原 著

Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析 —10 MV X線の散乱- 1 次線量比—

加 藤 秀 起

愛知医科大学付属病院中央放射線部

(論文受理 1987年 3 月14日)

(最終論文受理 1987年10月23日)

(Code No. 711)

Key words : Monte Carlo simulation, 10 MV X-ray, Tissue-primary dose ratio, Scatter-primary dose ratio.

ANALYSIS OF SCATTERED RADIATION IN AN IRRADIATED BODY BY MEANS OF THE MONTE CARLO SIMULATION —SCATTER-PRIMARY DOSE RATIO FOR 10 MV X-RAYS—

HIDEKI KATO

Department of Radiological Technology, Aichi Medical University Hospital

(Artical received ; Mar., 14, 1987)

Summary

A Monte Carlo computer program was used to analyze the characteristics of scattered radiation in a phantom irradiated by 10 MV X-rays. The program simulated an irradiation by 10 MV X-ray with 0 area field upon the center of a 30×30×30 cm water phantom, and scored energy imparted on the beam axis by interactions of primary photons (primary dose) and energy imparted in the rings, with radius R and depth d, by interactions of scattered photons. The dose on the beam axis for circular fields due to scattered radiation (scatter dose) were calculated from energy imparted data for these rings by means of the superposition principle.

Scatter-primary dose ratios at the reference depth were calculated from the primary dose and scatter dose data, and these ratios did not fluctuate beyond 0.3% for some fluctuations of electron accelerated energy, etc.

Tissue-primary dose ratio and Scatter-primary dose ratio data for each depth were calculated from the Scatter-Primary dose ratio data at the reference depth and the standard data of percentage depth dose.

1. はじめに

高エネルギー X・ γ 線の被照射体内での吸収線量分布を解析するためには、1 次放射線とともに散乱放射線の

特性をも知る必要がある。一般に、散乱線量の解析には scatter-air ratio, scatter-maximum ratio^{1)~3)} を用いて

1 次放射線量と分離する方法が行われている。

先の論文⁴⁾では、scatter-maximum ratio が持つ問題

Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析—10 MV X線の散乱-1 次線量比— (加藤)

点を指摘すると同時に、 ^{60}Co γ 線を例にして scatter-air ratio の持つ合理性を保持したまま、全てのエネルギー光子に適用できる scatter-primary dose ratio (SPDR) および、それに関連する tissue-primary dose ratio (TPDR) という概念について報告した。

本論文では、scatter-air ratio, tissue-air ratio が適用できない 10 MV X線に対する TPDR, SPDR を Monte Carlo 法および標準の percentage depth dose データを基に計算し、検討した。

2. TPDR および SPDR の定義

tissue-primary dose ratio (TPDR) および scatter-primary dose ratio (SPDR) を前論文⁴⁾と同じく、それぞれ次のように定義する。

$$\text{TPDR}(d, r_d) = \frac{D_p(d, r_d) + D_s(d, r_d)}{D_p(d_0, r_d)} \dots\dots\dots(1)$$

$$\text{SPDR}(d, r_d) = \frac{D_s(d, r_d)}{D_p(d_0, r_d)} \dots\dots\dots(2)$$

ここで d は入射表面からの深さ、 d_0 はピーク深、 r_d は照射野の大きさを表す。 D_s , D_p はそれぞれ散乱線のみによる吸収線量、1 次線のみによる吸収線量を表す。ただし、線源からの距離は全て一定とする。

3. 方 法

3.1 Monte Carlo Simulation

30×30×30 cm の水ファントムの上面中央に真上からペンシルビームで 10 MV X線を入射させ、各々の光子を追跡した。そして 1 次線束上に 1 回目の相互作用によって与えられるエネルギー量 (1 次線々量) およびファントム内に設定した 1 次線束を中心軸とした内径と外径の差が 2 mm、厚さ 2 mm の各リング状容積の中に 2 回目以降の相互作用によって与えられるエネルギー量を調べた。

入射 10 MV X線の光子エネルギーには、質量制限阻止能比についての先の報告⁵⁾と同様、Schiff の公式を利用して得られるスペクトルをタンゲステン 1.5 cm 厚で濾過した光子スペクトルを採用した。このスペクトルを用いて Monte Carlo 法で計算した tissue-maximum ratio と標準 TMR データ^{6),7)}との差異は $0.88 \pm 0.41\%$ であった。

計算プログラムの概要および計算に用いた物理定数は先の論文^{4),5),8)}とほぼ同様である。

コンピュータは、愛知医科大学情報処理センターの HITAC M-260H を Fortran 77 を用いて利用した。計算

で処理したヒストリー数は 300 万個である。

3.2 SPDR の計算

上記の各リング状容積内に付与されたエネルギー量のデータから重ね合わせ原理 (superposition principle) を応用し、円形照射野の線束中心に与えられるエネルギー量 (散乱線々量) を計算した。そして各照射野の大きさ、各深さでの 1 次線々量と散乱線々量の値からそれぞれの点における scatter-primary dose ratio を (2) 式を用いて計算した。

4. 結果および考察

Fig. 1 にピーク深 (2.5 cm) における scatter-primary dose ratio の計算結果を示す。

これは既存の実測データと直接比較することはできないので、次の実験を行ってその精度を調べた。

散乱係数 $F_s(A)$ は次式で表される⁹⁾。

$$F_s(A) = \frac{D_p(d_0, A) + D_s(d_0, A)}{D_{p\Delta m}(A) + D_{s\Delta m}(A)} \dots\dots\dots(3)$$

ここで $D_{p\Delta m}(A)$, $D_{s\Delta m}(A)$ は、空中に置かれた電子平衡厚に等しい半径を持つ組織球 (5 cm ϕ 水) の中心に、1 次線および散乱線によって付与される吸収線量である。

$D_{p\Delta m}(A)$ と $D_p(d_0, A)$ は等しい値であるから (3) 式は次のように書くことができる。

$$F_s(A) = \left\{ 1 + \frac{D_s(d_0, A)}{D_p(d_0, A)} \right\} \cdot K \dots\dots\dots(4)$$

ただし、

$$K = \frac{D_{p\Delta m}(A)}{D_{p\Delta m}(A) + D_{s\Delta m}(A)}$$

この係数 K は組織球の中心に与えられる線量のうち、1 次線に起因する線量の割合を表すものである。本シミュレーションと同じアルゴリズムを用いて (ただしペンシルビームではなく 5 cm 直径の円形線束とした) この K の値を求めた結果、0.949 という値が得られた。

電子直線加速器 NELAC 1018, 線量計 Victoreen 500 (probe 550-6A) を用い、ビルドアップキャップ (直径 5 cm) および積層ポリスチレン板 (水に対する散乱補正係数 = 1.0⁹⁾) を使用して実測した散乱係数 $F_s(A)$ の値と、Monte Carlo 法を用いて求めた K および Fig. 1 に示した SPDR (d_0, A) の値から計算で求めた $F_s(A)$ の値は 0.5% 未満の差異でよく一致した。

したがって、Fig. 1 に示したピーク深における SPDR の値は、同程度の精度と推定できる。

Fig. 2 に、1 次線束上で 1 次線の相互作用による 2 次電子のみによって付与された吸収線量分布 TPDR (d ,

Fig. 1 Scatter-primary dose ratio at the reference depth for 10 MV X-ray as a function of field radius, calculated by the Monte Carlo simulation.

Fig. 2 Comparison of the tissue-primary dose ratio for zero area field calculated by the Monte Carlo simulation (⊙), and the standard tissue-maximum ratio data for zero area field (×).

0)を示す。比較のため同時に標準 TMR^{6),7)}の照射野面積 0に対するデータも示した。両者はともに $D_p(d, 0)/D_p(d_0, 0)$ で表され、全く同じ概念である。両者間の差異は、特に10 cm以下の深さで大きく、平均2%以上であった。

前述のとおり同じ Monte Carlo 計算で求めた TMR と標準 TMR データとの誤差は平均1%未満であったのに比べて、1次線のみによる照射野 0×0での差は大きくなっている。

今回のシミュレーションで用いた10 MV X線スペクトルは、加速電子エネルギーを10 MeV 単一スペクトルとして理論式を基に計算されたものであり、実際の線束のスペクトルとの誤差は不明である。

一方、標準データは percentage depth dose データから TMR の値を計算し、それらが深さ10 cm 以上においてほぼ指数関数に従うことから、それらの実効線減弱係数 μ (A) を基にして外挿法で照射野 0×0 に対する μ (0) を計算し求めたものである。しかしこの方法では、どの深さから指数関数に従っていると見なすかによって、 μ (A) が異なり、まだ問題点が残されている。

これらのことを考慮すると、この場合の2%という差異はさほど大きな値ではないかもしれない。しかし、照射野 0×0 の TPDR (もしくは TMR) の値は SPDR の計算に大きく影響するものなので、今回のシミュレーションによる SPDR はピーク深のデータのみを採用し、照射野 0×0 の TPDR の値には現在の標準 TMR データをそのまま利用することにした。ただし、ビルドアップ領域についての値は標準データにはないので、今回のシミュレーションで得られた値を用いた。

TPDR(d, A) と percentage depth dose, $P(d, A_0)$ は次のような関係がある。

$$\text{TPDR}(d, A) = \frac{P(d, A_0)}{100} \cdot \left(\frac{\text{SSD} + d}{\text{SSD} + d_0} \right)^2 \cdot \text{TPDR}(d_0, A_r) \quad (5)$$

ここで、 A_0 は入射表面における照射野の大きさ、 A_r はピーク深における、 A は深さ d における照射野の大きさを表す。(5)式を用いて矩形照射野に対する TPDR を計算した。 $P(d, A_0)$ には標準データ^{6),7)}を使用した。ピーク深における TPDR (d_0, A_r) の値は、Fig. 1 に示したピーク深における SPDR データから換算した。

矩形照射野に対する TPDR の計算結果を Table 1 に示す。

Table 1 のデータから換算した等価円形照射野に対する TPDR 値と、照射野 0×0 での TPDR データ (TMR($d, 0$)) から各照射野半径、各深さにおける SPDR を次式で計算した。

$$\text{SPDR}(d, A) = \text{TPDR}(d, A) - \text{TPDR}(d, 0) \quad (6)$$

その結果を Table 2 に示す。

TMR (d, A) と TPDR (d, A) は次のような関係がある。

$$\text{TPDR}(d, A) = \text{TMR}(d, A) \cdot \text{TPDR}(d_0, A) \quad (7)$$

また TMR (d, A) と Percentage depth dose, $P(d, A_0)$ は次のような関係がある。

$$\text{TMR}(d, A) = \frac{P(d, A_0)}{100} \cdot \left(\frac{\text{SSD} + d}{\text{SSD} + d_0} \right)^2 \cdot \frac{F_s(A_r)}{F_s(A)} \quad (8)$$

標準 TMR データ^{6),7)} から(7)式を使って TPDR を計

Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析—10 MV X線の散乱-1 次線量比— (加藤)

Table 1 Tissue-primary dose ratio data for 10 MV X-ray rectangular fields.

depth [cm]	Tissue-Primary dose ratio for 10 MV X-ray									
	0×0	2×2	4×4	6×6	8×8	10×10	12×12	15×15	20×20	25×25
0.5	0.600	0.613	0.617	0.621	0.623	0.626	0.629	0.632	0.637	0.641
1.0	0.792	0.812	0.817	0.822	0.825	0.829	0.832	0.836	0.841	0.845
1.5	0.933	0.962	0.972	0.977	0.981	0.985	0.989	0.993	1.000	1.004
2.0	0.973	1.008	1.018	1.024	1.029	1.033	1.037	1.042	1.049	1.054
2.5	1.000	1.039	1.053	1.061	1.066	1.071	1.075	1.081	1.087	1.092
3.0	0.982	1.039	1.053	1.061	1.066	1.071	1.075	1.081	1.087	1.092
4.0	0.946	1.017	1.036	1.044	1.050	1.055	1.060	1.066	1.073	1.078
5.0	0.911	0.984	1.008	1.017	1.024	1.029	1.034	1.041	1.049	1.058
6.0	0.878	0.952	0.976	0.989	0.998	1.005	1.011	1.018	1.026	1.034
7.0	0.846	0.922	0.943	0.959	0.969	0.977	0.984	0.993	1.003	1.011
8.0	0.815	0.890	0.911	0.929	0.940	0.950	0.958	0.970	0.980	0.988
9.0	0.786	0.857	0.883	0.900	0.912	0.924	0.933	0.945	0.957	0.965
10.0	0.757	0.826	0.855	0.871	0.886	0.899	0.908	0.921	0.934	0.943
11.0	0.729	0.797	0.828	0.843	0.859	0.873	0.884	0.897	0.911	0.922
12.0	0.703	0.767	0.800	0.817	0.834	0.848	0.860	0.875	0.889	0.901
13.0	0.677	0.741	0.773	0.790	0.808	0.823	0.834	0.850	0.866	0.878
14.0	0.652	0.717	0.747	0.765	0.782	0.798	0.811	0.826	0.846	0.856
15.0	0.629	0.692	0.720	0.741	0.758	0.772	0.786	0.803	0.822	0.833
16.0	0.606	0.667	0.696	0.715	0.734	0.749	0.762	0.780	0.800	0.811
17.0	0.584	0.645	0.672	0.692	0.711	0.726	0.740	0.758	0.778	0.791
18.0	0.562	0.622	0.649	0.669	0.689	0.704	0.718	0.736	0.758	0.771
19.0	0.542	0.601	0.627	0.647	0.666	0.682	0.697	0.715	0.737	0.751
20.0	0.522	0.580	0.605	0.626	0.646	0.662	0.676	0.694	0.717	0.732
22.0	0.485	0.538	0.563	0.585	0.604	0.620	0.635	0.654	0.678	0.693
24.0	0.450	0.500	0.524	0.546	0.565	0.580	0.597	0.616	0.641	0.656
26.0	0.418	0.464	0.489	0.509	0.528	0.543	0.559	0.579	0.605	0.621
28.0	0.388	0.429	0.455	0.474	0.492	0.508	0.524	0.544	0.570	0.587
30.0	0.360	0.398	0.423	0.441	0.459	0.474	0.490	0.510	0.535	0.555

Table 2 Scatter-primary dose ratio data for circular fields.

depth [cm]	Scatter-Primary dose ratio (cm radius)						
	2	4	6	8	10	12	15
0.5	0.016	0.022	0.027	0.032	0.035	0.039	0.042
1.0	0.024	0.032	0.038	0.043	0.047	0.051	0.055
1.5	0.037	0.046	0.053	0.059	0.064	0.068	0.072
2.0	0.043	0.054	0.062	0.068	0.073	0.078	0.082
2.5	0.051	0.064	0.072	0.080	0.085	0.089	0.093
3.0	0.069	0.082	0.090	0.098	0.103	0.107	0.112
4.0	0.087	0.102	0.111	0.119	0.125	0.129	0.134
5.0	0.092	0.110	0.120	0.129	0.135	0.141	0.150
6.0	0.092	0.117	0.130	0.139	0.145	0.151	0.159
7.0	0.092	0.120	0.134	0.146	0.153	0.160	0.168
8.0	0.092	0.121	0.139	0.153	0.162	0.168	0.177
9.0	0.092	0.122	0.142	0.157	0.167	0.174	0.183
10.0	0.093	0.124	0.146	0.162	0.173	0.180	0.190
11.0	0.092	0.124	0.149	0.166	0.177	0.186	0.197
12.0	0.091	0.124	0.150	0.170	0.181	0.190	0.202
13.0	0.091	0.124	0.151	0.170	0.184	0.194	0.205
14.0	0.089	0.124	0.152	0.172	0.187	0.198	0.208
15.0	0.086	0.123	0.149	0.172	0.187	0.198	0.209
16.0	0.084	0.121	0.148	0.171	0.187	0.198	0.211
17.0	0.083	0.120	0.147	0.171	0.187	0.199	0.213
18.0	0.082	0.119	0.147	0.171	0.188	0.202	0.215
19.0	0.080	0.117	0.146	0.170	0.187	0.201	0.215
20.0	0.079	0.117	0.146	0.169	0.186	0.201	0.216
22.0	0.074	0.112	0.142	0.166	0.184	0.199	0.214
24.0	0.070	0.107	0.138	0.163	0.182	0.197	0.212
26.0	0.067	0.103	0.132	0.158	0.177	0.193	0.209
28.0	0.062	0.097	0.126	0.153	0.171	0.188	0.205
30.0	0.058	0.092	0.120	0.147	0.166	0.182	0.201

算してみると、Table 1 に示した値に比べて若干大きな値となる。特に深い点ほどその差は大きくなる傾向にある。これは、標準 TMR を percentage depth dose データから計算する際、(7)式の中の $F_s(Ar)/F_s(A)$ を全て 1 として計算しているためである⁷⁾。Table 1 の値は(5)式を使って計算されているので、基本的にこの係数も考慮されていることになる。

入射光子スペクトルを①電子加速エネルギー10 MeV、フィルタ1.8 cm タングステン、②電子加速エネルギー9.5 MeV、フィルタ1.5 cm タングステン、と変化させて計算しても、TPDR($d, 0$)の値は最大2.5%程度変化したが、ピーク深における SPDR(d_0, A)の値は0.3%未満の変化であった。

したがって、同じ10 MV X線でも発生装置によって深部線量データには多少ばらつきがあるものと思われるが、ピーク深における SPDR の値は殆ど一定と考えてよい。

各装置で実測した percentage depth dose データと Fig. 1 に示したピーク深における SPDR データを使えば(5)式を用いて各装置に対応する TPDR, SPDR データを求めることができる。ただし、照射野 0×0 に対する TPDR($d, 0$)を求める方法には課題が残る。

5. 結 論

tissue-primary dose ratio(TPDR), scatter-primary dose ratio(SPDR) という概念は、従来の TAR, SAR の持つ合理性を保持したまま、全てのエネルギー光子に適用できるものである。しかし、これらは実測値のみからでは求めることができない。

今回、Monte Carlo 法を用いて計算した、ピーク深における SPDR および percentage depth dose の標準データを基に10 MV X線に対する TPDR を求め、さらにそのデータから各深さについての SPDR を計算した。

ピーク深における SPDR の値は、電子加速エネルギー等の多少の変化に対してほぼ一定であり、各加速装置で実測した percentage depth dose データおよび、このピーク深における SPDR データを用いれば、各装置に対応する TPDR, SPDR の値が計算できる。

文 献

- 1) Gupta SK, Cunningham JR: Measurement of tissue-air ratio and scatter functions for large field sizes, for cobalt-60 gamma radiation. Brit. J. Radiol., **39**, 7-11, (1966).
- 2) Khan FM, Moore VC, Sato S: Depth dose and

- scatter analysis. Radiology, **102**, 165-169, (1972).
- 3) Khan FM, Sewchand W, Lee J, et al.: Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt-60 and higher X-ray beams. Med. Phys., **7**(3), 230-237, (1980).
- 4) 加藤秀起: Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析 (Scatter-Primary dose ratio). 日放技学誌, **43**(10), 1513-1518, (1987).
- 5) 加藤秀起: Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析 (10 MV X線に対する質量制限阻止能比). 日放技学誌, **43**(6), 672-678, (1987).
- 6) 日本医学放射線学会物理部会: 放射線治療における高エネルギー X線および電子線の吸収線量の標準測定法. 通商産業研究社, (1986).
- 7) 川島勝弘, 平岡 武, 星野一雄, 他: 10 MV X線の標準的深部線量データ. 日医放会誌, **38**(1), 54-59, (1978).
- 8) 加藤秀起: Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析 (^{60}Co 照射時の 2 次電子スペクトル). 日放技学誌, **43**(1), 17-23, (1987).