原 著

Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析
—各次散乱線成分の相対比—

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11月12日）

（最終論文受理 1988年 7 月15日）

（Code No. 713, 700.2）

Key words : Monte Carlo simulation, Cobalt 60, 10 MV X-ray, Inhomogeneous correction

ANALYSIS OF SCATTERED RADIATION IN AN IRRADIATED BODY
BY MEANS OF THE MONTE CARLO SIMULATION
—RELATIVE FRACTIONS OF EACH ORDER OF SCATTERED RADIATION—

HIDEKI KATO

Department of Radiological Technology, Aichi Medical University Hospital

（Article received : Nov, 12, 1987）

Summary

A Monte Carlo computer program has been used to analyze the characteristics of each order of scattered radiation in a phantom irradiated by ^{60}Co γ -rays and 10 MV X-rays. The program simulated an irradiation with a pencil beam upon a center of $30 \times 30 \times 30$ cm water phantom and calculated the primary doses and each order of scattered doses on the beam axis of circular fields from the simulation data.

Relative fraction of first scattered doses to full scattered doses did not change so much with a change in depth, and could be approximated as a function of field radius only.

When full scattered doses, which calculated by this approximating equation using first scattered doses, were used on the correcting equation of an inhomogeneous medium, the correction factors deviated from that calculated using the true value of full scattered dose with less than 1 percent on average.

Using this approximating equation, the inhomogeneous correction factors, which take in account of full scattered doses, could be calculated briefly by means of the first scattered doses.

1. 緒 言

高エネルギー X 線・ γ 線照射における不均質補正計算

法にはいろいろなアルゴリズムが発表されている^{1)~7)}.
最近の Delta volume 法³⁾, Differential pencil beam 法⁵⁾
など第 3 世代と呼ばれる⁷⁾ 方法では, 1 次線々量と散乱

線々量を分離して計算し、さらに散乱線々量を 1 次散乱線々量と多重散乱線々量に分けて計算して、高い精度を得ている。

しかし一方、精度を上げるために不均質補正計算アルゴリズムを 1 段階複雑化させると、計算に要する時間はその 2 乗の割合で長くなると報告されている⁷⁾。実際的に、多重散乱線を考慮した第 3 世代の計算アルゴリズムは、その計算時間から考えてもルチンの治療計画に使用される段階とは思われない。

今回、Monte Carlo 法を用いて ^{60}Co γ 線および 10 MV X 線照射における体内散乱線々量をその次数別に分離し、それらの吸収線量への寄与率を調べた。また、各次散乱線々量の相対比の深さ、照射野の大きさに対する変化率を調べ、それらのデータを基に、1 次散乱線々量の値から全散乱線々量を近似する方法を検討した。

2. 方 法

シミュレーションモデルは、散乱・1 次線量比について報告した先の論文^{8),9)}と同じである。30 cm 立方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 ^{60}Co γ 線、10 MV X 線を入射させ、各光子を追跡した。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 2 mm、厚さ 2 mm の各リング状容積の中に、1 次散乱線（2 回目の相互作用）によって付与されるエネルギー量、2 次散乱線（3 回目の相互作用）、3 次散乱線（4 回目の相互作用）、および 4 次以上の散乱線より付与されるエネルギー量を調べた。それらのデータより、重ね合わせ原理を応用して円形照射野線束中心に与えられる各次散乱線々量（1 次散乱線々量、2 次散乱線々量、3 次散乱線々量、4 次以上の散乱線々量）を計算し、それらの吸収線量への寄与率、および各次散乱線々量の相対比の照射野半径、深さに対する変化率を調べた。

入射させた ^{60}Co γ 線および 10 MV X 線のエネルギースペクトル、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⁸⁾⁻¹¹⁾とほぼ同じである。

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、 ^{60}Co γ 線、10 MV X 線それぞれ 250 万個である。

3. 結果および考察

照射野半径を 10 cm 一定とした場合の線束中心軸上

における 1 次線々量、各次散乱線々量を Fig. 1 (a : ^{60}Co γ 線, b : 10 MV X 線) に示す。横軸は深さ、縦軸は各深さにおける 1 次線々量、散乱線々量を 1 次線々量の最大値で標準化 (Normalize) したものを表す。(このとき、1 次線々量は先の論文^{8),9)}で定義した Tissue-Primary dose ratio, TPDR($d, 0$) を、散乱線々量は Scatter-Primary dose ratio, SPDR($d, 10$) を表すことになる) 1 次線々量 (TPDR($d, 0$)) は過渡平衡厚以上の深さでは、入射 1 次線光子数の指数関数的減弱に伴って、ほぼ指数関数的な減少を示している。全散乱線々量は浅い領域では深さとともに線束中心に集まる散乱光子数の増加に伴い急激に増加するが、その後増加率はゆるやかになり、やがて徐々に減少傾向を示す。

Fig. 1 Graph showing relative doses on the beam axis of a circular field (radius=10 cm) due to primary photons (TPDR($d, 0$)) and each order scattered photons (SPDR($d, 10$)), which were normalized by the maximum dose due to primary photons. (a: for ^{60}Co γ -ray, b: for 10 MV X-ray)

Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析 (各次散乱線成分の相対比) (加藤)

Fig. 1 に示したデータから、線束中心軸上での吸収線量に対する各次散乱線量の寄与率 (Contribution rate) を次式で計算した。

(Contribution rate)=

$$\frac{\sum_{n=1}^N \text{SPDR}_n(d, r)}{\text{TPDR}(d, 0) + \sum_{n=1}^{\infty} \text{SPDR}_n(d, r)} \dots\dots\dots(1)$$

ここで d は深さ, r は照射野半径である. $\text{SPDR}_n(d, r)$ は n 次散乱線による Scatter-Primary dose ratio を意味し, $N=1, 2, 3, \infty$ とした。

その結果を Fig. 2 (a : ^{60}Co γ 線, b : 10 MV X 線) に示す。横軸は深さ, 縦軸は散乱線寄与率を表す。散乱線寄与率は build-up 領域において深さとともに一旦減少し, その後深さとともに増大してゆく。寄与率が深さとともに一旦低下するのは, この領域では散乱線量の増大以上の割合で 1 次線量が增大するためである。

Fig. 2 Graph showing contribution rates of each order scattered doses expressed as fractions of the absorbed dose on the beam axis of a circular field (radius=10 cm). (a: for ^{60}Co γ -ray, b: for 10 MV X-ray)

Fig. 1 および Fig. 2 に示した散乱線々量データから計算した各深さにおける各次散乱線々量の相対比を Fig. 3 (a : ^{60}Co γ 線, b : 10 MV X 線) に示す。1 次散乱線々量の相対比は, 入射表面近傍において深さとともに増大し, その後徐々に減少してゆき, 射出表面近傍において, わずかではあるが再び増大する。入射表面近傍において 1 次散乱線々量の相対比が小さいのは, この領域における散乱線々量には後方散乱線によるものが多いことを表し, 射出表面近傍において再び増えるのは, この領域では後方散乱線 (2 次以上の散乱線) が減少することを示している。しかし, この 1 次散乱線々量の相対比は, 入射表面近傍を除いてあまり大きな変化はない (^{60}Co において 65~75%, 10 MV X 線では 75~78%) ことが分かった。照射野半径を変化させた場合, 1 次散乱線々量の相対比のレベルは変化するが, 深さに対する変化傾向は Fig. 3 に示したものとほとんど同様であった。

Fig. 3 Graph showing relative fractions of each order scattered doses expressed as fractions of the full scattered dose on the beam axis of a circular field (radius=10 cm). (a: for ^{60}Co γ -ray, b: for 10 MV X-ray)

深さを一定 (10 cm) とし, 照射野半径を変えた場合の各次散乱線々量の寄与率を Fig. 4 (a: ^{60}Co γ 線, b: 10 MV X線) に示す. 各次散乱線々量とも, 照射野半径が大きくなるにしたがって, その寄与率は上昇してゆくが, 1 次散乱線々量の寄与率は半径約 10 cm 以上ではほとんど飽和状態になる.

Fig. 4 Graph showing contribution rates of each order scattered doses expressed as fractions of the absorbed dose on the beam axis of circular fields (depth=10 cm const.). (a: for ^{60}Co γ -ray, b: for 10 MV X-ray)

Fig. 4 に示したデータから求めた, 深さを一定 (10 cm) とし, 照射野半径を変化させた場合の各次散乱線々量の相対比を Fig. 5 (a: ^{60}Co γ 線, b: 10 MV X線) に示す. 照射野半径が大きくなるにしたがって 1 次散乱線々量の相対比が減少し, 2 次以上の多重散乱線々量の相対比が徐々に増えてゆく.

各深さにおいて照射野半径を変化させた場合の 1 次散乱線々量相対比の変化を Fig. 6 (a: ^{60}Co γ 線, b: 10

Fig. 5 Graph showing relative fractions of each order scattered doses expressed as fractions of the full scattered dose on the beam axis of circular fields (depth=10 cm const.). (a: for ^{60}Co γ -ray, b: for 10 MV X-ray)

10 MV X線) に示す. 照射野半径が同じであれば, 1 次散乱線々量の相対比は深さが変化しても, ^{60}Co γ 線で約 10 %, 10 MV X線で約 5 % 以内の変化であった. (ただし, build-up 領域は除く) これによって, Fig. 3 に示した照射野半径 10 cm 一定とし, 深さを変えた場合の 1 次散乱線々量相対比の変化傾向が, 照射野半径を変えた場合でも同様であることが分かる.

Fig. 6 に示した 1 次散乱線々量相対比の変化率を, 深さに対する変化を無視して, 次のような照射野半径のみの関数で近似式を作った.

^{60}Co γ 線:

$$k(r) = 1.46536\text{E-}03 \cdot r^2 - 0.0433439 \cdot r + 0.966076 \quad \dots\dots(2)$$

10 MV X線:

$$k(r) = 1.06505\text{E-}03 \cdot r^2 - 0.032818 \cdot r + 0.979438 \quad \dots\dots(3)$$

人体における肺等の不均質部に対する線量補正係数 (CF) は一般に次式で表される²⁾.

Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析（各次散乱線成分の相対比）（加藤）

Fig. 6 Graph showing relative fractions of first scattered doses expressed as fractions of the full scattered dose at each depths on the beam axis of circular fields.

$$CF = \frac{TAR(d', 0) + SAR(d', \bar{r})}{TAR(d, 0) + SAR(d, r)} \dots\dots\dots (4)$$

ここで、 d, r は相対電子密度 1 の水に対する深さ、照射野半径、 $d', \bar{r}$ は不均質部について密度尺度理論²⁾適用し、相対電子密度を 1 に換算した（いわゆる Scaling した）場合の深さ、照射野半径である。(4)式を組織・1 次線量比 (TPDR)、散乱・1 次線量比 (SPDR)^{8),9)}を用いて表すと次式のようなになる。

$$CF = \frac{TPDR(d', 0) + SPDR(d', \bar{r})}{TPDR(d, 0) + SPDR(d, r)} \dots\dots\dots (5)$$

この中で散乱線成分 $SPDR(d, r)$ を上記の $k(r)$ を使用して次式で近似計算してみた。

$$SPDR(d, r) = SPDR_1(d, r) / k(r) \dots\dots\dots (6)$$

ここで $SPDR_1(d, r)$ は 1 次散乱線々量のみによる散乱・1 次線量比を表す。深さ、照射野半径をいろいろ変化させて計算すると、 $SPDR(d, r)$ の値は ^{60}Co γ 線で最大約 5%，10 MV X 線で最大約 2% の誤差が生じた。次に(6)式を(5)式に代入して 1 次散乱線々量のみから不

均質補正係数 CF を計算した場合の精度を次の方法で調べてみた。

密度（相対電子密度） ρ を 0.5 および 1.5 と設定した水ファントムモデルを使って Monte Carlo 計算で円形照射野線束中心での $TPDR(d, r)$ を求めた。そして、種々の深さ、照射野半径で密度 1 の水について計算した値に対する補正係数を次式で計算した。

$$CF = \frac{(TPDR(d, 0) + SPDR(d, r))_{\rho=1}}{(TPDR(d, 0) + SPDR(d, r))_{\rho=1}} \dots\dots\dots (7)$$

(7)式の分母、分子の $SPDR(d, r)$ を全散乱線々量データをそのまま使って計算した場合と、1 次散乱線々量のみから(6)式を利用して計算した場合とでは、両者間の誤差は ^{60}Co γ 線で $0.61 \pm 0.75\%$ 、10 MV X 線で $0.25 \pm 0.33\%$ であった。

以上により(6)式から得られる全散乱線々量の値そのものには数%の誤差が生じるが、それを不均質補正計算式に代入した場合、補正係数にはさほど大きな誤差は生じないことが分かった。

入射表面近傍については、この近似式では全散乱線々量の値に大きな誤差が生じるが、この領域における散乱線々量の全吸収線量に対する寄与率は Fig. 2 に示した如く、非常に小さいので(7)式から得られる補正係数、 CF には大きな誤差は生じない。

(2), (3)式に示した近似計算式を用いることにより、1 次散乱線まで考慮されている不均質補正アルゴリズムを利用して、全散乱線々量を考慮した不均質補正計算を簡便に行うことができる。

4. 結 論

Monte Carlo 法を用いて ^{60}Co γ 線および 10 MV X 線照射時の体内散乱線を、その次数別に分離し、それらの相対比を調べた。

1 次散乱線々量の全散乱線々量に対する相対比は、入射表面近傍を除いて深さの変化に対してあまり大きな変化はなく、近似的に照射野半径のみの関数で表すことができた。この近似式を使って 1 次散乱線々量のみから全散乱線々量を計算した場合、数%の誤差が生じたが、これを不均質補正計算式に代入した場合、補正係数の値では平均 1%未満の誤差であった。

これらの近似式を 1 次散乱線まで考慮されている不均質補正アルゴリズムに応用することにより、全散乱線々量を考慮した不均質補正計算を簡便に行うことができる。

本論文の要旨は第22回日本放射線技術学会中部々会において発表した。

文 献

- 1) ICRU: Report 24, Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU, Washington DC, (1976).
- 2) Sontag MR, Cunningham JR: The equivalent Tissue-Air Ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. *Radiology*, **129**, 787-794, (1978).
- 3) Wong JW, Henkelman RM: Reconsideration of the power-law (Batho) equation for inhomogeneity corrections. *Med. Phys.*, **9**, 521-530, (1982).
- 4) Wong JW, Henkelman RM: A new approach to CT pixel-based photon dose calculations in heterogeneous media. *Med. Phys.*, **10**, 199-208, (1983).
- 5) Mohan R, Chui C, Lidofsky L: Differential pencil beam dose computation model for photons. *Med. Phys.*, **13**, 64-73, (1986).
- 6) Boyer AL, Mok EC: Calculation of photon dose distributions in an inhomogeneous medias using convolutions. *Med. Phys.*, **13**, 503-509, (1986).
- 7) Purdy JA, Wong JW, Harms WB: New development in three dimensional radiotherapy treatment planning. *放 治 シ ス テ ム 研 究*, **3**, 1-25, (1986).
- 8) 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**, 1513-1518, (1987).
- 9) 加藤秀起: 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). **44**(1), 18-22, (1988).
- 10) 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**, 17-23, (1987).
- 11) 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**, 672-678, (1987).