



Title	IOMV X線の標準的深部線量データ
Author(s)	川島, 勝弘; 平岡, 武; 星野, 一雄 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1978, 38(1), p. 54-59
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/14940
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

10MV X線の標準的深部線量データ

放射線医学総合研究所物理研究部

川島 勝 弘 平岡 武
星野 一雄 松沢 秀夫

(昭和52年9月2日受付)

(昭和52年9月22日最終原稿受付)

Standard Depth Dose Data for 10 MV X-rays

Katsuhiro Kawashima, Takeshi Hiraoka, Kazuo Hoshino and
Hideo Matsuzawa

Division of Physics, National Institute of Radiological Sciences

Research Code No.: 203

Key Words: 10MV X-rays, Percentage depth dose,
Tissue-peak dose ratio, Scatter-phantom
ratio

Reasonable percentage depth dose data for 10 MV x-rays are compiled to deduce standard ones for them. Tissue-peak dose ratio data are also calculated from the resulting percentage depth doses. Special consideration is given to the derivation of zero-area tissue-peak dose ratios through which scatter-phantom ratios can be obtained. An effective attenuation coefficient of 0.03714 cm^{-1} is obtained for zero-area 10 MV x-rays.

1. 緒 言

わが国で1968年に10 MV X線が放射線治療に用いられるようになつてからかれこれ10年になる¹⁾。その間、深部量百分率や組織/ピーク線量比のデータが、物理部会高エネルギー放射線標準測定検討委員会により、“放射線治療における⁶⁰Coガンマ線および高エネルギーX線の吸収線量の標準測定法”の一部として発表されている²⁾。しかしこれらのデータは、当時の各施設およびメーカーのデータを参考に、6, 8, 15MV X線の線量分布をも加味して作り出されたものである。従つて、現在の技術と比較した場合、測定面からは電離箱線量計、特に電離空洞の大きさに問題があつたと思われる。また、線源面からは、10MeVという加速エネルギーの精度、X線ビームの平坦度および安定度に難点があつたと思われる。特に照

射野が小さいときには、こうした原因によりデータが歪められることが予想される。

最近、欧米でも10MV X線が放射線治療に用いられるようになり、最新の測定技術と安定した加速器を用い、深部線量データ³⁾⁴⁾⁵⁾やそれらの比較⁶⁾が発表されている。これらのデータと物理部会(JARP)のデータとを比較すると、やはり小照射野に関して差がみられる。

今回、著者らは、物理部会のデータの見直しと同時に、標準的な10MV X線の治療用データの確立をはかり、新たに加速器を設置あるいは既設の装置の再調整のときの指針となる、10MV X線の信頼できる基礎データを提供することを目的とした。

2. 方法および結果

10MV X線という線質をいかに決めるかがま

Table 1 Comparison of beam characteristics for 10MV x-rays.

Institution	SSD/cm	P (10, 10×10)	P (20, 10×10)	Q	50% dose depth/cm	d _r
Kurume U. ⁷⁾	90	72.0	44.5	0.748	17.6	2.3—2.5
Gumma U. ⁸⁾	100	72.8	44.9	0.734	17.7	1.8—2.2
TWMC ⁹⁾	97.5	71.5	43.0	0.719	17.0	2.5
Toshiba ¹⁰⁾	100	71.8	43.2	0.716	17.2	2.5
JARP ²⁾	100	73.2	46.0	0.748	18.2	2.5
U. of Minnesota ³⁾	100	73.0	45.9	0.748	18.2	2.5
U. of Miami ⁴⁾	100	72.6	45.6	0.748	18.0	2.3—2.5
HCG ⁴⁾	100	73.7	46.2	0.746	18.3	2.7—2.0
DPH ⁶⁾	100	72.3	45.1	0.742	17.8	2.3—1.7

TWMC : Tokyo Women's Medical College

JARP : Japanese Association of Radiological Physicists

HCG : Hospital Cantonal de Geneve

DPH : Divine Providence Hospital

まずはじめに問題となる。これにはいろいろの方法がある²⁾。例えば、P(d, 10×10)=50.0%となる深さ d を求める方法もある (Table 1 第6欄参照)。しかしここでは、各施設の公称10MV X線という線質を検討するのに次式を用いた。これは、川島により提唱された方法²⁾で、50%線量深度 (Table 1 第6欄参照) 法に比べ SSD が 80cm から 120cm 位まで変つても線質を比較できる便利さがある。

$$Q = \frac{P(20, 10 \times 10)}{P(10, 10 \times 10)} \cdot \frac{(SSD+20)^2}{(SSD+10)^2} \quad (1)$$

ここで P(20, 10×10) および P(10, 10×10) は表面での照射野 A₀=10×10cm² に対する深さ 20 および 10cm のところの深部量百分率である。その結果を Table 1 の第5欄に示した。

これから、Q が 0.748 前後でかつ詳細なデータが発表されている JARP²⁾、ミネソタ大学³⁾、ジュネーブ病院⁴⁾およびマイアミ大学⁵⁾の SSD=100cm に対する深部量百分率 P(d, A₀) を基礎データとして選んだ。

ついで縦軸に P(d, A₀) を、横軸には正方形照射野 A₀=a×a の一边の長さ a をとり、各深さ d ごとにプロットし平均的なスムースカーブを求めた。ただし、A₀=5×5cm² 以下の照射野に対して JARP のデータは除外した。こうして求められたカーブから、P(d, A₀) の対数を縦軸に、横軸には深さ d をとり A₀ ごとにプロットし、そ

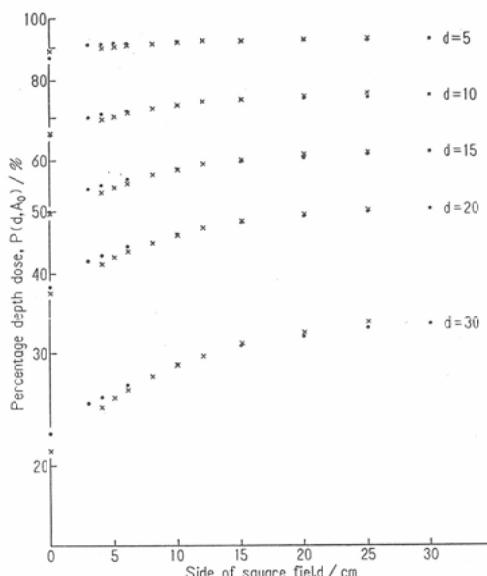


Fig. 1 Percentage depth doses versus field size for a number of depths, demonstrating the difference between present work (closed circles) and JARP's data (crosses).

れらの点に対してスムースカーブを求めた。この作業を 2 度繰り返し、P(d, A₀) が d に対して A₀ に対してもスムースなカーブとなるよう逐次的に求めた。この結果をもつて 10MV X 線の標準の P(d, A₀) とした。これを Table 2 に示した。

従来の JARP の P(d, A₀) と Table 2 との差を Fig. 1 に示した。

の相違は2%以下である。

従つて、

$$TPR(d, A) = \frac{P(d, A_0)}{100} \left(\frac{SSD + d}{SSD + dr} \right)^2 \quad (9)$$

は $P(d, A_0)$ から $TPR(d, A)$ を求めるための極めて良い近似式であることが分かる。

$A = 0 \times 0$ のときの TPR を求めるには次のような方法を用いた。すなわち、 $d \geq 10\text{cm}$ では TPR は指數関数的には直線であることから次式から各照射野に対する実効線減弱係数 $\mu(A)$ を求めた。

$$\mu(A) = \frac{\ln[TPR(10, A)] - \ln[TPR(30, A)]}{20.0} \quad (10)$$

次いで横軸に a をとり縦軸に $\mu(A)$ をプロットした (Fig. 3参照)。 $12\text{cm} \geq a \geq 3\text{cm}$ に対して $\mu(A)$ と a の間に直線関係が成り立つことから回帰線を求め、 $\mu(0 \times 0)$ を求めた。その結果、 $\mu(0 \times 0) = 0.03714\text{cm}^{-1}$ が得られた。この場合の相関係数 r は $r^2 = 0.9988$ である。

従つて、

$$TPR(d, 0 \times 0) = e^{-0.03714(d-2.5)} \quad (11)$$

により $A = 0 \times 0$ に対する TPR を求めた。

さらに、 $A_0 = 0 \times 0$ に対する深部量百分率は TPR から逆に、

$$P(d, 0 \times 0) = TPR(d, 0 \times 0) \left(\frac{SSD + dr}{SSD + d} \right)^2 \times 100 \quad (12)$$

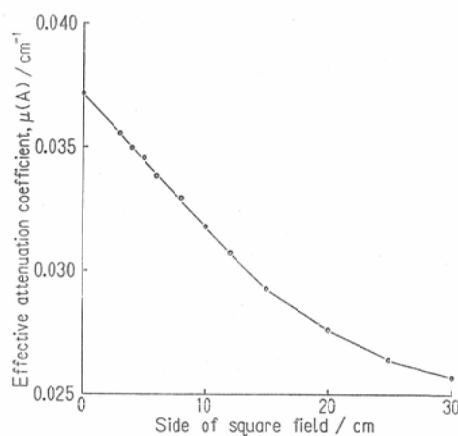


Fig. 3 Effective attenuation coefficients as obtained from the tissue-peak dose ratio data shown in Table 3.

により求めた。

Table 3にはこうして求めた10MV X線に対する標準の $TPR(d, A)$ を示した。

次いで、散乱・ファンтом比 $SPR(d, r)$ を次式により求めた。

$$SPR(d, r) = TPR(d, A = \pi r^2) - TPR(d, 0 \times 0) \quad (13)$$

ここで r は円形照射野の半径である。 $TPR(d, A = \pi r^2)$ は、 $a^2 = \pi r^2$ により a を求め、円形照射野に等価な正方形照射野の $TPR(d, a \times a)$ をあてた。その結果を Table 4に示した。

Table 3 Standard tissue-peak dose ratio data for 10MV x-rays.

Depth/cm	Side of square field/cm								
	0	3	4	6	10	15	20	25	30
2.5	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
3	.982	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
4	.946	.982	.984	.984	.985	.987	.988	.988	.988
5	.911	.953	.957	.959	.962	.964	.966	.970	.972
6	.878	.923	.928	.933	.939	.943	.945	.948	.950
8	.815	.864	.868	.877	.888	.898	.903	.906	.910
10	.757	.806	.813	.822	.840	.853	.860	.865	.871
12	.703	.752	.761	.771	.793	.811	.819	.826	.832
15	.629	.678	.686	.699	.723	.745	.758	.765	.773
20	.522	.570	.577	.592	.620	.644	.662	.672	.683
25	.434	.476	.483	.500	.526	.556	.576	.587	.598
30	.360	.396	.404	.418	.445	.475	.495	.510	.521

Table 4 Standard scatter-phantom ratio data for 10MV x-rays (SPRs are scaled by a factor of 1000).

Depth/cm	Radius of circular field/cm							
	2	4	6	8	10	12	14	16
3	18	18	18	18	18	18	18	18
4	37	37	40	41	42	42	42	42
5	44	50	51	53	55	57	59	61
6	47	59	61	64	66	68	70	72
8	51	66	75	82	86	89	91	94
10	52	71	85	94	100	105	108	112
12	54	75	93	106	113	118	123	128
15	53	77	97	113	124	131	136	141
20	52	79	101	118	132	142	150	157
25	46	72	96	117	134	145	153	160
30	40	65	89	110	126	139	150	160

3. 考 察

高エネルギーX線の線質として10MV X線が最適なもの一つであることと¹¹⁾、高エネルギー電子線とX線を両用できる装置が普及している現在、この線質は益々多用されるものと思われる。

Table 1に示した久留米大学、群馬大学、東京女子医科大学の設置当初のデータによれば(現在はJARPのデータに合致している)、当時は同一メーカーのライナックであるにもかかわらず、線質的にはばらつきのあつたことがわかる。また、前節で既に述べたように、小照射野のデータには誤差の要因があり、最近のデータと比較したとき、当時の10MV X線データをもとにまとめたJARPのデータに多少誤差があるのも止むをえなかつたことと思われる。

ピーク深に関して、ここでは照射野にかかわらず2.5cmを採用し、P(2.5, A₀)=100, TPR(2.5, A)=1.000とした。しかし、実際にはTable 1の第7欄にも掲げたように、多少照射野依存性がみられる。Toshiba LMR-13の場合、照射野が大きくなるにつれピーク深も深くなっているのに対し^{7,8)}、Varian Clinac-18では、逆に照射野とともに浅くなっている^{4,6)}。しかし、10MV X線に対する標準的ピーク深としてdr=2.5cmは妥当な値といえる。

こうしたピーク深や(1)式のQ値は、X線の

線質に強く関係した値である。そこでこのことを利用して、1973年に放研にライナック(Mitsubishi ML-15M II)を設置した際には、P(10, 10×10)とP(20, 10×10)がJARPのデータに一致するようにエネルギー調整し、既知のデータが利用できるように設定した。

JARPの値とこの標準データとの比較をFig. 1に示したが、ほぼ同様の差がTPR(d, A)にもみられる。照射野0×0で差が大きくなっているが、これは外挿法にも問題があつたものと思われる。今回はVan Dykの方法⁹⁾を用いたが、照射野に対し、深さごとにTPRをプロットし、A=0×0に外挿する従来の方法と比べると4%の差がd=30cmでみられる。また、深さが20~30cm間でTPRが指数関数的に直線であると見なしてμ(0×0)を求めてみると0.03780cm⁻¹となり、これから計算されるTPR(30, 0×0)は2%弱異なる。このようにdのどの辺から直線と見なおすかによりμ(0×0)に差が生じる可能性がある。従つて照射野0×0に対するTPRやPの求め方は今後の課題の一つといえる。

Van Dyk⁹⁾が実験的に求めた値はμ(0×0)=0.0370±0.0002cm⁻¹と報告されており、我々の求めた値と可成り良い一致を示している。

SPR(d, r)の比較を、Van Dyk⁹⁾, Khan²⁾らの結果とともにFig. 4に示した。SPR(d, r)は

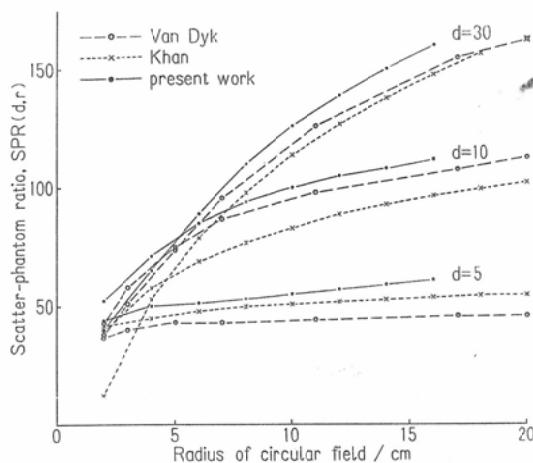


Fig. 4 Comparison of scatter-phantom ratios (SPRs are scaled by a factor of 1000).

$TPR(d, 0 \times 0)$ の値に左右されるため、3者間で $P(d, A_0)$ や $TPR(d, A)$ が一致している割には一見差がある。しかし線量計算の結果としては、 SPR/TPR の比で影響を受けるので、臨床上問題となるほどの差が SPR の差からは生じない。

ところで、(2) 式の導出の過程や、(3) 式には $D/dm(A)$ が関与している。我々は照射野 A に無関係にこれを取扱かつたが、これは、 $a < 2dr$ では無意味な値である。このことが、高エネルギー-X線領域で TAR を用いて TPR を採用する理由の一つともなっている。TPR(d, A) の計算には(2) 式の代りに(9) 式を用いたが、これには照射野 A に関する制限はないという利点がある。

4. 結 語

10MV X線に対する $P(d, A_0)$, $TPR(d, A)$,

$SPR(d, r)$ の見直しを行ない、標準的なデータを求めた。その結果、 $A = 6 \times 6\text{cm}^2$ 以下の小照射野に関して、JARP の従来のデータを修正する必要があることがわかつた。

文 献

- 1) 尾関己一郎, 小野 康, 野田博治, 辻 吉彦, 梅崎典良, 牧野純夫, 木内正明, 繁村 直, 田所邦之: 13 MeV リニアーアクセラレーターの医用データについて. 日本医学会誌, 28, 1465—1478, 1969.
- 2) 日本医学放射線学会物理部会: 放射線治療における ^{60}Co ガンマ線および高エネルギーX線の吸収線量の標準測定法. 日本医学会誌, 31, 723—772, 1971.
- 3) Khan, F.M., Moore, V.C. and Sato, S.: Depth dose and scatter analysis of 10-MV X-rays, Radiology, 102: 165—169, 1970.
- 4) Van Dyk J.: Practical dosimetric considerations of a 10-MV photon beam, Medical Physics, 4: 145—153, 1977
- 5) Houdek, P.V., Charyulu, K.K. Sudarsanam, A. and Rao, A.: Electron and X-ray beam characteristics of the linac LMR-13, Radiology, 110: 203—207, 1974
- 6) Wu, A., Leavitt, D.D. and Campbell, D.W.: Dosimetry measurements and analyses of 10-MV X-rays for Clinac-18, Medical Physics, 4: 71—73, 1977
- 7) 野田博治: 久留米大学の医療用 13 MeV リニアーアクセラレーターの保守について. 日本医学会誌, 30, 701—707, 1970.
- 8) 小山一郎: 私信, 1970.
- 9) 平林久枝: 私信, 1970.
- 10) 東芝放射線: 東芝医用 Linac 資料 L-0003, 1970.
- 11) 北畠 隆, 服部浩之, 奥村 寛: 超高圧X線治療における適正エネルギー, 27, 478—482, 1967.