

实验研究 ·

# 生物组织中有限束宽光吸收的蒙特卡罗模拟<sup>\*</sup>

钱盛友<sup>1,2</sup>, 邢 达<sup>2</sup>

(1. 湖南师范大学理学院, 中国湖南 长沙 410081; 2. 华南师范大学激光生命所, 中国广东 广州 510631)

**摘 要:**用蒙特卡罗法模拟了有限束宽均匀分布和高斯分布光在生物组织中的传播,分析了生物组织的光学参数及光源特性对光吸收分布的影响。结果表明:只要有效光吸收系数增加,最大光吸收率就会增加。光的侧向传输能力主要依赖于光的有效散射。光束宽度增加,辐照范围加宽。高斯光束的吸收分布的梯度更大。

**关键词:**生物组织;有限束宽光;吸收;蒙特卡罗模拟

**中图分类号:**Q632

**文献标识码:**A

**文章编号:**1007 - 7146(2002)02 - 0093 - 05

## Monte Carlo Simulation of Light Absorption in Biological Tissue for Finite Size Beam

QIAN Sheng-you<sup>1,2</sup>, XING Da<sup>2</sup>

(1. College of Science, Hunan Normal University, Changsha 410081, Hunan, China;

2. Institute of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou 510631, Guangdong, China)

**Abstract:**Light propagation of finite size flat beam and Gaussian beam in biological tissue is simulated with Monte Carlo method, and the influence of optical parameters of biological tissue and properties of light source on the distribution of light absorption is analyzed. The results show that the maximal light absorption rate increases with effective absorption coefficient, and the radial distant of light transport mainly depends on the effective scattering coefficient. The area of light radiation expands as the diameter of light beam increases, and the gradient of light absorption induced by Gaussian beam is higher than that induced by flat beam.

**Key words:** biological tissue; light beam of finite size; absorption; Monte Carlo simulation

随着激光技术的进步,激光在生物医学领域中的应用越来越广。激光已成功地应用于肿瘤等多种疾病的治疗<sup>[1]</sup>,光声成像等有巨大潜力的新的成像方式近年来也受到了普遍关注<sup>[2]</sup>。无论激光用于治疗还是诊断,都与光在生物组织中的传播特性有关。由于生物组织吸收光能,生物组织内的温度会发生变化。研究生物组织中光吸收的分布,不仅对提高治疗效果有重要意义,而且有助于诊断安全地进行。虽然已有许多关于光在生物组织中传播研究的报

道,但以往的研究一般仅给出轴向方向的光吸收情况,对光束特征的影响未作深入研究<sup>[3-5]</sup>。蒙特卡罗方法是一种统计方法,已广泛用于模拟各种输运过程。生物组织是高散射的非均匀介质。虽然用蒙特卡罗方法模拟光在生物组织中传播时,忽略了光的波动性及偏振,但该方法的可行性已得到实验的证实。本文将用蒙特卡罗方法模拟有限束宽光在生物组织中的传播,分析生物组织的光学参数及光源特性对全空间光吸收分布的影响。

\* 基金项目:国家杰出青年基金项目(69725009)和广东省自然科学基金项目(000679)

收稿日期:2001 - 10 - 29

## 1 模型与方法

### 1.1 物理模型

假定生物组织为半无限介质,其横向尺寸与光束宽度相比可视为无限大。生物组织边界两侧的折射率不同。由于生物组织的主要成份为水,因而可认为生物组织的折射率为 1.37。生物组织之外为空气,其折射率为 1.00。准直光束垂直入射到生物组织的表面,在边界处会发生折射和反射。光子在生物组织中传播时,生物组织会吸收和散射光子,吸收和散射的程度与组织的光学特性参数即吸收系数  $\mu_a$ 、散射系数  $\mu_s$  和各向异性因子  $g$  有关。定义有效吸收系数为  $\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s - g\mu_s)}$ ,有效散射系数为  $\mu_s(1 - g)$ 。

### 1.2 计算方法

考虑到所研究的均匀光束和高斯光束的强度分布均具有轴对称性,计算时选用轴坐标系。坐标原点位于光束在生物组织表面的入射点,径向坐标和轴向坐标分别为  $r$  和  $z$ , $z$  轴垂直生物组织表面指向生物组织内部。为获得足够的精度,跟踪的光子数取 10 万个,格线间隔  $r$  和  $z$  均为 0.04 cm。

用蒙特卡罗方法进行模拟时,为方便起见,首先不考虑光束宽度,假定入射光子的初始权重为 1。光子输运过程中,由于反射和吸收的存在,光子的权重将减少。因为散射效应,光子前进的步长是不确定的。当光子逸出生物组织或者其权重小于某预先给定的阈值时,即认为该光子终止,然后再跟踪另一个光子,直到所有光子被跟踪完毕。求出各光子在各位元中权重减小值之和,就可以知道光子的吸收情况。由无限细光束的模拟结果,通过卷积运算,即可得到有限束宽光在生物组织中的吸收分布<sup>[6]</sup>。

具体计算方法如下:

光子吸收 光子每前进一步,都将有部分光子被吸收。假定经过  $n - 1$  步后继续传输的光子的权重为  $w_{n-1}$ ,则经过  $n$  步后光子的权重将更新为:

$$w_n = w_{n-1} * \mu_s / (\mu_a + \mu_s) \quad (1)$$

第  $n$  步传输中权重损失为:

$$w = w_{n-1} * \mu_a / (\mu_a + \mu_s) \quad (2)$$

光子散射 光子被散射后,步长  $l$  确定光子到下一个散射点的距离,散射角  $\theta$  和方位角  $\phi$  决定光子的运动方向。步长  $l$  可表示为:

$$l = -\ln \xi_1 / (\mu_s + \mu_a) \quad (3)$$

其中  $\xi_1$  为 (0, 1) 之间的随机数。散射角余弦的几率分布由 Henyey-Greenstein 相函数给出:

$$p(\cos \theta) = (1 - g^2) / [2(1 + g^2 - 2g\cos \theta)^{3/2}] \quad (4)$$

式中各向异性因子  $g$  实际上代表散射角  $\theta$  的余弦的平均值。当  $g = 1$  时表示完全前向散射, $g = -1$  表示完全后向散射,当  $g = 0$  表示各向同性散射。由此可将散射角  $\theta$  的余弦和方位角表示为:

$$\cos \theta = 2\xi_2 - 1 \quad (g = 0) \quad (5)$$

$$\cos \theta = \{1 + g^2 - [(1 - g^2)/(1 - g + 2g^2)]^2\}^{1/2} \quad (g \neq 0) \quad (6)$$

$$\phi = 2\xi_3$$

式中  $\xi_2$ 、 $\xi_3$  均为 (0, 1) 之间的随机数。

假定光子散射前的方向余弦为  $(\mu_x, \mu_y, \mu_z)$ ,则散射后光子的方向余弦  $(\mu_x, \mu_y, \mu_z)$  可表示为:

$$\mu_x = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_x \mu_z \cos \phi - \mu_y \sin \phi) + \mu_x \cos \theta \quad (8)$$

$$\mu_y = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_y \mu_z \cos \phi + \mu_x \sin \phi) + \mu_y \cos \theta \quad (9)$$

$$\mu_z = -\sin \theta \cos \phi \sqrt{1 - \mu_z^2} + \mu_z \cos \theta \quad (10)$$

空间卷积 理论上有限束宽光被生物组织的吸收情况也可以通过蒙特卡罗法直接模拟,但需要跟踪的光子数更多。由于生物组织可看做线性时不变系统,因而当输入多束光时,总的吸收应为每束光的吸收之和。如果输入的无限细光束平移一距离,输出也应平移相同距离。因此,如果我们假定输入的有限束宽光为平行光,组织系统对无限细光束的吸收分布为格林函数,则有限束宽光的吸收分布可由以下卷积求得:

$$A(r, z) = \int_0^r S(r') G(\sqrt{r'^2 + r^2 - 2rr' \cos \theta}, z) dr' \quad (11)$$

式中  $S$  为光源的强度分布, $G$  为格林函数, $r$ 、 $z$  对应光源上的某点。

## 2 结果与讨论

用上述方法模拟了有限束宽均匀分布光和高斯分布光辐照时,生物组织中的光吸收分布。除无特别说明,生物组织的光吸收系数、散射系数和各向异性因子分别为  $1.0 \text{ cm}^{-1}$ 、 $100 \text{ cm}^{-1}$  和 0.9,光束的总功率为 1W。计算结果如以下各图,图中等吸收线的作法是在最大值和零之间作十条等值线。

图 1 为不同的生物组织光学特性参数对应的光吸收分布。光源为均匀分布光,光束半径为 0.1 cm。每次计算时,仅改变生物组织的一个光学特性参数。由于某位置的光通量可由该位置吸收的光能除以光

吸收系数得到,因而计算得到的光吸收分布图也反映了生物组织内光的传输特性。由图 1. a 可以看出:由于光的散射效应,光的侧向传播范围超出了束宽的限制,但光在生物组织中传播时衰减非常快,穿透深度非常有限,图中  $1/e$  穿透深度仅为几个 mm。比较图 1. a 与图 1. b、图 1. c 和图 1. d 可知:吸收系数增加,最大光吸收率增加,光吸收分布沿纵向和侧向下降的梯度均增大,光传播的范围缩小。吸收系数增加,将会导致生物组织局部能量贮存增加。散射系数增加,最大光吸收率也增加,这是因为光从生物组织深层反向散射回来增加了入射光强度,从而造成生物组织表面下光的强度增加。散射系数增加,光吸收分布沿纵向下降加快,沿侧向变化并不明显。进一步研究可以发现:散射系数较小时,光吸收侧向分布随散射系数变化更突出,散射系数增加时光的侧向传播范围更宽;散射系数很大时,光吸收侧向分布随散射系数增加下降稍快。这一结果可从生

物组织中光的传播特性得到解释。由于光的散射,会使侧向一定范围出现光子。但散射系数很大时,光散射可能由单散射变成多重散射。此外,光的散射并非仅由光散射系数决定。虽然光的侧向传播范围随散射和吸收系数变化的规律不同,但有意思的是低散射介质中,光传播范围随漫射系数变化的规律是确定的。各向异性因子增大,最大光吸收率减少。因为各向异性因子增大,光的前向传输能力增加,因此光的穿透深度增大。通过分析可以发现:各向异性因子由 0 增至 1 的过程中,光的侧向传输范围先有所增大,但各向异性因子为 1 时,光的侧向传播范围明显缩小。这是因为各向异性因子增大,生物组织的有效散射会减少。光散射系数和各向异性因子变化时,光的传播范围变化趋势存在着对应关系。综合上述几种情况可以看出:只要有效光吸收系数增加,最大光吸收率就会增加。

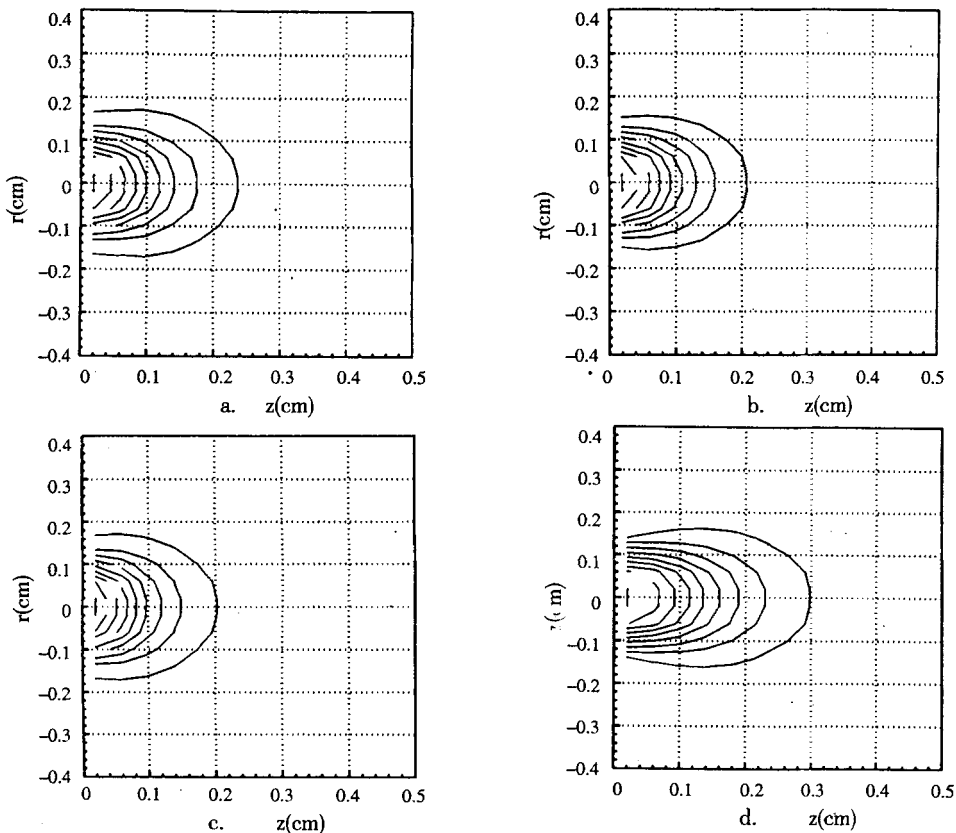


图 1 光吸收随生物组织参数变化的情况。光束为均匀分布,其半径和功率分别为 0.1 cm 和 1.0 W;所用参数  $\mu_a = 1.0 \text{ cm}^{-1}$ 、 $\mu_s = 100 \text{ cm}^{-1}$  和  $g = 0.9$ ,除此之外 (b)  $\mu_a = 2.0 \text{ cm}^{-1}$ , (c)  $\mu_s = 160 \text{ cm}^{-1}$ , (d)  $g = 0.95$ 。最大光吸收率分别为 (a)  $56.48 \text{ Wcm}^{-3}$ , (b)  $104.75 \text{ Wcm}^{-3}$ , (c)  $70.06 \text{ Wcm}^{-3}$ , (d)  $43.94 \text{ Wcm}^{-3}$ 。

Fig. 1 Variation of light absorption with parameters of biological tissue. The beam profile is flat distribution which radius and power is 0.1cm and 1W. Parameters used:  $\mu_a = 1.0 \text{ cm}^{-1}$ ,  $\mu_s = 100 \text{ cm}^{-1}$  and  $g = 0.9$  except (b)  $\mu_a = 2.0 \text{ cm}^{-1}$ , (c)  $\mu_s = 160 \text{ cm}^{-1}$ , (d)  $g = 0.95$ . The maximal light absorption rate is (a)  $56.48 \text{ Wcm}^{-3}$ , (b)  $104.75 \text{ Wcm}^{-3}$ , (c)  $70.06 \text{ Wcm}^{-3}$ , (d)  $43.94 \text{ Wcm}^{-3}$  respectively.

图 2 和图 3 分别为均匀光束和高斯光束被生物组织吸收的空间分布和等吸收线分布。均匀分布光束的半径和高斯分布光的  $1/e^2$  半径均为 0.25 cm, 其它条件相同。比较图 2. a 和图 2. b、图 3. a 和图 3. b 可以看出, 高斯光束辐照时, 生物组织中最大光吸收率增大, 光吸收分布沿纵向和侧向下降的梯度均增大, 光传播的范围缩小。换言之, 在同样辐照条件

下, 高斯光束加热的区域更窄。这是因为在辐射总功率相同的前提下, 高斯光束中心位置处能量密度更高, 而离中心位置较远处光能密度低于均匀分布光。比较图 3. a 和图 1. a 可知: 同一种光源, 光束宽度增大, 光传播范围更宽, 但由于光束截面的能量密度下降, 最大光吸收率变小。

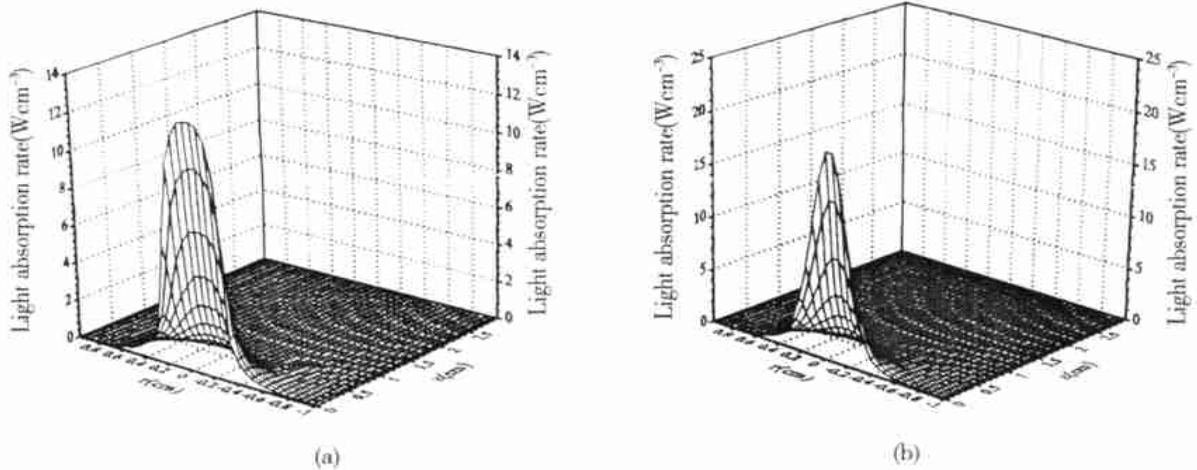


图 2  $r-z$  轴对称平面的光吸收分布。所用参数同图 1 (a), 除了 (a) 均匀光束的半径为 0.25 cm, (b) 高斯光束的  $1/e^2$  半径为 0.25 cm。最大光吸收率分别为 (a)  $12.96 \text{ Wcm}^{-3}$ , (b)  $20.55 \text{ Wcm}^{-3}$ 。

Fig. 2 The distribution of light absorption in  $r-z$  symmetrical plane. The same as Fig. 1 (a) except (a) flat beam radius 0.25cm, (b) Gaussian beam  $1/e^2$  radius 0.25cm. The maximal light absorption rate is (a)  $12.96 \text{ Wcm}^{-3}$ , (b)  $20.55 \text{ Wcm}^{-3}$  respectively.

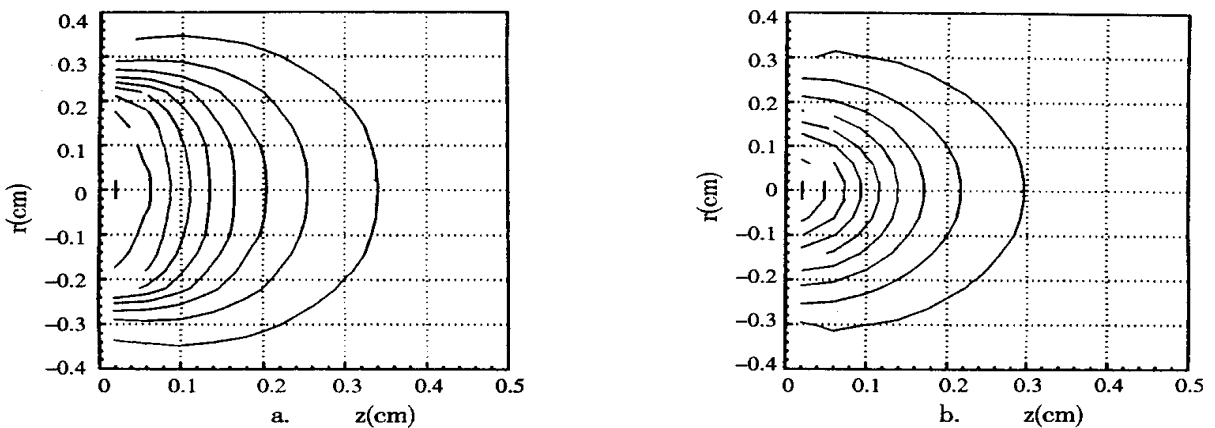


图 3  $r-z$  轴对称平面光吸收的等值线分布。所用参数同图 2。(a) 均匀光束, (b) 高斯光束。

Fig. 3 The contour lines of light absorption in  $r-z$  symmetrical plane. The same as Fig. 2 (a) flat beam. (b) Gaussian beam.

### 3 结论

不同生物组织, 光吸收的分布特点不同。生物组织中最大光吸收率随吸收系数增大、散射系数增

大和各向异性因子减小而增大, 光在生物组织中穿透深度的变化规律则刚好与此相反。光吸收的侧向分布, 与生物组织中光的散射程度密切相关。生物组织的有效光吸收系数及有效光散射系数是决定生

物组织中最大光吸收率和光传播范围的关键因素。用激光进行治疗时,要达到理想的效果,必须尽量使光能贮存在治疗区内。一方面可以通过向治疗区注射吸收剂或散射剂来改变生物组织的光学特性,另一方面可根据治疗区的位置和大小及生物组织特性选择不同波长的光源。当治疗区较大时,可用较宽的光束或多束光同时辐照;治疗较小的肿瘤时,用高斯光源则比较理想。

### References

- [1] LECARPENTIER GL, MOTAMEDI M, et al. *Continuous wave laser ablation of tissue: analysis of thermal and mechanical events* [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1993, 40(2): 188 - 199.
- [2] HOELEN C GA, et al. *Three-dimensional photoacoustic imaging of blood vessels in tissue* [J]. *Optics Letters*, 1998, 23(8): 648 -

650.

- [3] WILSON B C, ADAMS G. A *Monte Carlo model for the absorption and flux distributions of light in tissue* [J]. *Med Phys*, 1983, 10(6): 824 - 830.
- [4] YING Jir-pin, SUN Wei. *Monte Carlo Model of light migration for tissues with a tumour having obvious interface* [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 1996, 15(2): 148 - 153 (in Chinese).
- [5] WANG Jiarr-gang, WANG Gui-ying, XU Zhi-zhan. *Monte-Carlo simulations for light propagation in striated scattering medium* [J]. *Acta optica sinica*, 2000, 20(3): 346 - 350 (in Chinese).
- [6] WANG L H, JACQUES S L, ZHENG L Q. *CONV-Convolution for responses to a finite diameter photon beam incident on multi-layered tissues* [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1997, 54(1): 141 - 150.



**钱盛友**:男,1965年11月生于湖南祁阳,1997年于上海交通大学获博士学位,1999年6月至2001年5月在华南师范大学激光生命所做博士后,现为湖南师范大学电子信息系副教授。主要从事光生物学和医学超声方向的研究,已发表论文30余篇。

### 作者简介

### Biography

**QIAN Sheng you**: male, born in Qiyang county of Hunan Province in Nov. 1965, obtained Ph. D. degree from Shanghai Jiaotong University in 1997, worked as a postdoctor in the Institute of Laser Life Science of South China Normal University from June 1999 to May 2001. Now he is an associate professor of Department of Electronic Information Science of Hunan Normal University. His research fields include optical biology and medical ultrasound, and he has published more than thirty papers.