

Title	放射線治療の空間的線量分布(病巣容積線量率について) 第1篇
Author(s)	宮川, 正; 飯野, 祐
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1960, 20(6), p. 1205-1213
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16809
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

放射線治療の空間的線量分布(病巣容積線量率について)

(第 1 篇)

東京大学医学部放射線医学教室

宮 川 正 飯 野 祐

(昭和35年 5 月 9 日 受付)

I. 緒 言

悪性腫瘍の放射線治療において、最近特に目立つことは病巣線量が次第に増加してきたことであろう。これは高エネルギーのX線、粒子線の発生装置の進歩、および各種ラジオアイソトープの出現によるものである。これによつて、われわれはある程度、空間的線量分布を自由に選び得ようになつたといつても過言ではなからう。

空間的線量分布の改良の目的は、放射線治療にさいして起る局所的、全身的の副障害をできるだけ制限することにあるが、従来は局所的障害、特に皮膚障害に対して多大の関心がはらわれていた。しかし現今では、移動照射、ならびに高エネルギーの放射線の使用により、皮膚障害の問題はほとんど解消したといつてもよからう。

われわれは、全身的障害にかなりの役割を持つていられる容積線量について検討してみた。もちろん全身的障害の問題が容積線量のみで解決がつくわけではないが、容積線量をできるだけ小さくすることが、全身的障害を軽減するのに非常に有効であることは確かである。人体について容積線量を実測することは極めて困難なので、今回は主として計算値と、2, 3の実験値をもとにして検討してみた。

II. 病巣容積線量率の概念

容積線量は照射線源、照射術式によつて変化するが、どのような線源、術式が容積線量の点から優れているかを検討するには、全身の受ける容積線量と病巣の受ける容積線量の比の大小をもつて論ずるのが至当であろう。

$$\frac{\text{病巣容積線量}}{\text{全身容積線量}} \times 100\% = R$$

そこで、上式のように定義されるRを病巣容積線量率とよび、この値の大小を各種線源、照射術式について検討してみた。すなわち、同一病巣を照射する場合、このR値が大きい程優れているわけであり、もつとも理想的な場合、つまり病巣のみが照射される場合には、 $R = 100\%$ となるわけである。

なお、R値の算出にあつては、全身容積線量、および病巣容積線量の値そのものを得ることは、かならずしも必要ではなく、各々に比例する値が得られれば十分である。

III. 一門照射の場合の病巣容積線量

病巣は、一般には次の式であらわされる曲面で囲まれている。

$$F(x, y, z) = 0 \dots\dots\dots (1)$$

いま、線源はz軸の延長上にあり、また病巣の重心は座標の原点Oに一致しているとする。(第1図)

計算を簡単にするため、次の2つの假定を設ける。

- (1) 等量曲面は病巣内では、xy平面に平行な平面である。
- (2) 病巣内では、深部率曲線は直線とみなし得る。

したがつて、病巣内の任意の点の線量Dは次のようになる。

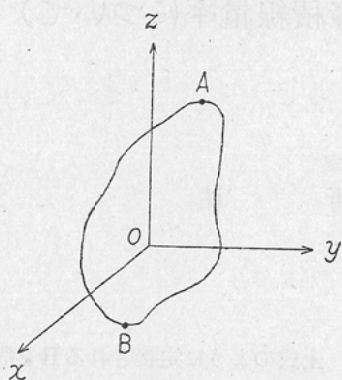
$$D = D_0 \left\{ p_A - \frac{p_A - p_B}{d} (d_A - z) \right\} \dots\dots\dots (2)$$

D_0 : 皮膚面における空中線量

A: 病巣の最上端であり、そのz座標は d_A

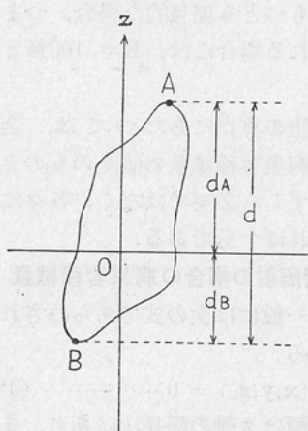
B: 病巣の最下端であり、そのz座標は $-d_B$
($d_A, d_B > 0$)

Fig. 1. 病巣



A : 病巣の最上端 B : 病巣の最下端

Fig. 2. 病巣



d_A : A 点の z 座標
 d_B : B 点の z 座標の絶対値
 d : 病巣の z 軸方向の長さ

p_A : A 点における深部率

p_B : B 点における深部率

d : 病巣の z 軸方向の長さ. $\therefore d = d_A + d_B$

z : 求むる点の z 座標

3次元での図示は複雑なので平面的に示すと第2図ようになる。

(2)式において、 $(p_A - p_B)/d$ は深部率が減少する勾配をあらわすものであるが、これを t とおくと、

$$D = D_0(p_A - t(d_A - z)) \dots \dots \dots (2)'$$

となる。故に求むる病巣容積線量 (T.V.D.)は

$$T.V.D. = \int \int \int D \, dx dy dz = \int \int \int D_0(p_A - t(d_A - z)) \, dx dy dz$$

となる。(積分は、 $F(x, y, z) = 0$ であらわされる範囲で行なう)

いま、ある等量曲面(假定により、実は曲面ではなく平面である)で病巣を輪切りにしたとすると、この断面積は z の函数であらわされる。これを $S(z)$ とすれば、

$$T.V.D. = \int_{-d_B}^{d_A} D \cdot S(z) dz = \int_{-d_B}^{d_A} D_0(p_A - t(d_A - z)) S(z) dz = D_0(p_A - t \cdot d_A) \int_{-d_B}^{d_A} S(z) dz$$

$$dz + D_0 t \int_{-d_B}^{d_A} S(z) z dz \dots \dots \dots (4)$$

となる。しかるに、

$$\int_{-d_B}^{d_A} S(z) dz$$

が病巣の体積 (V) をあらわすことは明らかであり、一方、重心の定義よりすれば重心の z 座標は、

$$\frac{\int_{-d_B}^{d_A} S(z) z \rho dz}{\int_{-d_B}^{d_A} S(z) \rho dz} = \frac{\int_{-d_B}^{d_A} S(z) z dz}{V}$$

(ρ は密度)

であり、重心を座標の原点と定めたのであるからこの値は0である。故に

$$\int_{-d_B}^{d_A} S(z) z dz = 0$$

となる。したがって(4)式の第2項は0となる。

また、(4)式の第1項中の $(p_A - t \cdot d_A)$ が原点、すなわち重心における深部率をあらわすことは明らかである。

上述の結果を(4)式に代入すると、

$$\begin{aligned} T.V.D. &= D_0 (p_A - t \cdot d_A) V + 0 \\ &= (\text{皮膚面における空中線量}) \\ &\quad \times (\text{重心における深部率}) \\ &\quad \times (\text{病巣の体積}) \end{aligned}$$

となる。

計算例：病巣は直径7 cmの球であり、その中心

が6cmの深さにあり、200KVp, F.S.D.=50cm, 照射野7×7cmの条件で、空中線量100r照射した場合の病巣容積線量を求めてみる。

$$\text{病巣の体積} = \frac{4}{3}\pi (3.5)^3 = 180\text{cm}^3$$

Brit. J.R. Supple. 5 の深部率表によれば、6cm深の皮膚線量に対する深部率は53.8%であり、一方、backscatter factor は1.26であるので、空中線量に対する深部率は68%となる。

$$\therefore \text{T.V.D.} = 100 \times 0.68 \times 180 = 12200\text{gm-r}$$

上記の計算は、深部率曲線は病巣内では直線とみなすという想定のもとでの計算であり、事実、直線とみなし得る場合が大多数であるが、しかし高エネルギー装置、たとえばベータートロンによる照射の場合には、build up curve を考慮に入れねばならぬ。われわれは比較的大きな病巣が、build up curve の頂点にまたがる場合に対しては、病巣をいくつかのsection にわけて各々の病巣容積線量を求め、ついでこれ等を合計して病巣容積線量を求めた。

IV. 一門照射の場合の全身容積線量

全身容積線量の計算に対しては、Mayneordの式

$$1.44 \times D_s \times A \times d_{1/2} \times \left(1 + 2.88 \left(\frac{d_{1/2}}{f} \right) + 4.16 \left(\frac{d_{1/2}}{f} \right)^2 \right)$$

D_s : 皮膚線量

A : 照射野の面積

$d_{1/2}$: 線量が $1/2$ になる深さ

f : 焦点皮膚間距離

がよく用いられているが、この式は線束外の散乱線は無視して誘導されたものであつて好ましくない。

いま、 $A = 5 \times 5 = 25\text{cm}^2$, $H.V.L. = 2.0\text{mm Cu}$, $f = 80\text{cm}$, ファントームの厚さ $= 15\text{cm}$, 皮膚面における空中線量 $= 100\text{r}$ として、Mayneordの式を用いて計算すると、容積線量は 23600gm-r となる。ところが、 $A = 20 \times 20 = 400\text{cm}^2$ とし、他の条件は同じとして計算し、その結果を $16(400 \div 25 = 16)$ で割つてみると、 52200gm-r となる。 5×5 の場合でも、 20×20 の場合を16で割つたも

のも、容積線量は同じである筈であり、このように大きな差を生ずる以上、Mayneordの式をそのまま用いることは避けねばならない。(これ等の計算はLoefflerによるものである。Brit. J.R. Supple. 5 の深部率表を用いて計算するといくらか違う値が得られる。)

この原因は勿論、散乱線にある。何れの場合も線束外の散乱線は計算に入れていないが、(厳密に言えば、等量曲面を平面とみなすということはある程度、線束外の散乱線を計算に入れていることになる。)しかし、小照射野外の散乱線も大照射野にとっては線束内であり、したがつて大照射野から割出された容積線量は小照射野の線束外の散乱線のある程度計算に入れていることになり、より大きな値が得られるのである。

この点をもう少し定量的に考えてみよう。いま、1本の線束を中心として沢山の同形の線束が周囲をとりまいているとすると、(すなわち大照射野)中心の線束がその周囲のある一つの線束に与えた散乱線量は、正確に同量だけその線束から返して貰つている筈であり、このことは周囲のどの線束についてもいえることである。その結果、照射野が大きくなればなる程、中心線束の深部率は上昇するが、周囲に与える散乱線量に相当する以上の深部率の上昇は起り得ない。照射野を大きくしても、ある程度以上は深部率が向上しないことは周知の事実である。このような状態における中心線束をsaturated pencil of radiationとHappy はよんだ。

すなわち、Mayneordの式を使う場合、与えられた照射野の深部率表から $d_{1/2}$ を求めることを止めて、上述の飽和条件が満足されるような大照射野の深部率表より $d_{1/2}$ をとつて計算すればよいことになる。

深部率は照射野が $300 \sim 400\text{cm}^2$ になるとほとんど一定になるので(第3図)、われわれは $20 \times 20\text{cm}$ を一応飽和条件が満足されているものと考えて、その深部率曲線を作り、さらに逆自乗法則によつて線源を無限遠においた場合の曲線を描き、その面積より全身容積線量を算出した。

Fig. 3. Depth Dose for 100r in Air at Surface
200KVp S.S.D. 50cm, 10cm deth.

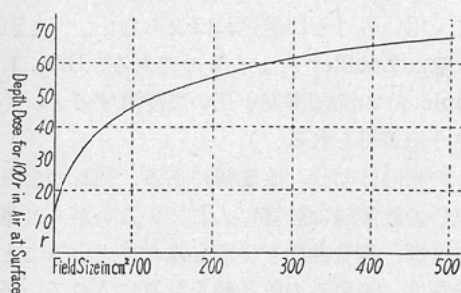
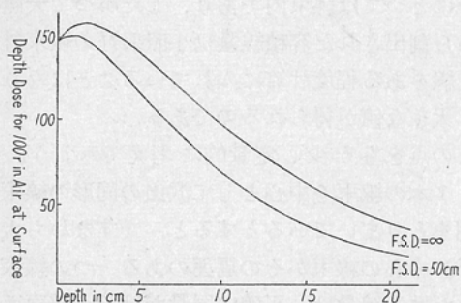


Fig. 4. Depth Dose Curve, 200KVp, 400cm².

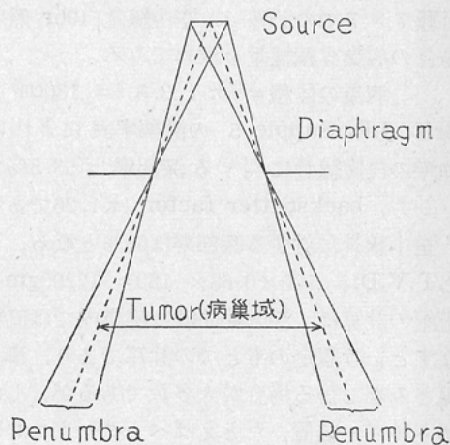


この方法はファントームがある程度大きければ相当よい値を与えるが、その他に計算が比較的容易であるという利点をも有している。すなわち、線源を無限速に換算することにより線束の広がり考える必要がなくなる。また同時に、線質が同じであるならば、線源無限速の曲線を一つ作れば種々の F.S.D. に対してそのまま用い得ることである。なお、線源無限速の曲線はなるべく F.S.D. の大きな表より作った方が誤差が少ない。

計算例：200KVp, 照射野 10×10 cm, 空中線量 200r の条件で厚さ20cm, 表面積 20×20 cm以上のファントームの中心が照射された場合の全身容積線量を求めてみる。

上述のごとく、線源無限速にある場合の深部率曲線を Brit. J.R. Supple. 5 の表より、逆自乗法則で作製すると第4図のようになる。図中の下の曲線は $A = 400\text{cm}^2$, F.S.D. = 50cm の場合であり、上の曲線はこれより求めた F.S.D. = ∞ の場合の深部率曲線である。横軸は深さをあらわし、縦軸は表面における空中線量を 100r とした時の

Fig. 5. Region of Tumor in Co-60 Therapy



線量をあらわしている。20cm²の面積を図形計算により求めると1980gm-r となる。この値は空中線量 100r あたり、また、照射野 1cm² あたりの値である。したがって求める全身容積線量は、

$$1980 \times 2 \times 100 = 396000 \text{ gm-r}$$

となる。

上述した算出法はX線の場合であるが、⁶⁰Co, 超高圧X線では照射野の中心で散乱線が飽和するような照射野は相当大きなものとなり、人体の容積線量を計算するためには不都合である。しかし、高エネルギーは側方散乱が非常に少ないので、一応散乱線は無視して計算した。

また、⁶⁰Co では半影による容積線量の増大を考えねばならぬが、Haybittleによれば容積線量は絞りの面積に比例する。もし第5図に示すように、両半影の中心間距離を主線束の中とすれば、容積線量の計算上では線源を点と考えてよいことになり計算は容易となる。

なお、⁶⁰Co, 超高圧X線では漏洩線の影響も全身容積線量に関しては必ずしも無視し得ない量と考えられるが、今回は計算より除外した。

V. 各種線源における一門照射の場合の病巣容積線量率

実際の治療にあたっては、真の病巣と思われる範囲よりいくらか大きい照射線束を用いるのが常である。今回は繁雑を避ける意味から、安全度を

Fig. 6. Geometrical Relationship of Beam and Tumor

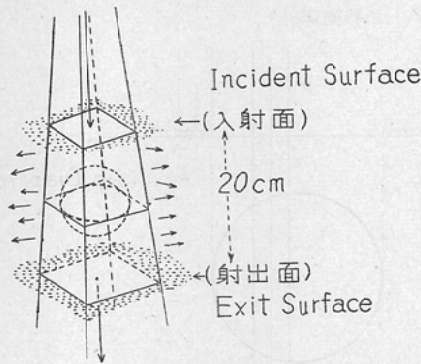


Fig. 7. "R" for 200KVp(H.V.L. 1.5mm Cu.)

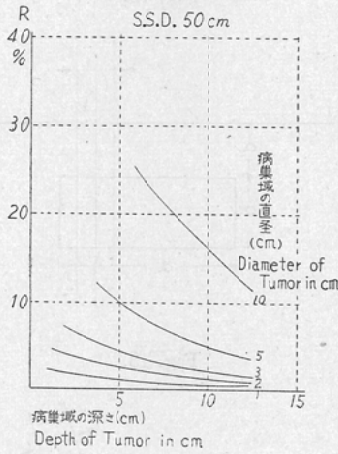


Fig. 8. "R" for Co-60

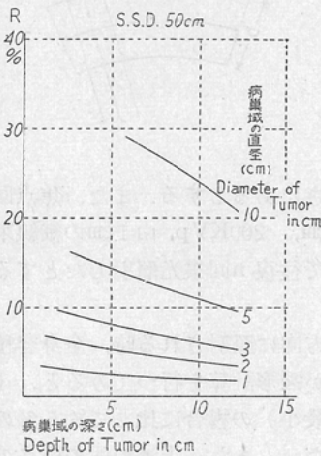


Fig. 9. "R" for 22 MeV

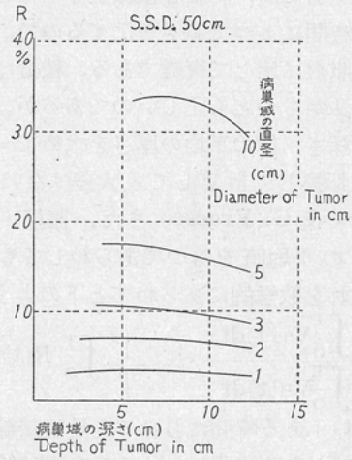
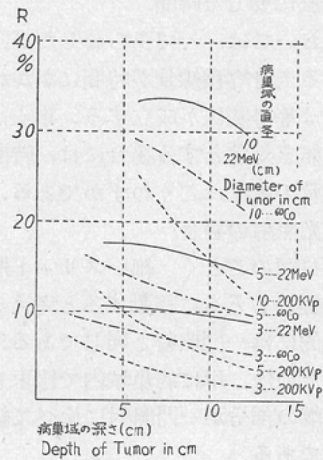


Fig. 10. "R" for 200 KVp, Co-60 and 22 MeV.



含めた病巣という意味で病巣域を考え、主線束は正方角錐であり、球形の病巣域がこれに内接するという仮定のもとで、Ⅲ、Ⅳに述べたような計算を行い、その比を求めて病巣容積線量率(R)とした。(第6図)

計算の結果を図に示すと、第7、8、9図のようになる。第10図はこの3つの図を1つにまとめたものである。

全身容積線量からみると、ごく表層に近い病巣を除けば量子エネルギーが高いほどR値は有利であることがわかる。

VI. 移動照射の場合の病巣容積線量率

移動照射では、病巣容積線量と全身容積線量との比は時間によって値が変化するので、Rの計算は一門照射に比して複雑である。積分によって求める方法がもつとも正しいのであるが、病巣域の平均の深さ、体の平均の厚さを求めて一門照射の場合に転換して計算しても大差はない。(R.H. Haynes & G. Froese) また、直接、病巣容積線量率の平均値をもつてあらわしても大差はない。これを数学的にあらわすと下のようになる。

$$R = \frac{\int_0^T V_T(t) dt}{\int_0^T V_B(t) dt} \doteq \frac{1}{T} \int_0^T R(t) dt$$

$V_T(t)$: ある時間における病巣容積線量

$V_B(t)$: ある時間における全身容積線量

$R(t)$: ある時間における病巣容積線量率

T : 治療に要した時間

上式においては、 \doteq であらわしたが、任意の時間における全身容積線量が時間にかかわらず一定の場合には等号関係が成立する。事実、後述するごとく人体を対象とする場合には、時間による全身容積線量の変化はごくわずかである。

1) 集光照射の場合

いま第11図のごとく、細いスリット状の線束が時間 t の経過とともに移動すると考えると、これは幾何学的には一門照射と同じである。図中、絞りをおいたのは、単に病巣域内で線束を往復させたのでは端の部分が一門照射に比べて線量不足となるからである。

いま第12図のごとく、表面が平面であり内部に矩形の病巣があるようなファントムを考え、これを第11図のような方法で照射したとする。次にこのファントムを一様に曲げたような形のファントムを考え(第13図)これを集光照射したとすると、いずれの場合のRも値は一定で等しい筈である。(周期は相等しくファントムの厚さは同じとする)すなわち、このような特殊な場合には、Rは一門照射と等しいと考えられる。

次に病巣域が球の場合を検討してみる。人体断面を長径28cm、短径20cmの楕円、病巣域は5cmφの球で、その中心は短径上にあり、かつ表面より

Fig. 11. Fixed Irradiation which is equivalent to Moving Irradiation (一門照射と等価な移動照射)

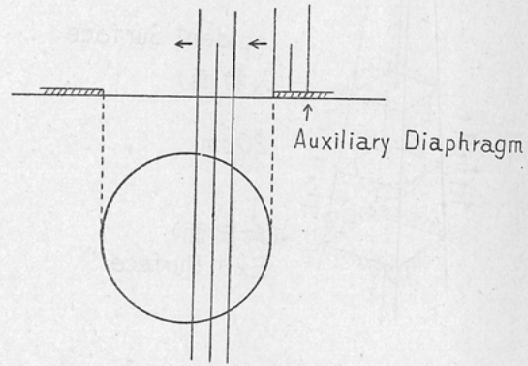


Fig. 12.

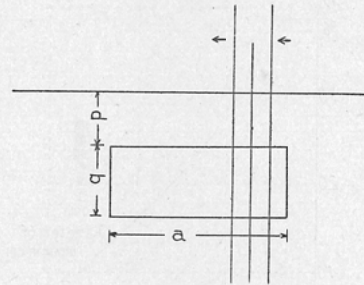
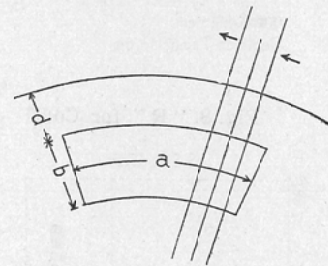


Fig. 13.



5 cmの深さにあるとする。また、焦点回転中心間距離は60cm、200KVp、巾1cmの細線束で左右へ各々45°で往復n回集光照射したとする。(第14図)

45°の方向に照射される時、全身容積線量は最大となるが図形計算を行つてみると、0°(全身容積線量最小)の場合に比して約5%の増加を示すにすぎない。また、上述の体の厚さの平均値よ

Fig. 14. Convergent Irradiation

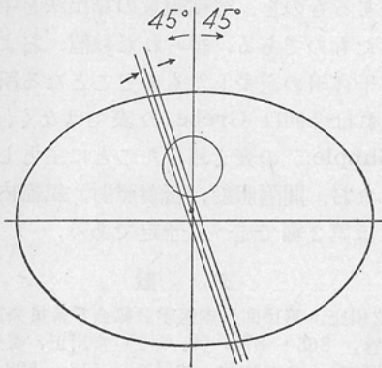


Fig. 15. Geometrical Relationship of Beam Position and Tumor at Maximum Angle of Beam Direction (主線束の移動範囲と病巣域の幾何学的関係)

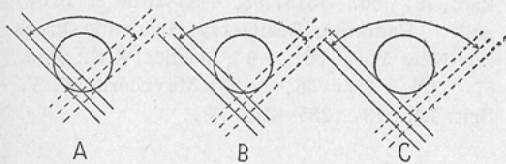
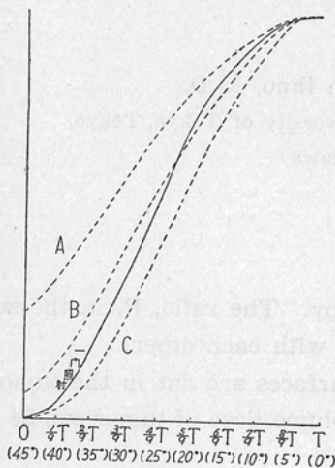


Fig. 16. Differential Volume Dose of Tumor as Function of Beam Direction (照射角度の函数としての病巣容積線量)



り求める方法で、移動照射した場合の全身容積線量を求めてみると、一門照射に比して、わずかに2%弱増加するにすぎない。

病巣容積線量については、主線束の移動範囲と病巣域の関係が大きく影響するので、第15図に示すような3つの場合について検討した。第16図はある角度における病巣の被照射体積とその時の深部率との積、すなわちある角度における病巣容積線量をあらわしている。図中、実線は第11図に示したような一門照射と等価な移動照射の場合である。横軸は、病巣域の端より照射し始め（照射角度は45°）、病巣域中心を照射（照射角度は0°）する迄の時間T（1往復に要する時間の4分の1）をもつてあらわした。

この曲線の下の部分の面積比が、各照射法の病巣容積線量の比をあらわすことは勿論である。すなわち、一門照射を1とすると、Aは1.25、Bは1.05、Cは0.88となる。前述のごとく、全身容積線量の増加は小さいので、大体この値そのものがR値の優劣の傾向をあらわすとみてよい。すなわち、Aがもつともすぐれており、Bは大体一門照射に等しく、Cは一門より劣るといえよう。

しかし、Aでは病巣域の深い部分の線量低下を軽減する目的は一応達せられるが、病巣域の両端部分は一門照射に比して線量不足となり元来の集光照射の目的にそわないと考えられる。

したがって、集光照射としては臨床的にはBあるいはCの場合が一般的である。その時はR値は一門照射に等しいか、やや劣る傾向があるといえよう。




2) 回転照射の場合 (360°)

一般に病巣域を中心にして回転させ、病巣域を完全に含む線束を用いることが多いが、人体を円筒形と考え、また病巣がその中心にあるとすると、この場合のR値が一門照射の場合のR値と全く一致することは明らかである。

しかし実際には、人体断面は円より楕円に近く、また病巣も断面の中心よりずれていることが多い。このような場合のRが、一門照射で病巣に一番近い体表面より照射した場合のRより劣ることは当然である。第1表は図形計算によつて求めた1例である。

移動照射は皮膚の障害を軽減する目的で始めら

Table I. "R" for 360° Rotation Therapy (Assuming that cross section of the body is the ellipse whose major axis is 28 cm and minor is 20 cm.) 200 KVp, Focus-Tumor-Distance: 60 cm, Tumor Size: 5 cm ϕ .)

Localization of the Tumor (病巣の位置)	Rotation (回転照射)	Fixed (一門照射)	R for Rotation R for Fixed (回転照射のR/一門照射のR)
	3.6%	5.0%	0.72
	3.8%	6.2%	0.61
	3.7%	8.2%	0.46

れたものであるが、R値は上述のごとく一門照射より劣る傾向があり、全身障害もいくらか大きいと思われる。しかしながら、移動照射においては病巣を均等に照射するという利点のあることを考慮せねばならないであろう。

補遺：この論文は、宮川が第15回日本医学会総

会(1959)において講演したもののうち、遠隔照射に関するものを、容積線量の算出法を中心として述べたものである。得られた数値、およびグラフは若干宮川の発表したものとことなる所もあるが、これは今回は Grebe の表ではなく、Brit. J.R. Supple.5 の表を用いたことに主として由来する。なお、間隔照射、密着照射、組織内照射については第2編で述べる予定である。

文 献

- 1) 宮川正：第15回日本医学会総会学術集会記録，第5巻，865—872，59。—2) 宮川正，森柴卯輔，田中利彦：日医放誌，第14巻，516—528，54。—3) Brit. J.R., Supple. 5, 53。—4) Happey, F.: Brit. J.R., 14, 235—241, 41。—5) Haybittle, J.L.: Acta Rad., 42, 65—74, 54。—6) Haynes, R.H. & G. Froese.: Acta Rad., 48, 209—226, 57。—7) Haynes, R. H. & G. Froese.: Rad., 70, 507—515, 58。—8) Hine & Brownell: Radiation Dosimetry, Academic Press Inc, New York, 56。—9) Loeffler, R.K.: Rad., 67, 371—377, 56。—10) Mayneord, W. V.: Brit. J.R., 13, 235—246, 40。

Dose Distribution of Radiation Therapy: On the Tumor Volume Dose Ratio

By

Tadashi Miyakawa, M.D. and Yuh Ihno, M.D.

Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of Tokyo, Tokyo.

(Director Professor: T. Miyakawa)

The Tumor Volume Dose Ratio, R, is defined as

$$R = \frac{\text{volume dose of tumor}}{\text{volume dose of total body}} \times 100\%$$

This ratio is essential to planning of radiation therapy. The ratio, R, in the several types of radiation therapies are studied and compared with each other.

Assuming that the tumor is spherical, isodose surfaces are flat in the tumor and the depth dose decreases linearly in the tumor, the volume dose of tumor can be easily calculated.

But the calculation of the volume dose of total body is very difficult. The method developed by Mayneord is not reliable by reason of neglecting the scatter contribution. The volume dose at 200 KVp is obtained by "Saturation Method". This method is very convenient to avoid the complication of the scatter contribution. The volume

dose of the total body in any field size can be calculated by depth dose data of great field size. The volume dose at Co-60 and 22 MeV are obtained by graphical integrations.

In order to facilitate the calculations, authors assumed that field size is square which is necessary and sufficient size for the tumor (Fig. 6).

The results are shown in Figs. 7, 8, 9 and 10.

In the case of convergent irradiation (Fig. 14), the increase of volume dose of total body is only a few per cent compared with fixed irradiation. The volume dose of tumor is dependent on the geometrical relationship of beam position and tumor at the maximum angle of beam direction (Fig. 15). Authors obtained curves of differential volume dose of tumor as function of beam direction as indicated in Fig. 16. Then, the areas under these curves are calculated. In Fig. 16, solid line represents the fixed irradiation which is modified form of the moving irradiation (Fig. 11).

The results show that, if the volume dose of tumor for the fixed irradiation is 1.00, 1.25 for A, 1.05 for B and 0.88 for C. But A is not practical because of low dosage at both edges of tumor, therefore, R for convergent irradiation becomes equal or smaller than for fixed irradiation.

R in rotation therapy is less than in fixed-field therapy (Table I) but its dosage homogeneity is excellent.

To get the great depth dose distribution and excellent homogeneity of dosage distribution in the tumor, the moving irradiation is better than fixed irradiation, but from the "R" point of view the moving irradiation is much the same to the fixed irradiation.