

应用约束最小二乘方滤波法校正放疗3D剂量验证辐射荧光图像

杜永欢, 杨悦, 董顺成, 张佩毅, 文万信
苏州大学医学部放射医学与防护学院, 江苏 苏州 215123

【摘要】目的:通过约束最小二乘方滤波法对塑料闪烁体在射束辐照下的荧光图像进行校正,提高基于闪烁体辐射荧光的放疗3D剂量验证系统的准确性。**方法:**首先对正交三视角度拍摄的辐射荧光投影图进行去噪预处理,同时通过Zemax光学模拟软件计算出成像系统的点扩散函数(PSF),并用洛伦兹函数对其进行拟合调整。其次使用约束最小二乘方滤波法对去噪预处理后的正交三视投影图进行去卷积处理。最后将校正前后图像进行3D剂量分布重建,并分别与Pinnacle³治疗计划系统中计算的剂量分布数据进行比较。**结果:**对于4 cm×4 cm、3 cm×3 cm方野照射,应用约束最小二乘方滤波法校正后的平均2D Gamma通过率(阈值10%,3%/3 mm标准)分别提高了22.95%和5.76%,中心轴上的百分深度剂量(PDD)曲线的均方根误差(RMSE)值分别降低了1.13%和0.63%。对于2 cm×2 cm方野照射,滤波校正后的平均2D Gamma通过率(阈值20%,3%/3 mm标准)提高了1.54%,PDD曲线的RMSE值降低了0.49%。**结论:**在3D剂量重建前对正交三视投影图进行图像校正可以有效提高基于塑闪辐射荧光3D剂量验证系统的准确性。

【关键词】剂量验证;约束最小二乘方滤波;点扩散函数;Gamma通过率

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)09-1083-08

Fluorescence image correction with constrained least squares filtering method for 3D dose verification in radiotherapy

DU Yonghuan, YANG Yue, DONG Shuncheng, ZHANG Peiyi, WEN Wanxin

School of Radiation Medicine and Protection, Suzhou Medical College, Soochow University, Suzhou 215123, China

Abstract: Objective To correct the fluorescence image of the plastic scintillators under beam irradiation using the constrained least squares filtering method for improving the accuracy of 3D radiation dose verification system based on scintillator fluorescence. **Methods** The radiation-induced fluorescence map taken from orthogonal 3-view angle was denoised, and the point spread function (PSF) of the imaging system was calculated using Zemax optical simulation software and adjusted by Lorentz function. Then, the constrained least squares filtering method was used for the deconvolution of the orthogonal 3-view projection image after denoising. The 3D dose distribution reconstruction was carried out on the images before and after correction, and the results were compared with the dose distribution calculated in the Pinnacle³ treatment planning system. **Results** For the square radiation fields of 4 cm×4 cm and 3 cm×3 cm, the average 2D Gamma passing rates (threshold 10%, 3%/3 mm) after correction with the constrained least squares filtering method were increased by 22.95% and 5.76%, respectively, and the root-mean-square errors (RMSE) of the percentage depth dose (PDD) curve on the center axis were reduced by 1.13% and 0.63%, respectively. For the square radiation field of 2 cm×2 cm, the average 2D Gamma pass rate (threshold 20%, 3%/3 mm) after filtering correction was increased by 1.54%, and the RMSE of the PDD curve was reduced by 0.49%. **Conclusion** The correction of orthogonal 3-view projection image before 3D dose reconstruction can effectively improve the accuracy of 3D radiation dose verification system based on scintillator fluorescence.

Keywords: dose verification; constrained least squares filtering; point spread function; Gamma passing rate

前言

近年来,随着Flash放疗等超高剂量率、剂量跌落陡峭的复杂放疗技术出现,3D剂量验证越来越受到重视^[1-2]。由于闪烁体具有高光子相互作用截面、高光子产率、光输出与光电沉积能量成线性关系等良好特性,闪烁体被逐渐应用到3D剂量验证中^[3]。闪

【收稿日期】2023-03-13

【作者简介】杜永欢,硕士,研究方向:医学物理学,E-mail:1370561240@qq.com

【通信作者】文万信,博士,研究员,研究方向:医学物理、辐射探测,E-mail: wxwen@suda.edu.cn

烁体3D剂量验证是通过闪烁体经射线照射产生的荧光分布进行光学成像,再通过特定的方法重建出3D荧光分布,以实现3D剂量的测量^[4]。在获取闪烁体荧光分布的光学图像时会受到成像过程中离焦和衍射等的影响,造成图像退化,从而降低3D剂量验证系统的准确性,所以图像质量对验证系统的测量精度至关重要^[5]。

传统光学像差的校正主要在硬件层面。在获取图像时,相机周围会有大量辐射,导致图像质量下降,所以减小误差最直接的方法是把辐射屏蔽掉。Jennings等^[6]提出一种与潜望镜布置相结合的优化屏蔽外壳,该外壳能将瞬态辐射引起的噪声对相机的影响降至最低,且减少杂散辐射对相机芯片的永久性损伤。Cloutier等^[7]通过增加两个CMOS摄像机来进行信号校正。这些方法成本比较昂贵,且对加工和装调的工艺要求较高。

随着计算机技术的发展,图像处理算法也逐渐发展起来。常用的图像校正算法一般基于点扩散函数(Point Spread Function, PSF)展开的,如逆滤波方法、Richardson-Lucy方法、维纳滤波方法、最小二乘方法等^[8],所以PSF估计的精度是图像校正效果的关键因素。传统的图像校正一般认为PSF是空间不变的,但实际光学系统并非严格的线性空间不变系统,因此空间变化PSF的提出更有利于提高图像质量^[9]。

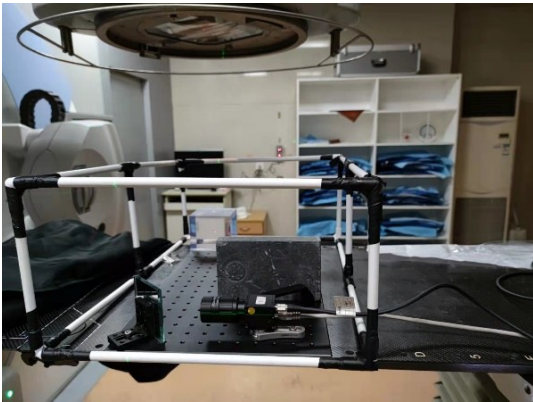
空间变化PSF非盲去卷积算法主要利用分块校正的方法对图像去模糊,但是该方法易出现边缘效应^[10]。除了分块校正,还可以利用直接校正的方法,其步骤为先测得整幅图像空间变化的PSF,再结合去卷积算法校正图像。闫学文等^[11]利用刀口法进行棋牌格标定板实验获取光场相机不同重聚焦位置处的PSF。Tsuneda等^[12]使用二维高斯函数和二维洛伦兹函数的线性组合作为PSF来解决光模糊相关的问题。这些获取PSF的方法比较复杂,计算量比较大。

本实验通过Zemax光学模拟软件求取光学成像系统的PSF,将该PSF和洛伦兹函数进行线性组合作为最终PSF,并结合约束最小二乘方滤波校正图像,以达到提高3D剂量验证系统准确性的目的。

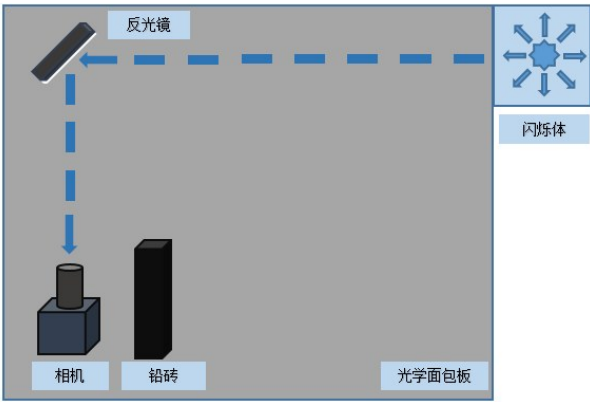
1 图像数据获取

1.1 实拍投影图

实拍投影图获取实验在苏州大学附属第二医院放疗科进行,使用Elekta Synergy医用直线加速器开展辐照试验。采用迈德威视科技有限公司生产的黑白CMOS工业相机(型号为MV-GEF1200GM-T)。在实验测试中,将机架或准直器旋转到3种不同角度下辐照,用一个位置固定的相机采集这3组辐照下的塑料闪烁体,等效获取正交三视投影荧光图像。实验平台示意图如图1所示。



a: 实物图



b: 俯视示意图

图1 塑料闪烁体成像系统实验平台示意图

Figure 1 Experimental platform for imaging system using plastic scintillator

1.2 模拟投影图

本实验中模拟投影图、系统矩阵和PSF的获取都是基于Zemax软件,该软件是一款使用光线追迹实现光学设计和仿真分析功能的软件,可实现序列及非序列的光学追迹分析。

首先在Zemax中构建塑闪成像系统模型,如图2

所示,其中镜头模型是采用厂家提供的镜头设计文件,该文件考虑镜头带来的畸变、渐晕等光学像差。其次利用塑闪的模拟定位CT影像在Pinnacle³治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)中设计放疗计划,并导出RT Dose剂量分布数据作为理想光学模型的光源输入文件,利用几何图像分析功能进行光

线追迹模拟。最后编写代码进行加权处理各投影方向下所有剂量层面的模拟成像结果,合成模拟荧光投影图像。



图2 Zemax 模拟的光学成像系统模型示意图
Figure 2 Schematic diagram of the optical imaging system model simulated by Zemax

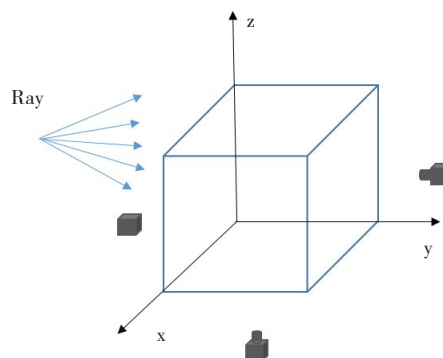


图3 x、y、z轴投影示意图
Figure 3 Schematic diagram of x-, y- and z-axis projections

2 图像退化与校正

2.1 图像退化模型

假设 PSF 是线性空间不变的,则尺寸为 $M \times N$ 的退化图像 $f(x, y)$ 可以表示为原始光学图像 $o(x, y)$ 和退化函数 $h(x, y)$ 的卷积^[13],然后叠加上噪声 $n(x, y)$ 。在空间域中的数学模型表示为:

$$f(x, y) = o(x, y) * h(x, y) + n(x, y) \quad (1)$$

由卷积定理得到两个函数在空间域的卷积等于它们在频率域中傅里叶变换的乘积,因此,退化过程在频率域的数学模型表示为:

$$F(u, v) = O(u, v)H(x, y) + N(u, v) \quad (2)$$

图像校正的目标是由退化图像 $f(x, y)$ 求出原始光学图像 $o(x, y)$,在频率域中可以表示为:

$$O(u, v) = \frac{F(u, v) - N(u, v)}{H(u, v)} \quad (3)$$

2.2 图像校正

由于噪声是随机分量,一般很难估计,直接校正退化图像会放大图像中的噪声。本研究先对退化图像进行去噪预处理,然后使用 Zemax 模拟获得 PSF 并对其进行拟合调整,最后在频域中结合 PSF 进行去卷积处理,再对 $O(u, v)$ 进行傅里叶逆变换就可以得到校正后的图像^[14]。

2.2.1 去噪预处理 每组照射野在等效投影角度照射前后,拍摄一组背景噪声图像,将背景噪声图像分别用中值滤波和高斯滤波处理后取平均值作为背景噪声。每组照射野的各角度荧光投影图像经过相同的处理后减掉背景噪声,得到各角度下的荧光投影图像。为方便描述荧光投影图像,定义 x、y、z 轴投影方向如图 3 所示。

图 4b 为 4 cm×4 cm 方野在沿 z 轴投影角度下的一张图像预处理前后(图 4a)虚线位置处未均一化时的像素强度分布,由对比可知,高斯滤波和中值滤波都能在不影响荧光信号分布的前提下,有效地消除

由随机杂散辐射引起的高强度噪声点,并且高斯滤波后的像素强度分布曲线更平滑。

参考图像由 Zemax 软件模拟得到(将该模拟图像进行 3D 剂量重建后,与 TPS 中的剂量分布十分接近),其 2D Gamma 通过率(阈值 10%,3%/3 mm 标准)为 99.71%,3D Gamma 通过率(阈值 10%,3%/3 mm 标准)为 100%,说明利用模拟图像重建的剂量比较接近真实剂量,具有参考价值。

本试验采用结构相似性 (Structural Similarity, SSIM) 评价 2D 图像预处理效果^[15]。SSIM 用于表征两幅图像边缘轮廓结构信息的相似重合程度,值越近于 1,两幅图像之间的相似程度越高。其表达式为:

$$S_{SSIM} = \frac{(2\mu_1\mu_2 + c_1)(2\sigma_{12} + c_2)}{(\mu_1^2 + \mu_2^2 + c_1)(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + c_2)} \quad (4)$$

其中, μ_1 为第一幅图像的均值; μ_2 为第二幅图像的均值; σ_1^2 为第一幅图像的方差; σ_2^2 为第二幅图像的方差; σ_{12} 为两幅图像的协方差; c_1 和 c_2 为常数项。

表 1 为不同参数滤波预处理后的 SSIM,通过 SSIM 对比并结合运行时间等综合考虑,本研究选取 9×9 高斯滤波对拍摄的正交三视投影图进行去噪预处理。

2.2.2 PSF 的获取与拟合 目前 PSF 的获取一般有 3 种方法:(1)基于标定的 PSF 估计,用相机拍摄特定的标定图案,将 PSF 估计转化为一个最优问题求解^[16]。(2)实拍 PSF,采用对点光源拍摄的方法直接获取光学系统的 PSF。(3)基于光学仿真软件计算 PSF,光学设计软件通常具有计算给定光学系统 PSF 的功能。仿真 PSF 和实拍 PSF 大致形状与模糊量级相近,准确性较为可信,并且仿真获取 PSF 的方法具有快速灵活,不受噪声干扰的优点^[17]。

Zemax 提供了两种计算光学系统 PSF 的模式,快速傅里叶变换 (Fast Fourier Transform, FFT) PSF 和惠更斯 PSF。FFT PSF 利用光学系统 PSF 与出瞳波前复

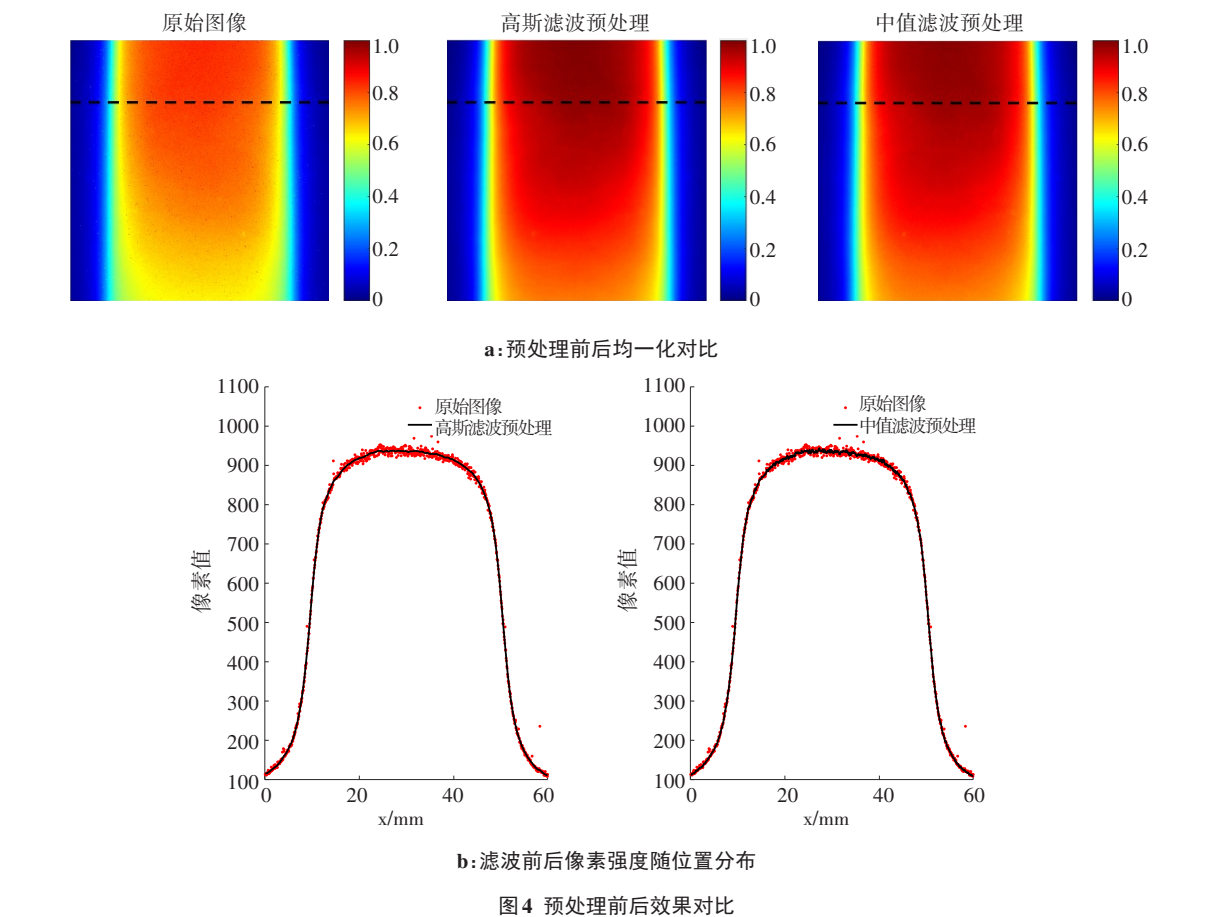


Figure 4 Comparison before and after image preprocessing

表 1 不同参数滤波处理后 SSIM 对比
Table 1 SSIM comparison after filtering with different parameters

| 投影方向 | 原始 | 3×3 中值滤波 | 5×5 中值滤波 | 7×7 中值滤波 | 3×3 高斯滤波 | 5×5 高斯滤波 | 7×7 高斯滤波 | 9×9 高斯滤波 |
|------|---------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| x 轴 | 0.9044 | 0.985 5 | 0.987 6 | 0.988 0 | 0.983 6 | 0.987 2 | 0.988 1 | 0.988 7 |
| z 轴 | 0.916 1 | 0.981 3 | 0.977 7 | 0.979 2 | 0.973 6 | 0.978 8 | 0.980 3 | 0.982 2 |
| y 轴 | 0.921 4 | 0.954 2 | 0.955 4 | 0.955 4 | 0.952 7 | 0.956 1 | 0.956 8 | 0.957 1 |

振幅的傅里叶变换相关的这一原理,对光线阵列计算光学系统出瞳处的振幅和相位通过 FFT 得到系统的 PSF。然而,FFT PSF 是基于一个假想的垂直于入射主光线的平面进行计算,并且要求光学系统满足远场假设,这些假设通常会导致计算 PSF 过小而引入误差。惠更斯 PSF 是基于对惠更斯子波直接进行积分计算系统 PSF^[18]。惠更斯 PSF 的假想平面垂直于曲面法线而不是主光线,因此惠更斯 PSF 对于入射光线有倾斜的图像表面是有效的。但是惠更斯 PSF 的缺点是计算量造成计算速度下降。综合运行时间、处理效果以及考虑到本实验中拍摄的光学图像的入射光线几乎是垂直于拍摄平面等因素,本研究选择中间视场处,采样网格为 512×512 的 FFT PSF。

在 Zemax 中构建的镜头模型包含镜头本身的渐

晕、畸变等光学像差信息,但镜头实际生产过程中和设计文件可能会存在偏差,并且构建塑料闪烁体模型时,将其简化为由折射介质隔开的两个面,存在模型过于理想化的问题,未考虑塑料闪烁体在空气交界面的折射及光在塑料闪烁体内部的散射。

基于以上原因,在 Zemax 中获取的 PSF 并不能准确地代表实际成像系统的 PSF,本实验采用洛伦兹函数对 Zemax 模拟的 PSF 进行拟合调整。最终成像系统的 PSF $h(x,y)$ 表示为 Zemax 模拟得到的 PSF $h_{\text{Zemax}}(x,y)$ 和二维洛伦兹函数 $l(x,y)$ 的线性组合。 $h(x,y)$ 可以表示为:

$$h(x,y) = h_{\text{Zemax}}(x,y) + l(x,y) \tag{5}$$

其中:

$$l(x,y) = \frac{1}{1 + (x - M/2)^2 + (y - N)^2/\gamma} \tag{6}$$

经验证,当 $\gamma=0.55$ 时,校正后的图像效果最好。最终成像系统PSF模型如图5所示。 该校正效果较好,所以本实验采用该方法作为最终的图像校正算法。

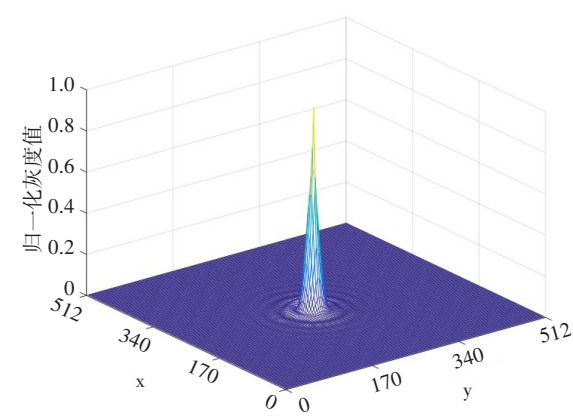


图5 光学成像系统PSF模型示意图
Figure 5 PSF model of the optical imaging system

2.2.3 去卷积及效果评价

(1)维纳滤波法

在PSF已知的情况下对图像进行复原称为非盲复原方法,在众多非盲复原方法中,维纳滤波性能好,没有迭代过程,能用很少的计算获得较好的复原效果^[14],该算法在频率域中的表达式^[19]为:

$$O(u,v)=\left[\frac{1}{H(u,v)}\frac{|H(u,v)|^2}{|H(u,v)|+K}\right]F(u,v)\quad (7)$$

其中, K 为恢复过程中的规整化值,可由平均噪声功率谱和平均图像功率谱的比值得到。

本实验用的是Matlab中的deconvwnr函数,经验证,当 $K=300$ 左右时,图像的校正效果最佳。

(2)约束最小二乘方滤波法

另一个容易实现线性复原的方法称为约束最小二乘方滤波法^[20],也称为正则滤波法。正则化方法作为一种解决病态反问题的常用方法,该算法在频率域中的表达式为:

$$O(u,v)=\left[\frac{H^*(u,v)}{|H(u,v)|^2+r\frac{S_n(u,v)}{S_f(u,v)}}\right]F(u,v)\quad (8)$$

其中, r 是可调节参数, $\frac{S_n(u,v)}{S_f(u,v)}$ 是信噪比的倒数。

本实验使用Matlab的deconvreg函数,经验证,当噪声约束为55时,图像的校正效果最佳。

(3)图像校正效果评价

用设置好参数的两种滤波分别对预处理后4 cm×4 cm方野正交三视投影图进行校正。表2为校正前后SSIM值,结果表明约束最小二乘方滤波

表2 维纳滤波和约束最小二乘方滤波法校正后的SSIM对比
Table 2 Comparison of SSIM after correction with Veena filtering and constrained least squares filtering

| 投影方向 | 原始 | 预处理 | 维纳滤波 | 约束最小二乘方滤波法 |
|------|---------|---------|---------|------------|
| x轴 | 0.904 4 | 0.988 7 | 0.988 9 | 0.990 3 |
| z轴 | 0.916 1 | 0.982 3 | 0.986 1 | 0.987 2 |
| y轴 | 0.921 4 | 0.957 0 | 0.975 9 | 0.981 3 |

3 3D重建与效果评价

3.1 3D重建

利用Zemax软件的几何图像分析功能获取成像系统的系统矩阵,将校正后的正交三视投影图作为单独的子集,使用基于有序子集-期望最大化(Ordered Subsets Expectation Maximization, OSEM)迭代重建算法^[21]完成重建。

3.2 重建效果评价

采用中心轴上的百分深度剂量(Percentage Depth Dose, PDD)曲线的均方根误差(Root-Mean-Square Error, RMSE)、Pearson相关系数 r ^[22]以及2D Gamma通过率^[23]比较重建的3D相对剂量分布 D_{ref} 与TPS导出的剂量分布 D_{recon} 。

Pearson相关系数用于评估重建分布与参考分布在投影方向上各层面的一致性,是两张图像之间一致程度的度量。相关系数的绝对值越接近1,则相关度越强,其定义见式(9)。其中, $\overline{D_{\text{ref}}}$ 和 $\overline{D_{\text{recon}}}$ 分别是参考分布与重建分布在各层面的平均值。

$$r=\frac{\sum_{j=1}^M(D_{\text{ref}j}-\overline{D_{\text{ref}}})(D_{\text{recon}j}-\overline{D_{\text{recon}}})}{\sqrt{(\sum_{j=1}^M(D_{\text{ref}j}-\overline{D_{\text{ref}}})^2)}\cdot\sqrt{(\sum_{j=1}^M(D_{\text{recon}j}-\overline{D_{\text{recon}}})^2)}}\quad (9)$$

2D Gamma通过率分析将TPS导出的剂量分布文件作为参考值,重建剂量分布作为受评估值,采用剂量偏差标准(ΔD_M)和距离一致性标准(Δd_M)作为评价标准。图6为2D剂量分布Gamma通过率分析的示意图,假设参考点位置在 r_r ,参考点剂量为 D_r ,受评估点位置在 r_c ,受评估点剂量为 D_c ,用圆盘的定义表示接受标准,即:

$$\sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2}+\frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}}=1\quad (10)$$

其中, $\Delta r=\sqrt{(r_c-r_r)^2}$ 为受评估点到参考点的距离;
 $\Delta D=\sqrt{(D_c(r_c)-D_c(r_r))^2}$ 为受评估点与参考点的剂

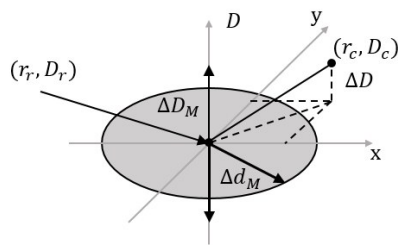


图6 二维 Gamma 分析原理示意图
Figure 6 Schematic diagram of the principles of 2D Gamma analysis

量偏差。标准接受的受评估点必须落在圆盘内,即该点满足式(11):

$$\Gamma(r_c,D_c)=\sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2}+\frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}}\leqslant 1 \tag{11}$$

γ 值由受评估分布到参考分布的最小距离表示,定义为:

$$\gamma(r_r)=\min\{\Gamma(r_c,r_r)\}\forall\{r_c\} \tag{12}$$

Gamma 通过率就是统计 γ 值 $\leqslant 1$ 的点数量占所有比较点的百分比。根据 AAPM 218 报告的推荐,评估前将参考分布和重建分布均插值为分辨率 1 mm^[24]。

3.2.1 4 cm×4 cm 方野 3D 重建效果评价 未校正前,PDD 曲线的 RMSE 为 3.99%,相关系数 r 为 99.66%,平均 2D Gamma 通过率(阈值 10%,3%/3 mm 标准)为 59.62%。经过本文方法校正后,PDD 曲线的 RMSE 变为 2.86%,与未校正前相比,降低了 1.13%;相关系数 r 变为 99.81%;平均 2D Gamma 通过率(阈值 10%,3%/3 mm 标准)变为 82.57%,与未校正前相比,提高 22.95%。

图 7 分别为重建分布中沿 y 轴投影方向上 2D Gamma 通过率(阈值 10%,3%/3 mm 标准)对比以及与 y 轴正交的中间层面 Gamma 值分布。通过对比可以看出,校正后图像重建的 3D 剂量分布与标准剂量分布更接近。

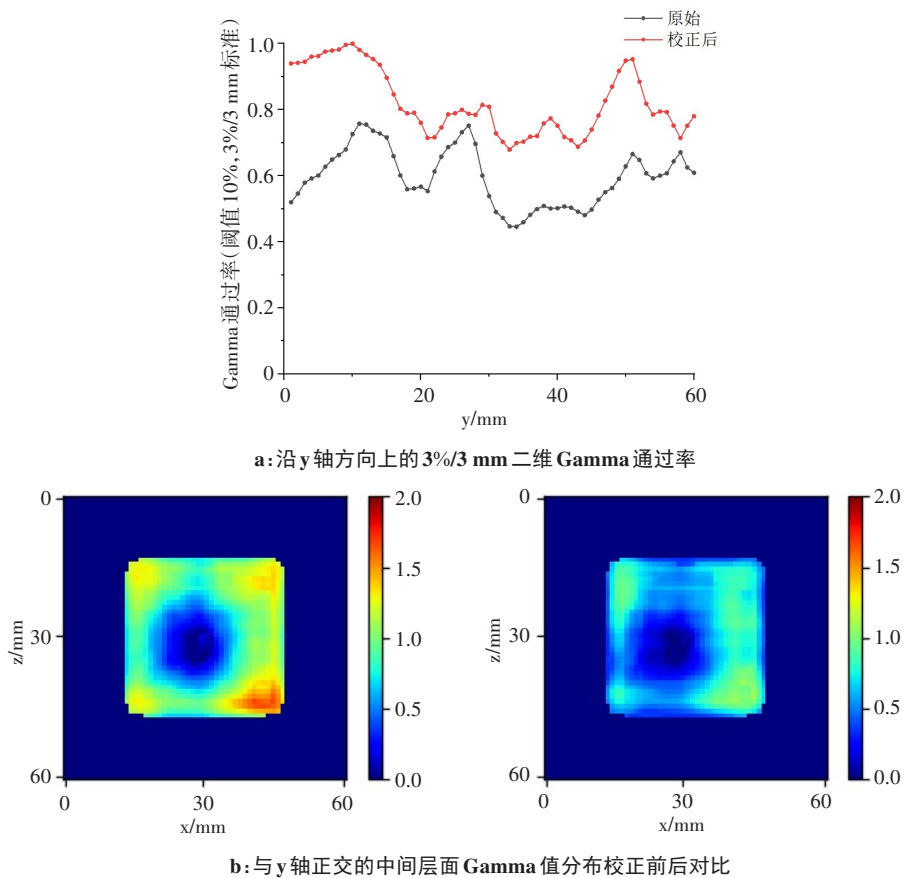


图7 图像校正前后 3D 剂量重建效果对比
Figure 7 Comparison of 3D dose reconstruction results before and after image correction

3.2.2 不同尺寸方野 3D 重建效果 为了验证本文图像校正算法对不同射野的处理效果,用本文方法处理 3 cm×3 cm 方野和 2 cm×2 cm 方野,沿 y 轴方向上

2D Gamma 通过率如图 8 所示。校正后,3 cm×3 cm 方野的 PDD 曲线 RMSE 由未校正前的 2.64%降低为 2.01%,降低了 0.63%;相关系数 r 由未校正前的

99.44%升高为99.45%;平均2D Gamma通过率(阈值10%,3%/3 mm标准)由未校正前的93.87%升高到99.63%,提高了5.76%。2 cm×2 cm方野的PDD曲线RMSE由未校正前的2.25%降低为1.76%,降低了

0.49%;相关系数 r 由未校正前的99.72%升高为99.79%;平均2D Gamma通过率(阈值20%,3%/3 mm标准)由未校正前的95.78%升高到97.32%,提高了1.54%。

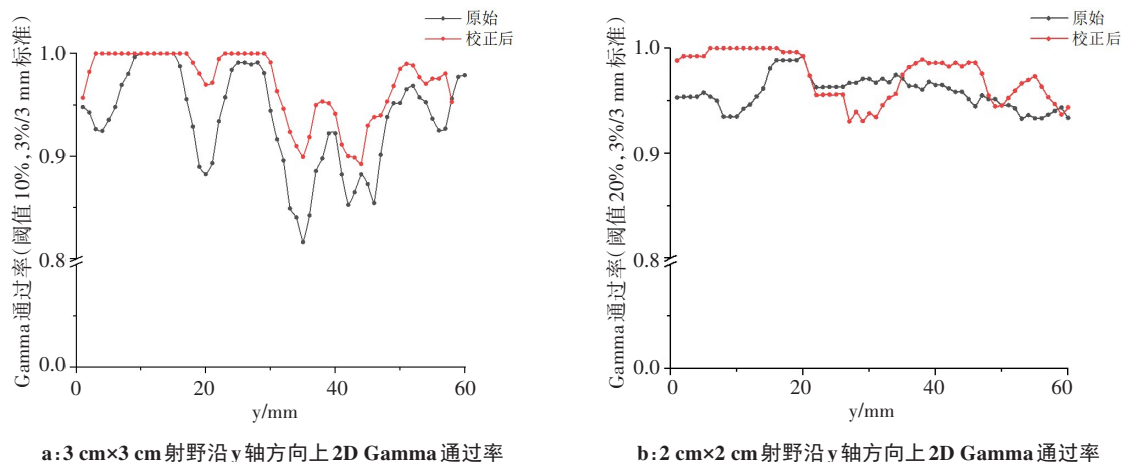


图8 不同射野图像校正前后2D Gamma通过率对比

Figure 8 Comparison of 2D Gamma passing rates before and after image correction

4 结论

本研究利用Zemax光学模拟软件获取PSF并用洛伦兹函数对其进行拟合调整,然后使用约束最小二乘方滤波法对塑料闪烁体的正交三视投影图进行校正,通过与Zemax模拟的荧光投影图进行对比,在二维图像层面上验证本实验方法的校正效果,进而将校正后的正交三视投影图通过OSEM迭代算法进行3D剂量分布重建。经实验验证,图像校正后重建的剂量分布明显好于未校正图像重建效果,但是本实验还有一定的局限性:首先,只采用方形射野进行验证;其次,4 cm×4 cm方野重建后的2D Gamma通过率虽然得到了很大改善,但还未达到标准要求。所以在接下来的工作中会考虑不规则射野图像的校正以及进一步尝试采用其他图像校正算法来提高3D剂量验证系统的准确性。

综上所述,本研究采用的图像校正方法提高了基于塑料闪烁体3D剂量验证系统的准确性,在放疗剂量验证中具有一定的现实意义。

【参考文献】

- [1] Montay-Gruel P, Bouchet A, Jaccard M, et al. X-rays can trigger the FLASH effect: ultra-high dose-rate synchrotron light source prevents normal brain injury after whole brain irradiation in mice[J]. *Radiother Oncol*, 2018, 129(3): 582-588.
- [2] Schüller E, Trovati S, King G, et al. Experimental platform for ultra-high dose rate FLASH irradiation of small animals using a clinical linear accelerator[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2017, 97(1): 195-203.
- [3] Beaulieu L, Beddar S. Review of plastic and liquid scintillation dosimetry for photon, electron, and proton therapy[J]. *Phys Med Biol*, 2016, 61(20): R305.
- [4] Beddar A, Mackie T, Attix F. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: I. physical characteristics and theoretical considerations[J]. *Phys Med Biol*, 1992, 37(10): 1883.
- [5] 黄国兴, 刘艺鹏, 彭宏, 等. 洛伦兹拟合点扩展函数的遥感图像复原方法[J]. *光学学报*, 2021, 41(16): 1628003.
- [6] Huang GX, Liu YP, Peng H, et al. Remote sensing image restoration method of Lorentz fitting point extension function[J]. *Acta Optica Sinica*, 2021, 41(16): 1628003.
- [7] Jennings MW, Rutten TP, Ottaway DJ. Evaluation of the signal quality of an inexpensive CMOS camera towards imaging a high-resolution plastic scintillation detector array[J]. *Radiat Meas*, 2017, 104: 22-31.
- [8] Cloutier E, Archambault L, Beaulieu L. Deformable scintillation dosimeter I: challenges and implementation using computer vision techniques[J]. *Phys Med Biol*, 2021, 66(17): 175018.
- [9] 王允森, 王勇, 左晨, 等. 基于维纳滤波和综合评价因子的遥感图像复原[J]. *空间电子技术*, 2021, 18(3): 13-20.
- [10] Wang YS, Wang Y, Zuo C, et al. Remote sensing image restoration based on wiener filter and comprehensive evaluation factor[J]. *Space Electronics*, 2021, 18(3): 13-20.
- [11] 郝建坤, 黄玮, 刘军, 等. 空间变化 PSF 非盲去卷积图像复原方法综述[J]. *中国光学*, 2016, 9(1): 41-50.
- [12] Hao JK, Huang W, Liu J, et al. Review of spatial variation PSF non-blind deconvolution image restoration method[J]. *Chinese Optics*, 2016, 9(1): 41-50.
- [13] 李卫丽. 简单透镜成像系统图像复原方法研究[D]. 长沙: 国防科技大学, 2019.
- [14] Li WL. Research on image restoration method of simple lens imaging system[D]. Changsha: National University of Defense Technology, 2019.
- [15] 闫学文, 李华, 何良, 等. 放疗3D剂量验证系统中光场相机点扩散函数获取[J]. *应用光学*, 2021, 42(1): 43-48.
- [16] Yan XW, Li H, He L, et al. Acquisition of spot diffusion function of light field camera in radiotherapy 3D dose verification system[J]. *Journal of Applied Optics*, 2021, 42(1): 43-48.
- [17] Tsuneda M, Nishio T, Ezura T, et al. Plastic scintillation dosimeter with a conical mirror for measuring 3D dose distribution[J]. *Med Phys*, 2021, 48(10): 5639-5650.

- [13] Hosseini MS, Plataniotis KN. Convolutional deblurring for natural imaging[J]. IEEE Trans Image Process, 2019, 29: 250-264.
- [14] 杨利红, 赵变红, 张星祥, 等. 点扩散函数高斯拟合估计与遥感图像恢复[J]. 中国光学, 2012, 5(2): 181-188.
Yang LH, Zhao BH, Zhang XX, et al. Gaussian fitting estimation of point diffusion function and remote sensing image recovery [J]. Chinese Optics, 2012, 5(2): 181-188.
- [15] Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, et al. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity [J]. IEEE Trans Image Process, 2004, 13(4): 600-612.
- [16] Joshi N, Szeliski R, Kriegman DJ. PSF estimation using sharp edge prediction [C]//2008 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 2008: 1-8.
- [17] 潘德馨. 光学像差的图像校正算法[D]. 杭州: 浙江大学, 2021.
Pan DX. Image correction algorithm for optical aberration [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2021.
- [18] Huggins E. Introduction to Fourier optics[J]. Phys Teach, 2007, 45(6): 364-368.
- [19] Pönisch F, Archambault L, Briere TM, et al. Liquid scintillator for 2D dosimetry for high-energy photon beams[J]. Med Phys, 2009, 36(5): 1478-1485.
- [20] Qin F, Xie L, Xue Y, et al. Blind image restoration with horizontal motion blur based on point spread function estimation in frequency domain [C]//2022 14th International Conference on Computer Research and Development (ICCRD). 2022: 286-290.
- [21] Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1994, 13(4): 601-609.
- [22] Starovoytov V, Eldarova E, Iskakov KT. Comparative analysis of the SSIM index and the pearson coefficient as a criterion for image similarity[J]. Eur J Math Comput Appl, 2020, 8(1): 76-90.
- [23] Low DA, Harms WB, Mutic S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions[J]. Med Phys, 1998, 25(5): 656-661.
- [24] Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218[J]. Med Phys, 2018, 45(4): e53-e83.

(编辑:谭斯允)