

结合平滑 l_0 范数和可行区域的有限投影 荧光分子断层成像

贺小伟*, 王潇**, 张海波, 易黄建, 侯榆青

西北大学信息科学与技术学院, 陕西 西安 710127

摘要 有限投影荧光分子断层成像(FMT)可以以较短的数据采集时间在动物体内快速重建出荧光目标的三维分布。然而,由于较少的投影数据使得有限投影 FMT 具有严重的病态性。为了降低 FMT 重建的病态性并提高重建速度,考虑到 FMT 中光源稀疏分布的特性,提出了一种结合平滑 l_0 范数(SLO)和可行区域的有限投影 FMT 重建方法,采用一种基于 SLO 的 FMT 重建方法,利用一个连续函数来逼近 l_0 范数,以实现快速求解,同时将可行区域作为有效的先验信息,以提高重建精度。数字鼠模型的重建结果表明,在 3、6、9 个激发点下,重建图像的位置误差都小于 1 mm,重建时间缩短,3 个激发点下的重建时间为 8 s。物理实验的重建结果进一步表明了该方法在实际 FMT 重建上的可行性。

关键词 生物光学; 荧光分子断层成像; 有限投影; l_0 范数; 图像重建

中图分类号 TP391; Q632

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201845.0907001

Limited-Projection Fluorescence Molecular Tomography Based on Smoothed l_0 Norm and Feasible Region

He Xiaowei*, Wang Xiao**, Zhang Haibo, Yi Huangjian, Hou Yuqing

School of Information Science & Technology, Northwest University, Xi'an, Shaanxi 710127, China

Abstract Limited-projection fluorescence molecular tomography (FMT) allows rapid reconstruction of three-dimensional distribution of fluorescent targets in animals through shorter data acquisition times. However, due to less projection data, the limited-projection FMT undergoes severe ill condition. In order to reduce the ill condition of FMT reconstruction and improve the reconstruction speed, we propose a reconstruction method for limited-projection FMT. Considering the characteristics of the sparse distribution of the target of FMT, this method combines with smoothed l_0 norm and feasible region of prior information. A continuous function approximates the smoothed l_0 norm, which improved the calculation speed. And the feasible region of the prior information improves the precision of the recovered results. The reconstruction results of digital mouse model show that the position error of the reconstructed image is less than 1 mm at 3, 6 and 9 excitation points and the reconstruction time is shortened, and the reconstruction time under the 3 excitation points is 8 s. The reconstruction result of physical phantom further verifies the feasibility of this method in practical FMT applications.

Key words biotechnology; fluorescence molecular tomography; limited-projection; l_0 norm; image reconstruction

OCIS codes 170.3010; 170.6960; 170.6280

1 引 言

荧光分子断层成像(FMT)作为一种新型的分
子影像技术,能够定量测定成像物体内的荧光目标

分布。具体来说,就是使用激发光激发荧光基团(如
荧光光团或荧光染料),并采用高度灵敏 CCD 相机
获取生物体表面的光强分布,利用反演算法实时重
建荧光目标的位置和浓度信息^[1]。由于该技术具有

收稿日期: 2018-01-25; **修回日期:** 2018-03-29; **录用日期:** 2018-04-04

基金项目: 国家自然科学基金(11571012,61601363)、2017 年陕西省教育厅服务地方专项(17JF027)、中国博士后科学基金(2016M602851)

* **E-mail:** hexw@nwu.edu.cn(通信作者); ** **E-mail:** wangxiao@stumail.nwu.edu.cn

灵敏度高、成本低、无创等特性,已成功应用于癌症诊断、药物开发和治疗学评估^[2-3]。如今 FMT 重建及其逆问题已成为分子影像领域的研究热点^[4-5]。

在 FMT 重建中,为了获得更多的荧光投影数据进行重建,通常采用 CCD 相机的全角度非接触式成像系统获取生物体的 360° 投影荧光数据。然而,在 360° 下收集采样数据通常需要较长时间(5~45 min)^[6],不适合用于实现快速重建。针对这一问题,有限投影 FMT 提供了一种有效的解决方式^[7]。有限投影 FMT 不需要旋转台架,可提供一个可用于 360° 系统的投影数据集,在使用较少荧光投影数据的情况下即可恢复出荧光目标的三维分布,减少了数据采集时间^[8]。对于有限投影 FMT 而言,减少问题的不适定性,获得准确有效的重建结果成为研究人员面临的一项挑战。

光在生物体内传播的散射效应远大于吸收效应,且通过 CCD 相机获取的生物体表面荧光数据也不充分,这使得 FMT 重建具有较强的不适定性^[9]。为降低 FMT 问题的病态性,得到有意义的重建结果,国内外研究人员通常使用各类正则化算法,例如使用 l_2 范数的 Tikhonov 正则化算法^[10]。尽管 l_2 范数正则化方法能够降低噪声对重建结果的影响,但获得的解过于平滑,这使得荧光目标的局部信息缺失,从而降低了成像质量。实际上,在大部分的 FMT 问题中,相对于生物体而言,待重建的荧光光源是稀疏的,所以可将 FMT 重建问题看作是一种稀疏重建问题。根据压缩感知理论可知,在获取较少的生物体表面数据的情况下也能够重建出稀疏的荧光信号^[11],因此 l_1 范数的稀疏正则化方法开始被应用于 FMT 问题,如不完全变量截断共轭梯度

法^[12]、同伦算法^[13]等。这些算法根据荧光目标在生物组织中呈稀疏分布的特性,重建出的图像品质都远高于 l_2 范数的 Tikhonov 算法。但是由于 l_1 范数在计算精细有限元网格时的速度较慢,所以在快速 FMT 重建中具有局限性。相比之下,基于平滑 l_0 范数(SL0)的求解方法在计算速度上有显著提升。同时,为提高 FMT 的重建精度,一些先验信息被用于重建算法中,如生物组织的光学参数、解剖结构信息^[14]、可行区域等。可行区域先验信息可显著缩小逆问题中矩阵方程的规模,有助于提高重建结果的质量^[15]。

本文提出一种结合 SL0 和可行区域的有限投影 FMT 重建方法。一方面,使用较少的荧光投影数据,以减少数据采集时间,提高重建速度;另一方面,将 FMT 重建问题转化成求解 l_0 范数最小化的问题,采用一种基于 SL0^[16] 的求解方法,该方法采用相似的连续函数来逼近 l_0 范数,避免求解组合优化问题,提高了求解速度,并结合可行区域先验信息,进一步提高重建结果的质量。为了证明该方法的可行性,本文设计了数字鼠实验和物理实验。实验结果表明,该方法在保证重建质量的同时,实现了快速 FMT 重建。

2 基本原理

2.1 光传输模型

由于近红外光在生物体内传播的散射效应远大于吸收效应,因此使用辐射传输方程描述光在生物体内的传播过程^[17]。在连续波激发下的 FMT 中,利用耦合的扩散方程和 Robin 边界条件^[18]表示光子的传播:

$$\begin{cases} \nabla[D_x(r) \nabla \Phi_x(r)] - \mu_{ax}(r) \Phi_x(r) = -\Theta \delta(r - r_s) \\ \nabla[D_m(r) \nabla \Phi_m(r)] - \mu_{am}(r) \Phi_m(r) = -\Phi_x(r) \eta \mu_{af}(r) \end{cases}, r \in \Omega, \quad (1)$$

式中: $\nabla(\cdot)$ 为全微分算子;下标 x 代表激发过程, m 代表发射过程; $D(r)$ 为组织扩散系数; $\mu_a(r)$ 为吸收系数; Θ 为光源强度; $\delta(r - r_s)$ 为狄拉克函数; $\Phi(r)$ 为光子密度; r_s 为各向同性点激发光源的位置; η 为量子产能; $\mu_{af}(r)$ 为待求解的荧光光源分布,在下文中用 $S(r)$ 代替。

利用有限元方法对(1)式进行求解,能够获得下面的线性关系:

$$\mathbf{AS} = \Phi, \quad (2)$$

式中: \mathbf{A} 为 $m \times n$ 系数矩阵,表示表面荧光测量值 Φ

与待重建荧光目标分布 \mathbf{S} 之间的线性关系。因此,对 FMT 逆问题重建即是利用 Φ 恢复(2)式中的 \mathbf{S} 。

2.2 基于 SL0 的重建方法

根据待重建的荧光光源的稀疏特性,结合 l_0 范数正则化,(2)式可转化为

$$\min \|\mathbf{AS}\|_0, s.t. = \Phi, \quad (3)$$

式中: $\|\mathbf{S}\|_0$ 为 l_0 范数。

本研究采用一种基于 SL0^[14] 的方法来求解(3)式,在此方法中采用一系列近似的连续函数去逼近 l_0 范数,提高了求解速度。首先,定义下述单变量

函数:

$$f_{\sigma}(s) \triangleq \exp[-s^2/(2\sigma^2)], \quad (4)$$

式中: σ 为阈值参数; s 为解 \mathbf{S} 的单个元素。这里需要注意

$$\lim_{\sigma \rightarrow 0} f_{\sigma}(s) = \begin{cases} 1, & \text{if } s = 0 \\ 0, & \text{if } s \neq 0 \end{cases} \quad (5)$$

定义函数:

$$F_{\sigma}(s) = \sum_{i=1}^n f_{\sigma}(s_i). \quad (6)$$

根据(4)式和(5)式可得在较小 σ 值时,有:

$$\|\mathbf{S}\|_0 \approx N - F_{\sigma}(s), \quad (7)$$

式中: N 为解元素的总个数。

显然在 σ 值趋于 0 的情况下,(7)式的两侧趋于等价。所以当 σ 设置为一个接近于 0 的值时,(7)式的解便可通过最小化 $F_{\sigma}(s)$ 求得,即

$$\min F_{\sigma}(s), \text{ s.t. } \mathbf{AS} = \Phi. \quad (8)$$

在求解过程中,选取一系列递减的 σ 值,对(8)式运用梯度算法进行多次求解。在这里,每一个 σ 值对应一个求得的 $F_{\sigma}(s)$ 最大值,同时求解(8)式所用到的初始值就是前一 σ 值所求得的 $F_{\sigma}(s)$ 最大值,所以在求解过程中随着 σ 减小,所有 σ 值上的最优化求解都是从一个接近 $F_{\sigma}(s)$ 的最大值点开始的。显然在 σ 足够小的情况下,能求得正确的最大值,这样便获得了(3)式中 l_0 范数最小化问题的解。

在迭代开始前,利用计算伪逆的办法获得 $\mathbf{AS} = \Phi$ 的 l_2 范数最小值,并将其作为算法求解的初值。下面给出基于 SL0 的重建方法的主要实现步骤:

步骤 1:将 $\mathbf{AS} = \Phi$ 的 l_2 范数最小值作为 $\hat{\mathbf{S}}_0$ 的初值,即在 σ 值足够大时 $F_{\sigma}(s)$ 的最大值。

步骤 2:选取一系列递减的 σ 值: $[\sigma_1, \dots, \sigma_I]$ 。

For $i=1, \dots, I$:

1) $\sigma = \sigma_i$;

2) 迭代前为估计量赋初值 $\mathbf{S} = \hat{\mathbf{S}}_{i-1}$ 。

For $j=1, \dots, J$:

1) 计算梯度: $\delta \triangleq -\sigma^2 \nabla F_{\sigma}(s) = \left[S_1 \exp\left(-\frac{S_1^2}{2\sigma^2}\right) \quad \dots \quad S_n \exp\left(-\frac{S_n^2}{2\sigma^2}\right) \right]^T$, $\mathbf{S} \leftarrow \mathbf{S} + (\tau\sigma^2)\nabla F_{\sigma}(s) = \mathbf{S} - \tau\delta$, 其中 τ 是大于 0 的常数;

2) 梯度投影:投影 \mathbf{S} 到可行集: $\mathbf{S} \rightarrow \mathbf{S} - \mathbf{A}^T(\mathbf{AA}^T)(\mathbf{AS} - \Phi)$;

3) $\hat{\mathbf{S}}_j = \mathbf{S}$ 。

在步骤 2 中, σ 的选取如下: $\sigma_1 = 2 \max_{i \in N}(S_i)$, S_i

为采用计算伪逆办法得到的 l_2 范数最小值的分量, $\sigma_j = c\sigma_{j-1}$, $j > 2$, 常数 $c \in [0.5, 1]$, 用来控制递减的速度。图 1 是结合 SL0 和可行区域的有限投影 FMT 重建流程。

3 实验与结果

为了验证结合 SL0 和可行区域的有限投影 FMT 方法的准确性和可行性,分别设计了数字鼠仿体实验和物理仿体实验。为了评估所提方法的性能,引入定位误差(LE)、归一化均方根误差(NRMSE)、相对误差(RE)。其中,位置误差为重建后目标的中心位置与实际目标这两者间的欧几里得距离,即

$$f_{LE} = [(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2]^{1/2}, \quad (9)$$

式中: (x, y, z) 为重建后目标的坐标; (x_0, y_0, z_0) 为真实目标的坐标。 f_{LE} 越小,代表重建结果离真实位置越近。

归一化均方根误差的定义为

$$f_{NRMSE} = \frac{S_{rec} - S_{org2}}{S_{org2}}, \quad (10)$$

式中: S_{rec} 为重建后获得的荧光产值; S_{org} 为初始的荧光产额值; S_{org2} 为初始荧光产额的 2 范数。 f_{NRMSE} 越靠近 0,代表重建结果的精准度越高。

相对误差的定义为

$$f_{RE} = \frac{|S_{recon} - S_{true}|}{S_{true}}, \quad (11)$$

式中: S_{recon} 为重建后的荧光目标; S_{true} 为真实的荧光目标。 f_{RE} 越靠近 0,说明重建结果的精准度越高。

3.1 数字鼠实验

在三维数字鼠实验中,选用包含 6 个器官(肌肉、肝脏、胃、心脏、肺和肾脏)的 35 mm 数字鼠躯干区域作为重建区域,上述器官的具体光学参数见文献[17]。在数字鼠的肝脏中设置一个荧光产额值为 0.05 mm^{-1} 的圆柱体荧光目标,其半径和高分别为 1 mm 和 2 mm,中心位置坐标为 (11.6 mm, 6.4 mm, 16.4 mm),空间分布如图 2 所示。利用前向仿真计算数字鼠表面光学数据进行 FMT 重建。在 FMT 前向问题中,三维数字鼠躯干网格包含 23516 个节点和 128313 个四面体。在 $z=16.4 \text{ mm}$ 的横截面上,各点激发光源呈均匀分布,距离数字鼠体表面一个光学自由程。在前向过程中选取近似扩散方程进行模拟,并采用有限元方法求解,获得数字

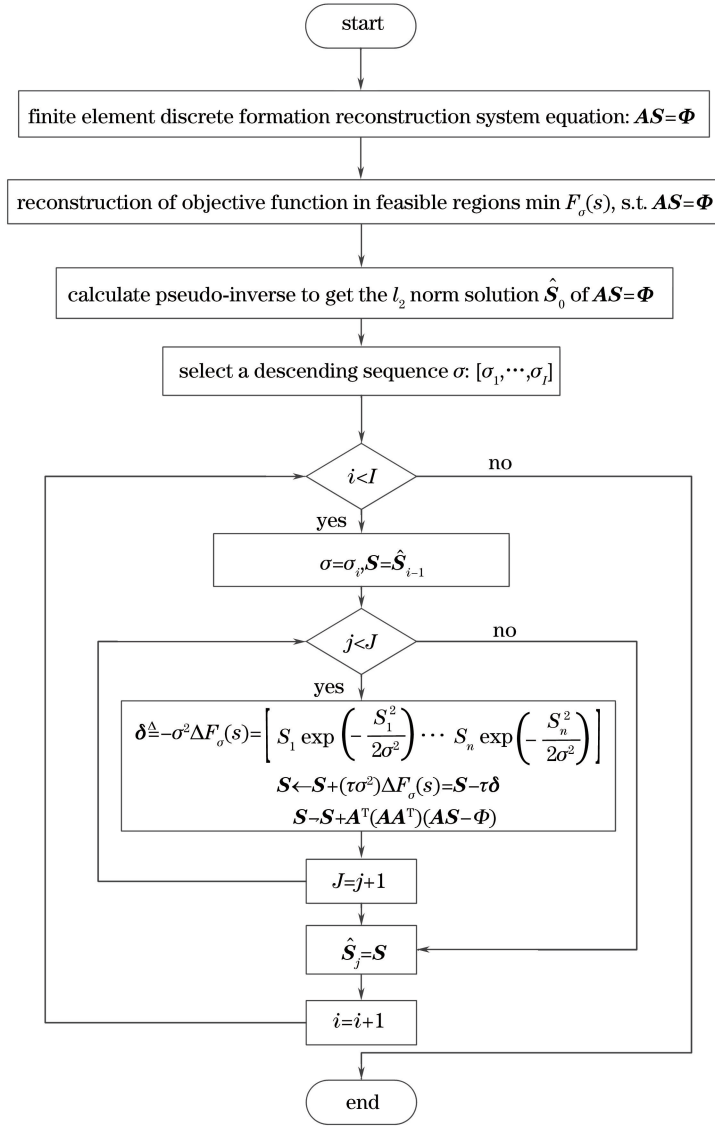


图 1 基于 l_0 和可行区域的有限投影 FMT 重建流程图

Fig. 1 Flow chart of limited-projection FMT reconstruction based on l_0 and feasible region

鼠表面光强分布,从而可大概确定光源的位置为

$$P_S = \{(x, y, z), 10 < z < 25\}. \quad (12)$$

在前向仿真的基础上,再采用重建方法处理逆问题。在逆向问题中,三维数字鼠网格包含 2993 个节点和 14802 个四面体。为了验证 SL0 结合可行区域的有限投影 FMT 重建,分别选取 3、6、9 个投影数进行重建。

由于之前大多数基于稀疏正则化的 FMT 重建结果已证明 l_1 范数正则化的重建效果优于 l_2 范数,所以这次实验只给出 SL0 方法与 l_1-l_s 方法的对比重建。在此实验中,基于 SL0 的重建算法的主要参数设置为: $\sigma_1 = 2 \max_{i \in N}(S_i)$, $c = 0.75$, 序列中最小的 σ 值为 1×10^{-4} 。最速下降迭代数 $J = 3$, $\tau = 5$ 。对比 SL0 和 l_1-l_s 两种算法在激发光源个数依次为 3、

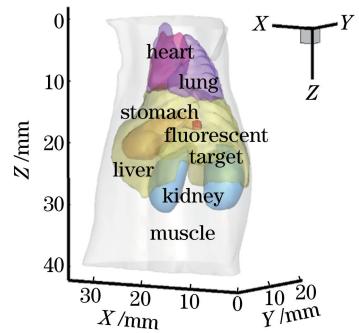


图 2 荧光光源的空间分布

Fig. 2 Spatial distribution of fluorescence light source

6、9 个有限投影 FMT 中的重建结果,如图 3 所示。图 3 中第 1、2、3 列分别代表激发光源个数为 3、6、9 个下的重建结果;图 3(a)、(c)分别为 l_1-l_s 方法和 SL0 方法在 $z = 16.4$ mm 处重建后图像的二维截面

展示,黑色圆圈为实际光源,色条表示重建后获得的荧光光源产额值;图 3(b)、(d)对应的是 l_1-l_s 方法和 SL0 方法重建结果的三维展示图,红色圆柱体为真实光源,绿色部分为重建目标。光源在数字鼠中重建结果的定量分析如表 1 所示,图 4 为表 1 定量分析结果的折线图。可以看出,这两种方法在激发点个数为

3、6、9 个的情况下都可以实现准确定位, f_{LE} 都小于 1 mm。但是从图 3(a)、(c)和表 1 中能够得到,SL0 方法重建得到的结果不亚于 l_1-l_s 方法,而且 l_1-l_s 方法的解没有 SL0 方法的解稀疏;同时,从表 1 的重建时间代价上看,SL0 方法的求解速度比 l_1-l_s 方法快,有利于实现快速 FMT 重建。

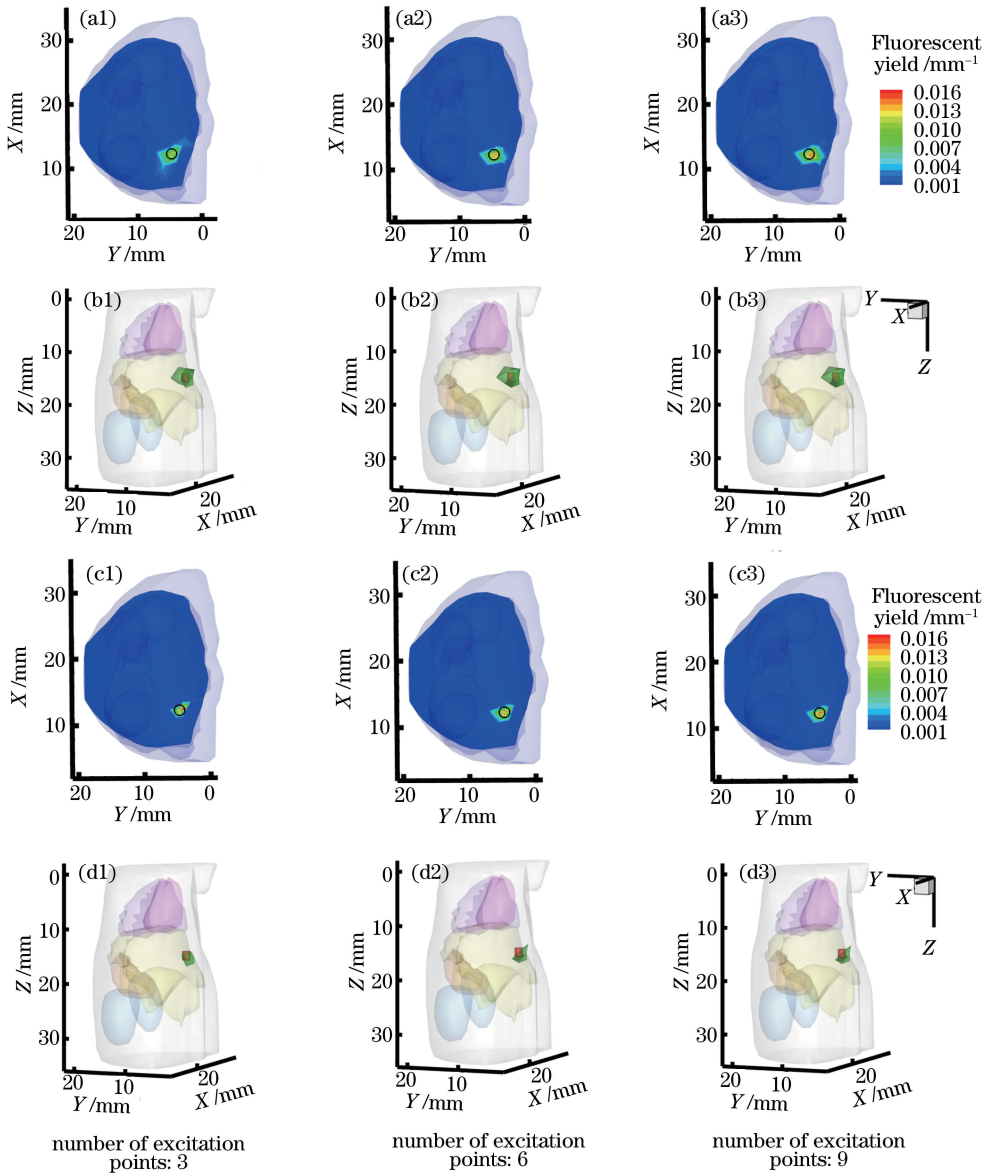


图 3 荧光目标的重建结果图。(a) l_1-l_s 方法的 2D 重建结果;(b) l_1-l_s 方法的 3D 重建结果;
(c) SL0 方法的 2D 重建结果;(d) SL0 方法的 3D 重建结果

Fig. 3 Reconstruction results of fluorescence target. (a) 2D reconstruction of l_1-l_s method;
(b) 3D reconstruction of l_1-l_s method; (c) 2D reconstruction of SL0 method; (d) 3D reconstruction of SL0 method

很显然,当激发点个数为 3 时,重建速度最快,且从图 3(c1)、(d1)所示的 SL0 方法的 2D、3D 重建结果,以及表 1 所示的荧光目标的定量重建结果可以看出,在 3 个激发点的 FMT 重建下,SL0 算法仍

能够得到值得信赖的图像。这表明,对于有限投影快速 FMT 重建,最佳的激发点个数可选取 3,同时也说明了本研究所提方法——结合可行区域和 SL0 算法适用于有限投影 FMT 重建。

表 1 仿体实验中荧光目标的定量重建结果

Table 1 Quantitative reconstruction of fluorescence target in a simulated experiment

Method	Number of excitation points	f_{LE}/mm	f_{NRMSE}	$f_{RE}/\%$	Time cost /s
l_1-l_s	3	0.79	0.029	16	30.49
	6	0.75	0.025	11	39.57
	9	0.72	0.024	7	58.24
SL0	3	0.81	0.030	18	7.03
	6	0.77	0.027	14	12.66
	9	0.71	0.022	9	19.73

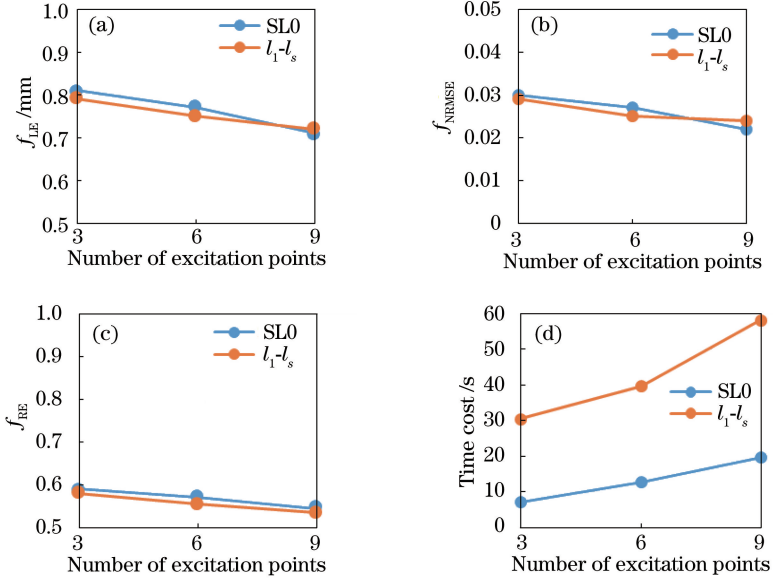


图 4 3、6、9 个激发点下荧光目标重建结果的定量分析。(a) f_{LE} ; (b) f_{NRMSE} ; (c) f_{RE} ; (d) 重建时间

Fig. 4 Quantitative analysis for reconstruction results of fluorescence target with 3, 6 and 9 excitation points.

(a) f_{LE} ; (b) f_{NRMSE} ; (c) f_{RE} ; (d) time cost

3.2 物理实验

为了进一步评价结合 SL0 和可行区域的方法在实际 FMT 系统中的性能,设计了一组物理实验。将边长为 20 mm 的立方仿体(材料为聚甲醛)视作肌肉组织,在其内放置一个中心点坐标为(16 mm, 8 mm, 9.3 mm)的圆柱体荧光目标,目标的半径为 1 mm,高为 2 mm。该实验在非接触式连续波系统下进行,4 个激发点均匀分布在 $z=9.3$ mm 的平面上,在逆向问题中,离散化后的立方体网格含有 2192 个节点和 12980 个四面体。通过 CCD 相机检测表面荧光分布,根据表面荧光分布信息可以大致确定光源的位置:

$$P_s = \{(x, y, z), 2 < z < 18\}. \quad (13)$$

在本组实验中,SL0 算法的参数设置同数字鼠实验, $\sigma_1 = 2 \max_{i \in N}(S_i)$, $c = 0.75$, 序列中最小的 σ 值为 1×10^{-4} , 最速下降迭代数 $J = 3$, $\tau = 5$ 。图 5 为 l_1-l_s 方法与 SL0 方法的物理实验重建结果,其中图

5(a)和图 5(b)分别显示了 l_1-l_s 方法与 SL0 方法的重建图像在 $z=9.30$ mm 处的二维截面图,黑色圆圈为真实光源,重建出的光源目标用色条表示,图 5(c)和图 5(d)分别为 l_1-l_s 方法与 SL0 方法的 3D 重建视图,红色区域和绿色区域分别表示真实的光源目标和重建后的光源目标。从表 2 的定量分析中可以看出,SL0 方法在物理仿体实验中得到了良好的重建结果,重建质量略优于 l_1-l_s 方法: $f_{LE} = 1.01$ mm, $f_{\text{NRMSE}} = 0.029$, $f_{RE} = 0.19$, 重建时间缩短到 10.36 s。物理实验表明了所提方法在实际应用中的潜能。

表 2 物理实验中荧光目标的定量重建结果

Table 2 Quantitative reconstruction of fluorescent target in physical experiments

Method	f_{LE}/mm	f_{NRMSE}	$f_{RE}/\%$	Time cost /s
l_1-l_s	1.59	0.059	30	41.49
SL0	1.01	0.029	19	10.36

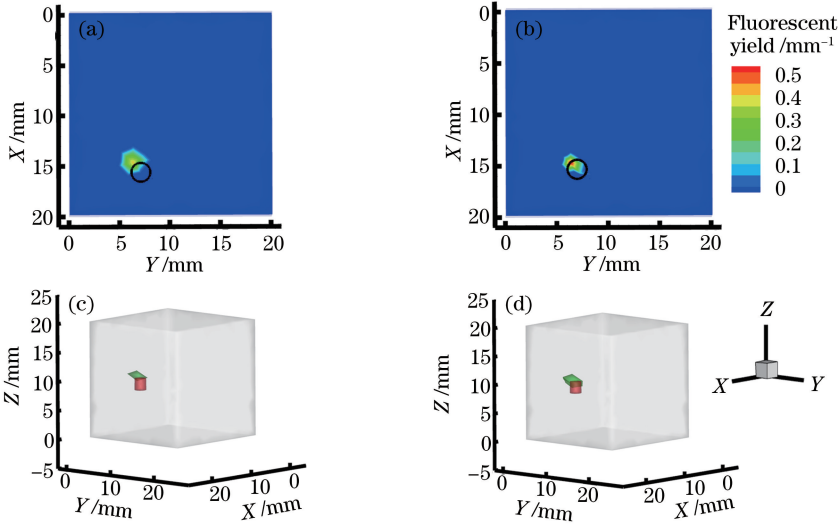


图 5 荧光目标在立方体中的重建结果。(a) l_1-l_s 方法的 2D 重建结果;(b) SL0 方法的 2D 重建结果;
(c) l_1-l_s 方法的 3D 重建结果;(d) SL0 方法的 3D 重建结果

Fig. 5 Reconstruction of fluorescence target in the cube. (a) 2D reconstruction of l_1-l_s method;

(b) 2D reconstruction of SL0 method; (c) 3D reconstruction of l_1-l_s method; (d) 3D reconstruction of SL0 method

为了进一步证明 SL0 算法在实际应用中的稳定性,执行一组 σ 序列最小值在 1×10^{-2} 到 1×10^{-6} 范围内变化的物理仿体实验,间隔 c 仍取 0.75。图 6 展示了 SL0 算法对不同 σ 序列的稳健性分析。同时对 5 组实验中的 f_{LE} 、 f_{NRMSE} 、 f_{RE} 进行统计学分析,结果如下: f_{LE} 的均值为 1.07,方差为 0.007;

f_{NRMSE} 的均值为 0.0298,方差为 0; f_{RE} 的均值为 0.19,方差为 0.00005。由统计学分析结果可以看出,SL0 算法表现得非常稳定。由图 6(d) 可以看出,虽然随着 σ 最小值的减小,SL0 算法重建时间有所增加,但增加的幅度非常小,仍可以快速重建出 FMT。

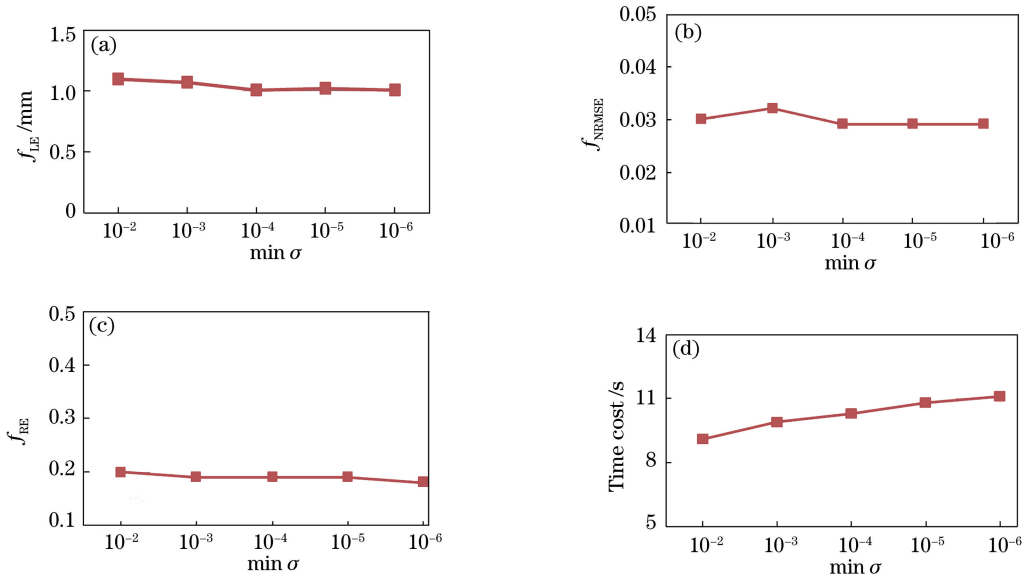


图 6 SL0 算法的稳定性分析。(a) f_{LE} ;(b) f_{NRMSE} ;(c) f_{RE} ;(d) 重建时间

Fig. 6 Stability analysis of SL0 algorithm. (a) f_{LE} ; (b) f_{NRMSE} ; (c) f_{RE} ; (d) time cost

4 结 论

针对有限投影 FMT 重建速度慢和严重病态性的问题,提出一种基于可行区域和 SL0 的有限投影

FMT 重建方法。该方法把有限投影 FMT 重建等价为一个 l_0 范数最小化问题,利用近似的连续函数来逼近 l_0 范数,以加快求解速度,同时加入可行区域先验信息,提升重建性能,从而精确、快速地重建

出荧光光源的分布。数字鼠的实验结果证明,在3、6、9个激发点下,该方法都能得到位置误差小于1 mm的重建结果,3个激发点下的重建时间为8 s,重建速度快。根据定量分析可知,在有限投影FMT中,考虑重建质量和重建速度两方面后可知,3个激发点为最佳选择。最后,通过物理实验进一步验证了所提方法在实际FMT问题上的潜能。虽然基于可行区域和 l_0 范数的重建方法在有限投影FMT中能够快速稳定地获取图像信息,但当前获得的重建图像并不能很好地反映荧光光源的形状信息,因此在有限投影FMT重建中快速恢复出荧光目标的形状信息成为后续的研究内容。

参 考 文 献

- [1] Ntziachristos V. Fluorescence molecular imaging[J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 2006, 8: 1-33.
- [2] Vonwil D, Christensen J, Fischer S, *et al.* Validation of fluorescence molecular tomography/micro-CT multimodal imaging *in vivo* in rats [J]. Molecular Imaging and Biology, 2014, 16(3): 350-361.
- [3] Bai J, Xu Z. Fluorescence molecular tomography [M]. Berlin Heidelberg: Springer, 2013: 185-216.
- [4] Hou Y Q, Jing M Y, He X W, *et al.* Fluorescence molecular tomography using a stochastic variant of alternating direction method of multipliers[J]. Acta Optica Sinica, 2017, 37(7): 0717001.
侯榆青, 金明阳, 贺小伟, 等. 基于随机变量交替方向乘子法的荧光分子断层成像[J]. 光学学报, 2017, 37(7): 0717001.
- [5] Zhang X, Yi H J, Hou Y Q, *et al.* Fast reconstruction in fluorescence molecular tomography based on locality preserving projection [J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(7): 0717001.
张旭, 易黄建, 侯榆青, 等. 基于局部保留投影的荧光分子断层成像快速重建[J]. 光学学报, 2016, 36(7): 0717001.
- [6] He Y, Cao X, Liu F, *et al.* Influence of limited-projection on fluorescence molecular tomography[J]. Journal of Innovation in Optical Health Science, 2012, 5(3): 1250020.
- [7] Radrich K, Mohajerani P, Bussemer J, *et al.* Limited-projection-angle hybrid fluorescence molecular tomography of multiple molecules [J]. Journal of Biomedical Optics, 2014, 19(4): 046016.
- [8] Radrich K, Ale A, Ermolayev V, *et al.* Improving limited-projection-angle fluorescence molecular tomography using a co-registered X-ray computed tomography scan [J]. Journal of Biomedical Optics, 2012, 17(12): 126011.
- [9] Xu Z, Bai J. Analysis of finite-element-based methods for reducing the ill-posedness in the reconstruction of fluorescence molecular tomography [J]. Progress in Natural Science, 2009, 19(4): 501-509.
- [10] Han D, Tian J, Liu K, *et al.* Sparsity-promoting tomographic fluorescence imaging with simplified spherical harmonics approximation [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2010, 57(10): 2564-2567.
- [11] Nuñez M Z, Arias F X, Carlos A M C. Comparative analysis of sparse signal reconstruction algorithms for compressed sensing[C/OL]. Twelfth LACCEI Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology, 2014. https://www.researchgate.net/publication/264121234_Comparative_Analysis_of_Sparse_Signal_Reconstruction_Algorithms_for_Compressed_Sensing.
- [12] He X W, Liang J M, Wang X R, *et al.* Sparse reconstruction for quantitative bioluminescence tomography based on the incomplete variables truncated conjugate gradient method [J]. Optics Express, 2010, 18(24): 24825-24821.
- [13] Xue Z W, Ma X B, Zhang Q, *et al.* Adaptive regularized method based on homotopy for sparse fluorescence tomography[J]. Applied Optics, 2013, 52(11): 2374-2384.
- [14] Liu X, Yan Z Z, Lu H B. Performance evaluation of a priori information on reconstruction of fluorescence molecular tomography [J]. IEEE Access, 2015, 3: 64-72.
- [15] Yi H J, Zhang X, Peng J Y, *et al.* Reconstruction for limited-projection fluorescence molecular tomography based on a double-mesh strategy [J]. BioMed Research International, 2016, 2016: 5682851.
- [16] Mohimani H, Babaie-Zadeh M, Jutten C, *et al.* A fast approach for overcomplete sparse decomposition based on smoothed l_0 norm [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2009, 57(1): 289-301.
- [17] Guo H B, Hou Y Q, He X W, *et al.* Adaptive hp finite element method for fluorescence molecular tomography with simplified spherical harmonics approximation [J]. Journal of Innovative Optical Health Sciences, 2014, 7(2): 1350057.
- [18] Dong F, Hou Y Q, Yu J J, *et al.* Fluorescence molecular tomography via greedy method combined with region-shrinking strategy [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2016, 53(1): 011701.
董芳, 侯榆青, 余景景, 等. 结合区域收缩和贪婪策略的荧光分子断层成像[J]. 激光与光电子学进展, 2016, 53(1): 011701.