

# 基于区域标识的“粗粒度”扩散光学层析 成像方法——稳态测量模式

武林会<sup>1</sup> 赵会娟<sup>1,2</sup> 易 茜<sup>1</sup> 张 伟<sup>1</sup> 高峰<sup>1,2</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** 基于体元的扩散光学层析成像(DOT)重建算法和组织体光学特性分区均匀性自然假设,发展了稳态测量模式下基于区域标识的“粗粒度”扩散光学层析成像重建算法。在 60 dB、40 dB 和 20 dB 噪声水平下利用含有区域标记的光学数字鼠模型对该算法进行了模拟验证,实现了对数字鼠各组织区域吸收系数和约化散射系数的重建。利用简化的仿体模型进行实验验证,基本实现对仿体多个区域的光学参数重建。结果表明,提出的重建算法能够大幅度改善基于体元的扩散光学层析成像重建算法反演问题的不适定性,大幅度提高其成像分辨率和量化精度,并基本能从噪声数据中恢复相应区域的光学参数。

**关键词** 成像系统;扩散光学层析成像;区域图像重建;光学参数分区均匀;稳态测量模式

**中图分类号** Q63 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201333.0217002

## Methodological Study on “Coarse-Grain” Diffuse Optical Tomography Based on Region-Labeling: Continuous-Wave Mode

Wu Linhui<sup>1</sup> Zhao Huijuan<sup>1,2</sup> Yi Xi<sup>1</sup> Zhang Wei<sup>1</sup> Gao Feng<sup>1,2</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 Technique and Instruments, Tianjin 300072, China

**Abstract** A region-labeling approach of image reconstruction under continuous-wave mode is developed for “coarse-grain” diffuse optical tomography (DOT). The method is based on the framework of the pixel-based DOT methodology and on an assumption that different anatomical regions have their respective sets of homogeneous optical parameter distributions. The proposed scheme is validated using a three-dimensional (3D) digital mouse atlas, the optical parameters of the organs could be simultaneously reconstructed at 60 dB, 40 dB and 20 dB noise levels. Physical experiments on a phantom are also conducted to evaluate the performance of the method. The reconstructed results show that the region-labeling DOT solution greatly improves the ill-posedness of the inverse problem as well as the imaging resolution and quantitative accuracy by reducing the number of unknowns to be reconstructed. The homogeneous optical parameters of each region can be reconstructed from noisy data.

**Key words** imaging systems; diffuse optical tomography; region image reconstruction; region constant optical parameters; continuous-wave mode

**OCIS codes** 100.6950; 140.3070; 170.3010

收稿日期: 2012-09-21; 收到修改稿日期: 2012-10-22

基金项目: 国家 863 计划(2009AA02Z413)、国家自然科学基金(30970775, 81271618, 61108081)和天津市自然科学基金(10JCZDJC7300)资助课题。

作者简介: 武林会(1986—),女,博士研究生,主要从事基于区域和形状的组织光学层析成像方面的研究。

E-mail: wulinhui@tju.edu.cn

导师简介: 高峰(1963—),男,教授,博士生导师,主要从事组织光学成像方面的研究。E-mail: gaofeng@tju.edu.cn  
(通信联系人,中国光学学会会员号:0011526)

# 1 引言

建立在近红外组织光谱技术基础上的扩散光学层析成像(DOT)技术因可以获得组织体深部与生理指标密切相关的光学三维分布信息而备受关注<sup>[1]</sup>。然而,通用的体元 DOT 技术主要面向生命体单个器官或局部区域,为保证可接受的空间分辨率,其图像反演通常采用高密度离散网格,问题规模大且呈现高度非适定性,限制了体元 DOT 的成像分辨率和量化精度<sup>[2~4]</sup>。同时,通用的体元 DOT 技术因其逆问题所呈现的高度不适定性而尚未有效地实现组织体绝对光学参数空间分布的定量测量,然而组织体背景光学参数空间分布的有效获取不仅是复杂非均质组织体内光子输运过程高精度建模的前提,也是实现包括 DOT、荧光分子层析和生物自发荧光层析在内的相关扩散光学成像技术高精度和灵敏度的关键因素之一<sup>[5~8]</sup>。

为了解决复杂组织背景光学参数的在体获取问题,本文基于组织体光学特性分区均匀性自然假设<sup>[9~11]</sup>,提出了基于区域标识的“粗粒度”DOT 方法。基于区域标识的“粗粒度”DOT 重建算法的基本思想是把组织体根据不同器官分解成若干个子区域,每个子区域内部的光学参数可以看作是均匀的,这样反演问题从大规模的体元光学参数重建变为多

器官内部均匀光学参数的重建,通过归并同域体元使重建参数数量大大减少,大幅度改善反演问题不适定性,有利于提高 DOT 成像分辨率和量化精度。该方法最大的优点是可直接借用业已成熟的体元 DOT 重建方法,重建过程稳定且精度合理;缺点是重建过程中各子区域的形状调整较为困难,一般情况下只适于对光学参数的重建,因此需要目标体结构先验信息的支持。

本文利用传统的基于体元的 DOT 重建算法和同一区域内光学参数均匀的假设,结合基于光子传输模型的逆问题求解策略<sup>[3]</sup>,发展了稳态测量模式下基于区域标识的“粗粒度”DOT 算法的初步解决方案,利用由南加州大学与加州大学洛杉矶分校(UCLA)医学院开发的含有区域标记(RL)的数字鼠模型<sup>[12,13]</sup>对该算法进行模拟验证及在相应的简化仿体上进行实验验证,并进行讨论与总结。

## 2 理论和方法

### 2.1 正向模型

使用扩散方程并结合 Robin 边界条件作为光子在组织体内传输的模型,该方程的稳态形式为椭圆型偏微分方程,表示为

$$\begin{cases} -\nabla \cdot \kappa(\mathbf{r}) \nabla \Phi(\mathbf{r}) + \mu_a(\mathbf{r}) c \Phi(\mathbf{r}) = q(\mathbf{r}), & \mathbf{r} \in \Omega \\ c \Phi(\xi) + 2 \frac{1+R_f}{1-R_f} \kappa(\xi) \mathbf{n} \cdot \nabla \Phi(\xi) = 0, & \xi \in \partial\Omega \end{cases}, \quad (1)$$

式中  $\Omega$  为整个组织体区域,  $\partial\Omega$  为组织体  $\Omega$  表面,  $\mathbf{n}$  为组织体表面  $\partial\Omega$  的外法向矢量;  $\Phi(\mathbf{r})$  为光子密度;  $\mathbf{r}$  为组织体内空间任意一点,  $\xi$  为组织体表面上的点; 扩散系数  $\kappa(\mathbf{r}) = c/3[\mu_a(\mathbf{r}) + \mu'_s(\mathbf{r})]$ ,  $\mu_a(\mathbf{r})$  和  $\mu'_s(\mathbf{r})$  为吸收系数和约化散射系数的空间分布,  $c$  为光在组织体中传输的速度,  $c = c_0/n$ , 其中  $c_0$  为真空中光速,  $n$  为组织体相对环境的折射率;  $R_f$  为空气-组织体边界的内部反射系数,  $R_f \approx -1.4399n^{-2} + 0.7099n^{-1} - 0.6681 + 0.0636n$ ;  $q(\mathbf{r})$  为光源项。根据 Fick 定律可以求得在 Robin 边界条件下组织体表面检测到的光流量<sup>[3,14]</sup>。

采用有限元法(FEM)对扩散方程进行求解<sup>[15,16]</sup>。将(1)式中的  $\Phi(\mathbf{r})$  用 FEM 的形状函数进行展开即  $\Phi(\mathbf{r}) = \Phi^T \mathbf{u}(\mathbf{r})$ , 其中  $\mathbf{u}(\mathbf{r}) = [u_1(\mathbf{r}), u_2(\mathbf{r}), \dots, u_N(\mathbf{r})]^T$  和  $\Phi = [\Phi_1, \Phi_2, \dots, \Phi_N]^T$  分别为有限元剖分网格  $N$  个节点上的形状函数矢量和光子密度矢量。

(1)式可转化为线性方程

$$(\mathbf{A} + \mathbf{B})\Phi = \mathbf{Q}, \quad (2)$$

式中  $\mathbf{A}$  和  $\mathbf{B}$  是  $N \times N$  正定稀疏矩阵,  $\mathbf{Q}$  是  $N \times 1$  的稀疏向量,其计算公式参考文献<sup>[17]</sup>。

### 2.2 逆向模型

基于体元的 DOT 逆问题实现中,首先利用基于泰勒级数展开的牛顿-拉夫逊迭代方法进行线性化:

$$\delta \mathbf{M}^k = [\mathbf{M} - \mathbf{F}(\mathbf{x}^k)] = \mathbf{J}(\mathbf{x}^k) \delta \mathbf{x}^k, \mathbf{x}^{k+1} = \mathbf{x}^k + \delta \mathbf{x}^k, \quad (3)$$

式中  $S \times D$  维的列向量  $\mathbf{M}$  和  $\delta \mathbf{M}$  分别为不同光源条件下的测量数据及其微扰,  $\mathbf{F}$  为与光子传输相关的正向算子。稳态测量模式下,正向算子  $\mathbf{F}(\mathbf{x}) = \chi^{(m)}(\mathbf{x})/\chi^{(r)}$ , 测量数据  $\mathbf{M} = \mathbf{M}^{(m)}/\mathbf{M}^{(r)}$ , 其中  $\chi^{(m)}(\mathbf{x})$  为非线性正向算子  $\chi(\mathbf{x})$  在待测目标体上的数值计算量;  $\chi^{(r)}$  为几何形状与待测目标体相同、光学参数

与待测目标体背景光学参数一致的均匀参考体的数值计算量； $\mathbf{M}^{(r)}$  为均匀参考体上的测量量； $\mathbf{M}^{(m)}$  为待测目标体上的测量量。 $\mathbf{x}^k$  和  $\delta\mathbf{x}^k$  分别为第  $k$  次迭代

下  $N$  个有限元节点上的光学特性参量及其扰动量。 $\mathbf{J}(\mathbf{x}^k)$  是正向算子  $\mathbf{F}$  的 Jacobi 矩阵，可以根据对扩散方程的微扰进行求解<sup>[18]</sup>。将(3)式矩阵展开为

$$\begin{bmatrix} \delta\mathbf{M}_1^k \\ \dots \\ \delta\mathbf{M}_{d \times s}^k \\ \dots \\ \delta\mathbf{M}_{D \times S}^k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_a^k(\xi_1, \zeta_1, 1) \dots J_a^k(\xi_1, \zeta_1, n) \dots J_a^k(\xi_1, \zeta_1, N), & J_s^k(\xi_1, \zeta_1, 1) \dots J_s^k(\xi_1, \zeta_1, n) \dots J_s^k(\xi_1, \zeta_1, N) \\ \vdots & \vdots \\ J_a^k(\xi_d, \zeta_s, 1) \dots J_a^k(\xi_d, \zeta_s, n) \dots J_a^k(\xi_d, \zeta_s, N), & J_s^k(\xi_d, \zeta_s, 1) \dots J_s^k(\xi_d, \zeta_s, n) \dots J_s^k(\xi_d, \zeta_s, N) \\ \vdots & \vdots \\ J_a^k(\xi_D, \zeta_S, 1) \dots J_a^k(\xi_D, \zeta_S, n) \dots J_a^k(\xi_D, \zeta_S, N), & J_s^k(\xi_D, \zeta_S, 1) \dots J_s^k(\xi_D, \zeta_S, n) \dots J_s^k(\xi_D, \zeta_S, N) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta\mu_{a1}^k \\ \vdots \\ \delta\mu_{a,N}^k \\ \delta\mu_{s1}^k \\ \vdots \\ \delta\mu_{s,N}^k \end{bmatrix}, \quad (4)$$

式中下标  $s, d$  和  $n$  分别代表光源号、探测器号和有限元剖分节点号,  $S$  和  $D$  分别为光源数和探测器数,  $N$  为整个区域的有限元剖分节点个数;  $\delta\mu_{sn}^k$  和  $\delta\mu_{sn}^k$  分别为第  $k$  次迭代节点  $n$  上的吸收系数及约化散射系数扰动。

器官光学参数均匀的假设条件下, 将组织体依不同器官划分为若干个子区域, 以每个子区域为单元, 重建每个区域的吸收系数和约化散射系数。通过归并同域体元的微扰, 对于含有  $L$  个子区域的目标体, 其重建问题就变为

基于上述体元 DOT 重建算法, 在组织体同一

$$\begin{bmatrix} \delta\mathbf{M}_1^k \\ \dots \\ \delta\mathbf{M}_{d \times s}^k \\ \dots \\ \delta\mathbf{M}_{D \times S}^k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_a^k(\xi_1, \zeta_1, 1) \dots J_a^k(\xi_1, \zeta_1, l) \dots J_a^k(\xi_1, \zeta_1, L), & J_s^k(\xi_1, \zeta_1, 1) \dots J_s^k(\xi_1, \zeta_1, l) \dots J_s^k(\xi_1, \zeta_1, L) \\ \vdots & \vdots \\ J_a^k(\xi_d, \zeta_s, 1) \dots J_a^k(\xi_d, \zeta_s, l) \dots J_a^k(\xi_d, \zeta_s, L), & J_s^k(\xi_d, \zeta_s, 1) \dots J_s^k(\xi_d, \zeta_s, l) \dots J_s^k(\xi_d, \zeta_s, L) \\ \vdots & \vdots \\ J_a^k(\xi_D, \zeta_S, 1) \dots J_a^k(\xi_D, \zeta_S, l) \dots J_a^k(\xi_D, \zeta_S, L), & J_s^k(\xi_D, \zeta_S, 1) \dots J_s^k(\xi_D, \zeta_S, l) \dots J_s^k(\xi_D, \zeta_S, L) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta\mu_{a1}^k \\ \vdots \\ \delta\mu_{a,L}^k \\ \delta\mu_{s1}^k \\ \vdots \\ \delta\mu_{s,L}^k \end{bmatrix}, \quad (5)$$

式中  $J_a^k(\xi_d, \zeta_s, l) = \sum J_a^k(\xi_d, \zeta_s, l_n)$ ,  $J_s^k(\xi_d, \zeta_s, l) = \sum J_s^k(\xi_d, \zeta_s, l_n)$ ,  $l (l = 1, 2, \dots, L)$  为每个子区域的编号,  $l_n$  表示位于  $l$  区域内的有限元剖分节点;  $\delta\mu_{al}^k$  和  $\delta\mu_{sl}^k$  分别为第  $k$  次迭代  $l$  区域上的吸收系数及约化散射系数扰动。由  $L \ll N$  可知, 基于区域标识的“粗粒度”DOT 重建算法使得反演问题的规模大幅度减小。

### 3 数值模拟

数值模拟中, 选取数字鼠作为研究的目标体。其解剖信息来自于由南加州大学与 UCLA 医学院开发的数字鼠模型[如图 1(a)所示, 该数字鼠身长约 87.2 mm, 身体最大直径约 33 mm]。在研究的初步阶段拟考虑简化的数字鼠模型, 即从数字鼠模型中提取出躯干部分的几个主要组织区域如图 1(b)所示, 只重建数字鼠躯干部分主要组织构成如肌肉、心脏、肺、肝脏、胃和肾等器官的光学参数, 以后随着研究的深入再使模型逐步细化。

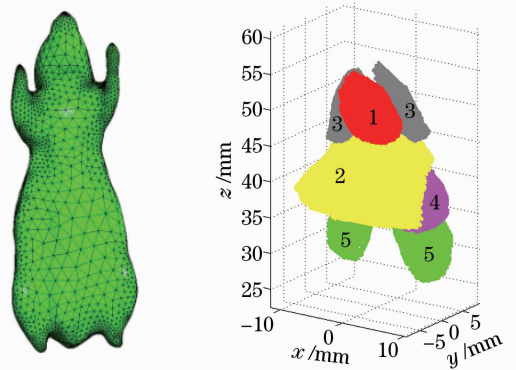


图 1 (a) 数字鼠模型剖分图; (b) 1~5 区域分别为数字鼠的心、肝脏、肺、胃和肾

Fig. 1 (a) Digital mouse mesh showing the surrounding tissue; (b) regions 1~5 represent the heart, liver, lungs, stomach and kidneys respectively

建立一个半径  $R=18$  mm、高  $H=60$  mm 的空心圆柱体, 其中心位置与数字鼠模型的重心位置重合, 光学参数为吸收系数  $\mu_a=0.004$  mm<sup>-1</sup>、约化散射系数  $\mu'_s=0.8$  mm<sup>-1</sup>。把简化后的数字鼠模型移

入该空心圆柱体,再往空心圆柱体内注入与空心圆柱体光学参数相同的匹配液,以保证数字鼠边界与空心圆柱体壁之间无空隙。32根同轴源-探测光纤分4层,每层8个,分别均匀分布在圆柱体 $z$ 为16、24、32、40 mm平面的圆周上。

根据实验系统需要,选取的波长为675 nm,在该波长下数字鼠不同器官的光学参数如表1所示<sup>[19]</sup>。利用本文提出的算法,分别在60 dB、40 dB和20 dB噪声水平下恢复数字鼠各器官的光学参数,其中在60 dB噪声水平下重建,目的是验证该算法的有效性;40 dB和20 dB噪声水平下进行重建,是为了验证算法的抗噪性。重建结果分别在表2~4中列出(重建初始值设为数字鼠各器官原始光学参数的0.6倍)。图2、3分别展示了60 dB噪声水平时 $X-Z$ 视图以及 $X-Y$ 视图下的重建结果。图2为 $y=-3$  mm和 $y=3$  mm位置处的重建结果,各器官在图中做了标明。图3为 $X-Y$ 视图下模型部

分层(从左到右依次为 $z=32、38、44、50$  mm)的重建结果,从 $z$ 平面方向展示各个器官的分布情况(数字鼠的肌肉组织为背景区域); $z=32$  mm附近出现了数字鼠的左肾和右肾,而在 $z=38$  mm附近肝脏和胃的大致轮廓显现出来, $z=50$  mm附近显示的是数字鼠的肺和心脏,各器官均在图中标明。可以看出,以上结果与图1(b)给出的数字鼠各器官的相对位置是一致的。

表1 波长675 nm下数字鼠各器官的光学参数值

Table 1 Optical parameters of the digital mouse organs at 675 nm

Region	$\mu_a / \text{mm}^{-1}$	$\mu'_s / \text{mm}^{-1}$
Muscle	0.075	0.412
Heart	0.051	0.944
Lungs	0.170	2.157
Liver	0.304	0.668
Kidneys	0.058	2.204
Stomach	0.010	1.417

表2 60 dB噪声下各器官的光学参数重建结果

Table 2 Reconstructed optical parameters of the organs for 60 dB noise

Region	$(\mu_a, \mu'_s) / \text{mm}^{-1}$			Relative error / %
	Original	Initial guess	Reconstructed	
Muscle	(0.075, 0.412)	(0.045, 0.247)	(0.075, 0.412)	(0.01, 0.01)
Heart	(0.051, 0.944)	(0.031, 0.566)	(0.044, 1.083)	(13.7, 14.7)
Lungs	(0.170, 2.157)	(0.102, 1.294)	(0.148, 1.942)	(12.9, 9.97)
Liver	(0.304, 0.668)	(0.182, 0.401)	(0.305, 0.660)	(1.32, 1.20)
Kidneys	(0.058, 2.204)	(0.035, 1.322)	(0.057, 2.207)	(1.72, 0.14)
Stomach	(0.010, 1.417)	(0.006, 0.850)	(0.011, 1.377)	(10.0, 2.82)

表3 40 dB噪声下各器官的光学参数重建结果

Table 3 Reconstructed optical parameters of the organs for 40 dB noise

Region	$(\mu_a, \mu'_s) / \text{mm}^{-1}$			Relative error / %
	Original	Initial guess	Reconstructed	
Muscle	(0.075, 0.412)	(0.045, 0.247)	(0.075, 0.413)	(0.01, 0.24)
Heart	(0.051, 0.944)	(0.031, 0.566)	(0.054, 0.435)	(6.0, 53.92)
Lungs	(0.170, 2.157)	(0.102, 1.294)	(0.092, 4.765)	(45.8, 120.9)
Liver	(0.304, 0.668)	(0.182, 0.401)	(0.301, 0.631)	(0.99, 5.54)
Kidneys	(0.058, 2.204)	(0.035, 1.322)	(0.059, 2.100)	(1.72, 4.72)
Stomach	(0.010, 1.417)	(0.006, 0.850)	(0.015, 1.449)	(50.0, 7.67)

表4 20 dB噪声下各器官的光学参数重建结果

Table 4 Reconstructed optical parameters of the organs for 20 dB noise

Region	$(\mu_a, \mu'_s) / \text{mm}^{-1}$			Relative error / %
	Original	Initial guess	Reconstructed	
Muscle	(0.075, 0.412)	(0.045, 0.247)	(0.073, 0.455)	(2.7, 10.4)
Heart	(0.051, 0.944)	(0.031, 0.566)	(0.098, 0.599)	(92.2, 36.5)
Lungs	(0.170, 2.157)	(0.102, 1.294)	(0.144, 1.293)	(15.3, 40.1)
Liver	(0.304, 0.668)	(0.182, 0.401)	(0.366, 0.243)	(20.4, 63.7)
Kidneys	(0.058, 2.204)	(0.035, 1.322)	(0.059, 1.383)	(1.7, 37.3)
Stomach	(0.010, 1.417)	(0.006, 0.850)	(0.006, 0.901)	(40.0, 36.4)

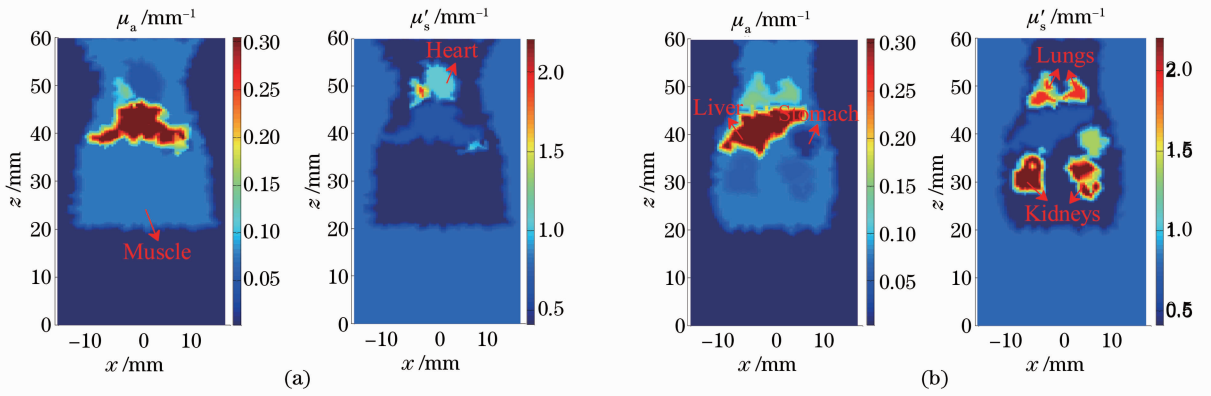


图2 60 dB噪声下 X-Z 视图的重建结果。(a)  $y = -3$  mm; (b)  $y = 3$  mm

Fig. 2 Reconstructed results for 60 dB noise in X-Z view. (a)  $y = -3$  mm; (b)  $y = 3$  mm

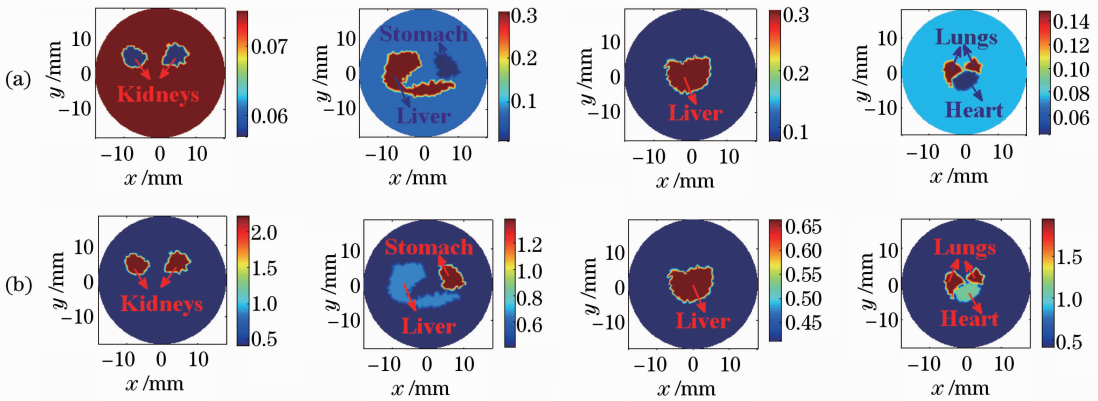


图3 60 dB噪声下 X-Y 视图下从左到右依次为  $z = 32, 38, 44, 50$  mm 处的重建结果。(a)吸收系数  $\mu_a$  的重建结果；(b)约化散射系数  $\mu'_s$  的重建结果

Fig. 3 Reconstructed results for 60 dB noise in X-Y view at  $z = 32, 38, 44, 50$  mm. (a) Reconstructed results of  $\mu_a$ ; (b) reconstructed results of  $\mu'_s$ .

## 4 仿体实验验证

### 4.1 实验系统及实验仿体

实验系统采用光子计数模式测量的多通道稳态 DOT 系统,系统框图如图 4 所示。本系统采用了 32 根同轴源-探测光纤,半导体皮秒脉冲激光器(工作电流设置为 30 mA)发出波长  $\lambda = 675$  nm 的近红外光脉冲耦合到  $1 \times 32$  光纤光开关,由入射光纤(芯径为  $62.5 \mu\text{m}$ ,数值孔径 0.22)将光入射到仿体表面(仿体位于成像腔),入射光通过仿体时被散射或吸收,由分布于仿体表面的 32 根探测光纤(芯径为  $500 \mu\text{m}$ ,数值孔径 0.37,32 根探测光纤由 4 组  $8 \times 1$  光纤光开关进行控制)探测从仿体中出射的光脉冲,然后送入 4 组带有制冷功能的光电倍增管(PMT)中,将 PMT 输出的电子脉冲输入到各自的光子计数模块,从而得到相应探测位置处的出射光子数。

选用两个半径为 18 mm、高度为 60 mm 的圆柱形仿体进行实验验证,其主要组成成分是聚甲醛,仿体实物如图 5(a)所示。作为非均匀仿体的圆柱体中加工出两个小圆柱形凹槽(简称凹槽 1 和凹槽 2),其中凹槽 1 的半径为 3.5 mm,高为 30 mm,底部中心位置(单位 mm)位于  $(9, 0, 30)$ ;凹槽 2 的半径为 2.5 mm,高为 40 mm,底部中心位置(单位 mm)位于  $(-9, 0, 20)$ 。然后再加工两个小圆柱体,尺寸分别等于两个凹槽大小,光学参数与仿体光学参数一致。32 根同轴源-探测光纤安放位置与模拟实验中保持一致,如图 5(b)的红色虚线所示。仿体的光学参数为  $\mu_a = 0.01 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu'_s = 1.0 \text{ mm}^{-1}$ ,两个小圆柱形凹槽内可以放入具有一定光学参数的匹配液(一定量的 20% 的 Intralipid 溶液和一定浓度的印度墨水混合溶液),用来模拟组织体内的不同器官。

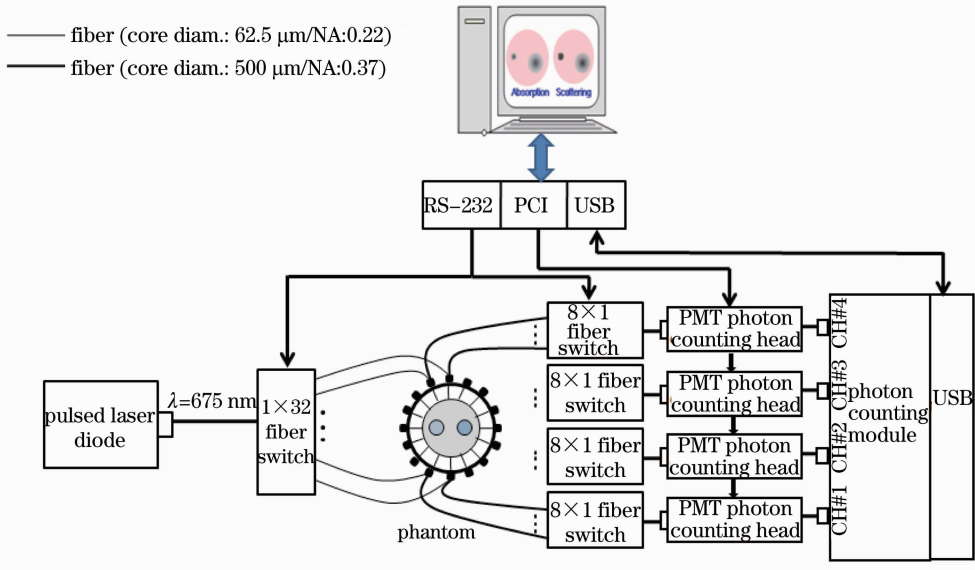


图 4 实验系统框图

Fig. 4 Schematic diagram of experimental system

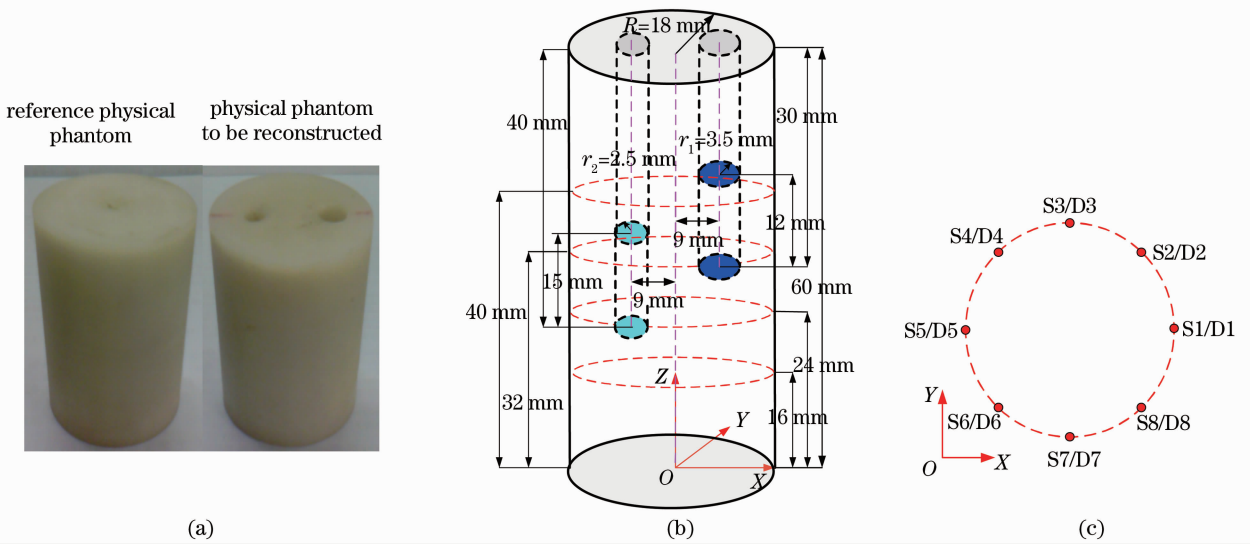


图 5 仿体实验模型。(a)仿体实物图照片,均匀参考仿体与非均匀待重建仿体;(b)待重建仿体结构,其中红色虚线为四层同轴源-探测光纤的安放位置;(c)实心红点为每层光源和探测器的位置

Fig. 5 Experimental model of phantom. (a) Homogeneous reference physical phantom and inhomogeneous physical phantom to be reconstructed; (b) geometric sketch of the phantom to be reconstructed, where four red dash lines represent the layers of the coaxial source-detection fibers; (c) red dots represent the source-detector positions on each layer

## 4.2 实验验证

### 4.2.1 仿体实验一

仿体包含背景及小圆柱体 1 两个区域。用一定量的 20% Intralipid 溶液和一定浓度的印度墨水配置光学参数为  $\mu_a = 0.02 \text{ mm}^{-1}$  的  $\mu'_s = 2.0 \text{ mm}^{-1}$  混合液体,注入图 5(b)中的小圆柱体 1 内,注入的液体高度为 12 mm,其上下底面为图 5(b)中的蓝色区域,其余部分由小圆柱体 1 填满,而凹槽 2 由小圆柱体 2 填满。

### 4.2.2 仿体实验二

仿体包含背景及小圆柱体 2 两个区域。用同样的方式配置光学参数为  $\mu_a = 0.03 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s = 3.0 \text{ mm}^{-1}$  混合液体,放入图 5(b)中的小圆柱体 2 中,注入的液体高度为 15 mm,其上下底面为图 5(b)中的绿色区域,其余部分由小圆柱体 2 填满,而凹槽 1 由小圆柱体 1 填满。

### 4.2.3 仿体实验三

仿体包含背景、小圆柱体 1 及小圆柱体 2 三个

区域。将光学参数分别为  $\mu_a = 0.02 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s = 2.0 \text{ mm}^{-1}$  以及  $\mu_a = 0.03 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s = 3.0 \text{ mm}^{-1}$  的混合溶液,分别注入到图 5(b)中的小圆柱体 1 及小圆柱体 2 中,液体的高度分别与实验一、二保持一致,凹槽区域其余部分由相应的小圆柱填满。

仿体实验一、二和三分别利用传统的基于体元的 DOT 技术以及本文提出的基于区域标识的“粗粒度”

DOT 算法进行重建,结果如表 5~7 所示(两种重建方式下的迭代初始值均设为:背景  $\mu_a = 0.012 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s = 1.2 \text{ mm}^{-1}$ ;小圆柱体 1  $\mu_a = 0.014 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s = 1.4 \text{ mm}^{-1}$ ;小圆柱体 2  $\mu_a = 0.02 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s = 2.0 \text{ mm}^{-1}$ ),其中基于体元方式的重建值为相应区域内所有剖分节点上重建值的平均值。

表 5 实验一仿体各区域的光学参数重建结果

Table 5 Reconstructed optical properties of the phantom in experiment 1

Region	$(\mu_a, \mu'_s) / \text{mm}^{-1}$			Relative error / %	
	Original	Pixel-based reconstructed	Region-based reconstructed	Pixel-based	Region-based
Background	(0.01, 1.00)	(0.0112, 1.002)	(0.0118, 1.181)	(12.0, 12.2)	(18.0, 18.1)
Cylinder 1	(0.02, 2.00)	(0.0131, 1.079)	(0.0162, 1.654)	(35.0, 46.1)	(19.0, 17.3)

表 6 实验二仿体各区域的光学参数重建结果

Table 6 Reconstructed optical properties of the phantom in experiment 2

Region	$(\mu_a, \mu'_s) / \text{mm}^{-1}$			Relative error / %	
	Original	Pixel-based reconstructed	Region-based reconstructed	Pixel-based	Region-based
Background	(0.01, 1.00)	(0.0111, 1.002)	(0.0104, 1.038)	(11.0, 0.2)	(4.0, 3.8)
Cylinder 2	(0.03, 3.00)	(0.0144, 1.074)	(0.0275, 2.746)	(52, 64.2)	(8.3, 8.5)

表 7 实验三仿体各区域的光学参数重建结果

Table 7 Reconstructed optical properties of the phantom in experiment 3

Region	$(\mu_a, \mu'_s) / \text{mm}^{-1}$			Relative error / %	
	Original	Pixel-based reconstructed	Region-based reconstructed	Pixel-based	Region-based
Background	(0.01, 1.00)	(0.0115, 1.003)	(0.0116, 1.158)	(15.0, 0.3)	(16.0, 15.8)
Cylinder 1	(0.02, 2.00)	(0.0134, 1.081)	(0.017, 1.726)	(33.0, 46.0)	(15.0, 13.7)
Cylinder 2	(0.03, 3.00)	(0.0126, 1.003)	(0.0285, 2.854)	(58.0, 66.6)	(5.0, 4.8)

## 5 讨论

从表 2~4 数值模拟结果可以看出,在三种噪声水平下重建误差随噪声的增大而增大。小鼠的肌肉、肝脏、胃和肾等区域的光学参数基本上均能够精确重建,然而心脏和肺的重建结果与原始值相比均有较大的偏差,可能是由于两区域太靠近的缘故;仿体实验中,由表 5~7 的重建结果可以看出,基于区域标识的“粗粒度”DOT 重建方法较传统的基于体元 DOT 的重建技术,在很大程度上提高了 DOT 成像分辨率和量化精度,但是其重建结果与原始值相比仍存在一定的误差,一方面可能是由于仿体实验在重建时使用差分数据类型,这样虽然在一定程度上消除了实验系统对测量数据的影响,但是该数据

类型是通过两组测量数据的比对进行强度水平扣除,牺牲了一定的灵敏性和噪声稳健性,增大了噪声对结果的影响;另一方面,由于系统的灵敏性不够,小圆柱体 1 和小圆柱体 2 体积比较小,因此当仿体只包含两个区域重建时,小区域的作用很有限,不能够很好地对该区域的光学参数重建,而对仿体三个区域同时重建时,结果相比前两组实验反而要好些。

实验中,仿体模型有限元剖分节点总数  $N = 3517$ ,如果采用传统的基于体元的 DOT 重建算法,重建未知量个数为剖分节点数。而采用本文提出的基于区域标识的“粗粒度”DOT 重建算法,重建未知量个数仅为实验仿体包含的区域个数  $L$ (实验仿体包含的区域个数  $L \leq 3$ )的 2 倍,由此可见,本文提出的算法使得重建未知量大大减少。由重建结果可以

看出,重建未知量的减少使得重建质量有了显著的提高。

一般情况下,选择目标体的背景光学参数作为重建时迭代的初始值,但是本文中目标体的背景也作为重建的区域之一,因此各区域的迭代初始值是参考其各自的真实值来选取的:遵循不偏离真实值太远原则选取迭代的初始点。这样做的目的是为了以防因迭代的初始值与真实值有较大的偏差而导致重建结果不收敛。

## 6 结 论

本文利用基于体元的 DOT 重建算法以及组织体光学特性分区均匀性的自然假设,发展了稳态测量模式下基于区域标识的“粗粒度”DOT 方法。与传统的基于体元的 DOT 技术相比,该算法大大减少了重建未知量,改善了反演问题的非适定性,这样反演问题从大规模的体元光学参数重建变为多器官内部均匀光学参数的重建,通过归并同域体元使重建参数数量大大减少,大幅度改善了反演问题不适定性,在很大程度上提高了 DOT 成像分辨率和量化精度。通过对目标体各区域光学参数的有效获取,不仅可为复杂非均质目标体内光子输运过程的高精度建模提供必要器官区域的光学参数先验知识,也可以提高复杂非均质生物组织体内荧光参数图像重建质量。

## 参 考 文 献

- 1 Qin Zhuanping, Zhao Huijuan, Zhou Xiaoqing *et al.*. Image reconstruction algorithm for endoscopic diffuse optical tomography based on effective detection area[J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(11): 1117001  
秦转萍, 赵会娟, 周晓青等. 有效探测区域的内窥式漫射层析成像图像重构算法[J]. *光学学报*, 2011, **31**(11): 1117001
- 2 Yang Fang, Ma Yiwen, Gao Feng *et al.*. Multi-level wavelet domain decomposition based time-domain diffuse optical tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(8): 1571~1578  
杨芳, 马艺闻, 高峰等. 一种基于多级小波域分解的时域扩散光学层析成像方法的研究[J]. *光学学报*, 2008, **28**(8): 1571~1578
- 3 S. R. Arridge. Optical tomography in medical imaging[J]. *Inverse Problems*, 1999, **15**(2): 41~93
- 4 Liu Wenqing, Chen Chunxiao, Wu Jiani. Quantitative evaluation of magnetic resonance imaging-guided diffuse optical tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(7): 0717001  
刘雯卿, 陈春晓, 吴佳妮. 定量评估磁共振成像辅助的扩散光学断层成像质量[J]. *光学学报*, 2011, **31**(7): 0717001
- 5 J. F. Perez-Juste Abascal, J. Aguirre. Influence of absorption and scattering on the quantification of fluorescence diffuse optical tomography using normalized data[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2012,

- 17(3): 036013
- 6 M. A. Naser, M. S. Patterson. Improved bioluminescence and fluorescence reconstruction algorithms using diffuse optical tomography, normalized data, and optimized selection of the permissible source region[J]. *Biomed. Opt. Express*, 2011, **2**(1): 169~184
- 7 M. A. Naser, M. S. Patterson. Algorithms for bioluminescence tomography incorporating anatomical information and reconstruction of tissue optical properties[J]. *Biomed. Opt. Express*, 2010, **1**(2): 512~526
- 8 Y. Lin, H. Gao, O. Nalcioglu *et al.*. Fluorescence diffuse optical tomography with functional and anatomical *a priori* information: feasibility study[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2007, **52**(18): 5569~5585
- 9 J. Sikora, A. D. Zacharopoulos, A. Douiri. Diffuse photon propagation in multi-layered geometries[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2006, **51**(3): 497~516
- 10 A. D. Zacharopoulos, S. R. Arridge, O. Dorn. Three-dimensional reconstruction of shape and piecewise constant region values for optical tomography using spherical harmonic parameterization and a boundary element method[J]. *Inverse Problems*, 2006, **22**(5): 1509~1532
- 11 A. D. Zacharopoulos, S. R. Arridge, O. Dorn. 3D shape reconstruction in optical tomography using spherical harmonics and BEM[J]. *J. Electromagnetic Waves and Applications*, 2006, **20**(13): 1827~1836
- 12 Biomedical Imaging Group. Digimouse: 3D Mouse Atlas [OL]. [2012-12-13] <http://neuroimage.usc.edu/neuro/Digimouse>
- 13 B. Dogdas, D. Stout, A. F. Chatzioannou. Digimouse: a 3D whole body mouse atlas from CT and cryosection data[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2007, **52**(3): 577~587
- 14 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
- 15 A. X. Cong, G. Wang. A finite-element-based reconstruction method for 3D fluorescence tomography[J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(14): 9847~9857
- 16 Ma Wenjuan, Gao Feng, Zhang Wei *et al.*. Image reconstruction method of time-domain fluorescence diffuse optical tomography based on the third-order simplified spherical harmonics approximation to radiative transfer equation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(5): 0510001  
马文娟, 高峰, 张伟等. 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[J]. *光学学报*, 2011, **31**(5): 0510001
- 17 Zhang Limin. Time-Domain Fluorescence Diffusion Optical Tomography Fundamental Theory and Experiment Validation [D]. Tianjin: Tianjin University, 2009. 35~36  
张丽敏. 时域荧光扩散层析的基本理论与实验研究[D]. 天津: 天津大学, 2009. 35~36
- 18 Gao Feng, Zhao Huijuan, Niu Hanben *et al.*. Optimized perturbation method for image reconstruction in optical computerized tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 1999, **19**(5): 577~585  
高峰, 赵会娟, 牛憨笨等. 最佳摄动量法在光学计算机层析图像重建逆问题中的应用[J]. *光学学报*, 1999, **19**(5): 577~585
- 19 G. Alexandrakis, F. R. Rannou, A. F. Chatzioannou. Tomographic bioluminescence imaging by use of a combined optical-PET (OPET) system: a computer simulation feasibility study[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2005, **50**(17): 4225~4241