果

エネルギー束法により比容積線量を求めるために筆者は次の式を導き出した。

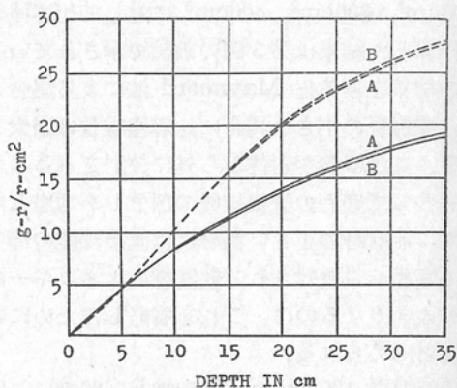
第4図 Mayneord の方法及びエネルギー束法による各種 SSD の比容積線量

実線は Mayneord 法による曲線

破線はエネルギー束法による曲線

A: SSD 50cm, B: SSD 80cm

照射野はいずれも 100cm²



$$3100 \left\{ (1-0.05) - \left(\frac{f+d}{f} \right)^2 \times e \right\} / 83.8$$

$$[g \cdot r / r \cdot cm^2] \quad (2)$$

ただし f は SSD, d は層の厚さ, e は射出野の線量の入射野での線量に対する割合 (深さ d における深部率)。この式の導出過程を簡単に説明する。

⁶⁰Co において入射野でのエネルギー束の値としては、3100erg/r·cm²⁶⁾ なる値を採用した。照射されたガンマ線の一部は後方散乱線として背後にはね返る。その量は Dixon⁷⁾ によれば照射野 0~400cm² に対して 1~5% である。これは照射野の中心における値であるが、照射野の大きさ如何に拘らず、背後に散乱線としてはね返る量の総和は、充分大きな照射野の時の照射量中心に於ける後方散乱係数に等しいと考えるのが至当である。その値を 5% にとれば、入射面から入射するエネルギーは 3100 (1-0.05) となる。一方被照射体から出るエネルギーとして、その主成分をなす射出野からの射出エネルギーを計算した。すなわち射出野の中心における線量に、射出野の面積を乗じ、エネルギー束としては、そこでは散乱線も含まれているので多少線質は入射ガンマ線と異なることは考えられるが、やはり 3100erg/r·cm² なる値を用いることにした。従つて射出野から出

るエネルギーは $3100 \times \left(\frac{f+d}{f} \right)^2 \times e$ となる。又他との比較のため $1 \text{ g-r} = 83.8 \text{ ergs}$ として g-r 単位に換算したのが (2) 式である。

(2) 式を用い、SSD 80cm, 照射野, 20cm^2 , 100cm^2 , 200cm^2 , 400cm^2 に対して比容積線量を計算した結果は第3図の破線で示されている。この結果をみると Mayneord 法による場合と逆に、照射野の小さい場合に比容積線量は増大している。これは被照射体から外に放射されるエネルギーとして底面の直接線錐の部分しか考慮しておらず、照射野の小さい場合には直接線錐の部分以外に底面から放射される散乱線のエネルギーの割合が大きくなるのに、これを省略したために起る現象と考えられる。

又照射野 100cm^2 , SSD 50cm 及び 80cm における比容積線量を第4図の破線で示す。Mayneord 法による場合と同様に、SSD には殆んど依らないことが判る。

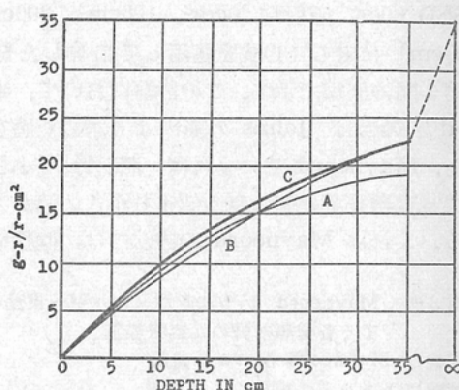
4. 容積線量計算の基礎曲線の作製法

もしも平行な、無限に広いビームが無限に大きなファントムに垂直に入射したとすれば、ファントム中では散乱線についての平衡条件が成り立つ。従つて等量曲線は入射面に平行な平面となる。このような場合の比容積線量を求めることが出来れば、無限に広い断面積のファントムに有限の大きさの照射野で照射した場合の容積線量は上記の値に照射野の面積を乗ずることにより正しく求めうる筈である。

上述のように、散乱線についても平衡条件が成立つと考えうるような理想的な条件での比容積線量は実際は如何にして求めることが出来るであろうか。Mayneord 法は照射野の小さい時は容積線量を過小評価する傾向があり、エネルギー束法は逆に過大評価する傾向がある。何れも照射野を次第に大きくすれば、上述の理想条件に近づくべきことは明かである。従つて照射野を大きくすることにより、上限、下限にはさまれる範囲を狭くし、理想的条件の下での比容積線量を求めることが出来る。すなわち第3図の曲線群から第5図の

第5図 比容積線量曲線

- A: 図式計算より得られた曲線
B: Mayneord 法及びエネルギー束法による推定曲線
C: 最も確からしい曲線



B 曲線をこのようにして容易に見出すことが出来る。

一方図式計算による値は最も信頼出来る筈であるが、図式計算の場合は 5% 以下の値を省略している。表面からの深さの浅い間は、その誤差は少ないが、深さが深くなるに従つて 5% 以下を省略したことによる誤差が著しく現れて来る。極端な場合、例えば 30cm 以上の深さの所で、すなわち深部量が 5% 以下になると、それ以上厚さを増しても図式計算の上からは容積線量は増加せず、従つて曲線は飽和状態に達するが、実際は依然として増加すべきで、エネルギー束から考えると無限大の深さまで計算すれば 35 g-r/r-cm^2 となる筈である。(第5図参照)。これらのことを考慮して最も確からしい曲線を作れば第5図Cが得られる、又その数値を第1表に示す。この曲線は SSD 50~80cm, 照射野 $20 \sim 400\text{cm}^2$ の範囲で行われる治療時の容積線量の算出には、簡単で、信頼して使用出来る曲線である。

5. 容積線量の計算例

(1) 固定照射の場合

照射野 $10 \times 10\text{cm}^2$, SSD 60cm, 人体の厚さ 18cm, 皮膚面での空中線量 4000r の時の容積線量。

第5図Cから厚さ 18cm に対する比容積線量の値は 15.2 g-r/r-cm^2 。容積線量算出の基礎となる照射

第1表 ^{60}Co における比容積線量の値

厚さ (cm)	比容積線量 (g-r/r-cm ²)
6	6.5
8	8.3
10	9.3
12	11.3
14	12.6
16	13.8
18	15.2
20	16.4
22	17.4
24	18.3
26	19.2
28	20.0
30	20.8
32	21.5
34	22.2
36	22.8

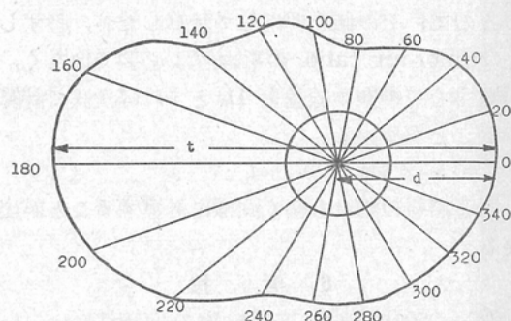
面積は半響を考慮しなければならない⁵⁾。線源から60cmの距離での半影の大きさは、われわれの装置では0.75cmであるから実効照射面積 = $10.75 \times 10.75 = 116\text{cm}^2$ となる。従つて容積線量 I は $I = I_s \times D_a \times A = 15.2 \times 4000 \times 116 \div 7 \times 10^6 \text{ g-r}$ (3)

ただし I_s は比容積線量, D_a は入射野における空中線量, A は入射野における実効照射面積, すなわち照射野の一边の長さあるいは径 (本影の大きさ) に, その点での半影の大きさを加えたものを一边の長さあるいは径として計算した面積

(2) 運動照射の場合

第6図のように回転中心での照射野 $8 \times 8 \text{ cm}^2$ 回転半径75cm, 回転中心の位置での半影の大きさ1.4cm, 回転中心での病巣線量6000r になるように全回転照射した時の容積線量

病巣の位置での横断面図において, 第6図に示すように病巣中心 (回転中心) を通る20° 毎の直線を引く, 各角度に対して病巣までの深さ (t), それに対する tumor-air ratio (R_t) を Johns の表⁸⁾ より求め, 又各角度に対する人体の厚さ (d) に対する比容積線量の値を第5図Cの曲線より求め, 第2表のような表を作る, 容積線量 I は次式

第6図 回転照射時の容積線量計算のための横断面図, 照射野 $8 \times 8 \text{ cm}^2$ 

第2表 容積線量計算例の表 (骨盤部)

角 度	深 さ (t cm)	tumor- air ratio (R_t)	厚 さ (d cm)	比容積線 量($I_s \text{ g-r/r-cm}^2$)
0	11.7	0.61	33.4	22.0
20	12.1	0.59	32.1	21.6
40	11.8	0.61	28.2	20.2
60	10.4	0.64	22.3	17.6
80	9.3	0.70	20.2	16.6
100	10.0	0.68	21.0	17.0
120	12.2	0.59	21.8	17.4
140	14.0	0.54	24.7	18.6
160	20.6	0.36	31.9	21.5
180	21.7	0.33		
200	20.0	0.37		
220	16.4	0.45		
240	11.9	0.60		
260	10.9	0.61		
280	11.0	0.64		
300	9.6	0.69		
320	10.7	0.65		
340	11.3	0.63		
平 均		$\bar{R}_t = 0.57$		$\bar{I}_s = 19.2$

により求められる。

$$I = I_s \times \frac{D_t}{R_t} \times A \quad (4)$$

$$= 19.2 \times \frac{6000}{0.57} \times (8+1.4)(8+1.4)$$

$$\doteq 18 \times 10^6 \text{ g-r}$$

ただし I_s は各角度における比容積線量の平均値, D_t は回転中心での病巣線量, R_t は各角度における tumor-air ratio の平均値, A は回転中心における実効照射面積。

運動照射の場合には、病巣線量を計算するのに、上のように tumor-air ratio の平均値を求めるので、その値を利用して計算したが、必ずしも tumor-air ratio の平均値は必要ではなく、回転中心での空中線量を D_a とすれば次式で計算することが出来る。

$$I = I_s \times D_a \times A \quad (4')$$

振子照射の場合も全く同様に計算することが出来る。

6. 考 按

^{60}Co 遠隔治療時の容積線量の算出法には、いちいち等量曲線から図式計算を行うようなことは煩瑣で実用的でない。それで簡単な討算法として Mayneord の方法が多く用いられて来た、いま無限に広い面積をもつた水等価ファントムにつき各種照射野及び SSD で厚さを変えて比容積線量を計算した結果は SSD の変化に対しては殆んど影響はうけないが、照射野の小さい時は小さな容積線量の値をうる。無限に広い面積のファントムでは、実際の比容積線量は照射量の面積に依らない筈であり、この様な誤差を生ずるのは、Mayneord の方法で直接線錐以外の散乱線を無視した結果である。要するに Mayneord の方法では、照射野の大きい時にはかなり正確な値がえられるが、照射野の小さい時は実際の値よりかなり小さな値をうる傾向がある。この方法をもし用いる時にはこの様な事情を念頭におくべきである。

次にエネルギー束法であるが、この方法で容積線量を計算することは殆んど行われなかつた、例えば 200kV 程度の X 線にこの方法を用いる場合には、入射面からの後方散乱によつて逸散するものの補正が必要であり、又側方散乱線の量が ^{60}Co に較べてかなり多く、要するに人体に入射するエネルギーはとらえても、人体から逸散するエネルギーを正確に把握することが困難なため、この方法で求めた容積線量は真の値とかなりかけ離れたものになる恐れがあつた。しかし ^{60}Co では後方散乱量は極めて少く、又側方散乱量も X 線に比し非常に少い。例えばわれわれの装置では、前報⁵⁾

でも述べたように SSD 65cm で深さ 10cm の面において、2% の等量曲線は直接線錐の端の点から僅か 3cm 程度の距離にある。従つて ^{60}Co の場合は底面を通過して出る直接線錐のエネルギー以外に逸散する量は比較的少いと考えられる。それ故エネルギー束法によつて、Mayneord 法によるのと同じ位の精度で容積線量を計算することが可能な訳である。然しこの場合も、照射野の大きい時は正しい値を得ることが期待出来るが、小さい照射野に対しては、Mayneord 法とは逆に容積線量を過大評価する恐れがある。

このような計算法は何れも照射野の小さい時には可成りの誤差を生ずる。簡単な方法で正確な容積線量算出法はないものであろうか。

Loeffler⁹⁾, Keller¹⁰⁾ 等も述べているように容積線量が照射野の面積に比例し、SSD の如何に拘らず被照射体の厚さのみで決まるという条件が実際の治療時に於て、若し満足されるならば、比容積線量の概念を用いて簡単に、しかも可成り正確に容積線量が計算出来る筈である。

われわれの測定結果によれば、われわれの装置¹⁰⁾では、照射野の大きさに関せず、殆んど比容積線量の値は一定であり、(すなわち容積線量が照射野に比例し、) Mayneord 法、エネルギー束法からみて SSD 50~80cm の範囲では殆んど一定であることが確かめられた。

照射野の大きさ及び SSD の影響は理論的にも考察することが出来る。今 SSD を f とし、入射面を半径 r の円と考える、照射野の周辺部では線源からの距離が遠くなるので、この照射野の受ける平均線量の照射野の中心部の線量との比をとれば次式で表わされる。

$$\frac{2\pi \int_0^r \frac{f^2 r}{f^2 \times r^2} dr}{\pi r^2} = \frac{f^2}{r^2} \log \left(1 + \frac{r^2}{f^2} \right) \quad (5)$$

又周辺部に入射したガンマ線は、一様の厚さの被照射体では通路が長くなり、平均の通路の長さは照射の中心部のそれに対し次式で表わされる。

$$\frac{2\pi \int_0^r \frac{\sqrt{f^2 + r^2}}{f} r dr}{\pi r^2} = \frac{2}{3fr^2} \left\{ (f^2 + r^2)^{3/2} - f^3 \right\} \quad (6)$$

他方、照射野を大きくした場合には、照射野に対するビームの立体角の増減の仕方が比例関係にないため、容積線量は照射面積に比例しなくなる。照射野の相当大きい時には次の補正係数をかけなければならない。

$$\frac{2f^2 \left(1 - \frac{f}{\sqrt{f^2 + r^2}}\right)}{r^2} \quad (7)$$

実際の数値をあてはめてみると、SSD 50cmにおいて照射野の半径を10cmとした場合、(5)、(6)、(7)、式で補正すべき量はそれぞれ

0.98, 1.01, 0.975

となる。SSDが大きくなり、照射野が小さくなれば、これらの効果は更に少くなる。従つて実用上においては殆んど問題にしくなくてもよいと考えられる。

われわれは測定値をもとにして、しかし図式計算法では等量曲線の5%以下の線量を見捨てするという欠点を、Mayneord法、エネルギー束法の結果を参考にして修正し、最も確からしい比容積線量曲線を作製した。前述のように、別の装置による等量曲線からの値とは可成りの相異がみられ、装置の構造、特に絞り、コリメーターの構造が直接線量以外の所謂迷ガンマ線に及ぼす影響は大きく、これが容積線量に及ぼす影響は特に小照射野に於て著しいことが認められた。

この曲線を基礎にして容積線量を計算する場合、この曲線は面積無限大の水等価ファントムを前提にしてえられた結果なので、有限の形の人体の場合、側面から逸散するエネルギーも考えられ、計算値は真の値よりも大きくなる。然し前述のように ^{60}Co では側方散乱線量は極めて小さく、又特に半影の小さくなるよう設計されたわれわれの装置では、直接線量から数cm以上人体組織が存在すれば、その誤差はそれ程大きくはない。一般に人体は側面方向には薄くても、体軸方向には充分組織のある場合が普通であるから上記の理由による誤差は極めて少いものと考えられる。

図式計算の場合も、又Mayneord法、エネルギー束法で計算の場合も、ある厚さの容積線量を計算する場合、射出野における線量は、充分ファ

ントームの厚さのある場合のその厚さと等しい深さの深部率の値を採用した。すなわちそれ以上の深さの部分からの後方散乱線の影響を無視して行つたが、 ^{60}Co の場合これによる誤差も極めて少いと考えてよい。

又人体中の骨、肺等水と異つた吸収物質のある場合の容積線量の補正は別に考慮すべきである。

ここにえられた比容積線量曲線を用いれば、病巣線量を算出するのと同程度の手間と労力で、相当正確な容積線量の値が、固定照射の場合も、運動照射の場合にも求められるのであるから、臨床上に利用されることを期待したい。

7. 結 論

^{60}Co 遠隔照射法における種々の容積線量算出法を吟味し、最も簡単で、しかも正確な方法を提示した。

1. 図式計算法は正確な方法ではあるが、煩瑣であり、又5%までの線量のところまで計算したとすれば、過小評価することになり、被射体の厚さが厚くなる程その誤差は大きくなる。

2. Mayneordの方法は、照射野の大きい時は正しい値に近い値がえられるが、照射野が小さくなると過小評価される傾向がある。

3. エネルギー束法はやはり照射野の大きい時は正しい値に近い値がえられるが、照射野の小さい時は過大評価される傾向がある。

4. 照射野の大きさ、SSDが変化しても、比容積線量の値がほぼ一定のことが認められたので、厚さに対する比容積線量の曲線を実測値を基礎にして求めた。なおこの際Mayneord法、エネルギー束法の値も参考にしてこれに修正を加えた。

5. 上記曲線を用いれば、固定照射は勿論、運動照射時の容積線量が極めて簡単に求められ、又充分正確なことが示された。

(本研究には岡田仁市君の御協力を得た。感謝の意を表す。本論文の要旨の一部は昭和33年2月9日、昭和33年6月29日日本医学放射線学会東海北陸部会及び昭和34年10月8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) Mayneord, W.V.: Proc. Phys. Soc. (Lond-

on) 54, 405 (1942). Mayneord, W.V., and Clarkson, J.R.: Brit. J. Radiol. 17, 151 (1944). — 2) H.E. Johns: The Physics of Radiation Therapy, Charles C Thomas, Springfield. 1953, p. 252. — 3) T.E. Burlin: Brit. J. Radiol. 30, 543 (1957). — 4) Marshall, Brucer: Teletherapy Design Problems. Isodose Charts for the ^{60}Co Heterocurie Teletherapy Machine, Oak Ridge Institute of Nuclear Studies Inc., Oak Ridge. 1955. — 5) 岡島俊三: ^{60}Co 遠隔照射法の研

究(第4報)日医放誌, 19, 1392(1959). — 6) Mayneord, W.V.: Suppl. No. 2, Brit. J. Radiol., 1950, p. 136. — 7) Dixon, W.R., Garret, G. and Morrison, A.: Brit. J. Radiol. 25, 314 (1952). — 8) H.E. Johns, M.T. Morrison and G.F. Whitmore: Am. J. Roent. LXXV, 1105 (1956). — 9) R.K. Loeffler: Radiology. 67, 371 (1956). — 10) H.L. Keller: Fortschr. Röntgenstr. 84, 73 (1956). — 10) 高橋信次, 岡島俊三: ^{60}Co 遠隔照射法の研究(第1報), 日医放誌, 18, 1143(1958).

Contribution for Calculating Integral Dose Studies on ^{60}Co Teletherapy (5th Report)

By

Shunzo Okajima

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

1. Three existing methods for getting the integral dose in ^{60}Co teletherapy were discussed and then our new calculating method was presented as an improved but simple one for getting the correct value.
2. The old method of integrating the dose from the curve of the isodose chart is laborious and time consuming to apply to the routine practice.
3. The Mayneord's method as well as its modified one gives a smaller value of the integral dose than the actual one when a small entrance field is used.
4. The method for calculating by energy flux gives a larger value than the actual when it is used for the small entrance field.
5. These two methods give the correct value when the entrance fields are large.
6. Thus a curve between two curves of mayneord's method and the energy flux method is regarded as the reliable one showing the real relationship between the integral dose and the depth of the body from the surface.
7. By multiplying the dose irradiated to a field by the area of that field and by the thickness factor (specific integral dose) obtained from the curve, the correct integral the dose was obtained simply as well in stationary as in moving therapy.