

# 基于频率调制和空间编码的单 PMT 荧光分子断层成像

陈若仲<sup>1</sup>, 王琳<sup>1</sup>, 陈雪利<sup>2</sup>, 侯榆青<sup>1\*</sup>, 贺小伟<sup>1</sup>

<sup>1</sup>西北大学信息科学与技术学院, 陕西 西安 710127;

<sup>2</sup>西安电子科技大学生命科学院, 陕西 西安 710126

**摘要** 针对荧光分子断层成像数据采集方式存在的问题,提出了一种基于频率调制和空间编码的成像方法,旨在改进数据采集方案,缩短数据采集时间。在该方法中,激发光束被分成若干个子束,用作多点激发光源。这些子光束首先被调制成不同的频率,然后同时入射到目标表面的不同点上。在检测端,目标的出射光首先通过空间编码掩模,然后被引导至单光电倍增管。根据压缩感知理论,改变掩模的模式,进行稀疏重构恢复,最终得到目标表面荧光信号的分布。为了验证本文所提方法的可行性,设计了相应的仿真模拟实验,实验结果表明该方法可以较好地恢复原始图像,证明该方法的可行性。

**关键词** 医用光学; 荧光分子断层成像; 频率调制; 空间编码; 压缩感知理论; 光电倍增管

中图分类号 TP391; Q632

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202047.0107001

## Single PMT Fluorescence Molecular Tomography Based on Frequency Modulation and Spatial Coding

Chen Ruozhong<sup>1</sup>, Wang Lin<sup>1</sup>, Chen Xueli<sup>2</sup>, Hou Yuqing<sup>1\*</sup>, He Xiaowei<sup>1</sup>

<sup>1</sup>School of Information Technology, Northwest University, Xi'an,

Shaanxi 710127, China;

<sup>2</sup>School of Life Science, Xidian University, Xi'an, Shaanxi 710126, China

**Abstract** Herein, we propose an imaging method based on frequency modulation and spatial coding to overcome the problem associated with fluorescence molecular tomography data acquisition methods, improve the data acquisition scheme, and reduce data acquisition time. In this method, the excitation beam is split into several sub-beams and used as multipoint excitation source. These sub-beams are modulated to different frequencies and then simultaneously incident at different points on the target surface. At the detection side, the emergent light of the target is first directed to a single photomultiplier through a spatially coded mask. According to the compressed sensing theory, the distribution of fluorescence signals on the target surface can be obtained by changing the mask mode and conducting sparse reconstruction and recovery. We design the corresponding simulation experiment to evidence the proposed methodology. Result shows that the method can better restore the original image, which proves the feasibility of the proposed method.

**Key words** medical optics; fluorescence molecular tomography; frequency modulation; spatial coding; compressed sensing theory; photomultiplier tube

**OCIS codes** 170.3010; 170.6280; 170.6960

收稿日期: 2019-07-04; 修回日期: 2019-09-02; 录用日期: 2019-09-26

基金项目: 国家自然科学基金(11571012,61601363)、陕西省教育厅服务地方专项计划(17JF027)

\* E-mail: houyuqing@nwu.edu.cn

# 1 引言

荧光分子断层成像(FMT)属于光学分子断层成像的一种<sup>[1]</sup>,它使用具有特异性的荧光分子探针标记特定的分子或细胞,并将其作为成像源,用外源光激发生物体内的荧光团分子,发出波长较激发光更长的荧光,通过检测该荧光来重建荧光团在生物体内的分布,实现在体观测细胞或分子水平的变化<sup>[2-3]</sup>。FMT具有无电离辐射、成本低及成像快捷等优点,在预临床研究中得到了广泛关注<sup>[4-6]</sup>。在FMT中,荧光信号的采集至关重要,这将直接影响重建的效率和质量<sup>[7]</sup>。目前,FMT的数据获取方式可归结为三大类:第一类为“单点激发-单点采集”的方式。为了获得更多的数据量,需要通过旋转样本或者变换激发光纤和收集光纤的位置来改变激发点和收集点的位置,从而获得目标不同位置的出射信号<sup>[8]</sup>。第二类为“单点激发-多点采集”的方式。为了获得更多的数据量,需要变化激发光束所在的位置来获取不同的激发点位置<sup>[9]</sup>,这种情况下需要改变激发光通道和收集光通道来增大数据量,收集数据也会消耗大量时间。第三类为“多点激发-多点采集”的方式,这种方式采用并行探测的方式收集数据,能够提供所测体积内很大动态范围的信息,但探测光纤端并不能区分收集的散射信号来自哪个激发点。为了增大数据采集量,上述三种数据采集方式均须花费大量的时间,影响了成像速度。此外,针对更微小的肿瘤,受电子倍增 CCD(EMCCD)增益的限制,也可能造成光信号的损失。

针对微小肿瘤的早期检测,高灵敏的成像系统至关重要,光电倍增管(PMT)为解决这个问题提供了一个方向。PMT是光子技术器件中的一个重要产品,它是一种具有极高灵敏度和超快时间响应的光探测器件,也是一种真空器件,由光电发射阴极(光阴极)和聚焦电极、电子倍增极及电子收集极(光阳极)等组成<sup>[10]</sup>。与 CCD 或 EMCCD 相比,PMT 的放大增益约为 CCD 或 EMCCD 的 100 倍,故 PMT 具有较高的检测灵敏度。目前,FMT 的数据获取方式使用较多的是单点激发-单点采集,即激发光交替激发、探测器分时采集的数据获取方式,这种方式的优点是探测器可以清楚地区别荧光信号来自哪一个激发点,但获取过程较为耗时。如何在保证单点激发-单点采集优势的同时,实现多点激发和多点测量的数据采集,是构

建基于 PMT 的高灵敏荧光分子断层成像系统面临的新挑战。2013 年,Howard 等<sup>[11]</sup>在 *Nature Photonics* 上提出了利用频率多路复用解决在体多光子显微成像问题的方案。紧接着,Diebold 等<sup>[12]</sup>提出了一种采用射频通信来提高荧光成像速率的方法,相关的研究结果发表在 2013 年的 *Nature Photonics* 上。另外,压缩感知理论和空间光编码孔径的结合使用,为图像的编码与重建提供了更为便捷的方向<sup>[13-18]</sup>。受此启发,为了改善现有 FMT 技术的数据采集速度和检测灵敏度,本文提出了基于频率调制和空间编码检测的单 PMT 荧光分子断层成像技术。

## 2 研究方法

本次研究设计的整体过程如下:首先对多束激发光进行频率调制,用多束激发光同时照射目标,然后利用空间编码板对若干个采集时刻的出射光进行编码,使用一个 PMT 从多个探测点收集出射光信号,最后利用压缩感知理论,基于更少的 PMT 记录的数据,利用图像恢复算法来恢复原始图像。整体设计框架图如图 1 所示(BS 代表分光镜,M 代表反光镜)。

### 2.1 出射光空间编码检测的数学模型

空间编码检测的物理实现和数学建模如图 2 所示,其中图 2(a)显示了物理实现过程,图 2(b)显示了相关的数学建模。目标表面形成的真实荧光图像如图 2(a1)所示。荧光图像通过空间将掩模[图 2(a2)]编码到单个 PMT[图 2(a3)中的点值]。在数学建模过程中,荧光图像和空间编码掩模可以表示为一个矩阵[图 2(b1)、(b2)],单点检测过程可以建模为两个矩阵[图 2(b3)]中每个元素的乘积之和。

上述数学建模过程可详细描述如下:将荧光图像和空间编码掩模的矩阵分别转换成行矢量和列矢量,单点检测的数学模型可以描述为

$$\mathbf{R} = [S_1 \ S_2 \ \cdots \ S_M] \begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ \vdots \\ D_M \end{bmatrix}, \quad (1)$$

式中: $S_1 \sim S_M$  为不同 0 或 1 的值,其中 0 表示光被遮罩阻挡,1 表示光可以通过遮罩,代表一种空间编码的方式; $D_1 \sim D_M$  表示  $M$  个表面出射点的荧光信号; $R$  为单点检测器记录的数值。

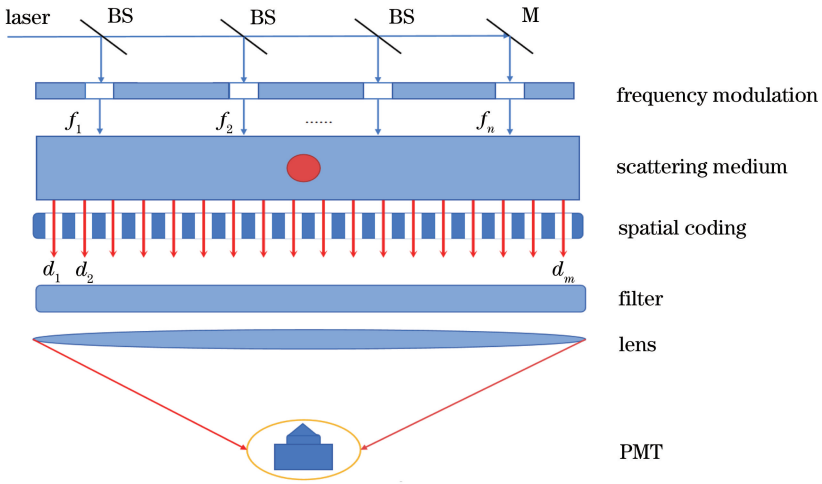


图 1 基于频率调制和空间编码检测的设计框架图

Fig. 1 Framework based on frequency modulation and spatial coding detection

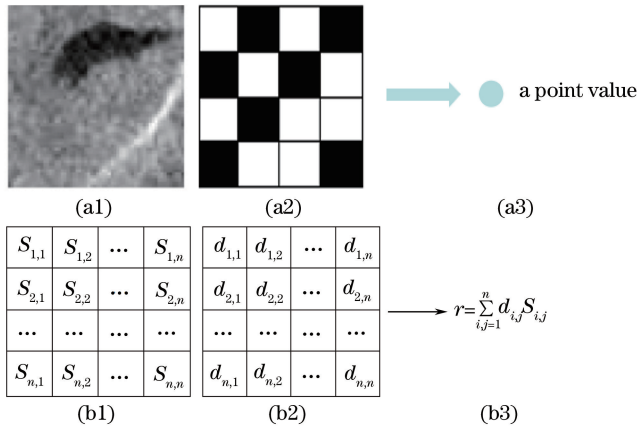


图 2 空间编码检测的物理实现和数学建模。(a1)(a2)(a3)物理实现过程;(b1)(b2)(b3)数学建模过程

Fig. 2 Physical implementation and mathematical modeling of spatially-encoded detection.

(a1)(a2)(a3) Physical implementation process; (b1)(b2)(b3) mathematical modeling process

通过改变空间编码掩模的模式,可以获得单点探测器的一系列测量结果。如果测量值足够,就可以使用采样定理恢复表面点的荧光信号。在这种情况下,需要更改遮罩图案的次数,使其至少达到图像总像素点数的两倍以上。基于压缩感知理论,利用少量的测量数据(通常为测量数据的一半)可以恢复荧光信号。将编码模式改变  $m$  次,可以在探测器上获得  $m$  组测量值,即

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R}_1 \\ \mathbf{R}_2 \\ \mathbf{R}_3 \\ \vdots \\ \mathbf{R}_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{1,1} & \cdots & S_{1,M} \\ S_{2,1} & \cdots & S_{2,M} \\ \vdots & & \vdots \\ S_{m,1} & \cdots & S_{m,M} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \\ \vdots \\ D_M \end{bmatrix}, \quad (2)$$

式中:  $\mathbf{R}_1 \sim \mathbf{R}_m$  为编码后记录在探测器上的  $m$  组测

量值的矢量;  $\begin{bmatrix} S_{1,1} & \cdots & S_{1,M} \\ S_{2,1} & \cdots & S_{2,M} \\ \vdots & & \vdots \\ S_{m,1} & \cdots & S_{m,M} \end{bmatrix}$  为空间编码矩阵, 每行代表一种编码模式。

## 2.2 激发光频率调制的数学模型

调频激励的物理过程可以描述如下:利用分束器将激光系统发出的光束分成多个分支。在激光束入射到目标上之前,用不同的频率对其各分支的强度进行调制。因此,不同调制频率的多束激光将同时照射目标的不同位置,并与荧光源相互作用,产生荧光散射信号。每个表面检测点的荧光散射信号将携带所有调制频率的激发信息。这意味着一个检测点的荧光散射信号将是所有激发光的线性组合,即

$$D = [W_1 \ W_2 \ \dots \ W_L] \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ \vdots \\ E_L \end{bmatrix}, \quad (3)$$

式中:  $D$  为目标表面检测到的荧光信号强度;  $W_1 \sim W_L$  为二进制值 0 或 1, 表示调频模式;  $E_1 \sim E_L$  为目标表面不同位置的入射光。同样地, 使用压缩传感理论, 将调制频率的模式改变  $p$  次, 以恢复测量数据  $D$ , 即

$$\begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \\ \vdots \\ D_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} W_{1,1} & \dots & W_{1,L} \\ W_{2,1} & \dots & W_{2,L} \\ W_{3,1} & \dots & W_{3,L} \\ \vdots & & \vdots \\ W_{p,1} & \dots & W_{p,L} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \\ \vdots \\ E_L \end{bmatrix}, \quad (4)$$

式中:  $D_1 \sim D_p$  为  $p$  个检测点的测量值;

$\begin{bmatrix} W_{1,1} & \dots & W_{1,L} \\ W_{2,1} & \dots & W_{2,L} \\ W_{3,1} & \dots & W_{3,L} \\ \vdots & & \vdots \\ W_{p,1} & \dots & W_{p,L} \end{bmatrix}$  为频率调制矩阵, 每一行代表一种调制频率的模式。

### 2.3 激发光频率调制与出射光空间编码检测的数学模型

激发光频率调制和空间编码检测物理实现的数学模型如图 3 所示。

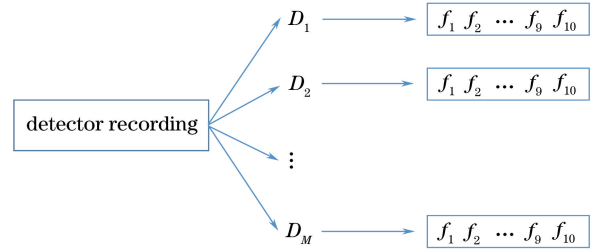


图 3 频率调制和空间编码检测物理实现的数学模型图  
Fig. 3 Mathematical model of physical implementation of frequency modulation and spatial coding detection

在设计中, 选择 10 个调制频率、6 种频率调制模式和  $m$  种空间编码模式进行频率调制和空间编码检测, 频率调制模式每  $T$  秒改变一次, 共改变 6 次, 因此总的采集时间为  $6T$  秒。在一个  $T$  秒中, 空间编码的模式每  $t$  秒改变一次,  $m$  个模式后重复, 每  $T$  秒的空间编码模式是相同的, 检测器的个数为  $M$  个。最后得到用于频率调制和空间编码检测数学模型的两个方程。

$$\begin{bmatrix} r_{1,1} & \dots & r_{6,1} \\ r_{1,2} & \dots & r_{6,2} \\ r_{1,3} & \dots & r_{6,3} \\ \vdots & & \vdots \\ r_{1,m} & \dots & r_{6,m} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_{1,1} & \dots & s_{1,M} \\ s_{2,1} & \dots & s_{2,M} \\ s_{3,1} & \dots & s_{3,M} \\ \vdots & & \vdots \\ s_{m,1} & \dots & s_{m,M} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_{1,1} & \dots & d_{6,1} \\ d_{1,2} & \dots & d_{6,2} \\ d_{1,3} & \dots & d_{6,3} \\ \vdots & & \vdots \\ d_{1,M} & \dots & d_{6,M} \end{bmatrix}, \quad (5)$$

$$\mathbf{R} = \mathbf{S}\mathbf{D}, \quad (6)$$

$$\begin{bmatrix} d_{1,1} & \dots & d_{1,M} \\ d_{2,1} & \dots & d_{2,M} \\ d_{3,1} & \dots & d_{3,M} \\ \vdots & & \vdots \\ d_{6,1} & \dots & d_{6,M} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \omega_{1,1} & \dots & \omega_{1,10} \\ \omega_{2,1} & \dots & \omega_{2,10} \\ \omega_{3,1} & \dots & \omega_{3,10} \\ \vdots & & \vdots \\ \omega_{6,1} & \dots & \omega_{6,10} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} e_{1,1} & \dots & e_{1,M} \\ e_{2,1} & \dots & e_{2,M} \\ e_{3,1} & \dots & e_{3,M} \\ \vdots & & \vdots \\ e_{10,1} & \dots & e_{10,M} \end{bmatrix}, \quad (7)$$

$$\mathbf{D}^T = \mathbf{W}\mathbf{E}. \quad (8)$$

对(6)式作如下变换

$$\mathbf{Y} = \mathbf{S}'\mathbf{D}' \quad (9)$$

其中:

$$\mathbf{Y} = [r_{1,1} \ r_{2,1} \ \dots \ r_{i,1} \ r_{1,2} \ r_{2,2} \ \dots \ r_{i,2} \ \dots \ r_{1,m} \ r_{2,m} \ \dots \ r_{i,m}]^T,$$

$$\mathbf{D}' = [d_{1,1} \ d_{1,2} \ \dots \ d_{1,M} \ d_{2,1} \ d_{2,2} \ \dots \ d_{2,M} \ \dots \ d_{i,1} \ d_{i,2} \ \dots \ d_{i,M}]^T,$$



$$D' = W'X. \quad (11)$$

合并(10)、(12)式,得到

$$Y = AX, \quad (12)$$

式中: $A = S'W'$ 。

从 $Y$ 解 $X$ 是一个欠定问题,可以从以下基于稀疏正则化的优化问题中解决

$$\min_{\arg} \|Y - AX\|_2 + \beta \|X\|_1, \quad (13)$$

式中: $\beta$ 为正则化参数。采用加权迭代收缩阈值算法求解该方程<sup>[19]</sup>。

### 2.3 图像质量评价参数

均方误差(MSE,  $\alpha_{MSE}$ )在图像质量评价中相当于一个中间的评价指标,很多后续的评价指标都是沿用MSE,其主要是评价已知图像和退化图像之间的误差大小。这个指标与最小二乘的原理有些类似,MSE越小越好。其公式为

$$\alpha_{MSE} = \frac{\sum_{0 \leq i \leq M} \sum_{0 \leq j \leq N} (f_{ij} - g_{ij})^2}{MN}, \quad (14)$$

式中: $f_{ij}$ 代表原始图像; $g_{ij}$ 代表重建图像; $M$ 和 $N$ 分别为图像的长和宽。

峰值信噪比(PSNR,  $\gamma_{PSNR}$ )通常用来评价重建图像和原始图像相比质量的高低。PSNR越高,重建图像的质量越高,其计算公式为

$$\gamma_{PSNR} = 10 \lg \frac{MN}{\|f_{ij} - g_{ij}\|^2}. \quad (15)$$

结构相似度(SSIM,  $\zeta_{SSIM}$ )来源于结构相似理论,用来测量两幅图像的结构相似性大小,其最大值为1,反映了图像轮廓、细节等的相似度。结构相似度越大越好,其计算公式可以表示为

$$\zeta_{SSIM}(X, Y) = L(X, Y) * C(X, Y) * S(X, Y), \quad (16)$$

式中: $L(X, Y) = \frac{2\mu_X\mu_Y + C_1}{\mu_X^2 + \mu_Y^2 + C_1}$ ,  $\mu_X$ 和 $\mu_Y$ 分别为图像 $X$ 和 $Y$ 像素灰度的均值, $C_1$ 为常数(为避免分母为0而设置的); $C(X, Y) = \frac{2\sigma_X\sigma_Y + C_2}{\sigma_X^2 + \sigma_Y^2 + C_2}$ ,  $\sigma_X$ 和 $\sigma_Y$ 分别为图像 $X$ 和 $Y$ 像素灰度的标准差, $\sigma_X^2$ 和 $\sigma_Y^2$ 分别为图像 $X$ 和 $Y$ 像素灰度的方差, $C_2$ 为常数(为避免分母为0而设置的); $S(X, Y) = \frac{\sigma_{XY} + C_3}{\sigma_X\sigma_Y + C_3}$ ,  $\sigma_{XY}$ 为图像 $X$ 和 $Y$ 像素灰度的协方差, $C_3$ 为常数(为避免分母为0而设置的);\*为卷积运算。

## 3 实验与结果

### 3.1 实验设置

为了验证本文所提方法的可行性,将其应用于三维数值研究,设计了简单规则的几何模型仿真实验和非匀质圆柱体模型仿真实验。在两个仿真实验中,都采用10个激发光源、6种频率调制模式,空间编码模式数由落在底面的荧光信号总数和稀疏采样率共同确定,稀疏采样率为50%,将其用于后续的图像重建。在简单规则的几何模型仿真实验中,选取一个中心坐标为(0, 0, 0)、尺寸为6 mm × 6 mm × 4 mm的长方体混浊介质,其对670 nm激发光的散射系数和吸收系数分别为0.05, 1.8 mm<sup>-1</sup>,对710 nm激发光的散射系数和吸收系数分别为0.15, 2.4 mm<sup>-1</sup>。在长方体混浊介质中放置一个半径为0.3 mm的球体荧光目标,将其作为光源,如图4(a)所示,荧光光源的中心坐标为(0, 0, -1),荧光产额为0.05 mm<sup>-1</sup>,实验中设定10个激发点,这些激发光源分布在 $Z = 2$  mm处的平面上,光源编号分别为1, 2, ..., 10,对应的坐标为(-1, 3,

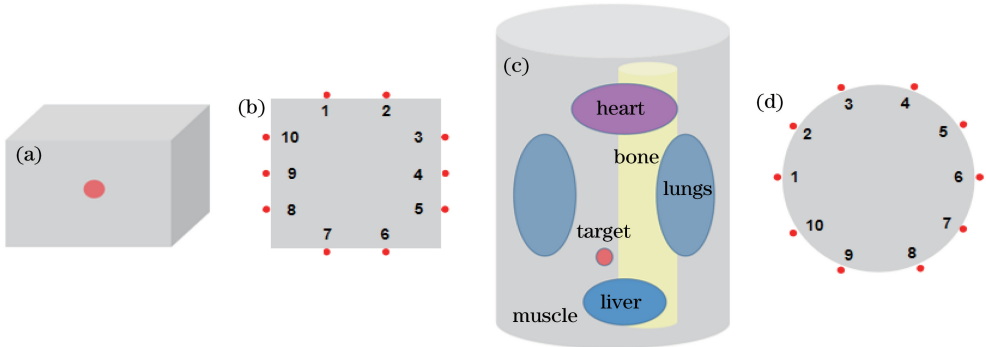


图4 仿真模型。(a)简单规则的几何模型;(b)几何模型中的光源分布;  
(c)非匀质圆柱体模型;(d)非匀质圆柱体模型中的光源分布

Fig. 4 Simulation models. (a) Simple regular geometric model; (b) light source distribution of geometric model; (c) inhomogeneous cylinder model; (d) light source distribution of inhomogeneous cylinder model

2)、(1, 3, 2)、(3, 1.5, 2)、(3, 0, 2)、(3, 1.5, 2)、(1, -3, 2)、(-1, -3, 2)、(-3, -1.5, 2)、(-3, 0, 2)和(-3, 1.5, 2),如图 4(b)所示。在非匀质圆柱体模型仿真实验中,选取一个中心坐标为(0, 0, 0)、尺寸半径为 3 mm、高为 10 mm 的圆柱体混浊介质,其内部主要包括肌肉、肝脏、肺、心脏、骨骼等器官,各器官的光学参数如表 1 所示,表中  $\mu_{ax}$  和  $\mu_{sx}$  分别为生物组织对激发光的吸收系数和约化散射系数, $\mu_{am}$  和  $\mu_{sm}$  分别为生物组织对辐射光的吸收系数和约化散射系数。荧光目标用球体模拟,半径为 0.4 mm,置于体内,如图 4(c)所示,坐标为(0, 0, 2),荧光产额为  $0.05 \text{ mm}^{-1}$ ,10 个激发点对应的坐标为(-3, 0, 2)、(-2.8, 0.8, 2)、(-2, 2.2, 2)、(2, 2.2, 2)、(2.8, 0.8, 2)、(3, 0, 2)、(2.8, -0.8, 2)、(2, -2.2, 2)、(-2, -2.2, 2)和(-2.8, 0.8, 2),如图 4(d)所示。

表 1 各器官的光学参

Table 1 Optical parameters for non-homogeneous cylinder phantom

Organ	$\mu_{ax}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{sx}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{am}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{sm}/\text{mm}^{-1}$
Muscle	0.0052	10.80	0.0068	10.30
Heart	0.0083	6.73	0.0104	6.60
Lungs	0.0133	19.70	0.0203	19.50
Liver	0.0329	7.00	0.0176	6.60
Bone	0.0060	60.09	0.0030	30.74

### 3.2 仿真实验

#### 3.2.1 几何模型仿真实验

在几何模型仿真实验中,荧光目标的中心点坐标设定为(0, 0, -1)。为得到长方体下表面的测量数据,包含荧光光源的长方体被剖分为一个包含 15109 个节点和 90935 个四面体的有限元网格,分别激发 10 个光源,利用传统 FMT 方法采集到的 10 幅荧光图像如图 5(a)~(j)所示,利用本文方法采集到的 10 幅荧光图像如图 5(k)~(t)所示。

#### 3.2.2 非匀质圆柱体模型仿真实验

为了进一步评估所提方法在复杂情况下的可行性,设计了非匀质圆柱体模型仿真实验。在非匀质圆柱体模型仿真实验中,荧光目标中心点坐标设定为(0, 0, 2)。为了得到圆柱体下表面的测量数据,将包含荧光光源的圆柱体剖分为一个包含 37056 个节点和 16078 个四面体的有限元网格,分别激发 10 个光源,利用传统 FMT 方法采集到的 10 幅荧光图像如图 6(a)~(j)所示,利用本文方法采集到的 10 幅荧光图像如图 6(k)~(t)所示。

为了定量评价重建图像的质量,采用 PSNR、

MSE、SSIM 作为评价参数,对采用本文方法得到的重建图与原始图进行对比分析,结果如表 2 和表 3 所示。

表 2 简单规则的几何模型的评价参数表

Table 2 Evaluation parameter table of simple regular geometric model

Light source number	PSNR /dB	MSE	SSIM
1	24.60	7.75	0.96
2	25.02	7.44	0.96
3	21.90	10.51	0.96
4	22.77	9.67	0.96
5	22.32	9.74	0.95
6	23.06	9.16	0.96
7	26.16	7.32	0.96
8	22.51	9.92	0.96
9	26.30	6.37	0.97
10	23.19	9.20	0.96

表 3 非匀质圆柱体模型的评价参数表

Table 3 Evaluation parameter table of non-homogeneous cylinder model

Light source number	PSNR /dB	MSE	SSIM
1	21.62	11.13	0.97
2	23.45	7.35	0.97
3	20.48	13.44	0.96
4	20.85	12.50	0.97
5	20.02	12.82	0.96
6	22.79	9.17	0.98
7	19.90	16.12	0.95
8	24.35	7.22	0.98
9	20.30	15.12	0.97
10	23.59	8.54	0.97

## 4 结 论

本文提出了基于频率调制和空间编码检测的单 PMT 荧光分子断层成像技术。首先设计了频率调制模式,使激发光带有特异的频率信息,确保照射到样本的光束具有不同的调制频率,这样目标激发的荧光信号中带有不同的频率信息;其次设计了空间编码矩阵,使出射光带有独特的位置信息,利用单 PMT 采集出射光的信号,根据压缩感知理论对 PMT 采集到的信号进行稀疏采样;最后利用图像恢复算法完成图像的复原。为了验证本文所提方法的可行性与准确性,进行了仿真实验。仿真实验结果表明:本文所设计的调制编码方法能较好地恢复原始图像,故该方法是可行的。利用不同频率的激发光调制方法和空间编码出射光的方法,可以缩短 FMT 的数据采集时间。

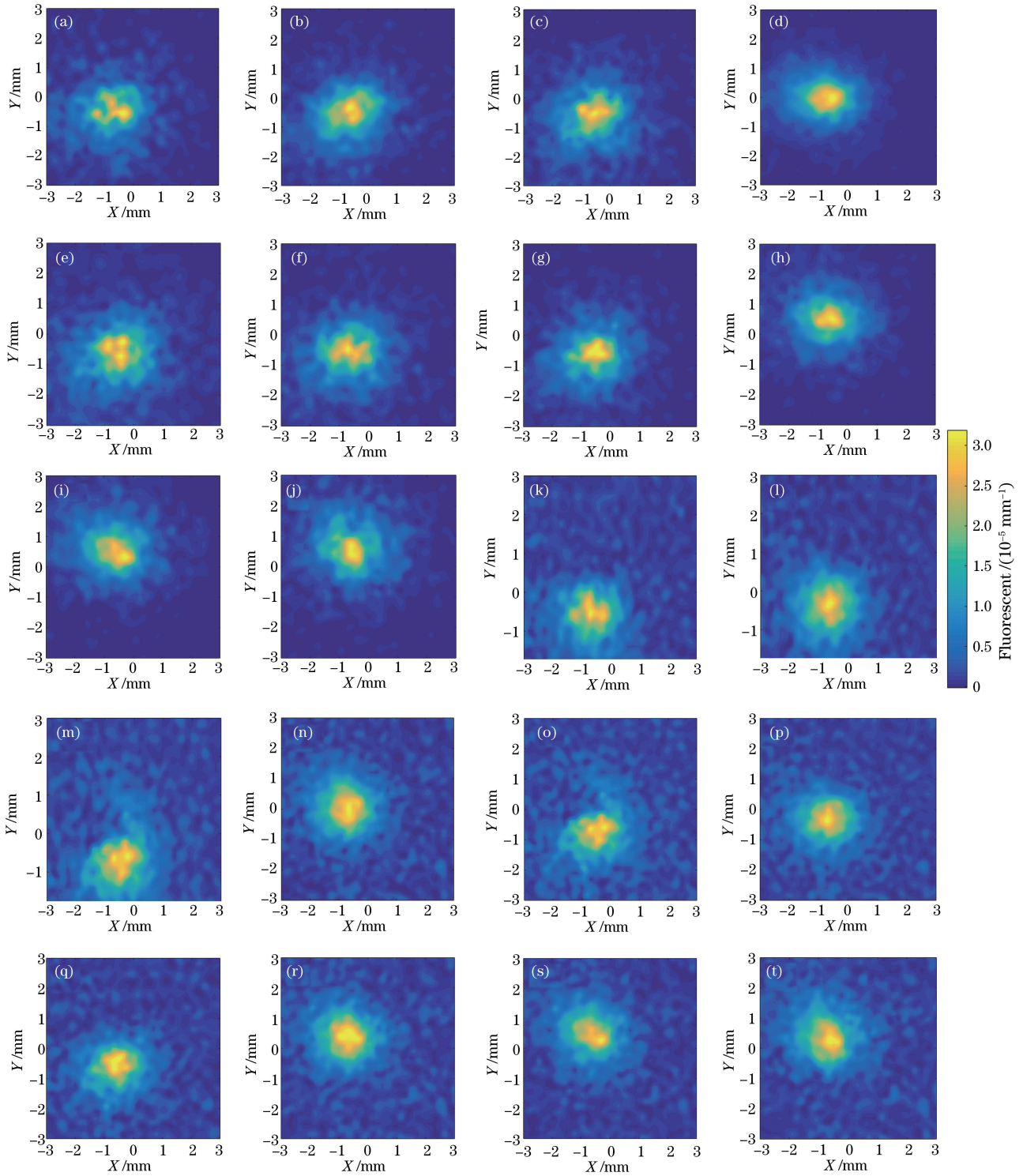


图 5 几何模型仿真实验结果。(a)~(j)采用传统 FMT 方法采集到的 10 幅荧光图像；

(k)~(t)采用本文方法采集到的 10 幅荧光图像

Fig. 5 Simulation results of geometric model. (a)–(j) Ten fluorescent images acquired by traditional FMT method;

(k)–(t) ten fluorescent images collected by proposed method



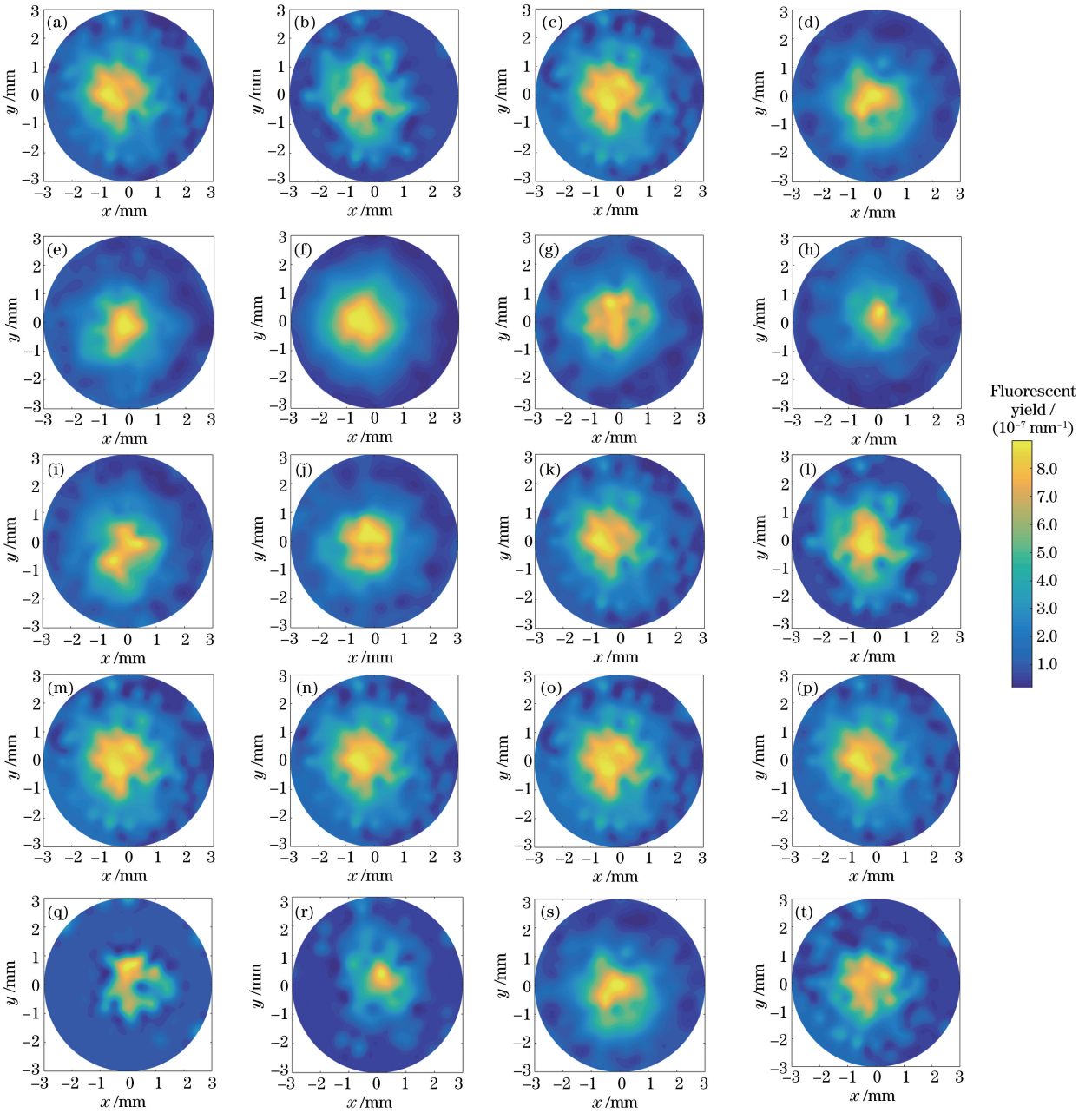


图 6 非匀质圆柱体模型仿真实验结果。(a)~(j)采用传统 FMT 方法采集到的 10 幅荧光图像；  
(k)~(t)采用本文方法采集到的 10 幅荧光图像

Fig. 6 Simulation results of non-homogeneous cylinder model. (a)–(j) Ten fluorescent images acquired by traditional FMT method; (k)–(t) ten fluorescent images collected by proposed method

参 考 文 献

[1] Ntziachristos V, Tung C H, Bremer C, et al. Fluorescence molecular tomography resolves protease activity *in vivo* [J]. Nature Medicine, 2002, 8(7): 757-761.

[2] Deliolanis N C, Ntziachristos V. Fluorescence molecular tomography of brain tumors in mice [J]. Cold Spring Harbor Protocols, 2013, 2013(5): 438-443.

[3] Lu D, Wei X, Cao X, et al. Fast reconstruction method for fluorescence molecular tomography based on autoencoder [J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(6): 0617001.  
卢笛, 卫潇, 曹欣, 等. 基于自编码器的荧光分子断层成像快速重建 [J]. 光学学报, 2019, 39(6): 0617001.

[4] Zanca C, del Mar Inda M, Bonavia R, et al. Abstract 4933: *in vivo* visualization of heterogeneous cancer cell populations by fluorescence molecular

- tomography [J]. *Cancer Research*, 2014, 74 (Suppl19): 4933.
- [5] Gray J R, Bargh J A, Morsella E. Neural correlates of the essence of conscious conflict: fMRI of sustaining incompatible intentions [J]. *Experimental Brain Research*, 2013, 229(3): 453-465.
- [6] Hou Y Q, Xue H, Cao X, et al. Single-view enhanced Cerenkov luminescence tomography based on sparse Bayesian learning [J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(12): 1217001.  
侯榆青, 薛花, 曹欣, 等. 基于稀疏贝叶斯学习的单视图增强型切伦科夫发光断层成像 [J]. *光学学报*, 2017, 37(12): 1217001.
- [7] Liu S Q, Zhang B, Wang X, et al. A dual modality system for simultaneous fluorescence and positron emission tomography imaging of small animals [J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2011, 58(1): 51-57.
- [8] Schulmerich M V, Srinivasan S, Kreider J, et al. Raman tomography of tissue phantoms and bone tissue [J]. *Proceedings of SPIE*, 2008, 6853: 68530V.
- [9] Sil S, Umapathy S. Raman spectroscopy explores molecular structural signatures of hidden materials in depth: Universal Multiple Angle Raman Spectroscopy [J]. *Scientific Reports*, 2015, 4: 5308.
- [10] Benda A, Kapusta P, Hof M, et al. Fluorescence spectral correlation spectroscopy (FSCS) for probes with highly overlapping emission spectra [J]. *Optics Express*, 2014, 22(3): 2973-2988.
- [11] Howard S S, Straub A, Horton N G, et al. Frequency-multiplexed *in vivo* multiphoton phosphorescence lifetime microscopy [J]. *Nature Photonics*, 2013, 7(1): 33-37.
- [12] Diebold E D, Buckley B W, Gossett D R, et al. Digitally synthesized beat frequency multiplexing for sub-millisecond fluorescence microscopy [J]. *Nature Photonics*, 2013, 7(10): 806-810.
- [13] Durán V, Soldevila F, Irlés E, et al. Compressive imaging in scattering media [J]. *Optics Express*, 2015, 23(11): 14424-14433.
- [14] Tajahuerce E, Durán V, Clemente P, et al. Image transmission through dynamic scattering media by single-pixel photodetection [J]. *Optics Express*, 2014, 22(14): 16945-16955.
- [15] Candes E J, Wakin M B. An introduction to compressive sampling [J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2008, 25(2): 21-30.
- [16] Soldevila F, Irlés E, Durán V, et al. Single-pixel polarimetric imaging spectrometer by compressive sensing [J]. *Applied Physics B*, 2013, 113(4): 551-558.
- [17] Kashter Y, Vijayakumar A, Rosen J. Resolving images by blurring: superresolution method with a scattering mask between the observed objects and the hologram recorder [J]. *Optica*, 2017, 4(8): 932-939.
- [18] Hou Y Q, Jin 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.
- [19] Zibetti M V, Helou E, Pipa D. Accelerating over-relaxed and monotone fast iterative shrinkage-thresholding algorithms with line search for sparse reconstructions [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2017, 26(7): 3569-3578.