

光在分层散射介质中传输行为的 蒙特卡罗模拟研究*

王建岗 王桂英 徐至展

(中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)

摘 要 建立了光在分层散射介质中传输行为的蒙特卡罗模型, 计算了皮肤层状结构的光传输特性, 考虑了折射率不匹配带来的影响及不同光束特性(如均匀分布平面光场、高斯光束、光纤光束)对传输行为的影响, 分析了分界面处光通量的传输特性, 给出了不同特性光束的生物组织的表面漫射率曲线, 比较了高斯光束和平面光场的卷积结果。

关键词 蒙特卡罗模拟, 散射介质, 组织光学, 漫射率。

1 引 言

随着激光越来越多地应用于生物医学, 人们提出了许多模型来模拟光在生物组织中的传输行为, 包括漫射近似^[1]、有限元法^[2]、蒙特卡罗方法^[3]等。蒙特卡罗方法由于计算量大、计算时间长而受到一定限制, 但随着计算机技术的发展, 计算机有更高的运算速度和更大的存储容量, 并且蒙特卡罗方法本身也有改进^[4], 使得这个限制不再成为突出的矛盾。蒙特卡罗方法具有它的灵活性, 灵活考虑边界条件, 并且没有引入近似条件, 所以它是一个广泛应用的较为理想的模型。模拟光在生物组织中的传播行为对于激光手术、用于肿瘤的光疗、光学层析、组织成像都有重要意义。由于生物组织同种细胞结构的相似性而形成层状结构, 如皮肤、大脑组织等, 所以研究光在分层生物组织中的传输行为对组织光学很有意义。本文用蒙特卡罗模型, 研究了光在分层散射介质中的传输行为。

2 蒙特卡罗(MCM)模型的建立

蒙特卡罗模型通过相应的概率模型和随机数发生器产生的随机数来模拟单个光子在介质中的随机行走过程, 包括随机步长和随机行走方向。光子在每一个随机位置会发生散射和吸收作用, 这由光子的权重来决定。重复以上行走和作用的过程直到满足某种终止条件而使光子消亡, 通过对大量光子的追踪得到光子在组织中传输行为的统计结果, 从而可以计算出表面漫反射和漫透射及组织吸收等物理参数。

* 国家自然科学基金重点基金资助(项目批准号 69637030)及面上基金资助(批准号 6977704)。

收稿日期: 1998-11-23; 收到修改稿日期: 1999-01-12

蒙特卡罗方法中光子模型的考虑: 1) 不考虑光子衍射的影响; 2) 在每次作用中光子的吸收概率由 μ_a/μ_t 决定; 光子的生存概率由 μ_s/μ_t 决定(μ_a 为吸收系数, μ_s 为散射系数, $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ 为衰减系数); 3) 光子散射的方向性与散射相函数分布的余弦平均值 g 有关; 4) 蒙特卡罗方法中必须考虑大量光子的统计行为。

蒙特卡罗方法中终止条件的考虑: 1) 由光子权重的大小来决定, 当光子权重小于某一值时可以认为光子消亡而不再跟踪, 这主要由所考虑的具体问题和探测器的灵敏度来决定; 2) 由生物组织的几何限制所决定, 当光子到组织外则不跟踪; 3) 由生物组织内部特性所决定, 如存在吸收体, 则当光子撞到吸收体上时, 认为光子消亡而不再跟踪。

在层状散射介质中, 由于折射率不匹配, 蒙特卡罗方法需要一些特殊考虑:

1) 在分界面上, 非偏振光的反射率由菲涅耳反射系数给出^[5],

$$R(\alpha_i) = \frac{1}{2} \left[\frac{\sin^2(\alpha_i - \alpha_t)}{\sin^2(\alpha_i + \alpha_t)} + \frac{\tan^2(\alpha_i - \alpha_t)}{\tan^2(\alpha_i + \alpha_t)} \right], \quad (1)$$

这里 α_i 和 α_t 分别为入射角和折射角。

2) 当光子穿过分界面, 由于衰减系数 μ_{t1} 与 μ_{t2} 不同, 剩下的行走步长 L_1 用下面公式进行折算,

$$L_2 = L_1 \mu_{t1} / \mu_{t2}. \quad (2)$$

蒙特卡罗方法中初始条件的确定: 对于不同特性的光束, 蒙特卡罗方法的初始条件不同。对于均匀分布平行光场垂直入射组织表面的某一范围, 可以认为这个范围细分的每个网格里, 都有同样初始条件的蒙特卡罗模拟; 对于垂直入射表面的高斯光束来说, 则入射范围内所有网格的蒙特卡罗模拟的光子权重分布满足高斯分布; 而对于光纤光束来说, 由于有一定的数值孔径 NA, 光子的初始方向不同, 可以认为蒙特卡罗模拟的光子权重随初始方向的不同有一个角分布。

3 蒙特卡罗方法中的卷积应用

如果生物组织的响应是一个空不变系统, 那么知道生物组织的脉冲响应分布函数 $G(r, z)$, 就可以用卷积方法得到某一光强分布 $E(r, \theta)$ 的组织响应分布函数 $\Psi(r, \theta, z)$ ^[6],

$$\Psi(r, \theta, z) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty E(r', \theta') G(\sqrt{r^2 + r'^2 - 2rr' \cos(\theta - \theta')}, z) r' dr' d\theta'. \quad (3)$$

这是一个柱面坐标系 (r, θ, z) 中的卷积表达式, 这里假设脉冲响应分布函数为轴对称。若生物组织的响应是一个时不变系统, 知道时间的脉冲响应分布函数及光脉冲的时间特性, 就可以用卷积的方法给出生物组织的响应分布。所以通过卷积方法可以节省大量的计算时间。

4 生物组织的层状模型

由于一些生物组织具有层状的结构分布, 所以这种组织的光学特性也是分层的。皮肤组织就是具有分层特性的生物组织。光子传输要经过表皮、真皮、皮下脂肪和肌肉组织层到达治疗和检测的组织部位。但由于测量方法的差异、组织样品的制备过程不同、样品几何结构的差异和个体差异等使生物组织的光学特性呈现出复杂性^[7]。本文模拟的生物组织模型分为四层: 表皮、真皮、皮下脂肪和很厚的肌肉组织层, 肌肉组织层的厚度太厚时可以认为光子完全被吸收。各层的光学特性如表 1 所列^[7, 8]:

Table 1. Optical Parameters of the layers

parameters tissue	refractive index	absorption coefficient μ_a /(1/cm)	scattering coefficient μ_s /(1/cm)	mean cosine of the scattering angle g	tissue thickness d /cm
epidermis	1.55	35.0	480	0.79	0.0065
dermis	1.55	2.7	187	0.82	0.1250
subcutaneous fatty	1.45	0.2	20	0.80	0.0320
muscles	1.37	11.2	530	0.85	1.0×10^8

这里认为光子不可穿透肌肉组织层，所以从模拟角度取了一个大值。实际上，只有少量光子进入肌肉层，穿过一有限深度而被完全吸收。这一点可从后边计算出的每层吸收系数看出。由于生物组织光学特性参数的测量还存在很多问题，缺少完整的参数，不同文献的测量结果也存在差异，本文从不同文献中选了有关参数。

5 模拟计算的结果

实际上，经常会碰到均匀分布和高斯分布的光场作光源及光纤传导的光源。本文针对这三种光源的情况分别作了模拟。图 1 为三种光源及生物组织示意图。

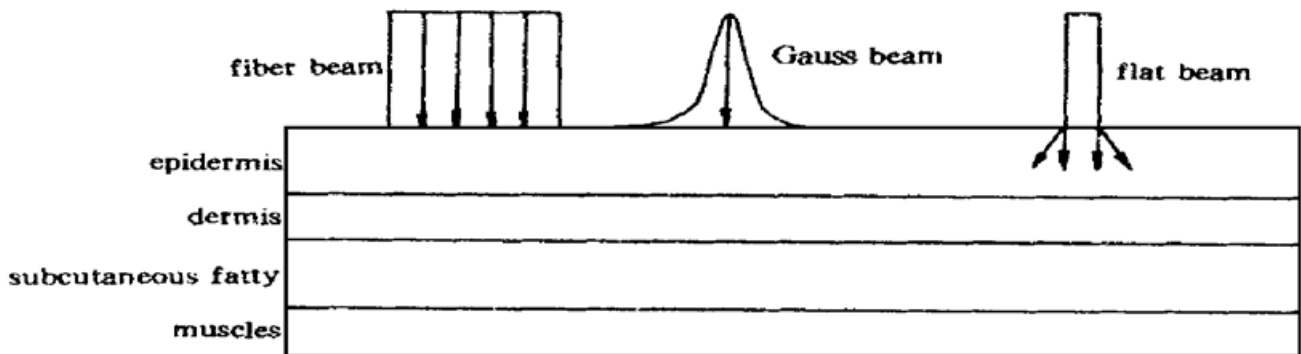


Fig. 1 Schematic diagram of three sources and tissue

模拟中采用柱面坐标系，光斑的中心作为坐标原点(0, 0, 0)，厚度方向为 z 坐标，平行于层面为 r 坐标，与 z 轴的夹角为 θ 坐标，组织中每一点的坐标表示为 (r, θ, z) ，同时假设光子在组织中传输关于 z 轴对称。对于高斯分布和均匀分布的光束，先求细光束的组织响应分布函数，认为此生物模型是一个空不变线性系统，再用卷积方法求出宽光束的响应函数。实验中，采用模场直径为 $4.71 \mu\text{m}$ 、数值孔径 NA 为 0.16 的单模光纤作为传导光纤，所以模拟中认为光纤光源是一个点激励，在此数值孔径内光束随孔径角均匀分布。

表 2 列出了光纤光源点激励与垂直入射光源点激励的每层吸收率。

Table 2. Absorption ratio of the layers

parameters tissue	absorption ratio (vertically incident source)	absorption ratio (fiber optical source)
epidermis	0.442000	0.444600
dermis	0.343600	0.343200
subcutaneous fatty	0.002639	0.002629
muscles	0.039320	0.039280

从表 2 可以看出到达肌肉的光能量只占总光能量的 3.9%，因此在激光医疗和组织成像

检测方面, 皮肤的影响很重要。同时也看到小数值孔径光纤对每层吸收系数带来的影响, 对某些应用这些影响很小, 因此可以用很细的导光纤将光导入内部组织进行激光医疗和成像检测方面的工作。

图 2 为两种激励情况下, 一个单位的无限宽光源(光源由密排的无限多根光纤组成)的光通量随厚度 z 的变化。图中可以看出两种激励的光通量随厚度的变化曲线几乎完全重合, 这是因为光纤的数值孔径小, 所以对光通量来说, 光子初始方向不同的影响可以忽略。在分界面处, 看到存在两个正峰值和一个负峰值, 这是由分界面处折射率的不匹配和界面两边的组织吸收系数不同引起的, 负峰值的出现是因为光子由吸收系数小的组织进入吸收系数大的组织。

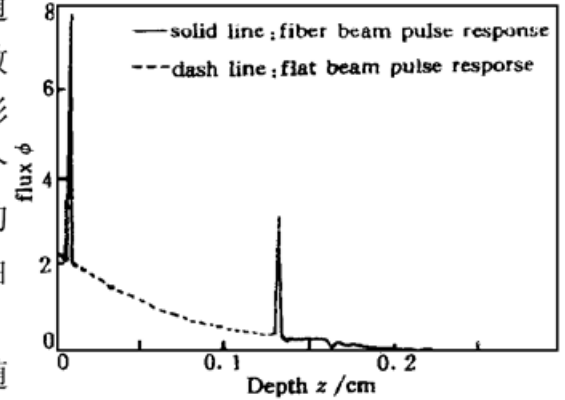


Fig. 2 Variation of flux with the depth z

图 3 为两种激励情况下, 表面漫反射率的对数值随径向距离 r 的变化。从图 3 看出, 当径向距离 r 超过某一值时, 漫反射率信号淹没在噪声中, 这个值由探测器灵敏度、信噪比、组织吸收系数决定。

图 4 为高斯分布光束、均匀分布光束漫射率的对数值随径向距离 r 的变化。光束的总功率为 1 W, 高斯光束的 $1/e^2$ 半径和均匀光束的半径都为 0.1 cm。

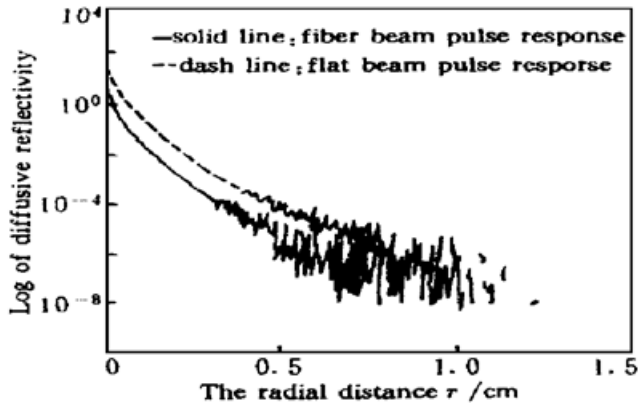


Fig. 3 Variation of diffusive reflection with radial distance r

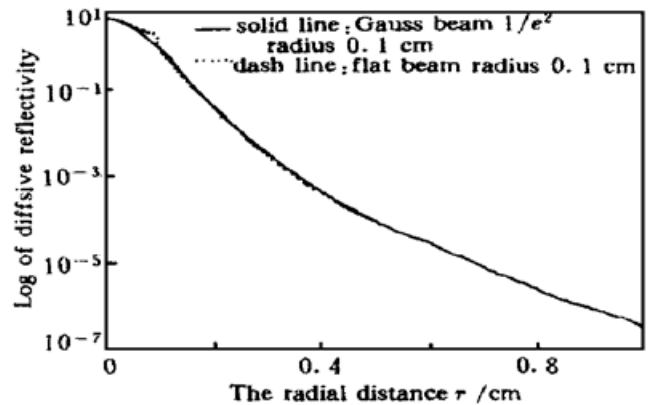


Fig. 4 Results of convolution of Gauss beam and flat beam

从图 4 可以看出, 对于平面光场曲线开始处有一个平台, 而高斯光场是类似高斯分布的曲线, 也可以看出在光场的中心附近漫射率大于 1, 这是由于后向散射光的影响。高斯光束在光场中心附近有更高的漫射率值, 这是由于在总功率相等的条件下, 高斯光束比平面均匀分布光束在光束中心有更高的功率密度。在径向距离较大的地方, 两种光束的卷积曲线重合, 说明漫射率的值对光束特性的依赖减小。

结 论 蒙特卡罗方法可以模拟层状组织的光子传输特性, 计算机的速度和容量对蒙特卡罗方法已经不再是一个问题, 模拟中跟踪了一百万个光子, 网格分得也很细, 所用计算时间为 0.5~ 0.7 个小时, 因此由于蒙特卡罗方法的灵活性, 可以知道每个光子在组织中的行走路径, 结合组织模型, 可以用它分析组织的吸收特性、表面的漫射特性和透射特性, 也可以分析光子在组织传输中的时间特性, 对于一个时不变和空不变的线性响应的组织模型可以结合

卷积方法节省计算时间和复杂性。

感谢美国 M. D. Anderson Cancer Center, University of Texas 的 Lihong Wang 博士、Steven L. Jacques 博士的帮助; 感谢中国科学院上海光学精密机械研究所上官诚老师的帮助。

参 考 文 献

- [1] Ishimaru A. Diffusion of light in turbid material. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12) : 2210~ 2215
- [2] Suddeath Lee, Sahai V, Wisler A *et al.*. Finite element solution of the "forward imaging" problem associated with time- and frequency-domain measurements of photon migration. *Proc. SPIE*, 1993, **1888** : 117~ 127
- [3] Wilson B C. A Monte-Carlo model for the absorption and flux distributions of light in tissue. *Medical Phys.*, 1983, **10**(6) : 824~ 830
- [4] Graaff R, Koelink M H, De Mul F *et al.*. Condensed Monte-Carlo simulations for the description of light transport. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4) : 426~ 434
- [5] 玻恩 M, 沃耳夫 E. 光学原理. 上册, 北京: 科学出版社 1978. 61~ 64
- [6] Keijzer M, Jacques S L, Prahl S A *et al.*. Light distributions in artery tissue: Monte-Carlo simulations for finite-diameter laser beams. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1989, **9**(1) : 148~ 154
- [7] Cheong W F, Prahl S A, Welch A J. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE J. Quantun. Electron.*, 1990, **26**(12) : 2166~ 2185
- [8] Yaroslavskii I V, Tuchin V V. Light propagation in multilayer scattering media: Modeling by the Monte-Carlo method. *Optics and Spectroscopy [USSR]*, 1992, **72**(4) : 505~ 509

Monte-Carlo Simulations for Light Propagation in Striated Scattering Medium

Wang Jiangang Wang Guiying Xu Zhizhan

(Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, The Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800)

(Received 23 November 1998; revised 12 January 1999)

Abstract Monte-Carlo Simulations for light propagation in striated scattering medium are presented. Considering the influence of refractive index mismatch and different beam profiles (such as uniform flat beam, Gauss beam and fiber beam), the light transport property in the skin striated structure is calculated, and the characteristic of optical flux in the proximity of the interfaces is analysed. The diffusive reflectivity curves of different beams are given and the convolution results of finite-wide flat and Gauss beams are compared.

Key words Monte-Carlo simulation, scattering medium, tissue optics, diffusive reflectivity.