

文章编号: 0253-2239(2001)02-155-03

散射介质中光传输行为时间特性的 蒙特卡洛模拟研究*

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: 蒙特卡罗方法模拟了超短脉冲在皮肤的四层模型中的传输的时间特性, 给出不同时间的表面漫射强度随径向距离和角度的变化, 用傅里叶变换给出了表面漫射强度时间响应的频域结果; 结果表明漫射强度随时间的变化会有数量级的不同, 漫射强度的时间分辨为 ps 量级, 这要求选择大动态范围 ps 时间分辨率的探测设备, 频域分析的结果表明在达到很高的频率下, 幅度和相位才有变化, 实际上硬件难以实现。

关键词: 蒙特卡罗模拟; 组织光学; 时间分辨漫射强度

中图分类号: TN012 文献标识码: A

随着近红外光波应用于生物医学成像和诊断^[1], 人们需要了解光波在象生物组织这种高散射介质中的传输行为。实际应用中, 无法给出基于传输方程的精确解析解; 个别情况下, 用漫射近似(DA)^[2]或 Kubelka-Munk^[3]近似可以获得近似解析解。数值解法方面包括有限元方法^[4]、蒙特卡罗方法^[5]、有限差分方法^[6]等。蒙特卡罗方法具有它的灵活性, 可以灵活考虑边界条件和复杂几何结构的非均匀散射介质, 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。随着超短激光脉冲在医学成像的应用, 时间分辨技术在医学成像和诊断中取得了很大成功^[7], 这需要人们研究光在散射介质中传输行为的时间特性。

蒙特卡洛模拟方法通过模拟单个光子(光子波包)在介质中的随机行走过程, 随机步长和随机行走方向通过相应的概率模型和随机数发生器产生的随机数来决定。光子的传输步长由下式决定^[8]

$$s = -\ln \xi / \mu_t, \quad (1)$$

这里 ξ 为 0 和 1 之间均匀分布的随机数, μ_t 为吸收系数 μ_a 和散射系数 μ_s 之和。

光子在每一个随机位置会发生散射和吸收作用, 作用后光子的权重由反照率($r_{al} = \mu_s / \mu_a$)来决定; 方向的偏移由 Henyey-Greenstein 方程决定^[8,9]。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。

为了模拟脉冲光子在散射介质传输的时间特性, 可追踪光子走过的路程和所在介质的折射率, 从而计算出光子相对于初始时刻的延迟。将位于某一时间段的光子累加, 得到不同时间段的光子数分布, 从而得到脉冲光子通过散射介质的时间响应曲线。光子相对于初始时刻的时间延迟 t 可以表示为

$$t = \left[\sum_i s_i n_i \right] / c, \quad (2)$$

这里 s_i 为光子第 i 次随机行走的步长, n_i 为光子所在介质的折射率, c 为真空中的光速。

模拟实验采用半无限分层几何模型, 它是一个典型的皮肤组织模型, 分为 4 层: 表皮、真皮、皮下脂肪和肌肉组织层。肌肉组织层的厚度太厚, 认为光子完全被吸收。各层的光学特性参数如表 1^[5,10]。

假设介质的光学性质对于 z 轴柱面对称, 在模拟中采用柱面坐标系(r, θ, z), 介质表面取为 $z = 0$, z 方向指向介质内。在空间建立(r, θ, z) 的 3 维网格, 加上时间维的网格, 需要开辟 4 维的网格数组。网格的间距和多少视计算机的存储容量和要解决的具体问题决定。在本次模拟中, r 的取值范围为 2 cm, r 的间距为 2 mm, 时间延迟 t 的取值范围为 500 ps, t 的间距为 10 ps, 因此探测范围为半径为 2 cm 的圆形区域。当超短脉冲的时间宽度小于 1 ps 时, 模拟中近似认为超短脉冲是一个 δ 激励源而不考虑光束的波形, 激励源的位置为 $r = 0$, 垂直入射

* 国家自然科学基金资助项目。

收稿日期: 1999-07-12; 收到修改稿日期: 1999-10-21

于介质表面。模拟中追踪了 10^6 个光子。

Table 1. Optical parameters of the layers:

	Refractive Index	Absorption Coefficient μ_a / cm^{-1}	Scattering Coefficient μ_s / cm^{-1}	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

图 1 为表面总漫射强度随时间变化的归一化曲线。从图中可以看出,对于这种皮肤的 4 层结构模型来说,总漫射率随时间的变化为 ps 量级,至少需要 ps 量级时间分辨率的探测仪器。

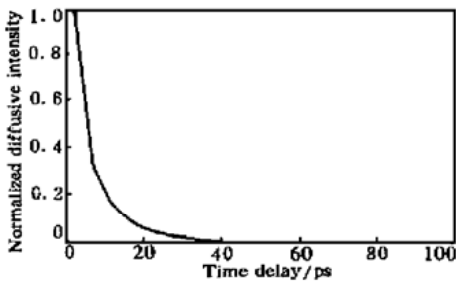


Fig. 1 Time-dependence of the normalization total diffusive intensity

图 2 为不同时刻的漫射强度的对数值随径向距离的变化;图 3 为不同径向位置的漫射强度随时间的变化。从图中看出,随着延迟时间的推移, $r = 0$ 附近的漫射强度会有数量级的减小,这要求探测设备有极高的动态范围;漫射强度的分布范围随着时间的推移会向 r 值较大的方向扩展。光子需要一定的时间,才会扩散到较远的地方,为了探测散射介质中一定深度的信息,需要较大的 r 值^[11],而随着延迟时间的推移,漫射强度又会有数量级的减弱,从而减小信噪比。因此根据探测深度,应该合理地选择探测时间和径向距离 r 值。

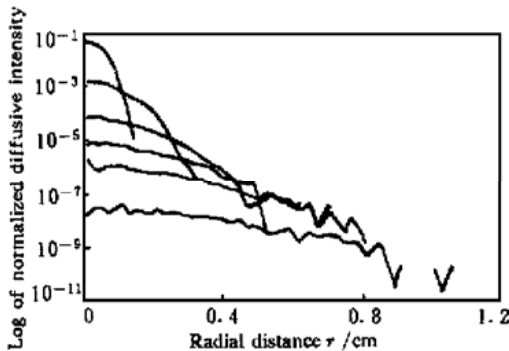


Fig. 2 Variation of diffusive intensity with the radial distance at different time. From the largeness to smallness of log value near $r = 0$, the curves correspond to the time delay 10, 25, 50, 75, 100, 150 ps respectively

图 4 给出了不同时间的漫射强度随漫射角度的

变化情况。可见其随角度的变化基本均匀,但随时间的推移,漫射强度的变化有起伏,这种起伏由蒙特卡罗的统计误差和离散变量的量化误差引起。

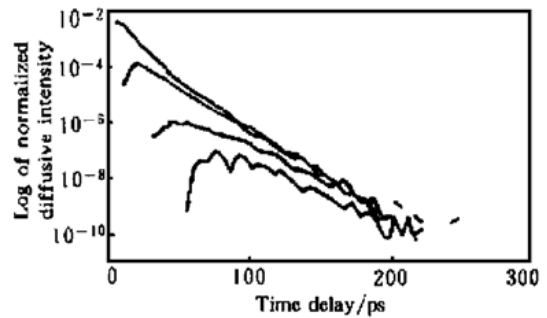


Fig. 3 Variation of diffusive intensity with delay time at different radial distance r . From top to bottom, the curve correspond to $r = 1, 2, 4, 6$ mm respectively

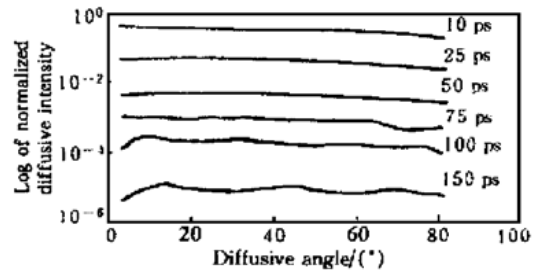


Fig. 4 Variation of diffusive intensity with diffusive angle

对漫射强度随时间的变化曲线进行时间傅里叶变换,可以在频域进行分析。图 5 和图 6 分别为归一化幅度和相位延迟随频率的变化。从图中看出,在很高频率的位置,相位和幅度的变化才较明显。这对探测设备提出了很高的要求,在实际中难以实现。从图中也可得出在低频部分,比如 $0 \sim 10$ GHz,归一化幅度和相位与频率存在近似的线性关系,这

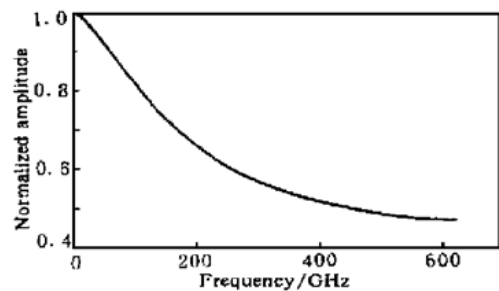


Fig. 5 Relationship of frequency and normalization amplitude

与现有文献的结论是一致的^[12], 说明了这个方法的有效性及时域和频域分析的等效性。

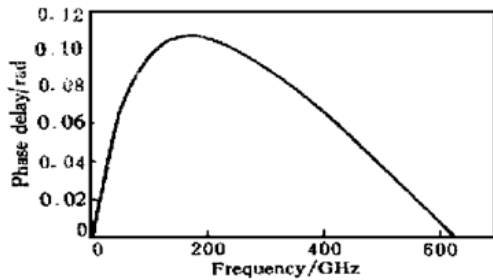


Fig. 6 Relationship of frequency and phase

结论 用蒙特卡罗方法可以模拟层状组织的光子传输的时间特性, 得到超短脉冲在皮肤的四层模型中传输的表面漫射强度的时间响应曲线, 并进一步用傅里叶变换得到它的频域结果; 也给出了不同时间的表面漫射强度随角度的变化情况。对这种折射率不匹配的复杂的多层结构, 由于边界条件的复杂, 近似的解析解难以给出, 而蒙特卡罗模拟却可以给出很好的结果, 它对于组织光学成像和诊断以及探测系统的设计起了指导作用。

参 考 文 献

- [1] Yodh A, Chance B. Spectroscopy and imaging with diffusing light. *Phys. Today*, 1995. (March) 34~ 40
- [2] Ishimaru A. Diffusion of light in turbid material. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12): 2210~ 2215
- [3] van de Hulst H C. *Multiple light scattering Tables, formulas, and applications*. New York: Academic Press, 1980. **2**: 698~ 700
- [4] Model R, Orlt M, Walzel M. Reconstruction algorithm for near-infrared imaging in turbid media by means of time-domain data. *J. Opt. Soc. Am. (A)*, 1997, **14**(1): 313 ~ 323
- [5] 王建岗, 王桂英, 徐至展. 光在分层散射介质中传输行为的蒙特卡洛模拟研究. *光学学报*, 2000, **20**(3): 346~ 350
- [6] Yao Yuqi, Wang Yao, Pei Yaling *et al.*. Frequency-domain optical imaging of absorption and scattering distributions by a Born iterative method. *J. Opt. Soc. Am. (A)*, 1997, **14**(1): 325~ 341
- [7] Das B B, Liu Feng, Alfano R R. Time-resolved fluorescence and photon migration studies in biomedical and model random media. *Rep. Prog. Phys.*, 1997, **60**(2): 227~ 292
- [8] Wang Lihong. V. Rapid modeling of diffuse reflectance of light in turbid slabs. *J. Opt. Soc. Am. (A)*, 1998, **15**(4): 936~ 944
- [9] van de Hulst H C. *Multiple Light Scattering Tables, Formulas, and Applications*. New York: Academic Press, 1980. Volume 1: 307
- [10] 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
- [11] Feng Shechao, Zeng Fanan, Chance B. Monte Carlo Simulations of Photon Migration Path Distributions in Multiple Scattering Media. *Proc. SPIE*, 1993, **1888**: 78 ~ 89
- [12] Arridge S R, Cope M, Delpy D T. The theoretical basis for the determination of optical pathlengths in tissue: temporal and frequency analysis. *Physics in Medicine and Biology*, 1992, **37**(3): 1531~ 1560

Monte Carlo Simulations for Time Characteristics of Light Propagation in Scattering Medium

Wang Jianguang Wang Guiying Xu Zhizhan

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

(Received 12 July 1999; revised 21 October 1999)

Abstract: Monte Carlo Simulations for time characteristics of ultrashort pulse light propagation in the skin four-striated scattering medium are presented. Variations of diffusive intensity with the radial distance and angle at different time are given. The frequency-domain results of time response of surface diffusive intensity are obtained by using Fourier transformation. The results show that the diffusive intensity changes with time to the extent of magnitude and its time-resolution is in the order of ps, so the detector with large dynamic range and ps time-resolution is needed. The results from the frequency-domain analyses show that the amplitude and phase have significant changes at very high frequency, but the realization of the detection is not feasible.

Key words: Monte Carlo Simulation; tissue optics; time-resolved diffusive intensity