

文章编号 1004-924X(2017)05-1159-12

采用快速贝叶斯匹配追踪的单视图 X 射线发光断层成像

侯榆青, 曲璇, 张海波, 易黄建, 贺小伟*
(西北大学 信息科学与技术学院, 陕西 西安 710127)

摘要:为了缓解单视图 X 射线发光断层成像中出现的不适定性问题,提出了一种结合区域迭代收缩策略的快速贝叶斯匹配追踪方法。该方法将贝叶斯模型和贪婪算法相结合,可以从较少的观测值中高效快速地恢复稀疏信号。为了进一步提高重建精度,将快速贝叶斯追踪与区域迭代收缩策略结合,简化了自适应有限元方法在网格划分和系统矩阵构建方面的复杂性,在缩减因子迭代缩小可行区域的同时,缓解了 X 射线发光断层成像逆向题求解中的病态性。为评估该方法的有效性,设计了仿真实验与真实物理仿体实验。仿真结果表明,本文方法在加快重建速度的同时,显著提高了纳米发光目标的定位精度和发光产额的定量结果,它们分别为 0.73 mm 和 0.79 μg 。真实物理仿体实验进一步验证了该方法在实际单视图 X 射线发光断层成像中的可行性。

关键词:光学分子影像;X 射线发光断层成像;单视图重建;贝叶斯匹配追踪;可行区域迭代收缩

中图分类号:Q63;TP391 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20172505.1159

Single-view XLCT imaging based on fast Bayesian matching pursuit

HOU Yu-qing, QU Xuan, ZHANG Hai-bo, YI Huang-jian, HE Xiao-wei*

(School of Information Sciences and Technology, Northwest University, Xi'an 710127, China)

* Corresponding author, E-mail: hexw@nwu.edu.cn

Abstract: To relieve the ill-posedness of single-view x-ray luminescence computed tomography (XLCT), a fast Bayesian matching pursuit (FBMP) method combined with iterative-shrinking permissible region (ISPR) strategy was put forward. In this method, Bayesian model was combined with the greedy algorithm to quickly and efficiently restore sparse signal from few observed values. To further improve the reconstruction accuracy, FBMP was combined with ISPR strategy to simplify the mesh generation and system matrix construction by self-adaptive finite element, downsizing the factor iterative-shrinking permissible region, meanwhile relieving the ill-posedness of XLCT in reverse solution. In order to verify the effectiveness of the method, a simulation and a real physical phantom experiment were performed. The simulation results show that the proposed method, while speeding up the reconstruction process, significantly improve the localization accuracy of nano luminescent target and quantitative result of luminescence yield, which are 0.73 mm and 0.79 μg respectively. The physical phantom experiment further verifies the feasibility of this method in actual XLCT.

收稿日期:2016-12-13;**修订日期:**2017-01-16.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 61640418, No. 61372046, No. 61401264, No. 11571012, No. 61601363);
陕西省科技计划项目(No. 2013K12-20-12, No. 2015KW-002);陕西省自然科学研究计划项目(No. 2015JM6322);陕西省教育厅自然科学研究计划项目(No. 16JK1772);西北大学自然科学研究计划项目(No. 338050018, No. 334100032, No. 338020012)

Key words: optical molecular imaging; X-ray luminescence computed tomography; single-view reconstruction; Bayesian matching pursuit; iterative-shrinking permissible region

1 引言

X 射线发光断层成像 (X-Ray Luminescence Computed Tomography, XLCT) 作为一种新型的分子影像技术^[1-4], 能够同时进行功能成像以及分子成像。具体来说, 就是借助现代光学分子探针合成技术, 利用具有发光性质的纳米发光颗粒合成的分子探针, 构建一种结合 Micro-CT 的新型光学分子成像系统^[5]。在该成像系统中, 通过 X 射线照射生物体内纳米发光材料^[6-7], 激发其产生近红外光并通过高灵敏度 CCD (Charge Coupled Device, CCD) 相机采集, 结合重建方法反演纳米发光目标的三维分布。相比于生物发光断层成像 (Bio Luminescence Tomography, BLT)^[8-9] 和荧光分子断层成像 (Fluorescence Molecular Tomography, FMT)^[10] 等成像模式, XLCT 的主要优势如下: 第一, 可消除自体荧光现象; 第二, 由于 X 射线具有深探测能力且在组织内准直线传播, 能显著提高成像的空间分辨率。作为一种新型的分子影像技术, XLCT 有助于连续监测分子的活性, 为肿瘤早期检测、新药研发和影像引导开辟了新方法。

根据 X 射线激发模式的不同, XLCT 成像系统主要分为笔束 XLCT (Pencil-beam XLCT, PB-XLCT) 和锥束 XLCT (Cone-beam XLCT, CB-XLCT)^[11]。2010 年, 美国斯坦福大学医学院的 G. Pratz 等搭建了笔束 XLCT 系统并验证了系统的可行性^[5]。鉴于笔束 XLCT 在实验过程中存在扫描和 X 射线曝光时间较长 (≥ 624 s)^[11] 以及 X 射线利用率低等问题, 2013 年 Tian 等人提出了锥束 XLCT 成像系统^[12]。随后, Chen 等人在锥束 XLCT 的基础上^[13], 采用扇形 X 射线提高成像质量, 并提出深度自适应相关的正则化分割算法降低重建方法的不适定性^[14]。2014 年, Liu 等人将该方法应用到小动物实验中^[15], 进一步验证了 XLCT 应用于临床的可行性。由于 XLCT 多视图成像需要较长的信息采集时间 (通常大于 134 s)^[12], 不适合生物体内纳米发光材料的快速

成像。为了保证高空间分辨率的同时降低扫描时间, Liu 等人提出了单视图成像, 并验证了单视图锥束 XLCT 成像的可行性^[16]。2014 年, Liu 等人将小波变换应用于 CB-XLCT 单视图成像中, 使重建误差低于 0.8 mm, 为实现实时 CB-XLCT 提供了可行性^[17]。

对于 XLCT, 多次激发可增加生物体表面的光学信息, 然而光的强散射特性使光子在生物体中呈大量无规则散射传播。此外, 利用 CCD 相机采集的数据为目标表面值, 数量有限, 而区域内部点数量巨大, 因此求解 XLCT 逆问题是一个未知数远大于方程数的数学问题, 且易受测量误差和噪声的影响, 因而其逆问题具有严重的病态性。单视图成像仅根据一个角度的光学数据进行目标重建, 有利于实时成像, 但其有限的光学数据进一步加剧了问题的病态性。

文献^[17]采用小波变换进行单视图 XLCT 重建, 验证了压缩感知 (Compressed Sensing, CS) 理论在单视图 XLCT 的可行性。本文针对单视图 CB-XLCT 成像, 引入快速贝叶斯匹配追踪 (Fast Bayesian Matching Pursuit, FBMP)^[18] 算法, 将 FBMP 与可行区域迭代收缩策略 (Iterative-Shrinking Permissible Region, ISPR)^[19] 结合, 可简化自适应有限元策略在网格剖分和系统矩阵构建方面的复杂性, 在逐渐减小可行区域的基础上进行多次 XLCT 重建, 缓解了 XLCT 逆问题的病态性, 得到的重建结果具有较高的质量和鲁棒性。同时, 通过对测量数据添加不同水平的高斯噪声, 进一步验证了所提算法的稳定性。

2 理论方法

2.1 成像原理

CB-XLCT 成像问题包括前向问题和逆向问题。前向问题即已知 X 射线浓度, 纳米发光目标分布信息以及生物组织光学参数等, 求解成像目标内部与表面光子流分布的过程; 反之, 将传输模型和探测到的表面光学分布信息结合重建方法, 重建

出纳米发光目标的浓度以及分布信息为逆向问题。

依据 XLCT 成像原理,生物组织内部的纳米发光目标受到外部 X 射线的激发会发出可见光或者近红外光,如下式所示^[1]:

$$S(r) = \varepsilon X(r) \rho(r), \quad (1)$$

其中: $S(r)$ 是光源, $X(r)$ 是 X 射线密度, $\rho(r)$ 是 r 处的纳米颗粒浓度, ε 是光子产率。

根据 Lambert-Beers 定律,当 X 射线穿过组织时, X 射线的密度分布为^[6]:

$$X(r) = X_0 \exp\left\{-\int_{r_0}^r \mu(\tau) d\tau\right\}, \quad (2)$$

其中: X_0 是在初始位置 r_0 处的 X 射线浓度, $\mu(\tau)$ 是在位置 τ 处的 X 射线衰减系数。该衰减系数可以利用基于衰减信息的 CT 从 X 射线投射数据中计算出来。

XLCT 成像过程中纳米发光目标受 X 射线激发后,发出近红外光,由于生物组织在光传输过程中的高散射和低吸收的性质,光子传输过程通常使用扩散方程结合 Robin 边界条件解决^[20],即:

$$-\nabla \cdot [D(r) \nabla \Phi(r)] + \mu_a(r) \Phi(r) = S(r), r \in \Omega, \quad (3)$$

$$2\gamma D(r) \frac{\partial \Phi(r)}{\partial \mathbf{n}} + \Phi(r) = 0, r \in \partial\Omega, \quad (4)$$

其中: Ω 是成像物体所占据的区域, $S(r)$ 是光源, $D(r) = (3(\mu_a(r) + (1-g)\mu_s(r)))^{-1}$ 是扩散系数, $\mu_a(r)$ 是吸收系数, g 是各向异性因子, $\mu_s(r)$ 是散射系数, $\Phi(r)$ 是光子流密度, \mathbf{n} 表示边界 $\partial\Omega$ 的外单位法向量, γ 是依赖于光折射系数的边界不匹配因子。

采用有限元法来求解扩散近似方程^[21],将式(3)转化为以下矩阵方程:

$$\Phi = \mathbf{A} \cdot \boldsymbol{\rho}. \quad (5)$$

其中: $\boldsymbol{\rho}$ 表示纳米发光颗粒的浓度信息, Φ 表示生物体表的红外光测量数据。

2.2 结合区域收缩的 FBMP 重建方法

考虑到 X 射线发光样品在组织内部的稀疏分布特性,结合 CS 理论,对目标函数采用正则化方法进行求解,即有:

$$\min_x \frac{1}{2} \|\Phi - \mathbf{A}\boldsymbol{\rho}\|_2^2 + \lambda \|\boldsymbol{\rho}\|_1, \quad (6)$$

其中 λ 是正则化参数,往往通过经验获取。

为了更准确地重建纳米发光目标,结合可行区域迭代收缩策略^[19]能逐步减小未知变量的数

目以及重建问题的规模。迭代开始前,选择可行区域 R 为整个成像物体,定义可行区域的减缩因子 β 为:

$$\beta = (N_i/N_F) [1/(L_{\max} - 1)], \quad (7)$$

其中: L_{\max} 是总迭代次数, N_i 表示可行区域的初始节点数, N_F 表示可行区域迭代收缩后的最终节点数。

在可行区域每次迭代的过程中,利用 FBMP^[18]算法对式(7)进行求解。FBMP 算法是一种可快速估计贝叶斯模型平均和最小均方误差的稀疏线性回归方法,其中的贝叶斯框架可以给出一组高后验概率集。

在 FBMP 算法中,稀疏系数向量 \mathbf{x} 来自高斯混合模型:

$$\rho | \mathbf{s} \sim N(0, R(\mathbf{s})). \quad (8)$$

定义混合参数的一个离散随机向量 $\mathbf{s} = [s_0, s_1, \dots, s_{N-1}]^T$, 并服从 Bernoulli 分布 (p_1) 。

$\boldsymbol{\rho}$, \mathbf{y} 的联合分布为:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{y} \\ \boldsymbol{\rho} \end{bmatrix} | \mathbf{s} \sim N\left(0, \begin{bmatrix} \Phi(\mathbf{s}) & \mathbf{A}R(\mathbf{s}) \\ R(\mathbf{s})\mathbf{A}^T & R(\mathbf{s}) \end{bmatrix}\right), \quad (9)$$

其中 $\Phi(\mathbf{s}) = \mathbf{A}R(\mathbf{s})\mathbf{A}^T + \sigma^2 \mathbf{I}_M$ 。

通过 $\boldsymbol{\rho}$, \mathbf{y} 的联合分布将稀疏表示问题转换为求解 \mathbf{s} 的估计。根据贝叶斯公式, \mathbf{s} 的后验概率为:

$$p(\mathbf{s} | \mathbf{y}) = \frac{p(\mathbf{y} | \mathbf{s}) p(\mathbf{s})}{\sum_{\mathbf{s}' \in S} p(\mathbf{y} | \mathbf{s}') p(\mathbf{s}')}, \quad (10)$$

其中: $S = \{0, 1\}^N$, 由于集合 S 中元个数很大,所以转换为求解其主要作用的基原子集合,即求解:

$$\mu(\mathbf{s}) = \ln p(\mathbf{y} | \mathbf{s}) p(\mathbf{s}) = -\frac{M}{2} \ln 2\pi - \frac{1}{2} \det(\Phi(\mathbf{s})) -$$

$$\frac{1}{2} \mathbf{y}^T \Phi(\mathbf{s})^{-1} \mathbf{y} + \|\mathbf{s}\|_0 \ln \frac{p_1}{1-p_1} + N \ln(1-p_1).$$

(11)

将式(11)定义为基选择测度。贝叶斯匹配追踪用来描述它主要作用的基原子集合,首先搜索以 $\mathbf{s}=0$ 开始,取向量 \mathbf{s} 中的一个元素置为 1,得到 N 个互不相同的向量,由这 N 个向量组成集合 $S^{(1)}$,计算其中每个向量对应的测度,得到 N 个测度,取前 D 个最大测度所对应的向量构成集合 $S_*^{(1)}$ 。接下来对 $S_*^{(1)}$ 中的每个向量再取另一个元素置为 1,由这些向量组成集合 $S^{(2)}$,计算其中每个向量对应的测度,取前 D 个最大测度所对应的

向量构成集合 $S_*^{(2)}$ 。以此类推,计算出最优基集合 $S_*^{(p)}$, P 为自适应终止参数。

根据贝叶斯算法,本文采用每次计算得到的测度增量对测度进行更新,在一定程度上可以加快计算过程,因此该方法称作 FBMP。FBMP 算法中测度采用计算单个混合参数启动时的变化量进行快速更新,更准确地说,将不包含第 n 个系数的向量 \mathbf{s} 定义为 \mathbf{s}_n ,系数在 \mathbf{s} 中不活跃但是在 \mathbf{s}_n 中为活跃时,即 $[\mathbf{s}]_n=0$ 且 $[\mathbf{s}_n]_n=1$,计算 $\Delta_n(\mathbf{s})=\mu(\mathbf{s}_n)-\mu(\mathbf{s})$ 。

对于任意的 n 和 \mathbf{s} 有:

$$\Phi(\mathbf{s}_n)=\Phi(\mathbf{s})+\sigma_1^2 \mathbf{a}_n \mathbf{a}_n^T, \quad (12)$$

$$\Phi(\mathbf{s}_n)^{-1}=\Phi(\mathbf{s})^{-1}-\sigma_1^2 \beta_n \mathbf{b}_n \mathbf{b}_n^T. \quad (13)$$

$$\text{Cov}\{\rho|\mathbf{y}\} \approx \sum_{\mathbf{s} \in S_*} p(\mathbf{s}|\mathbf{y}) \begin{bmatrix} \text{Cov}\{\rho|\mathbf{y},\mathbf{s}\}+(\hat{\rho}_{\text{mmse}}-E\{\rho|\mathbf{y},\mathbf{s}\}) \\ (\hat{\rho}_{\text{mmse}}-E\{\rho|\mathbf{y},\mathbf{s}\})^T \end{bmatrix}, \quad (16)$$

$$\text{Cov}\{\rho|\mathbf{y},\mathbf{s}\}=R(\mathbf{s})-R(\mathbf{s})\mathbf{A}^T\Phi(\mathbf{s})^{-1}\mathbf{A}R(\mathbf{s}). \quad (17)$$

表 1 FBMP 算法描述

Tab. 1 Description of FBMP algorithm

FBMP 算法步骤:
输入:信号观测值 \mathbf{y} ,观测矩阵 \mathbf{A} ,活跃概率 p ,搜索参数 D 。
1. 根据 BMP 描述的方法,首先令参数向量 $\mathbf{s}=0$,即测度的初始值为 $\mu(0)=-\frac{M}{2} \ln 2\pi-\frac{M}{2} \ln \sigma^2-\frac{1}{2\sigma^2} \ \mathbf{y}\ _2^2+N \ln (1-p_1)$ 启动参数向量的任一位置为 1;
2. 计算启动新元素的向量所对应的测度值,根据 $\Phi(\mathbf{s})^{-1}=\frac{1}{\sigma^2} I_M-\sigma_1^2 \sum_{i=1}^p \beta^{(i)} \mathbf{b}^{(i)} \mathbf{b}^{(i)T}$ 计算测度的变化量,实现测度的快速更新;
3. 取第 2 步中计算得到的测度值的 D 个最大值所对应的参数向量随机启动另一个位置为 1;
4. 重复步骤 2、3 直到满足终止条件,得到最优基集合 $S_*^{(p)}$ 。(包含 D 个参数向量, P 为自适应终止参数);
5. 分别计算 $\hat{\rho}_{\text{mmse}}, \text{Cov}\{\rho \mathbf{y}\}, \text{Cov}\{\rho \mathbf{y},\mathbf{s}\}$;
输出:稀疏系数 $\hat{\rho}_{\text{mmse}}$ 和估计误差。

利用 FBMP 算法获得 ρ 后,计算目标函数 $f^{(j)}$:

$$f^{(j)}=\min_R \sum \|A(R)\rho-\Phi\|_{l_1}, \quad (18)$$

其中 $j=1:L_{\text{max}}$ 。若 $f^{(j)}$ 小于上一次的迭代结果,则纳米发光目标的最优解为当前解,即 $\rho_{\text{best}}=\rho^{(j)}$ 。若每次迭代后可行区域 R 上的节点数 $N_j>N_f$,则降序排序当前可行区域节点的发光产额,通过减缩因子 β ,保留 N_j/β 个高发光产额的节点

因此,当系数在 \mathbf{s} 中不活跃但是在 \mathbf{s}_n 中活跃时,可产生 $\mu(\mathbf{s}_n)=\mu(\mathbf{s})+\Delta_n(\mathbf{s})$,即测度的快速更新公式,其中变化量 $\Delta_n(\mathbf{s})$ 为:

$$\Delta_n(\mathbf{s})=\frac{1}{2} \ln \beta_n+\frac{1}{2} \sigma_1^2 \beta_n\left(\mathbf{y}^T \mathbf{b}_n\right)^2+\ln \frac{p_1}{1-p_1}. \quad (14)$$

搜索到最优基集合 $S_*^{(p)}$,可近似计算 x 的最小均方误差 (Minimum Mean Square Error, MMSE) 估计,即:

$$\hat{\rho}_{\text{mmse}}=\sum_{\mathbf{s} \in S_*} p(\mathbf{s}|\mathbf{y}) E\{\rho|\mathbf{y},\mathbf{s}\}. \quad (15)$$

相应的估计误差可近似为:

数,舍弃低发光产额节点,控制用于下一次重建的新可行区域;当 $N_j \leq N_f$ 时,迭代停止并输出最优解。因此,通过迭代收缩将可行区域逐步缩小至几个节点,有利于提高重建质量,同时目标函数具有一个全局最小值以及最优解。图 1 是结合 ISPR 的 FBMP 重建方法流程。

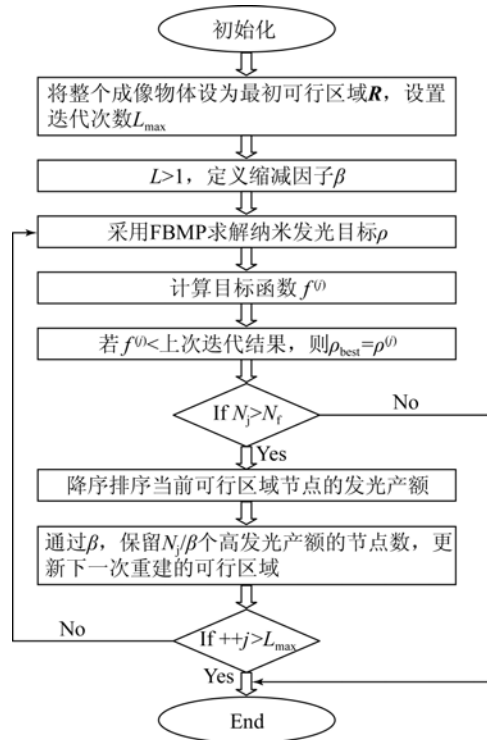


图 1 结合区域收缩策略的快速 FBMP 重建方法流程
Fig. 1 Flowchart of FBMP reconstruction method combining with region-shrinking strategy

3 实验与结果

为了验证本文所提方法的有效性,这里设计了 4 组仿真实验和 2 组物理实验。实验中,将 XLCT 中已广泛使用的不完全变量截断共轭梯度算法(Incomplete Variables Truncated Conjugate Gradient, IVTCG)^[12,22]和具有代表性的贪婪算法正交匹配追踪(Orthogonal Matching Pursuit, OMP)^[23-24]作为对比方法。为了验证所提方法的有效性,结合 ISPR 对 3 种算法进行进一步的对比。在分析实验结果的基础上引入了位置误差、恢复的样品质量、相对误差以及重建时间 4 个指标作为评价标准。由于现有物理的实验系统无法获得样品的光子转化率,这里暂不讨论定量重建结果。

3.1 仿真实验

在仿真试验中,本文采用一个高为 30 mm,半径为 10 mm 的圆柱状非匀质仿体,其包括骨骼、心脏、肝、肺和肌肉 5 个器官,其光学特性参数如表 2 所示。在左肺中植入一个半径为 0.5 mm 的球形目标,代表 X 射线发光样品,模拟纳米发光材料氧化铕(Eu₂O₃)。样品质量为 1 μg,中心坐标为(5,0,15)。使用圆柱体来模拟肌肉组织,X 射线衰减系数设为 0.12 mm⁻¹^[25],光子转换率设为 0.15 cm³/mg^[3]。X 射线光源的电压和电流分别设置为 50 kV 和 1 mA。

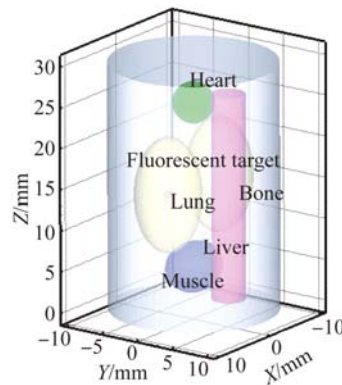
表 2 不同器官的光学特性参数

Tab.2 Optical property parameters of different organs

器官及组织	吸收系数 μ_a/mm^{-1}	散射系数 μ_s/mm^{-1}	各项异性 系数 g
肌肉	0.043 34	3.502 53	0.90
肺	0.096 56	34.875 35	0.94
骨骼	0.030 09	22.117 67	0.90
心脏	0.029 81	5.797 34	0.85
肝	0.176 05	6.287 12	0.90

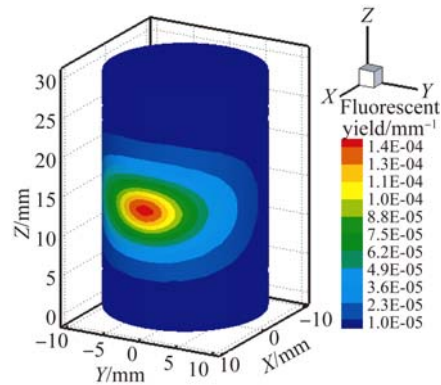
仿体空间分布如图 2(a)所示。在前向问题中,仿体离散为 32 572 个节点和 185 202 个四面

体单元,其表面光学信息如图 2(b)所示。



(a)球形纳米发光目标的圆柱状非匀质仿体

(a)3D cylindrical inhomogeneous phantom with single nanophosphor



(b)单目标在仿体表面的光学信息

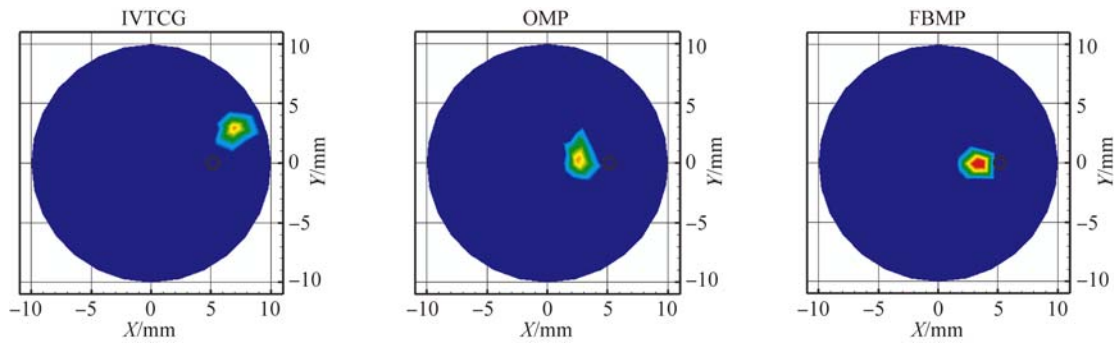
(b)Flux density distribution for single nanophosphor on phantom surface

图 2 仿体前向仿真

Fig.2 Forward simulation of phantom

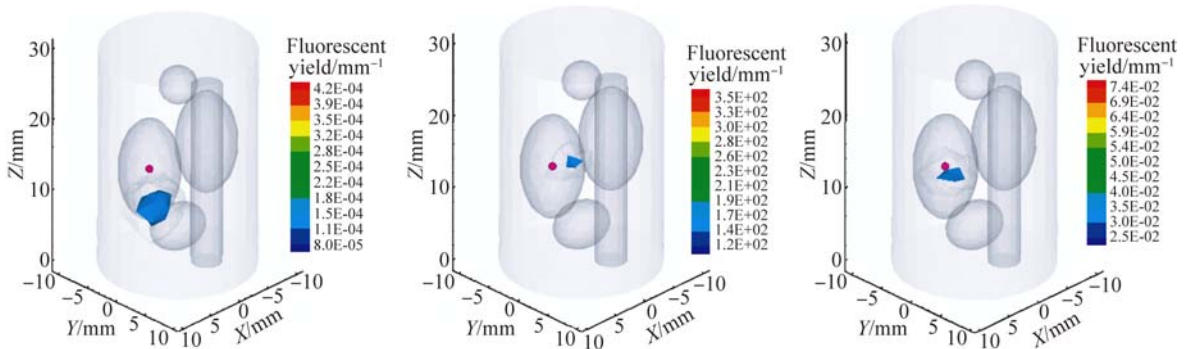
在逆向问题中,仿体被离散为 3 288 个节点和 17 984 个四面体单元。在前向仿真的基础上,分别使用 FBMP, OMP, IVTCG 算法进行重建,并对重建结果进行对比。

第一组采用未使用 ISPR 的 FBMP, OMP 以及 IVTCG 重建方法,手动调节各个算法的相关系数,仿体在切片 Z=12.5 mm 的重建结果如图 3(a)所示。其中,黑色圆圈为真实的纳米发光目标,红色区域代表重建的纳米发光目标。图 3(b)是对应的 3D 展示,红色为真实的纳米发光目标,蓝色为重建的纳米发光目标分布(彩图见期刊电子版)。



(a) 单视图重建结果的仿体截面图 ($Z=12.5\text{ mm}$)

(a) Cross-sections of phantom reconstructed by different methods ($Z=12.5\text{ mm}$)



(d) 相应的重建结果在肺中 3D 视图

(d) Corresponding 3D views of three reconstructed results

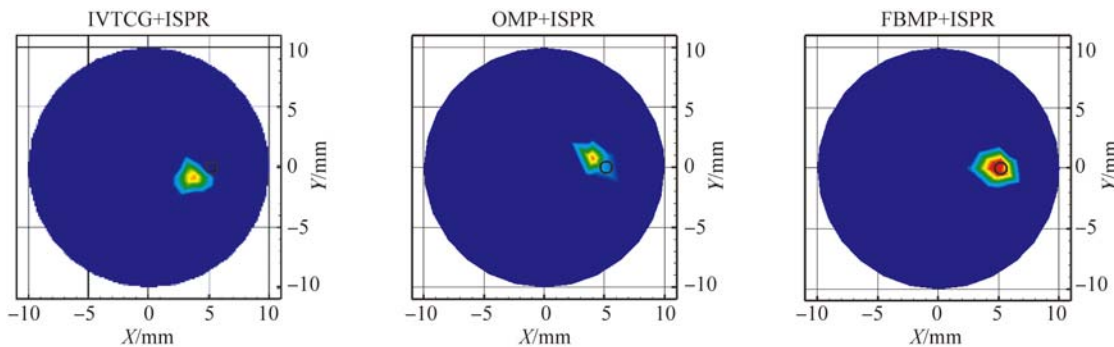
图 3 单目标在肺中的重建结果

Fig. 3 Single-view reconstruction of single nanophosphor in lung

表 3 为单目标的定量重建结果,从表中可看出,传统的 IVTCG 效果较差,FBMP 重建误差最小, $LE=2.23\text{ mm}$,恢复的样品质量由 $0.51\text{ }\mu\text{g}$ 上升到 $0.65\text{ }\mu\text{g}$;FBMP 的重建时间与 IVTCG 和 OMP 相比明显减少,由 5.62 s 降至 0.75 s 。

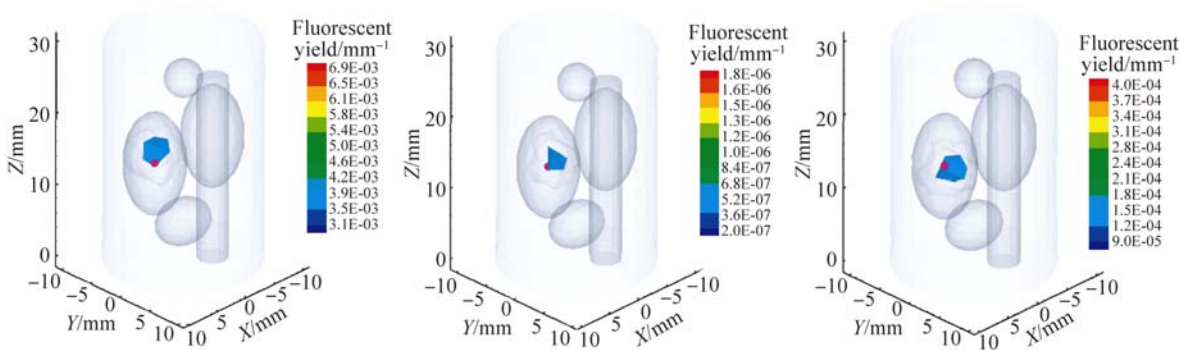
由于单视图严重的病态性,虽然 FBMP 相对于 IVTCG 以及 OMP 误差范围明显减少,但重建误差依然较大。考虑到 ISPR 的优点,将 FBMP 算法整合到可行区域收缩框架中,进一步改善成像质量。

第二组实验将 3 种算法分别与 ISPR 结合并对重建结果进行对比分析,结果如图 4 所示(彩图见期刊电子版)。图 4(a)为仿体在切片 $Z=15\text{ mm}$ 的重建结果的二维展示,其中黑色圆圈指的是真实的纳米发光目标,绿色区域代表重建的纳米发光目标分布;图 4(b)是相应的 3D 展示,其中红色球体代表真实的纳米发光目标,蓝色区域代表重建的纳米发光目标分布。表 3 定量分析了单目标在肺中的重建结果。



(a) 单视图重建结果的仿体截面图 ($Z=15\text{ mm}$)

(a) Cross-sections of phantom reconstructed by different methods ($Z=15\text{ mm}$)



(b)相应的重建结果 3D 视图

(b)Corresponding 3D views of three reconstructed results

图 4 结合可行区域收缩策略后单目标在肺中的重建结果

Fig. 4 Single-view reconstruction of single nanophosphor in lung with ISPR

表 3 单目标在肺中的重建结果的定量分析

Tab. 3 Quantitative analysis of reconstruction results for single nanophosphor in lung

Algorithm	Location error/mm	Recovered quality/ μg	Relative quantity error/%	Time/s
IVTCG	4.80	0.51	48.61	5.62
OMP	2.85	0.47	53.00	1.12
FBMP	2.23	0.65	35.36	0.75
IVTCG+ISPR	2.09	0.61	39.25	42.52
OMP+ISPR	1.30	0.53	47.19	6.39
FBMP+ISPR	0.73	0.79	20.05	12.84

实验结果表明,结合区域收缩策略的 FBMP 重建方法的成像质量得到了明显改善,重建误差由 2.23 mm 降到 0.73 mm,恢复的样品质量由 0.65 μg 上升到了 0.79 μg 。此外,由于该组实验结合区域收缩策略进行重建,ISPR 主要通过缩减因子进行迭代减少可行区域,因此相对未使用 ISPR 的时间有所增加。但是,在保证重建质量的前提下,FBMP 仍具有时间优势。

由于方法中的先验概率 p 要根据经验手动调节,因此这里在使用 FBMP+ISPR 方法的基础上,采用了一系列不同 p 值(0.1~0.8)来测试先验概率对重建结果的影响。实验结果如图 5 所示,从图中可看出参数在 0.15~0.6 时,算法的重

建位置误差保持在 0.74~0.84 mm,重建的样品质量也比较稳定(0.62~0.77 μg);当概率超过 0.6 后,重建结果显示出波动。由此可见,先验概率在 0.15~0.6 时对位置误差与重建的样品质量的影响较小。因此,先验概率对于结果是鲁棒的。

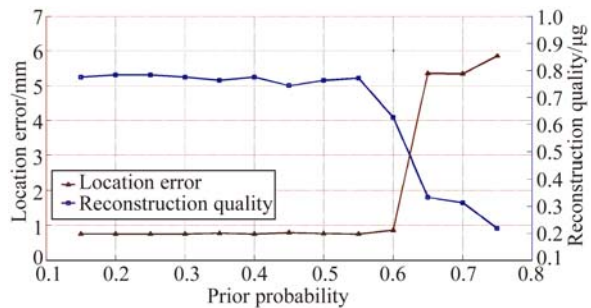


图 5 先验概率 p 对重建结果的影响

Fig. 5 Impact of corresponding prior probability on reconstruction result

最后,通过对数据添加不同程度的高斯噪声进一步验证所提重建方法的鲁棒性和抗噪性能。噪声水平分别选取 5%,10%,15%,20%,25%,30%,35%,40%,45%,重建结果如图 6 所示。在所设置的噪声水平下,重建位置保持在 0.67~0.75 mm,重建质量在 0.74~0.78 μg 波动,与无噪声的重建结果(0.73 mm)和重建质量(0.79 μg)相比变化较小,这表明增加噪声对重建结果的影响不大,从而说明本文所提方法具有良好的抗噪性。

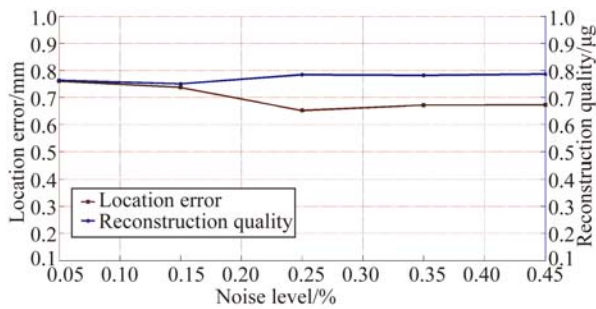


图 6 不同水平的高斯噪声下 FBMP+ISPR 的鲁棒性分析

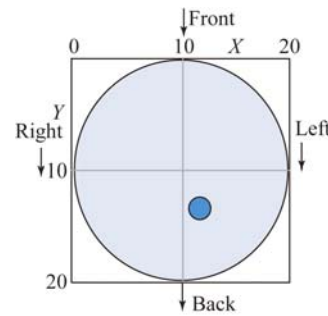
Fig. 6 Robustness analysis of FBMP + ISPR method against different noise levels

3.2 物理实验

为了进一步评估所提方法在实际 XLCT 应用中的性能,设计一组物理实验。将一个直径为 2 mm,高为 3 mm 的圆柱体目标(材质为塑料毛细管,内含纳米发光材料 Eu_2O_3)放置在半径为 10 mm,高 20 mm 的大圆柱仿体(材料为聚甲醛树脂)中,中心目标为(11.8 mm,13.4 mm,10.5 mm)。使用 X 射线每 90° 激发一次发光样品,获取 4 组不同角度的单视图光学数据并根据表面的能量信息选取最好的一组用于逆向重建。在实验中,X 射线衰减系数为 0.024 mm^{-1} ,物理仿体的吸收系数和散射系数分别为 0.025 mm^{-1} 和 11.15 mm^{-1} 。实验采用(europium (III) oxide)作为发光催化剂,X 射线光源的电压和电流分别设置为 50 kV 和 1 mA。

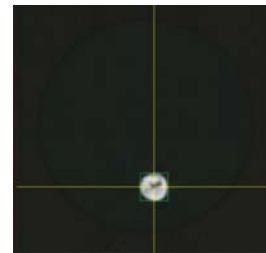
在物理仿体实验中,首先通过高灵敏 CCD (PIXIS 2048B, Princeton Instruments, USA) 采集物理仿体的光学信息,然后获得 micro-CT 信息并使用 filtered back-projection 算法得到 CT 的结构信息。仿体的 CT 结果如图 7 所示,其中图 7(a)是圆柱仿体采集发光信息的方向图,图 7(b)~7(d)分别为 micro-CT 结果在 x - y , x - z , y - z 方向的 CT 图像。为了提高信号的信噪比,使用 2×2 的像素组合操作。

重建过程中只使用一个角度的光学数据。图中重建逆向网格包含 2 439 个节点以及 12 566 个四面体单元。利用重建位置误差和重建时间来评估结合 ISPR 的 FBMP 重建方法的性能。



(a)采集发光信息的方向图

(a)Configuration of collection directions of luminescence signals



(b) x - y 方向的 CT 图像

(b)Micro-CT results on x - y plane



(c) x - z 方向的 CT 图像

(c)Micro-CT results on x - z plane



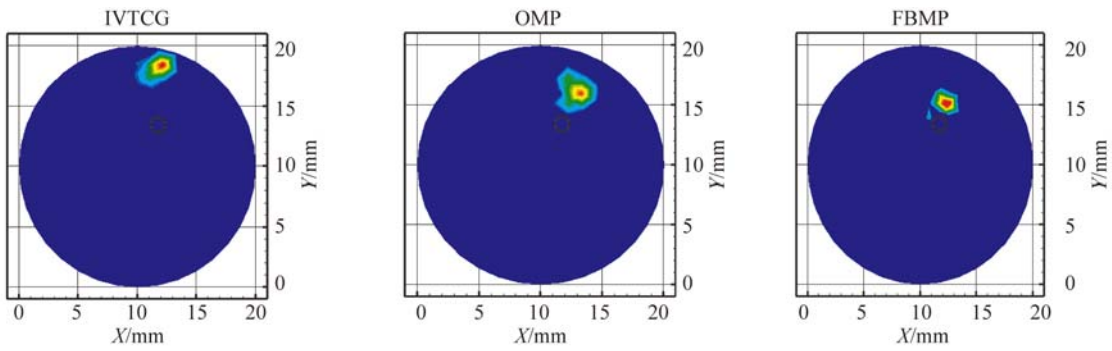
(d) y - z 方向的 CT 图像

(d)Micro-CT results on y - z plane

图 7 仿体的 CT 结果

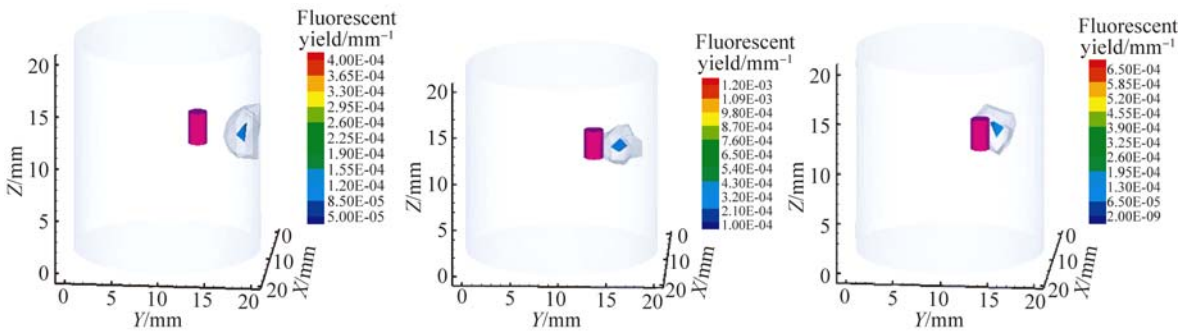
Fig. 7 CT results of phantom

物体实验结果如图 8 和图 9 所示(彩图见期刊电子版),使用 180° 的单视图数据进行重建。第一组对未使用 ISPR 的 FBMP,OMP 以及 IVTCG 的重建结果进行对比。图 8(a)所示为重建结果在切片 $Z=11.5 \text{ mm}$ 的二维展示。其中,黑色圆圈为真实的纳米发光目标,红色区域代表重建的纳米发光目标分布。图 8(b)为对应的 3D 展示,红色为真实的纳米发光目标,蓝色为重建的纳米发光目标。



(a)单视图重建结果的仿体截面图($Z=11.5\text{ mm}$)

(a)Cross-sectional views of phantom reconstructed by different methods($Z=11.5\text{ mm}$)



(b)相应的单目标在肺中的三维重建分布

(b)Corresponding 3D views of reconstructed results in lung

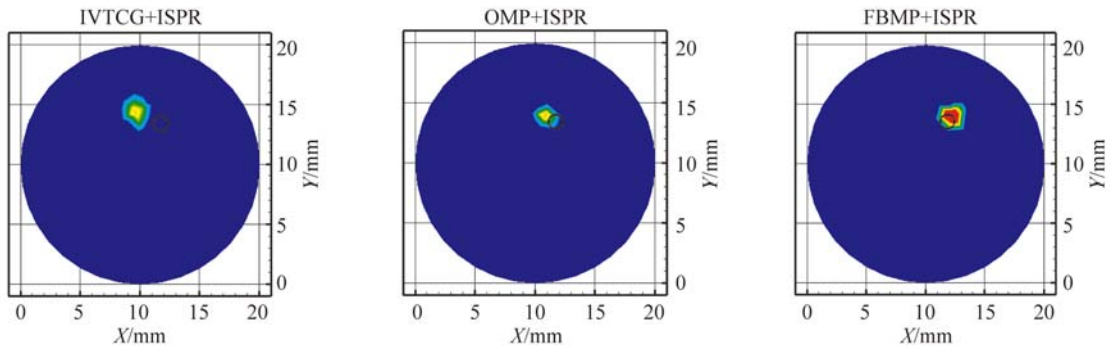
图 8 单目标在肺中的物理实验重建结果

Fig. 8 Phantom reconstruction with single nanophosphor in lung in physical experiment

表 4 对单目标在肺中的重建结果进行定位分析,从表中可以看出,第一组实验中传统的 IVTCG 效果较差,FBMP 的重建误差最小, $LE=2.66\text{ mm}$,时间降至 8.25 s 。

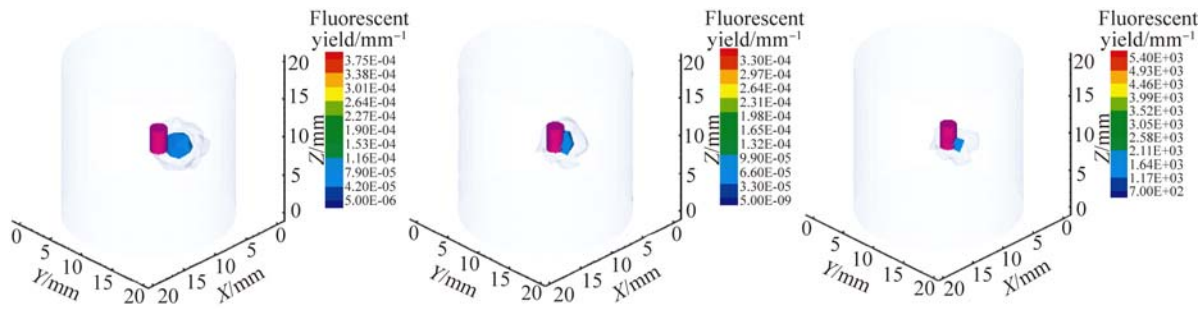
第二组实验将 3 种重建方法分别与 ISPR 结合,并对重建结果进行对比分析。图 9(a)为仿体

在切片 $Z=11\text{ mm}$ 的重建结果的二维展示,其中黑色圆圈指的是真实的纳米发光目标,绿色区域代表重建的纳米发光目标。图 9(b)是相应的 3D 展示,其中红色圆柱体代表真实的纳米发光目标,蓝色区域代表重建的纳米发光目标。



(a)单视图重建结果的仿体截面图($Z=11\text{ mm}$)

(a)Cross-sectional views of phantom reconstructed by different methods($Z=11\text{ mm}$)



(b)相应的单目标重建结果的三维重建分布

(b)Corresponding 3D views of reconstructed results

图 9 单目标在肺中的物理实验重建结果

Fig. 9 Phantom reconstruction with single nanophosphor in lung in physical experiment

表 4 分析了单目标在肺中的重建结果。从表中可以看出,结合区域收缩策略的 FBMP 方法效果最佳,误差降至 0.71 mm,重建时间为 4.80 s。

表 4 物理实验中单目标在肺中的重建结果

Tab. 4 Reconstruction results of phantom with single nanophosphor in lung in physical experiment

Algorithm	Location error/mm	Time/s
IVTCG	4.98	21.44
OMP	3.08	13.78
FBMP	2.66	8.25
IVTCG+ISPR	2.32	42.01
OMP+ISPR	1.44	8.05
FBMP+ISPR	0.71	4.80

两组物理实验结果说明,相比其他重建方法(IVTCG,OMP),结合 ISPR 的 FBMP 方法的定位误差明显减少。由于物理仿体模拟的是真实生物组织,实验数据通过真实成像系统采集,而真实实验系统自身存在几何误差和噪声干扰,此外人为操作也会造成误差,因此物理仿体实验在验证定位精度的前提下,重建时间和仿真试验结果不一致,但是重建精度明显提升,仍可验证该方法的实用性。

4 结 论

XLCT 的单视图成像可在非侵入的情况下,在动物体内重建纳米发光目标的三维分布。针对 XLCT 的单视图成像的严重病态性,本文提出了一种结合自适应 ISPR 的 FBMP 重建方法。首先,ISPR 可在迭代过程中对发光产额进行降序排序,利用减缩因子去除低发光产额节点,缩小发光目标的可行区域,有效地降低重建的病态性。同时,结合 FBMP 重建方法,加入了稀疏系数服从混合高斯分布的假设,能够在较少的观测值中高效地恢复出稀疏信号,且抗噪能力较强,最终快速准确地实现稀疏纳米发光目标的最优求解。通过仿真实验和物理仿体,将所提方法与 IVTCG 以及 OMP 比较。结果表明所指方法实现了一个快速且高质量的 XLCT 单视图重建,其单目标重建误差低于 0.75 mm,重建的样品质量上升到 0.79 μg 。相对于传统的重建算法,结合 ISPR 的 FBMP 重建方法在保证重建时间的基础上,重建结果更加准确,由此验证了该方法的可行性和鲁棒性。该方法不但降低了 XLCT 求解的病态性,而且很好地改善了重建的精度与速度,在 XLCT 应用中具有很大的潜力。

虽然结合 ISPR 的 FBMP 重建方法能够取得较好的重建结果,但目前该方法只基于单目标的非均匀物理模型,双目标重建以及结果的定量分析会是将来的研究重点。

参考文献:

- [1] PRATX G, CARPENTER C M, SUN C, *et al.*. Tomographic molecular imaging of X-ray-excitable nanoparticles [J]. *Optics Letters*, 2010, 35(20): 3345-3347.
- [2] LI C Q, DI K, BEC J, *et al.*. X-ray luminescence optical tomography imaging: experimental studies [J]. *Optics Letters*, 2013, 38(13): 2339-2341.
- [3] CONG W X, SHEN H O, WANG G. Spectrally resolving and scattering-compensated X-ray luminescence/fluorescence computed tomography [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2011, 16(6): 066014.
- [4] AHMAD M, PRATX G, BAZALOVA M, *et al.*. X-Ray luminescence and X-Ray fluorescence computed tomography: new molecular imaging modalities [J]. *IEEE Access*, 2014, 2:1051-1061.
- [5] PRATX G, CARPENTER C M, SUN C, *et al.*. X-ray luminescence computed tomography via selective excitation: a feasibility study [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2010, 29(12): 1992-1999.
- [6] SEFERIS I, MICHAEL C, VALAIS I, *et al.*. Imaging performance of a thin $\text{Lu}_2\text{O}_3 : \text{Eu}$ nanophosphor scintillating screen coupled to a high resolution CMOS sensor under X-ray radiographic conditions: comparison with $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S} : \text{Eu}$ conventional phosphor screen [J]. *SPIE*, 2014, 9033: 90333T.
- [7] SUN C, PRATX G, CARPENTER C M, *et al.*. Synthesis and radioluminescence of PEGylated Eu^{3+} -doped nanophosphors as bioimaging probes [J]. *Advanced Materials*, 2011, 23(24): H195-H199.
- [8] CONG W X, WANG G, KUMAR D, *et al.*. Practical reconstruction method for bioluminescence tomography [J]. *Optics Express*, 2005, 13(18): 6756-6771.
- [9] 金晨, 郭红波, 侯榆青, 等. 基于变量分离近似稀疏重构和简化球谐近似的生物发光断层成像[J]. *光学学报*, 2014, 34(6): 617001.
- JIN CH, GUO H B, HOU Y Q, *et al.*. Bioluminescence tomography reconstruction based on simplified spherical harmonics approximation model and sparse reconstruction by separable approximation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(6): 617001. (in Chinese)
- [10] 郭红波, 贺小伟, 侯榆青, 等. 基于非凸稀疏正则的荧光分子断层成像 [J]. *光学学报*, 2014, 34(6): 717001.
- GUO H B, HE X W, HOU Y Q, *et al.*. Fluorescence molecular tomography based on nonconvex sparse regularization [J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(6): 717001. (in Chinese)
- [11] 张海波, 耿国华, 易黄建, 等. X射线发光断层成像中笔束与锥束激发性能的对比[J]. *光学精密工程*, 2016, 24(5): 986-992.
- ZHANG H B, GENG G H, YI H J, *et al.*. Comparison between pencil-beam and cone-beam in XLCT system [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2016, 24(5): 986-992. (in Chinese)
- [12] CHEN D M, ZHU S P, YI H J, *et al.*. Cone beam x-ray luminescence computed tomography: a feasibility study [J]. *Medical Physics*, 2013, 40(3): 031111.
- [13] CHEN D M, ZHU S P, CHEN X L, *et al.*. Quantitative cone beam X-ray luminescence tomography/X-ray computed tomography imaging [J]. *Applied Physics Letters*, 2014, 105(19): 191104.
- [14] CHEN D M, ZHU S P, CAO X, *et al.*. X-ray luminescence computed tomography imaging based on X-ray distribution model and adaptively split Bregman method [J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(7): 2649-2663.
- [15] LIU X, LIAO Q M, WANG H K. Fast X-ray luminescence computed tomography imaging [J]. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 2014, 61(6): 1621-1627.
- [16] LIU X, LIAO Q M, WANG H K, *et al.*. Excitation-resolved cone-beam X-ray luminescence tomography [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, 20(7): 070501.
- [17] LIU X, WANG H K, XU M T, *et al.*. A wavelet-based single-view reconstruction approach for cone beam X-ray luminescence tomography imaging [J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(11): 3848-3858.
- [18] SCHNITER P, POTTER L C, ZINIEL J. Fast bayesian matching pursuit[C]. *Proceedings of Information Theory and Applications Workshop*, IEEE, 2008: 326-333.
- [19] 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方法[J]. *激光与光电子学进展*, 2016, 53(1): 11701.
- DONG F, HOU Y Q, YU J J, *et al.*. Fluorescence molecular tomography via greedy method combined with region-shrinking strategy[J]. *Laser & Optoelec-*

- tronics Progress*, 2016, 53(1):11701. (in Chinese)
- [20] KLOSE A D, NTZIACHRISTOS V, HIELSCHER A H. The inverse source problem based on the radiative transfer equation in optical molecular imaging[J]. *Journal of Computational Physics*, 2005, 202(1): 323-345.
- [21] SCHWEIGER M, ARRIDGE S R, HIRAOKA M, *et al.*. The finite element method for the propagation of light in scattering media: boundary and source conditions [J]. *Medical Physics*, 1995, 22(11): 1779-1792.
- [22] 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): 24825-24841.
- [23] PATI Y C, REZAIIFAR R, KRISHNAPRASAD P S. Orthogonal matching pursuit: recursive function approximation with applications to wavelet decomposition[C]. *Proceedings of 1993 Conference Record of the Twenty-Seventh Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers, IEEE*, 1995, 1:1-3.
- [24] MALLAT S G, ZHANG Z F. Matching pursuits with time-frequency dictionaries[J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 1993, 41(12): 3397-3415.
- [25] DOGDAS B, STOUT D, CHATZIOANNOU A F, *et al.*. Digimouse: a 3D whole body mouse atlas from CT and cryosection data[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2007, 52(3): 577-587.

作者简介:



侯榆青(1963—),女,陕西榆林人,教授,硕士生导师,1984年于西北大学获得学士学位,1990年于中国科学院西安光机所获得硕士学位,主要从事数字信号处理与信息系统,图形图像处理及多媒体应用、DSP应用系统开发等方面的研究。E-mail: houyuqin@nwu.edu.cn

通讯作者:



贺小伟(1977—),男,陕西米脂人,教授,博士生导师,2005年于西安交通大学获得硕士学位,2011年于西安电子科技大学获得博士学位,主要从事光学分子影像、医学图像处理及可视化、颅面形态学等方面的研究。E-mail: hexw@nwu.edu.cn