

基于多级自适应有限元方法的生物发光断层成像

黄俊龙, 余景景

陕西师范大学物理学与信息技术学院, 陕西 西安 710119

摘要 生物发光断层成像(BLT)是利用生物体表面光强信息,重建出荧光光源在生物体内三维分布的一种新兴光学分子影像技术。由于生物体表面的测量信息有限,并且生物体内组织结构复杂,BLT的光源重建有着严重的病态性。为提高光源重建质量,提出了一种结合可行域收缩策略的多级自适应有限元光源重建方法。为了评估该方法的光源定位能力和能量密度定量能力,在数字鼠模型上分别设计了单光源和双光源实验。结果表明,本文方法可以显著提高光源的定位精度和能量密度。

关键词 生物光学; 生物发光断层成像; 图像重建; 自适应有限元; 逆问题

中图分类号 TP391; Q632

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201845.0607003

Bioluminescence Tomography Based on Multilevel Adaptive Finite Element Method

Huang Junlong, Yu Jingjing

School of Physics and Information Technology, Shaanxi Normal University, Xi'an, Shaanxi 710119, China

Abstract Bioluminescence tomography (BLT) is a new optical molecular imaging technique that utilizes the light intensity information on the surface of biological tissues to reconstruct the three-dimensional distribution of the internal bioluminescent source. The source reconstruction of BLT has serious morbidity due to the limited measurements of light intensity and the complicated structure of biological tissue. A multilevel adaptive finite element method for BLT is proposed, which is combined with the permissible regional-shrinking strategy to improve the quality of the reconstruction. Simulations of single-source and double-source based on the digital mouse model are designed to assess the localization ability of light source and the quantification ability of energy density of the method, respectively. The results show that the proposed method can significantly improve the positioning accuracy and energy density of the light source.

Key words biotechnology; bioluminescence tomography; image reconstruction; adaptive finite element; inverse problem

OCIS codes 170.3010; 110.3010; 100.3190

1 引 言

生物发光断层成像(BLT)结合了基因工程技术、分子探针技术和近红外光学成像技术,可在分子和细胞水平上实现对生物体内特定生物过程的定性和定量研究^[1-2]。近红外谱段的生物发光光子在生

物体内的传播需要经历复杂的散射、折射、吸收等过程,只有部分光子能够逸出体表。利用高灵敏 CCD 相机采集生物体表面的光强信息,结合生物组织的光传输特性和解剖结构,采用重建算法反演出生物体内发光光源的三维图像,获得目标光源的准确定位和定量分布,从而反映生物体早期的病理变

收稿日期: 2017-12-15; **收到修改稿日期:** 2018-01-21

基金项目: 国家自然科学基金(61401264)

作者简介: 黄俊龙(1996—),男,硕士研究生,主要从事智能信息处理、医学图像处理等方面的研究。

E-mail: hjl@snnu.edu.cn

导师简介: 余景景(1977—),女,博士,副教授,硕士生导师,主要从事智能信息处理、光学分子影像等方面的研究。

E-mail: yujj@snnu.edu.cn (通信联系人)

化^[3-6]。BLT 具有高信噪比、高灵敏度和成像成本相对较低等特点,因此成为光学分子影像技术中的一个研究热点^[7]。

由于生物组织具有复杂的结构特性和光学传输特性,仅根据生物体表面有限的测量数据重建光源的三维分布是一个高度病态、不适定的逆问题^[8]。为了获得准确、稳定的重建结果,研究者们通过多年的努力,先后提出了结合多种先验信息(如生物组织的结构信息、光学参数、多光谱测量数据等)的重建方法^[9-11]。Lü 等^[12]在借鉴其他成像领域中有限元方法的应用后,将自适应有限元方法(AFEM)引入到 BLT 的重建过程中。研究者们受此启发,相继提出了一系列自适应有限元方法^[13-16]。这类方法的基本思想是根据初始网格上的重建结果,人为选择一个区域作为可行区域,将其中的网格细分之后,在新网格上重新求解,再确定可行区域并在新网格上求解,直到得到满意解。这类自适应有限元方法显著提高了重建图像的质量及数值计算的稳定性,但是在重建时经常采用手动设置阈值的方法以确定可行区域,存在着过多的人工干预,若初始设定的可行域中没有包含真实光源,最终的重建位置就会偏离真实光源,并且重建结果受设定的能量密度阈值和算法参数的影响较大。

为提高 BLT 重建光源的质量,本文提出了一种结合可行区域收缩策略的多级自适应有限元重建方法(PRS-MAFEM)。在自适应有限元的基础上,结合了可行域收缩策略,能够通过迭代收缩自动确定光源可行区域,减少人工干预,同时基于内点算法 L1-LS 算法^[17],在有限的测量数据下,实现了准确的光源重建。

在仿真实验中,考虑了光源的数量以及噪声等因素的影响,分别设计了在 5% 噪声水平下单光源和双光源的仿真实验,对本文方法的定位精度、重建能量密度等方面进行了评估。

2 理论方法

2.1 BLT 重建模型

在 BLT 研究中,通常采用辐射传输方程的漫射近似(DA)模型描述光子在生物体中的传输过程。在连续波模式下,结合 Robin 边界条件,该模型可以描述为^[18-21]

$$-\nabla \cdot D(r) \nabla \Phi(r) + \mu_a(r) \Phi(r) = S(r), r \in \Omega, \quad (1)$$

$$\Phi(r) + 2A(r)D(r)[\mathbf{n}(r) \cdot \nabla \Phi(r)] = 0, r \in \partial\Omega, \quad (2)$$

式中: r 为生物组织区域 Ω 中的一点; $\Phi(r)$ 为 r 点处光子通量流率; $D(r)$ 为 r 点处的扩散系数,并且 $D(r) = \frac{1}{3[\mu_a(r) + \mu_s(r)]}$, $\mu_a(r)$ 和 $\mu_s(r)$ 分别为吸收系数和约化散射系数; $S(r)$ 为生物体内部光源的能量密度; $A(r)$ 为边界失配因子; $\mathbf{n}(r)$ 为边界(即生物体表面)外法线方向矢量。

使用有限元方法对 DA 模型进行求解,可得到生物发光光源光子通量流率 Φ 与生物体内部光源项 \mathbf{x} 之间的线性关系为

$$\mathbf{B}\mathbf{x} = \Phi, \quad (3)$$

式中 \mathbf{B} 为系统矩阵。由于在 BLT 的实验中,CCD 相机只能捕获生物体表面部分光子,因此可将 Φ 分为可测量的生物体表面光子通量流率 Φ_1 和不可测量的 Φ_2 。将矩阵 \mathbf{B} 中去除 Φ_2 所对应部分的矩阵记作 \mathbf{A} ,将 Φ_1 记为 ϕ ,得到一个新的线性矩阵方程为

$$\mathbf{A}\mathbf{x} = \phi, \quad (4)$$

式中: \mathbf{A} 为 $m \times n$ 的矩阵,且 $m \ll n$; \mathbf{x} 为 n 维列向量,表示光源在生物体内的分布; ϕ 为 m 维列向量,对应可获得的表面测量。

由于系统矩阵具有病态性,可以通过优化模型得到(4)式的近似解。采用 L1 范数的最小化形式,将 BLT 的重建转化为一个优化问题:

$$\min_x \|\mathbf{A}\mathbf{x} - \phi\|_2 + \lambda \|\mathbf{x}\|_1, \quad (5)$$

式中 $\|\cdot\|_2$ 为 L2 范数, $\|\mathbf{x}\|_1 = \sum_i |x_i|$ 为 \mathbf{x} 的 L1 范数, $\lambda > 0$ 为正则化参数。

2.2 结合可行域收缩的多级自适应有限元方法

可行域收缩策略^[22]能够逐渐减少未知变量的数目,缩小可行区域,从而逐步逼近目标光源^[23]。在迭代开始前,初始可行区域为全部区域 R ,为避免人工干预,可行域的缩减由缩减因子控制,且缩减因子设定为 $\beta = (N_1/N_F)^{1/(L-1)}$,其中 N_1 为当前可行区域的节点数, N_F 为最终节点数, L 为迭代次数^[16]。

通过结合可行域收缩策略和自适应有限元方法,提出了结合可行域收缩的多级自适应有限元重建方法。在一个较粗的网格上建立线性矩阵方程并且使用 L1-LS 算法求解该方程,根据得到的结果,通过可行域收缩策略找出光源可行区域,将可行区域所在的网格进行细分,得到一个细分的网格;再在这个细分后的网格上重新建立线性矩阵方程并且求解方程。重复上述过程,直到得到符合误差要求的解。具体步骤如下:

- 1) 用求解算法求解(5)式,得到 \mathbf{X}_R 。
- 2) 设置初始参数为 $N_F=1, L=4$ 。
- 3) 计算高荧光产额节点数 $P_1=\lceil N_1/\beta \rceil$, 其中 $\lceil \cdot \rceil$ 符号为向上取整符号, N_1 为当前可行域的节点数; $\beta=(N_1/N_F)^{1/(L_1-1)}$, L_1 表示剩余迭代次数。
- 4) 将 \mathbf{X}_R 按其能量值大小降序排列, 将前 P_1 个值对应的节点所在区域作为新可行域 R 。
- 5) 将新可行域 R 中的网格进行细分(选取四面体单元中最长边作为细分边, 取细分边中点, 将四面体一个单元分成两个子单元, 如图 1 所示), 得到一个新网格。

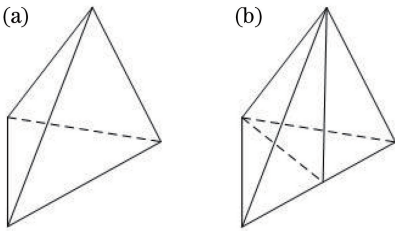


图 1 (a) 没有细分的四面体单元; (b) 通过取最长边中点进行细分后得到的两个四面体单元
 Fig. 1 (a) An undivided tetrahedral element; (b) two tetrahedral elements obtained by subdividing the midpoint of the longest edge

- 6) 构造新的矩阵方程 $\mathbf{B}_1 \mathbf{x}_1 = \Phi$, 删除矩阵方程中能量值无法探测的节点(包括新增的细分边中点)对应的行, 将可行域外的节点对应的 \mathbf{x}_1 置 0 (即保留矩阵方程中可行域节点 \mathbf{x}_1 对应的列), 形成新的待求解的矩阵方程 $\mathbf{A}_1 \mathbf{x}_1 = \phi$ 。将该方程转化为(5)式的优化问题后, 用求解算法求解, 可得到新的 \mathbf{X}_R 。
- 7) 重复步骤 3)~6), 取第 L 次迭代的重建结果为最终结果。

3 实验与结果

为了评估本文方法在 BLT 重建中的性能, 在数字鼠模型上设计了单光源和双光源的重建实验, 实验中采用的求解算法均为 L1-LS 算法, 将使用本文方法(L1-LS/PRS-MAFEM)的重建结果分别与仅使用 L1-LS 求解算法的重建方法^[17] 以及使用 L1-LS 求解算法的传统多级自适应有限元重建方法^[21] (L1-LS/MAFEM)进行了对比, 其中 L1-LS/MAFEM 重建方法中, 最大能量值的 α (α 为百分数) 设置为阈值, 能量密度不小于此阈值的区域设置为可行区域。实验中对非匀质的数字鼠模型, 截取其高为 34 mm 的躯干部分作为重建区域, 包括心脏、肾脏、肺、胃、肝脏和肌肉等器官, 该模型的光学参数如表 1 所示。

表 1 数字鼠模型的光学参数

Table 1 Optical parameters of the digital mouse model

Item	Muscle	Heart	Stomach	Liver	Kidney	Lung
μ_a / mm^{-1}	0.10	0.21	0.01	0.126	0.066	0.22
μ_s / mm^{-1}	1.20	2.00	1.74	0.563	2.25	2.30

为模拟 BLT 中无法避免的测量误差, 在前向计算得到的仿真测量中都加入 5% 的高斯白噪声, 然后利用含噪数据进行重建。实验采用的光源半径均为 0.5 mm、高为 1 mm、总能量密度为 $1 \text{ nW} \cdot \text{mm}^{-3}$ 的小圆柱荧光光源。采用的评价指标包括定位误差以及重建能量密度, 其中定位误差用 d_{LE} 表示, 是重建光源中心点到实际光源中心的欧氏距离, 即 $d_{LE} = [(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2]^{1/2}$, 其中 (x, y, z) 为重建光源中心点坐标, (x_0, y_0, z_0) 为实际光源中心坐标, 重建能量密度是重建光源区域的荧光产额总值与重建光源区域的体积比。

3.1 单光源仿真实验

将单个小圆柱光源置于肝脏中, 光源中心点坐标设定为(9.9, 12.3, 19.6), 如图 2(a) 所示。为生成仿真测量值, 包含光源的数字鼠躯干模型被离散化为 12886 个节点和 71363 个四面体单元, 其表面光

强分布如图 2(b) 所示。

为降低计算复杂度及提高算法稳定性, 光源重建采用较为稀疏的逆向网格, 包含 3718 个节点和 20172 个四面体单元, 重建过程中 L1-LS 算法的正则化参数均设为 0.01。单光源实验的重建结果如表 2 所示, 重建结果的三维(3D)视图和能量分布如图 3 所示。

由表 2 可知, 在 5% 噪声水平情况下, 光源在肝脏中时, 仅使用 L1-LS 算法的重建方法得到的重建光源位置与真实光源的位置间距较大, 定位误差达到了 2.072 mm, 而使用 L1-LS/MAFEM 与 L1-LS/PRS-MAFEM 重建方法的光源定位误差都能减少, 重建能量密度也会明显提高。但是, L1-LS/MAFEM 重建方法中阈值对于重建结果是有影响的, 当 $\alpha=70\%$ 时, 光源定位误差较大; 而当 $\alpha=40\%$ 时, 光源定位误差显著减少, 这说明 L1-LS/MAFEM 重建方法受人为设置阈值的影响较大。L1-LS/PRS-MAFEM 重建方法的光源定位误差比

L1-LS 和 L1-LS/MAFEM 重建方法的光源定位误差小,并且 L1-LS/PRS-MAFEM 重建方法可以不

受人工干预的影响,使重建光源的定位误差和重建能量密度得到显著改善。

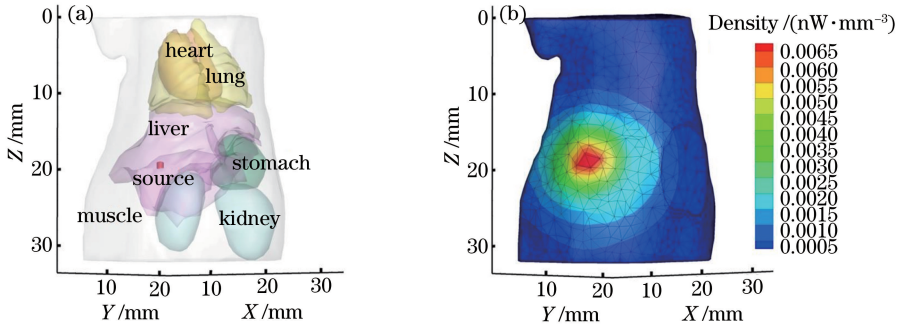


图 2 (a)数字鼠模型;(b)前向网格表面光强分布

Fig. 2 (a) Digital mouse model; (b) surface light intensity distribution of the forward grid

表 2 单光源仿真的重建结果

Table 2 Reconstruction results of single-source simulation

Method	Reconstruction position center /mm	d_{LE} /mm	Reconstruction density /($nW \cdot mm^{-3}$)
L1-LS	(11.68,11.50,20.29)	2.072	3.728×10^{-6}
L1-LS/MAFEM($\alpha=70\%$)	(10.57,10.81,19.53)	1.629	5.728×10^{-4}
L1-LS/MAFEM($\alpha=40\%$)	(9.94,12.18,19.27)	0.353	9.791×10^{-4}
L1-LS/PRS-MAFEM	(9.83,12.13,19.93)	0.198	9.899×10^{-4}

从图 3 中可以看到,在单光源重建中,仅使用 L1-LS 算法的重建方法的重建效果较差,L1-LS/MAFEM 方法得到的定位精度和能量分布受人为设置阈值的影响较大,而本文方法得到的重建光源基本和实际光源的位置重合,其能量分布十分接近于真实光源。

3.2 双光源仿真实验

为调查本文方法的多光源目标的分辨能力,设计了双光源仿真实验。将间距为 4 mm 的两个

小圆柱光源放置于肝脏中,光源中心点坐标分别为(9.0,8.5,19.0)和(9.0,12.5,19.0),光源尺寸和能量与单光源实验相同。为生成仿真测量值,包含双光源的数字鼠躯干模型被离散化为 13556 个节点和 75075 个四面体单元,而重建网格包含 3718 个节点和 20172 个四面体单元,重建过程中 L1-LS 算法的正则化参数都设为 0.001。定量重建结果如表 3 所示,重建结果的 3D 视图和能量分布如图 4 所示。

表 3 双光源仿真的重建结果

Table 3 Reconstruction results of double light source simulation

Method	Target	Reconstruction position center /mm	d_{LE} /mm	Reconstruction density /($nW \cdot mm^{-3}$)
L1-LS	S1	(10.55,10.31,18.97)	2.378	1.851×10^{-5}
	S2	(11.12,10.89,19.29)	2.677	9.920×10^{-6}
L1-LS/MAFEM($\alpha=70\%$)	S1	(9.69,9.22,19.49)	1.119	3.738×10^{-3}
	S2	(9.99,11.63,18.71)	1.346	1.554×10^{-3}
L1-LS/MAFEM($\alpha=40\%$)	S1	(9.51,8.43,18.28)	0.887	2.103×10^{-3}
	S2	(10.21,11.88,19.11)	1.359	2.260×10^{-3}
L1-LS/PRS-MAFEM	S1	(9.51,8.43,18.27)	0.887	7.698×10^{-4}
	S2	(8.83,12.73,19.11)	0.309	1.078×10^{-3}

由表 3 可知,对于肝脏中的双光源 BLT 重建,在 5% 噪声水平下,仅使用 L1-LS 算法重建时光源定位误差较高,重建能量密度也较低;而 L1-LS/MAFEM 重建方法的定位误差在不同的阈值下有不同的定位误差和重建能量密度,但相比于 L1-LS 重建方法,两个光源的定位误差减少,重建能量密度

提高;使用 L1-LS/PRS-MAFEM 重建方法之后,两个光源的定位误差显著减少,在光源定位精度上优于其他两种重建方法,而光源重建能量密度稍逊色于 L1-LS/MAFEM 重建方法。

由图 4 可知,仅使用 L1-LS 重建方法的定位精度以及能量分布都较差,但使用多级自适应有限元

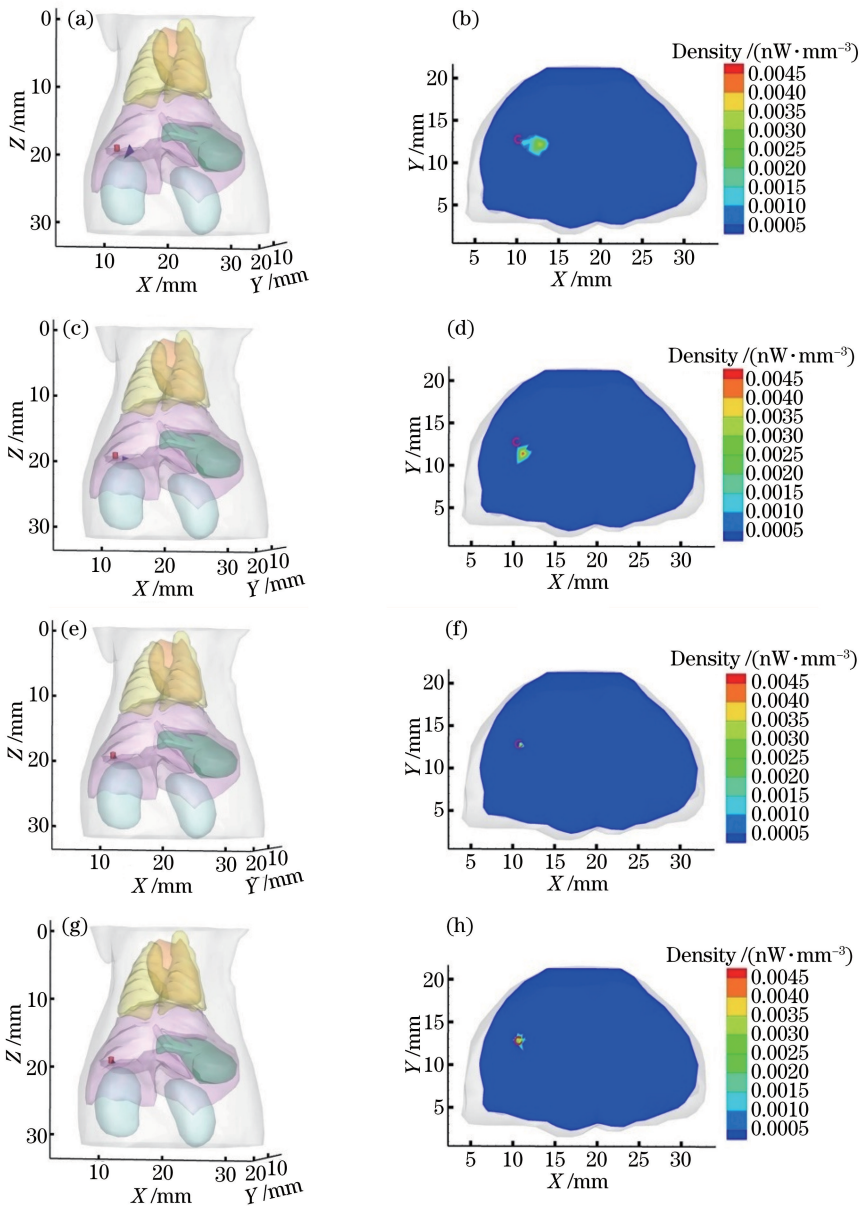


图3 单光源实验重建结果的3D视图和能量分布。(a)(b) L1-LS方法;(c)(d) L1-LS/MAFEM($\alpha=70\%$)方法;
(e)(f) L1-LS/MAFEM($\alpha=40\%$)方法;(g)(h) L1-LS/PRS-MAFEM方法

Fig. 3 3D view and energy distribution of reconstruction results in single-source case. (a)(b) L1-LS method;
(c)(d) L1-LS/MAFEM ($\alpha=70\%$) method; (e)(f) L1-LS/MAFEM ($\alpha=40\%$) method;
(g)(h) L1-LS/PRS-MAFEM method

后,L1-LS/MAFEM重建方法需要在人为设置适合阈值的情况下才能得到较好的重建光源质量,而使用L1-LS/PRS-MAFEM重建方法可以在无需人工干预的情况下表现出优于其他两种方法的重建结果。

4 结 论

生物发光断层成像中如何利用少量的测量数据得到光源的精确重建是该成像模态的核心问题。针

对该问题,提出了一种结合可行域收缩的多级自适应有限元方法。其利用缩减因子寻找高荧光产额节点所在的区域作为可行区域,通过迭代逐渐缩小可行区域,同时将可行区域的网格进行细分,实现快速准确的重建光源,在减少光源定位误差的同时还提高了光源的能量密度。

数字鼠模型上的单光源及双光源实验测试了本文方法的光源定位及多目标分辨的能力。该方法可以显著减少光源定位误差,提高光源能量密度,从而

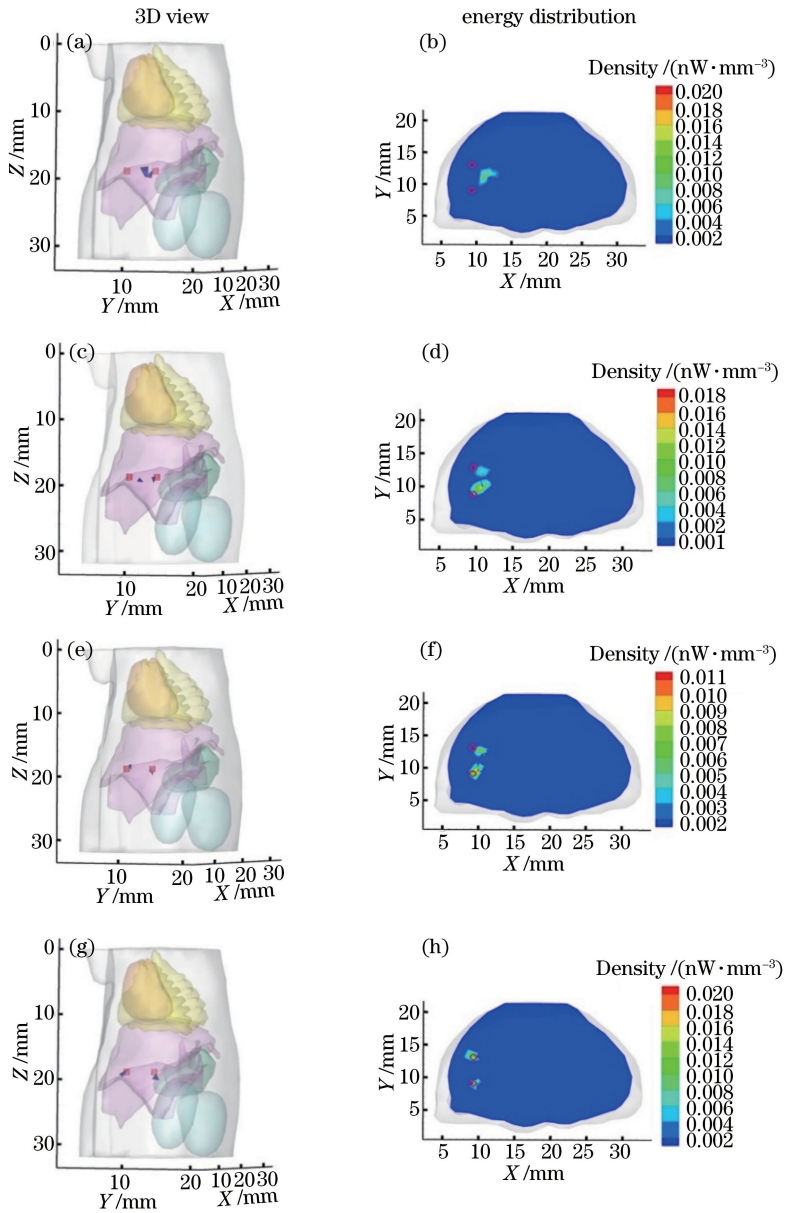


图 4 双光源仿真重建结果的 3D 视图和能量分布。(a)(b) L1-LS 方法;(c)(d) L1-LS/MAFEM($\alpha=70\%$)方法;
 (e)(f) L1-LS/MAFEM($\alpha=40\%$)方法;(g)(h) L1-LS/PRS-MAFEM 方法
 Fig. 4 3D view and energy distribution of reconstruction results in double-source case. (a)(b) L1-LS method;
 (c)(d) L1-LS/MAFEM ($\alpha=70\%$) method; (e)(f) L1-LS/MAFEM ($\alpha=40\%$) method;
 (g)(h) L1-LS/PRS-MAFEM method

验证了本文方法的有效性和可行性;同时,与不结合可行域收缩策略的自适应有限元方法相比,本文方法在没有人工干预的情况下依然可以得到较好的定位精度和较高的重建能量密度。虽然结合可行域收缩的多级自适应有限元方法可以提高光源的重建质量,但是实验中只使用了一种重建算法,并且实验中算法的参数过于依赖以往经验,因此将更高效的重建算法与本文方法相结合以及如何选择适宜的正则化参数将是下一步研究的重点。

参 考 文 献

[1] Qin C H, Feng J C, Zhu S P, *et al.* Recent advances in bioluminescence tomography: methodology and system as well as application[J]. *Laser & Photonics Reviews*, 2012, 8(1): 94-114.
 [2] Yu J J, Zhang B, Iordachita I I, *et al.* Systematic study of target localization for bioluminescence tomography guided radiation therapy [J]. *Medical Physics*, 2016, 43(5): 2619-2629.

- [3] Willmann J K, van Bruggen N, Dinkelborg L M, *et al.* Molecular imaging in drug development [J]. *Nature Reviews Drug Discovery*, 2008, 7(7): 591-607.
- [4] Söling A, Rainov N G. Bioluminescence imaging in vivo-application to cancer research [J]. *Expert Opinion on Biological Therapy*, 2003, 3(7): 1163-1172.
- [5] Badr C E, Tannous B A. Bioluminescence imaging: progress and applications [J]. *Trends in Biotechnology*, 2011, 29(12): 624-633.
- [6] Ren S H, Hu H H, Li G, *et al.* Multi-atlas registration and adaptive hexahedral voxel discretization for fast bioluminescence tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(4): 1549-1560.
- [7] Yu J J, Tian J, Wang H Y, *et al.* Bioluminescence tomography based on iterative support detection [J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(4): 0711004.
余景景, 田晶, 王海玉, 等. 基于迭代支撑检测的生物发光断层成像 [J]. *光学学报*, 2017, 37(7): 0711004.
- [8] Wang G, Li Y, Jiang M. Uniqueness theorems in bioluminescence tomography [J]. *Medical Physics*, 2004, 31(8): 2289-2299.
- [9] Naser M A, Patterson M S. Algorithms for bioluminescence tomography incorporating anatomical information and reconstruction of tissue optical properties [J]. *Biomedical Optics Express*, 2010, 1(2): 512-526.
- [10] Dehghani H, Davis S C, Pogue B W. Spectrally resolved bioluminescence tomography using the reciprocity approach [J]. *Medical Physics*, 2008, 35(11): 4863-4871.
- [11] Naser M A, Patterson M S. Bioluminescence tomography using eigenvectors expansion and iterative solution for the optimized permissible source region [J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2(11): 3179-3193.
- [12] Lü Y J, Tian J, Cong W X, *et al.* A multilevel adaptive finite element algorithm for bioluminescence tomography [J]. *Optics Express*, 2006, 14(18): 8211-8223.
- [13] He X W, Hou Y B, Chen D F, *et al.* Sparse regularization-based reconstruction for bioluminescence tomography using a multilevel adaptive finite element method [J]. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2011, 2011: 203537.
- [14] Li W, Zhao H, Qu X C, *et al.* Improved AFEM algorithm for bioluminescence tomography based on dual-mesh alternation strategy [J]. *Chinese Optics Letters*, 2012, 10(2): 021701.
- [15] Yu J J, He X W, Geng G H, *et al.* Hybrid multilevel sparse reconstruction for a whole domain bioluminescence tomography using adaptive finite element [J]. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2013, 2013: 548491.
- [16] Naser M A, Patterson M S. Improved bioluminescence and fluorescence reconstruction algorithms using diffuse optical tomography, normalized data, and optimized selection of the permissible source region [J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2(1): 169-184.
- [17] Kim S J, Koh K, Lustig M, *et al.* An interior-point method for large-scale l_1 -regularized least squares [J]. *Proceedings of IEEE*, 2007, 1(4): 606-617.
- [18] Kuo C, Coquoz O, Troy T L, *et al.* Three-dimensional reconstruction of in vivo bioluminescent sources based on multispectral imaging [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2007, 12(2): 024007.
- [19] Wang G, Cong W X, Durairaj K, *et al.* In vivo mouse studies with bioluminescence tomography [J]. *Optics Express*, 2006, 14(17): 7801-7809.
- [20] Cong W X, Wang G, Durairaj K, *et al.* Practical reconstruction method for bioluminescence tomography [J]. *Optics Express*, 2005, 13(18): 6756-6771.
- [21] Yu J J, Liu F, Jiao L, *et al.* A finite element mesh aggregating approach to multiple-source reconstruction in bioluminescence tomography [J]. *Journal of Biomedical Imaging*, 2011, 2011: 210428.
- [22] Yu J J, Wang H Y, Li Q Y. Single-view based multispectral bioluminescence tomography with iteratively shrinking permissible region [J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(12): 1211001.
余景景, 王海玉, 李启越. 结合迭代收缩可行域的单视图多光谱生物发光断层成像 [J]. *光学学报*, 2016, 36(12): 1211001.
- [23] 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.