

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2篇）
Author(s)	宮川, 正; 飯野, 祐
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1961, 21(7), p. 719-732
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18838
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2篇)

東京大学医学部放射線医学教室 (主任 宮川正教授)

宮 川 正 飯 野 祐

(昭和36年9月25日受付)

Dose Distribution of Radiation Therapy: Part II
 (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: Prof. T. Miyakawa)

Tumor volume dose ratio (R) is defined as follows:

$$R = \frac{\text{Volume dose of tumor}}{\text{Volume dose of total body}}$$

In Part I (Nippon Acta Radiologica, Tomus XX, Fasc. VI) a report was made on the tumor volume dose ratio (R) for tele-therapy. In this paper, the tumor volume dose ratio for surface irradiation, contact irradiation and interstitial implantation will be discussed.

I. Volume dose of total body for surface irradiation and contact irradiation with the use of radium.

F. Bush with the assumption that the human body is a cylinder computed the volume dose of total body with radium placed on the midpoint of the axis of this cylinder as the percentage of volume dose (3310 gm-r/mgh) of an infinite absorber. (Table 1) As the absorption coefficient does not hardly change for gamma ray within the energy range of radium, the values given on Table I can be employed for other radioisotopes.

It is apparent from Figure 1 that the values can be readily obtained even if the radiation source is not placed in the center. In case of an empty cylinder the value can be obtained by subtracting the volume dose equivalent to the empty space.

However, in case of a situation indicated in Fig. 2, the value cannot be obtained from Table I.

By assuming that the cross-section of the human body is fan-shaped, we were able to derive the volume dose from Table I and obtain a satisfactory approximate value. This principle can be observed from Figures 3, 4, 5, 6, and 7 and from the computation examples. The results are shown in Table II and Figure 8.

II. R of surface irradiation with the use of radium

The volume dose of tumor in this case was obtained by employing the results obtained by Paterson and Quimby. The lesion was assumed to be a disc of 1 cm thickness. Results are shown in Figures 9, 10, 11 and 12. Results given are for lesions on the body surface, but conversion can be readily made for lesions deep in the body.

III. R of contact irradiation with the use of radium

Contact irradiation is used for very thin superficial lesions. It is difficult to apply the concept of volume dose in this case and thus computation is difficult.

IV. R of interstitial implantation

A. Radium needle

The volume dose of total body where the lesion is located close to the body surface is obtained by using the value where distance is 0 cm in Table II. The computation was made on the assumption that the tumor was ball-shaped. The results are shown in Figure 13.

As it is extremely difficult to compute the R in the case of a tumor located at any depth, computation was only limited to the R when a radium needle is placed on the axis of the cylinder, the human body being assumed to be a cylinder. The results are presented in Figure 14.

B. Interstitial implantation with the use of radioisotopes

1) Thyroid cancer therapy with the use of ^{131}I

A normal thyroid weight 20 g and there is an uptake of 20 % of the orally administered ^{131}I . The ^{131}I tissue concentration of thyroid cancer is assumed to be 50 % of that of normal thyroid. Thus, for each gram of thyroid cancer there would be an uptake of 0.5 % of the administered amount. The effective half life of ^{131}I is 4.5 hours and it is also assumed that ^{131}I once absorbed by the normal thyroid or thyroid cancer does not migrate to other parts of the body.

The computation procedure can be seen by the mathematical equations given in the text. m is weight (g), C is ^{131}I tissue concentration ($\mu\text{C/g}$) and T is half life (hr) 0.19 is the average energy of β . The figures 1, 2, and 3 are those for thyroid cancer, normal thyroid, and whole body, respectively. The value thus obtained is the broken line shown on Figure 15. In the above-mentioned computations, the effect of γ ray is not included and therefore this will be considered in the following section.

a) Volume dose of total body of ^{131}I - γ (1 mC administered) homogeneously distributed in the body.

By the formula $D\gamma = 1.44 \times t \times \Gamma \times 10^{-3} \times \bar{g} \times C$, the volume dose of total body (body weight of 60 kg) would be 1410 gm-r when the thyroid cancer is 5 g.

t : Effective half-life (4.5 hours)

Γ : Dose in roentgen received in one hour at a point 1 cm away from the radiation source of 1 mC (2.3)

\bar{g} : Average geometrical factor (122)

C: Tissue concentration ($\mu\text{C/g}$)

b) Volume dose of total body of ^{131}I - γ absorbed by normal thyroid and thyroid cancer

The thyroid in comparison with the size of the body can be considered to be a point and therefore Table II was utilized. As shown by the equations in the text, the dose would be 2570 gm-r when the thyroid cancer is assumed to weigh 5 g.

c) Volume dose of ^{131}I - γ absorbed by the normal thyroid and thyroid cancer

When the formula given in a) is used and thyroid cancer is assumed to weight 5 g, the volume dose would be 2520 gm-r. 17.6 was used as the value for \bar{g} , as in the case of normal thyroid.

d) Volume dose of normal thyroid and thyroid cancer by homogeneous distribution of ^{131}I - γ throughout the body

The dose at a point in the body with radiation homogeneously distributed throughout the body is extremely small and completely negligible when computed according to the principle that the dose is equivalent to volume dose of total body when a source equal to tissue concentration exists at such point.

e) Bremsstrahlung effect was so small (less than 1%) that it was excluded from the computation. The solid line in Figure 15 shows the result.

2) Treatment of chronic leukemia with ^{32}P

As the weight of the hematopoietic organs is 1/10 of the body weight and the concentration of ^{32}P is approximately 10 times that of other tissue, R becomes 50%.

3) The R of ^{90}Y colloid

^{90}Y colloid injected into the pleural cavity is hardly excreted from the body. When ^{90}Y colloid is injected into tumors, it decays faster (minimum time-44 hours) than its half-life. Therefore, as shown in Figure 16, R is the ratio of the integrated value of total administered dose and the residual dose in the tumor and thus at the most R is 72%.

4) The R of ^{198}Au colloid

Depending upon the site of injection, ^{198}Au colloid does not migrate to the surrounding tissue, but the volume dose of total body of gamma ray must be taken into consideration. The R computed as in 1) is as shown in Table IV.

5) Penetration of beta ray to periphery of the lesion

In the foregoing computations, penetration of beta ray to the periphery of the lesion which is a factor reducing the R value has been ignored. Figure 17 illustrates the relationship between the range of injection and dose distribution in the tumor when RI-colloid is homogeneously injected. The value at the sigmoid is expressed as a combination of two secondary functions. (Figure 18)

If the dose at a point between PQ in the ball shell is expressed by distance r from the center, it becomes $-\frac{D}{2b^2} (r-a)^2 + D$. If R for A, B and C are computed and expressed as R_A , R_B and R_C , respectively, R_A becomes 100%, while R_B and R_C are as shown in Figure 19. However, in these values, the migration of colloid out of the lesion and gamma ray have been ignored.

V. Conclusion

In Part I and Part II the R of various radiation therapeutic methods were reviewed. It is obvious that for fixed irradiation of lesions located deep in the body high energy is beneficial, but for shallow lesions this tendency is not marked.

Though moving field irradiation has many outstanding points, it has from the standpoint of R a tendency of being similar or rather inferior to fixed irradiation, but it must not be forgotten that the dose distribution in the lesion is far more superior.

Surface irradiation with the use of gamma emitters is very disadvantageous from the standpoint of R. This method requires improvement. That is, it is necessary to enclose the space from the source to the skin surface with gamma shielding material.

In interstitial implantation it is desirable to use emitters of only beta rays from the standpoint of R. Further study and development are necessary for the existing treatment procedure of injecting RI colloid into the tissue.

Methods utilizing the specific tissue affinity of RI have at present been confirmed to ^{131}I for some thyroid cancers, and ^{32}P for chronic leukemia and polycythemia, but this can be acknowledged from the standpoint of R.

In studying the space dose distribution by various radiological procedures, the following three factors should at least be considered, that is percentage depth dose (P), tumor volume dose ratio (R) and tumor dose distribution homogeneity ratio (α).

It may be possible to evaluate the various irradiation procedures by functions $f(P, R, \alpha)$ which reflect the biological significance which each of these factors possesses.

In the next paper we plan to report on the tumor dose distribution homogeneity ratio (α).

第1編(日医放誌, 第20巻第6号)において病巣容積線量率R(病巣容積線量÷全身容積線量×100%)を遠隔照射の場合について検討したが, 今回は間隔照射, 密着照射, 組織内照射の場合について述べる. この問題については, すでに宮川が第15回日本医学会総会, 飯野が第3回アイソトープ会議においてその概略を発表しているが, 今回はさらに新知見を加え, かつ詳細にわたって述べることとする.

I. ラジウムによる間隔照射, 密着照射の場合の全身容積線量

一門照射の場合の全身容積線量は, 放射線の及ぶ範囲が限られているので比較的容易に近似値が求められたが, ラジウムの場合では放射線があらゆる方向に放射されるので, 人体の複雑な外形とあいまつての計算はきわめて困難である.

Bush は人体を円筒と仮定し, ラジウム点線源がその中心軸の midpoint にある場合についての全身容積線量を計算している. しかし線源が体表面にある場合(密着照射), また体表面より若干距離はなれた所に置かれた場合(間隔照射)については発表されていない.

われわれは人体を扇形と仮定することによってこれ等の場合の全身容積線量を Bush の計算値より誘導して計算した.

まず, Bush の方法を簡単に説明する. ラジウム点線源より任意の距離(r)における線量(I)は近似的に次式であらわされる.

$$I = \frac{8.4}{r^2} e^{-\mu r} \dots \dots \dots (1)$$

ファントムは無限大であると仮定するとその 1 mgh あたりの容積線量は次のようになる.

Table I Volume Dose in Solid Cylinders of Various Dimensions Expressed as a Percentage of the Maximum Volume Dose in an Infinite Absorber

Length of cylinder cm	Radius of cylinder, cm							
	3	5	10	15	20	25	30	35
2	3.7	4.7	6.5	7.3	7.8	8.1	8.3	8.5
5	4.9	6.9	10.3	12.2	13.3	14.1	14.7	15.2
10	5.4	8.2	13.2	16.4	18.7	20.2	21.3	22.2
20	5.5	8.8	14.9	19.4	22.5	25.3	28.2	28.6
30	5.6	8.9	15.4	20.4	24.3	27.2	29.6	31.6
40	5.6	8.9	15.6	20.9	25.0	28.3	30.8	33.0
60	5.6	9.0	15.8	21.1	25.5	28.7	32.0	34.3
80	5.6	9.0	15.8	21.3	25.7	29.0	32.2	34.8
100	5.6	9.0	15.8	21.3	25.7	29.0	32.4	35.0

$$\int_0^{\infty} \frac{8.4}{r^2} e^{-\mu r} \cdot 4\pi r^2 \cdot dr = 3370 \text{ gm-r}$$

ただし $\mu = 0.028 \text{ cm}^{-1}$ とする。

Loevinger 等はさらに詳細な実験と検討により 3310 gm-r の値を得ている。Table I は円筒の中心にラジウム点線源がある場合の容積線量を、無限大ファントームの容積線量 (すなわち 3310 gm-r) の%としてあらわしたものである。吸収係数はラジウムのエネルギー範囲の γ 線ではほとんど変わらないので、Table I は他の RI についてもそのまま用いることができる。人体を楕円と仮定した場合の更正常数も求められている。

またラジウムが円筒の中心でなくても、中心軸上であれば簡単な計算により容積線量を求めることが可能である。すなわち Fig. 1 のようにラジウムを含む面で円筒を切断し、おおよその2倍の長さを持つ円筒を作り、それぞれの容積線量を Buse の表 (Table I) より求め、加算して2で

Fig. 1. Principle of Calculation of Volume Dose at various Positions of Ra on the axis

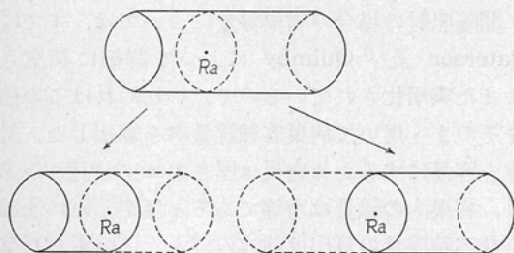


Fig. 2. Principle of Calculation of Volume Dose in the Case of Contact Irradiation

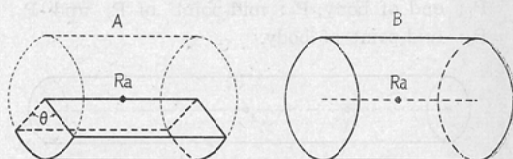
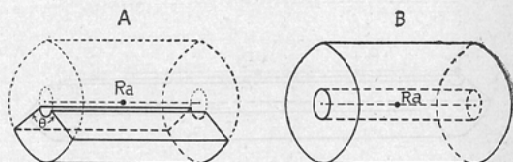


Fig. 3. Principle of Calculation of Volume Dose in the Case of Surface Therapy



割ればよい。また、中空円筒の場合はまず中空でない場合を求め、ついで中空円筒に相当する容積線量を引けばよい。

しかしラジウムが円筒の面に密着して置かれた時 (密着照射) あるいは若干距離はなれた所に置かれた時 (間隔照射) の容積線量を知ることはできない。これ等の場合の R (病巣容積線量率) を知るためには、この場合どうしても全身容積線量を求めることが必要なので種々検討した結果、人体断面を扇形と仮定して Bush の表より誘導するのが一番簡便であり、また比較的よい値を得る方法であるとの結論に達した。Fig. 2, 3 によりその原理は明らかであろう。すなわち A の場合の

全身容積線量はBの場合の $\frac{\theta}{2\pi}$ である。

われわれは人体の断面を 440cm^2 、体重を 60kg と仮定して計算した。 440cm^2 は長径 28cm 、短径 20cm の楕円の面積と一致する。体重を 60kg とすると扇形柱の長さは 136cm となり相当小さな値となるが、長さがあまり全身容積線量に関係しないことはTable Iより明らかである。Table Iでは 100cm までしか与えられていないので、それ以上の値はグラフによる外捜によって求めた。

計算例

1) 密着照射の場合。ラジウム点線源 1mg が人体の末端部に 1 時間置かれた時の全身容積線量 (Fig. 4, Fig. 5).

Fig. 4. Positions of Radium

P_1 : end of body, P_2 : mid-point of P_1 and P_3 ,
 P_3 : mid-point of body.

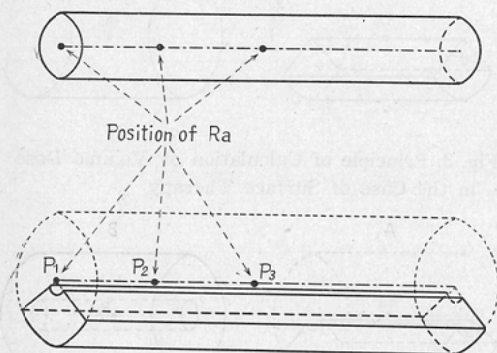
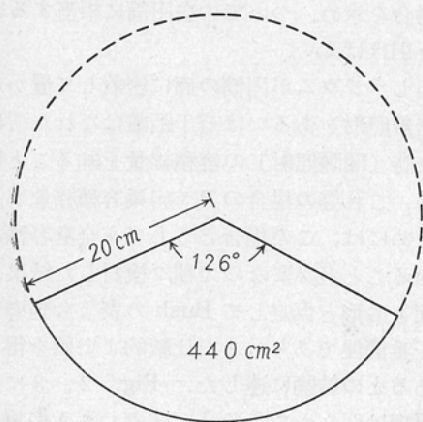


Fig. 5. Cross-section of Body for Contact Irradiation



$$3310 \times 0.130 \times \frac{126^\circ}{360^\circ} = 151\text{gm-r/mgh}$$

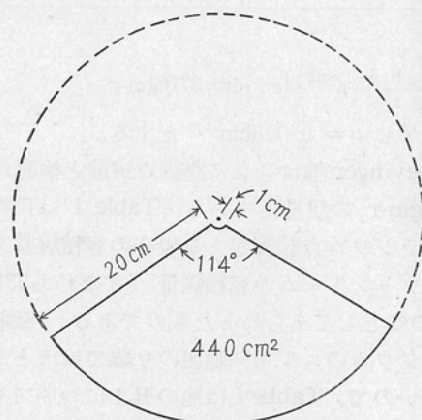
3310 はラジウム 1mgh による無限大ファントームの容積線量。

0.130 は半径 20cm 、高さ 136cm の円筒の容積線量の無限大ファントームに対する比率。

$\frac{126^\circ}{360^\circ}$ は円筒より扇形柱への転換係数。

2) 間隔照射の場合。ラジウム点線源 1mg が人体の末端部に 1cm 体より離れて 1 時間置かれた時の全身容積線量 (Fig. 4, Fig. 6).

Fig. 6. Cross-section of Body for Surface Therapy



径 21cm 、長さ 136cm の扇形柱の容積線量

$$= 3310 \times 0.133 \times \frac{114^\circ}{360^\circ} = 140\text{gm-r/mgh}$$

径 1cm 、長さ 136cm の扇形柱の容積線量

$$= 3310 \times 0.01 \times \frac{114^\circ}{360^\circ} = 10\text{gm-r/mgh}$$

故に求むる容積線量 $= 140 - 10 = 130\text{gm-r/mgh}$

このようにして Fig. 4 に示した場合について計算し Table II 及び Fig. 7 を得た。

II. ラジウムによる間隔照射の場合の病巣容積線量率

間隔照射の場合の病巣線量については、すでに Paterson 及び Quimby によって詳細に研究されまた実用化されているので、われわれはこの値をそのまま用いて病巣容積線量率を算出した。計算を容易にするため病巣は厚さ 1cm の円板であり、病巣内の線量は均等であると仮定した。また全身容積線量の算出は前述のごとく用いられたラ

Table II Volume Dose at Various Positions of Ra expressed as gm-r per mgh

Distance between Ra and Surface	0 (cm)	1	2	3	4	5
P_1 : end of body	151	133	113	99.8	87.8	77.9
P_2 : mid-point of P_1 and P_3	302	260	226	199	176	156
P_3 : mid-point of body	296	255	222	195	171	153

Fig. 7. Volume Dose at Various Positions of Ra expressed as gm-r/mgh

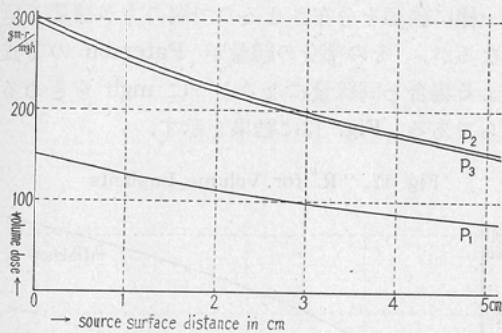


Fig. 8. "R" for Surface Therapy source surface distance=1cm

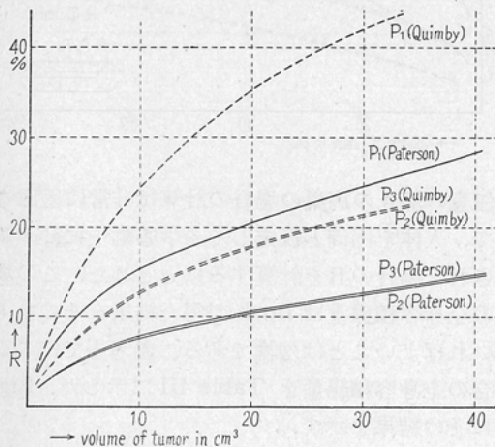


Fig. 9. "R" for Surface Therapy source surface distance=2 cm

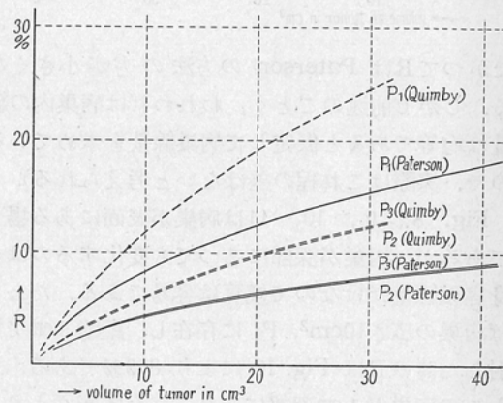
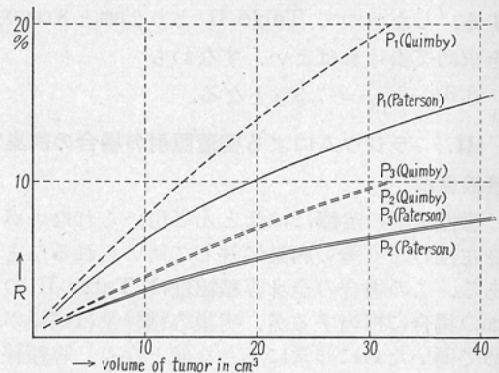


Fig. 10. "R" for Surface Therapy source surface distance=3 cm

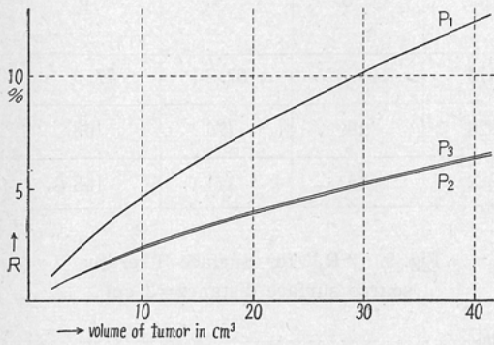


ジウムが一点に集中したと仮定して(すなわち点線源)行なった。結果は Fig. 8, 9, 10, 11に示した。

Paterson の方式を用いた場合と Quimby の場合とを比較すると大分差があるが、これは一様

に照射される面積が Paterson の方法では線源面積と同じであるが、Quimby の方式では線源面積の45~55%であるためである(すなわち同じ線量を得るためには Quimby の方法より Paterson の方法の方がより多くの mgh を必要とする。し

Fig. 11. "R" Surface Therapy (Patersons Method)
source surface distance=4 cm



たがってRは Paterson の方法の方が小さくなる。しかし前述のごとく、われわれは病巣内の線量は均等であると仮定して病巣線量を求めているので、実際はこれ程の差はないと考えられる。

Fig. 8, 9, 10, 11は病巣が表面にある場合であるが、病巣が深部にあつても変化するのは全身容積線量だけなので換算は容易である。たとえば病巣の広さ10cm², P₁に存在し、距離3cmで照射した時のRは Fig. 10により8.3%である。もしこの病巣が1cm深部にありこれを体表面より2cmの距離で照射したとすると、病巣線量は不変であるが全身容積線量は体表面より2cmの値に変化する。したがって Table II より2cmと3cmの比を求めて掛ければよい。すなわち

$$8.3 \times \frac{99.8}{113} = 7.3\% \text{となる。}$$

III. ラジウムによる密着照射の場合の病巣容積線量率

悪性腫瘍の治療にはほとんど用いられないが、表在性のごく薄い病巣に対して用いられることがある。この場合の全身容積線量は Table II の 0 cmの場合に相当するが、病巣容積線量は病巣が極めて薄いために非常に小さな値となり、容積線量の概念を適用し難く、また計算も困難である。

附:β線ラジオ・アイソトープによる場合

悪性腫瘍を対象とすれば、ごく薄層の皮膚癌に用いられることもある。⁹⁰Sr-⁹⁰Y, ³²Pがもつぱら用いられる。全身容積線量としては臨床的にはほとんど問題にならぬ値である。

IV. 組織内照射の場合の病巣容積線量率

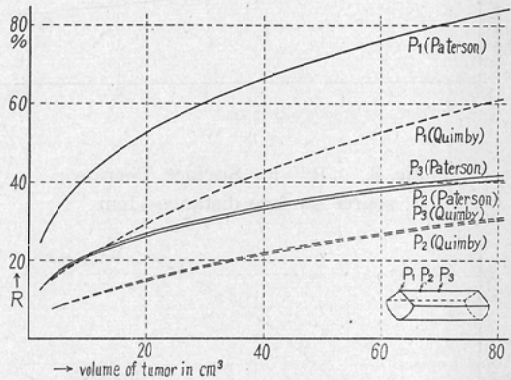
ラジウム針, ¹³¹I (甲状腺癌), ³²P (白血病), ラジオ・コロイド (腫瘍内注入) 等について述べる。

A. ラジウム針による組織内照射

体表面に近い場合の全身容積線量は、針が極めて体表面に近いと仮定して Table II に示した密着照射の場合をそのまま用いた。

病巣は球形とし立体的刺入照射の場合について考える。この場合も Paterson と Quimby の方式の差は相当大きい。これは Quimby の方式では一様に線源を分布させるので端の方が線量不足となるが、その部分の線量が Paterson の方式による場合と同線量になるように mgh をきめるからである。Fig. 12に結果を示す。

Fig. 12. "R" for Volume Implants

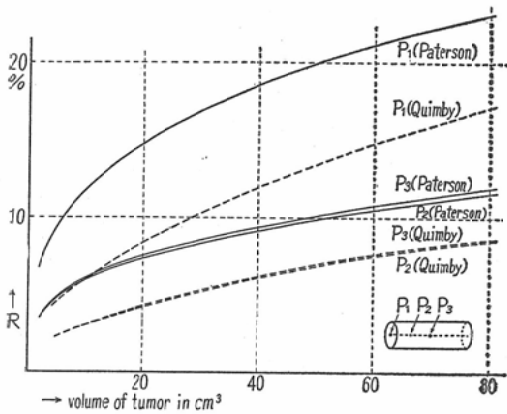


任意の深さの病巣の場合の計算は非常に困難なので、人体を円筒と仮定しその中心軸上に針が刺入された場合のRを計算するにとどめた。この場合の全身容積線量は Bush の得た結果をそのまま用いればよいことは勿論である。参考までにこの場合の全身容積線量を Table III に示した。Fig. 13にその結果を示す。

Table III Volume Dose at various Positions of Ra for Cylinder on its Axis

	P ₁	P ₂	P ₃
Volume Dose gm-r/mgh	431	862	845

Fig. 13. "R" for Volume Implants



B. ラジオ・アイソトープによる組織内照射
ラジオ・アイソトープを体内照射源として用いる際もつとも重要なことは、どうすれば重点的に病巣を照射できるか、換言すればどうすればよいR値が得られるかということである。

重点的に病巣を照射するには二つの方法が考えられる。第一はその組織撰択性を利用する方法、第二はラジオ・アイソトープをコロイド化して腫瘍内に直接注入する方法である。注入されたコロイドは、その液体的性質としてある程度周囲に広がるが、一方固体としての性質によりある範囲内にとどまり病巣域より速く離れて広がる傾向は少ない。これ等の性質によりラジオ・コロイドの場合のR値が相当優秀であることは容易に想像されよう。

われわれは前者の代表的例として¹³¹Iによる甲状腺癌の治療と³²Pによる慢性白血病の治療をとりあげ、これ等の場合のR値を検討し、ついで後者の例として⁹⁰Yコロイド及び¹⁹⁸Auコロイドの病巣内注入の場合のR値を求めた。

1) ¹³¹Iによる甲状腺癌の治療

正常甲状腺(20~25g)は¹³¹I投与量(経口)の10~30%を摂取する。¹³¹Iを摂取する甲状腺癌(甲状腺癌の一部)の¹³¹I組織濃度は正常甲状腺の約半分であるから、正常甲状腺の平均摂取率を20%とすると、甲状腺癌の場合の摂取率は甲状腺癌1gにつき投与量の約0.5% ($\frac{20\%}{20g} \times \frac{1}{2} = 0.5$)

%)を摂取することになる。¹³¹Iの有効半減期を4.5時間とし、また一旦正常甲状腺及び甲状腺癌に摂取された¹³¹Iは他に移行しないとする。

いま甲状腺癌の重量をm₁g, ¹³¹Iの組織濃度をC₁μc/g, 有効半減期をT₁時間(この場合T₁=8.0×24時間)とする。正常甲状腺の場合をそれぞれm₂g, C₂μc/g, T₂時間(T₁と同じとする)とし、また全身の重量(正確には全身の重量より正常甲状腺及び甲状腺癌の重量を引いた値)をm₃g, 組織内濃度をC₃μc/g, 有効半減期をT₃時間(この場合T₃=4.5時間)とする。

β線が組織内に均等分布した場合の線量を求める公式によりそれぞれの容積線量D₁, D₂, D₃は次のごとくなる。

$$D_1 = m_1 \times 2.1 \times C_1 \times 0.19 \times \int_0^{\infty} e^{-\frac{0.693}{T_1} t} dt \cdot \text{gm-r}$$

$$D_2 = m_2 \times 2.1 \times C_2 \times 0.19 \times \int_0^{\infty} e^{-\frac{0.693}{T_2} t} dt \cdot \text{gm-r}$$

$$D_3 = m_3 \times 2.1 \times C_3 \times 0.19 \times \int_0^{\infty} e^{-\frac{0.693}{T_3} t} dt \cdot \text{gm-r}$$

上式中の0.19は¹³¹Iのβ線の平均エネルギーである。したがって病巣容積線量率Rは次式であらわされる。

$$R = \frac{D_1}{D_1 + D_2 + D_3} = \frac{m_1 C_1 T_1}{m_1 C_1 T_1 + m_2 C_2 T_2 + m_3 C_3 T_3} \times 100\% \dots \dots \dots (2)$$

計算例

5gの甲状腺癌, 20gの正常甲状腺を有している患者に¹³¹I 1mcを投与したとする。

$$m_1 C_1 T_1 = 5 \times 5 \times 8.0 \times 24$$

$$m_2 C_2 T_2 = 20 \times 10 \times 8.0 \times 24$$

$$m_3 C_3 T_3 = m_3 \times \left(\frac{800 - 5 \times 5}{m_3} \right) \times 4.5$$

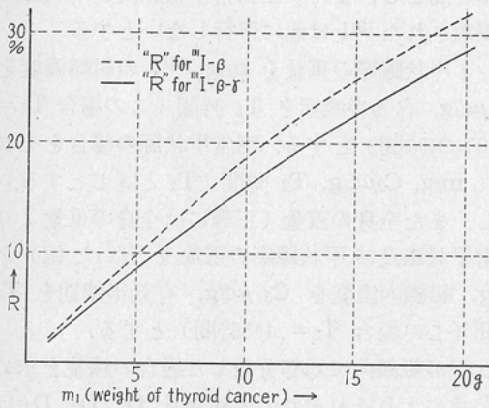
$$\therefore R = 9.73\%$$

このようにして作ったのが Fig. 14 の破線である。

上述の計算には¹³¹Iのγ線の影響が全く含まれていない。次にこの点について若干の考察を加えてみよう。

体積V内にγ線源が一様に分布したとする。濃度をCμc/g, 体積Vの平均幾何学的因子を \bar{g} , 有効半減期をt時間, 1mCの線源より1cm離れた点において1時間に受けるレントゲン量をΓとすると、体積V内の一点の受ける線量の平均は

Fig. 14. "R" for ¹³¹I Therapy in Cancer of the Thyroid



$$D\gamma = 1.44 \times t \times r \times 10^{-3} \times \bar{g} + C \dots\dots\dots (3)$$

であらわされる。

a) 体内に一様に分布した ¹³¹I- γ (1 mC 投与) による全身容積線量

(3)式により体内の任意の点の受ける線量の平均値は

$1.44 \times 4.5 \times 2.3 \times 10^{-3} \times 122 \times \frac{800 - (5 \times m_1)}{60 \times 10^3}$ となる。こゝに $2.3 = \Gamma$, $122 = \bar{g}$, $60 \times 10^3 =$ 体重である。したがって全身容積線量は甲状腺癌を 5 g とすると上式に 60×10^3 を掛けて 1410 gm-r となる。

b) 正常甲状腺及び甲状腺癌に摂取された ¹³¹I- γ による全身容積線量

生体の大きさに比較すれば甲状腺は点とみなし得るので Table II を利用した。すなわちラジウム 1 mg が扇形柱の端にある時の容積線量は 151 なので、求める値は

$$(200 + 5 m_1) \times \frac{1}{1000} \times 151 \times \frac{2.3}{8.4}$$

$$\times \int_0^\infty e^{-\frac{0.693}{8 \times 24} t} dt \cdot \text{gm-r} = (200 + 5 m_1) \times 11.4 \text{ gm-r}$$

となる。こゝに $\frac{1}{1000}$ は mC を μC に直すための係数である。甲状腺癌を 5 g とすると 2570 gm-r になる。

c) 正常甲状腺及び甲状腺癌に摂取された ¹³¹I- γ による小自体の容積線量

(3)式により

$$(20 + m_1) \times 1.44 \times 8 \times 24 \times 2.3 \times 10^{-3} \times 17.6 \times \frac{200 + 5 m_1}{20 + m_1} = 11.2 \times (200 + 5 m_1)$$

となる。甲状腺癌を 5 g とすると 2520 gm-r となる。甲状腺癌に対する \bar{g} は不明なので正常甲状腺の値をそのまま適用した。

d) 全身に均等分布した ¹³¹I- γ による正常甲状腺癌及び甲状腺癌の容積線量

$800 \mu\text{C}$ が全身に均等分布されたとすると体重 60 kg の場合その濃度は $\frac{800}{60 \times 10^3} \mu\text{C/g}$ となる。逆線量の理によれば、これが甲状腺部に与える線量は $\frac{800}{60 \times 10^3} \mu\text{C}$ が甲状腺部に存在した場合の全身容積線量の値と等しくなる。したがって求める容積線量は

$$(20 + m_1) \times 151 \times \frac{2.3}{8.4} \times \frac{800}{60 \times 10^3} \times \frac{1}{1000}$$

$$\times \int_0^\infty e^{-\frac{0.693}{4.5} t} dt \cdot \text{gm-r}$$

となる。甲状腺癌を 5 g とすると 0.089 gm-r となり全く問題にならない。

e) Bremsstrahlung の影響はエネルギーの強さ、生体の原子番号等の点から考えて無視できる値 (1%以下) なので計算より除外した。

これ等の γ 線による影響をも計算に入れて作ったのが Fig. 14 の実線であり、その差は僅少であることがわかる。

2) ³²P による慢性白血病の治療

文献によれば造血に関係のある臓器の総量は体重の $\frac{1}{10}$ であり、慢性白血病患者に ³²P を投与した場合、造血臓器における ³²P の濃度は他組織の約 10 倍である。造血臓器全部を病巣域とすると

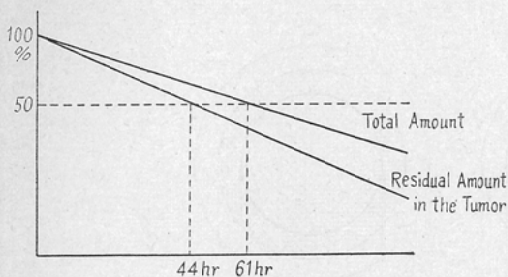
$$R = \frac{\text{病巣域重量} \times \text{³²P の濃度}}{\text{投与 ³²P の全量}} \times 100\% = \frac{m \times 10 C}{W \times C + m \times 10 C} = 50\%$$

となる。C は非造血部における ³²P の濃度、W は体重、m は造血臓器の重量である。

3) ⁹⁰Y コロイドによる治療

⁹⁰Y コロイドを胸腔内に注入し尿中の放射能を計測してみると、ほとんど排泄されないことがわかる (注入量の 0.05% 程度)。したがって R の計算に対しては体外への排泄は考えなかつた。次に ⁹⁰Y コロイドを腫瘍内に注入しその残存量を

Fig. 15. ⁹⁰Y-Colloid Therapy for Tumor



計測してみると半減期より短い時間で(最短44時間)半減することがわかる. このことはコロイドが腫瘍外に逸脱することを示しており逸脱したコロイドは全身照射源となつてゐるわけである. したがつてRは Fig. 15 に示したように, 全投与量と腫瘍内残留量の 積分值の比ということになる. 有効半減期を44時間(最悪の場合)として計算するとR=72%となる. もし腫瘍外への逸脱がなければRは勿論 100%である.

4) ¹⁹⁸Au コロイドによる治療

¹⁹⁸Au コロイドは注入部位から周囲にほとんど移行しないが, β線とともにγ線を放射するのでγ線による全身容積線量が問題となる.

前述した¹³¹Iによる甲状腺癌の治療の場合と同様な計算をして求めたのが Table IV である.

Table IV "R" for ¹⁹⁸Au-Colloid Therapy at various Positions of Tumor

	P ₁	P ₂	P ₃
R	94.1%	88.8%	89.1%

計算例

病巣は球形で5gとし人体末端部(P₁)にあり1000μCを均等に注入したとすると, そのβ線による積分值は

$$D_{\beta} = 5 \times 2.1 \times \frac{1000}{5} \times 0.33 \times \int_0^{\infty} e^{-\frac{0.693}{2.7 \times 24} t} dt \cdot \text{gm-r} = 64700 \text{ gm-r}$$

となり, γ線による容積線量は

$$D_{\gamma} = 5 \times 1.44 \times 2.5 \times g \times \frac{1000}{5} \times 2.7 \times 24 \times \frac{1}{1000} = 2330 \text{ gm-r}$$

となる. 上式中, 0.33はβ線の平均エネルギー, 2.7は半減期, 2.5はΓである. γ線による全身容積線量は Table II により

$$151 \times \frac{2.5}{8.4} \times \int_0^{\infty} e^{-\frac{0.693}{2.7 \times 24} t} dt \cdot \text{gm-r} = 4200 \text{ gm-r}$$

となり, したがつて

$$R = \frac{64700 + 2330}{64700 + 2330 + 4200} = 94.1\%$$

となる.

厳密に云えばRは病巣の体積によつて変動する筈であるが変動を与える因子はD_γの計算式の中の平均幾何学的因子gのみであることは明らかである. しかもβ線が決定的因子でありγ線の影響が約5%にすぎないことは上の計算より明らかである. したがつてRは病巣の体積にはほとんど無関係であると云えよう. ちなみに病巣が球の場合のgは3πRであらわされる. Rは球の半径である.

5) 病巣域周囲へのβ線到達の問題

上述した⁹⁰Yの72%, ¹⁹⁸Auの94%というR値はR値低下の因子である病巣域周囲へのβ線到達を無視しての計算である. そこで今度はこの因子のみについての計算結果を示す. 病巣域を球と考え, その球内に均等にコロイドが注入されたとすると, 球内の中心部はどこでも受ける線量は等しいが中心部から離れて球面に近づくとき線量は次第に少なくなる筈である. すなわち球面より内方へ最大飛程距離以内の点では線量は一律ではない.

Fig. 16において黒く太く書かれた円は病巣域をあらわしており, 病巣域と均等線量分布範囲との関係より図のごとくA, B, C, 三つの場合が考えられる. Aの場合はRは明らかに100%である(ただし病巣域外へのコロイドの逸脱及びγ線はないものとする). B, Cでは100%以下でありCの方がRは小さい筈である. B, Cの場合を計算するためには, シグモイドの部を数学的にあらわすことが必要だが, 二乗法則及び指数函数を組み合わせることを試みたがその結果を初等函数であらわすことは不可能なことがわかつた. そこでシグモイドを二つの二次函数の組み合わせであらわし, Q点では $\frac{D}{2}$ であると仮定して計算を行なつた

Fig. 16. Various Dose Distributions in the Tumor

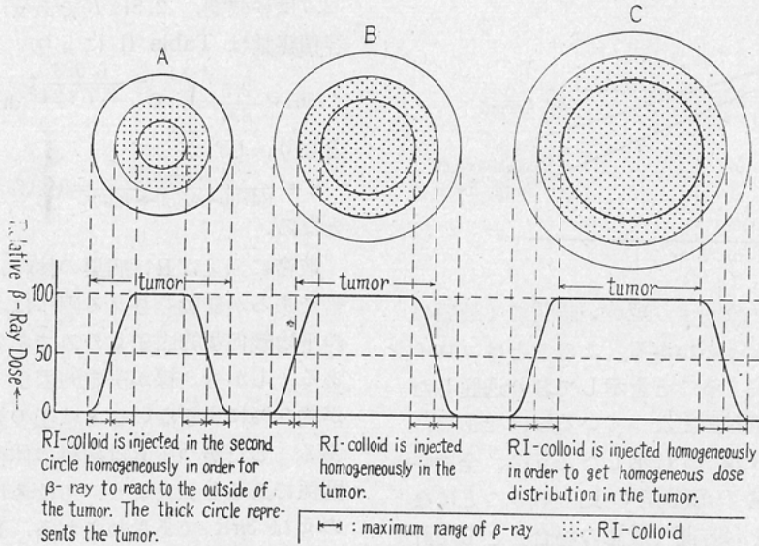
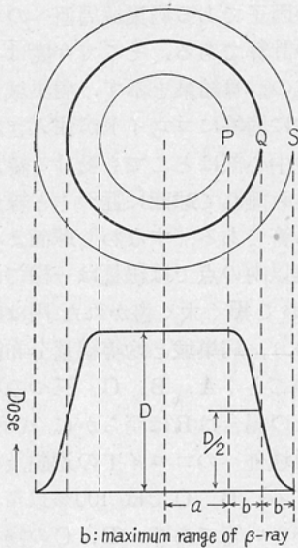


Fig. 17. Dose Distribution when RI-Colloid is injected homogeneously in the spherical Tumor Q (thick circle)



(Fig. 17), (Q点では実際は $\frac{D}{2}$ よりやゝ小である).

さて球殻PQ間の任意の点の線量を中心よりの距離 r であらわすと

$$-\frac{D}{2b^2} (r-a)^2 + D$$

となる。a は球Pの半径、Dは球P内の任意の点

の線量、b は最大飛程距離である。ゆえに球殻PQの容積線量は次のようになる。

$$\begin{aligned} & 8 \int_0^{\frac{\pi}{2}} \int_0^{\frac{\pi}{2}} \int_a^{a+b} \left\{ -\frac{D}{2b^2} (r-a)^2 + D \right\} r^2 \sin \theta \, dr d\theta dv \\ & = 2\pi D \left(2N - \frac{M}{b^2} \right) \end{aligned}$$

ただし

$$M = (a+b)^3 \left[\frac{a^2 - 3ab + 6b^2}{30} - \frac{a^5}{30} \right]$$

$$N = \frac{1}{3} b (3a^2 + 3ab + b^2)$$

同様にして、球殻QSの容積線量は次のようになる。

$$\begin{aligned} & 8 \int_0^{\frac{\pi}{2}} \int_0^{\frac{\pi}{2}} \int_{a+b}^{a+2b} \frac{D}{2b^2} (a+2b-r)^2 r^2 \sin \theta \, dr d\theta dv \\ & = \frac{2\pi DM'}{b^2} \end{aligned}$$

ただし

$$M' = \frac{1}{30} (a+2b)^5 - \frac{1}{30} (a+b)^3 (a^2 + 7ab + 16b^2)$$

一方、球Pの容積線量は $\frac{4}{3} \pi a^3 D$ である。これ等の結果よりAの場合のR (これをRAとする) を求めると

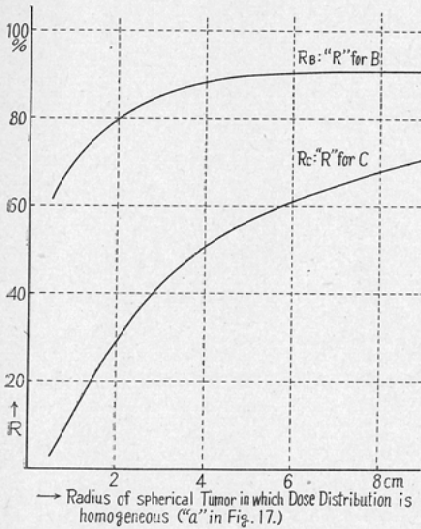
$$\begin{aligned} RA &= \frac{\frac{4}{3} \pi a^3 D + 2\pi D \left(2N - \frac{M}{b^2} \right) + \frac{2\pi D}{b^2} M'}{\frac{4}{3} \pi a^3 D + 2\pi D \left(2N - \frac{M}{b^2} \right) + \frac{2\pi D}{b^2} M'} \\ &= 100\% \end{aligned}$$

同様にして下式が求まる。

$$R_B = \frac{\frac{4}{3}\pi a^3 D + 2\pi D \left(2N - \frac{M}{b^2} \right)}{\frac{4}{3}\pi a^3 D + 2\pi D \left(2N - \frac{M}{b^2} \right) + \frac{2\pi D}{b^2} M'}$$

$$R_C = \frac{\frac{4}{3}\pi a^3 D}{\frac{4}{3}\pi a^3 D + 2\pi D \left(2N - \frac{M}{b^2} \right) + \frac{2\pi D}{b^2} M'}$$

Fig. 18. "R" for Case B and C



最大飛程距離 (b) 1cm (大略 ^{90}Y に相当) とした場合、種々の a (均等線量分布の得られる球の半径) に対する R_B, R_C をグラフにしたのが Fig. 18 である。ただしこれはコロイドの病巣外逸脱及び γ 線を無視した場合のものである。

V. 結 語

各種の放射線治療術式における病巣容積線量率 R について検討を行なった。一門照射の場合かなり深い病巣の場合は高エネルギー X 線、 γ 線が有利であることは当然である。しかし数 cm の深さの場合はこの利点はさして顕著ではないことは留意すべきであろう。術者は病巣容積線量率からも用いる線質を考慮すべきである。

移動照射は多くの優れた点をもっているが病巣容積線量率からみると、一門照射と同じであり、むしろ被照射体の形、病巣の位置によつては一門照射より劣る傾向がある。

γ 線放射体による間隔照射は病巣容積線量率か

らみると非常に不利である。本術式は将来改良する必要があるのである。すなわち線源の周囲を皮膚面まで γ 線遮蔽物で囲むことが必要である。間隔照射用照射筒のような装置のできることを望まれる。

組織内照射はラジオ・アイソトープの出現により、 γ 線放射体、 β 線のみの放射体を使用することができるが、病巣容積線量率からみれば β 線のみの放射体ははるかに優れていることは当然である。現在一般に用いられているラジオ・コロイドの組織内注入術式を今後さらに研究発展させる必要がある。

悪性腫瘍のラジオ・アイソトープの選択吸収性を利用した組織内照射は、現段階においては一部の甲状腺癌に対する ^{131}I と慢性白血病ならびに赤血球過多症に対する ^{32}P があげられる程度であるが、病巣容積線量率からもうなづけることである。

各種病巣に用いられる各種放射線術式の空間的線量分布を検討する場合、少くとも

- 病巣深部率…………… P
- 病巣容積線量率…………… R
- 病巣線量分布均等率…………… α

の三因子を問題とすべきであると考え。

病巣線量分布均等率については、ラジウム針による間隔照射、組織内照射の場合は十分に検討されているが、その他の照射法についても検討されるべき問題であると信ずる。たとえばラジオ・コロイドの腫瘍内注入に際しては、できるだけ均等に注入すべきであり、そのためには R 値は若干劣るが飛程の大きい ^{90}Y の方が ^{198}Au より使い易いとも云えより。

病巣の位置、大きさ、照射条件がきまれば P, R, α は数値として求められる。f (P, R, α) なる一つの函数により各種照射術式の優劣を判断することができると思ふ。

病巣線量分布均等率の問題については近く発表する予定である。

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、飯野祐：放射線治療の空間的線量分布 (第1篇)、日医放誌、

第20巻, 1205—1213, 1960. —3) 宮川正, 飯野祐:
日本アイトープ会議報告集, 691—694, 1959. —4)
長塚晃: 塩化イットリウム-90による放射性コロ
イド療法に関する研究, 日医放誌, 第20巻, 1657—
1677, 1960. —5) 江藤秀雄他: 放射線医学, 医学書
院, 東京, 1959. —6) F. Bush: Brit. J.R., 19, 14
—21, 1946. —7) Hine & Brownell: Radiation

Dosimetry, Academic Press Inc, New York, 1956.
—8) R. Paterson: The treatment of malignant
disease by radium and x-rays, Williams & Wi-
lkins, Baltimore, 1949. —9) E.H. Quimby et al.:
Physical foundations of radiology, Paul B. Hoe-
ber, Inc, New York, 1952.