

Title	60Co子宮癌原体照射の線量評価（超高圧照射法の研究第9報）
Author(s)	奥村, 寛; 母里, 知之; 北畠, 隆
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1967, 27(8), p. 1059-1063
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18199">https://hdl.handle.net/11094/18199</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

# $^{60}\text{Co}$ 子宮癌原体照射の線量評価 (超高圧照射法の研究 第9報)

愛知県がんセンター放射線部 (部長: 北島隆)

奥村 寛, 母里知之, 北島 隆\*

(昭和42年2月22日受付)

Dosage Calculation for Conformation Radiotherapy  
Applied to Cancer of the Uterine Cervix

By

Yutaka Okumura, Tomoyuki Mori and Takashi Kitabatake

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

Some problems of dosage calculation in  $^{60}\text{Co}$  conformation radiotherapy applied to cancer of the uterus, i.e. absorption by the bed, dose at the rotation central axis and the tissue-air ratio (TAR), were studied. Average radiation absorption by the treatment bed was 8.7% when the distance between the rotation central axis and the bed was 10 cm. The dose of the upper and lower boundary of the field along the rotation central axis was 79%, but in patients actually a size of the body cross-section at the level of the field boundary was smaller than that at the level of the field center, so that the reduction of dose at the field boundary was tended to be compensated. When the same size and shape of the field was applied to every cases, TAR was given by a equation,  $T = -0.00326d + 1.035$ , where T is TAR and d an average depth. The dose in the conformation radiotherapy for cancer of the uterine cervix was calculated by this equation with error of 3% in maximum.

## 1. 緒論

子宮癌の原体照射法を行なう場合、ベッドによる吸収(高橋ら)<sup>1)</sup>や回転中心軸の線量をあらかじめ知る必要があるのみでなく、Tissue-Air Ratioの補正をしなければならない。単純な回転照射では中心線量は Tissue-Air Ratio (Johns)<sup>2)</sup>によつて容易に計算できるが、原体照射法では線源の回転と同時に線量束の幅も変化するので Tissue-Air Ratio をそのまま適応するわけにはいかないからである。そこでこの論文は愛知県がんセンターに設置された  $^{60}\text{Co}$  原体照射装置(北島ら)<sup>3)</sup>によつて子宮癌の原体照射を行なう場合の、線量評価の

問題となるベッドによる吸収、回転中心軸の線量及び Tissue-Air Ratio の補正について検討しようと思う。

## 2. 方法及び結果

### (1) ベッドによる吸収

ベッドはアクリル板及び木板を二本の鉄の支柱(アーム)で支える構造である。Radocon 606を回転中心に固定し、ベッドの表面から回転中心までの距離を6cmより20cmまで変えて回転中心の空中線量を測定した。Radoconの出力は卓上型記録計(横河 TER-11)に記録させた。図1は回転中心とベッドとの距離が6cm, 10cm及び14cmの場合の空中線量の変化を示した。板の部分の吸収は平均13%, また支柱の吸収は最高76%であった。

\* 現新潟大学医学部放射線医学教室

Fig. 1. Change of exposure dose at the isocenter due to absorption by the bed when the distance between the isocenter and the bed is 6cm, 10cm, and 14cm.

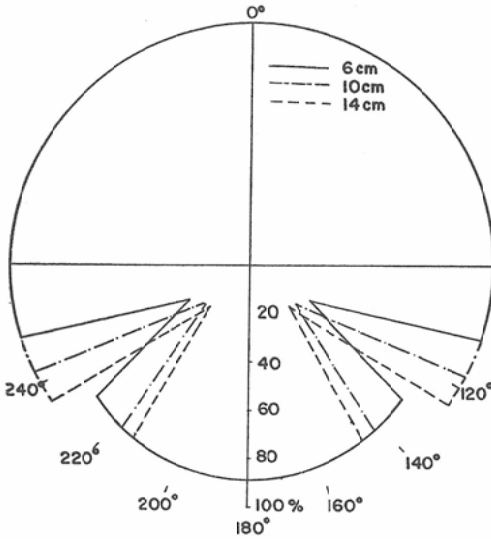
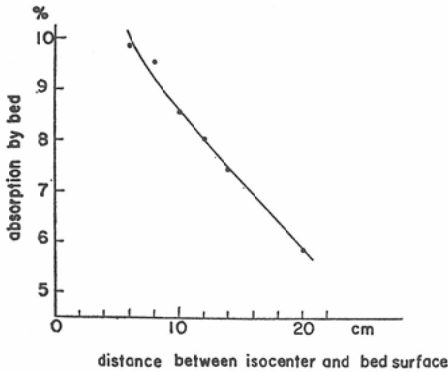


Fig. 2. The dependency of average absorption by the bed on the distance between the isocenter and the bed.



距離が大きくなると支柱による吸収の位置がベット中央側に近くなるのは、見込み角が小さくなるためである。図2にはベットによる吸収の平均の割合を距離との関係で示した。距離が8 cmより20 cmまではほぼ直線的であった。

(2) 回転中心軸の線量

子宮癌原体照射の照射野は別に母里<sup>4)</sup>が詳しく述べるが正側面とも中央が広く上下縁は狭くなっている。図3にその正面及び側面からみた照射範

囲を示す。回転中心軸 (X軸と呼ぶ) の中央 (すなわち回転中心点) より体上方を正とし、体下方を負とすることにしよう。線量測定のため長径31 cm, 短径18.5cmの楕円柱 Mix D ファントムを用い、ファントムの中心に直径8 mmの穴をあけ、Siemens Midget Condenser Chamber を挿入した。かくして得た回転中心軸の線量分布を図4に実線に示す。すなわち照射野の上下端附近では線

Fig. 3. The region to be treated in cervical cancer. The rotation central axis is called to be an X axis. The isocenter is at X=0cm.

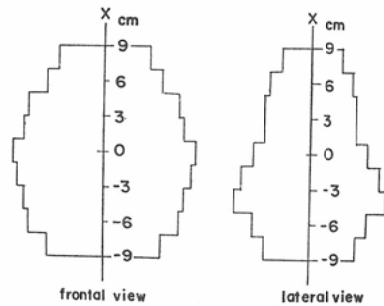
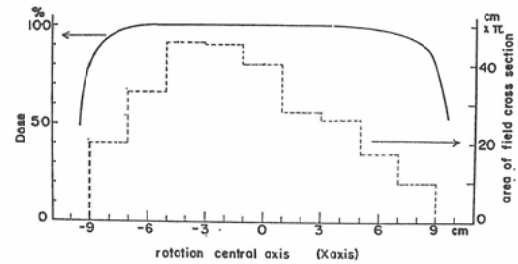


Fig. 4. Dose of the rotation central axis. Solid curve shows the dose and the dose and dotted curve shows the area of the target volume cross section.



量が著しく低下し、照射野の境界 (X=±9 cm) で79%であった。90%になるのは境界より6 mm内側であった。これは次の理由によるものと考えられる。すなわち図の点線は常に照射野に含まれる線束の横断面の面積を示したが、上下両端では面積が小さくなっている。そのためにこの部分には散乱線の寄与が少なくなり、また一方照射野の半影のためにも上下端で線量が低下するものであろう。なおこの現象は原体照射のみならず、照射野が矩形の単純回転照射でも同じ傾向にあった。

(3) Tissue-Air Ratio (TAR)

Sterling<sup>5)</sup> は、照射野の指標をその面積 (S) と周辺の長さ (L) の比 S/L にとり、S/L と中心軸深部線量 (C) との関係は、両者を対数にとれば直線関係にあるとし、 $\log C = h + m \log (S/L)$  で表われされることを示した。ここで h 及び m は深さによつて決まる定数である。中心深部線量と TAR は近似的には直線関係にあると考えてよいので、TAR と照射野との関係についても S/L を介してみよう。すなわち図 5 は深部 5 cm, 10 cm 及び 20 cm の点の TAR<sup>2)</sup> と S/L の関係を示したもので、各深部について、点はなめらかな

Fig. 5. The tissue-air ratio of the field area to the field perimeter (S/L) with depth (d) as parameter.

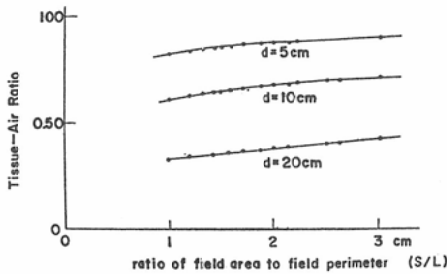


Table 1 Calculation of the tissue-air ratio.

degree	depth (cm)	S/L	TAR
0	9.3	3.32	0.755
15	9.5	3.28	0.745
30	10.2	3.18	0.720
45	11.2	2.95	0.670
60	12.8	2.79	0.610
75	14.7	2.66	0.545
90	15.5	2.61	0.520
105	14.7	2.66	0.545
120	12.8	2.79	0.610
135	11.2	2.95	0.670
150	10.2	3.18	0.720
165	9.5	3.28	0.745
Average	11.8		0.655

曲線上にあり、任意の照射野の TAR が内挿できることがわかった。そこで図 3 の如き複雑な照射野についてもこれを適用してみた。前述のファントムを用い、15度毎の入射角度の深さ及びそのと

きの S/L を求めると表 1 になる。またそのときの TAR を上の方法で内挿により求め最後の欄に記入した。照射条件は左右対称であるので半分の入射角度についてのみ示した。平均は TAR は 0.655 である。

同じ条件で Siemens Midget Condenser Chamber を用いて実測したところ、空中線量 41.0R/min に対してファントム中心の線量は 24.7R/min であった。回転中心とベットの距離は 9.3cm であったのでベットの吸収は図 2 より 9.0% である。従つて TAR は 0.662 となり、上の計算値との差は 1.1% である。

上の方法で TAR は求められたが、このように個々の症例について計算値を行なうのは多くの時間を要し、実用的ではない。そこで精度を落さず、より簡単に TAR を求める方法を工夫した。図 7 の実線は照射野が 10cm × 15cm, 10cm × 10cm 及び 8 cm × 8 cm の TAR を示したものである。各々の照射野は R/L は 3.0, 2.5 及び 2.0 である。表 1 の深さに対する S/L の各値を図中に黒丸で記入し、黒丸を破線で結ぶと実線とはほぼ同じ曲率になつた。この破線より表 1 の平均の深さ 11.8 cm に対応する TAR を求めると 0.650 であった。この値と上の計算によつて得た値の差は 0.7% である。さて個々の症例の体の断面積はそれぞれ異なるが照射野は同じものが適用できる (母里)<sup>4)</sup>。そこでいまこの方法 (図式法とする) を個々の症例に適用し TAR を求めてみた。すなわち各症例の体の断面について、前後方向の深さの平均を求め、その時の照射野の S/L (3.32) に相当する点 A を図に記入する (図 6)。又体の左右方向の平均の深さを求め、その時の S/L (2.61) に相当する点 B を記入する。点 A, B を図の実線と同じ曲率で結ぶ。次に 15度毎の深さの平均 (d) を求め、破線より d に対応する TAR を求める。かくして 20例について図式法で得た TAR と平均の深さ (d) との関係を図 7 に示した。これらの値は直線関係にあつたので、最少自乗法により回帰直線を求めたところ、 $T = -0.0326d + 1.035$  となつた。ここで T は TAR である。又図中の破線は

Fig. 6. The tissue-air ratio of the field size (and S/L) 10cm×15cm (3.0), 10cm×10cm (2.5), and 8cm×8cm (2.0). Black dots were plotted from the data of Table 1.

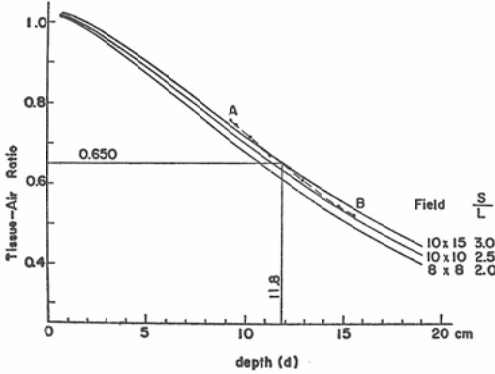
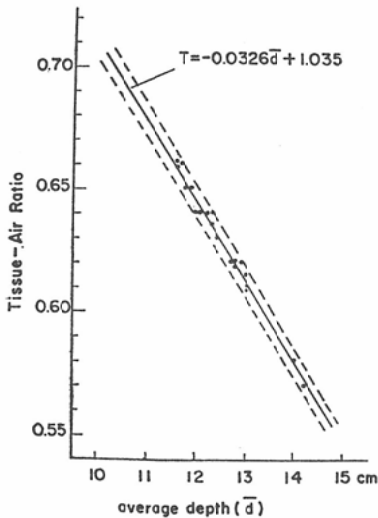


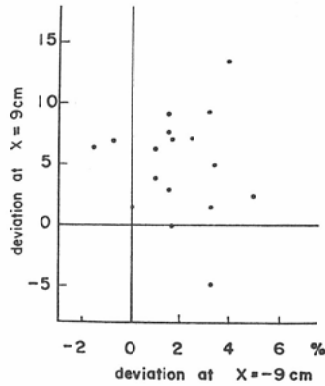
Fig. 7. The tissue-air ratio of 20 cases. Solid line was given by the least-squares method and broken line shows the  $\pm 1\%$  deviation from the solids line.



この直線の値の $\pm 1\%$ の範囲を示すもので20例の値はすべてこの中に含まれた。従つてこの式を用いれば平均の深さを用いるだけで $\pm 1\%$ の誤差で図式法と同じ結果を得られることになる。

以上の計算は体の形を楕円柱として行なつたが、実際の症例では照射野の中心の断面と上端あるいは下端の断面はそれぞれ異なつてゐる。従つて図3に示した回転中心軸の線量は変わつてくる。そこで上端(図3,  $X = 9$  cm)の断面のTAR

Fig. 8. Deviation of dose of the field boundary on the rotation central axis ( $X = \pm 9$  cm) from that of the field center ( $X = 0$  cm).



R及び下端( $X = -9$  cm)の断面のTARを求め中心( $X = 0$  cm)のTARとの差を図8に示した。縦軸は上端の差を示す。この差は近似的に上下端の線量の増減を示し、横軸は下端の差を示す。差の平均は上端が4.0%、下端が1.9%で大部分の症例について両端の線量が増加していることがわかつた。すなわち両端の回転中心軸の線量は(2)で述べた楕円柱ファントムで測定した値より数%増加することを意味する。

3. 考 按

TARの計算値と実測値との差は1.1%であつたが、これは線量測定誤差及び装置の機械的誤差(北畠ら)<sup>6)</sup>によるものが大きいと思われる。TARは各入射角度のTARを求め、それらを平均して得るのであるが、より簡単な方法として平均の深さのTRAを求めても誤差は少ない(Johns)<sup>2)</sup>。Pfalzner<sup>7)</sup>は136例についてその誤差を求めたところ標準偏差は1.035%であつて、我々の場合の誤差0.7%とかなりよく一致している。機械的誤差、平均の深さを用いる場合の誤差及び一つの式を用いるための誤差の各々について1%の範囲でTARが得られた訳である。

本論文で扱つたベットの吸収、回転中心軸線量及びTARの三つの問題は、母里が別に述べるごとき<sup>4)</sup>、線量と病巣のずれの問題と共に原体照射法における重要な物理的問題である。原体照射法では、TARを単純回転照射法で近似させて従来

行なわれてきたが、今後より正確な配慮が可能となろう。これは子宮癌以外の原対照射法にも適用できる。ただし、打抜照射法(岡島)<sup>8)</sup>を併用する場合には、TARの計算は、この方法がそのまま適用する訳にゆかずさらに研究の余地があろう。

#### 4. 結論

<sup>60</sup>Co 子宮癌原体照射の線量評価に際して問題になる点すなわち、ベッドの吸収、回転中心軸の線量及び Tissue-Air Ratio (TAR) について検討した。ベッドの吸収は回転中心とベッド間の距離が10cmのとき8.5%であった。楕円柱のファントムを用いたときの回転中心軸の線量は、照射野の上下端で79%に低下したが、各症例について照射野中心の断面が上下端の断面に比べて大きいため、それを償う方向にあった。各症例について同じ照射野を適用したときTARは平均の深さが求めれば、 $T = -0.0326 \bar{d} + 1.035$ で与えられる。TはTAR、 $\bar{d}$ は平均の深さである。この式を用いたところの、子宮癌の原体照射の線量は3%の精度で求められた。

(本論文の要旨は昭和42年1月29日第33回中部地方会で報告した。ご指導を賜った名大高橋信次教授に感謝の意を表す)。

(本研究の一部は厚生省がん研究助成金の援助によつた。感謝の意を表す。北島 隆)

#### 文 献

- 1) 高橋信次, 岡島俊三: Co<sup>60</sup> 回転集光放射装置について, 日医放会誌, 18: 1143—1151, 1958.
- 2) Johns, H.S.: The Physics of Radiology. Charles C Thomas, Publisher, Springfield, I 11, 1964.
- 3) 北島隆, 山本千秋, 牧野純夫, 永井勝美, 高橋信次: <sup>60</sup>Co 原体照射装置の試作, 日医放会誌, 26: 192—200, 1966.
- 4) 母里知之, 北川俊夫, 北島隆: <sup>60</sup>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 投稿中.
- 5) Sterling, T. D., Perry, H. and Katz, L.: Automation of radiation treatment planning. IV Derivation 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: 544—550, 1964.
- 6) 北島隆, 植田俊男: 原体照射法における機械的誤差源, 日医放会誌, 26: 899—902, 1966.
- 7) Pfalzner, P.M.: Transit-dose measurements in cobalt-60 rotation therapy dosimetry. Radiology 70: 503—506, 1958.
- 8) 岡島俊三: 原体照射法の技術的研究, 日医放会誌, 22: 731—738, 1962.