



Title	容積線量および積分障害量よりみた原体, 回転, 対向2門照射法の比較(積分障害量の定義) (超高压照射法の研究 第23報)
Author(s)	服部, 浩之
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 28(9), p. 1240-1244
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19039
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

容積線量および積分障害量よりみた原体、回転、 対向2門照射法の比較（積分障害量の定義）

（超高圧照射法の研究 第23報）

愛知県がんセンター研究所放射線部（部長：北畠 隆*）

服 部 浩 之**

（昭和43年2月12日受付）

The Comparison of Conformation, Rotation and Two Opposite Radiotherapy regarding to Volume Dose and Integral Damage (Definition of Integral Damage)

By

Hiroyuki Hattori**

From the Laboratory of Experimental Radiology, Research Institute, Aichi Cancer Center, Nagoya
(Director: Dr. T. Kitabatake*)

Integral Damage (I. Da.), a new indicator of concentration degree of radiation is defined modifying the idea of volume dose with the non linearity relation of dose to damage. (I. Da.) is calculated by combination of the dose-damage curve S(D) with volume dose. Four types of S(D) were assumed. For these S(D), (I. Da.) given with conformation, rotation and two opposite treatment for uterus cancer were determined experimentally using 6 MeV Linear Accelerator X-rays. The value of (I. Da.) ratio of rotation or two opposite to conformation treatment makes it possible quantitatively to presume the degree of utility of conformation to other methods. Details written in English will be published elsewhere.

緒 言

放射線治療に付随する障害を軽減させるという観点から、子宮癌治療に於ける各種照射法の比較をこころみた。放射線障害の軽減は健常組織に吸収される線量を減少させることによって実現される。しかし量的には、健常組織に吸収される線量と発生障害とは必ずしも比例関係にあるとは限らず、一般には閾値を有する Sigmoid 関係にあると考えられる。そこで、容積線量¹⁾と線量障害曲線を組み合せて健常組織に発生する全障害量、即ち積分障害量 (Integral Damage) を定義する。

6 MeV Linac X 線による子宮癌治療の場合を想定して容積線量を実験的に求め、更に線量障害

曲線の数種の形を仮定して積分障害量を算出した。この結果に基づき、障害の軽減という目的に對して原体照射法²⁾が他の回転、対向2門照射法に較べて如何程有効であるかを推定した。

方 法

従来、病巣への線量の集中度をあらわす指標として、病巣容積線量比³⁾⁴⁾ (Volume Dose Ratio) や、むだ線量比²⁾ (Protusion Dose Ratio) などが用いられて来た。前比は容積線量の立場から高低両線量域を同等に評価する。一方、後比は線巣のみに注目し、低線量域を無視する。しかし、Wideröe⁵⁾の示す等線量曲線に対する等生存率曲線の如く、高低両線量域ともその発生させる障害の割合に応じて評価する方が、より適切な線量集

* 現、新潟大学医学部放射線医学教室

** 現、福井大学教育学部物理学教室

中度の指標を与えるのではあるまいか。そこで新たに積分障害量を以下の如く定義する。

先ず放射線治療において、組織に与えられた最大線量を D_m とし、 D_p 以上の線量を吸収した部分を線巣とする。子宮癌治療の場合を想定した線巣、病巣の関係を図 1 に示す。これより全容積線量 (Total Volume Dose) は

$$(To.V.D.) = \int_0^{D_m} D \cdot \rho V(D) dD \quad \dots \dots \dots (1)$$

で与えられる。ここで、 $V(D)$ は D から $D+dd$ の間の線量を吸収した容積が $V(D) dd$ あるとして定義される量である。 ρ は $V(D) dd$ の密度である。

また、病巣容積線量 (Tumor Volume Dose) は

$$(Tm. V.D.) = \int_{D_p}^{D_m} K(D) \cdot D \cdot \rho V(D) dD \quad \dots \dots \dots (2)$$

で与えられる。ここで、 $K(D)$ は

$$K(D) = \frac{\text{線量 } D \text{ を吸収した病巣容積}}{\text{線量 } D \text{ を吸収した線巣容積}}$$

 で定義される病巣線巣容積比である。

(1), (2)式より、健常組織容積線量 (Normal tissue Volume Dose) は

$$(Nt. V.D.) = (To. V.D.) - (Tm. V.D.) \quad (3)$$

で与えられる。

Fig. 1 The schematic diagram of the arrangement of tumour, normal tissue and irradiation field. D_m is the maximum dose. The part of tissue absorbed more than D_p of dose is defined as irradiation field on beam focus.

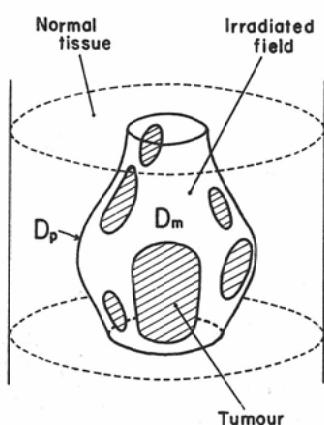
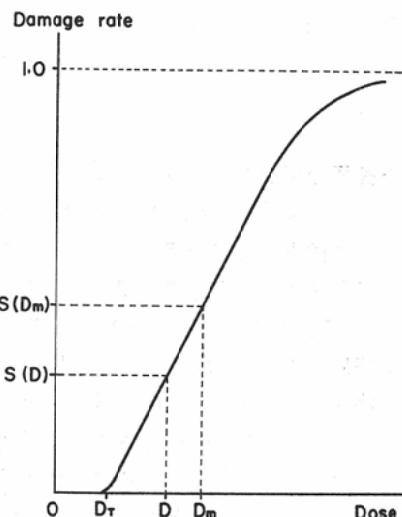


Fig. 2 The typical shape of the damage function $S(D)$. D_t is the threshold dose. Being effective radiotherapy, $S(D_m)$ is less than 1.0 and will be in linear part of damage curve.



次に、線量 D を吸収した健常組織に発生する障害の割合、即ち線量障害曲線を $S(D)$ とする。一般に $S(D)$ は図 2 に示す如き形であり、治療が有効であるためには $S(D_m)$ は 1 より十分小さい値をとつているはずである。これより、積分障害量 (Integral Damage) を次の如く定義する。

$$(I. Da.) = \int_0^{D_m} S(D) \cdot \rho V(D) dD - \int_{D_p}^{D_m} S(D) \cdot K(D) \cdot \rho V(D) dD \quad \dots \dots \dots (4)$$

即ち、(I. Da.) は (3) 式の D を $S(D)$ で置き換えたものであり、健常組織に発生する全障害量をあらわす。

実際には、 $D_p = 0.9 D_m$ として、 $K(D)$ をその平均値 K で近似する。即ち、線巣容積に占める病巣容積の割合を K とする。また、6MeV Linac X線に対しては骨と軟組織の質量阻子能は殆んど同じである⁶⁾。更に、腰部の骨組織の密度は軟組織のそれと大差がない⁷⁾。それ故、骨の存在は無視し、 $\rho = 1.0$ で一定であるとする。 $V(D)$ は D_m の 10% 間隔で求める。これより、(3)および(4)式は次の形で近似される。

$$(Nt. V.D.) = \sum_{n=1}^{10} (D_n \cdot V_n) - K \cdot D_{10} \cdot V_{10} \dots \dots (5)$$

$$(I. Da.) = \sum_{n=1}^{10} [S(D_m) \cdot V_n] - K \cdot S(D_{10}) \cdot V_{10} \dots \dots (6)$$

ここで, $D_n = (0.1n - 0.05) D_m$ であり, V_n は $V(D)dD$ を $0.1(n-1) D_m$ から $0.1n D_m$ 迄積分したものである。n は 1 から 10 迄の整数である。

実験

用いた装置は愛知県がんセンターの N E C 製 6 MeV Linac であり、原体照射絞り機構⁸⁾を有している。この装置の X 線を用いて、原体、回転、対向 2 門照射法により子宮癌治療を行う場合を想定した。各照射法の幾何学的照射野を図 3 に示す。原体照射法の長、短軸方向の照射野を図 4 に示す。この場合、幾何学的照射野と線巣とはほぼ一致している。各照射法の長軸方向の照射野巾は等しい。用いた Phantom は、平均的な婦人腰部の大きさ⁸⁾を模したもので、長軸 31.0 cm、短軸 18.5 cm、厚さ 30 cm の楕円柱形 Mix D 製である。Film

Fig. 3 The geometrical irradiation field of three different radiotherapy methods. The maximum width of each field on A-axis is 15 cm. The diameter A of elliptical phantom is 31.0 cm and B is 18.5 cm.

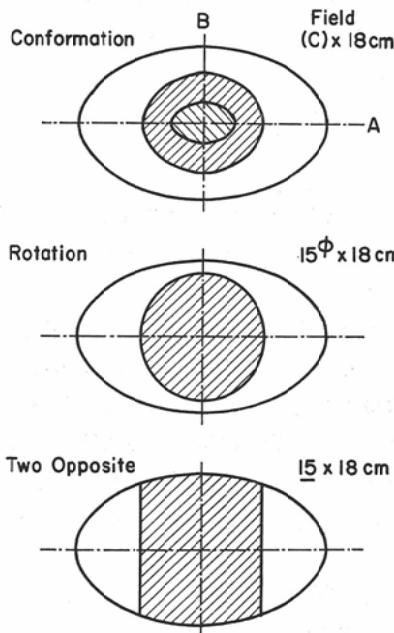
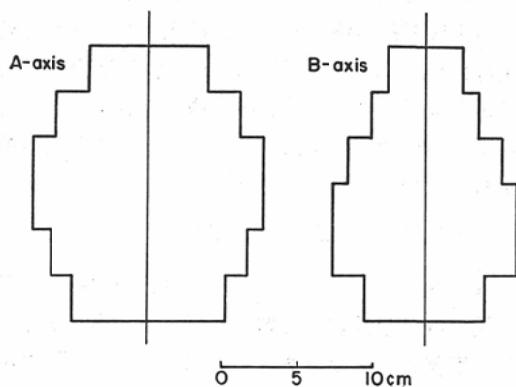


Fig. 4 The geometrical irradiation field of conformation radiotherapy for uterus cancer.

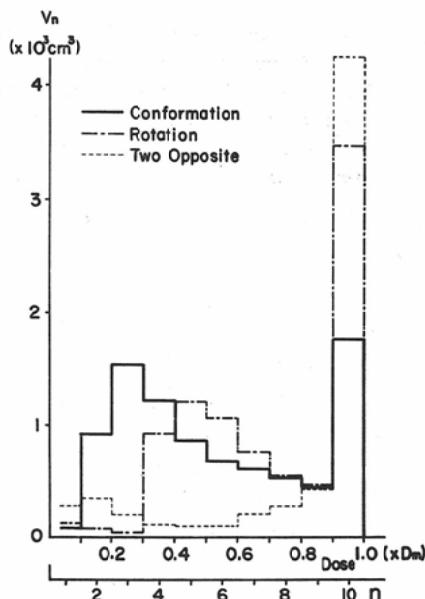


法によって、各照射法について 3 次元的な線量分布を求め、それより V_n を算出した。

結果

各照射法について求めた V_n を図 5 に示す。図に示される如く、線巣である 90% 領域は原体、回転、対向 2 門照射法の順で大きくなっている。しかし、それ以下の線量領域全体では逆の順に大

Fig. 5 Equi-dose volume distributions for three methods. V_n is the volume of integrated $V(D)$ with 10% intervals of D_m . The values of V_n were determined experimentally by means of film method.

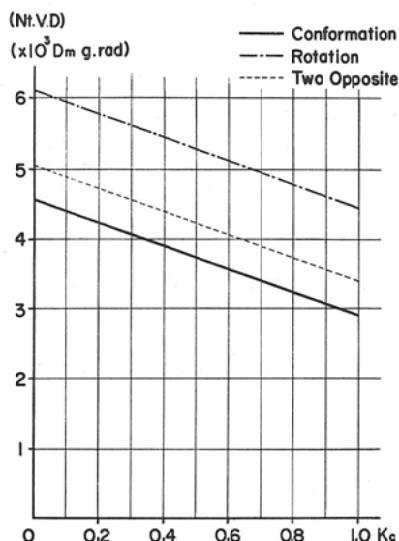


きくなつてゐる。これらの V_n を(5)式へ代入して算出した(Nt. V.D.)を図6に示す。比較のために、横軸には原体照射法についての K_c の値、 $K_c = 0$ のときの(Nt. V.D.)は(To. V.D.)に等しい。また、任意の K_c について、病巣容積線量比(V.D.R.)は

$$(V.D.R.) = \frac{(To. V.D.) - (Nt. V.D.)}{(To. V.D.)} \quad (7)$$

で与えられる。

Fig. 6 Normal tissue Volume Dose (Nt. V.D.) of three methods. K_c is the ratio of volume of tumour to irradiation field. In the case of $K_c = 0$, (Nt. V.D.) coincides with (To. V.D.).



次に $S(D)$ として、その閾値 D_T が D_m の 0, 10, 30, 50% であり、 D_T から D_m 近直線的に増加する 4 つの形を仮定する。これらの $S(D)$ を図7に示す。 V_n と $S(D)$ から、(6)式によつて(I. Da.)を算出する。 $D_T = 0$ の場合の(I. Da.)は(Nt. V.D.)に比例する。得られた(I. Da.)の回転対原体の比を図8に、対向2門対原体の比を図9に示す。図に示される如く、例えは原体線巣中に占める病巣の割合が 40~70% で D_T が D_m の 10~30% であるとすると、回転は原体に較べて 1.5~1.9 倍の障害量であり、対向2門では 1.2~1.7 倍の障害量となる。しかし、健常組織容積線量は、それぞれ 1.4, 1.1 倍程度である。

Fig. 7 Four types of $S(D)$. Each $S(D)$ function has threshold dose D_T of 0, 10, 30 or 50 % of D_m . In the case of $S(D)$ of 0 % D_T , (I. Da.) is proportional to (Nt. V.D.)

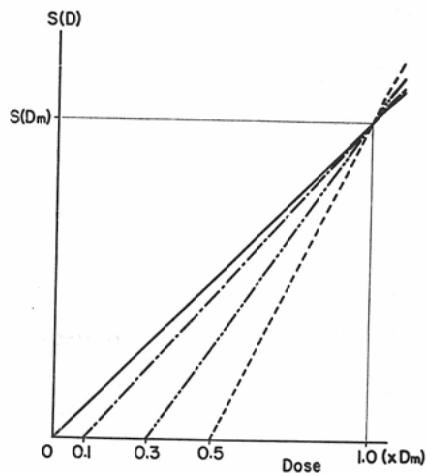
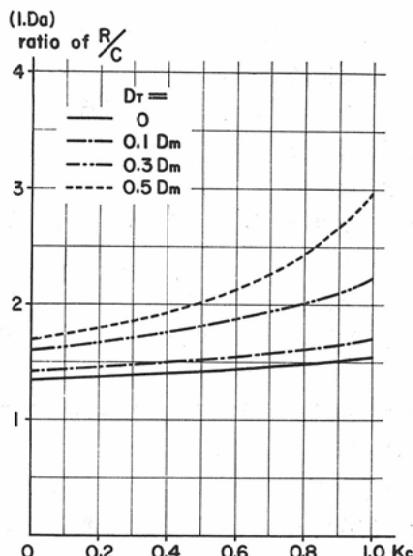


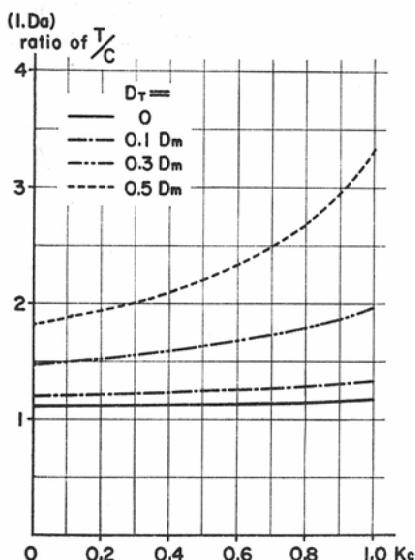
Fig. 8 The ratio of (I. Da.) of rotation to conformation radiotherapy.



考 察

以上の比較は、照射野、病巣の位置、大きさが異なるれば当然異なる値を示す。原体照射法に較べて回転照射法は常に多い障害であろうが、対向2門照射法は場合によつては原体照射法以下の障害量となろう。

Fig. 9 The ratio of (I. Da.) of two opposite to conformation radiotherapy



$S(D)$ として何をとるかに問題がある。 $S(D)$ として生存率の逆数、即ち死亡率をとると、人間個体⁹⁾では $D_T = 200 \text{ rad}$, $LD_{50} = 500 \text{ rad}$ 程度であり、人の腎細胞¹⁰⁾では $D_T = 20 \text{ rad}$, $LD_{50} = 270 \text{ rad}$ 程となつてある。それ故、各組織もこれらの場合と同じ傾向であろうと考え図7の $S(D)$ の形を仮定した。

また、この場合は健常組織の感受性を一様であるとして計算したが、若し各臓器について $S(D)$ が分れば、各臓器毎に $V(D)$ を測定し、Critical Organ を考慮に入れた比較をすることが出来る。

結 語

容積線量に線量と発生障害の非直線性の修飾を加えた積分障害量を定義した。

この積分障害によつて、6 MeV Liniac X線を用いた子宮癌治療における原体、回転、対向2門

照射法の比較を行つた。その結果、個々の場合で健常組織の感受性や病巣の形状が異なるので一定しないが、回転、対向2門照射法は原体照射法に較べてそれぞれ約 1.5~1.9倍、1.2~1.7倍程度の障害量があると推定した。この場合、健常組織の容積線量はそれぞれ 1.4, 1.1倍程度である。

(本研究の要旨は昭和42年11月26日、日医放学会、第35回中部地方会で発表した。本研究の一部は厚生省がん研究助成金の援助によつて行なわれた。また名大高橋信次教授から有役なご示唆、並びにご校閲を賜つた。感謝の意を表す。)

References

- Mayneord, W.V.: Energy Absorption. Brit. J. Radiol., 13 (1940), 235~247.
- Takahashi, S.: Conformation radiotherapy. Rotation technique as applied to radiography and radiotherapy of cancer, Acta Radiol. Suppl. 242, Stockholm, 1965.
- 飯田博美： Co^{60} 遠隔照射法の研究、日医放誌, 19 (1960), 250~258.
- 宮川正、飯野祐：放射線治療の空間的線量分布、日医放誌, 20 (1960), 23~31.
- Wideröe, R.: High-energy electron therapy and the two-component theory of radiation. Acta Radiol. (Therapy) 4 (1966), 257~278.
- ICRU Report 10b, 1962. NBS Handbook 85, 3, 1964.
- 服部浩之、北川俊夫、北畠隆：高エネルギー電子線に対する骨の影響、日医放誌、印刷中。
- 北畠隆、母里知之、奥村寛、高橋信次、中野伸平、大谷四郎：クリニアックセラレーターによる原体照射法、日医放誌, 26 (1967), 1448~1454。
- 江藤秀雄、他：放射線医学（上）、第2版、518、医学書院、東京 (1966).
- Barendsen, G.W., Walter, H.M.D. Fouler, J.F. and Bewley, D.K.: Effects of different ionizing radiations on human cell in tissue culture. Rad. Res. 18 (1963), 106~119.