

Title	舌癌の小線源放射線治療に於ける電算機を用いた線量分布解析 : Dose Spectrum の導入
Author(s)	小西, 圭介
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(7), p. 810-824
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/20653">https://hdl.handle.net/11094/20653</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

# 舌癌の小線源放射線治療に於ける電算機を用いた線量分布解析

(Dose Spectrum の導入)

東京医科歯科大学医学部附属病院放射線科 (主任 足立忠教授)

小 西 圭 介

(昭和46年6月19日受付)

A Computer Analysis of the Dose Distribution in Radiotherapy  
on Tongue Cancer. (An Analysis by Dose Spectrum)

By

Keisuke Konishi

Tokyo Medical and Dental University Department of Radiology

---

Research Cord No.: 206

---

Key Words: Computer, Dose distribution, Tongue cancer,  
Dose spectrum

---

The present paper deals with a method to analyse the dose distribution in the interstitial implantation on cancer of tongue in radiotherapy.

The dose distribution on several parallel planes within tumor were calculated by the electronic computer. The dose distribution on each of the planes of calculation was printed out by the line printer with the symbolic letters designating the dose range which divided a decade into one-tenth logarithmically. (Fig. 7 Fig. 8, Fig. 9).

In order to fine out a representative expression for the dose distribution, an idea of Dose Spectrum was introduced. The Spectrum indicates a relationship for a clinical case how much volume is irradiated with each dose range.

The mathematical treatment of the Dose Spectrum is presented in the appendix.

Dose Spectrum was applied for the analysis of the radiation injury in a series of 16 cases of tongue cancer.

It appears that the radiation injury depends not only the extent of over-dose but also the amount of the overdosed volume. It seems to the author that the Dose Spectrum is usefull for the analysis of the dose distribution in the radiation therapy.

## 目 次

### I 緒 言

### II 線量計算法

#### 1. 計算の概要

#### 2. 線源の座標決定

#### 3. 線量計算

#### 4. 線量分布表現法

### III 臨床例

## IV Dose Spectrum の導入

1. Dose Spectrum
2. 臨床適用例及び考察
3. Dose Spectrum の欠点及び利用上の注意

## V 結語

## VI 文献

## VII 附録

## Dose Spectrum の数学的取扱

## I. 緒言

近來、癌の放射線治療は、ベータトロン、ライナック、並びにコバルト遠隔照射装置等の高エネルギー放射線源の出現に伴い、急速な変革と進歩をとげたが、また一方では舌癌や、子宮頸癌の治療には旧來からの手技である小線源を用いた治療法が治療成績の上からも捨て難いものとなつてい

る。元來これらの手技は、線量分布の管理が、他の方式に比べて、比較的困難であつたが、線量計算の歴史は古く、Sievert<sup>23)</sup> (1930) が用いた計算法と現在のそれとは原理的に全く同一である。ただし、電子計算機の出現に伴い計算の能率と線量分布の表現法は飛躍的に高度になつた。小線源刺入の rule は1934年 Paterson-Parker System<sup>14)</sup> <sup>15)16)</sup> が提唱されてから現在迄、広く用いられている。しかし、現実の小線源の刺入は rule 通りの理想的なものとはならず、かつまた放射線源が病巣内にあることから、線量分布が複雑であり、実際の線量分布を得るのには電子計算機による方法が最も適していると考えられている。

臨床例に適用して、電子計算機で計算し線量分布を作つたのは、Shalek<sup>21)</sup> (1961) らが行つたものが最初と考えてよいであろう。その後、Stoval<sup>24)</sup> (1962), Powers<sup>17)</sup> (1965), Powers<sup>18)</sup>, Rose<sup>19)</sup>, Balter<sup>1)</sup> (1966), Stoval<sup>25)</sup> (1968), らがすぐれた仕事をなしているが、現在に至るまで大同小異の論文が数多く書かれている。本邦では真崎<sup>11)</sup> (1963), 尾内<sup>18)</sup> (1969), がそれぞれ発表している。しかし、これらの論文は計算法を示し臨床に使用出来ることを示しているが、多くの臨床例についての検討や線量分布の解析についての論文は数少い。

Fletcher ら<sup>7)</sup> (1962), が臨床例の解析, Busch<sup>8)9)</sup> が treatment planning に於ける total radioactivity の量の吟味, Balter<sup>1)</sup> (1966), Stoval<sup>25)</sup> (1968), Crstro ら<sup>6)</sup> (1969) が Paterson-Parker rule との比較検討を少々行つてにすぎない。

本論文では、線量計算又は線量分布計算については従來のものとしてかわりがないが、計算法及び表現法に少々の工夫を払い、少しでも多くの臨床例にもとづいて、retrospective ではあるが、帰納的に解析することを望んで Dose Spectrum という概念を導入した。これは、一つの症例につき、どの程度の線量が何 cm<sup>3</sup> を占めているかを一本の曲線で表示するもので、一つの線量分布の解析手段と考えられる。

## II. 線量計算法

## 1. 計算の概要

計算の方針は、臨床に十分使えるように、下記の点に留意した。(1) 病巣を平行な数枚の線量分布面で切り、三次元的な線量分布を想像出来るようにした。(2) 線量面の位置は、レントゲン写真上、病巣との位置の対比がわかりやすくとれるようにした。(3) 临床上必要な精度を保ちながら、計算の簡易化と計算時間の短縮をはかり、経済的にした。(4) 線量分布の表現をラインプリンターによる文字のパターン像とし視覚的にした。計算機は IBM 360/75 I で完全な off line 計算である。Source program は card deck になつていて、Fortran IV, 約 370step である。必要な data card を添えて計算させる。実計算時間は、事務手続に要する時間に比べて無視出来る程短い。

## 2. 線源の座標決定

刺入された線源の三次元的な座標を求める方法は種々あるが、最も正統的なのは直交するレントゲン写真2枚から、みかけの座標を読み取り、連立方程式を解いて拡大のない実際の座標を求める方法である<sup>18)17)25)</sup>。

本研究では歯科領域で良く用いられる頭部規格写真撮影装置 (Fig. 1) を用いた。撮影したフィルムは直角2方向で (Fig. 2) のようになり、外

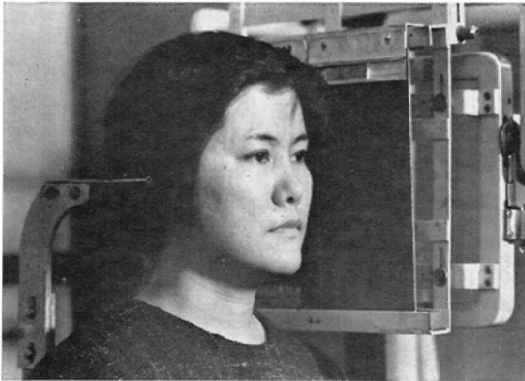


Fig. 1. The apparatus of cephalography.

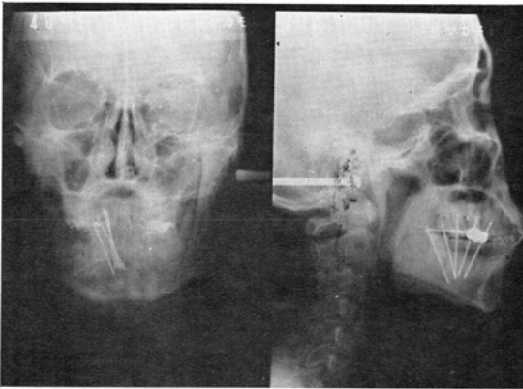


Fig. 2. A pair of cephalograms of the patient with implanted needles.

耳道を固定することにより規格している。座標読み取りの際重要なのは、正面像と側面像との線源の対応（以後同定という）であるが、線源の数が多きときや線源像に重なりがみられるときは、同定が困難である。従つて一般には、ステレオ写真を併用してお互いの線源の位置関係をみわけることが出来る。

ラドンシードで25本を越える場合とか、歯に金冠がある場合には、同定が不可能に近いときもある。ラドンシードの場合は線源を点として取扱うが、ラジウム針やコバルト針では針の両端2点を読み取る。即ち空間中の2点はその直線の方を決めるので、針の位置もおのずから定まる。同定の誤りや、読み取り誤差のモニターのために、それら2点から針の長さを算出して実際の長さを比

較出来るようになってきている。

### 3. 線量計算

ラジウム針一本のまわりの線量計算は Sievert<sup>23</sup>をはじめ、Greenfield<sup>8)</sup>, Young<sup>27)</sup>, Busch<sup>4)</sup>, Shalek<sup>22)</sup> やその他、枚挙にいとまはないが、原理的には皆同じである。著者はラジウムの $\Gamma$ 定数や、白金の吸収係数は Greenfield<sup>8)</sup> に従つたが、Shalek<sup>22)</sup> が用いた値がより新しいデータと認められる。従つ

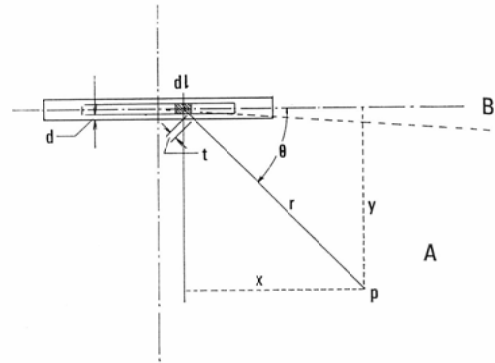


Fig. 3. The geometrical relation for the calculation of dose around a needle.

て著者のものは Shalek らの線量より数%多くなるが、これは今後検討する余地があるだろう。いずれにしろ著者は計算を簡略化するために (Fig. 3) のように針のまわりの任意の点 P に対する線量を

$$\theta = \tan^{-1} (\text{フィルターの内径/線源有効長})$$

を境に A と B に分けて計算した。

A の部分では

$$D_p = \rho \int \frac{9.33}{r^2} \cdot \exp(-\mu t) dl \quad (1)$$

ここで、 $\rho$  : 線源の強さの線密度 mCi/cm

$r$  : 線素から点 P までの距離

$\mu$  : Pt の吸収係数

$t$  : Pt フィルターの厚み

で計算し、Bの部分では Pt フィルターの厚さを一様に 5 mm とし距離も線源の中心から  $r_0$  とした。従つて

$$D_p = \frac{3.44}{r^2} \cdot (\text{mCi 数}) \quad (2)$$

となる。積分は 6 分割の Simpson's rule を用いた。tissue absorption による補正も必要であるが

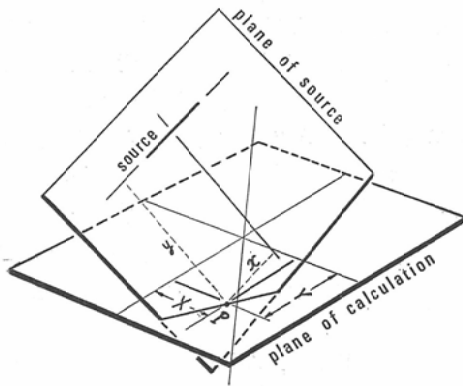


Fig. 4. The relation between a plane of source and a plane of calculation.

舌癌の場合、病巣の中心から辺縁まで3 cmを越えることはあまりないとみてよいので、既存のデータ<sup>20)</sup>などからも5%以内の補正であるから省略した。ラジウム針以外の線源は、コバルト針並びにラドンシードに使えるようにプログラムを組んである。コバルト針の場合、ラジウムの同じmCi数に1.6を乗じたものを使用し、ラドンシードの場合は、 $I$ が8.4の点線源として取扱っている。

このように一つの線源から任意の点の線量が計算出来ると、(Fig. 4) のようにある特定の線量面に対して任意の位置にある線源から線量面の任意の点Pに対して計算が可能になる。一般には多数の線源があるから点Pに対して各線源の寄与を加算することによって、その点の線量が求まる。

線量面は正中面に平行か、直角か、あるいは正中線に垂直に数枚を選ぶことが出来る。一つの線量面での線量は5 mm間隔の格子点上のものが計算される。

4. 線量分布表現法

線量を計算したものをプリントアウトしたものが (Table 1) である。これを視覚的に表現するのにラインプリンターで文字のパターンを作るわけであるが、5 mm間隔では目が粗すぎるので、

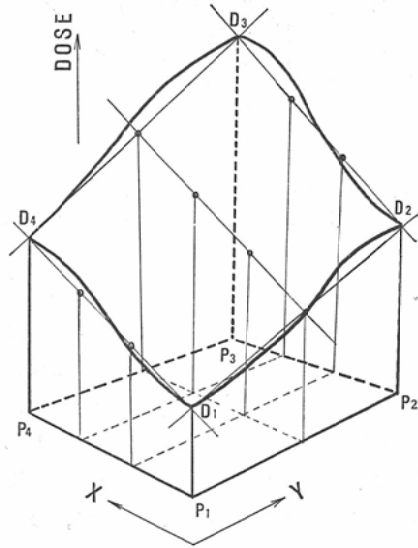


Fig. 5. The calculated dose at four points (P<sub>1</sub>, P<sub>2</sub>, P<sub>3</sub>, P<sub>4</sub>) and estimated dose by linear interpolation.

Table 1. Dose table

Dose Table	71502		Suzuki Toshiharu			RA-2PL					
	ZH=		0.50 CM			Unit is Roentgen					
×	-2.5	-2.0	-1.5	-1.0	-0.5	0.0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5
2.5	2147.0	2546.3	2947.7	3268.9	3430.7	3358.5	3005.2	2542.6	2122.5	1766.4	1469.1
2.0	2711.8	3399.3	4199.9	4894.6	5330.0	5528.1	4514.9	3418.7	2703.8	2162.4	1733.8
1.5	3412.5	4603.6	6480.0	8498.9	8828.9	11922.2	7012.1	4576.9	3520.9	2686.3	2043.2
1.0	4195.9	6061.3	9835.6	17746.2	11953.6	11450.6	7660.7	6151.7	5165.1	3468.6	2384.0
0.5	4956.7	7633.8	11711.3	12190.0	10313.0	9010.9	7890.7	9202.9	10200.1	4371.3	2660.4
0.0	5528.0	9109.6	24802.2	12075.4	9576.7	8808.8	8460.7	8076.1	6789.2	4156.5	2736.8
-0.5	5728.4	10703.9	15091.0	11198.5	9680.9	9945.2	12557.9	8276.4	5630.3	3842.0	2676.9
-1.0	5223.6	9451.1	13475.4	12568.6	10413.5	9757.0	10807.9	9249.6	6363.5	3735.5	2554.4
-1.5	4237.1	6116.5	9113.3	28074.7	12115.1	8805.5	7623.4	8083.5	6455.4	3393.5	2340.6
-2.0	3353.9	4459.8	6121.6	8874.7	19375.0	8068.8	5626.2	4796.6	3796.2	2749.2	2047.8
-2.5	2647.8	3307.9	4136.6	5185.7	6205.2	5145.2	4036.2	3356.5	2753.9	2195.6	1745.2

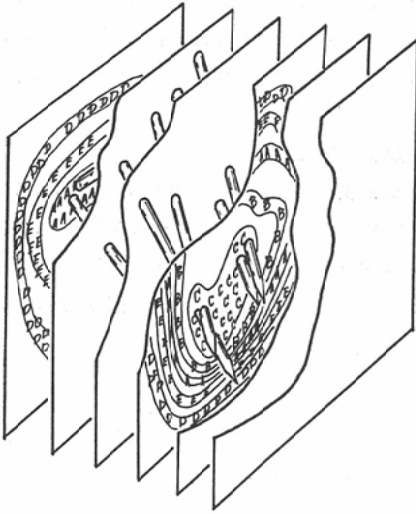


Fig. 6. The stereoscopic relation of the planes of calculation and the needles in case I (Fig. 7)

(Fig. 5) にみられるように、隣りあつた4点の線量を直線で結び内挿することによつて、近似的に情報を増した。そのようにして求めた線量について、線量域を示す文字 (Table 2) を対応させてライプリンターで描かせたものが (Fig. 9, C) である。文字の対応させ方は一桁違う線量を対数的に十等分して、文字 A, B, C, D, E を1つおきにブランクをはさんで対応させた。従つて1つの文字が示す線量範囲は最低と最高では  $10^{0.1}$  即ち約1.26倍の線量域を示すことになる。また、従来の等差級数的な線量分布に対してこれは等比級数的な等線量曲線といえる。この特長は、前者が線量の範囲が広くなると cover 出来なくなるのになら、後者は如何なる線量域でも表現出来ることにある。このように描出された線量分布と実際の線源との立体的な位置関係は、症例1 (Fig. 7, A,B,C,D) について (Fig. 6) のようになる。

### III. 臨床例

症例1. (Fig. 7, A,B,C,D)

男性 ( $T_3, N_3$ ) コバルト針有効長3 cm, 2.6mCi を6本, 106時間, 一平面刺入, (Fig. 7) にみられるように、刺入は下方に向つて集中してい

る。従つて全体としては逆三角形のようになつたが、その特長は、(Fig. 7, B,C,D) 面によくあらわれている。又上を閉じた針が横になっている影響が (Fig. 7, A,B), に強くみられる。針の先が集中して高い線量になつた部分が (Fig. 7, D) にみられる。原発巣は著明に縮少し、一次的治療をみたが、三カ月後頸部転移巣悪化により死亡、剖検時、原発巣の高線量域には、矢張り小豆大の潰瘍がみられた。

症例2. (Fig. 8, A,B,C,D)

男性, ( $T_1, N_0$ ), ラドンシード1 mCi を9本一平面刺入。

線量分布の特長としてはラドンシード特有の hot spot がみられる。しかし線量分布は全体としては適切であり、臨床的にも、局所の再発及び壊死等の障害は3年以上を経た現在みとめられていない。

症例3. (Fig. 9, A,B,C,D)

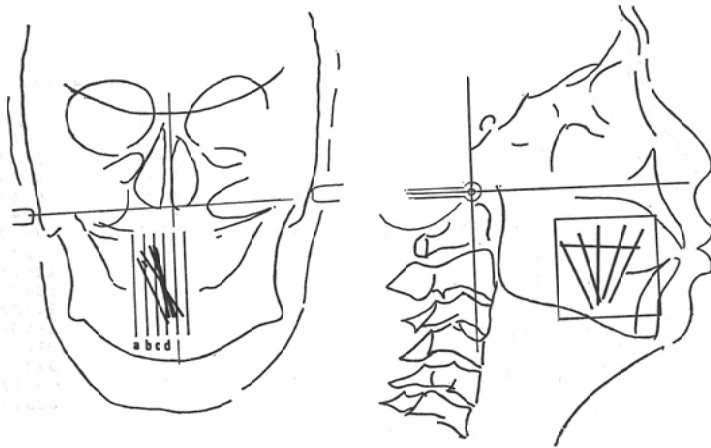
男性, ( $T_4, N_0$ ) ラジウム針有効長3 cm, 2 mg を10本, 二平面刺入。

針の先端が口腔底に向つて集中し、線量分布にもみられるようにこの部分は、過線量になり後には壊死におちいつた。彎曲した扇状の刺入の状態が線量分布面によくあらわれている。

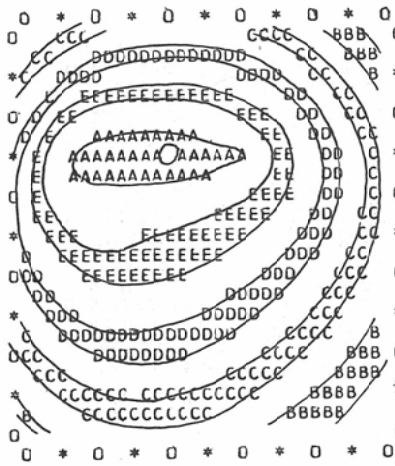
## IV. Dose Spectrum の導入

### 1. Dose Spectrum

この概念は端的にいえば一症例の線量分布の中で、どの大きさの線量がどの程度に広さを持つかという関係を示すもので、詳しい数学的取扱は附録に述べる。ここでは、具体的、実用的に説明すると、(Fig. 6) のように、ある領域を等間隔な数枚の線量面に分けて、かつその線量面は一つの文字が一つの単位を作りモザイク状に分割されると考えると、それは一つの体積要素であるが、またそれは一つの線量の値を代表値として与えることが出来る。逆に線量の値を適当に分割し、その一つの線量域に対する体積要素の数が得られ、一つの三次元的な線量分布では、線量に対する体積要素の histogram が得られることになる。(Table 2) は症例1に対してそのような histogram を作



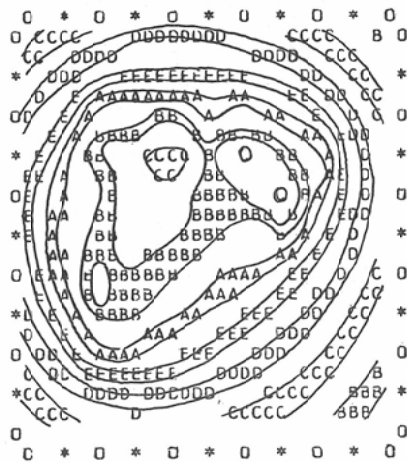
SYMBOL	DOSE RANGE (R)	
	DOSE RANGE (R)	DOSE RANGE (R)
B	1248	1571
	1571	1978
C	1978	2489
	2489	3133
D	3133	3944
	3944	4964
E	4964	6247
	6247	7863
A	7863	9897
	9897	12456
B	12456	15677
	15677	19732
C	19732	24834
	24834	31256
D	31256	39340
	39340	49513



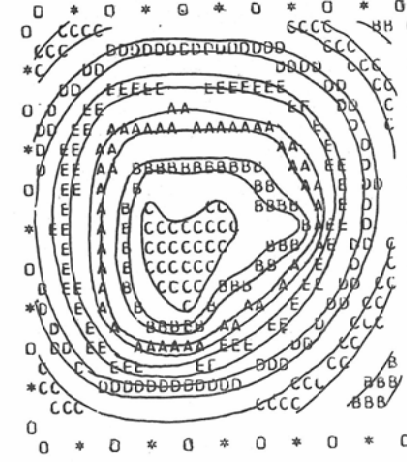
(a)



(b)

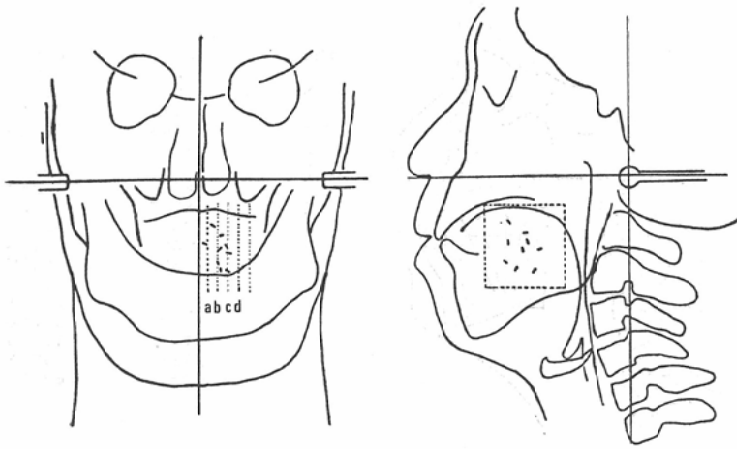


(c)

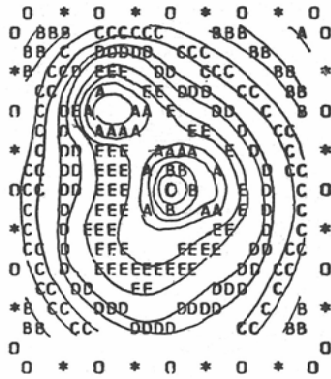


(d)

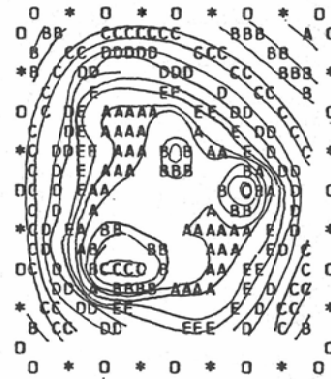
Fig. 7. Case I. Male ( $T_3, N_3$ ), cobalt needles single plane implantation. the distance 0 to 0 is 1 cm in the peripheral scales of each chart.



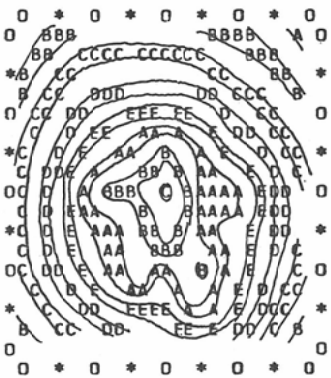
SYMBOL	DOSE RANGE (R)
	1248
B	1571
	1978
C	2489
	3133
D	3133
	3944
E	3944
	4964
	4964
	6247
	7863
A	7863
	9897
	9897
	12456
B	12456
	15677
	15677
	19732
C	19732
	24834
	24834
	31256
D	31256
	39340
	39340
	49513
	49513
	62317



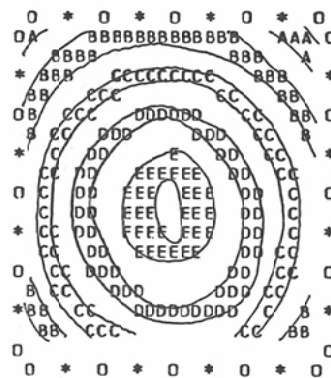
(a)



(b)



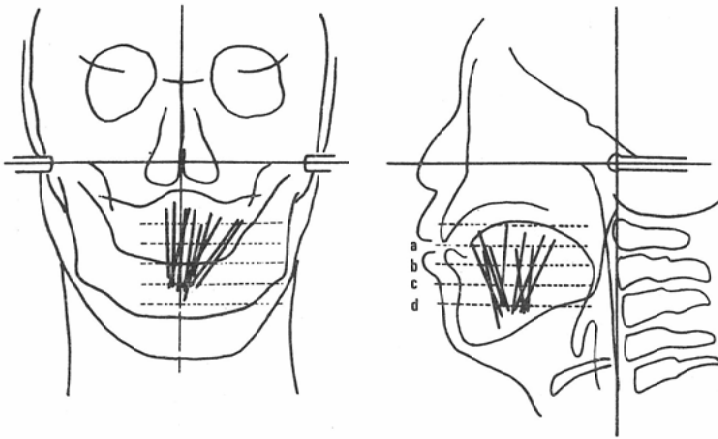
(c)



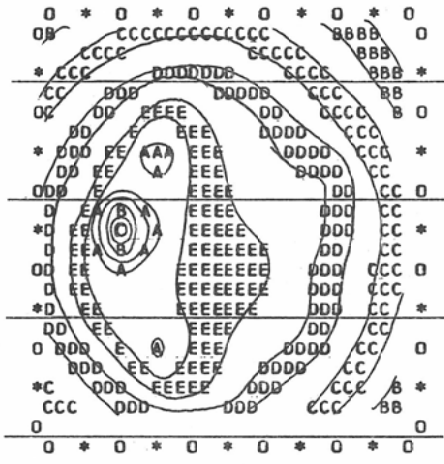
(d)

Fig. 8. Case II. Male (T<sub>1</sub>, N<sub>0</sub>), Rn seeds single plane implantation. The distance 0 to 0 is 1 cm in the peripheral scales of each chart.

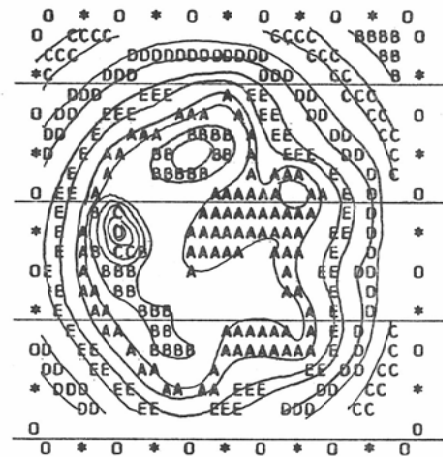




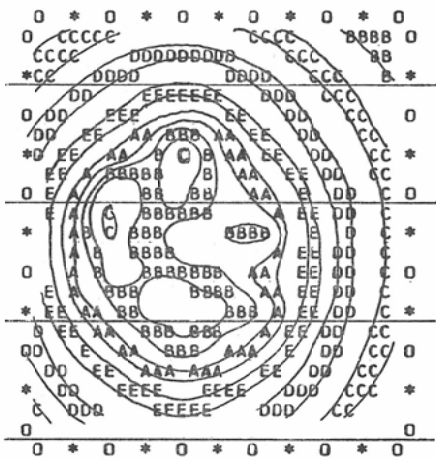
SYMBOL	DOSE RANGE (R)	
B	1248	1571
	1571	1978
	1978	2489
	2489	3133
C	3133	3944
	3944	4964
D	4964	6247
	6247	7863
E	7863	9897
	9897	12456
A	12456	15677
	15677	19732
B	19732	24834
	24834	31256
C	31256	39340
	39340	49513
D		62317



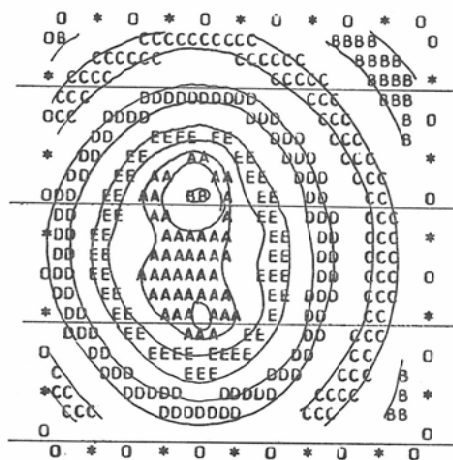
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 9. Case III. Male ( $T_4$ ,  $N_0$ ), Ra needles double plane implantation. The distance 0 to 0 is 1 cm in the peripheral scales of each chart.

Table 2. Dose Spectrum table

Dose Spectrum Table				
Symbol	Dose Range (R)		Volume Unit	Volume (CC)
B	1248	1571	2	0.042
	1571	1978	54	1.123
	1978	2489	193	4.014
C	2489	3133	392	8.154
	3133	3944	523	10.878
D	3944	4964	498	10.358
	4964	6247	446	9.277
E	6247	7863	399	8.299
	7863	9897	303	6.302
A	9897	12456	245	5.096
	12456	15677	186	3.869
B	15677	19732	155	3.224
	19732	24834	124	2.579
C	24834	31256	57	1.186
	31256	39340	18	0.374
D	39340	49513	4	0.083
	49513	62317	1	0.021

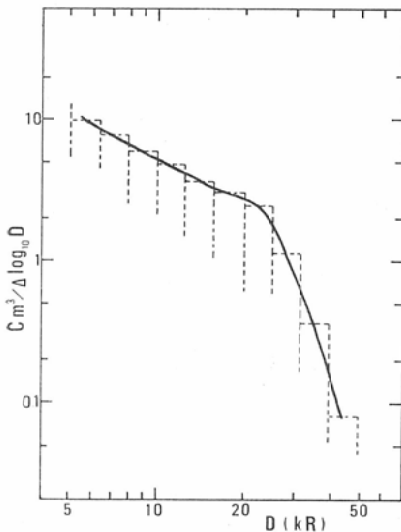


Fig. 10. The illustration of the Dose Spectrum. Dashed line show the histogram of table 2. Solid line shows the Dose Spectrum.  $\Delta \log_{10} D$  of the ordinate means the dose range which were divided a decade into one-tenth logarithmically.

つたものである。

これをグラフにするのに、線量、体積共に、linear に目盛ることは表現が適当でない。何故ならば、放射線源からの距離と線量の関係は、距離の

逆自乗に体積は距離の三乗に比例しているのだからである。従つて、線量域の分割を等比級数的にして、横軸（線量）及び縦軸（体積要素の数）を対数的にするのが良い。そのようにして目盛つたものが（Fig.10）の破線の histogram である。ただし、見易いように、縦横の比率を 1 : 2 にしてある。更に、それらの histogram を結んで一本の曲線に表わした。このような考え方は Balter<sup>1)</sup> (1966) が dose-frequency histogram という形で少しふれているが、彼のものは linear な histogram であるし、連続量という概念がないこと、さらにそれをどのように利用するかということまでに発展させてはいない。

本邦では、著者<sup>10)</sup>が Dose Spectrum を提唱し、町田<sup>12)</sup>が Dose-Volume relationship という似た概念を示している。彼女の発想もほとんど同じようなものであるが、横軸の線量のとり方にやや無理が感ぜられる。いずれにしるこのような考え方が線量分布解析に役立つことを意味している。

著者のように対数で、縦軸横軸をとることの利点は、(1) 線量の範囲を相当広く cover 出来る。

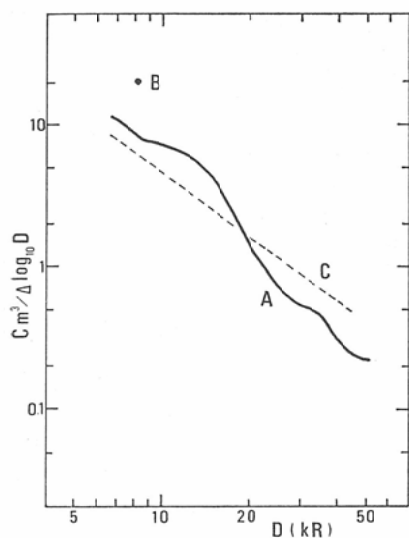


Fig. 11. Three typical Dose Spectra.

- A: Clinical case. Rn seeds implantation.
- B: The ideal case. Homogenous irradiation in a region and zero dose elsewhere.
- C: A point source.

(2) 点線源からの Spectrum が直線になる.

(3) 線源の位置が同じで、放射線源の強さのみ違うものは、即ち、相似的な線量分布は、Spectrumの形が同じで、平行移動のみで表わされる.

(Fig.11)に代表的な3種のSpectrumを示した。Aはラドンシード刺入の臨床例、Bはもしある領域が均一に照射され、それ以外の線量は零であるような理想的な場合で、点のようなものとして表現される。Cは点線源に対するもので、線量分布が単なる距離のべき関数であるから、このような直線になる。(附録参照)。Aの臨床例も線量の低いところでは、Cと同じ勾配になっている。

## 2. 臨床適用例及び考察

症例1, 2, 3の Dose Spectrum を作ると (Fig.12) のようになる。こうして症例を重ねて統計的にみると (Fig.13) に示すようにラドンシード、針の一平面刺入と二平面刺入の間には差異がみられる。即ちラドンシードは点線源であるから、より単一線源の Dose Spectrum に似ている。それに局所的に hot spot が生じるので (Fig. 8, A,B,C), 比較的高線量域まで伸びている。針の一

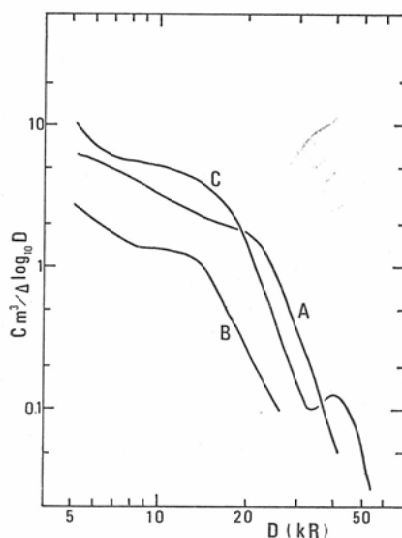


Fig. 12. Dose Spectra in clinical cases.

- A: Case I. (Fig. 7), B: Case II. (Fig. 8), C: Case III. (Fig. 9)

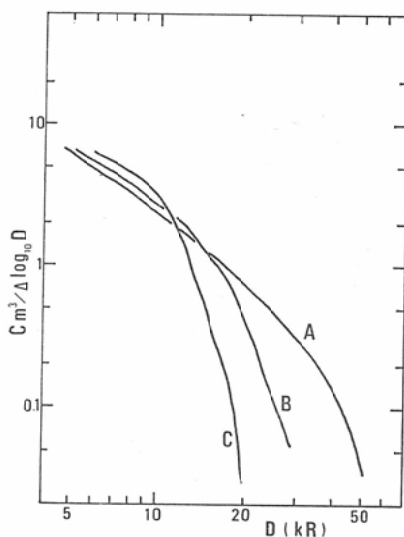


Fig. 13. Three types of implantation.

- A: Rn seeds. B: Single plane needles. C: Doubleplane needles.

平面刺入、および、二平面刺入では、後者が前者より、均一度が高いことを示している。(Fig.14), (Fig.15)に臨床例16例を示す。これらを見ると、

(1) かなりの高線量域が存在する。これは他の文献にはあまりみられない。何故ならば、著者は

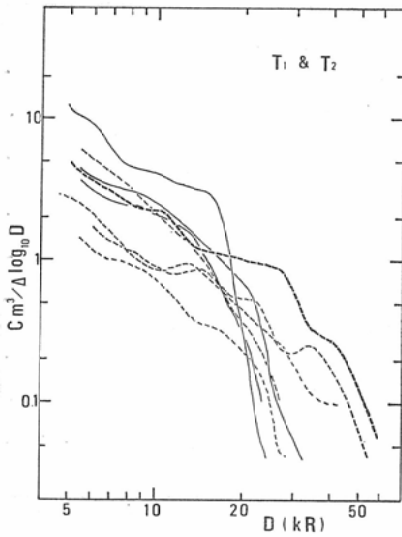


Fig. 14. The Dose Spectra in clinical cases. T<sub>1</sub> & T<sub>2</sub>. Fine solid-line; needles, without radiation injury. Fine dash-line; Rn seeds, without radiation injury. Thick dash-line; Rn seeds, with radiation injury.

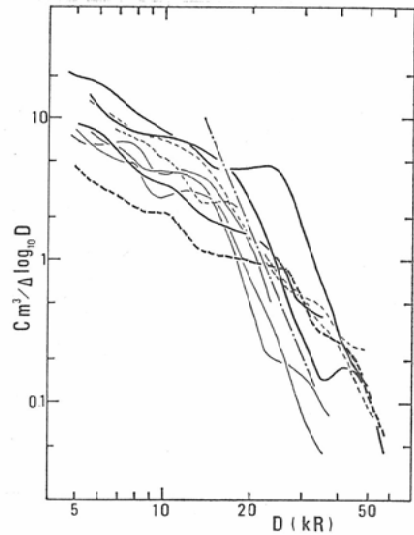


Fig. 16. Partially combined figure of Fig. 14 and Fig. 15 shows the relation of critical line (— · — · —) for radiation injury.

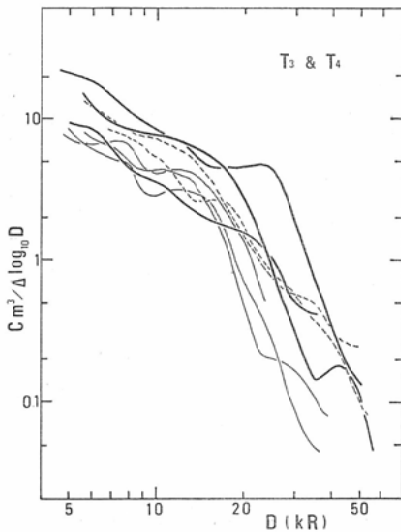


Fig. 15. The Dose Spectra in clinical cases. T<sub>3</sub> & T<sub>4</sub>. Fine dash-line; Rn seeds, without radiation injury. Fine solid-line; needles, without radiation injury. Thick solid-line; needles, with radiation injury.

線量域の区分を対数的に行っているので十分高線量域迄 cover 出来たと考えられる。

(2) 太線は障害例である。図に示された如く高線量域の存在のみが障害の因になるのではなく、同時にその容積が問題で、それが小さければ障害にならない。即ち障害の発現は線量の大きさと容積の関数であることが想像される。(Fig.14)と(Fig.15)の主なところをまとめた図(Fig.16)中に一本の一点鎖線を考えてみる。それを上まわった場合に障害が起きると仮定を立てると、線量は中程度でも領域が広ければ当然障害が出てくると考えられる。これらは例数が未だ少なく結論を下すには不十分であるが、そのような傾向が読みとれる。今後臨床例を重ねてそのような限界線を定量的、帰納的に定め得ることは十分予想出来よう。(3) (Fig.16)のラドンシードの2例は障害が出てもおかしくない線量と考えられるが、これにはラドンシードの時間的因子が効いているものと考えられる。このDose Spectrumはラドンに関しては total decay で物理的な線量を計算しているが、生物学的な意味では、effectiveな線量はもつと少ないと考えられる。もし横軸がeffectiveな線量で目盛ることが出来るとすれば、ラドンシ-

ドのものはある一定量、左に平行移動して考えるべきである。従つて障害が出てこないのもうなずけよう。またこれらの症例を多く集めることによつて、ラドンシードがラジウム針に換算して effective な線量がどの程度のものかを定量的、帰納的に導き出すことも不可能ではない。(4)

(Fig.16) の図中の限界線に非常に近い障害のない針刺入の一例は、治療後かなり強い反応がみられたが、その後、全く回復した症例で、もう少し線量が多ければ、障害の出現が予想されるものであつた。これらの事からも、一応図に示した一点鎖線が限界線に近いものと考えることが出来る。

### 3. Dose Spectrum の欠点及び利用上の注意

Dose Spectrum の欠点は(1) 空間的線量分布に対する情報不足である。例えば、高線量域が集中しているのか散在しているのか Dose Spectrum だけからは判別出来ない。(2) 線量分布と病巣との解剖学的位置関係なども全く表現されない。即ち臨床効果とその Dose Spectrum を対応させて考えるときには上記の点は充分銘記すべきであろう。

従来から用いられた Paterson-Parker rule による線量表示は1個の数字、いわば点の情報とすれば、この Spectrum は線の情報であり、これに対し線量分布図は面の情報ともいえる。それぞれに含まれる情報量には程度の違いがある。我々が実際に知りたい線量分布は立体的なものであるが、立体的線量分布は表現法も困難で、解析も複雑になるが Dose Spectrum による線量分布の表現法は Paterson-Parker の線量表示よりは立体的な情報を提供し得ると思う。

## V. 結 語

小線源の放射線治療に於ける線量管理は電子計算機で行うのが最も有利である。この方式により線量分布図を得ることは比較的容易であり数多くの報告もある。併しこれらの結果を解析してさらに臨床的な改善に資すること (feed back) は容易でなく、従つてそのような試みは少なかつた。本論文では線量分布の情報を含みかつ解析もし易い

Dose Spectrum という概念を導入し、十数例の臨床例に適用してその結果、(1) 線量分布の情報が要約された形で把握できる。(2) 線量分布と障害について、容積と線量の大きさとの関数関係がつかめる。(3) ラドンシード等の線量率の違つたものの生物学的に有効な線量の estimate が可能である。など臨床的に十分役立つ解析手段なることがわかつた。

今後は所謂 Paterson-Parker System との比較や更に外部照射、殊に Wedge filter や電子線、回転照射等の場合について検討をすすめたいと思つている。

稿を終るにあたり、有益な助言と討論をして下さつた当教室足立忠教授、鈴木宗治助教授、堀内淳一講師並びに癌研究所主任研究員尾内能夫博士に深く感謝すると共にこの研究に協力していただいた当教室員諸兄にお礼を述べさせていたきたい。

## 附 録

### Dose Spectrum の数学的取扱

放射線のエネルギー吸収の場で、二次電子の個々の飛程が問題にならぬ程の巨視的な見方をすれば、放射線の線量分布は、適当な領域内で点  $(x, y, z)$  に対する吸収線量  $D$  のスカラー場

$$D = f(x, y, z) \quad (1)$$

で表わすことが出来る。かつまた、異質物間の境界面や線源の位置を除くと  $f(x, y, z)$  は殆んどどの領域で連続かつなめらかな関数とみなすことが出来る。従つて線量が  $C$  の等線量曲面は

$$C = f(x, y, z) \quad (2)$$

で表わされる。この曲面は必ずしも一つとは限らず、複数個あつても差支えないが、ここでは一個の場合を論ずる。(一個としても一般性は失われない。)

各点に於ける吸収線量の勾配は

$$\nabla f = \text{grad} f = \frac{\partial f}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial f}{\partial z} \mathbf{k} \quad (3)$$

なるベクトルで示される。(ただし  $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$  はそれぞれ直交座標軸の単位ベクトル) このベクトルの向きは等線量曲面の各点に於ける法線の方向と一致している。

今線量が  $C_1$  とそれに非常に近い値  $C_2$  の2つ

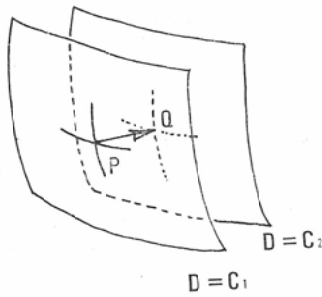


Fig. 17. Two isodose surfaces and normal vector at point P.

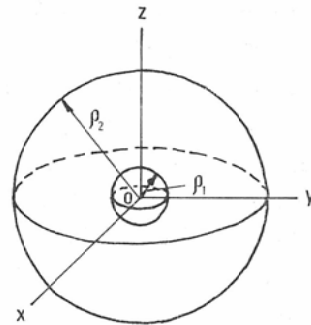


Fig. 18. The illustration of co-ordinates for a point source at the origin.

の等線量曲面を考えると (Fig.17).  $C_1$  面上の点 P から  $C_2$  面への距離は

$$g(x,y,z) = \frac{1}{|\nabla f|}$$

$$= 1 / \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial z}\right)^2} \quad (4)$$

とすると,  $g(x,y,z)$  に比例する.

従つて面  $S:D=f(x,y,z)$  における面積分を

$$\sigma(D) = k \int_S g(x,y,z) dS \quad (5)$$

(k は適当な定数)

で表わせば  $\sigma(D)$  は Dose Spectrum に相当する.  $D=f(x,y,z)$  の曲面が複数個あればそれを  $S_1, S_2, \dots, S_n$  として

$$\sigma(D) = k \cdot \sum_{i=1}^n \int_{S_i} g(x,y,z) dS_i \quad (6)$$

で表わすことが出来る.

$f(x,y,z)$  が微分可能でないところでは  $g(x,y,z) = 0$  と定義することにより  $\sigma(D)$  は放射線の場  $f(x,y,z)$  に対して, ある領域 V で一意的に定まる. 領域内での線量 D に対する積分

$$V = \int_{D_{min}}^{D_{max}} \sigma(D) dD \quad (7)$$

はその領域の容積になる. 微分形で表わすと

$$\sigma(D) = \frac{dV}{dD} \quad (8)$$

横軸を対数で考えるには  $d(\log D)$  に対するものに変換して

$$\frac{dV}{d(\log D)} = D \cdot \sigma(D) \quad (9)$$

縦軸も対数で考えれば

$$\log \left\{ \frac{dV}{d(\log D)} \right\} = \log \{ D \cdot \sigma(D) \} \quad (10)$$

となり本文で取り扱つた Dose Spectrum の表現になる.

1. 点線源に対する Dose Spectrum

1つの点線源に対して, 線源を中心として半径  $\rho_1$  と  $\rho_2$  の球面で囲まれる領域を考える (Fig.18). この領域では放射線の強度を距離の自乗に反比例すると考えると, 放射線の場  $D=f(x,y,z)$  を極座標  $D=R(r,\theta,\varphi)$  で表わせば  $\theta, \varphi$  には無関係になるから

$$R(r) = k/r^2 \quad (11)$$

となる. 従つて  $\nabla R$  は r 成分,  $\theta$  成分,  $\varphi$  成分に分けて考えると r 成分のみであるから

$$\nabla R = \frac{\partial R}{\partial r} = -2k/r^3 \quad (12)$$

となる. 従つて

$$g(r) = r^3/2k \quad (13)$$

等線量曲面 S は球面であるから, 面積素片は

$$dSr = r^2 \sin\theta \cdot d\theta \cdot d\varphi$$

である. 従つて

$$\sigma(D) = \int_S g(r) dS = r^2 g(r) \iint \sin\theta \cdot d\theta \cdot d\varphi$$

$$= 2\pi k^{3/2} \cdot D^{-5/2} \quad (14)$$

となる. 従つて領域内の容積は

$$V = \int_{D_{min}}^{D_{max}} \sigma(D) dD = 2\pi k^{3/2} \left[ -\frac{2}{3} D^{3/2} \right]_{D_{min}}^{D_{max}}$$

$$= 2\pi k^{3/2} \left[ -\frac{2}{3} k^{-3/2} r^3 \right]_{\rho_2}^{\rho_1}$$

$$= \frac{4}{3} \pi (\rho_1^3 - \rho_2^3) \quad (15)$$

ここで  $\rho_1$  を限りなく 0 に近づけると,

$$V = \int_{D_{min}}^{D_{max}} \sigma(D) dD = \frac{4}{3} \pi \rho_2^3 \quad (16)$$

となり半径  $\rho_2$  の球の容積となり事実と合致する. また

$$\log \left\{ \frac{dV}{d(\log D)} \right\} = \log \{ D \cdot \sigma(D) \}$$

$$= \log(2\pi k^{3/2}) - \frac{3}{2} \log D \quad (17)$$

となり (Fig.11) のCの勾配になり、実情と合っている。

## 2. 理想的な線量分布の Dose Spectrum

ある領域Vが均一な線量Cでそれ以外の領域では線量が零であるような分布は現実にはあり得ないが理想的である。近似的には、 $\alpha$ 線や飛程の短い $\beta$ 線源を用いて作り出すことも不可能ではない。このような Dose Spectrum は (Fig.11) のBの点のようなものとして表現される。数式としての表現は Dirac の $\delta$ 関数と考えてよいであろう。

$$\sigma(D) = V \cdot \delta(D-C) \quad (18)$$

従つて容積は

$$\int \sigma(D) dD = \int V \delta(D-C) dD = V \quad (19)$$

となる。

## 文 献

- 1) Balter, S.F., Freed, B.R., Ragazzoni, G.D., Siler, W. and Laughlin, J.S.: An Extension of the Memorial System for Implant Dosimetry Radiology, 87 (1966), 475—482.
- 2) Batho, H.F. and Young, M.E.: Tissue Absorption Corrections for Linear Radium Sources. Brit. J. Radiol. 37 (1964), 689—692.
- 3) Busch, M.: Computer Calculations in Interstitial Seed Therapy. I. Radiation Treatment Planning. IAEA Technical Report Series No. 57, Computer Calculation of Dose Distributions in Radiotherapy. (1966), 83—91.
- 4) Busch, M.: Ein Beitrag zur Radiumdosimetrie. Strahlentherapie 133 (1967), 567—584.
- 5) Busch, M. and Wofalt, J.: Zur Dosierung implantierter Gammastrahler. Strahlentherapie 136 (1968), 437—447.
- 6) Castro, J.R., Lindberg, R.D., Fletcher, G.H.: Clinical Application of Computer Dosimetry in Interstitial Radium Therapy. Am. J. Roentgenol. 105 (1969), 165—171.
- 7) Fletcher, G.H., Stoval, M.: A Study of the Explicit Distribution of Radiation in Interstitial Implantations. III. Correction with Clinical Results in Squamous-cell Carcinomas of the Anterior Two-Thirds of Tongue and Floor of Mouth. Radiology 78 (1962), 766—782.
- 8) Greenfield, M.A., Fichman, M. and Norman, A.: Dosage Table for Linear Radium Sources Filtered by 0.5 and 1.0 mm of Platinum. Radiology, 73 (1959), 418—423.
- 9) Hale, J.: The Use of Interstitial Radium Doserate Tables for Radioactive Isotopes. Am. J. Roentgenol. 79 (1958), 49—53.
- 10) 小西圭介: 小線治療における高速デジタル計算機の応用—第2報—(癌治療例に対する解析) 日医放誌, 部会記事, 29 (1969). 昭和44年, 220.
- 11) 真崎規江: 電子計算機を用いて放射線治療を合理化する方法, 日医放誌, 23 (1963). 昭和38年, 197—204.
- 12) 町田孝子: 電子計算機による子宮頸癌腔内照射の線量分布の計算とその評価, 日医放誌, 30, (1970). 昭和45年, 33—45.
- 13) Onai, Y., Irifune, T.: Calculation of Dose Distributions in Radiation Therapy by a Digital Computer. II. Computation of Dose Distribution in Radium Therapy. Nippon Acta Radiol. 28 (1969), 1629—1636.
- 14) Paterson, R. and Parker, H.M.: A Dosage System for Gamma-ray Therapy. Brit. J. Radiol. 7 (1934), 592—640.
- 15) Paterson, R., Parker, H.M. and Spiers, F.W.: A System of Dosage for Cylindrical Distributions of Radium. Brit. J. Radiol. 9 (1936), 437—508.
- 16) Paterson, R. and Parker, H.M.: A Dosage System for Interstitial Radium Therapy. Brit. J. Radiol. 11 (1938), 252—266.
- 17) Powers, W.E., Bogerdus, C.R. Jr. and Gallagher, T.: Computer Estimation of Interstitial and Intracavitary Implants. Radiology 85 (1969), 135—142.
- 18) Powers, W.E., Schneider, S.K., Schmate, K., Fotenos, H. and Gallagher, T.: Evaluation of Methods of Computer Estimation of Interstitial and Intracavitary Dosimetry. Am. J. Roentgenol. 96 (1966), 59—65.
- 19) Rose, J.A. Bloedern, F.G. and Robinson, J.E.: A Computer Dosimetry System for Radium Implants. Am. J. Roentgenol. 97 (1966), 1032—1040.
- 20) Rose, J.E.: A Computer Dosimetry System for Radon Seed Implants. Am. J. Roentgenol. 100 (1967), 878—885.
- 21) Shalek, R.J. and Stoval, M.: The Calculation of Isodose Distributions in Interstitial Implants by a Computer. Radiology 76 (1961), 119—120.
- 22) Shalek, R.J. and Stoval, M.: The M.D. Anderson Method for the Computation of Isodose Curves Around Interstitial and Intracavitary Radiation Sources. I. Dose from Linear Sources. Am. J. Roentgenol. 102 (1968), 662—

- 672.
- 23) Sievert, R.M.: Die Gamma-Strahlungsintensität an der Oberfläche und in der nächsten Umgebung von Radiumnadeln. *Acta Radiol.* 11 (1930), 249—267.
- 24) Stoval, M. and Shalek, R.J.: A Study of the Explicit Distribution of Radiation in Interstitial Implantations. *Radiology*, 78 (1962), 950—954.
- 25) Stoval, M. and Shalek, R.J.: The M.D. Anderson Method for the Computation of Isodose Curves Around Intestinal and Intracavitary Radiation Sources. III. Roentgenograms for Input Data and the Relation of Isodose Calculations to the Paterson-Parker System. *Am. J. Roentgenol.* 102 (1968), 677—687.
- 26) Ter-Pogossian, M., Ittner, W.B. III. and Aly, S.M.: Comparison of Air and Tissue Dose for Radium Gamma Rays. *Nucleonics*, 10 (1952), 50—52.
- 27) Young, M.E.J. and Batho, H.F.: Dose Tables for Linear Radium Sources Calculation by an Electronic Computer. *Brit. J. Radiol.* 37 (1964), 38—44.
-