

文章编号: 0258-7025(2001)02-0169-04

用蒙特卡罗法研究高散射介质中的成像^{*}

王建岗 王桂英 徐至展

(中国科学院上海光机所 上海 201800)

提要 用蒙特卡罗方法模拟了均匀介质中含有散射系数和吸收系数不同的物体时,物体的位置和大小对表面漫射强度时间响应函数的影响,在频率域分析了用幅度差和相位差成像时,物体位置和大小对成像质量的影响。结果表明相位的探测比幅度的探测灵敏,高频探测比低频探测灵敏,物体与光源的几何位置影响物体的像质,光源与物体共线时成像最灵敏,横向位置变化比纵向位置变化影响大,物体越大,成像效果越好,物体小到一定程度时,对幅度和相位的影响超出系统的探测能力,这决定成像系统的分辨率,它是诸多因素的综合。

关键词 蒙特卡罗,成像,散射介质

中图分类号:O 242.2;O 436.2 文献标识码:A

Monte-Carlo Method for Research on Imaging of Inhomogeneity in the Scattering Medium

WANG Jian-gang WANG Gui-ying XU Zhi-zhan

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

Abstract Monte-Carlo simulations for research on the influence of the inhomogeneous object in the medium on time characteristics of ultrashort pulse light propagation are presented. In frequency domain, the influence of the position and size on imaging is analyzed by use of the difference of amplitude or phase. The results show that the detection by the phase difference is more sensitive than that by the amplitude difference, and the higher frequency of detection, the more sensitivity of imaging. The geometric structure of light source and object has the influence on the imaging, the collinear structure has the best imaging effectiveness, the influence on imaging from changes of lateral position of the object is more serious than from changes of the longitudinal position of the object. The size of the object also influences imaging, the larger size, the better imaging. The resolution of imaging system is determined by many factors, such as the SNR of detection, the geometric structure and the optical properties of the object and so on.

Key words Monte-Carlo simulation, imaging, scattering medium

1 引 言

生物学成像和诊断的传统技术如放射医学中的 X 射线 CT,核磁共振成像等往往对人体带来损伤,这是由辐射电离引起的。而在可见光波段的大部分波段对人体不产生辐射电离,同时生物组织存在红外和近红外辐射的透射窗口,因此利用红外和近红外辐射在生物组织中的漫射光成像在医学领域取得了长足的发展^[1~3]。生物组织是散射系数大而吸收系数小的高散射介质^[4],因此人们要研究从复

杂的漫射光中提取出有用的组织信息的各种方法。随着超短激光脉冲的飞速发展,人们用它激励生物组织,通过测量激光脉冲随时间的展宽和波形的变化而提取出生物组织的内部信息。研究光辐射在象生物组织这种复杂几何条件和边界条件的高散射介质中的传播,经常采用传输方程的漫射近似,这只能给出特殊情况下的解析解^[5,6],为了解决此类问题,蒙特卡罗法(Monte-Carlo—MC)已经成功地用于研究光子在高散射介质中的传输^[7,8]。实际上蒙特卡罗模拟的结果常用来检验各种散射介质中光传输理论的正确与否。生物组织中产生的病变象肿瘤等,会引起正常组织与病变组织光学特性的差异,如吸收系数和散射系数的不同等。本文研究均匀的散射介

^{*} 国家自然科学基金重点基金(编号 69637030)资助项目。

收稿日期:1999-07-20;收到修改稿日期:1999-08-26

质中存在吸收系数和散射系数不同的物体对光传输的影响,并在时域和频域上对其进行了分析,同时还探讨了用幅度和相位差对均匀介质中的物体成像时,物体的位置和大小对成像质量的影响。

2 光在散射介质中传输的 MC 模型

MC 法常用来研究各种粒子的输运问题,单个光子(光子波包)在介质中的随机行走过程,可以认为是一种马尔可夫过程,因此 MC 法可以正确地描述光在散射介质中的传输。单个光子的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。光子的传输步长为^[1]

$$s = - \frac{\ln(\xi)}{\mu_t} \quad (1)$$

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($\text{albedo} = \mu_s / \mu_t$)来决定;方向的偏移由 Henyey-Greenstein^[9,10] 方程决定,它直接与相函数余弦平均值 g 因子有关。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中传输的时间特性,我们追踪光子所走过的路程和所在介质的折射率,从而可以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,这样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,对其进行傅里叶变换,就可以在频率域进行分析。

当均匀散射介质中存在散射系数和吸收系数不同的物体时,由于反照率和传输系数 μ_t 的不同,会对光子的传输产生不同的影响,从而影响时间响应函数。由于存在非均匀物体,首先根据物体所在空间的几何关系来判断光子是否穿过物体边界,然后进行相应的边界处理,若光子在均匀散射介质中或物体中迁移,则不需要进行边界处理,而分别用不同的光学参数进行蒙特卡罗模拟。

3 模拟结果和讨论

模拟实验中采用的几何结构和坐标如图 1 所示。

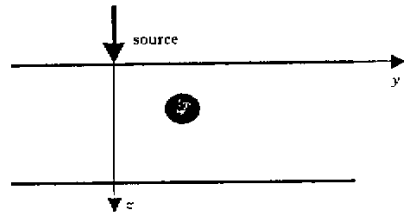


图 1 数值模拟的几何结构

Fig.1 Geometric scheme for numerical simulations

模拟实验中,假设异物为一个吸收系数和散射系数与周围均匀介质不同的圆球,它们的折射率 n 和相函数余弦平均值 g 因子相同。均匀介质的折射率取为 1.55,散射系数为 150 cm^{-1} ,吸收系数为 0.035 cm^{-1} , g 因子为 0.9,这是人体脂肪组织的典型参数^[1]。在肿瘤诊断和光动力疗法的临床应用中,肿瘤组织和正常组织的光学特性存在较大差异,肿瘤部位的吸收系数比正常组织的吸收系数大 5~10 倍^[11]。因此我们研究散射系数和吸收系数不同的小球在不同位置对漫反射时间响应函数的影响,探测范围是在表面处以激励源为中心半径 1 cm 的圆形区域,探测器要具有时间分辨能力。

图 2 为在 y 方向位置不同的小球对漫反射时间响应函数的影响,取小球的吸收系数为 0.5 cm^{-1} ,散射系数为 280 cm^{-1} ,半径为 0.1 cm, $x = 0$, $z = 0.15 \text{ cm}$, $y = 0, 0.15, 0.30 \text{ cm}$ 。从图中看出,小球在入射光线方向时的时间响应函数与无小球情况下的差别最大,说明小球在入射光线方向时对时间响应函数的影响最大。图 3(a)(b)分别为漫反射时间响应

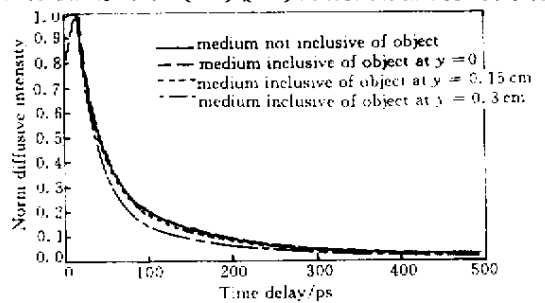


图 2 在 y 方向不同位置的小球对漫反射强度的影响(小球半径 0.1 cm)

介质: $\mu_a = 0.035 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 150 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.9$, $n = 1.55$;

小球: $\mu_a = 0.5 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 280 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.9$, $n = 1.55$

Fig.2 Influence of the position of the inhomogeneous object

in the y direction in the medium (the radius of the object is 0.1 cm) on normalization diffusive intensity

medium: $\mu_a = 0.035 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 150 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.9$, $n = 1.55$;

object: $\mu_a = 0.5 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 280 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.9$, $n = 1.55$

函数傅里叶变换后, 有小球和无小球的幅度之差和相位之差随频率的变化情况。可以看出, 随着频率的升高, 幅度差和相位差增加, 因为在某一频率处不同的差值对应不同的 y 方向位置, 幅度差和相位差正是我们需要的探测信号, 因此探测的信噪比就会提高; y 方向位置的不同也会影响信噪比, 小球越靠近光源, 信噪比越高; 小球的 y 方向位置对相位的影响比对幅度的影响灵敏, 相位探测比幅度探测灵敏。

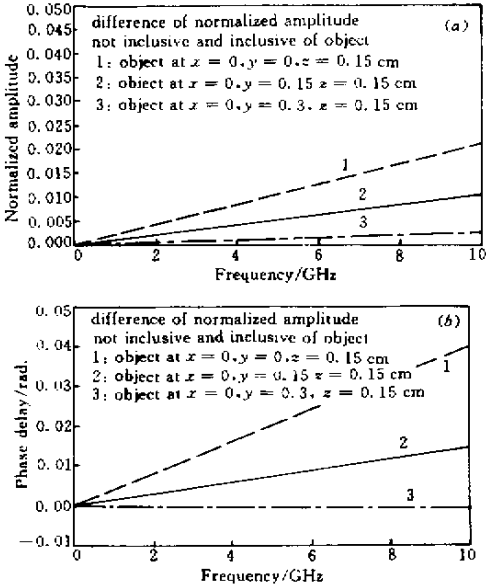


图 3 有小球和无小球的归一化幅度差 (a) 和相位差 (b) 随频率和小球 y 方向位置的变化

(介质: $\mu_a = 0.035 \text{ cm}^{-1}, \mu_s = 150 \text{ cm}^{-1}, g = 0.9, n = 1.55$;
 小球: $\mu_a = 0.5 \text{ cm}^{-1}, \mu_s = 280 \text{ cm}^{-1}, g = 0.9,$
 $n = 1.55, r = 0.1 \text{ cm}$)

Fig.3 Difference of normalized amplitudes (a) and phase delays (b) with and without the object as a function of frequency at different position of the object in the y direction

(medium: $\mu_a = 0.035 \text{ cm}^{-1}, \mu_s = 150 \text{ cm}^{-1}, g = 0.9, n = 1.55$;
 object: $\mu_a = 0.5 \text{ cm}^{-1}, \mu_s = 280 \text{ cm}^{-1}, g = 0.9,$
 $n = 1.55, r = 0.1 \text{ cm}$)

图 4 (a) (b) 分别为小球深度 z 不同时对时间响应函数的影响。可以得出与 y 方向变化类似结论。从相位图图 4 (a) 看出, 在某一频率处 y 方向单位变化引起的相位差大于 z 方向单位变化引起的相位差, 因此 y 方向变化对相位的影响大于 z 方向变化引起的影响。从幅度图图 4 (b) 看出, y 方向变化对幅度的影响也远大于 z 方向变化引起的影响, 同时也看出对幅度最大的影响发生在 $z = 0.3 \text{ cm}$ 处, 而不是最靠近光源的 $z = 0.2 \text{ cm}$ 处, 这与 g 因子和光子

权重有关。它的物理意义表明光子在 $z = 0.3 \text{ cm}$ 处有更大的概率与小球发生相互作用。

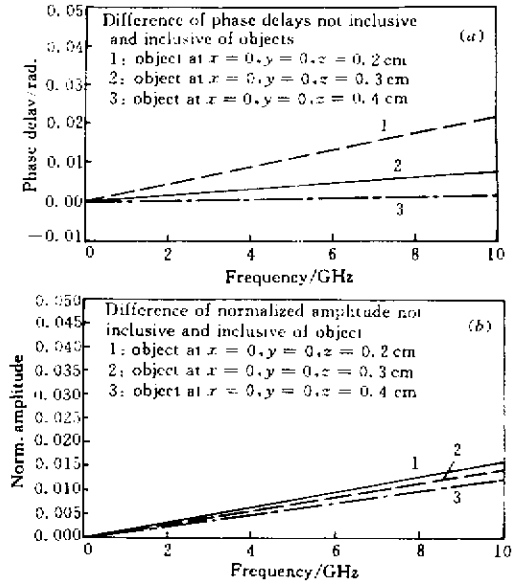


图 4 有小球和无小球的归一化相位差 (a) 和幅度差 (b) 随频率和小球 z 方向位置的变化

(介质: $\mu_a = 0.035 \text{ cm}^{-1}, \mu_s = 150 \text{ cm}^{-1}, g = 0.9, n = 1.55$;
 小球: $\mu_a = 0.5 \text{ cm}^{-1}, \mu_s = 280 \text{ cm}^{-1}, g = 0.9,$
 $n = 1.55, r = 0.1 \text{ cm}$)

Fig.4 Difference of phase delays (a) and normalized amplitudes (b) with and without the object as a function of frequency at different position of the object in the z direction

(medium: $\mu_a = 0.035 \text{ cm}^{-1}, \mu_s = 150 \text{ cm}^{-1}, g = 0.9, n = 1.55$;
 object: $\mu_a = 0.5 \text{ cm}^{-1}, \mu_s = 280 \text{ cm}^{-1}, g = 0.9,$
 $n = 1.55, r = 0.1 \text{ cm}$)

图 5 (a) (b) 反映了小球半径对时间响应函数的影响。从图中看出, 随着小球半径的增加, 它对时间响应函数影响也增加; 当小球半径太小时, 有小球和无小球的均匀介质的相位和幅度差太小, 小于探测系统的信噪比, 这就决定了成像的分辨率。也可看出与前述类似的结论, 相位探测比幅度探测灵敏。

相位和幅度随频率的变化在较低频率时表现为线性变化, 超过某一频率时不再有线形变化趋势, 因此幅度差和相位差测量在较低的频率范围, 实际上目前探测器的最高工作频率都没有超出这一频率范围。相位差随几何位置的变化不表现为线性, 从图 3 (b) 看出, 在某一固定频率, y 方向的位置变化每次增加 0.15 cm , 而相位差值随着 y 的增加有更多的增加; 图 4 (a) 也可以有类似的结果, 相位差值随着 z 的增加有更多的增加, 这是因为光子在散射介质

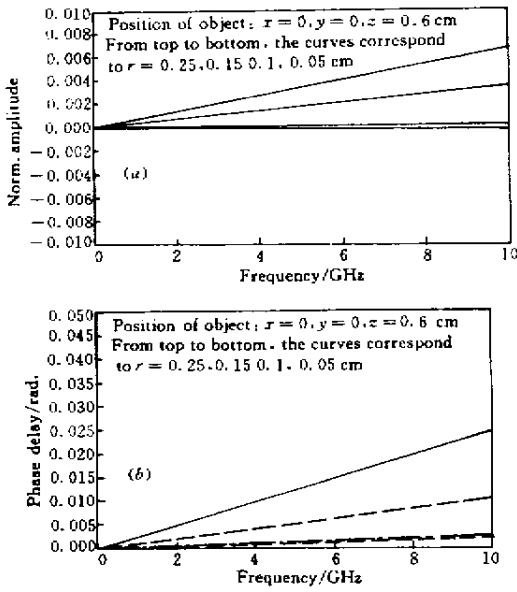


图 5 有小球和无小球的归一化幅度差 (a) 和相位差 (b) 随频率和小球半径的变化

(介质: $\mu_a = 0.035 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 150 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.9$, $n = 1.55$;
 小球: $\mu_a = 0.5 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 280 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.9$,
 $n = 1.55$, $r = 0.1 \text{ cm}$)

Fig.5 Difference of normalized amplitudes (a) and phase delays (b) with and without the object as a function of frequency at different radii

(medium: $\mu_a = 0.035 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 150 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.9$, $n = 1.55$;
 object: $\mu_a = 0.5 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 280 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.9$,
 $n = 1.55$, $r = 0.1 \text{ cm}$)

中传播,随着 y 和 z 的增加,光子需要更长的传播时间才能与小球发生作用。

散射介质和小球光学参数的改变会直接影响漫反射时间响应曲线的形状,表现为漫射曲线峰值位置和拖尾的不同^[12]。幅度差和相位差对小球参数变化的敏感程度我们将用蒙特卡罗方法作进一步的研究。

4 结 论

蒙特卡罗方法很好地模拟了均匀介质中含有散

射系数和吸收系数不同的物体时对光子传输的影响,在频率域分析了用幅度差和相位差成像时,物体位置和大小对成像的影响,结果表明相位的探测比幅度的探测灵敏,高频探测比低频探测灵敏,成像系统的分辨率是诸多因素的综合,包括物体与光源的几何结构、物体的光学特性、物体的大小、探测系统的信噪比、探测方式和探测频率等。

参 考 文 献

- 1 Arjun Yodh, Britton Chance. Spectroscopy and imaging with diffusing light. *Phys. Today*, 1995, **48**(3) 34~40
- 2 H. Wabnitz, H. Rinneberg. Imaging in turbid media by photon density waves: spatial resolution and scaling relations. *Appl. Opt.*, 1997, **36**(1) 64~74
- 3 Yuqi Yao, Yao Wang, Yaling Pei *et al.*. Frequency-domain optical imaging of absorption and scattering distributions by a Born iterative method. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, **14**(1): 325~342
- 4 Wai-fung Cheong, Scott A. Prahl, Ashley J. Welch. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE J. Quantum Electron.*, 1990, **26**(12) 2166~2185
- 5 Koichi Furutsu, Yukio Yamada. Diffusion approximation for a dissipative random medium and the applications. *Phys. Rev. E*, 1994, **50**(5) 3634~3640
- 6 Akira Ishimaru. Diffusion of light in turbid material. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12) 2210~2215
- 7 B. C. Wilson, G. Adam. A Monte-Carlo model for the absorption and flux distribution of light in tissue. *Medical Phys.*, 1983, **10**(6) 824~830
- 8 Carlo Mar Blanca, Caesar Saloma. Monte Carlo analysis of two-photon fluorescence imaging through a scattering medium. *Appl. Opt.*, 1998, **37**(34) 8092~8102
- 9 Lihong Wang, S. L. Jacques. Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues in standard C (University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas, 1992)(report)
- 10 H. C. van de Hulst. Multiple light scattering Tables, Formulas, and Applications. New York: Academic Press, 1980. Volume 2 698~700
- 11 Su Chang. Near Infra-Red (NIR) Light Transport in Biological Tissues-Theory, Simulation and Applications: [Doctoral Dissertation]. Beijing: Tsinghua University, 1996. 45 (in Chinese)
- 12 B. B. Das, Feng Liu, R. R. Alfano. Time-resolved fluorescence and photon migration studies in biomedical and model random media. *Rep. Prog. Phys.*, 1997, **60** 227~292