

## 放射線治療分科会報告

## モンテカルロ法による線量分布計算

加 藤 秀 起

愛知医科大学附属病院中央放射線部

Key words: Monte Carlo simulation, Radiotherapy, Dose calculation, Inhomogeneous correction.

## THE MONTE CARLO METHOD FOR CALCULATION OF DOSE DISTRIBUTIONS

HIDEKI KATO

Department of Radiological Technology, Aichi Medical University Hospital.

## 1. はじめに

モンテカルロ法<sup>1)</sup>の考え方は19世紀半ばにその起源を発し、コンピュータの出現後、1950年頃よりコンピュータを利用したモンテカルロ法による放射線の物質透過計算が行われるようになったと言われている。

このように、モンテカルロ法というのは特に新しい概念ではないが、近年のコンピュータの急激的な発達、普及に伴い、医用放射線計測の分野において脚光を浴びてきた解析方法である。

今回の放射線治療分科会（1990年11月9日、富山）では、①モンテカルロ法とはどんな方法なのか？ ②モンテカルロ法を用いた線量分布計算、について述べるとともに、③現時点での線量分布計算におけるモンテカルロ法の役割り、について考えてみた。

## 2. モンテカルロ法

## 2.1 モンテカルロ法とは（放射線計測に関して）

放射線と物質との相互作用は、すべて、ある確率分布に従ってランダムに起こる現象である。

ある厚さを持ったファントムにあるエネルギーを持った光子が入射した場合、その透過率を30%とすると、光子が100個入った時、そのうち約30個はファントム中で相互作用を起こさずに透過し、約70個はファントム中で相互作用を起こし停止する。しかし、 $n$  番目の光子がこの

ファントムを相互作用を起こさずに透過するか否かは不明である。これはランダムに起こる現象であるからである。ただし、まったくのランダム現象ではなく、透過率30%という確率分布に従ったランダムな現象である。この場合、透過率30%という確率分布に従う「乱数」を用いて $n$  番目の光子がファントムを透過するか否かを決定することができる。

このように、放射線が被照射体に入射して、体外へ射出するまで、もしくは体内で消滅するまでの行動を、それぞれの現象、相互作用が起こる確率分布に従う乱数をサンプリングすることにより自由行程長、散乱角度などを決定しながら追跡する数値実験法を「モンテカルロ法」という。

多数の放射線の行跡（ヒストリー）を追跡することにより、実際の放射線照射において起こる現象を、コンピュータの中で再現することができ、実測定不可能なデータも含め各種の物理量を予測、推定することができる。

## 2.2 乱数の変換技術

モンテカルロ法においてもっとも肝要なことは、それぞれの現象、相互作用の確率分布に従う乱数を作り出すことである。モンテカルロ法では、次の三つの変換技術を応用して、ある確率分布に従う乱数を一様乱数から作り出す<sup>2)</sup>。

- ・直接法
- ・棄却法

## ・合成棄却法

### 2.3 モンテカルロ計算に必要な基礎データ

モンテカルロ計算を行うためには、次に掲げる諸物理データ情報が必要である。

- ・被照射体の構造データ
- ・相互作用の断面積データ
- ・入射光子スペクトル
- ・その他

### 2.4 モンテカルロ法の手順

(1) 入射光子エネルギーおよび被照射体への入射点を決定する。線源の大きさを考慮する時は、光子の放射点も決める。入射角度は自動的に計算される。

(2) 光子の自由行程長を求める。これはその光子エネルギーに対する被照射体物質の線減弱係数の関数で表される自由行程長の確率分布に従う乱数をサンプリングすることにより決定することができる。決定された自由行程長から次に相互作用を起こす点の座標が計算できる。それが被照射体の外であれば、その光子ヒストリーは終了する。被照射体内であれば次に進む。

(3) 相互作用点でどの種類の相互作用が起こるかを、その光子エネルギーに対する各相互作用断面積の相対値に従って、乱数サンプリングする。

(4) 非干渉性散乱（コンプトン散乱）が起こると決定した場合、散乱光子エネルギーおよび散乱角度をクライン-仁科式および Incoherent scattering function に基づいて計算される確率分布に従う乱数を用いてサンプリングする。散乱方位角度は等確率であるので一様乱数を使って決定する。光子の散乱に伴って発生する 2 次電子の初期運動エネルギーおよび初期散乱角度は、これらより自動的に計算することができる。体内吸収線量の計測を目的とする場合、この 2 次電子の飛跡を追跡し、被照射体内のどの点にどれだけのエネルギーが付与されたかをカウントする。

（光電効果、干渉性散乱、電子対生成が起こった場合には説明を省略する）

(5) (4)で決定された散乱角度は、散乱前光子の進行方向に対する角度であるので、被照射体の座標軸に対する角度に変換する。そして再び(2)項へ戻って散乱光子の行動をサンプリングし、光子が被照射体の外へ射出するまで、もしくは被照射体内で消滅するまでこの一連の処理を続ける。

Fig. 1 にモンテカルロ法による線量分布計算のプロチャートを示す。

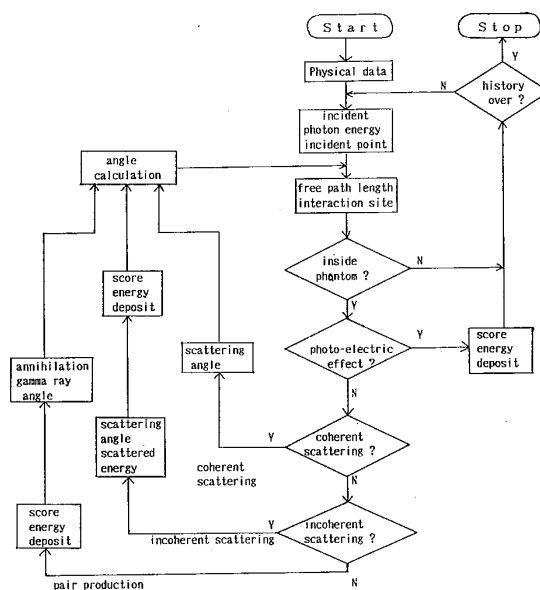


Fig. 1 Flow chart of the Monte Carlo algorithm for calculation of dose distributions.

## 3. モンテカルロ法による線量分布計算

高エネルギー X・ $\gamma$  線の線量評価における不均質補正計算法には、多くのアルゴリズムが発表されている。モンテカルロ法は、前項で述べたように、放射線と物質との相互作用原理を忠実に守って行う計算法であるので、近似計算式を使ったアルゴリズムでは得られない計算精度を得ることができ、もっとも優れた不均質補正法であると言われている<sup>3-4)</sup>。

モンテカルロ法を用いた不均質モデル線量評価に関する報告も多くある<sup>5-6)</sup>。

ここでは、モンテカルロ法による不均質モデルの線量分布計算例について述べる。

放射線治療システム研究会（現日本放射線腫瘍学会）が提案している 2 種類の不均質補正用臨床モデルファントム（Fig. 2）の線量分布をモンテカルロ法で計算した。ファントムは水等価物質で構成されているものとした。

### 使用コンピュータ

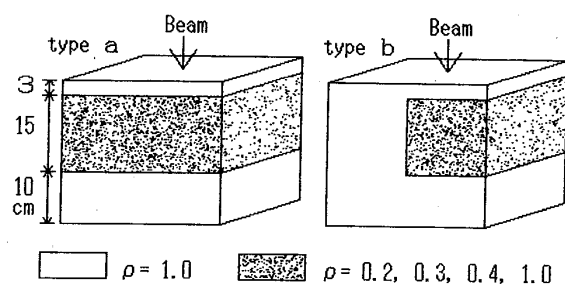
- ・ HITAC M-660D（愛知医科大学情報処理センター）

使用言語 Fortran 77 (VOS3)

- ・ PC-9801 VX（データ処理、グラフ化）

### 照射設定条件

- ・ 10 MV X 線（Schiff 式<sup>7)</sup>で計算した光子スペクトル）
- ・ SSD=100 cm 一定



**Fig. 2** Inhomogeneous model phantoms in which dose distributions were calculated.

・照射野=5×5 cm 一定

相互作用断面積などのデータ

JH Hubbell によるデータ<sup>8-9)</sup>を利用した。

計算データ処理法およびヒストリー数

・a型ファントムの場合 (Fig. 2a)

ペンシルビームデータ重ね合わせ法

200万個 (計算時間: 約90分)

・b型ファントムの場合 (Fig. 2b)

ラインファンビームデータ重ね合わせ法

2000万個 (計算時間: 約15時間)

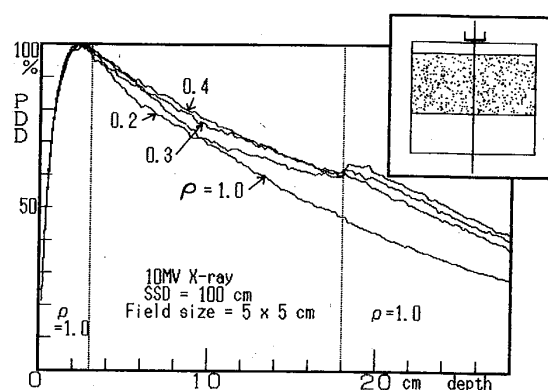
カウンターの大きさ

2 mm×2 mm×2 mm

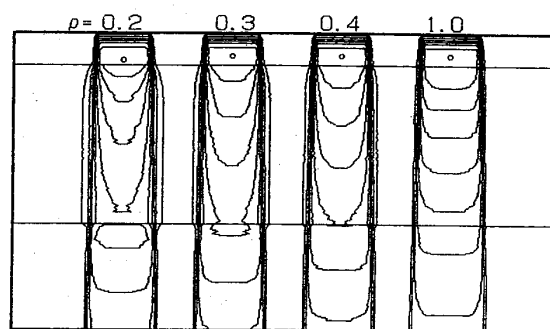
a型ファントムで第2層の密度 (相対電子密度) を 0.2, 0.3, 0.4, 1.0とした場合の, 線束中心軸上における深部線量百分率を **Fig. 3** に, 等線量曲線を **Fig. 4** に示す。第2層において, 密度が低いほど線量が低くなる現象が, また, 第3層において re-buildup 現象が観察できる。第2層における等線量曲線の横方向の間隔は, 密度が低いほど大きくなり, 同時に等線量曲線の先端が尖った形状になる傾向にある。

これらの現象は1次線光子の相互作用による2次電子飛程が, 低密度領域でかなり大きくなり, 5×5 cm 程度の小照射野では, 線束中心においても側方向の2次電子平衡が成立しなくなるためである。現在, 日常の線量分布計算に使われている近似計算式による不均質補正アルゴリズムでは, 2次電子の飛程は考慮されていないため (2次電子平衡は成立しているものとして計算している), このような現象を正しく評価することができない。

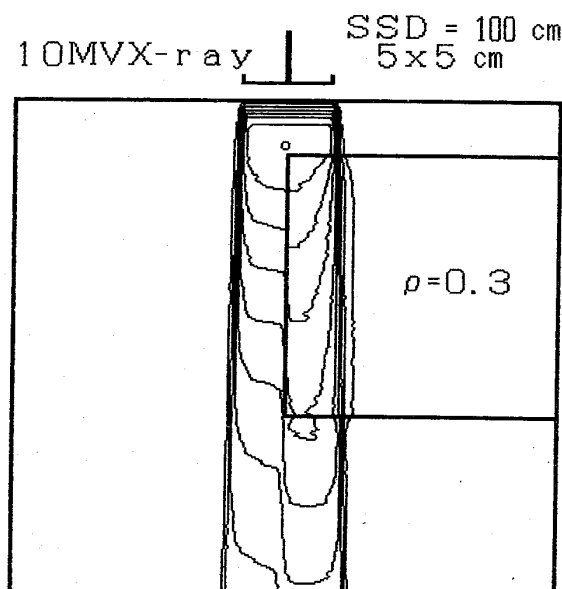
b型ファントムの第2層右側の密度を0.3とした場合の等線量曲線を **Fig. 5** に示す。不均質部を越えた領域での re-buildup や第2層における線量勾配の左右差などを, はっきりと描出している。左右で同じ Off-center ratio データを使う近似計算式では, このような線量分



**Fig. 3** Graph showing a comparison of percentage depth dose curves in the a type model. Densities of second layer are 0.2, 0.3, 0.4 and 1.0.



**Fig. 4** Comparison of isodose charts in the a type model.



**Fig. 5** Isodose chart in the b type model phantom.

布を再現することはできない。モンテカルロ法では, 不均質部の境界近傍の2次電子の飛跡の変化に伴う線量分布の微妙な変化をも捉えることができる。

## 4. 線量分布計算におけるモンテカルロ法の役割

前項で述べたように、非常に優れた線量分布計算法ではあるが、その計算に要す時間から考えて、今すぐに日常の治療計画に利用できるものとは思われない。

ここでは、現時点での線量分布計算におけるモンテカルロ法の果たすべき役割について述べる。

### 4.1 標準線量分布測定における役割

線量分布計算に必要な基礎標準データ（深部線量百分率、組織最大線量比、軸外線量化、照射野係数、など）は、水ファントム中の吸収線量分布測定データから採取される。吸収線量測定は、通常、指頭型電離箱を用いて、その電離量から Bragg-Gray, Spencer-Attix 理論に基づいて吸収線量に変換する方法が採られる。吸収線量変換係数  $C_A$  は多くの因子から構成されているが、測定点における線質に依存する因子がいくつかある。特に、平均質量制限阻止能比  $(\bar{L}/\rho)_{\text{med, gas}}$  は測定点における2次電子スペクトルに依存し、平均質量エネルギー吸収係数比  $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{med, gas}}$  は光子スペクトルに依存する。これらに対して、わが国の吸収線量測定プロトコル<sup>10)</sup>では、各エネルギーX線について一定の値を採用している。しかし、実際には入射X線束が同じ線質であっても、照射野の大きさ、深さなどによって2次電子スペクトル、光子スペクトルは変化し、これらの値に影響する<sup>11-13)</sup>。水ファントム中における2次電子スペクトル、光子スペクトルは実測定が非常に困難な物理データであり、これらの基礎データの精度を向上させるために、モンテカルロ法は大きな役割を持っている。

### 4.2 不均質などの補正における役割

最近の放射線治療技術の達成すべきテーマの一つは3次元治療計画による最適化である。これはCT, MRIなどによって得られる患者の3次元画像情報データを基にして3次元線量分布計算を行い、それを3次元表示するとともに、Dose-Volume Histogramを使って照射の最適化を図るというものである。この各ステップの中で一番開発が遅れているのが3次元線量分布計算法である。

現在、3次元線量分布計算法、3次元不均質補正法と呼ばれているアルゴリズムが数種類発表されていて、等価TAR法<sup>14)</sup>など実際の治療計画コンピュータに搭載されているものもある。しかし、これらは散乱線量だけを3次元的に評価する計算法であり、前項で示したような1次線光子による2次電子飛程が大きくなり、電子平衡が成立しない領域では、大きな誤差を生じることが

ある。

不均質補正においてモンテカルロ法が果たすべき役割りは次の二項目であると考ええる。

- ①各種補正アルゴリズムの精度を評価する基準とする不均質モデルファントムの線量分布を正確に証値する。これは、実測法と協同して作業を進めて行く必要がある。
- ②非電子平衡状態をも考慮した簡便な3次元線量分布計算アルゴリズムの開発を援助する。

その一例として、モンテカルロ法で計算した微分1次線々量データおよび1次線カーマデータを使って、非電子平衡領域を含む任意点の1次線々量計算アルゴリズムを紹介した。（詳細については文献15を参照）

## 5. おわりに

コンピュータの発達とともに、モンテカルロ法は今後ますます線量分布計算をはじめ医用放射線の各種解析に幅広く利用される傾向にあり、その応用範囲は広い。

多数の研究者がモンテカルロ解析の研究を行うことにより、それぞれの目的に合った専用モンテカルロコードが確立され、モンテカルロ法そのものも、より整備されたものになってくると思われる。

今回の講演の機会を与えて下さいました放射線治療分科会長の森嘉信先生、森剛彦先生はじめ分科会役員の方々に感謝します。

## 文 献

- 1) Raeside DE: Monte Carlo principle and applications. Phys. Med. Biol., **21**(2), 181-197, (1976).
- 2) 杉山治男: モンテカルロ法による高エネルギー電子および光子の物質透過に関する研究（電子技術総合研究所研究報告第724号）。電子技術総合研究所, (1972).
- 3) Purdy JA, Wong J, Harms WB: New development in three dimensional radiotherapy treatment planning. 放 治 シ ス テ ム 研 究, **3**(1), 1-25, (1986).
- 4) 尾内能夫: 線量計算アルゴリズムの概要, PC USER GROUP セミナー資料, (1988).
- 5) Webb S, Parker RR: A Monte Carlo study of the interaction of external beam X-radiation with inhomogeneous media. Phys. Med. Biol., **23**(6), 1043-1059, (1978).
- 6) Webb S, Fox RE: Verification by Monte carlo method of a power law Tissue-Air ratio algorithm.

## 〔放射線治療分科会報告〕 モンテカルロ法による線量分布計算 (加藤)

- m for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations. *Phys. Med. Biol.*, **25**(2), 225-240, (1980).
- 7) Schiff LI: Energy-angle distribution of thin target bremsstrahlung. *Phys. Rev.*, 252-253, (1951).
  - 8) Hubbell JH: Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. NSRDS-29, National Bureau of Standards, (1969).
  - 9) Hubbell JH, Veigele WJ, Briggs EA, et al.: Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections. *J. Phys. Chem. Ref. Data*, **4**(3), 471-538, (1975).
  - 10) 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).
  - 11) 加藤秀起: Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析( $^{60}\text{Co}$  照射時の 2 次電子スペクトル). *日放技学誌*, **43**(1), 17-23, (1987).
  - 12) 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).
  - 13) 加藤秀起: Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析( $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線照射時の平均質量エネルギー吸収係数比). *日放技学誌*, **45**(9), 1540-1545, (1989).
  - 14) Sontag MR, Cunningham JR: The equivalent Tissue-Air Ratio method for making absorbed dose calculation in a heterogeneous medium. *Radiology*, **129**, 787-794, (1978).
  - 15) 加藤秀起: 微分 1 次線々量を用いた高エネルギー光子の 1 次線々量評価法. *日放技学誌*, **46**(12), (1990).