

用 Monte Carlo 方法模拟光在双层生物组织中的传播*

陈 敏 陈建文 寇雷刚 徐至展
(中国科学院上海光机所 上海 201800)

提要 利用 Monte Carlo 方法模拟了光在两层具有不同光学参数的组织中的传输。详细讨论了组织间的吸收系数、有效散射系数和各向异性因子 g 的差异对漫反射率、漫透射率和光强的纵向分布的影响,分析了光强分布变化的原因。

关键词 Monte Carlo 模拟,光在组织中的传输,散射

1 引 言

光在均匀的介质中传播的性质已经众所周知,但是光在高度散射的介质中传播的光学特性到现在还没有彻底搞清楚。生物组织是一种高度散射的介质。研究光在生物组织中传播的光学特性及光强的分布对于许多医学应用都有重要意义。这包括各种诊断技术如近红外光谱学、高分辨率三维实时成像技术^[1]等,也包括各种激光治疗方法如光热消融、光热凝聚及光动力疗法(PDT)^[2,3]等。在治疗过程中,要获得最佳治疗效果就必须确切知道光在组织中如何传播和光强的分布。

生物组织的光学特性可由吸收系数 μ_a 、有效散射系数 $\mu'_s (= (1 - g)\mu_s, \mu_s$ 为组织的散射系数) 和各向异性因子 g 来描述。目前对于光在单层的生物组织中传播的光学特性的研究已比较深入^[4-11]。然而由于生物组织的多样性和复杂性,对于某一生物样品,认为是由多层组织组成的可能更符合实际。因此研究光在多层组织中的传播具有更重要的意义,关于这方面的研究尚未有详细报道。本文研究了光在两层具有不同光学参数的组织中传播的光学特性,用 Monte Carlo 方法分别模拟了由于吸收系数、散射系数和 g 因子的差异对样品的漫反射率和漫透射率及透射表面的光强分布的影响。

2 物理模型

生物组织的物理模型如图 1 所示。样品由两层组织组成,两层组织的光学参数并不相同。设组织 1(2) 的吸收系数、有效散射系数和各向异性因子 g 分别为 $\mu_{a1}(\mu_{a2})$ 、 $\mu'_{s1}(\mu'_{s2})$ 和 $g_1(g_2)$ 。无限细的准直光束入射到组织表面,组织与边界的折射率不匹配,假定组织的折射率为 1.37

* 国家自然科学基金资助项目。

(相当于组织含有近 80% 的水分), 两层组织间无反射。组织的横向尺寸认为无限大。由于组织与边界的折射率不匹配, 因此在两个表面上要考虑反射和透射。

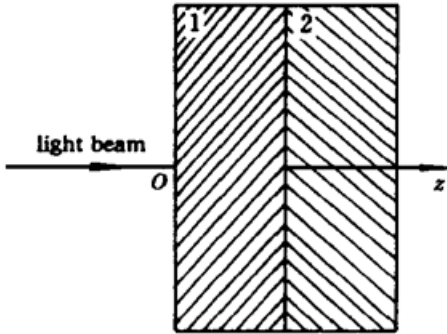


图 1 模拟的双层组织的模型

Fig. 1 The simulated model of two layered tissues

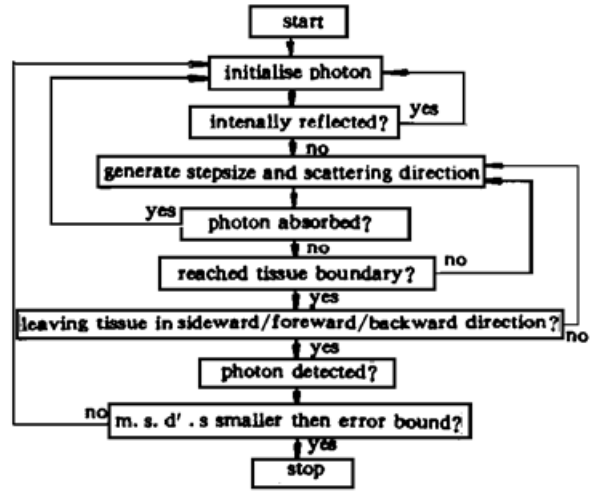


图 2 Monte Carlo 模拟的流程图

Fig. 2 Flowchart of the Monte Carlo simulation

采用 Monte Carlo 方法来模拟。由于光子在生物组织中的散射是随机的, 可看成是马尔科夫过程, 因而可用 Monte Carlo 模拟方法。这种方法由于其高精度已被广泛采用^[4,5,8-11]。单个光子的模拟流程图见图 2。程序用 Turboc C 编写。模拟的基本步骤如下所述。

(1) 散射点的确定。光子入射后首先确定其散射点。光子在生物组织中的散射是随机的。由于两层组织的光学参数不一样, 因而其散射步长的计算也稍有不同。当光子位于组织 1 时, 其散射步长可由下式确定: $\tau = -\ln(ran)/(\mu_{a1} + \mu_{s1})$, 其中 ran 是介于 0 到 1 之间的均匀分布的随机数, 当光子位于组织 2 时, 其散射步长可由下式确定 $\tau = -\ln(ran)/(\mu_{a2} + \mu_{s2})$ 。确定了散射步长后, 还必须确定光子的散射角分布。对于生物组织 Henyey Greenstein 相函数由于与实际值符合得较好而被广泛采用。Henyey Greenstein 相函数反映了光在组织体中的散射角分布:

$$p(\cos\theta) = (1 - g^2) / [2(1 + g^2 - 2g\cos\theta)^{3/2}]$$

式中 θ 为散射角, 而 g 因子则为 $\cos\theta$ 的平均值。 g 因子反映了组织散射的各向异性程度。 $g = -1$ 表示纯属后向散射, $g = 0$ 表示散射各向同性, $g = 1$ 表示纯属前向散射。

(2) 反射和吸收。由于计算的原因, 必须考虑光子的权重。设光子的初始权重为 1, 由于吸收和反射, 光子的权重在减小。当光子处于组织 1 时, 光子的权重减为 $w_n = w_{n-1}\mu'_{s1}/(\mu_{a1} + \mu'_{s1})$, 当光子处于组织 2 时, 光子的权重减为 $w_m = w_{m-1}\mu'_{s2}/(\mu'_{s2} + \mu_{a2})$ 。若光子的计算点落在组织表面上, 将发生镜面反射, 光子的权重必须乘以反射率(由菲涅尔定律计算得到), 且光子的位置由计算位置反演得到。

(3) 光子的消失。在模拟新的散射点之前先把光子的权重与设定的临界权重比较, 若光子的权重小于临界权重就认为光子已被吸收, 如果光子的散射点落到了样

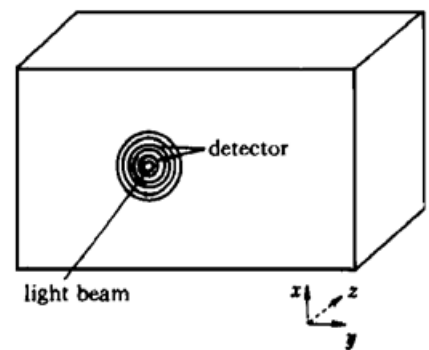


图 3 模拟的环探测器的示意图

Fig. 3 Drawing of the simulation setup with ring detectors

品界外,也认为光子消失了。重新跟踪下一个光子。

(4) 检测。在光子的运动中,如果光子从前表面或后表面透射出去,则分别将它们的权重归入到总的漫反射率 R 和总的漫透射率 T 中去。在计算透射表面的光强分布时,根据光子透射时的位置,采用环形探测器来检测(如图 3 所示)。

在用 Monte Carlo 方法模拟时,必须说明两点:不考虑光子的波动性和偏振性;假定每次散射独立发生。此外,计算的光子总数和随机数产生的质量都会影响模拟的精度。为得到小于 5% 的统计误差,光子数至少为 10^4 个。

3 模拟结果和讨论

模拟的参数为 $\mu_{a1} = 1 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_{s1} = 20 \text{ cm}^{-1}$, $g_1 = 0.8$ 。图 4 到图 7 是用 Monte Carlo 方法的模拟结果。图中 $\Delta\mu_a = \mu_{a2} - \mu_{a1}$, $\Delta\mu_s = \mu_{s2} - \mu_{s1}$, $\Delta g = g_2 - g_1$ 。

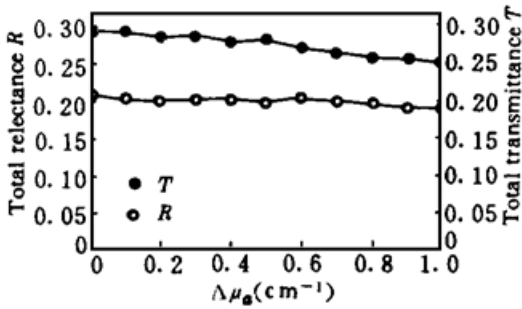


图 4 总的漫反射率和漫透射率与 $\Delta\mu_a$ 的关系
Fig. 4 The total diffuse reflectance and transmittance as a function of $\Delta\mu_a$ respectively

吸收系数的变化对漫反射率 R , 漫透射率 T 的影响如图 4 所示。从图 4 中可以看出,当 $\Delta\mu_a$ 增加时,漫反射率 R 和漫透射率 T 都有不同程度的减小,但减小的程度不大。前者是可以理解的,因为吸收系数反映了组织在单位长度上的吸收能力。吸收系数增加,意味着组织吸收的光子数增加。对于后者是因为生物组织中的有效散射系数远大于吸收系数,只要 $\Delta\mu_a$ 不很大,组织的反照率 $a(= \mu'_s/(\mu'_s + \mu_a))$ 减小不大。但是对于吸收系数与有效散射系数相差不大的组织如牛肌肉组织,影响就比较显著。

图 5 表明了 $\Delta\mu_s$ 对反射率 R 和透射率 T 的影响,从图中可以看到, $\Delta\mu_s$ 对反射率和透射率的影响不大, R 和 T 基本保持不变,甚至略有上升。这可能是因为有效散射系数的增加一方面使光子的传播路径增加,因而组织的吸收增加,另一方面使组织的反照率 a 增大,使 R 和 T 增加^[7],两种作用同时存在,因而样品的漫反射率和漫透射率基本不变。

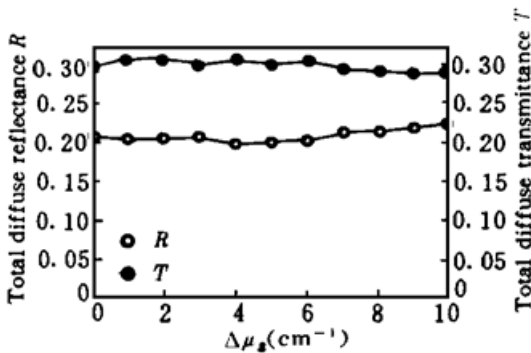


图 5 总的漫反射率和漫透射率与 $\Delta\mu_s$ 的关系
Fig. 5 The total diffuse reflectance and transmittance as a function of $\Delta\mu_s$ respectively

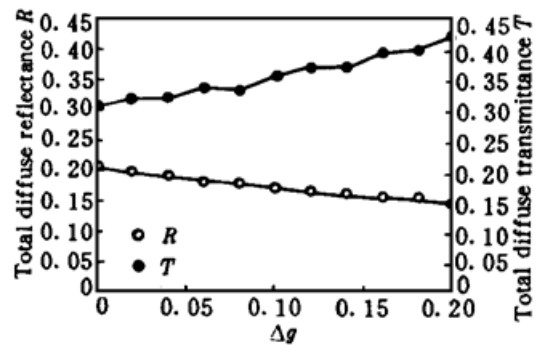
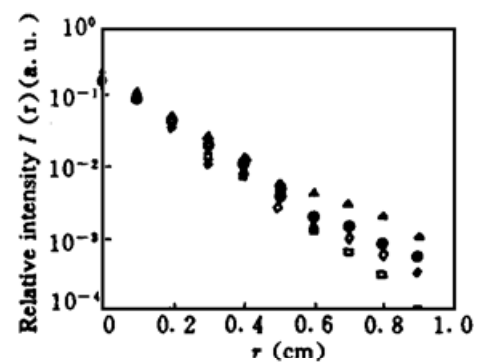


图 6 总的漫反射率和漫透射率与 Δg 的关系
Fig. 6 The total diffuse reflectance and transmittance as a function of Δg respectively

各向异性因子 g 对 R 和 T 影响较大(图 6), 反射率 R 随 $\Delta\mu_g$ 的增加而减小, 而透射率 T 随 $\Delta\mu_g$ 的增加而增加, 这是因为 g 因子反映了组织散射的各向异性程度, g 因子越大, 表明组织的前向散射程度越大, 因而反射的光子数减小而透射的光子数增加。可见 g 因子对光在多层组织的光强分布具有很重要的影响。另外从图 7 可以看出, 光强主要集中在 z 轴附近。 $\Delta\mu_a$, $\Delta\mu_s$ 和 Δg 对光强在纵向的分布都有影响, 也就是说在激光治疗中的有效作用范围将发生变化。 $\Delta\mu_a$ 和 $\Delta\mu_s$ 对于光在样品中的纵向光强分布影响不大, 而 Δg 对光强的纵向分布起着很重要的作用。由于在实际治疗中, 激光照射区不可能正好是单层组织, 而且温度、组织的含水量的变化等都会使组织的光学参数发生变化。因此当作单层组织计算光强分布有时会带来较大的误差。在对“同一组织”的光学参数测量常常出现各不相同甚至大相径庭的结果^[5], 其中的一个可能的原因是待测样品中含有其它的组织。

图 7 透射面上模拟环探测器探测到的纵向光强分布。图中曲线分别为: 同一组织(\circ); $\Delta\mu_a = 1.0 \text{ cm}^{-1}$ (\diamond); $\Delta\mu_s = 10 \text{ cm}^{-1}$ (\square); $\Delta g = 0.1$ (\triangle)。模拟的探测器半径为 $r = 1 \text{ mm}$

Fig. 7 The relative intensity $I(r)$ detected by simulated ring detectors on the transmitted surface for identical tissues (\circ), $\Delta\mu_a = 1.0 \text{ cm}^{-1}$ (\diamond), $\Delta\mu_s = 10 \text{ cm}^{-1}$ (\square), and $g = 0.1$ (\triangle) respectively. Each detector covers a 1 mm radius interval of r



4 结 论

用 Monte Carlo 模拟了光在两层具有不同光学参数的组织中的传播, 详细地讨论了两层组织间的吸收系数, 散射系数和 g 因子的差异与总的漫反射率 R , 总的漫透射率 T 和光强的纵向分布 $I(r)$ 的关系。结果表明这三种差异都能使 R , T 和 $I(r)$ 发生变化, 当组织的散射系数远大于吸收系数时, 前两种差异对 R , T 和 $I(r)$ 的影响不大。当 g 因子发生变化时, R , T 和 $I(r)$ 的变化比较大, R 和 T 的变化与 Δg 成线性关系。

参 考 文 献

- 1 J. C. Hebden, K. S. Wong. Time resolved optical tomography. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4) : 372~ 380
- 2 J. L. Boulnois. Photophysical processes in recent medical laser developments: a review. *Lasers Med. Sci.*, 1986, **1**(1) : 47~ 66
- 3 J. A. Parrish, B. C. Wilson. Current and future trends in laser medical. *Photochem. Photobiol.*, 1991, **53**(8) : 731~ 738
- 4 R. A. J. Groenhuis, H. A. Ferwerda, J. J. Ten Bosch. Scattering and absorption of turbid materials determined from reflection measurements. 1: Theory. *Appl. Opt.*, 1983, **22**(16) : 2456~ 2462
- 5 R. A. J. Groenhuis, J. J. Ten Bosch, H. A. Ferwerda. Scattering and absorption of turbid materials determined from reflection measurements. 2: Measuring method and calibration. *Appl. Opt.*, 1983, **22**(16) : 2463~ 2467
- 6 Wai-Fung Cheong, S. A. Prahl, A. J. Welch. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE J. of Quant. Electr.*, 1990, **26**(12) : 2166~ 2185
- 7 M. S. Patterson, B. Chance, B. C. Wilson. Time resolved reflectance and transmittance for the non-invasive measurement of tissues optical properties. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12) : 2331~ 2336

- 8 S. T. Flock, M. S. Patterson, B. C. Wilson *et al.*. Monte Carlo modeling of light propagation in highly scattering tissues-I: Model predictions and comparison with diffusing theory. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, 1989, **36**(12) : 1162~ 1167
- 9 G. Zaccanti. Monte Carlo study of light propagation in optically thick media: point source case. *Appl. Opt.*, 1991, **30**(15) : 2031~ 2041
- 10 D. E. Raeside. Monte Carlo principles and applications, *Phys. Med. Biol.*, 1976, **21**(2) : 181~ 197
- 11 B. C. Wilson. A Monte Carlo model for the absorption and flux distributions of light in tissues. *Med. Phys.*, 1983, **10**(6) : 824~ 830

Monte Carlo Simulation of Light Propagation in Double Layered Tissues

Chen Min Chen Jianwen Kou Leigang Xu Zhizhan

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

Abstract Light propagation in double layered tissues is simulated by using Monte Carlo method in this paper. The effects of the differences of three kinds of optical parameters between double layered tissues on the total diffuse reflectance, on the total diffuse transmittance and on the intensity distributions are discussed in detail, respectively. The reasons for these effects are analyzed.

Key words Monte Carlo simulation, tissue scattering, light propagation in tissues