

# 基于 GPU 加速蒙特卡罗建模的时域荧光 扩散层析方法

易 茜 武林会 王 欣 陈玮婷 张丽敏 赵会娟 高 峰

(天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

**摘要** 为解决含有低散射、高吸收和空腔区域组织内扩散方程光子输运模型的不适用性, 发展了基于图形处理单元(GPU)加速的任意复杂组织体光子输运的蒙特卡罗建模方法。在此基础上, 提出了基于蒙特卡罗正向模型的时域荧光扩散层析广义脉冲谱技术法。模拟结果表明, 与扩散方程相比, 基于蒙特卡罗模拟的时域荧光扩散层析对含有低吸收高散射、低吸收低散射、高吸收低散射、高吸收高散射和空腔异质体的复杂组织体中荧光目标体的位置和形状都进行了更准确的重建, 从而验证了这种荧光图像重建方法的通用性。

**关键词** 医用光学; 荧光扩散层析; 蒙特卡罗模拟; 图形处理单元; 时域; 广义脉冲谱技术

**中图分类号** O436 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/CJL201340.0504002

## A Methodology on Time-Domain Fluorescence Diffuse Optical Tomography Based on GPU-Accelerated Monte-Carlo Modeling

Yi Xi Wu Linhui Wang Xin Chen Weiting Zhang Limin  
Zhao Huijuan Gao Feng

(School of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering,  
Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract** A graphics processing unit (GPU) accelerated Monte Carlo (MC) approach is developed for modeling photon migration in an arbitrarily complex turbid medium, where the diffusion equation (DE) might behave an ineffective modeling tool. Then an image reconstruction algorithm of time-domain fluorescence diffuse optical tomography is proposed based on the developed GPU-accelerated MC calculations, within the framework of the generalized pulse spectrum technique. Simulated results show that the MC-based approach retrieves on the position and shape of the targets in complexly structured domain that include low absorbing and high scattering, low absorbing and low scattering, high absorbing and low scattering, high absorbing and high scattering, and/or void regions, with higher accuracy than the DE-based one, demonstrating the improved generality of the proposed method.

**Key words** medical optics; fluorescence diffuse optical tomography; Monte-Carlo simulation; graphics processing unit; time-domain; generalized pulse spectrum technique

**OCIS codes** 170.3010; 170.3880; 170.5280; 170.6920

## 1 引 言

目前的小动物荧光扩散层析成像(FDOT)所采用的光传输模型主要是扩散方程(DE), 但该模型只适用于高散射远源区光子扩散场的描述, 对于小动物中如骨骼、肌肉等高吸收组织及肺部等含空腔组织的复杂光学特性, 需要发展更为适用的组织体光子输运

建模技术以有效提高其灵敏度和量化精度。蒙特卡罗(MC)法作为辐射传输方程(RTE)的随机统计解法, 能精确描述任意几何形状和光学参数下混浊介质中的光传输行为, 与其他 RTE 建模技术相比, 虽然实现简单、模拟准确, 但计算量大, 从而限制了其在图像重建中的实用性。近年来基于图形处理单元-统一计

**收稿日期:** 2012-12-20; **收到修改稿日期:** 2013-02-21

**基金项目:** 国家自然科学基金(3097077, 81271618, 61108081)和天津市自然科学基金重点项目(10JCZDJC17300)资助课题。

**作者简介:** 易 茜(1989—), 女, 博士研究生, 主要从事生物医学光学成像方面的研究。E-mail: yixi@tju.edu.cn

**导师简介:** 高 峰(1963—), 男, 博士, 教授, 主要从事生物医学光子学方面的研究。E-mail: gaofeng@tju.edu.cn

算设备架构(GPU-CUDA)并行计算平台的快速发展,使得发展实用MC光子输运模型变成现实<sup>[1~3]</sup>。瑞典隆德大学和美国哈佛医学院研究人员分别将GPU用于均匀和非均介质的MC模拟中,各取得了超过1000倍和300倍的加速<sup>[4,5]</sup>。在国内,中国科学院自动化研究所也开展了大量的相关研究并用于数字鼠的光子输运建模上<sup>[6]</sup>。GPU具有单指令流多线程模式,特别适合处理MC模拟中多个独立光子的并行追踪,这对于FDOT研究中精确正向模型和客观数据模拟器的发展具有重要的意义。

目前小动物FDOT的测量主要有稳态测量和时域测量两种模式,其中稳态模式测量稳定激发光下的荧光强度信号,原理简单,但仅能重建荧光产率图像;而时域模式需要解析激光脉冲激励下产生的瞬态荧光信号,原理较为复杂,但可实现荧光产率和寿命的同时重建。华中科技大学课题组已实现了基于MC的稳态FDOT重建<sup>[7]</sup>,Kumar等<sup>[8]</sup>利用微扰MC法在小动物头部浅层组织荧光寿命的重建上获得了6mm的分辨率,Chen等<sup>[9]</sup>利用MC模拟计算时间门相关的雅可比矩阵以获得荧光寿命的图像。但迄今尚未见基于MC模型同时重建荧光产率和

寿命的时域FDOT方法报道。

本文基于广义脉冲谱技术和波恩比成像积分公式,提出了基于MC正向模型的时域FDOT图像重建方法(MC-FDOT),以实现荧光产率和寿命的同时重建。通过GPU单指令多线程运行模式的加速,发展了任意复杂组织体光子输运的GPU加速MC建模方法。通过对含有低散射、高吸收和空腔异质体的组织域FDOT测量值的MC模拟计算,用于上述MC-FDOT方法的模拟验证,通过与传统DE-FDOT结果的比较,验证了所建立的基于MC模型FDOT方法的通用性。

## 2 时域FDOT的重建方法

在时域FDOT的研究中,为减小全时间分辨数据在计算量上的负担,许多学者都采用时间相关扩散模型的梅林变换或拉普拉斯变换进行特征数据法处理。其中,广义脉冲谱技术(GPST)将时间相关的信号通过拉普拉斯变换到复频域(通常只限制在实数域),然后在复频域求逆进行处理。对于时域FDOT,其拉普拉斯变换域下的波恩比成像积分公式表示为<sup>[10,11]</sup>

$$\begin{cases} \frac{\hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)}{\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)} = \frac{1}{\Gamma_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)} \int_{\Omega} cG_m^{(T)}(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}, \beta) \Phi_x(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s, \beta) x(\mathbf{r}, \beta) d\Omega, \\ x(\mathbf{r}, \beta) = \eta\mu_{af}(\mathbf{r})/[1 + \beta\tau(\mathbf{r})] \end{cases}, \quad (1)$$

式中 $\beta$ 为拉普拉斯变换因子, $c$ 为光子在组织体内部的传播速度, $\eta\mu_{af}(\mathbf{r})$ 为组织体内任意一点 $\mathbf{r}$ 处的荧光产率, $\tau(\mathbf{r})$ 为 $\mathbf{r}$ 处的荧光寿命; $\Gamma_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$ 为激发波长超短脉冲光源在 $\mathbf{r}_s$ ( $s = 1, 2, \dots, S$ ;  $S$ 为源的个数)处激励,探测器在 $\mathbf{r}_d$ ( $d = 1, 2, \dots, D$ ;  $D$ 为探测器的个数)处接收到的时变激发光流量的拉普拉斯变换, $\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$ 和 $\hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$ 表示模拟或者实验所得的激发光和荧光光流量, $G_m^{(T)}(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}, \beta)$ 为荧光波长超短脉冲光源在 $\mathbf{r}$ 处激发、探测器在 $\mathbf{r}_d$ 处接收到的光流量,即格林函数; $\Phi_x(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s, \beta)$ 为激发波长超短脉冲光源在 $\mathbf{r}_s$ 处激发、在 $\mathbf{r}$ 处的光子密度。

根据辐射率格林函数的对称性,有

$$G^{(\phi)}(\mathbf{r}_d, \mathbf{s}_d; \mathbf{r}, \mathbf{s}; \beta) = G^{(\phi)}(\mathbf{r}, -\mathbf{s}; \mathbf{r}_d, -\mathbf{s}_d; \beta), \quad (2)$$

式中 $G^{(\phi)}(\mathbf{r}, \mathbf{s}; \mathbf{r}', \mathbf{s}'; \beta)$ 为 $\mathbf{r}$ 处 $\mathbf{s}$ 方向上接收点光源在 $\mathbf{r}'$ 处 $\mathbf{s}'$ 方向激励的辐射率。将上式两边对 $\mathbf{s}$ 在整个空间角积分,并计算 $\mathbf{r}_d$ 处时变光流量

$$G_m^{(T)}(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}, \beta) = \int_{NA} \mathbf{s}_d G^{(\phi)}(\mathbf{r}_d, \mathbf{s}_d; \mathbf{r}; \beta) d\mathbf{s}_d, \quad (3)$$

其中上标 $\Gamma$ 表示边界光流量, $\mathbf{s}_n$ 为探测点处的单位法向, $NA$ 为探头的数值孔径。考虑到实际测量时 $NA$ 很小,故而上式可近似为

$$G^{(T)}(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}, \beta) \approx CG^{(\phi)}(\mathbf{r}; \mathbf{r}_d, -\mathbf{s}_n; \beta), \quad (4)$$

其中 $C = \left( \int_{NA} \mathbf{s}_n d\mathbf{s}_d \right)$ 。上式表明, $G^{(T)}(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}, \beta)$ 的计算可用在 $\mathbf{r}_d$ 处 $-\mathbf{s}_n$ 方向的准直光源激励,在 $\mathbf{r}$ 处探测光子密度 $G^{(\phi)}(\mathbf{r}; \mathbf{r}_d, -\mathbf{s}_n; \beta)$ 的计算来替代。

为了对复杂区域进行描述,将整个模拟区域剖分成 $N$ 个四面体体元,以体元为单位对其赋予光学和荧光参数,即每个体元内部的参数相同,而体元之间有差异。记每个体元的体积为 $V_n$ , (1)式可表示为矩阵形式:

$$\mathbf{I}(\beta) = \mathbf{W}(\beta)\mathbf{x}(\beta), \quad (5)$$

其中 $\mathbf{I}(\beta) = [\hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d^1, \mathbf{r}_s^1, \beta)/\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d^1, \mathbf{r}_s^1, \beta), \hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d^2, \mathbf{r}_s^1, \beta)/\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d^2, \mathbf{r}_s^1, \beta), \dots, \hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d^D, \mathbf{r}_s^S, \beta)/\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d^D, \mathbf{r}_s^S, \beta)]^T$ , 为 $D \times S$ 行的矩阵; $\mathbf{x}(\beta) = [x_1(\beta), x_2(\beta), \dots, x_N(\beta)]^T$ , 为在 $N$ 个体元的 $x(\mathbf{r}, \beta)$ ;  $\mathbf{W}(\beta)$ 为 $D \times S$

行、 $N$  列的矩阵。

上述线性方程(5)式可由代数重建算法(ART)求解。根据 GPST 法,可计算一对实数拉普拉斯变换因子  $\beta_1$  和  $\beta_2$  下的  $\mathbf{x}(\mathbf{r},\beta_1)$  和  $\mathbf{x}(\mathbf{r},\beta_2)$ ,由此最终求得荧光产率  $\eta\mu_{af}(\mathbf{r})$  和寿命  $\tau(\mathbf{r})$  图像<sup>[10]</sup>。

### 3 基于 GPU 加速的 MC 模型

采用基于 GPU 加速的 MC 模型产生边界测量量  $\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$ 、 $\hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$  以及正向模型中的光子密度  $\Phi_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$ 、 $G_m^{(T)}(\mathbf{r}, \mathbf{r}_d, \beta)$ 、 $\Phi_x(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s, \beta)$ , 下面将分别阐述。

激发光边界测量值  $\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$  的 MC 过程采用经典的方差减小 MC 法<sup>[4,12,13]</sup>。荧光边界测量值  $\hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$  的 MC 过程分为两部分:第一部分采用基于光子量子权重模拟 MC 法追踪激发光子在输运中与荧光剂的交互,并按其量子效率及寿命特征产生荧光光子包的初始权重和发射时间;第二部分采用方差减小 MC 法模拟荧光的输运过程<sup>[14~16]</sup>。上述过程的具体实现方式如图 1 所示,通过 MC 模拟得到时间扩展曲线  $\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, T)$  和  $\hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, T)$ ,  $T$  为离散时间。经过拉普拉斯变换,即可得  $\hat{\Gamma}_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta_{1,2})$  和  $\hat{\Gamma}_m(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta_{1,2})$ 。

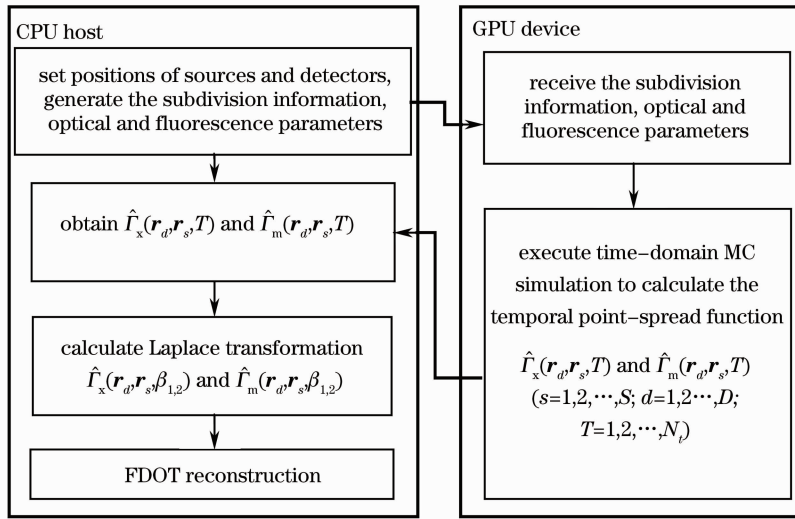


图 1 基于 GPU 加速的荧光 MC 模型流程图

Fig. 1 Flow chart of the fluorescence MC modeling based on GPU acceleration

对于正向模型中的光子密度  $G_m^{(T)}(\mathbf{r}, \mathbf{r}_d, \beta)$ 、 $\Phi_x(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s, \beta)$  及  $\Phi_x(\mathbf{r}_d, \mathbf{r}_s, \beta)$ , 同样采用方差减小的激

发光 MC 模型产生,如图 2 所示。与图 1 不同的是,本次过程以  $[\mu_{ax,m}(\mathbf{r}) + \beta/c, v = x, m]$  作为组织体的

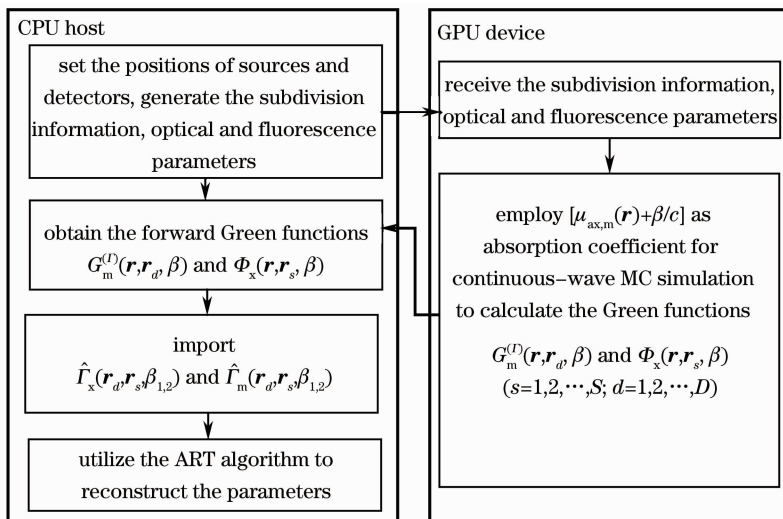


图 2 基于 GPU 加速 MC 模型的时域 FDOT 图像重建流程

Fig. 2 Flow chart of the time-domain FDOT image reconstruction based on GPU acceleration MC modeling

吸收系数进行稳态 MC 模拟，通常取  $\beta_{1,2} = \pm 1/[(\mu_{ax}c)^{-1} + (\mu_{am}c)^{-1} + \tau]$ ,  $\mu_{ax}$  和  $\mu_{am}$  分别为激发波长和荧光波长下组织的吸收系数。

在上述模拟过程中，组织体的光学和荧光参数分布以体元为单位，故光子或者光子包所在的体元号是一个重要追踪元素。对此，采用一种 Plucker 坐标系下的 Ray-triangle intersection 判定来解决<sup>[17~19]</sup>，在给定源所在体元的基础上可很好地追踪光子经过的体元，直至光子到达边界。

## 4 模拟验证

### 4.1 模拟结构

二维 (2D) 时域 FDOT 重建的结构是半径 20 mm 的圆域，圆域中含有三个异质区，分别是圆心在  $(-8.66, -5)$ 、 $(8.66, -5)$  和  $(0, 10)$ ，半径均为 4 mm 的异质体 A、B 和荧光目标体 C，如图 3(a) 所示。16 对同轴的源和探测器均匀分布于圆周上，记为 S1~S16 和 D1~D16。组织体的光学和荧光参数如表 1 所示，散射各向异性因子均为 0.9。

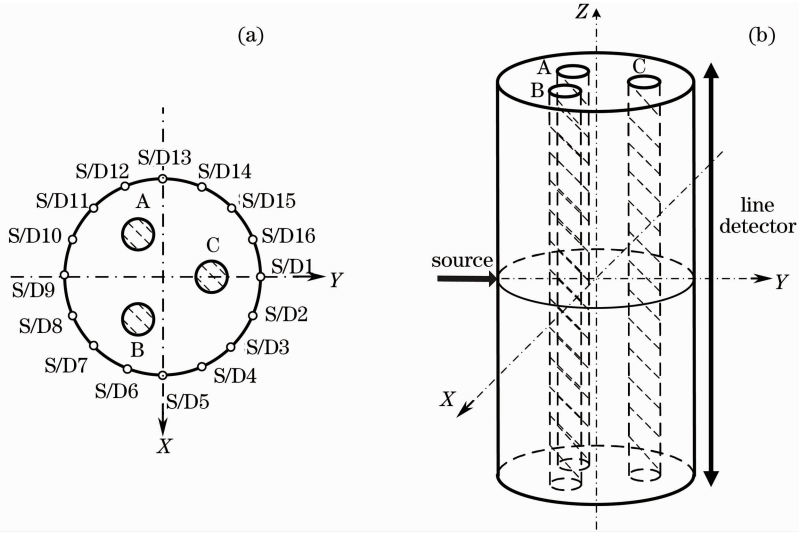


图 3 模拟结构。(a) 二维 FDOT 重建的圆域结构及源-探测器对分布；(b) MC 模拟测量值的圆柱形结构  
Fig. 3 Simulated structure. (a) 2D FDOT reconstructed circular structure and distribution of the source-detector pairs; (b) cylindrical structure for MC simulation of measuring data

表 1 圆柱组织体的光学和荧光参数

Table 1 Optical and fluorescence parameters of the cylindrical medium

Area	Excitation wavelength			Fluorescence wavelength			
	$\mu_{ax}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{sx}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{am}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{sm}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{af}/\text{mm}^{-1}$	$\eta$	$\tau/\text{ps}$
Background	0.035	8.0	0.035	8.0	0.01	0.05	2000
A	0.070	12.0	0.070	12.0	—	—	—
B	0.070	12.0	0.070	12.0	—	—	—
C	0.070	12.0	0.070	12.0	0.0217	0.23	560

### 4.2 模拟数据的产生

边界测量的 MC 模拟结构是半径 20 mm、高 80 mm 的三维 (3D) 圆柱，如图 3(b) 所示，含有三个与背景等高的小圆柱，其在 XOY 平面上的投影与图 3(a) 相同。模拟过程中入射光子在同一位置激励，模拟准直源；探测器为线探测器。

模拟数据分为激发光和荧光两部分，由 GPU 加速的 MC 模型产生。GPU 型号是 Nvidia GeForce GTX 580，总内核数为 512，计算能力为

2.0，模拟时的总线程数为 26880。整个圆柱体剖分为 24256 个四面体体元，共有 5261 个节点。按照表 1 设置组织体的光学和荧光参数，激发光和荧光模拟的入射光子包数分别为  $6.4 \times 10^7$  和  $6.4 \times 10^9$ ，模拟时间分别约为 10 min 和 202 min。图 4 所示为与光源 S1 的相对探测器 D9 测得的激发光和荧光归一化时间扩展曲线。

### 4.3 二维圆域 MC-FDOT 重建结果

将上述测量量用时域 MC-FDOT 方法重建，计算

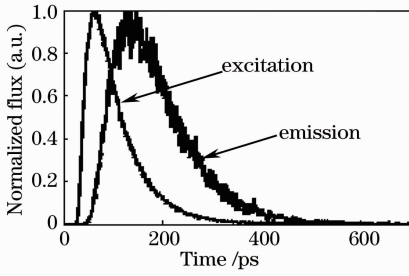
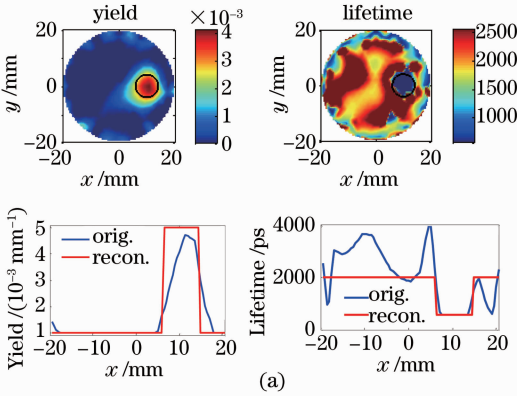


图 4 与光源相对探测器的激发光和荧光归一化时间扩展曲线

Fig. 4 Normalized temporal spread function of excitation light and fluorescence emission light from the detector opposite to source



格林函数  $G_x^{(\Phi)}(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s, \beta)$  和  $G_m^{(\Phi)}(\mathbf{r}, \mathbf{r}_d, \beta)$  时, 入射光子包数取  $1.6 \times 10^7$ , 模拟时间在 1 min 左右。理论上, 背景和目标的荧光产率和寿命分别为  $\eta\mu_{af}^{(B)} = 0.001 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\tau^{(B)} = 2000 \text{ ps}$ ;  $\eta\mu_{af}^{(H)} = 0.005 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\tau^{(H)} = 560 \text{ ps}$ 。图 5(a) 为荧光产率和寿命的重建结果, 黑线标记为理论的目标体位置。为与扩散方程比较, 将同一套模拟数据用于传统 DE-FDOT 中, 结果如图 5(b) 所示。由重建图像下方的剖面图可见, 此参数下两种方法重建的目标体位置及荧光产率数值都与理论值相近。这是扩散方程是辐射传输方程的一阶球谐近似, 可较好地描述低吸收高散射和远源区的光子扩散场, 因而成像较好。以下各图中 orig. 和 recon. 分别表示原始数据和重建结果。

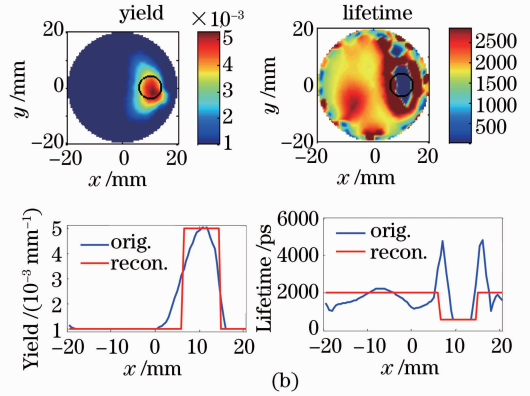


图 5 低吸收高散射参数下荧光产率和寿命的 GPST-FDOT 重建结果。(a) MC 模型; (b) DE 模型  
Fig. 5 Images of fluorescent yield and lifetime with a low absorption and high scattering region reconstructed by GPST-FDOT approach using (a) MC and (b) DE modeling

为进一步讨论 MC 正向计算的通用性, 考虑含有低吸收低散射、高吸收低散射、高吸收高散射和空腔异质的情况。用 MC 模型产生测量数据, 分别用 MC-FDOT 和 DE-FDOT 方法重建。背景、荧光目标体和异质体 B 的光学参数和荧光参数与表 1

相同, 只改变异质体 A 的光学参数: 1)  $\mu_a^{(HA)} = 0.0001 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_s^{(HA)} = 1.0 \text{ mm}^{-1}$ ; 2)  $\mu_a^{(HA)} = 0.20 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_s^{(HA)} = 1.0 \text{ mm}^{-1}$ ; 3)  $\mu_a^{(HA)} = 0.20 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_s^{(HA)} = 12.0 \text{ mm}^{-1}$ ; 4)  $\mu_a^{(HA)} = 0$ ,  $\mu_s^{(HA)} = 0$  (即空腔异质体)。重建的荧光产率和寿命如图 6~9 中所示。

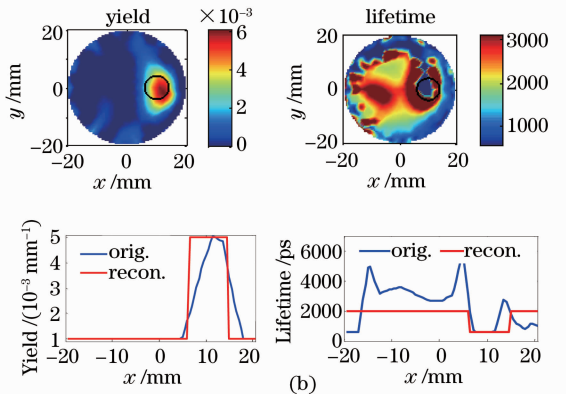
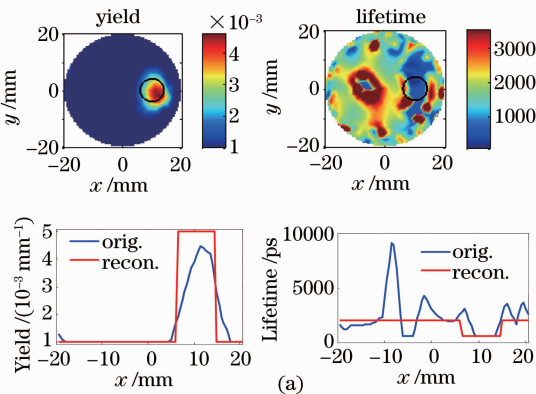


图 6 低吸收低散射参数下荧光产率和寿命的 GPST-FDOT 重建结果。(a) MC 模型; (b) DE 模型  
Fig. 6 Images of fluorescent yield and lifetime with a low absorption and low scattering region reconstructed by GPST-FDOT approach using (a) MC and (b) DE modeling

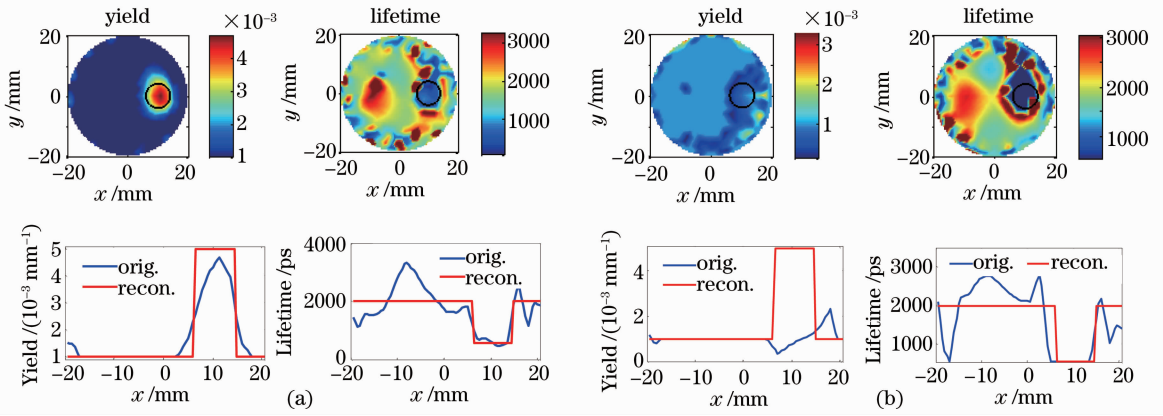


图 7 高吸收低散射参数下荧光产率和寿命的 GPST-FDOT 重建结果。(a) MC 模型;(b) DE 模型

Fig. 7 Images of fluorescent yield and lifetime with a high absorption and low scattering region reconstructed by GPST-FDOT approach using (a) MC and (b) DE modeling

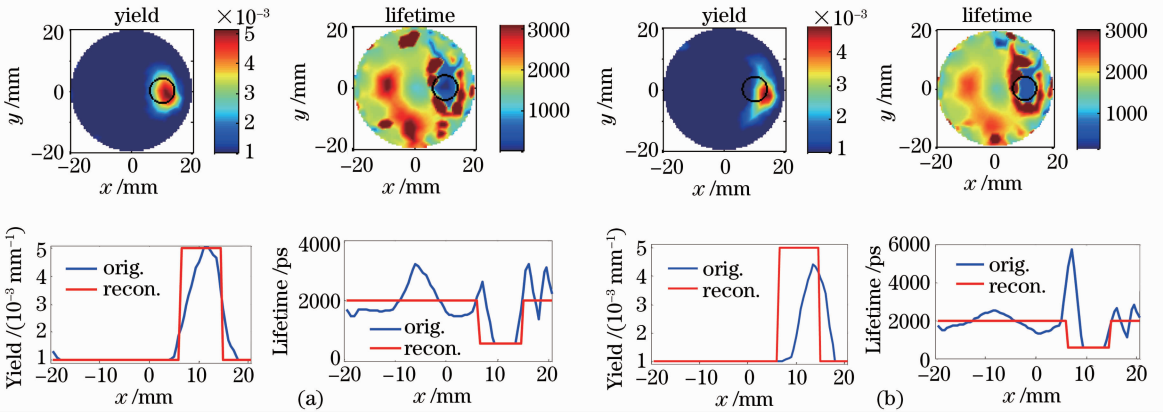


图 8 高吸收高散射参数下荧光产率和寿命的 GPST-FDOT 重建结果。(a) MC 模型;(b) DE 模型

Fig. 8 Images of fluorescent yield and lifetime with a high absorption and high scattering region reconstructed by GPST-FDOT approach using (a) MC and (b) DE modeling

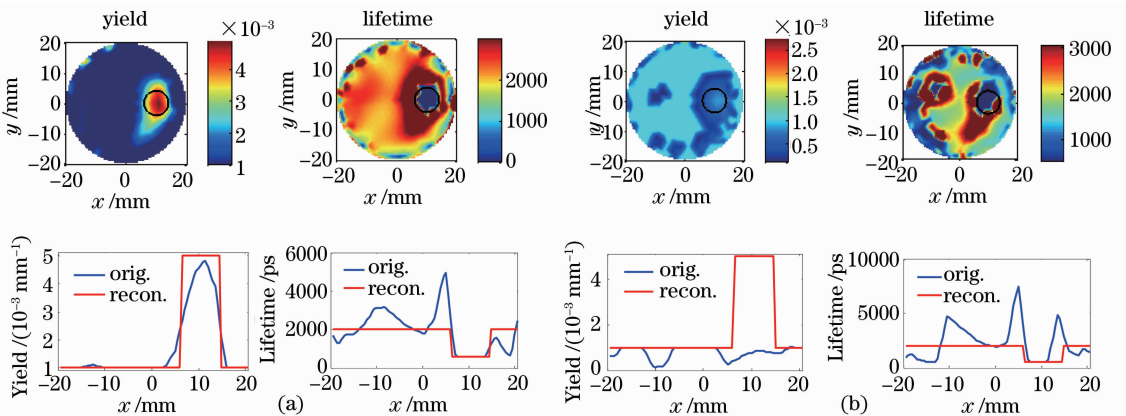


图 9 含空腔结构下荧光产率和寿命的 GPST-FDOT 重建结果。(a) MC 模型;(b) DE 模型

Fig. 9 Images of fluorescent yield and lifetime with a cavity reconstructed by GPST-FDOT approach using (a) MC and (b) DE modeling

由图 6~9 中模拟结果可知:MC-FDOT 方法在 4 种情况下重建的荧光产率和寿命值均接近理论值;而对于 DE-FDOT 法,在图 6(b) 含低吸收低散射异质体情况下荧光寿命的重建位置与真实情况相

差较大,此结果表明 DE 方法无法准确描述低散射异质体的荧光寿命;图 8(b) 含高吸收高散射异质体情况下荧光产率的重建位置偏离实际位置较严重,此结果表明 DE 方法无法准确反映高吸收异质体的

荧光产率；图 7(b)和图 9(b)无法对含高吸收低散射和空腔异质体情况进行良好重建，荧光产率与理论值相比有较大偏差。

上述模拟结果验证了 MC 方法对各种光学参数下组织光子输运的描述能力。由于此 MC 模拟以体元为单位对组织体的光学参数赋值，因而对任意复杂区域都可描述，为今后发展至小动物模型提供了基础。

相比于荧光产率图像的重建，荧光寿命的图像质量较差，剖面图所示的结果可反映荧光目标体的位置，但是伪影现象严重。产生此现象的部分原因是逆问题的病态性以及求解逆问题过程应用了基于行矩阵的代数重建方法。这将成为未来工作的重点研究目标。另外，在今后的研究中，还可最大程度地利用先验知识，包括来自其他成像技术(如磁共振和超声等)的解剖信息以及由成像问题的物理和生理特性所限定的参数关联性和范围等。

## 5 结 论

本文基于 GUP-CUDA 运算平台，利用单指令多线程运行模式同时注入多个独立光子或光子包，发展了基于 GPU 加速的任意复杂组织体光子输运的 MC 建模方法。将 MC 正向计算格林函数的方法用于时域 FDOT 重建过程中，解决了一般的扩散方程对低散射区和空腔区的不适用性。采用基于 GPST 的代数重建技术，实现了荧光产率和寿命的同时重建。模拟结果显示对于各种光学参数组织结构，基于 MC 的时域 FDOT 对荧光产率和寿命均可进行良好重建，验证了此重建算法的可行性和实用前景。接下来将进行更加复杂的数字鼠结构的模拟及实验工作，以发展此方法的实用性。

## 参 考 文 献

- 1 F. H. Cai, S. L. He. Using graphics processing units to accelerate perturbation Monte Carlo simulation in a turbid medium[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2012, **17**(4): 040502
- 2 A. Doronin, I. Meglinski. Online object oriented Monte Carlo computational tool for the needs of biomedical optics[J]. *Biomed. Opt. Express*, 2011, **2**(9): 2461~2469
- 3 M. Freiberger, H. Egger, M. Liebmann *et al.*. High-performance image reconstruction in fluorescence tomography on

- desktop computers and graphic hardware [J]. *Biomed. Opt. Express*, 2011, **2**(11): 3207~3222
- 4 E. Alerstam, T. Svensson, S. Andersson-Engels. Parallel computing with graphics processing units for high-speed Monte Carlo simulation of photon migration [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2008, **13**(6): 060504
- 5 Q. Q. Fang, D. A. Boas. Monte Carlo simulation of photon migration in 3D turbid media accelerated by graphics processing units [J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(22): 20178~20190
- 6 N. N. Ren, J. M. Liang, X. C. Qu *et al.*. GPU-based Monte Carlo simulation for light propagation in complex heterogeneous tissues [J]. *Opt. Express*, 2010, **18**(7): 6811~6823
- 7 G. T. Quan, H. Gong, Y. Deng *et al.*. Monte Carlo-based fluorescence molecular tomography reconstruction method accelerated by a cluster of graphic processing units [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2011, **16**(2): 026018
- 8 A. T. N. Kumar, S. B. Raymond, A. K. Dunn *et al.*. A time domain fluorescence tomography system for small animal imaging [J]. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2008, **27**(8): 1152~1163
- 9 J. Chen, V. Venugopal, X. Intes. Monte Carlo based method for fluorescence tomographic imaging with lifetime multiplexing using time gates [J]. *Biomed. Opt. Express*, 2011, **2**(4): 871~886
- 10 F. Gao, J. Li, L. M. Zhang *et al.*. Simultaneous fluorescence yield and lifetime tomography from time-resolved transmittances of small-animal-sized phantom [J]. *Appl. Opt.*, 2010, **49**(16): 3163~3172
- 11 F. Gao, H. J. Zhao, Y. Tanikawa *et al.*. A linear, featured-data scheme for image reconstruction in time-domain fluorescence molecular tomography [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(16): 7109~7124
- 12 L. H. Wang, S. L. Jacques, L. Q. Zheng. MCML-Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1995, **47**(2): 131~146
- 13 L. V. Wang, H. Wu. *Biomedical Optics: Principle and Imaging* [M]. Hoboken: John Wiley & Sons, 2007
- 14 A. J. Welch, C. Gardner, R. R. Kortum *et al.*. Propagation of fluorescent light [J]. *Las. Surg. Med.*, 1997, **21**(2): 166~178
- 15 X. Yi, W. T. Chen, L. H. Wu *et al.*. GPU-accelerated Monte-Carlo modeling for fluorescence propagation in turbid medium [C]. *SPIE*, 2012, **8216**: 82160U
- 16 M. Matsumoto, T. Nishimura. Mersenne twister: a 623-dimensionally equidistributed uniform pseudorandom number generator [J]. *ACM Trans. Modeling and Computer Simulation*, 1998, **8**(1): 3~30
- 17 Q. Q. Fang. Mesh-based Monte Carlo method using fast ray-tracing in Plucker coordinates [J]. *Biomed. Opt. Express*, 2010, **1**(1): 165~175
- 18 E. M. Balbás, P. J. French. Shape based Monte Carlo code for light transport in complex heterogeneous tissues [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(21): 14086~14098
- 19 N. Platis, T. Theoharis. Fast ray-tetrahedron intersection using Plücker coordinates [J]. *J. Graphics GPU Game Tools*, 2003, **8**(4): 37~48

栏目编辑：韩 峰