

基于点云分布的光学发射层析系统响应矩阵计算方法

靳海晶 李华 宋建波 闫学文 何良 李德源 芦莹 庞国宝

Calculation method of system response matrix of optical emission tomography based on point cloud distribution

JIN Haijing, LI Hua, SONG Jianbo, YAN Xuewen, HE Liang, LI Deyuan, LU Ying, PANG Guobao

引用本文:

靳海晶, 李华, 宋建波, 等. 基于点云分布的光学发射层析系统响应矩阵计算方法[J]. 应用光学, 2024, 45(2): 391–397. DOI: 10.5768/JAO202445.0202006

JIN Haijing, LI Hua, SONG Jianbo, et al. Calculation method of system response matrix of optical emission tomography based on point cloud distribution[J]. Journal of Applied Optics, 2024, 45(2): 391–397. DOI: 10.5768/JAO202445.0202006

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.5768/JAO202445.0202006>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于湍流模型的自适应光学系统响应矩阵测量方法

Measurement method of response matrix for adaptiveoptics systems based on turbulence model

应用光学. 2017, 38(6): 963–967 <https://doi.org/10.5768/JAO201738.0603004>

放疗3D剂量验证系统中光场相机点扩散函数获取

Point spread function acquisition of light field camera in 3D dose verification system for radiotherapy

应用光学. 2021, 42(1): 43–48 <https://doi.org/10.5768/JAO202142.0101007>

基于成像矩阵的物数据求解方法

Solving method of object data based on imaging matrix

应用光学. 2018, 39(1): 40–44 <https://doi.org/10.5768/JAO201839.0101007>

基于里程计法的双目云高系统外参标定研究

Calibration of external parameters of binocular cloud height system based on odometer method

应用光学. 2021, 42(3): 522–526 <https://doi.org/10.5768/JAO202142.0303005>

单光子探测三维点云与可见光图像融合处理算法研究

Fusion processing algorithm of single-photon detection for three-dimensional point cloud and visible light image

应用光学. 2021, 42(6): 1034–1039 <https://doi.org/10.5768/JAO202142.0602004>

基于小波树和哈达玛矩阵的自适应快速三维压缩成像方法

Fast adaptive compressed 3D imaging based on wavelet trees and Hadamard matrix

应用光学. 2018, 39(5): 674–682 <https://doi.org/10.5768/JAO201839.0502003>



关注微信公众号, 获得更多资讯信息

文章编号: 1002-2082 (2024) 02-0391-07

基于点云分布的光学发射层析系统响应 矩阵计算方法

靳海晶^{1,2}, 李 华^{1,2}, 宋建波^{2,4}, 闫学文^{1,2}, 何 良^{1,2,3}, 李德源^{1,2}, 芦 莹^{2,4}, 庞国宝^{2,4}

(1. 中国辐射防护研究院 核与辐射前沿技术研究中心, 山西 太原 030006; 2. 核药研发转化与精准防护山西省重点实验室, 山西 太原 030006; 3. 清华大学 工程物理系, 北京 100084; 4. 山西白求恩医院 放射科, 山西 太原 030032)

摘 要: 为满足放射治疗的三维剂量实时测量验证需求, 基于闪烁体发光的三维剂量测量技术被提出。该技术利用闪烁体受辐射发光的原理, 将三维剂量分布转换为三维光分布, 并通过相机和光学发射层析技术进行三维光分布的测量与重建。基于光学发射层析的三维重建需要使用迭代算法, 而系统响应矩阵是迭代重建的重要参数。本文基于小孔成像模型提出了基于点云分布的系统响应矩阵计算方法, 该方法将体素转化成随机点云, 计算点云投影至像素内的数量作为体素对像素的响应。在模拟成像的对比中, 相较于传统的基于投影面积的计算方法, 该方法抑制了模拟图像上的条纹状误差, 提升了模拟成像的均匀性和梯度均匀性, 改善了模拟精度, 有利于提升三维重建的准确性。

关键词: 三维剂量验证; 光学发射层析; 系统响应矩阵; 小孔成像模型; 点云

中图分类号: TN206

文献标志码: A

DOI: 10.5768/JAO202445.0202006

Calculation method of system response matrix of optical emission tomography based on point cloud distribution

JIN Haijing^{1,2}, LI Hua^{1,2}, SONG Jianbo^{2,4}, YAN Xuewen^{1,2}, HE Liang^{1,2,3}, LI Deyuan^{1,2},
LU Ying^{2,4}, PANG Guobao^{2,4}

(1. Nuclear and Radiation Frontier Technology Research Center, China Institute for Radiation Protection, Taiyuan 030006, China; 2. Shanxi Provincial Key Laboratory for Translational Nuclear Medicine and Precision Protection, Taiyuan 030006, China; 3. Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 4. Department of Radiotherapy, Shanxi Bethune Hospital, Taiyuan 030032, China)

Abstract: To meet the demand of 3D real-time dose verification in radiotherapy, the 3D dose measurement technology based on scintillator luminescence was proposed. Based on the principle of scintillator luminescence by radiation, the 3D dose distribution was converted into 3D light distribution, and the 3D light distribution was measured and reconstructed by camera and optical emission tomography. The iterative algorithm was needed for 3D reconstruction based on optical emission computed tomography, and the system response matrix was an important parameter for iterative reconstruction. A calculation method of system response matrix based on point cloud distribution was proposed on the basis of pinhole imaging model, which converted voxels into random point clouds and calculated the number of point cloud projected in the pixels as the response of voxels to pixels. In the comparison of simulated imaging, compared with the traditional calculation method based on projection area, the proposed method suppressed the stripe-like error on the simulated images, improved the uniformity and gradient uniformity of simulated images, and improved the

收稿日期: 2023-04-04; 修回日期: 2023-08-23

基金项目: 国家自然科学基金 (11905190)

作者简介: 靳海晶 (1997—), 男, 硕士, 研究实习员, 主要从事辐射剂量学研究。E-mail: shioujm@foxmail.com

通信作者: 李华 (1989—), 男, 博士, 副研究员, 主要从事辐射剂量学研究。E-mail: lihua_7559@126.com

simulation accuracy, which was conducive to improving the accuracy of 3D reconstruction.

Key words: 3D dose verification; optical emission tomography; system response matrix; pinhole imaging model; point cloud

引言

放射治疗是癌症治疗的重要方法之一。针对放射治疗领域的三维剂量实时测量验证需求,闪烁体三维剂量测量技术近年来被提出^[1-2],该技术利用闪烁体作为测量模体,将三维剂量分布转换为闪烁体受照后产生的三维光分布,使用相机获取三维光分布的多角度二维投影,之后通过光学发射层析技术^[3-5]进行三维重建。类似地,火焰诊断领域^[6-8]使用相机多角度拍摄火焰进行三维温度场的测量,也存在重建透明发光物体三维光分布的需求,光学发射层析技术在两个领域的应用具有共通之处。

光学发射层析的三维重建需要使用迭代算法,而系统响应矩阵是迭代重建的重要参数,其精度将直接影响结果的准确性。系统响应矩阵描述了光从重建区域传播至相机传感器的响应过程,需要使用光学模拟进行计算,常用的模拟方法有小孔成像模型^[9-11]、近轴光线追踪^[12]、光学数值模拟^[13-14]等。其中小孔成像模型的计算过程是将重建区域的体素投影至传感器的像素平面,形成多边形,计算投影多边形占像素的面积作为体素对像素的响应。因其模型简洁,计算方便,从而得到了广泛应用。但在实际应用中发现,基于投影面积得到的系统响应矩阵用于模拟成像时出现了明显的条纹状误差,计算精度欠佳,影响三维重建结果。因此,本文提出基于点云分布的计算方法,并与基于投影面积的计算方法做了对比分析。

1 光学发射层析与实验装置

光学发射层析的数学描述为

$$\mathbf{P} = \mathbf{A}\mathbf{D} \quad (1)$$

式中: $\mathbf{D} = [D_1, D_2, D_3, \dots, D_M]^T$ 是光分布向量, M 为体素个数, 每个元素表示对应体素的光强; $\mathbf{P} = [P_1, P_2, P_3, \dots, P_N]^T$ 是投影向量, N 为像素个数, 每个元素表示对应像素的灰度值; \mathbf{A} 是系统响应矩阵, 大小为 $N \times M$, 每个元素 A_{ij} 描述了第 j 个体素发出的光对第 i 个像素的贡献。根据式 (1), 对透明发光物体的光分布重建分为 3 个步骤:

1) 搭建合适的光学测量装置, 并对测量装置进行光学模拟, 计算系统响应矩阵 \mathbf{A} ;

2) 使用相机采集多角度图像得到投影向量 \mathbf{P} ;

3) 通过迭代算法求解未知量, 即光分布向量 \mathbf{D} 。

本文专注于步骤 1 中系统响应矩阵 \mathbf{A} 的计算方法改进, 所使用的闪烁体三维剂量测量装置如图 1 所示, 由 3 台 CMOS 相机、2 个转向镜(虚线标出)和一个闪烁体(图中被标定板覆盖)组成, 3 台相机分别拍摄立方体形闪烁体的 3 个正交视角。因为系统响应矩阵的计算方法对于 3 台相机是通用的, 所以下文中的各项模拟、分析过程均以相机 1 为例进行说明。

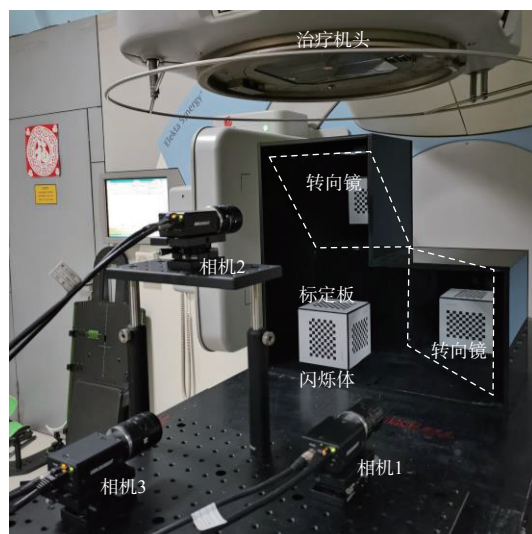


图 1 闪烁体三维剂量测量实验装置

Fig. 1 3D dose measurement device based on scintillator

2 小孔成像模型

选用小孔成像模型进行光学模拟, 原理如图 2 所示。通过 4 种坐标系之间的平移、放缩、投影、旋转等变换, 则对于世界坐标系内任意一个坐标为 (X_w, Y_w, Z_w) 的物点 S , 对应像点 S' 在图像坐标系上的坐标 (u, v) 可以用式 (2) 求得:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{Z_c} \begin{bmatrix} f_x & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & f_y & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R & t \\ 0^T & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

令 $\mathbf{K} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & f_y & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$, $\mathbf{E} = \begin{bmatrix} R & t \\ 0^T & 1 \end{bmatrix}$, 则 \mathbf{K} 称为相机内参矩阵, 描述相机的内部光学参数; \mathbf{E} 称为相机的外参矩阵, 描述相机的空间位置。

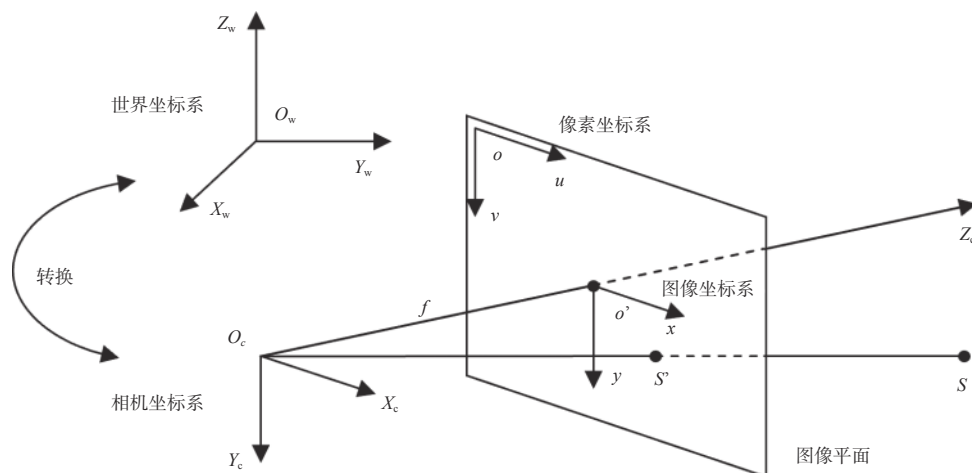


图2 小孔成像模型中的坐标系转换

Fig. 2 Coordinate system conversion in pinhole imaging model

内外参数使用棋盘格标定板,通过张正友标定法^[15]获取,本文使用的标定程序是 Matlab R2020a 的 Computer Vision Toolbox 9.2 工具包 Camera Calibrator 应用。标定板的第 1 个姿态紧贴闪烁体的前表面(如图 1 所示),使得第 1 组外参对应世界坐标系的 X_w - Y_w 平面,与闪烁体前表面重合,方便闪烁体区域的体素坐标计算。在标定过程中,图像分辨率设为 410×300 像素。

3 系统响应矩阵的计算

计算系统响应矩阵时, $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 的闪烁体区域被划分为 $40 \times 40 \times 40$ 个体素,体素宽度为 2.5 mm 。模拟分辨率仍设为 410×300 像素,所以一台相机的系统响应矩阵大小为 $123\ 000 \times 64\ 000$ 。利用式 (2) 及标定得到的内外参数可以将体素投影到图像平面。本文采用了 2 种投影方式,一种将体素投影成多边形,然后基于投影面积进行计算;另一种则将体素投影成点云,然后基于点云分布进行计算。

3.1 基于投影面积的计算方法

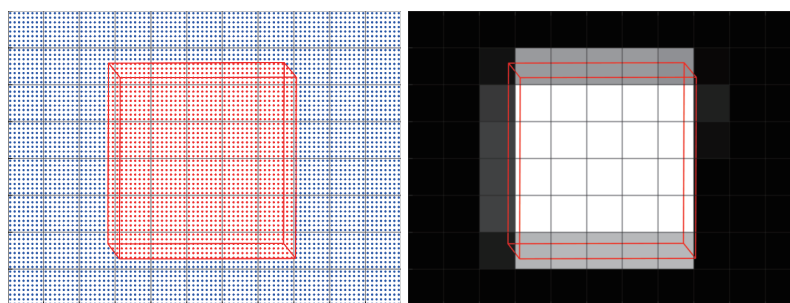
此方法来自于 SUN D 和邓准等人对于火焰发光成像的模拟^[9, 11],原理如下:将体素的 8 个顶点投

影到图像平面,相互连接形成多边形(如图 3(a) 所示),然后计算多边形占每个像素的面积,作为体素对每个像素的响应。考虑到每个体素发出的光总额应该相等,因此需要归一化,用多边形占每个像素的面积除以多边形的总面积,即:

$$A_{ij} = \frac{S_{ij}}{\sum_{i=1}^N S_{ij}} \quad (3)$$

式中: S_{ij} 为第 j 个体素的投影多边形占第 i 个像素的面积。直接计算 S_{ij} 较为复杂,因为多边形被一些像素切割为不规则形状,因此本文使用子像素划分的方式来简化面积的计算。

将像素均匀划分为 $n \times n$ 个子像素,如图 3(a) 所示,子像素中心以红色或蓝色点显示。红色点在多边形区域内,表示对应子像素被多边形占据,权重记为 1;蓝色点在多边形区域外,表示对应子像素未被多边形占据,权重记为 0。将一个像素内所有子像素的权重加和,得到该像素内多边形的面积 S_{ij} 。计算 S_{ij} 的过程遍历所有像素,可以得到多边形的总面积 $\sum_{i=1}^N S_{ij}$,根据式 (3) 可以得到示例体素对所有像素的响应(如图 3(b) 所示)。上述过程遍历所有体素即可求得完整的系统响应矩阵。



(a) 基于投影面积的计算方法示意图

(b) 基于投影面积所得系统响应矩阵的局部

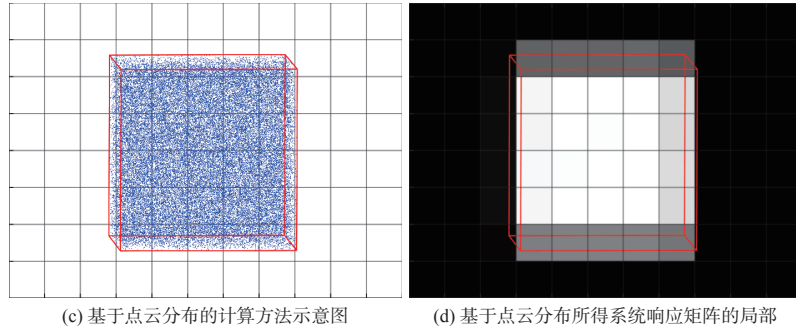
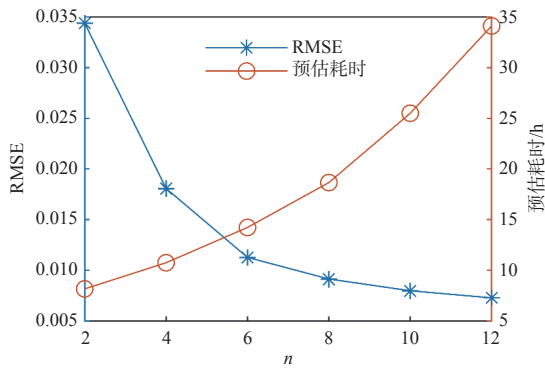


图3 系统响应矩阵的计算方法示意图和局部展示

Fig. 3 Schematic diagram of calculation method and partial display of system response matrix

子像素划分越精细,即 n 越大,系统响应矩阵的精度越高,但同时计算所需时间也会较长。本文以640个体素(占总体素数的1%)为示例作初步实验,研究 n 的取值,具体来讲,针对 $n=2,4,6,\dots,14$:一是对于不同的 n ,记录平均每个体素所需用时,然后估算整个系统响应矩阵所需用时(计算平台为Intel(R) Core(TM) i5-8250U CPU, 8GB RAM);二是以 $n=14$ 时的系统响应矩阵为参考值,计算 n 取2~12时的计算结果与参考值之间的均方根误差(RMSE)。结果如图4所示,可以看出,选择 $n=8$ 能够保障较好的精度和较短的计算时间(预估整体用时约18.7 h)。因此本文选取 $n=8$ 进行全部体素的系统响应矩阵计算。

图4 预估耗时和RMSE随 n 的变化Fig. 4 Variation of predicted time consumption and RMSE with n

3.2 基于点云分布的计算方法

首先在体素内产生大量随机分布的点云,然后将三维点云投影至图像平面(如图3(c)所示),用每个像素内点云投影的个数来表示体素对每个像素的响应(如图3(d)所示),同样也需要归一化,即:

$$A_{ij} = \frac{Q_{ij}}{Q_{\text{all}}} \quad (4)$$

式中: Q_{ij} 为第 j 个体素的点云投影到第 i 个像素内

的个数; Q_{all} 为每个体素内点云的总个数; A_{ij} 的计算遍历所有像素和所有体素,得到完整的系统响应矩阵。

随机取样将导致计算结果出现浮动,为了保证计算的稳定性, Q_{all} 应尽量取很大的数,但同时又要兼顾计算速度,因此本文中 Q_{all} 取 10^6 ,求解全部体素耗时约16 h,耗时与基于投影面积的计算方法相近。

4 结果与分析

4.1 均匀性测试

均匀性测试通过模拟图像的均匀性来评价系统响应矩阵的精度。将 D 赋值为全1向量,即代表闪烁体区域所有体素发光且强度一致,模拟所得图像及局部放大图(红色方框区域,大小为 50×50 像素),如图5所示。

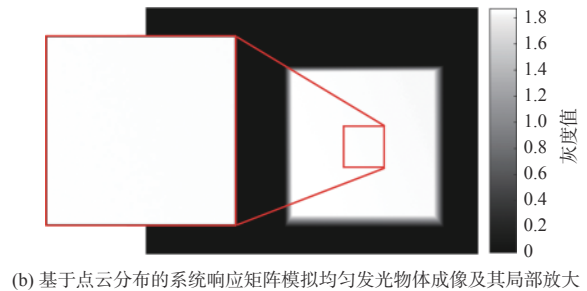
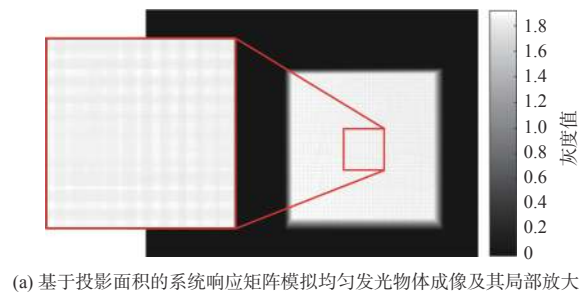


图5 均匀发光物体模拟结果

Fig. 5 Simulation results of uniformly luminous objects

可以明显观察到, 基于投影面积的系统响应矩阵所得模拟图像存在明暗不一的横竖条纹, 而基于点云分布的系统响应矩阵所得模拟图像的条纹现象则不明显。

对于红框区域(发光中心处 50×50 像素区域), 对灰度作直方图分析得到图 6, 蓝色直方图的方差为 2.93×10^{-4} , 橙色直方图的方差为 8.31×10^{-6} , 方法的改进使得灰度分布的方差减小了两个数量级, 反映出模拟图像的均匀性得到了良好的提升。

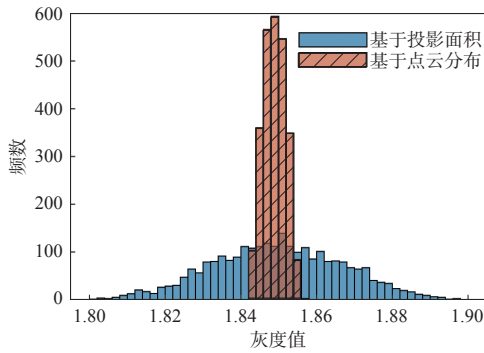


图 6 两种模拟结果红框区域内的灰度直方图分布

Fig. 6 Grayscale histogram distribution in red box area for two simulation results

4.2 梯度测试

梯度测试通过模拟图像梯度的均匀性来评价系统响应矩阵的精度。使用柱状发光体进行成像模拟如图 7 所示, 光强由上而下均匀递减, 由左而右均匀递减, 即光强在 x 方向和 y 方向的梯度均匀, 表达式为

$$D(x, y, z) = 200 - y + x \quad (35 \leq x \leq 65, 0 \leq y \leq 100, 35 \leq z \leq 65) \quad (5)$$

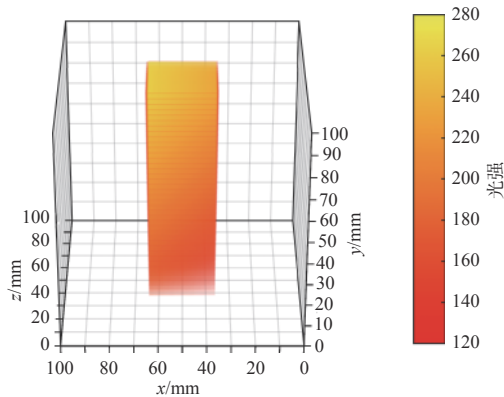


图 7 柱状发光物体示意图

Fig. 7 Schematic diagram of columnar luminous objects

模拟结果及其局部放大如图 8 所示, 基于投影面积的系统响应矩阵模拟所得图像能观察到明显的条纹现象, 而基于点云分布的系统响应矩阵模

拟所得图像灰度变化更为平滑。

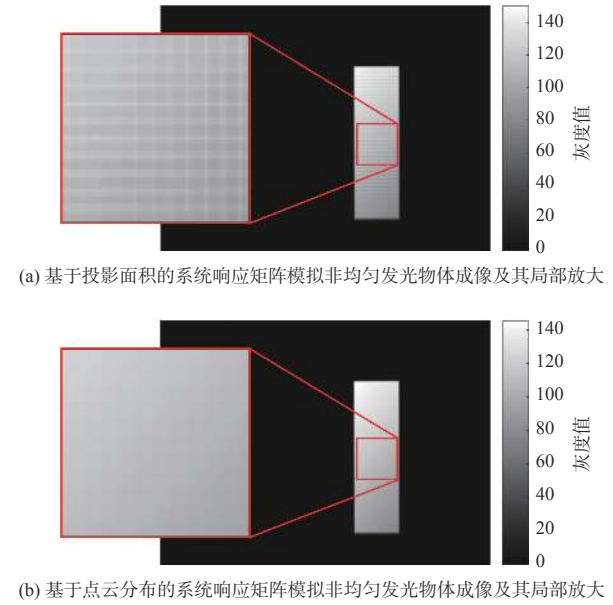


图 8 非均匀发光物体模拟结果

Fig. 8 Simulation results of non-uniformly luminous objects

对红框区域的灰度值进行梯度分析, x 方向梯度定义为

$$G_x = \frac{I_{x+1} - I_{x-1}}{2} \quad (6)$$

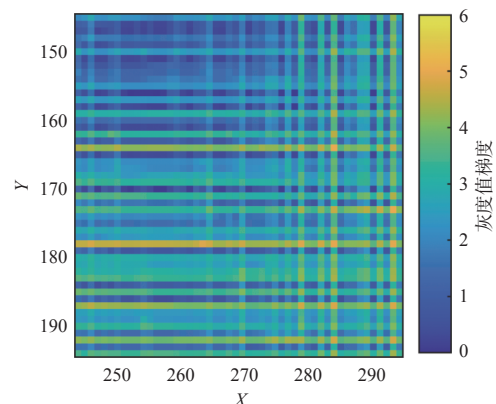
y 方向梯度定义为

$$G_y = \frac{I_{y+1} - I_{y-1}}{2} \quad (7)$$

总梯度定义为

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (8)$$

式中 I 为灰度值。两种模拟结果红框区域内的总梯度分布如图 9 所示, 对总梯度作直方图分析得到图 10, 蓝色直方图的方差为 1.2833, 橙色直方图的方差为 0.0513, 同样缩小了 2 个数量级, 反映出模拟图像梯度的均匀性得到了显著提升。



(a) 基于投影面积的总梯度分布

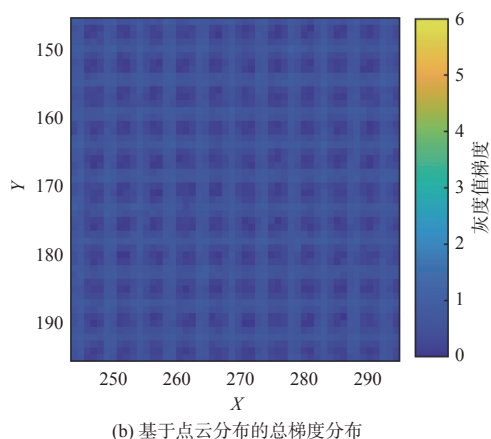


图9 2种模拟结果红框区域内的总梯度分布

Fig. 9 Total gradient distribution in red box area for two simulation results

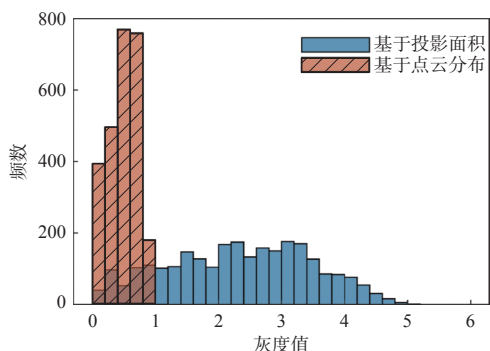


图10 两种模拟结果红框区域内的总梯度直方图分布

Fig. 10 Total gradient histogram distribution in red box area for two simulation results

4.3 结果分析

在均匀性测试和梯度测试中, 基于投影面积的

模拟图像存在条纹状的结构化模拟误差, 导致其均匀性和梯度均匀性均较差; 基于点云分布的模拟图像则在条纹、均匀性和梯度均匀性方面有了良好改善。

分析得出: 使用体素的投影面积来计算像素响应时, 存在一些体素边缘发光体积较小的部分, 它们与体素中心发光体积较大的部分具有同样的投影面积, 但实际上它们代表的能量份额较低, 在相同的光线传播过程后应当产生更弱的响应。因此, 这种计算方法中, 体素边缘的响应被放大, 而体素中心的响应被缩小。之后模拟成像时, 响应被放大的体素边缘会相互叠加, 导致出现条纹。举例来讲, 图11(a)为2个横向连续的体素等强度发光的模拟成像结果, 可以明显看出2个体素的边缘重叠区域的灰度值较大, 而中心区域的灰度值较小, 然而实际上重叠区域和中心区域应具有相同的灰度值。如图11(b)所示, 黄框对应 $ABCD-EFGH$ 区域, 位于2个体素的边缘, 而蓝框对应 $A'B'C'D'-E'F'G'H'$ 区域, 位于体素中心。计算系统响应矩阵时, 对于黄框区域, 左侧体素的 $ACD-EGH$ 和右侧体素的 $ABC-EFG$ 分别计算了一次投影面积, 二者的投影面积几乎与 $ABCD-EFGH$ 相同; 对于蓝框区域, $A'B'C'D'-E'F'G'H'$ 的投影面积被计算了一次, 大小与 $ABCD-EFGH$ 的投影面积相等。因此, 当进行2个体素的模拟成像时, 黄框区域的响应约等于蓝框区域的2倍, 导致了边缘重叠区域比中心区域灰度值大。

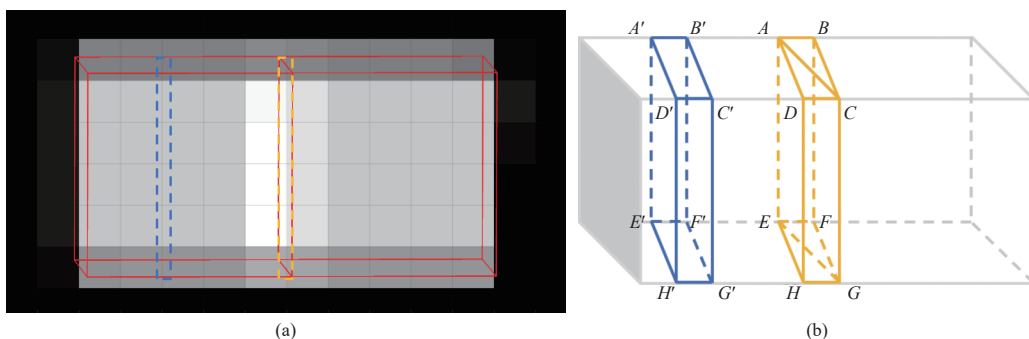


图11 基于投影面积的计算方法误差来源分析

Fig. 11 Analysis of error sources of calculation method based on projection area

相比之下, 将体素的点云分布用作对像素响应时, 点云生成的随机性使得其密度在体素边缘和中心基本一致, 点云数量与体积成正比, 体素边缘体积较小则对应点云数量较少, 体素中心体积较大则对应点云数量较多, 点云分布能更准确地反

映出能量分布, 得到更正确的响应大小, 从而在模拟成像时抑制条纹现象。

5 结论

本文基于小孔成像模型模拟计算了三维剂量

测量装置的系统响应矩阵, 提出了基于点云分布的计算方法, 该方法将体素转化成随机点云, 计算点云投影至像素内的数量作为体素对像素的响应。相较于传统的基于投影面积的方法, 新方法抑制了模拟图像上的条纹状模拟误差, 提升了模拟成像的均匀性和梯度均匀性, 整体改善了模拟精度, 从而可以提升闪烁光三维分布的重建准确性, 对闪烁体三维剂量测量技术的发展有着较好的推动作用。

参考文献:

- [1] BEDDAR S, BEAULIEU L. Scintillation dosimetry[M]. Boca Raton, FL: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2016: 1-20.
- [2] TSUNEDA M, NISHIO T, EZURA T, et al. Plastic scintillation dosimeter with a conical mirror for measuring 3D dose distribution[J]. *Medical Physics*, 2021, 38: 5639-5650.
- [3] KROLL F, PAWELKE J, KARSCH L. Preliminary investigations on the determination of three-dimensional dose distributions using scintillator blocks and optical tomography: 3D dosimetry by scintillator and optical tomography[J]. *Medical Physics*, 2013, 40(8): 082104.
- [4] GLASER A K, ANDREOZZI J M, ZHANG R, et al. Optical cone beam tomography of cherenkov-mediated signals for fast 3D dosimetry of X-ray photon beams in water: optical cone beam tomography of cherenkov-mediated signals for fast 3D dosimetry[J]. *Medical Physics*, 2015, 42(7): 4127-4136.
- [5] RILLING M, ALLAIN G, THIBAUT S, et al. Tomographic - based 3d scintillation dosimetry using a three - view plenoptic imaging system[J]. *Medical Physics*, 2020, 47(8): 3636-3646.
- [6] CAI W, LI X, LI F, et al. Numerical and experimental validation of a three-dimensional combustion diagnostic based on tomographic chemiluminescence[J]. *Optics Express*, 2013, 21(6): 7050.
- [7] LI X, MA L. Volumetric imaging of turbulent reactive flows at kHz based on computed tomography[J]. *Optics Express*, 2014, 22(4): 4768-4778.
- [8] JIN Y, ZHANG W, SONG Y, et al. Three-dimensional rapid flame chemiluminescence tomography via deep learning[J]. *Optics Express*, 2019, 27(19): 27308-27334.
- [9] SUN D, CAI Y, YUE W, et al. Investigation into the effect of ar ratio in he-ar mixture side assisting gas on plasma properties during CO₂ laser welding based on 3D reconstruction[J]. *Journal of Laser Applications*, 2015, 27(1): 012001.
- [10] JIN Y, SONG Y, WANG W, et al. An improved calculation model of weight coefficient for three-dimensional flame chemiluminescence tomography based on lens imaging theory[C]//SPIE/COS Photonics Asia. Beijing, China: SPIE, 2016: 1002612.
- [11] 邓准. 基于发射光谱层析方法的火焰光强场三维重建研究[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2019.
DENG Zhun. Research on three-dimensional reconstruction of flame field based on emission spectral tomography[D]. Xi'an: Xidian University, 2019.
- [12] GOULET M, RILLING M, GINGRAS L, et al. Novel, full 3D scintillation dosimetry using a static plenoptic camera: 3D scintillation dosimetry using a plenoptic camera: 8Part1 [J]. *Medical Physics*, 2014, 41(8): 082101.
- [13] LIU B, YUAN Y, LI S, et al. Simulation of light-field camera imaging based on ray splitting monte carlo method[J]. *Optics Communications*, 2015, 355: 15-26.
- [14] RILLING M, BOURASSA F, ARCHAMBAULT L, et al. System matrix generation for 3D tomographic reconstructions using an optical design software[C]//Current Developments in Lens Design and Optical Engineering XIX. San Diego, United States: SPIE, 2018: 5.
- [15] ZHANG Z. A flexible new technique for camera calibration[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2000, 22(11): 1330-1334.