

# 基于辐射传输方程三阶简化球谐近似模型的 时域荧光扩散层析图像重建方法

马文娟<sup>1</sup> 高峰<sup>1,2</sup> 张伟<sup>1</sup> 易茜<sup>1</sup> 李娇<sup>1</sup> 武林会<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072  
<sup>2</sup>天津市生物医学检测技术与仪器重点实验室, 天津 300072)

**摘要** 采用辐射传输方程的简化三阶球谐函数(SP<sub>3</sub>)近似作为时域荧光扩散层析成像(FDOT)的正向模型,克服了球谐函数近似法(P<sub>N</sub>)公式复杂,计算量大的缺点和扩散近似(DA)理论对于低散射组织体的不适用性。考虑到时域模式可以同时重建荧光产率和寿命,且技术上较频域模式更容易实现,因此采用时域模型,应用源自广义脉冲谱技术(GPST)的特征数据类型,将基于 DA-GPST 推广到 SP<sub>3</sub> 方程,发展了一套基于 SP<sub>3</sub>-GPST 的 FDOT 图像重建方法。数值模拟结果表明,SP<sub>3</sub>-GPST 重建结果优于 DA-GPST。

**关键词** 图像处理;时域荧光分子层析;球谐函数;广义脉冲谱技术;正问题;逆问题

**中图分类号** Q63 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201131.0510001

## Image Reconstruction Method of Time-Domain Fluorescence Diffuse Optical Tomography Based on the Third-Order Simplified Spherical Harmonics Approximation to Radiative Transfer Equation

Ma Wenjuan<sup>1</sup> Gao Feng<sup>1,2</sup> Zhang Wei<sup>1</sup> Yi Xi<sup>1</sup> Li Jiao<sup>1</sup> Wu Linhui<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>College of Precision Instruments and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)  
<sup>2</sup>Tianjin Key Laboratory of Biomedical Detecting Techniques and Instruments, Tianjin 300072, China)

**Abstract** The third-order simplified spherical harmonics approximation to radiative transfer equation is utilized as forward model for the fluorescence diffuse optical tomography (FDOT). This algorithm overcomes the drawback of big computation consumption of P<sub>N</sub> approximation and limitation that DA is unapplicable to the low-scattering tissue. The time-domain technique offers the potential advantages in directly measuring lifetime and has the best performances of simultaneously recovering of fluorescent yield and lifetime distributions, as well as resolving multiple components. On these bases, an image reconstruction method of generalized pulse spectrum technique based on the SP<sub>3</sub> equation (SP<sub>3</sub>-GPST) is presented, and it is an extent of generalized pulse spectrum technique based on the diffusion equation (DA-GPST). Simulation results show that SP<sub>3</sub>-GPST performs better than DA-GPST.

**Key words** image processing; time-domain fluorescence molecular tomography; spherical harmonics; generalized pulse spectrum technique; forward problem; inverse problem

**OCIS codes** 100.6950; 140.3070; 170.3010

## 1 引 言

荧光扩散层析(FDOT)技术是扩散光学层析方法的一个直接扩展,该技术可延伸扩散光学层析技

术所具有的相对深度、三维探测的优势,同是又可利用荧光探针或试剂的高灵敏度和特异性特征,在肿瘤检测和分子成像中具有非常高的潜在利用价

收稿日期: 2010-11-10; 收到修改稿日期: 2010-12-13

基金项目: 国家自然科学基金(30870657, 30970775)、国家 863 计划(2009AA02Z413)和天津市自然科学基金(09JCZDJC18200, 10JCZDJC17300)资助课题。

作者简介: 马文娟(1982—),女,博士研究生,主要从事荧光分子成像方面的研究。E-mail: mawenjuan08@yahoo.com.cn

导师简介: 高峰(1963—),男,博士,教授,主要从事生物光子学、生物医学光电成像理论、技术及应用等方面的研究。E-mail: gaofeng@tju.edu.cn(中国光学学会会员号:0011526)

值<sup>[1~4]</sup>。在荧光层析成像系统中,稳态测量模式仅能重建荧光产率,而频域和时域模式原理上均可实现荧光产率和寿命双参数的重建。但是在小动物成像中,由于其源和探测器之间距离小,调制频率需在 1 GHz 左右,方能达到测量信噪比的要求,这既造成技术实现上的困难,又不满足实际应用中幅值测量的要求。因此本文针对时域模,且采用源自广义脉冲谱技术(GPST)的特征数据类型来表征时间扩展函数及简化重建过程<sup>[5]</sup>。

扩散方程(DA)为辐射传输方程(RTE)的一阶球谐近似,可作为描述低吸收高散射组织中远源区的光传输行为的有效数理模型<sup>[6~10]</sup>。而对小动物成像中通常遇到的近源区,或吸收较强的病变组织区域(如血管等)的光传输建模,由扩散模型得到的光辐射分布与实际有很大误差,已愈来愈不能满足医学应用的需要。虽然 RTE 的高阶球谐( $P_N$ )近似适当考虑了 RTE 的高阶近似项,因而能更好地反映近光源附近和强吸收情况下组织体光传输行为,但随着阶数  $N$  的增大,尤其是对于多维复杂几何情况, $P_N$  近似法在数学处理上将变得非常复杂和困难<sup>[11~13]</sup>。简化球谐函数法( $SP_N$ )最早由 Gelbafid

在 20 世纪 60 年代提出,该方法是在一维平板几何下导出球谐函数方程组,通过一维空间微分算子直接替换成三维空间微分算子得到三维直角坐标系下的  $SP_N$  方程组<sup>[14~15]</sup>。该方法克服了  $P_N$  法公式复杂,计算量大的缺点,同时保持着  $P_N$  近似的有效性。

本文首先通过将 RTE 的  $SP_3$  近似解、扩散近似解分别与蒙特卡洛(MC)模拟值进行比较,结果显示,在低吸收高散射情况下,两个近似解都接近真实值,而在高吸收低散射情况下, $SP_3$  近似解与真实值的误差明显小于 DA 解。基于此结论,将基于 DA-GPST 推广到  $SP_3$  方程,建立了基于  $SP_3$ -GPST 的 FDOT 图像重建理论框架,并采用代数重建技术(ART)获得了荧光产率和寿命的同时重建图像<sup>[16]</sup>,数值模拟验证了所提出算法的有效性。

## 2 理论方法

### 2.1 正向模型

时域 RTE 经过拉普拉斯变换后的  $SP_3$  近似模型可表示为如下形式<sup>[16]</sup>:

$$\begin{cases} -\nabla \left[ \frac{1}{3\mu_{a1}(\mathbf{r})} \nabla \varphi_1(\mathbf{r}, \zeta_s, p) \right] + \mu_a(\mathbf{r})\varphi_1(\mathbf{r}, \zeta_s, p) = Q(\mathbf{r}, \zeta_s, p) + \left[ \frac{2}{3}\mu_a(\mathbf{r}) \right] \varphi_2(\mathbf{r}, \zeta_s, p) \\ -\nabla \left[ \frac{1}{7\mu_{a3}(\mathbf{r})} \nabla \varphi_2(\mathbf{r}, \zeta_s, p) \right] + \left[ \frac{4}{9}\mu_a(\mathbf{r}) + \frac{5}{9}\mu_{a2}(\mathbf{r}) \right] \varphi_2(\mathbf{r}, \zeta_s, p) = \\ -\frac{2}{3}Q(\mathbf{r}, \zeta_s, p) + \left[ \frac{2}{3}\mu_a(\mathbf{r}) \right] \varphi_1(\mathbf{r}, \zeta_s, p) \end{cases}, \quad (1)$$

式中  $\mathbf{r}$  为位置坐标,  $\mu_a(\mathbf{r}), \mu_s(\mathbf{r})$  分别为吸收和散射系数,  $\mu_{an}(\mathbf{r}) = \mu_a(\mathbf{r}) + \mu_s(\mathbf{r})(1 - g^n) + p/c$ ,  $g$  为各向异性因子,  $p$  为拉普拉斯变换因子,  $c$  为光速,  $\varphi_i(\mathbf{r}, \zeta_s, p)$  为 Legendre 矩,  $Q(\mathbf{r}, \zeta_s, p)$  为光源项,  $\zeta_s$  为光源位置。

(1)式所对应的边界条件为

$$\begin{cases} \left( \frac{1}{2} + A_1 \right) \varphi_1(\mathbf{r}, \zeta_s, p) + \left( \frac{1+B_1}{3\mu_{a1}} \right) \mathbf{n} \cdot \nabla \varphi_1(\mathbf{r}, \zeta_s, p) = \left( \frac{1}{8} + C_1 \right) \varphi_2(\mathbf{r}, \zeta_s, p) + \left( \frac{D_1}{\mu_{a3}} \right) \mathbf{n} \cdot \nabla \varphi_2(\mathbf{r}, \zeta_s, p) \\ \left( \frac{7}{24} + A_2 \right) \varphi_1(\mathbf{r}, \zeta_s, p) + \left( \frac{1+B_2}{7\mu_{a3}} \right) \mathbf{n} \cdot \nabla \varphi_2(\mathbf{r}, \zeta_s, p) = \left( \frac{1}{8} + C_2 \right) \varphi_1(\mathbf{r}, \zeta_s, p) + \left( \frac{D_2}{\mu_{a1}} \right) \mathbf{n} \cdot \nabla \varphi_1(\mathbf{r}, \zeta_s, p) \end{cases}, \quad (2)$$

光子密度和边界光流量表达式分别为

$$\Phi = \varphi_1 - \frac{2}{3}\varphi_2, \quad (3)$$

$$J = \left( \frac{1}{4} + J_0 \right) \left( \varphi_1 - \frac{2}{3}\varphi_2 \right) - \left( \frac{0.5 + J_1}{3\mu_{a1}} \right) \mathbf{n} \cdot$$

$$\nabla \varphi_1 + \frac{1}{3}\varphi_2 \left( \frac{5}{16} + J_2 \right) - \left( \frac{J_3}{7\mu_{a3}} \right) \mathbf{n} \cdot \nabla \varphi_2, \quad (4)$$

式中系数  $A_1, \dots, D_1, A_2, \dots, D_2, J_1, \dots, J_3$  为常数。

$$\begin{aligned} \text{其中 } A_1 &= -R_1, B_2 = 3R_2, C_1 = -\frac{3}{2}R_1 + \frac{5}{2}R_3, \\ D_1 &= \frac{3}{2}R_2 - \frac{5}{2}R_4, A_2 = -\frac{9}{4}R_1 + \frac{15}{2}R_3 - \frac{25}{4}R_5, \\ B_2 &= -\frac{63}{4}R_2 - \frac{105}{2}R_4 + \frac{175}{4}R_6, C_2 = -\frac{3}{2}R_1 + \\ &\frac{5}{2}R_3, D_2 = \frac{3}{2}R_2 - \frac{5}{2}R_4, J_0 = -\frac{1}{2}R_1, J_1 = -\frac{3}{2}R_2, \end{aligned}$$

$J_2 = \frac{5}{4}R_1 - \frac{15}{4}R_3, J_3 = \frac{21}{4}R_2 - \frac{35}{4}R_4, R_n = \int_0^1 R(\omega)\omega^n d\omega$ . 将函数  $R(\omega)$  以多项式函数系  $\{\omega^n, n = 0, 1, 2, \dots\}$  为基的函数空间中展开,  $R_n$  为展开矩(即与基  $\omega^n$  相对应的坐标)。对(1)和(2)式用 Galerkin 有限元法进行求解, 以半径 5 mm, 高 5 mm 的圆柱为例进行数值模拟, 采用四面体剖分, 节点数和剖分单元数分别为 4764 和 23958。取两组光学参数进行比较: 1)  $\mu_a = 0.01 \text{ mm}^{-1}, \mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}, g = 0.9$ ; 2)  $\mu_a = 0.1 \text{ mm}^{-1}, \mu_s = 5 \text{ mm}^{-1}, g = 0.9$ 。光源位置为 (5, 0, 0), 在同一平面上圆的最外层边界放置 66 个探测器。

图 1 给出了 DA 解和  $SP_3$  方程解与 MC 的误差 ( $SP_3$  方程的解减去 MC 值的绝对值再除以 MC 的值, 最后乘以 100%) 比较。可以看出, 在第一组光学参数, 也就是在低吸收高散射情况下 [图 1(a)], 扩散近似和  $SP_3$  近似的误差都很小, 而在第二组高吸收低散射情况下 [图 1(b)],  $SP_3$  解的误差远小于扩散近似解, 由此说明,  $SP_3$  近似更能描述小组织体内高吸收低散射的光辐射分布。

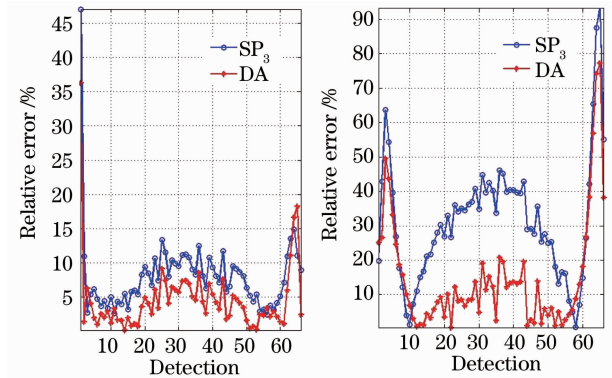


图 1 两组光学参数下 DA 解和  $SP_3$  方程解与 MC 的误差比较图

Fig. 1 Comparisons of errors between DA,  $SP_3$  and MC under two groups of optical parameters

## 2.2 逆向模型

由(1)式, 激发光和荧光的方程组的算子形式可表示为:  $\mathcal{T}_{x,m}([\phi_1^{x,m}, \phi_2^{x,m}]) = Q_{x,m}$  (上标为  $x$  时为激

发光方程,  $m$  时为荧光方程)。在激发光方程中, 光源项  $Q_x(\mathbf{r}, \zeta_s, p) = \delta(\mathbf{r} - \zeta_s)$ , 在荧光方程中,  $Q_m(\mathbf{r}, \zeta_s, p) = \Phi_x(\mathbf{r}, \zeta_s, p) \eta \mu_{af}(\mathbf{r}) / [1 + p\tau(\mathbf{r})]$ , 其中  $\eta \mu_{af}(\mathbf{r})$  为荧光产率,  $\tau(\mathbf{r})$  为荧光寿命,  $\Phi_x(\mathbf{r}, \zeta_s, p)$  为激发光光子密度。设  $\phi_1, \phi_2$  对应的格林函数分别为  $G^{(\phi_1)}, G^{(\phi_2)}$ , 即  $\mathcal{T}([G^{(\phi_1)}(\mathbf{r}, \mathbf{r}', p), G^{(\phi_2)}(\mathbf{r}, \mathbf{r}', p)]) = \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$ , 则

$$\begin{cases} [\phi_1^{(m)}(\mathbf{r}, \zeta_s, p), \phi_2^{(m)}(\mathbf{r}, \zeta_s, p)] = \\ \int_{\Omega} [G_m^{(\phi_1)}(\mathbf{r}, \mathbf{r}', p), G_m^{(\phi_2)}(\mathbf{r}, \mathbf{r}', p)] \cdot \\ \Phi_x(\mathbf{r}', \zeta_s, p) x(\mathbf{r}, p) d\mathbf{r}' \\ x(\mathbf{r}, p) = \eta \mu_{af}(\mathbf{r}) / [1 + p\tau(\mathbf{r})] \end{cases}, \quad (5)$$

对于 FDOT 中的荧光过程, (4) 式可表示为以下算子形式:  $J_m(\xi_d, \zeta_s, p) = \mathcal{R}([\phi_1^{(m)}(\mathbf{r}, \zeta_s, p), \phi_2^{(m)}(\mathbf{r}, \zeta_s, p)])$ , 其中  $s = 1, \dots, S; d = 1, \dots, D$ ,  $S$  和  $D$  分别为光源和探测器个数。则激发光源在  $\zeta_s$  处激励、探测器在  $\xi_d$  处接收到的荧光流量可由如下积分公式表示:

$$\begin{aligned} \mathcal{R}([\phi_1^{(m)}(\xi_d, \zeta_s, p), \phi_2^{(m)}(\xi_d, \zeta_s, p)]) = \\ \mathcal{R} \int_{\Omega} [G_m^{(\phi_1)}(\xi_d, \mathbf{r}, p), G_m^{(\phi_2)}(\xi_d, \mathbf{r}, p)] \cdot \\ \Phi_x(\mathbf{r}, \zeta_s, p) x(\mathbf{r}, p) d\mathbf{r} = \int_{\Omega} \mathcal{R}([G_m^{(\phi_1)}(\xi_d, \mathbf{r}, p), \\ G_m^{(\phi_2)}(\xi_d, \mathbf{r}, p)]) \cdot \Phi_x(\mathbf{r}, \zeta_s, p) x(\mathbf{r}, p) d\mathbf{r}, \end{aligned} \quad (6)$$

即

$$J_m(\xi_d, \zeta_s, p) = \int_{\Omega} G_m(\xi_d, \mathbf{r}, p) \Phi_x(\mathbf{r}, \zeta_s, p) x(\mathbf{r}, p) d\mathbf{r}, \quad (7)$$

将(7)式作空间离散, 令  $x(\mathbf{r}, p) \approx \sum_{n=1}^N x_n(p) u_n(\mathbf{r}) = \mathbf{x}^T(p) \mathbf{u}(\mathbf{r})$ , 其中  $\mathbf{u}(\mathbf{r}) = [u_1(\mathbf{r}), u_2(\mathbf{r}), \dots, u_N(\mathbf{r})]^T$ ,  $\mathbf{x}(p) = [x_1(p), x_2(p), \dots, x_N(p)]^T$ ,  $u_i(\mathbf{r})$  为节点  $i$  上的形状函数,  $N$  为剖分节点数, 则可获得下列矩阵方程:

$$\mathbf{J}_m(p) = \mathbf{W}(p) \mathbf{x}(p), \quad (8)$$

其中

$$\begin{aligned} \mathbf{J}_m(p) &= [J_m(\xi_1, \zeta_1, p), J_m(\xi_2, \zeta_1, p), \dots, J_m(\xi_D, \zeta_S, p)]^T, \\ \mathbf{W}(p) &= \begin{bmatrix} W(\xi_1, \zeta_1, p, 1), W(\xi_1, \zeta_1, p, 2), \dots, W(\xi_1, \zeta_1, p, N) \\ W(\xi_2, \zeta_1, p, 1), W(\xi_2, \zeta_1, p, 2), \dots, W(\xi_2, \zeta_1, p, N) \\ \vdots \\ W(\xi_D, \zeta_S, p, 1), W(\xi_D, \zeta_S, p, 2), \dots, W(\xi_D, \zeta_S, p, N) \end{bmatrix}, \end{aligned} \quad (10)$$

$W$  中任意一元素可由下列公式计算:

$$W_{ij}(\xi_d, \zeta_s, p, n) = \sum_{\Omega_n} \overline{G_m^{(\Omega_n)}}(\xi_d, p) \overline{\Phi_x^{(\Omega_n)}}(\zeta_s, p) \int_{\Omega_n} u_n(\mathbf{r}) d\mathbf{r}, \quad (11)$$

式中  $\Omega_n$  代表包含第  $n$  个节点的所有单元,  $\overline{G_m^{(\Omega_n)}}(\xi_d, p)$ ,  $\overline{\Phi_x^{(\Omega_n)}}(\zeta_s, p)$  分别为  $G_m(\xi_d, \mathbf{r}, p)$ ,  $\Phi_x(\mathbf{r}, \zeta_s, p)$  在有限单元体  $\Omega_n$  内所有节点上的平均值。

由于光源和探测器的个数远远小于剖分节点数, 所以(8)式通常为欠定问题, 且需要计算大型矩阵, 故采用 ART, 通过对矩阵逐行计算来有效快速的对方程进行求解。由于  $x(\mathbf{r}, p)$  为  $\eta\mu_{af}(\mathbf{r})$ 、 $\tau(\mathbf{r})$  以及  $p$  的函数, 通过引入一对拉普拉斯变换因子  $p_1$  和  $p_2$ , 用上述方法迭代求得  $x(\mathbf{r}, p_1)$  和  $x(\mathbf{r}, p_2)$ , 理论上两个方程、两个未知量可以由如下公式得到  $\eta\mu_{af}(\mathbf{r})$  和  $\tau(\mathbf{r})$  两个位置函数的分布:

$$\begin{cases} \eta\mu_{af}(\mathbf{r}) = \frac{(p_1 - p_2)x(\mathbf{r}, p_1)x(\mathbf{r}, p_2)}{p_1x(\mathbf{r}, p_1) - p_2x(\mathbf{r}, p_2)} \\ \tau(\mathbf{r}) = \frac{x(\mathbf{r}, p_1) - x(\mathbf{r}, p_2)}{p_1x(\mathbf{r}, p_1) - p_2x(\mathbf{r}, p_2)} \end{cases}. \quad (12)$$

### 3 算法验证

为了进一步讨论和验证上述算法的有效性, 给出了 3 组光学参数下的数值模拟结果, 如图 2~4 所示。原始目标如图 2 所示, 采用半径为 15 mm 的二维圆模型, 在前两组光学参数模拟中, 内部放置的两个半径为 3 mm 的小圆均为重建目标, 在第三组参数模拟中, 左测小圆为重建目标, 右侧小圆为空腔区域。由于激发光和发射光的波长相差较小, 因此在模拟过程中, 设定背景和目标的 optical 特性为相同值, 采用三角形剖分, 节点数和剖分单元数分别为 1801 和 3456。三组光学参数分别为 1): 吸收系数  $\mu_a = 0.035 \text{ mm}^{-1}$ , 散射系数  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$ , 各项异性因

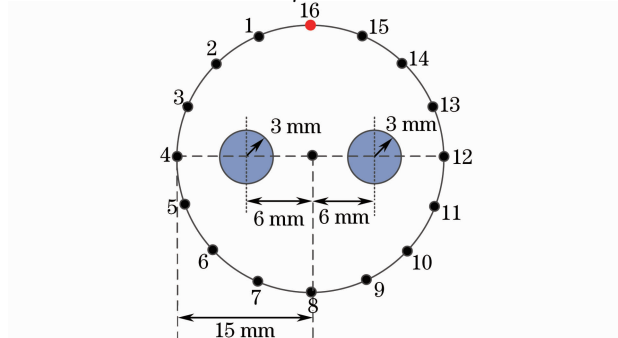


图 2 两个重建目标的圆域模型及光源和探测器的分布  
Fig. 2 Circle-domain model of two reconstructed targets and arrangement of light sources and detectors

子  $g=0.9$ ; 2): 吸收系数  $\mu_a = 0.05 \text{ mm}^{-1}$ , 散射系数  $\mu_s = 5 \text{ mm}^{-1}$ , 各项异性因子  $g = 0.9$ ; 3): 吸收系数  $\mu_a = 0.035 \text{ mm}^{-1}$ , 散射系数  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$ , 各项异性因子  $g = 0.9$ 。三组模型均设背景荧光产率  $0.001 \text{ mm}^{-1}$ , 寿命 100 ps, 目标体荧光产率  $0.002 \text{ mm}^{-1}$ , 寿命 200 ps, 折射率为 1.4。光源和探测器的分布如图 2 所示。S=16 个光源分别作用, 每个光源作用的时候, D=15 个探测点同时接收对应位置的透射光流。

因为  $SP_3$  近似能较好的模拟真实值, 且在实际利用时间分辨系统进行测量的时候, 由于使用光电倍增管作为探测器, 起支配作用的是散弹噪声, 所以用  $SP_3$  正向模型计算出来数据加上噪声数据作为模拟测量信号进行图像重建。3 种模型中都加入 35 dB 的高斯白噪声, 取 ART 的松弛因子  $\lambda = 0.1$ , 拉普拉斯变换因子  $p_{1,2} = \pm 0.5p_L$ , 其中  $p_L = \pm 1/[1/(\mu_{ax}^{(B)}c) + 1/(\mu_{am}^{(B)}c) + \tau^{(B)}]$ , 迭代 15 次。图 3、4、5 分别表示 3 种光学参数情况下图像重建结果。其中 (a) 表示采用 DA-GPST 技术重建的结果, (b) 表示采用  $SP_3$ -GPST 技术重建的结果, (c) 表示沿  $x$  轴的切线形貌曲线比较图。图 3 和 4 中实线圆圈代表目标体的真实边界和位置, 图 5 中实线圆圈分别代表目标体和空腔真实边界和位置。

第一种光学参数设置表示  $\mu'_s/\mu_a > 10$  [ $\mu'_s = (1-g)\mu_s$  为约化散射系数] 的情况, 组织体呈高散射特性, 此类情况下扩散近似方程成立, 能很好的描述光分布情况<sup>[17]</sup>, 仿真结果如图 3 所示, 可以看出, 两种重建技术重构目标体的位置基本都在真实边界内(实线圆), 证明了重构位置的准确性。相比较而言,  $SP_3$ -GPST 重建的荧光产率的大小和位置比 DA-GPST 更准确, 且由图 3(c) 可以看出其对比度保真率比 DA-GPST 更高。但两种重建技术对荧光寿命重建图像差别不大。第二种光学参数设置表示  $\mu'_s/\mu_a \leq 10$  的情况, 受扩散近似方程成立条件的限制, 此类情况下, 扩散近似已不能很好的反应组织体内的光分布, 仿真结果如图 4 所示, 可见  $SP_3$ -GPST 重建目标体的大小和位置明显优于 DA-GPST, 并且对于荧光产率的重建,  $SP_3$ -GPST 重建目标体的对比度保真率比 DA-GPST 更精确。在实际组织体中有如膀胱等空腔区域, 第三种情况对含有空腔区域的组织体进行荧光产率和寿命的重建, 仿真结果如图 5 所示。可见, 对于 DA-GPST, 荧光产率的重建位置比实际位置偏左, 且没有重建出荧光寿命。而  $SP_3$ -GPST 的荧光产率重建大小和位置都比较接

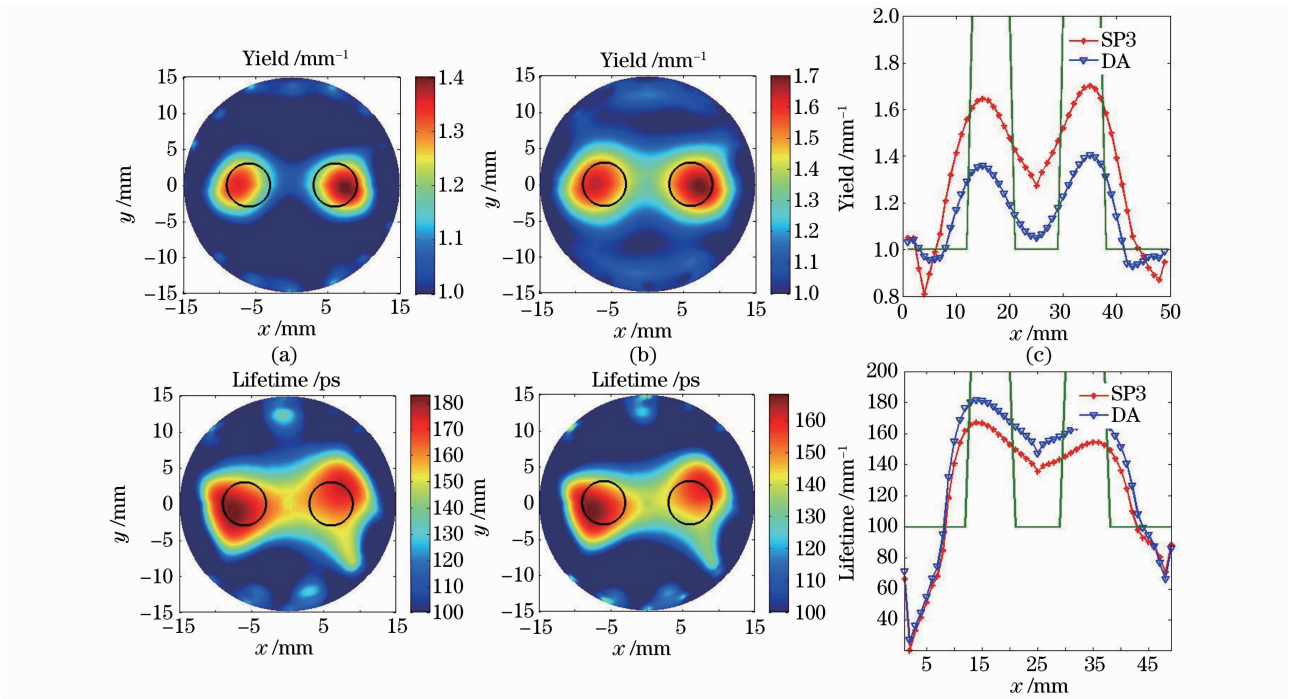


图 3 (a)第一组光学参数下 DA-GPST 重建荧光产率和寿命图像,(b)SP<sub>3</sub>-GPST 重建荧光产率和寿命图像,  
(c)沿  $x$  轴的切线形貌曲线比较图

Fig. 3 (a) Reconstructed fluorescence yield and lifetime images of DA-GPST for the first case, (b) reconstructed fluorescence yield and lifetime images of SP<sub>3</sub>-GPST for the first case, (c) comparison of tangential morphological curve along  $x$  axis

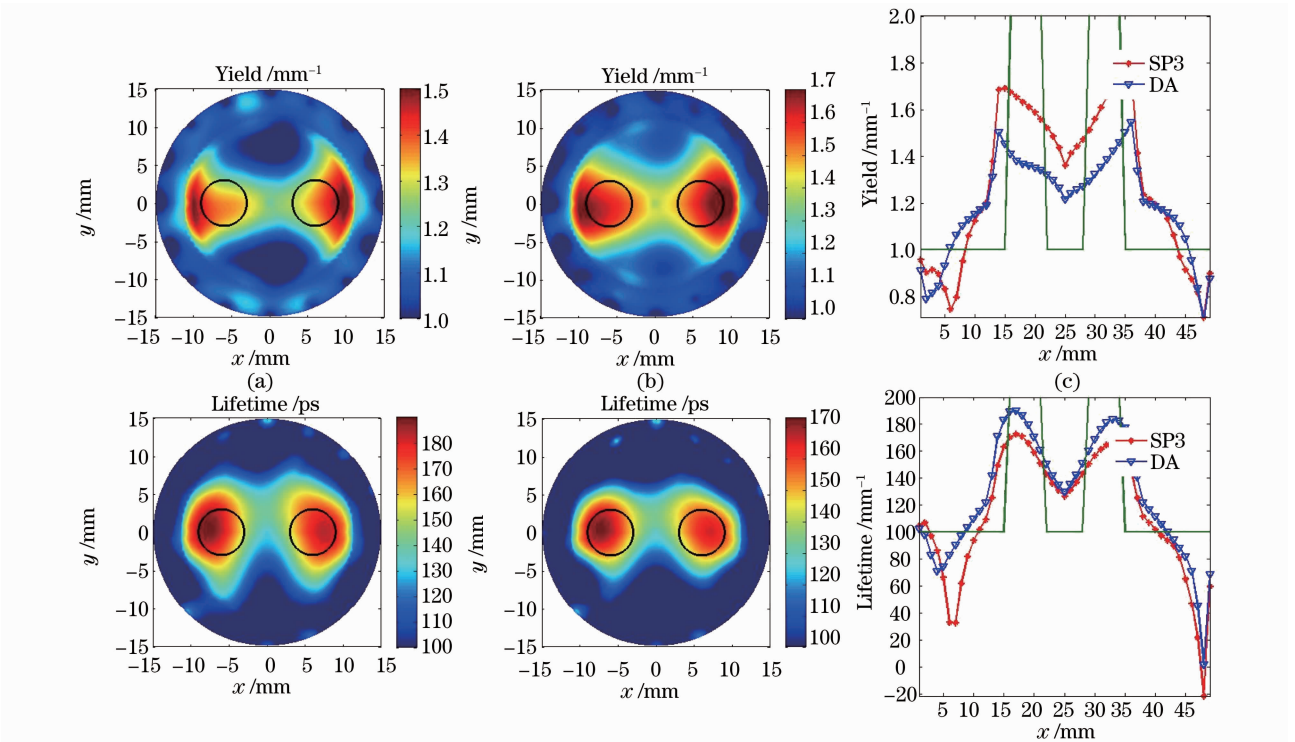


图 4 (a)第二组光学参数下 DA-GPST 重建荧光产率和寿命图像;(b)SP<sub>3</sub>-GPST 重建荧光产率和寿命图像;  
(c)沿  $x$  轴的切线形貌曲线比较图

Fig. 4 (a) Reconstructed fluorescence yield and lifetime images of DA-GPST for the second case, (b) reconstructed fluorescence yield and lifetime images of SP<sub>3</sub>-GPST, (c) comparison of tangential morphological curve along transect  $x$  axis



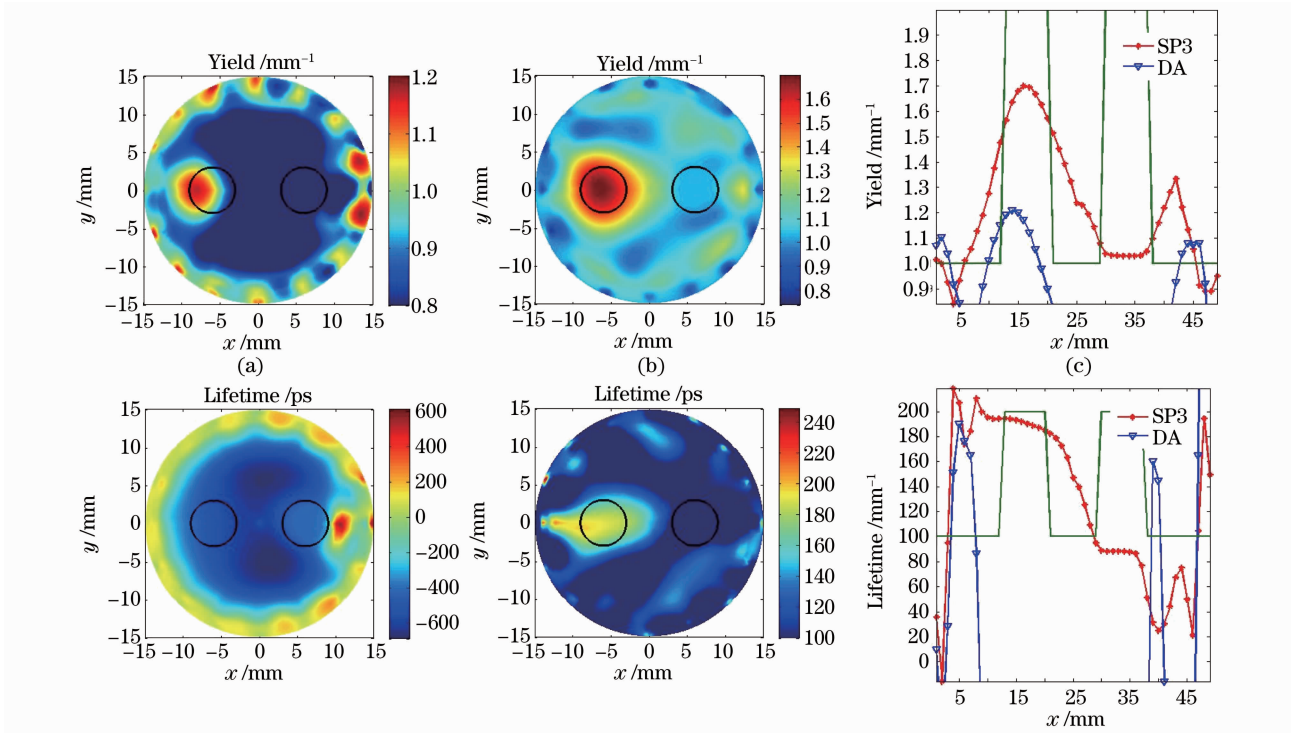


图 5 (a)第三组光学参数下 DA-GPST 重建荧光产率和寿命图像,(b)SP<sub>3</sub>-GPST 重建荧光产率和寿命图像,  
(c)沿  $x$  轴的切线形貌曲线比较图

Fig. 5 (a) Reconstructed fluorescence yield and lifetime images of DA-GPST for the third case, (b) reconstructed fluorescence yield and lifetime images of SP<sub>3</sub>-GPST, (c) comparison of tangential morphological curve along  $x$  axis

近原始目标,对比度保真率也远高于 DA-GPST 重建结果,且能重建出荧光寿命目标体的大概位置。对这三种情况的重建结果进行比较可见,本文算法比 DA-GPST 更有效性,这是由于 DA 只是一阶近似,而 SP<sub>3</sub> 是 RTE 方程的三阶近似,SP<sub>3</sub> 更精确地描述了组织体内光分布情况,在重建过程中能包含更多组织内部信息,重构图像会更接近真实情况。

## 4 结 论

扩散近似是最简单并且在医学成像中获得最广泛应用的方法,然而,扩散近似在真空边界、强吸收体附近,或者在介质非均匀和通量密度各向异性比较严重的系统中误差比较大。本文通过跟 MC 模拟值比较,验证了 RTE 的 SP<sub>3</sub> 近似较扩散近似的精确。在逆问题中,发展了一套 SP<sub>3</sub>-GPST 理论,并分别在组织体呈高散射特性、低散射特性和含有空腔区域三种情况下与 DA-GPST 重建结果进行了比较。结果显示,三种情况下 SP<sub>3</sub>-GPST 重建图像质量均优于 DA-GPST 的。本方法有望今后用于小动物成像实验。

## 参 考 文 献

- 1 V. Ntziachristos, C. H. Tung, C. Bremer *et al.*. Fluorescence molecular tomography resolves activity in vivo [J]. *Nature Medicine*, 2002, **8**(7): 757~760
- 2 V. Ntziachristos, C. Bremer, E. E. Graves *et al.*. In vivo tomographic imaging of near-infrared fluorescent porphyrins [J]. *Molecular Imaging*, 2002, **1**(2): 82~88
- 3 S. Lam, F. Lesage, X. Intes. Time domain fluorescent diffuse optical tomography: analytical expressions [J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(7): 2263~2275
- 4 Deng Dawei, Liu Fei, Cao Jie *et al.*. Synthesis and tumor targeting research of two near-infrared fluorescence probes [J]. *Chinese J. Lasers*, 2010, **37**(11): 2735~2742  
邓大伟, 刘飞, 曹洁等. 两种近红外荧光探针的合成及肿瘤靶向研究 [J]. *中国激光*, 2010, **37**(11): 2735~2742
- 5 Zhang Limin, He Huiyuan, Gao Feng *et al.*. Image reconstruction in fluorescence molecular tomography based on full time-resolved scheme [J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(7): 1262~1268  
张丽敏, 和慧园, 高峰等. 荧光分子层析中的全时间分辨重建法 [J]. *光学学报*, 2008, **28**(7): 1262~1268
- 6 Xu Kexin, Gao Feng, Zhao Huijuan. *Biomedical Photonics* [M]. Beijing: Science Press, 2007. 51~68  
徐可欣, 高峰, 赵会娟. *生物医学光子学* [M]. 北京: 科学出版社, 2007. 51~68
- 7 S. R. Arridge. Optical tomography in medical imaging [J]. *Inverse Problems*, 1999, **15**(2): 41~93
- 8 Yang Fang, Gao Feng, Ma Yiwen *et al.*. A method of improving image quality in diffuse optical tomography based on spline interpolation of measurement space [J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(9): 2428~2434

- 杨芳, 高峰, 马艺闻等. 一种基于测量空间样条插值扩展的扩散光学层析图像改善方法[J]. 光学学报, 2009, **29**(9): 2428~2434
- 9 Ruan Pingqiao, Liu Yangfang, Gao Feng *et al.*. A pilot investigation into shape-based DOT methodology with elliptic parameterization of multi-domains[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(9): 2421~2427
- 阮平巧, 刘艳芳, 高峰等. 基于多区域椭圆参数化描述的形状DOT方法研究[J]. 光学学报, 2009, **29**(9): 2421~2427
- 10 Yang Fang, Ruan Pingqiao, Gao Feng *et al.*. Conjugate-gradient-based optimization for three-dimensional time-domain diffuse optical tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2517~2523
- 杨芳, 阮平巧, 高峰等. 一种基于共轭梯度最优化技术的三维时域扩散光学层析方法[J]. 中国激光, 2009, **36**(10): 2517~2523
- 11 J. K. Fletch. The solution of multigroup neutron transport equation using spherical harmonics [J]. *Nuclear Science and Engineering*, 1983, **84**: 33~46
- 12 Keith D., Paulsen, Huabei Jiang. Spatially varying optical property reconstruction using a finite element diffusion equation approximation[J]. *Medical Physics*, 1995, **22**(6): 691~700
- 13 Huabei Jiang, Keith D., Paulsen *et al.*. Optical image reconstruction using frequency-domain data simulation and experiments[J]. *Medical Physics*, 1995, **22**(6): 253~266
- 14 Alexander D. Klose, Edward W. Larsen. Light transport in biological tissue based on the simplified spherical harmonics equations[J]. *Journal of Computation Physics*, 2006, **220**(1): 441~470
- 15 Lu Yujie, Zhu Banghe, Haiou Shen *et al.*. A parallel adaptive finite element simplified spherical harmonics approximation solver for frequency domain fluorescence molecular imaging[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, **55**(16): 4625~4645
- 16 Feng Gao, Huijuan Zhao, Yukari 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
- 17 Yujie Lu, Ali Douraghy, Hidevaldo B. Machado *et al.*. Spectrally resolved bioluminescence tomography with the third-order simplified spherical harmonics approximation [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2009, **54**(21): 6477~6493