



Title	6MV X線による原体照射の線量評価(超高压照射法の研究 第14報)
Author(s)	奥村, 寛
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 27(12), p. 1596-1600
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15849
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

6MV X線による原体照射の線量評価

(超高压照射法の研究 第14報)

愛知県がんセンター放射線部(部長: 北畠隆)

奥 村 寛

(昭和42年7月4日受付)

Dosage Calculation for Conformation Radiotherapy by 6 MV X-Rays

By

Yutaka Okumura

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

The concept of tissue-air ratio could not be applied for dose calculation in moving field radiotherapy by 6 MV X-rays, because the quality of X-rays emitted from a linear accelerator is much different from γ -ray from telecobalt unit, as well as structure of apparatus. Therefore the *tissue-reference output ratio* was defined instead of the tissue-air ratio, that is,

$$\text{(Tissue-Reference Output Ratio)} = \frac{\text{(Tissue Dose)}}{\text{(Output in Field } 10\text{cm} \times 10\text{cm})}$$

The output in field $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ is represented in the monitor chamber reader and it is watched* during operation.

The tissue-reference output ratios in fields $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ to $16\text{ cm} \times 16\text{ cm}$ were calculated following the definition.

When the conformation radiotherapy was applied to 20 cases of uterine cancer with same size and shaped field, tissue-reference output ratio (T) was given by a equation

$$T = -0.0026 \bar{d} + 1.048$$

where \bar{d} is average depth.

1. 緒論

原体照射を行なうためには、深部線量率曲線及び線源の大きさの点で ^{60}Co 遠隔照射よりもリニアクセラレーターX線の方が好ましい(北畠ら)¹⁾しかし線量評価の点で、 ^{60}Co γ 線の原体照射では Johns によつて提唱された Tissue-Air Ratio (Tumor-Air Ratio)²⁾を基にして容易に計算でき(奥村ら)³⁾照射時間を定めてやれば規定の線量を与えることができる。一方リニアアクセ

ラレーターでは、X線エネルギーが 6 MV であることや、照射の実際においてはいわゆる空中線量を基準にする訳ではないので、Tissue-Air Ratio の概念をそのまま適用するには若干の難がある。そこでこの論文では新たに病巣基準出力比を定義し、それによつて 6 MV X線原体照射の線量を評価する方法を述べようと思う。

2. 病巣基準出力比 (Tissue-Reference Output Ratio)

愛知がんセンターに設置されているリニアアクリラレーター（北島ら）⁴⁾にはモニター線量計としてX線焦点と絞りとの間に透過型電離箱が組み込まれており、操作卓上の積算計で積算照射線量がわかるようになっている。このモニター線量計の指示値は照射野が変わても一定である。照射の際、照射線量を積算計に設定しておけば、設定線量に達したときスイッチは自動的に切れ、照射は止む。モニター線量計指示値はFDS 100cm、照射野10cm×10cmの場合の最大深部線量（深部1.5cm）と一致するように調整されてある。いま最大深部線量を出力（Output）と呼ぶ Green らの考え方方に従うことにしておこう。⁵⁾ 照射野10cm×10cm以外の大きさの照射野 S で照射する場合には10cm×10cmの出力に対する S の出力の比をあらかじめ求めておく。この比を Johns は出力係数（Output Factor）と定義しており照射野 S の関数である⁶⁾。従つて任意の大きさの照射野 S の出力及び出力係数 O(S) とモニター線量計指示値とは、

$$(\text{照射野 } S \text{ の出力}) = (\text{モニター線量計指示値}) \times O(S)$$

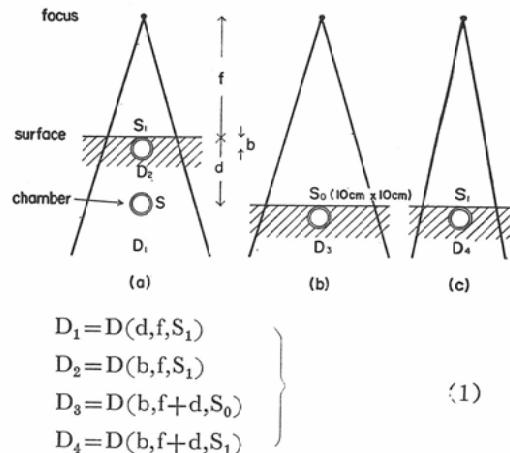
の関係がある。原体照射の場合、線源の回転と共に照射野の大きさが変り、それに応じて出力も変化する。ただしモニター線量計は変化しないので、モニター線量計指示値すなわち照射野10cm×10cmの出力を基準にして病巣線量を求めるのが実際的である。10cm×10cmの場合の最大深部線量値を基準出力と呼ぶことにして、次のように病巣基準出力比（Tissue-Reference Output Ratio）を定義することができる。

（病巣基準出力比）

$$= \frac{(\text{病巣線量})}{(\text{照射野 } 10\text{cm} \times 10\text{cm} \text{ の出力})}$$

Fig. 1 のように FDS を f、表面照射野の大きさを S₁、d なる深さでの照射野の大きさ及び線量を S 及び D₁、そのときの最大深部線量（そのときの深さを b）を D₂ とする (Fig. 1-a)。また照射野が10cm×10cm (S₀) 及び S₁ の出力を D₃ 及び D₄ とする (Fig. 1-b 及び c) と、

Fig. 1. Diagram to illustrate the meaning of tissue-reference output ratio (See text).



である。定義により病巣基準出力比 T は、

$$T = \frac{D_1}{D_3} \quad (2)$$

である。照射野の大きさが S₁ の出力係数 O(S₁) は、

$$O(S_1) = \frac{D_4}{D_3} \quad (3)$$

であり、b が f にくらべて小さければ、

$$D_2 = \frac{(f+d+b)^2}{(f+b)^2} D_4 \quad (4)$$

が成り立つ (Johns et al)⁷⁾。FDS が f、深さが d、照射野の大きさが S₁ の深部率 P(d, f, S₁) は

$$P(d, f, S_1) = \frac{D_1}{D_2} \times 100 \quad (5)$$

である。以上の (1)～(5)式より、

$$T = \frac{1}{100} P(d, f, S_1) \cdot (O(S_1)) \cdot \left(\frac{f+d+b}{f+b} \right)^2 \quad (6)$$

となる。また $F = \frac{f+d}{f}$ とすると、

$$\begin{aligned} S_1 &= S \cdot \left(\frac{f}{f+d} \right)^2 \\ &= \frac{S}{F^2} \end{aligned} \quad (7)$$

になり (6)式は、

$$T = \frac{1}{100} P(d, f, \frac{S}{F^2}) \cdot O\left(\frac{S}{F^2}\right) \cdot \left(\frac{f+d+b}{f+b} \right)^2 \quad (8)$$

となる。病巣基準出力比は Tissue-Air Ratio と同じ考え方で導いたものであるから T は f に依存せず S と d の関数である。

3. 病巣基準出力比の算出

(8)式によつて深部線量率 P 及び出力係数 O を

測定すれば病巣基準出力比は求められる。任意の照射野の深部線量率及び出力係数は照射野の面積を指標にし、測定値より内挿によつて得られる。Sterling et al⁸⁾ は ^{60}Co γ 線について深部線量率と照射野との関係が、照射野の面積 S と周辺 L との比 S/L を照射野の指標とした方がより正確であることを述べている。また前報にて述べた如く、⁴⁾ Tissue-Air Ratio についても S/L を指標にした方が精度もよく、内挿が容易で計算しやすい。 6 MV X 線の病巣基準出力比の計算についても照射野の指標として S/L を取り上げた理由である。

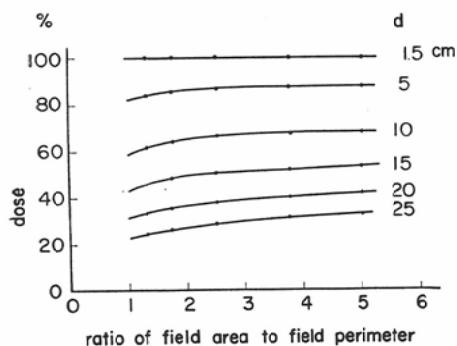
そうすると (8)式は、

$$T = \frac{1}{100} P(d, f, \frac{S}{LF}) \cdot O\left(\frac{S}{LF}\right) \cdot \left(\frac{f+d+b}{f+b}\right)^2 \quad (9)$$

となる。

Fig. 2 に $FDS 100\text{cm}$ の深部線量率 $P(d, f, S/L)$ と照射野 S/L との関係を深さ d をパラメーター

Fig. 2. Depth dose against ratio of field area to field perimeter with depth (d) as parameter.



にして示した。また Fig. 3 に出力係数 $O(S/L)$ と照射野との関係を示した。(9)式及び Fig. 2, 3 を用いて、 S/L が 2.0 から 3.5 までの病巣基準出力比を計算し、その結果を Table 1 に示した。

単純な運動照射の場合には患者の横断図を用い、各入射角度に対応する病巣基準出力比を求め、それを平均する。平均病巣基準出力比は運動照射の回転中心（回転半径 100cm ）の病巣線量と、同時間の照射野 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ ($FSD 100\text{cm}$) の出力との比を表わす。これは ^{60}Co の場合の平均 Tissue-Air Ratio に当るものである。また 360

Fig. 3. Output factor plotted against ratio of field area to field perimeter.

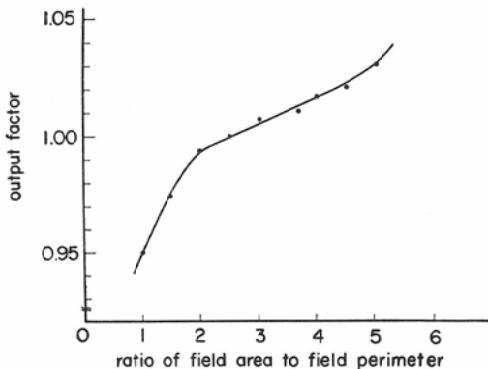
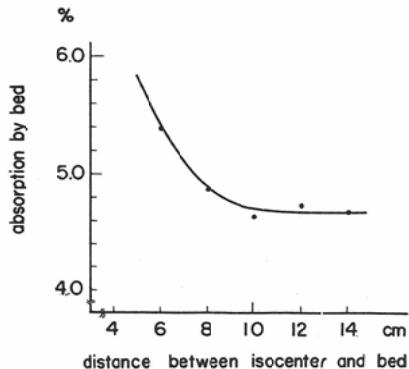


Table 1. Tissue-Reference Output Ratios

S/L^*	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5
depth(cm)					
1.5	0.972	0.991	1.000	1.005	1.009
2	0.972	0.991	1.000	1.005	1.009
4	0.920	0.941	0.949	0.956	0.962
6	0.847	0.885	0.905	0.911	0.915
8	0.780	0.816	0.837	0.844	0.854
10	0.715	0.754	0.776	0.788	0.792
12	0.655	0.680	0.716	0.730	0.737
14	0.596	0.636	0.665	0.681	0.687
16	0.544	0.582	0.611	0.628	0.637
18	0.499	0.531	0.558	0.582	0.588
20	0.457	0.490	0.517	0.534	0.548
22	0.419	0.449	0.486	0.491	0.506
24	0.381	0.409	0.432	0.461	0.470

* S/L means a ratio of field area (S) to field perimeter (L).

Fig. 4. The dependency of average absorption by the bed on the distance between the isocenter and the bed.

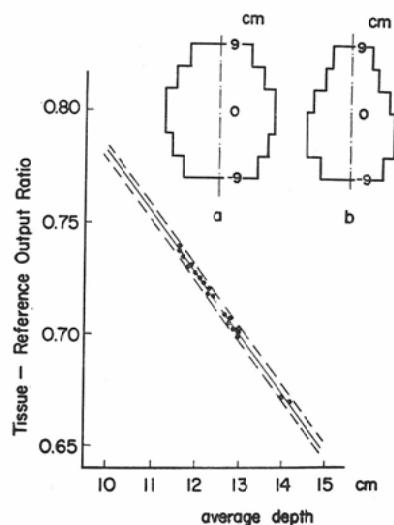


度回転照射の際にはベッドの吸収を考えなければならぬ。線源を360度回転したときの平均ベッド吸収と、回転中心とベッド間の距離との関係をFig. 4に示した。8cmまでは距離が増すにつれてベッドの吸収は減少し、それ以上は一定値3%になつた。

4. 子宮癌原体照射の病巣基準出力比

子宮癌原体照射の照射野は線源の回転と共に変り、Fig. 5の(a)及び(b)に上下方向の回転軸上の照射野及び左右方向のそれを示した。照射野の決定は⁶⁰Coの場合(母里ら)⁹⁾と同じであ

Fig. 5. The tissue-reference output ratio of conformation radiotherapy applied to cancer of the uterine cervix. The inserts show the region to be treated: (a) is frontal view and (b) is lateral view. Black dots were plotted from 20 cases calculations. Solid line was given by the least-squares method and broken line shows the limits of $\pm 0.5\%$ deviation from the solid line.



るが、⁶⁰Coの場合には多段絞りの1枚の巾が1cmであるのに対し、この装置では3cmである。中心線量を評価するための病巣基準出力比は⁶⁰Co原体照射のTissue-Air Ratioと同じ方法⁸⁾で求めた。20例について求めた病巣基準出力比と平均の深さとの関係はFig. 5のように直線関係にあつた。最小自乗法によつて回帰直線を求めたところ

る、

$$T = -0.0026\bar{d} + 1.048 \quad (10)$$

であつた。Tは病巣基準出力比、 \bar{d} は平均の深さを示す。

これを長径15cm、短形10cmの橢円形をした横断面に適用してみると、平均の深さは11.8cmになり、Fig. 5より病巣基準出力比は0.734である。ベッドによる吸収はベッド回転中心間距離が7.5cmであるから、Fig. 3より5%になる。従つて見かけの病巣基準出力比は0.697(0.734×0.95)となる。仮に200radを中心照射する場合には287($200 \div 0.697$)をモニター線量積算計に設定し照射する。Mix Dファントムを用いて実測した線量値と計算値は3%であつた。

5. 考 按

リニアアクセラレーター6MVX線による原体照射の線量評価には、⁶⁰Co γ 線の場合とくらべ線質及び装置の違いからTissue-Air Ratioをそのまま用いるのは不適当である。すなわち、第1に空中線量を測定する場合、電子平衡を得るために線量計の壁厚は15mm水等価が必要であるが、この場合は壁の吸収のため、空中線量はそのまま照射線量(Exposure)を意味しない。しかし水中15mm深部での最大深部線量を測定すれば、その値はいわゆるX線出力を示すものである。第2にリニアアクセラレーターのモニター線量計はX線焦点と絞りの間に組み込まれており、その指示値は照射野の大きさが変つても変化せず照射野10cm×10cmの出力(基準出力)に一致するように調整してある。原体照射の場合、照射野の大きさは線源の回転と共に変るがモニター線量計指示は変わらないままである。以上の2点によつて、単純回転照射及び原体照射の病巣線量の評価は、その線源病巣間距離と等しいFSDの基準出力を基準にしてその比を求めておくのが都合がよい。これらの理由で病巣基準出力比を新しく定義したのである。

子宮癌原体照射の線巣は症例によつて多少の差はあるが、平均的な大きさの線巣を作つて照射しても、その誤差は少ない⁹⁾。また患者の横断面は各々異なつても病巣基準出力比と平均の深さとの間に直線関係がある。そこで各例について平均病

巢基準出力比を計算しなくとも、平均の深さを求ることにより得られる。これによつて得た病巣線量と実測値との差は3%であり臨床的には特に問題となる程ではない。

6. 結 論

6 MV X線によつて単純回転照射及び原体照射を行なう場合の病巣線量を評価する方法は、 ^{60}Co γ 線の場合とくらべ線質及び装置の違いがあるので、Tissue-Air Ratio そのままを適用することは不都合であり、新しく定義された病巣基準出力比 (Tissue-Reference Output Ratio) が実際的である。

$$\text{(病巣基準出力比)} = \frac{\text{(病巣線量)}}{\text{(照射野} 10\text{cm} \times 10\text{cm} \text{の出力)}}$$

この定義に従つて $6\text{cm} \times 6\text{cm}$ から $14\text{cm} \times 14\text{cm}$ までの照射野の病巣基準出力比を計算した。同じ照射野の子宮癌原体照射を20例に適用したところ、病巣基準出力比 (T) と平均の深さ (\bar{d}) とは直線関係にあり、

$$T = -0.0026\bar{d} + 1.048$$

であつた。

(本論文の要旨は昭和42年6月25日第34回日本医学放射線学会中部地方会で報告した。)

文 献

1) 北畠隆、母里知之、奥村寛、高橋信次、中野伸

平、大谷四郎：リニアアクセラレーターによる原体照射 . 日医放会誌, 26 (1967) 1448-1461.

- 2) Johns, H.E.: The Physics of Radiology. 2nd edition, p. 404, Charles C Thomas, Publisher, III 1964.
- 3) 奥村寛、母里知之： ^{60}Co 子宮癌原体照射の線量評価. 日医放会誌, 印刷中.
- 4) 北畠隆、奥村寛、植田俊男、高橋信次、山本千秋、中野伸平、大谷四郎：日本電気 6 Mev 医療用直線加速器. 日医放会誌, 26 (1967) 1267-1276.
- 5) Greene, D. and Tranter, F.W.: Dosage data for 4,000,000 volt X rays. Brit. J. Radiol. 29 (1965) 193-196.
- 6) Johns, D.E.A.: 4 MV X rays produced by linear accelerators. Depth Dose Tables for Use in Radiotherapy. Brit. J. Radiol. Suppl. 10, p. 59, 1961.
- 7) Johns, H.E., Bruce, W.R. and Reid, W.B.: The dependence of depth dose on focal skin distance. Brit. J. Radiol. 31 (1958) 254-260.
- 8) Sterling, T.D., Pery, H. and Katz, L.: Automation of radiation treatment planning. IV Deviation of a mathematical expression for the per cent depth dose surface of cobalt 60 beams and visualisation of multiple field dose distributions. Brit. J. Radiol. 37 (1964) 544-550.
- 9) 母里知之、北川俊夫、北畠隆： ^{60}Co 遠隔照射による子宮癌原体照射法の再検討. 日医放会誌, 印刷中.