

最近の技術から

生体の光伝播解析のための高速モンテカルロシミュレーション

平岡 睦久*・S. R. ARRIDGE**・D. T. DELPY**

* (株)富士電機総合研究所 〒240-01 横須賀市長坂 2-2-1

** University College London, 11-20 Capper Street, London, WC1E 6JA, U.K.

1. はじめに

光 CT (optical computer tomography)¹⁾ に代表される生体の近赤外スペクトロスコピー分野の研究の進展には、生体中の光伝播の解析が必要となる。

生体は強い多重散乱系であるため、光伝播の厳密な解析解は現在のところ定式化されていない。そのため、現状では、光伝播の解析に拡散近似による輸送方程式の解法^{2,3)}か、シミュレーション手法であるモンテカルロ法⁴⁾ (以下 MC 法) が一般に用いられる。

MC 法は、対象物に入射されたフォトン一つ一つの軌跡を、乱数を用いてシミュレートする直接的な方法である。拡散近似を用いる方法に比べて、正確であるという利点をもつ反面、膨大な計算時間がかかるという大きな欠点をもつ。この欠点を克服するために、これまでにさまざまなアルゴリズムが提案されてきた。本稿では、近年開発された、MC 法の代表的な計算時間の短縮方法を紹介する。

2. Analog MC

まず MC 法の原理を、基本となる analog MC を例にとり説明する。

生体組織に入射されたフォトンには、生体を構成する原子や分子により散乱または吸収される。蛍光や非線形光学効果など特殊な現象を無視した場合、生体組織の光学的性質は

- (a) 吸収係数, μ_a [mm^{-1}]
- (b) 散乱係数, μ_s [mm^{-1}]
- (c) 単一散乱における散乱光強度の角度分布, $p(\theta)$

の三つによって定義される。Analog MC では、上記の仮定のもとに、フォトンのランダムウォークの軌跡を以下に示す過程により計算する。なお、説明を単純にするために、生体組織は均質、入射光は単一波長とした。測

定系を図 1 に示す。

まず、生体組織にフォトンを一一つ入射する。次に、生体組織中をフォトンが吸収も散乱もされずに距離 L を進む確率が $\exp\{-(\mu_a + \mu_s)L\}$ であることを考慮し、フォトンの直進距離 L を次式により計算する。

$$L = -\frac{1}{\mu_t} \ln(R_1) \tag{1}$$

$$\mu_t = \mu_a + \mu_s \tag{2}$$

ここに、 R_1 は 0 から 1 までの値をとる乱数である。次に、この距離 L を進んだフォトンが散乱されるか吸収されるかを新たな乱数 R_2 を用いて決める。

$$\begin{aligned} \text{if } R_2 < (\mu_s/\mu_t) \text{ then } & \text{散乱} \\ \text{else} & \text{吸収} \end{aligned} \tag{3}$$

吸収が選択された場合には計算を中断し、新たなフォトンを入射する。散乱が選択された場合には、フォトンの新たな相対的進行方向 (θ, ϕ) を次式により求める。

$$\begin{aligned} \theta &= f^{-1}(R_3) \\ \phi &= 2\pi R_4 \end{aligned} \tag{4}$$

ここに、 $f(\theta)$ は $p(\theta)$ の累積分布関数、 R_3, R_4 は乱数である。以下、上記の過程を繰り返し、最後まで吸収されずに検出器に到達したフォトンの数が検出される光量となる。十分な精度を確保するには、膨大な数のフォトンの軌跡をシミュレートする必要がある。

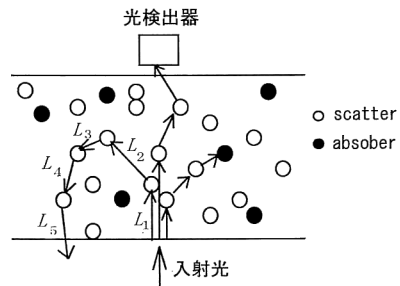


図 1 測定系

3. Variance reduction methods

3.1 Survival weighting method

時間短縮 (variance reduction) 法には、まず Wilson らの方法 (survival weighting method, 以下 SW 法)⁶⁾がある。この方法では入射光としてフォトンの束を考え、この束がランダムウォークを行うものとする。ランダムウォークの各点では散乱と吸収が同時に起こり、散乱のたびに光強度が μ_s/μ_t 倍に減衰する。このような方法によると、入射フォトンの束は完全に吸収されることがないために、検出器に到達するフォトンの数が飛躍的に増え、結果として計算時間短縮効果が期待できる。この方法は、一見近似解法にみえるが、analog MC と同等な正確さをもつことが証明されている⁶⁾。

3.2 Time resolved method

時間短縮法には、次に van der Zee らの方法 (time resolved method)⁷⁾がある。この方法では、吸収と散乱を独立に考える。まず散乱のみが起こっているとして、吸収係数がゼロの場合の analog MC の計算を行う。このときフォトンの直進距離は

$$L = -\frac{1}{\mu_s} \ln(R_i) \quad (5)$$

に変わる。次に検出器に到達したフォトンについて、吸収による減衰を $\exp\{-\mu_a(\Delta L)\}$ として重みづける。ここに、 ΔL は検出器に到達した各フォトンの光路長である。この方法によると、吸収をランダムウォークが終わった後に計算できるため、複数の吸収係数に対応する計算結果を、1回のシミュレーションで同時に得ることができる。ただし、吸収係数値の範囲が広がると、入力フォトンの数を増やさなければならないという制約がある。

3.3 Simultaneous multiparameter method

最後に、筆者らの方法 (simultaneous multiparameter method, 以下 SMP 法)⁶⁾を紹介する。この方法を用いると、1回のシミュレーションを行うだけで、複数の散乱係数と吸収係数の組合せに対応する計算結果を同時に得ることができる。まず、上述の SW 法で光路計算を行う。このときに、検出器に到達したフォトンそれぞれについて、光路長 (ΔL) と散乱回数 (Δn) を保存しておく。計算に用いた散乱係数を μ_s 、吸収係数を μ_a とすると、任意の散乱係数 μ_s^* と任意の吸収係数 μ_a^* の組合せに対応する計算結果が、次式

$$\exp\{(\mu_s - \mu_s^* + \mu_a - \mu_a^*)(\Delta L)\} \left(\frac{\mu_s^*}{\mu_s}\right)^{\Delta n} \quad (5)$$

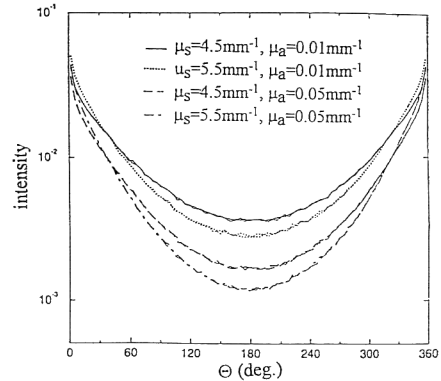


図2 SW法とSMP法による計算結果の比較
直径10mmの無限円筒に100万個のフォトンを入射。検出器の位置を入射軸からの角度 θ で示す。

をフォトンの重みとすることによって得られる。ただし、 μ_s^* と μ_a^* の範囲が大きくなると入力フォトンの数を増やさなければならないという制約がある。この方法も、analog MC と同等な正確さをもつことが証明された⁶⁾。

図2にSW法とSMP法の計算結果の比較を示す。4組の μ_s^* 、 μ_a^* の入力に対する計算をSMP法は1回で行っている。図から、二つの方法の計算結果にはほとんど差がないことがわかる。

4. むすび

本稿では、生体の光伝播解析に用いられるモンテカルロシミュレーションの計算時間の短縮方法を紹介した。今後の展開としては、これらの方法の不均質組織への適用が期待される。また、得られた計算データと理論が光CTの開発にとって有益な情報となることを願う。

文 献

- 1) 清水孝一: O plus E, No. 160 (1993) 100-110.
- 2) S.R. Arridge, M. Cope and D. T. Delpy: Phys. Med. Biol., **37** (1992) 1531-1560.
- 3) Y. Yamada and Y. Hasegawa: Proc. SPIE, **1888** (1993) 167-178.
- 4) I. Lux and L. Koblinger: Monte Carlo Particle Transport Methods: Neutron and Photon Calculations (CRC Press, Boston, 1991).
- 5) B.C. Wilson and G. Adam: Med. Phys., **10** (1983) 824-830.
- 6) M. Hiraoka, S.R. Arridge and D.T. Delpy: Proceedings of the 7th International Workshop on Multiple Scattering Lidar/Light Experiments (Chiba Univ., Chiba, 1994) pp. 74-77.
- 7) P. van der Zee and D. T. Delpy: Adv. Exp. Med. Biol., **215** (1987) 179-191.

(1994年12月14日受理)