

# 基于球谐函数参数化描述的形状扩散光学层析成像方法

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** 基于球谐函数参数化描述方法和组织器官光学特性分区均匀性假设,提出了一种稳态测量模式下形状扩散光学层析(DOT)成像方法,它能同时重建组织器官的形状及其内部光学参数。该方法中,正向模型采用扩散方程的边界元数值解法,图像反演则采用 Levenberg-Marquardt 优化算法。用不同噪声水平下的模拟数据和简化的仿体模型分别进行了模拟和实验验证。重建结果表明,所提出的算法具有较快的收敛速度和较好的全局收敛性,并能有效地恢复目标区域的形状参数和光学参数。

**关键词** 医用光学;形状扩散光学层析成像;边界元法;球谐函数参数化;逆问题

**中图分类号** Q63 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201333.0617002

## Pilot Investigation into Shape-Based Diffuse Optical Tomography Methodology with Spherical Harmonics Parameterization

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 shape-based approach of image reconstruction under continuous-wave mode is developed for diffuse optical tomography (DOT), which aims to simultaneously recover the smooth region boundaries and optical parameters of the biological tissue. The method is based on the spherical harmonics parameterization methodology and an assumption that different anatomical regions have their respective sets of the homogeneous optical parameter distributions. The boundary element method (BEM) is used for forward modeling, and a Levenberg-Marquardt optimization method is implemented for the inverse problem. The proposed scheme is validated using a domain with two heterogeneous inclusions, the shape parameters and the optical coefficients of the domains can be simultaneously reconstructing at different noise levels. And physical experiment on a phantom is also conducted to evaluate the performance of our method. The reconstructed results show that the methodology is very promising and of good convergence. The homogeneous optical parameters and shape parameters of each region can be reconstructed with good accuracy.

**Key words** medical optics; shape-based diffuse optical tomography; boundary element method; spherical harmonics parameterization; inverse problem

**OCIS codes** 100.6950; 140.3070; 170.3010

## 1 引 言

获取生物组织体的光学结构(即以解剖结构界定的吸收与散射系数的空间分布模式)是扩散光学

层析(DOT)和荧光分子层析(FMT)等扩散光学成像模式研究的核心内容<sup>[1~3]</sup>。然而,基于体元的传统 DOT 技术主要面向生命体单个器官或局部区

**收稿日期**: 2012-12-10; **收到修改稿日期**: 2013-02-13

**基金项目**: 国家 863 计划(2009AA02Z413)、国家自然科学基金(30970775,81271618,61108081)、高等学校博士点学科专项科研基金(20120032110056)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基于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,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)

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网 www.opticsjournal.net

域,并且为了保证可接受的空间分辨率,需要把重建区域剖分得足够细密,引入的大量未知参数增大反演问题的搜寻空间规模,使反演问题呈现高度病态性,限制了体元 DOT 成像分辨率和量化精度<sup>[4~7]</sup>。如何有效解决上述问题是 DOT 研究的一项重要内容。目前能够比较有效地获取生物组织体光学结构的两种主要方法包括基于区域的“粗粒度”DOT 方法与基于形状的 DOT 重建算法。而基于区域的“粗粒度”DOT 方法是直接借用业已成熟的体元 DOT 重建算法,在目标体结构先验信息的支持下,可以实现对目标体各区域光学参数的重建,但是该重建算法受目标体结构先验信息的直接影响。如果获取的目标体结构先验信息与真实情况偏差较大,将会直接导致重建结果失败。近年来逐步发展的形状 DOT 技术则将生物体参数化描述技术与 DOT 基本原理相结合,为生物体复杂光学结构的获取提供了一个新的有效解决途径。

形状 DOT 技术在生物体器官或肿瘤异质体光学均匀性的自然假设基础上,基于器官区域几何参数描述技术,反演问题从大规模的体元光学参数重建,变为基于先验解剖信息的复杂区域形状描述参数和各区域内部均匀光学参数的同时重建,改善反演问题的病态性,大幅度提高成像目标体的定位和量化精度<sup>[8]</sup>。但是此方法需要一个合理的区域形状和光学参数初始信息为前提,以保障算法的收敛性。

本文基于目标体解剖结构的球谐函数参数化描述技术和结构分区的光学参数均匀化自然假设,结合光子传输模型的逆问题求解策略,发展了稳态测量模式下目标体光学结构有效获取的形状 DOT 初步解决方案;之后分别在 60 dB、40 dB 与 20 dB 噪声水平上对算法进行模拟验证;然后利用实验室搭建的光子计数模式测量的多通道稳态扩散光学层析成像系统进行仿体实验验证,验证了该算法的有效性。

## 2 理论和方法

### 2.1 光子传输模型

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<sup>[9]</sup>。基于组织体各器官具有不同的光学参数而同一器官内的光学参数分布均匀化假设,全域的扩散方程等价于一系列耦合的各子区域内的亥姆霍兹方程<sup>[10]</sup>。因此含有三个不同区域的组织体其几何模型可假设为:待成像目标区域  $\Omega$  由三个非连通子区域  $\Omega_\ell, \ell = 1, 2, 3$  组成,其拓扑结构如图 1 所示。每个子区域  $\Omega_\ell$  都由光滑闭合曲面

$\Gamma_\ell$  包围,区域内具有相同的吸收系数  $\mu_{a\ell}$  和约化散射系数  $\mu'_{s\ell}$ ;最外层区域  $\Omega_1$  的边界  $\Gamma_1$  用  $\partial\Omega$  特别表示。用  $\Phi_\ell$  表示各子区域中的光子密度,则耦合的亥姆霍兹方程组可表示为

$$\nabla^2 \Phi_\ell(\mathbf{r}) - \omega_\ell^2 \Phi_\ell(\mathbf{r}) = -q_\ell(\mathbf{r}), \quad \mathbf{r} \in \Omega_\ell, \quad (1)$$

式中  $\Phi_\ell(\mathbf{r})$  为光子密度; $\mathbf{r}$  为组织体内空间任意一点; $q_\ell = (q_1/\kappa_1)\delta_{\ell,1}$ ,表示只有最外层时光源项不为零,扩散系数  $\kappa(\mathbf{r}) = c/3[\mu_a(\mathbf{r}) + \mu'_s(\mathbf{r})]$ ,  $\mu_a(\mathbf{r})$  和  $\mu'_s(\mathbf{r})$  分别为吸收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; $\omega_\ell^2 = \mu_{a\ell}c/\kappa_\ell$  为各子区域中亥姆霍兹方程的波数。最外层边界  $\partial\Omega$  满足 Robin 边界条件,边界  $\Gamma_\ell, \ell = 2, 3$  需满足

$$\begin{aligned} U_2 &= \Phi_1|_{\Gamma_2} = \Phi_2|_{\Gamma_2}, & U_3 &= \Phi_1|_{\Gamma_3} = \Phi_3|_{\Gamma_3}, \\ V_2 &= \kappa_1 \frac{\partial \Phi_1}{\partial \hat{\nu}} \Big|_{\Gamma_2} = \kappa_2 \frac{\partial \Phi_2}{\partial \hat{\nu}} \Big|_{\Gamma_2}, \\ V_3 &= \kappa_1 \frac{\partial \Phi_1}{\partial \hat{\nu}} \Big|_{\Gamma_3} = \kappa_3 \frac{\partial \Phi_3}{\partial \hat{\nu}} \Big|_{\Gamma_3}, \end{aligned} \quad (2)$$

式中  $U_\ell$  和  $V_\ell$  分别定义为与边界  $\Gamma_\ell, \ell = 2, 3$  上光子密度  $\Phi$  和光子流  $\kappa \frac{\partial \Phi}{\partial \hat{\nu}}$  相关的变量。

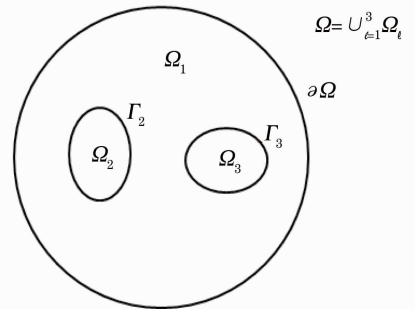


图 1 组织区域拓扑结构

Fig. 1 Topology of tissue area

上述亥姆霍兹耦合方程可由边界积分方程求解<sup>[11,12]</sup>,而对边界积分方程比较有效的一种求解方法是采用边界元法。数值模型计算的表面输出光流量仅与边界  $\Gamma_\ell$  及该子区域内部的光学参数  $\{\mu_{a\ell}, \mu'_{s\ell}\}$  相关。当边界  $\Gamma_\ell$  由形状参数  $\gamma_\ell$  表示时,正向问题就变成使用边界元法将形状参数  $\gamma_\ell$  及光学参数  $\{\mu_{a\ell}, \mu'_{s\ell}\}$  映射为组织表面的测量数据  $\mathbf{M}$ ,而反演问题就变成从测量数据  $\mathbf{M}$  中恢复出目标区域的边界形状参数  $\gamma_\ell$  及区域内光学参数  $\{\mu_{a\ell}, \mu'_{s\ell}\}$ 。

### 2.2 基于边界元的正向模型

#### 2.2.1 曲面的参数化描述方法

球谐函数展开法可用来描述复杂光滑的三维曲面,其实质是将表面上的节点坐标映射到单位球面

上。给定球谐函数基的截断阶数和球谐系数,可通过加权求和各函数基分量实现复杂曲面的参数化描述<sup>[13]</sup>

$$\Gamma(\theta, \varphi) = \begin{cases} x(\theta, \varphi) = \sum_{l=0}^L \sum_{m=-l}^{m=l} C_{l,x}^m \tilde{Y}_l^m(\theta, \varphi) \\ y(\theta, \varphi) = \sum_{l=0}^L \sum_{m=-l}^{m=l} C_{l,y}^m \tilde{Y}_l^m(\theta, \varphi) \\ z(\theta, \varphi) = \sum_{l=0}^L \sum_{m=-l}^{m=l} C_{l,z}^m \tilde{Y}_l^m(\theta, \varphi) \end{cases} \quad (3)$$

式中  $L$  为所采用的球谐函数的截断阶数,  $\tilde{Y}_l^m(\theta, \varphi)$  为球谐函数展开法的函数基。于是描述复杂曲面  $\Gamma_\ell$

的形状参数可表示为  $\gamma_\ell = \{C_{l,x}^m, C_{l,y}^m, C_{l,z}^m\}_\ell, l = 0, \dots, L, m = -l, \dots, l$ 。

### 2.2.2 边界积分方程及离散化

边界元方法的本质是把所研究问题的微分方程变成边界积分方程,然后把边界积分方程离散化,得到只含有边界上节点未知量的方程组,再进行数值求解。采用间接边界元法,从满足区域  $\Omega_\ell$  内亥姆霍兹方程的格林函数基本解  $G_\ell(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s)$  入手,利用格林第二公式推导出扩散方程的边界积分方程<sup>[11]</sup>

$$\Phi_\ell(\mathbf{r}) = \begin{cases} - \int_{\partial\Omega} \{c(1-R_f)/[2(1+R_f)\kappa_\ell(\xi)]G_\ell(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s) + \hat{\nu}\nabla G_\ell(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s)\} \Phi_\ell(\mathbf{r}_s) dS(\mathbf{r}_s) - \\ \sum_{i=2}^3 \int_{\Gamma_i} [G_\ell(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s) \hat{\nu}\nabla \Phi_\ell(\mathbf{r}_s) - \Phi_\ell(\mathbf{r}_s) \hat{\nu}\nabla G_\ell(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s)] dS(\mathbf{r}_s) + Q_1(\mathbf{r}), \quad \ell = 1 \\ \int_{\Gamma_\ell} [G_\ell(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s) \hat{\nu}\nabla \Phi_\ell(\mathbf{r}_s) - \Phi_\ell(\mathbf{r}_s) \hat{\nu}\nabla G_\ell(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s)] dS(\mathbf{r}_s), \quad \ell \geq 2 \end{cases} \quad (4)$$

其中  $Q_1(\mathbf{r}) = \int_{\Omega} [G_1(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s) q_1(\mathbf{r})] d\mathbf{r}_s$ 。  $G_\ell(\mathbf{r}, \mathbf{r}_s)$  为亥姆霍兹方程格林函数的基本解<sup>[11,12]</sup>。

然后,将区域  $\Omega_\ell$  的边界  $\Gamma_\ell$  离散成  $E_\ell$  个面元和  $N_\ell$  个节点,边界上的光子密度和光流量可用离散节点上的量线性表示。定义  $\varphi_{\ell,k}(\mathbf{r})$  为节点  $N_{\ell,k}$  上具有局部支撑域的基函数,于是边界节点  $\mathbf{r}$  上的光子密度和光流量可表示为  $U_\ell(\mathbf{r}) \approx \sum_{k=1}^{N_\ell} U_{\ell,k} \varphi_{\ell,k}(\mathbf{r})$ ,  $V_\ell(\mathbf{r}) \approx \sum_{k=1}^{N_\ell} V_{\ell,k} \varphi_{\ell,k}(\mathbf{r})$ , 将二者代入(4)式,可以构建正向问题的线性系统<sup>[14]</sup>

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{2}\mathbf{I} + \mathbf{A}_{1,1}^{(1)} + \frac{1}{2\alpha}\mathbf{B}_{1,1}^{(1)} & -\mathbf{A}_{1,2}^{(1)} & \mathbf{B}_{1,2}^{(1)} & -\mathbf{A}_{1,3}^{(1)} & \mathbf{B}_{1,3}^{(1)} \\ \mathbf{A}_{2,1}^{(1)} + \frac{1}{2\alpha}\mathbf{B}_{2,1}^{(1)} & \frac{1}{2}\mathbf{I} - \mathbf{A}_{2,2}^{(1)} & \mathbf{B}_{2,2}^{(1)} & -\mathbf{A}_{2,3}^{(1)} & \mathbf{B}_{2,3}^{(1)} \\ \mathbf{A}_{3,1}^{(1)} + \frac{1}{2\alpha}\mathbf{B}_{3,1}^{(1)} & \mathbf{A}_{3,2}^{(1)} & \mathbf{B}_{3,2}^{(1)} & \frac{1}{2}\mathbf{I} - \mathbf{A}_{3,3}^{(1)} & \mathbf{B}_{3,3}^{(1)} \\ 0 & \frac{1}{2}\mathbf{I} + \mathbf{A}_{2,2}^{(2)} & -\mathbf{B}_{2,2}^{(2)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}\mathbf{I} + \mathbf{A}_{3,3}^{(3)} & -\mathbf{B}_{3,3}^{(3)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{U}_1 \\ \mathbf{U}_2 \\ \mathbf{V}_2 \\ \mathbf{U}_3 \\ \mathbf{V}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{Q}_1 | \partial\Omega \\ \mathbf{Q}_2 | \Gamma_2 \\ \mathbf{Q}_3 | \Gamma_3 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (5)$$

式中  $\mathbf{I}$  为单位对角阵,  $\mathbf{U}_\ell$  和  $\mathbf{V}_\ell$  为由元素  $U_{\ell,k}$  和  $V_{\ell,k}$  组成的向量,矩阵中的元素

$$\begin{cases} A_{\ell,\ell}^{(m)}(k, k') = \int_{\Gamma_\ell} [\hat{\nu}\nabla G_m(N_{\ell,k}, \mathbf{r}_s) \varphi_{\ell,k'}(\mathbf{r}_s)] dS(\mathbf{r}_s) \\ B_{\ell,\ell}^{(m)}(k, k') = \kappa_m^{-1} \int_{\Gamma_\ell} [G_m(N_{\ell,k}, \mathbf{r}_s) \varphi_{\ell,k'}(\mathbf{r}_s)] dS(\mathbf{r}_s) \end{cases}, \quad m = 1, 2, 3 \quad (6)$$

用  $\mathbf{T}$  表示(5)式中的系数矩阵,则基于边界元法求解光在组织体中传输的正向问题可表述为线性系统:  $\mathbf{T}\Phi = \mathbf{Q}$ 。

### 2.3 形状 DOT 的反演问题

记  $\mathbf{x}$  为各区域的参数集合,即  $\mathbf{x} = \{\gamma_1, \mu_{a1}, \mu'_{s1}, \gamma_2, \mu_{a2}, \mu'_{s2}, \gamma_3, \mu_{a3}, \mu'_{s3}\}$ , 则形状 DOT 技术的反演问题就是从一组给定的形状参数和光学参数的初始值

$\mathbf{x}_0$  开始,寻找一组最优化参数集  $\mathbf{x}^*$ ,使正向模型计算集  $\mathbf{K}(\mathbf{x})$ 与测量数据  $\mathbf{M}$  达到最佳匹配。于是重建策略可表述为非线性最小二乘优化问题: $\Xi(\mathbf{x}^*) = \arg \min_{\mathbf{x}} \frac{1}{2} \|\mathbf{M} - \mathbf{K}(\mathbf{x})\|^2$ ,采用 Levenberg-Marquardt 方法<sup>[14,15]</sup>解决上述问题:

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{x}_k + [\mathbf{J}(\mathbf{x}_k)^T \mathbf{J}(\mathbf{x}_k) + \lambda_k \mathbf{D}_k^T \mathbf{D}_k]^{-1} \mathbf{J}(\mathbf{x}_k)^T \mathbf{r}(\mathbf{x}_k),$$

$$k = 1, 2, \dots \quad (7)$$

式中  $\mathbf{r}(\mathbf{x}_k) = \mathbf{M} - \mathbf{K}(\mathbf{x}_k)$  为该最小二乘问题中的参量函数,雅可比矩阵  $\mathbf{J}(\mathbf{x}_k)$  是对参量函数  $\mathbf{r}(\mathbf{x}_k)$  的求解, $\lambda_k$  为正则化因子; $\mathbf{D}_k$  为  $\mathbf{J}(\mathbf{x}_k)$  的调比矩阵,它是一个维数为未知量个数的对角方阵,对角元素为  $\mathbf{J}(\mathbf{x}_k)$  各列的范数。 $\mathbf{D}_k$  的作用是减少矩阵  $\mathbf{J}(\mathbf{x}_k)^T \mathbf{J}(\mathbf{x}_k) + \lambda_k \mathbf{D}_k^T \mathbf{D}_k$  的条件数,从而改善算法的收敛速度<sup>[14]</sup>。

### 3 数值模拟验证

数值模拟采用半径为 18 mm 高度为 60 mm 的圆柱体  $\Omega$  内嵌两个复杂形状异质体(简称  $\Omega_2$  和  $\Omega_3$ ) 作为验证模型。背景  $\Omega_1$  的光学参数设置为  $\mu_{s1} = 0.01 \text{ mm}^{-1}$  和  $\mu'_{s1} = 1.0 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\Omega_2$  (左侧绿色曲面) 的光学参数为  $\mu_{s2} = 0.02 \text{ mm}^{-1}$  和  $\mu'_{s2} = 2.0 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\Omega_3$  (右侧绿色曲面) 的光学参数为  $\mu_{s3} = 0.03 \text{ mm}^{-1}$  和  $\mu'_{s3} = 3.0 \text{ mm}^{-1}$ 。异质体  $\Omega_2$  和  $\Omega_3$  的外层曲面均采用 2 阶的球谐函数进行描述,模型结构如图 2 所示。

在圆柱体表面均匀放置 4 层光源和探测器(高度为 16、24、32、40 mm 处,每层 8 个)。利用本文提出的算法,分别在 60 dB、40 dB 和 20 dB 噪声水平下重建各区域的光学参数和形状参数。其中在 60 dB 噪声水平下重建,目的是验证该算法的有效

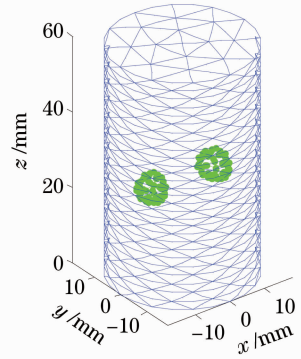


图 2 仿真模型结构

Fig. 2 Structure of the simulation model

性;40 dB 和 20 dB 噪声水平下进行重建,是为了验证算法具有一定的抗噪性。基于 Zacharopoulos 等<sup>[7,12]</sup>提出的将光学参数和形状参数交替重建的策略,在迭代初期优先重建背景的光学参数及异质体的中心等低阶形状参数,在迭代后期是高阶的形状细节及异质体光学参数的优化过程。不同噪声水平下各区域的光学参数重建结果在表 1 中列出。重建结果表明,在不同噪声水平下背景的光学参数均能够得到较好地重建,异质体中光学参数的重建误差随着噪声的增强而增大,尤其是第三组情况下,异质体的光学参数重建误差较大。图 3 和图 4 展示了表 1 第三组数据即 20 dB 噪声水平下的重建过程。图 3 中红色曲面表示待重建目标体,绿色曲面为重建的形状。图像重建共执行 19 次迭代。从图 3 中可以看出,由于采用了“分段”重建策略,因此在前 12 次迭代过程中主要是完成背景光学参数的重建,两个异质体的形状仅发生微小的变化。在随后的 4 次迭代过程中,两个异质体的中心位置等低阶形状参数得到较好的重建。当执行到第 15 次迭代时,两个复

表 1 不同噪声水平下各区域的光学参数重建结果

Table 1 Reconstructed results of optical parameters of the regions for various levels of noise

Noise level /dB	$(\mu_s, \mu'_s) / \text{mm}^{-1}$			Relative error /%
	Original	Initial guess	Reconstructed	
60	(0.01, 1.00)	(0.013, 1.300)	(0.010, 1.000)	(0.0, 0.0)
	(0.02, 2.00)	(0.023, 1.700)	(0.020, 1.715)	(0.0, 14.2)
	(0.03, 3.00)	(0.023, 2.700)	(0.026, 2.685)	(13.3, 10.5)
40	(0.01, 1.00)	(0.013, 1.300)	(0.010, 1.002)	(0.0, 0.2)
	(0.02, 2.00)	(0.023, 1.700)	(0.021, 1.698)	(5.0, 15.1)
	(0.03, 3.00)	(0.023, 2.700)	(0.025, 2.704)	(16.6, 9.9)
20	(0.01, 1.00)	(0.013, 1.300)	(0.010, 1.013)	(1.0, 1.3)
	(0.02, 2.00)	(0.023, 1.700)	(0.034, 1.714)	(70.0, 14.3)
	(0.03, 3.00)	(0.023, 2.700)	(0.038, 2.712)	(26.7, 9.6)

杂异质体的形状均得到较为准确地重建。而在后续的几步迭代中，所有的参数都同时参与重建，以实现异质体形状的高阶细节上的优化和光学参数的精确重建。为了观察优化算法的重建效果，对迭代过程中优化模型的余量和梯度进行考察。图 4(a) 和图 4(b) 分别为优化模型的余量曲线和梯度范数曲

线，迭代过程中余量曲线是一直下降的，梯度范数曲线虽然在迭代过程中有反弹，但总体上呈下降趋势，这说明该优化模型具有较好的收敛性和较快的收敛速度。由于该组模拟数据中加入了 20 dB 的噪声，因而该迭代结果的误差在合理范围内。

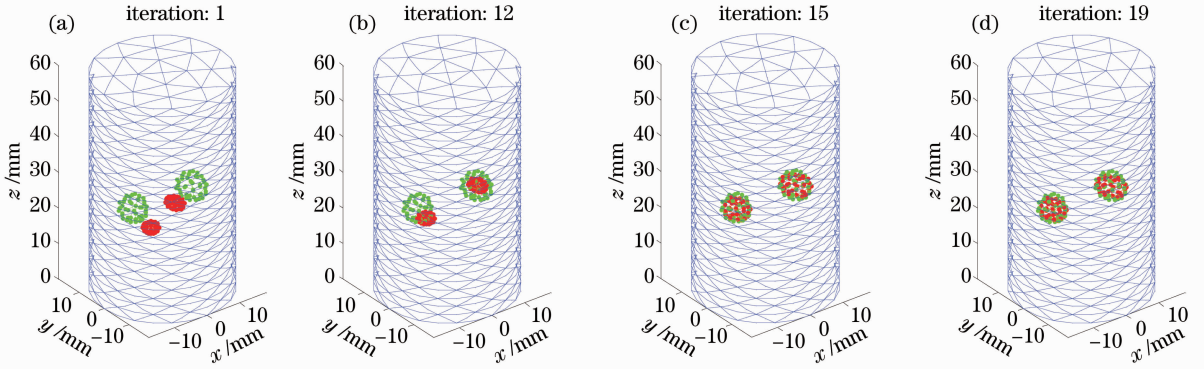


图 3 20 dB 噪声水平下异质体形状的重建过程(绿色区域为待重建异质体,红色区域表示重建的形状)

Fig. 3 Reconstruction process of the heteroplasmon shape for the 20 dB noise (the green mesh denotes the true configure and the red one denotes the reconstructed results)

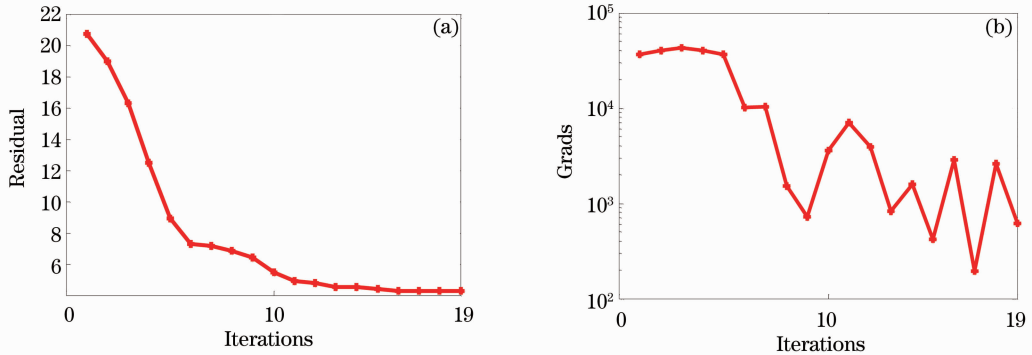


图 4 迭代过程中各测量指标的变化曲线。(a)优化模型的余量曲线;(b)优化模型的梯度范数曲线

Fig. 4 Evolution of different measures with iterations. (a) Data residual of the optimization; (b) grads norm of the optimization

## 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扩散光学层析成像系统,系统框图如图 5 所示。本系统采用了 32 根同轴源-探测光纤,多通道半导体激光驱动器(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  $62.5 \mu\text{m}$ ,数值孔径为 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,然后分 8 次送入 4 组光电倍增管(PMT)中,PMT 输出的电子脉冲输入到各自的计数模块,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,其主要成分是聚甲醛,仿体实物如图 6(a)所示。作为非均匀仿体的圆柱体中加工出一个半径为 2.5 mm 高为 40 mm 小圆柱形凹槽,底部中心位置(单位为 mm)位于  $(-9, 0, 20)$ 。然后再加工一个小圆柱体,尺寸等于凹槽大小,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验证中保持一致,如图 6(b)的红色虚线所示。仿体的光学参数为  $\mu_a = 0.01 \text{ mm}^{-1}$ 、

$\mu'_s = 1.0 \text{ mm}^{-1}$ , 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%-Intralipid 溶液

和一定浓度的印度墨水混合溶液), 用来模拟异质体。

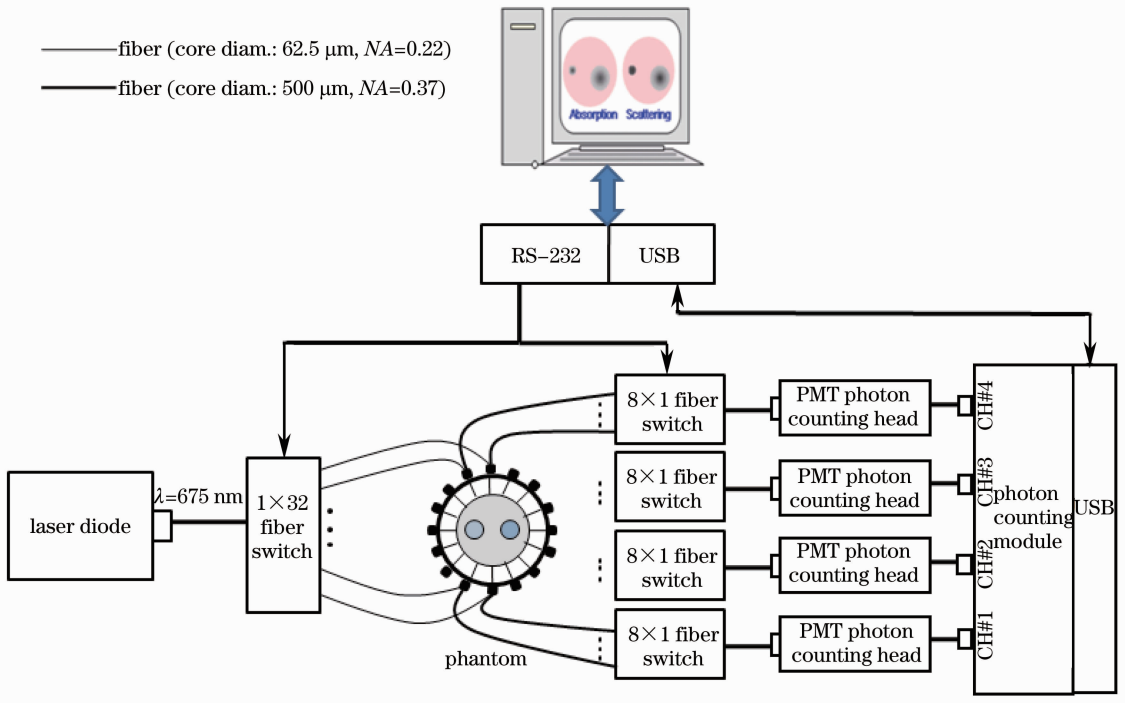


图 5 实验系统框图

Fig. 5 Experimental setup schematic diagram

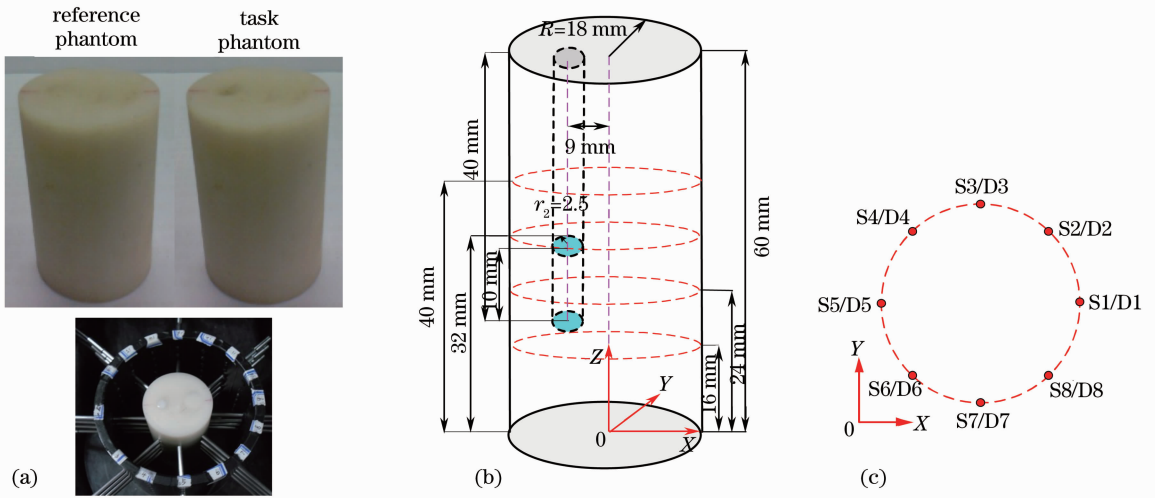


图 6 仿体实物模型。(a) 仿体实物及成像腔; (b) 待重建仿体结构, 红色虚线为四层同轴源-探测光纤的安放位置; (c) 每层同轴光源-探测器配置, 实心红点为光源和探测器的位置

Fig. 6 Physical phantom. (a) Physical phantom and imaging cavity; (b) geometric sketch of the reconstructed phantom, four red dash lines represent the layers of the coaxial source-detection fibers; (c) config of coaxial source-detector on each layer, red dots represent the source-detector positions

#### 4.2 实验验证

仿体包含背景  $\Omega_1$  及小圆柱体  $\Omega_2$  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  $\mu_a = 0.03 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s =$

$3.0 \text{ mm}^{-1}$  混合液体, 注入图 6(b) 中的小圆柱体中, 液体高度为 10 mm, 其上下底面如图 6(b) 中的绿色区域, 其余部分由小圆柱体填满。利用提出的算法进行重建, 各区域的光学参数重建结果如表 2 所示。

实验结果表明,背景的光学参数能够得到较好的重建,而异质体光学参数尤其是吸收系数的重建误差较大。形状参数重建时,异质体的初始形状设置为任意复杂形状(真实形状为圆柱体),其外层表面同样采用2阶的球谐函数表示(共使用了27个形状参数)。图7展示了异质体位置和形状的重建过程,其中绿色区域为待重建异质体,红色区域表示重建的形状。由图7可以看出,重建异质体的位置和形状与原始位置和形状基本吻合,但仍存在一定的误差。

表2 各区域的光学参数重建结果

Table 2 Reconstructed optical parameters of the regions

Region	$(\mu_a, \mu'_s) / \text{mm}^{-1}$			Relative error / %
	Original	Initial guess	Reconstructed	
$\Omega_1$	(0.01, 1.00)	(0.013, 1.300)	(0.011, 1.042)	(10.0, 4.2)
$\Omega_2$	(0.03, 3.00)	(0.022, 3.300)	(0.046, 2.976)	(53.3, 0.8)

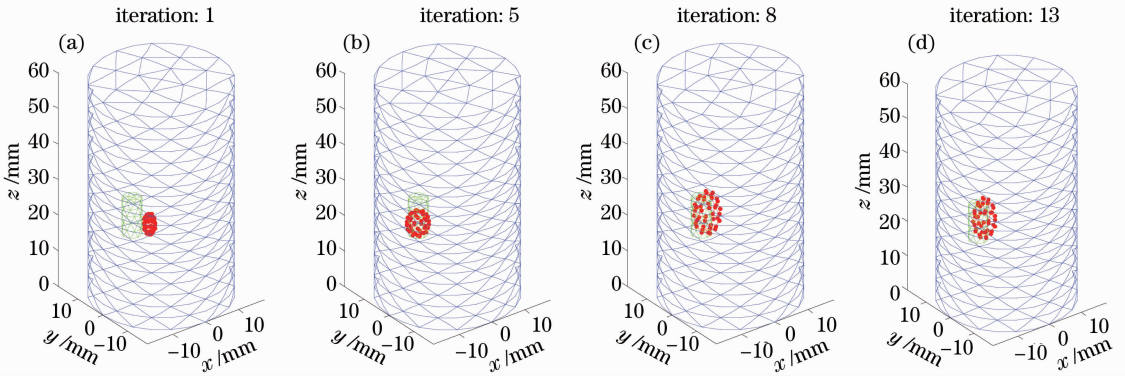


图7 异质体形状的重建过程(绿色区域为待重建异质体,红色区域表示重建的形状)

Fig.7 Reconstruction process of the shape of heteroplasmon (the green mesh denotes the true configure, the red one denotes the reconstructed results)

## 5 结 论

基于目标体解剖结构的球谐函数参数化描述技术和结构分区的光学参数均匀化自然假设,发展了稳态测量模式下形状DOT重建技术,实现了组织体内多个器官的形状和器官内均匀光学参数的同时重建。算法验证实验中,被测圆柱体表面均匀放置四层光源和探测器,每层8个,即可以得到1024( $32 \times 32$ )个测量数据。传统的基于体元DOT为保证可接受的空间分辨率,需要将整个圆柱体重建区域密集剖分(有限元节点数为8715),使得重建变量数目远大于测量数据个数,导致逆问题的严重病态性。而采用本文提出的形状DOT重建技术,重建未知量仅为圆柱体内的两个异质体的形状参数[若形状描述基于2( $L=2$ )阶球谐函数,需要27个参数]和三个区域的光学参数,总数为60( $27 \times 2 + 3 \times 2$ ),远小于测量数据个数。因此,形状DOT方法可大幅度改善反演病

一方面可能是由于仿体实验重建时采用差分数据类型,该数据类型通过两组测量数据的比对进行强度水平扣除得到,这样处理虽然在一定程度上消除了实验系统对测量数据的影响,但是也牺牲了一定的灵敏性和噪声稳健性,增大了噪声对实验结果的影响;另一方面可能由于异质体的迭代初始大小和形状与真实异质体差异较大,导致重建结果不是很理想。

态性。数值实验中通过使用加入不同噪声水平的模拟数据对该算法进行验证,重建结果表明,该算法具有较强的稳定性和抗噪能力,并具有较快的收敛速度(由图4给出的20 dB噪声水平下迭代过程中各测量指标的变化曲线可以看出)。背景光学参数在不同噪声水平下均能比较精确地重建,异质体光学参数重建误差则随噪声水平的增大而变大;形状参数重建过程中,描述异质体中心位置的低阶形状参数在不同的噪声水平下均能较好地重建,而描述异质体曲面大小的高阶形状参数重建误差随着噪声的增强而变大。在仿体实验中,由于噪声的影响以及2阶球谐函数描述圆柱形异质体的不完备性,导致重建的异质体吸收系数、形状及中心位置与真实情况有明显误差,尚需进一步探讨针对上述问题的解决方法。

## 参 考 文 献

- 1 X. Q. Yang. Combined system of fluorescence diffuse optical tomography and microcomputed tomography for small animal imaging [J]. *Rev. Sci. Instrum.*, 2010, **81**(5): 054304
- 2 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
- 3 Y. Y. Tan, H. B. Jiang. DOT guided fluorescence molecular tomography of arbitrarily shaped objects [J]. *Med. Phys.*, 2008, **35**(12): 5703~5707
- 4 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
- 5 Qin Zhuaping, Zhao Huijuan, Zhou Xiaoping *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. 有效探测区域内的窥式漫射层析成像图像重构算法[J]. *光学学报*, 2011, **31**(11): 1117001
- 6 Liu Wenqing, Chen Chunxiao, Wu Jiani. Quantitative evaluation of magnetic resonance imaging-guided diffuse optical tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, **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*, 2012, **31**(7): 0717001
- 7 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 Probl.*, 2006, **22**(5): 1509~1532
- 8 D. F. Wang, H. T. Qiao, X. L. Song *et al.*. Fluorescence molecular tomography using a two-step 3D shape-based reconstruction with GPU acceleration [J]. *Appl. Opt.*, 2012, **51**(36): 8731~8744
- 9 X. L. Song, D. F. Wang, N. G. Chen *et al.*. Reconstruction for free-space fluorescence tomography using a novel hybrid adaptive finite element algorithm [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(26): 18300~18317
- 10 A. Zacharopoulos, S. Arridge, O. Dorn *et al.*. 3D shape reconstruction in optical tomography using spherical harmonics and BEM [C]. *PIERS 2006 Proc*, 2006. 48~52
- 11 A. Zacharopoulos, S. Arridge, O. Dorn *et al.*. 3D shape reconstruction in optical tomography using spherical harmonics and BEM [J]. *J. Electromagnetic Waves and Applications*, 2006, **20**(13): 1827~1836
- 12 J. Sikora, A. D. Zacharopoulos, A. Douiri. Diffuse photon propagation in multi-layered geometries [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2006, **51**(3): 497~516
- 13 A. Zacharopoulos, M. Schweiger, V. Kolehmainen *et al.*. 3D shape based reconstruction of experimental data in diffuse optical tomography [J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(21): 18940~18956
- 14 A. D. Zacharopoulos. Three-Dimensional Shape-Based Reconstructions in Medical Imaging [D]. London: Department of Computer Science University College London, 2004. 108~113

栏目编辑: 韩 峰