

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.01.003

医学放射物理

## EBT3 胶片数字化的横向响应伪影消除方法

白凯<sup>1,2,3,4</sup>, 张鹏程<sup>5</sup>, 黄盛聪<sup>2,3,4</sup>, 祁宁<sup>5</sup>, 李强<sup>2,3,4</sup>, 刘新国<sup>2,3,4</sup>

1. 兰州大学核科学与技术学院, 甘肃 兰州 730000; 2. 中国科学院近代物理研究所, 甘肃 兰州 730000; 3. 中国科学院重离子束辐射生物医学重点实验室, 甘肃 兰州 730000; 4. 甘肃省重离子束辐射医学应用基础重点实验室, 甘肃 兰州 730000; 5. 兰州大学第一医院放疗科, 甘肃 兰州 730000

**【摘要】目的:**消除EBT3胶片数字化过程中的横向响应伪影,优化EBT3胶片的治疗计划验证结果。**方法:**覆盖双面镀膜的减反射玻璃进行胶片数字化,通过净光密度与扫描仪不同位置间的抛物线拟合关系来消除横向响应伪影后,借助剂量刻度曲线将胶片净光密度转换为剂量。使用辐照面积较大的治疗计划进行验证,对胶片与计划剂量分布进行 $\gamma$ 分析。**结果:**在3%/3 mm标准下对不小于0.1 Gy的剂量点进行 $\gamma$ 分析,消除横向响应伪影后胶片与计划剂量分布的 $\gamma$ 通过率为95%,相比未消除横向响应伪影的剂量分布提升了3%的通过率。**结论:**利用该方法可以有效消除横向响应伪影,提高EBT3胶片治疗计划验证的 $\gamma$ 通过率。

**【关键词】**EBT3胶片; 胶片数字化; 减反射玻璃; 横向响应伪影; 净光密度

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2023)01-0013-06

### Eliminating lateral response artifact for EBT3 radiochromic film digitization

BAI Kai<sup>1,2,3,4</sup>, ZHANG Pengcheng<sup>5</sup>, HUANG Shengcong<sup>2,3,4</sup>, QI Ning<sup>5</sup>, LI Qiang<sup>2,3,4</sup>, LIU Xinguo<sup>2,3,4</sup>

1. School of Nuclear Science and Technology, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China; 2. Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China; 3. Key Laboratory of Heavy Ion Radiation Biology and Medicine of Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China; 4. Gansu Provincial Key Laboratory of Basic Research on Heavy Ion Radiation Application in Medicine, Lanzhou 730000, China; 5. Department of Radiotherapy, the First Hospital of Lanzhou University, Lanzhou 730000, China

**Abstract: Objective** To eliminate the lateral response artifact during EBT3 radiochromic film digitization and optimize the treatment plan verification results using EBT3 film. **Methods** The EBT3 films were digitalized with a scanner covered with a double-side coated anti-reflective glass. The lateral response artifact was eliminated using the parabola function which was obtained by fitting the relationship between the net optical densities and their positions on the scanner window. Then the net optical densities were converted into doses *via* dose calibration curve. The method was tested with a QA plan with a large irradiation field, and the gamma-index distribution was analyzed. **Results** The gamma passing rate (3%/3 mm, for dose greater than or equal 0.1 Gy) between planned dose profile and corrected film dose profile was 95% which was 3% higher than the uncorrected film dose profile. **Conclusion** The proposed method can effectively eliminate the lateral response artifact and improve the gamma passing rate of QA plan verification using EBT3 film.

**Keywords:** EBT3 radiochromic film; digitization; anti-reflective glass; lateral response artifact; net optical density

### 前言

**【收稿日期】**2022-07-26

**【基金项目】**中国科学院西部之光项目(29Y86205); 中国科学院重点部署项目(KFZD-SW-222); 甘肃省自然科学基金(18JR3RA390)

**【作者简介】**白凯, 硕士研究生, 研究方向: 重离子束治疗基础技术, E-mail: 287793294@qq.com

**【通信作者】**刘新国, 高级工程师, 研究方向: 重离子束治疗基础技术, E-mail: liuxinguo@impcas.ac.cn

EBT3 辐射变色胶片因其具有高空间分辨率、低能量依赖性、组织等效性好等特性, 已广泛应用于光子放射治疗的质量保证和治疗计划验证<sup>[1]</sup>。与电离室直接测量剂量不同, 使用EBT3胶片测量剂量分布需要利用剂量刻度曲线将胶片的灰度响应转换成剂量信息, 因而剂量刻度曲线和灰度响应分布的准确性会直接影响最终测量结果。Palmer等<sup>[2]</sup>指出胶片与平板扫描仪扫描窗之间存在空隙会增大胶片数字化后的像素值, 在胶片上方覆盖玻璃进行扫描并使用RGB三通道处理方法可以获得更准确的测量结

果。同样, Lewis等<sup>[3]</sup>也报道在胶片数字化扫描时使用与扫描窗尺寸相同、厚度为4 mm的玻璃覆盖在胶片上方。然而, 这些工作中所使用的玻璃均未报道具体类型。扫描仪使用的玻璃为光学玻璃, 相较于普通玻璃拥有更高的透光率和更低的反射率, 覆盖光学玻璃将获得更精确的胶片数字化结果。AR玻璃(Anti-reflective Glass)是利用磁控溅射镀膜技术在玻璃表面覆盖一层减反射膜, 降低反射率的同时增加透光率<sup>[4]</sup>。当使用透射扫描模式进行胶片数字化时, 覆盖双面镀膜的AR玻璃可以获得更加精确的数字化结果。

使用平板扫描仪进行胶片数字化时, 平行于光源运动方向的纵向响应较稳定, 对剂量不确定性没有实质性的影响<sup>[3,5]</sup>, 但在扫描横向较大胶片时会产生横向响应伪影, 它是胶片剂量测量不确定性的主要来源<sup>[6]</sup>。Saur等<sup>[7]</sup>指出胶片数字化过程中扫描仪光源产生的光散射受到胶片剂量和扫描窗像素位置的影响。Schoenfeld等<sup>[8]</sup>通过扫描仪的内部结构和杆状结构的光散射理论解释了EBT3胶片数字化扫描时出现的取向效应和抛物线效应。抛物线效应(Parabola Effect)也称为横向响应伪影(Lateral Response Artifact, LRA)或横向扫描效应指均匀曝光的EBT3胶片数字化时, 在平行于扫描仪光源方向的不同位置处, 测得的数字化响应不同, 表现为以光源中心点为中心呈抛物线分布且对剂量具有依赖性。Lewis等<sup>[3]</sup>研究表明胶片数字化过程的LRA是扫描仪所具有的特性, 与EBT3胶片的批次无关, 因此只需对扫描仪进行一次校正即可。此外, Lewis等<sup>[3,9]</sup>的工作通过建立色彩通道、剂量响应、横向位置和中心点处的响应关系消除了EBT3和EBT-XD胶片数字化的LRA。Crijns等<sup>[10]</sup>指出使用EBT3胶片进行治疗计划验证时, 对于辐照面积较大的胶片必须考虑LRA, 并通过胶片透光率与剂量间的关系对LRA进行修正。Andre等<sup>[11]</sup>指出胶片剂量仪的三通道剂量测量方法可用来修正EBT3胶片数字化过程中产生的LRA。Poppinga等<sup>[12]</sup>首先通过抛物线函数拟合EBT3胶片数字化扫描后光密度与X轴位置的关系, 再通过拟合参数间的关系得到X轴位置相对于中心点处的修正光密度, 进而消除抛物线效应。这些研究都将胶片数字化后的像素均值转化为光密度进行LRA的消除和剂量刻度曲线的获取, 然而在胶片使用中, 净光密度常常被用来度量胶片的灰度响应。净光密度定义为未辐照和辐照后胶片的透射光在去除背景影响后比值的对数, 将像素均值转换为净光密度可以最大程度地降低数字化结果中剂量无关部分的影响, 只通过剂量依赖部分反映胶片的剂量响应。

本研究首先借鉴Poppinga等<sup>[12]</sup>方法, 在扫描仪肖像模式下覆盖双面镀膜的AR玻璃进行胶片数字化, 通过净光密度和X轴pixel位置关系的抛物线拟合方法消除LRA。其次, 借助剂量刻度曲线将消除LRA的净光密度转换为剂量, 使用较大射野面积的计划验证胶片证实了基于净光密度消除抛物线效应方法的可行性。本研究通过基于净光密度的抛物线拟合方法消除了LRA, 有助于优化EBT3胶片的治疗计划验证结果。

## 1 材料与方法

### 1.1 胶片辐照及数字化

将EBT3-0810(批号: 04022001)辐照变色胶片裁剪为4.00 cm×20.32 cm的胶片条, 利用6 MV光子对胶片条分别进行0.5、1、2、3、4、6、8、10 Gy的梯度剂量辐照。胶片放置在等中心平面照射, 射野大小(20×20) cm<sup>2</sup>, 胶片上方放置5 cm固体水, 下方放置10 cm固体水。辐照结束后将胶片避光保存24 h。

采用EPSON Expression 12000XL商用平板扫描仪的肖像模式(胶片原始长边平行于扫描窗长边)对胶片条进行数字化。扫描仪预热10 min以上, 关闭所有图像增强功能, 图片分辨率设置为75 dpi, 采用48位RGB通道正片扫描, 保存为TIFF(Tag Image File Format)格式<sup>[13]</sup>。使用粘贴性刻度尺在扫描窗四周进行刻度标注, 以尽可能确保各个剂量的胶片条放置在扫描窗的中心进行扫描。所有扫描均使用464 mm×327 mm(完全覆盖扫描窗), 厚度3 mm的双面镀膜AR玻璃覆盖于胶片条上方, 扫描后数字化图像的输出尺寸均设置为419.1 mm×309.9 mm, 对应1237 pixel×914 pixel, 便于消除LRA时确定像素点的具体位置。

将所有胶片条(已辐照和未辐照)平行放置在扫描窗, 进行一次扫描来获得剂量刻度曲线<sup>[14]</sup>。因胶片条长度小于扫描窗竖直长度, 在竖直方向进行两次扫描来拼接得到各个剂量胶片条沿X轴的扫描结果, 如图1所示, 先将胶片条放置在Y轴中间靠上位置处进行上半部分扫描(图中实线框), 再将胶片条向下平移进行下半部分的扫描(虚线框)。

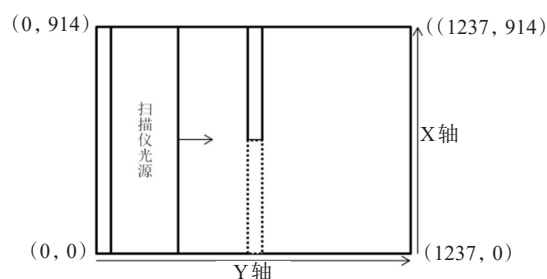


图1 胶片条扫描示意图

Figure 1 Schematic diagram of film strip scanning

## 1.2 扫描结果处理

EBT3胶片的吸收光谱在595和633 nm处出现峰值,对应RGB通道中的绿光和红光通道,但红光通道的吸收峰在剂量测量范围内明显高于绿光通道吸收峰<sup>[13]</sup>,因此分析红光通道的数据可以提高测量灵敏度。使用ImageJ软件在红光通道下对剂量刻度曲线的扫描结果进行处理,在各剂量胶片条的中心点处选择边长为20 pixel的正方形区域作为感兴趣区域进行处理。为减小误差,对每个胶片条进行3次扫描,使用3次扫描的处理结果计算得到平均像素值。

同样使用ImageJ软件在红光通道下对拼接扫描的数字化图像进行处理,获得各个剂量的胶片条在X轴50、150、250、350、450、550、650、750、850 pixel处的平均像素值。为避免扫描仪连续扫描时产生的系统误差,对所有剂量胶片条的上下部分均进行3次扫描,且选择各pixel处边长为20 pixel的正方形区域取得平均像素值。

采用Martisikova等<sup>[15]</sup>报道的方法,通过式(1)将像素转换为净光密度(netOD),并通过标准差传递式(2)计算netOD标准差<sup>[16]</sup>:

$$\text{netOD} = \log_{10} \left( \frac{\overline{\text{PV}}_{\text{unexp}} - \overline{\text{PV}}_{\text{bckg}}}{\overline{\text{PV}}_{\text{exp}} - \overline{\text{PV}}_{\text{bckg}}} \right) \quad (1)$$

$$\sigma_{\text{netOD}} = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\frac{\sigma_{\overline{\text{PV}}_{\text{unexp}}}^2 + \sigma_{\overline{\text{PV}}_{\text{bckg}}}^2}{(\overline{\text{PV}}_{\text{unexp}} - \overline{\text{PV}}_{\text{bckg}})^2} + \frac{\sigma_{\overline{\text{PV}}_{\text{exp}}}^2 + \sigma_{\overline{\text{PV}}_{\text{bckg}}}^2}{(\overline{\text{PV}}_{\text{exp}} - \overline{\text{PV}}_{\text{bckg}})^2}} \quad (2)$$

其中, $\overline{\text{PV}}_{\text{unexp}}$ 、 $\overline{\text{PV}}_{\text{exp}}$ 、 $\overline{\text{PV}}_{\text{bckg}}$ 分别为未辐照胶片、辐照后胶片和黑色不透光板的平均像素, $\sigma_{\overline{\text{PV}}_{\text{unexp}}}$ 、 $\sigma_{\overline{\text{PV}}_{\text{exp}}}$ 、 $\sigma_{\overline{\text{PV}}_{\text{bckg}}}$ 分别是未辐照胶片、辐照后胶片和黑色不透光板的像素标准差, $\sigma_{\text{netOD}}$ 是计算得到的净光密度标准差。

剂量刻度曲线是EBT3胶片剂量学特性的表现形式<sup>[17-20]</sup>,通过经验公式拟合净光密度和剂量间的关系得到,选择Castriconi等<sup>[21]</sup>所使用的式(3)来获得剂量刻度曲线:

$$D(\text{netOD}) = A \times \text{netOD} \times \exp^{B \times \text{netOD}} \quad (3)$$

其中, $D(\text{netOD})$ 为各净光密度值所对应的胶片剂量, $A$ 、 $B$ 为待拟合参数。

## 1.3 横向响应伪影消除

使用式(1)将胶片条在X轴各pixel处的像素转化为净光密度后,通过式(4)对净光密度与X轴pixel间的关系进行拟合,将常用剂量区间(0~4.14 Gy)内参数 $c$ 的拟合值作为自变量、参数 $a$ 的拟合值作为因变量,使用式(5)进行二次拟合后,式(4)可改写为公式(6):

$$\text{netOD}(x) = c + a(x - b)^2 \quad (4)$$

$$a(c) = p + qc^2 \quad (5)$$

$$\text{netOD}(x) = c + (p + qc^2)(x - b)^2 \quad (6)$$

其中, $\text{netOD}(x)$ 为X轴对应位置处的净光密度, $a$ 、 $b$ 、 $c$ 为待拟合参数, $p$ 、 $q$ 为待拟合参数。

将X轴不同pixel位置的净光密度记为 $c(x)$ ,通过式(6)的反向推导,可以得到X轴不同pixel位置消除LRA后的净光密度,如式(7)所示:

$$\begin{cases} c(x) = -\frac{1}{2q(x-b)^2} + \sqrt{\frac{1}{4q^2(x-b)^4} - \frac{p}{q} + \frac{\text{netOD}(x)}{q(x-b)^2}}, x \neq b \\ c(x) = \text{netOD}(x), x = b \end{cases} \quad (7)$$

基于式(7)可求得X轴各pixel处消除LRA后的净光密度,再根据式(3)得到的剂量刻度曲线获得X轴各pixel处的修正剂量。

## 2 结果

### 2.1 横向响应伪影消除

绘制各剂量下净光密度与X轴位置的关系如图2a所示,图中曲线为相应剂量下式(4)的拟合曲线,图2b展示了各剂量下X轴pixel位置相对于拟合中间点的净光密度差,结果表明横向响应伪影随剂量的增大而增大,且变化趋势类似抛物线曲线。所有曲线的拟合顶点均处在X轴(450±10) pixel范围内波动。以常用剂量区间(0~4.14 Gy)内参数 $c$ 的拟合值作为自变量、参数 $a$ 的拟合值作为因变量绘制图形如图3所示,使用式(5)拟合二者间的非线性关系,拟合优度( $R^2$ )大于0.98,参数 $p$ 、 $q$ 的拟合值分别为 $(3.22 \pm 0.77) \times 10^{-8}$ 和 $(2.86 \pm 0.18) \times 10^{-7}$ 。

绘制胶片消除LRA后X轴剂量修正结果如图4a所示,可知X轴范围内修正后的胶片剂量与电离室所测剂量基本吻合。图4b展示消除LRA前后X轴各pixel位置处胶片与电离室所测剂量之间的差值,结果表明消除LRA后X轴各pixel位置处胶片与电离室的剂量差异缩减至0~0.1 Gy。综上所述,基于净光密度的抛物线拟合方法很好地消除了LRA的影响。在常用剂量区间内,计算各剂量值的剂量偏差,剂量偏差定义为剂量差值与剂量比的百分数。250 pixel处1、2、3、4 Gy的剂量偏差分别为6.4%、7.0%、4.2%、4.6%,同样地,650 pixel处的剂量偏差分别为3.7%、4.7%、3.8%、3.7%,二者距X轴中点的距离均为200 pixel,对应6.8 cm。因此,将扫描窗X轴中轴线±5 cm(对应约150 pixel)范围内定义为扫描热区,在该区域内LRA对胶片扫描结果的影响较小<sup>[13]</sup>,常用剂量区间内的剂量偏差可控制在3%以内。



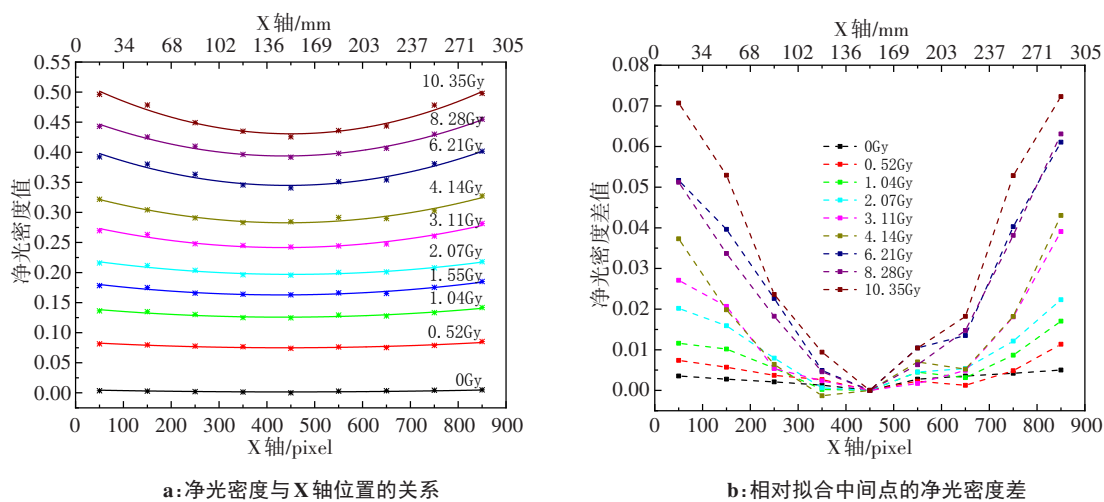


图2 X轴净光密度随剂量的变化  
Figure 2 Changes of X-axial net optical density with dose

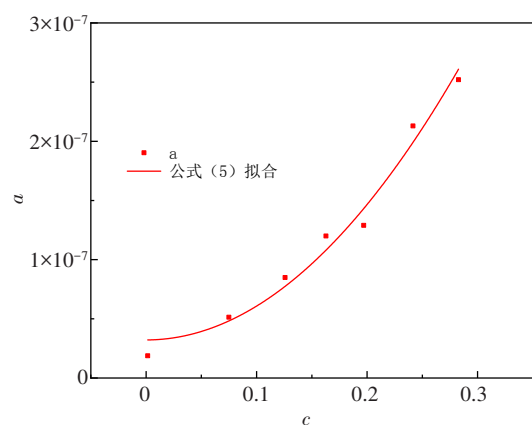


图3 参数 $a$ 、 $c$ 的拟合关系  
Figure 3 Fitting relationship between parameters  $a$  and  $c$

2.2 临床案例分析

为进一步验证基于净光密度的LRA消除方法，使用EBT3胶片对宫颈癌病种的IMRT治疗计划进行验证，辐照条件同前文所述。不同宫颈癌患者的靶区形状及大小各不相同，有些靶区甚至会超出EBT3-0810胶片的测量范围，选择靶区完全落在胶片内的1例计划进行具体分析。将验证胶片避光保存24 h后在相同条件下进行数字化扫描，使用MATLAB软件将胶片红色通道内的平均像素转换为净光密度并进行LRA消除，得到各个像素点的净光密度修正值，再通过剂量刻度曲线获得胶片消除LRA后的剂量分布。

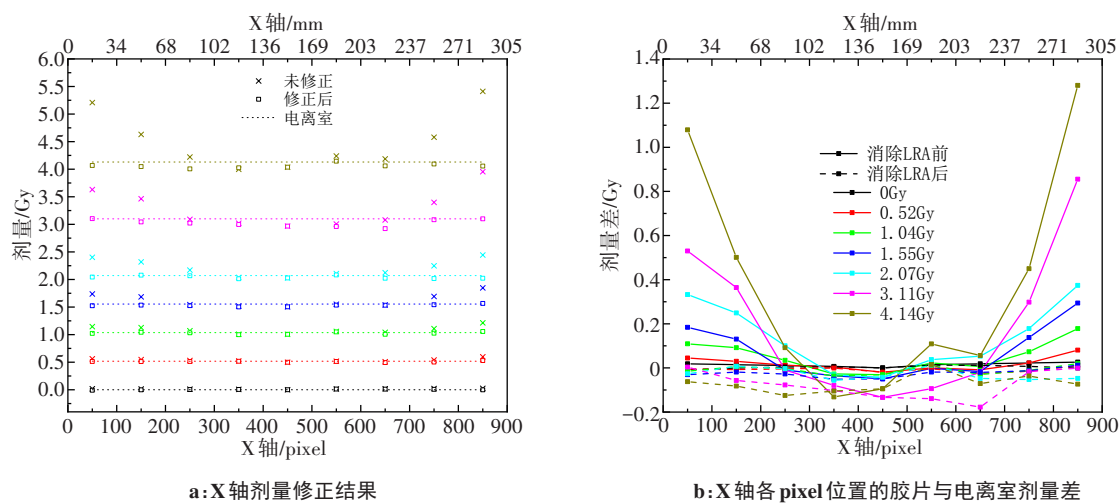


图4 X轴常用剂量区间内的修正结果  
Figure 4 Correction results within the commonly used X-axial dose region

通过MATLAB软件分别得到LRA消除前后Y轴300、600、900 pixel处X轴方向的剂量分布，将剂量值大于0.05 Gy的像素点绘制于图5a，在Y=300、600、

900 pixel时剂量热区外的LRA消除效果更加明显。同样地，图5b展示了X轴250、500、650 pixel处Y轴方向剂量大于0.15 Gy的像素点分布，X=250、650

pixel处于扫描热区之外,在整个Y轴均观察到LRA的消除效果且对剂量依赖明显,X=500 pixel时处于

扫描热区内,LRA的影响可以忽略,图中两条曲线几乎重合。

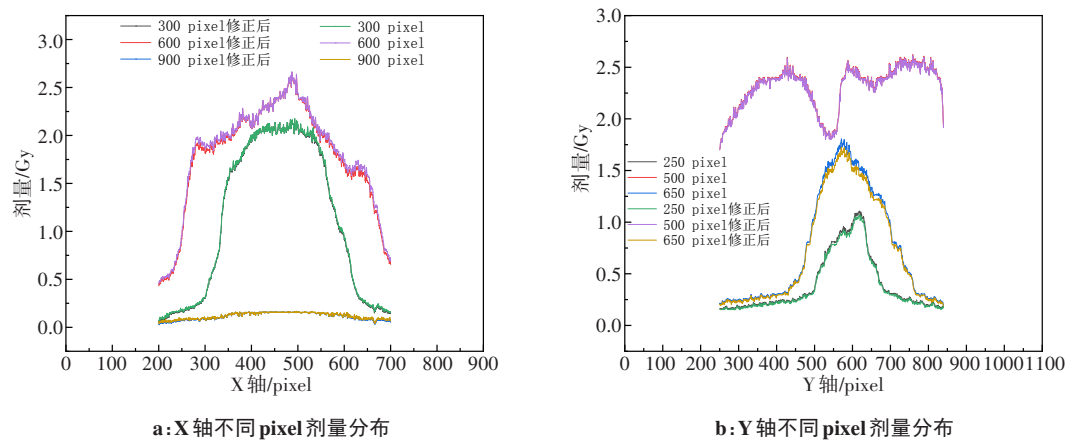


图5 X、Y坐标轴不同pixel的剂量分布  
Figure 5 Dose distributions of different pixels on X-axis and Y-axis

使用Low等<sup>[22]</sup>所报道的治疗计划剂量分布评估方法,通过MATLAB编程的方法对治疗计划剂量分布中剂量不低于0.1 Gy的点进行 $\gamma$ 分析,在3%/3 mm标准下的结果表明,消除LRA后胶片验证的剂量分布与计划剂量分布的 $\gamma$ 通过率为95%,相比未消除LRA提高了3%

的通过率。图6a、图6b分别为未消除、消除LRA后胶片剂量与计划剂量的 $\gamma$ 指数分布,由图可知消除LRA后靶区边缘处的 $\gamma$ 值下降明显,图6c展示了消除LRA前后 $\gamma$ 值分布变化的情况,说明净光密度的抛物线拟合方法很好地消除了LRA造成的影响。

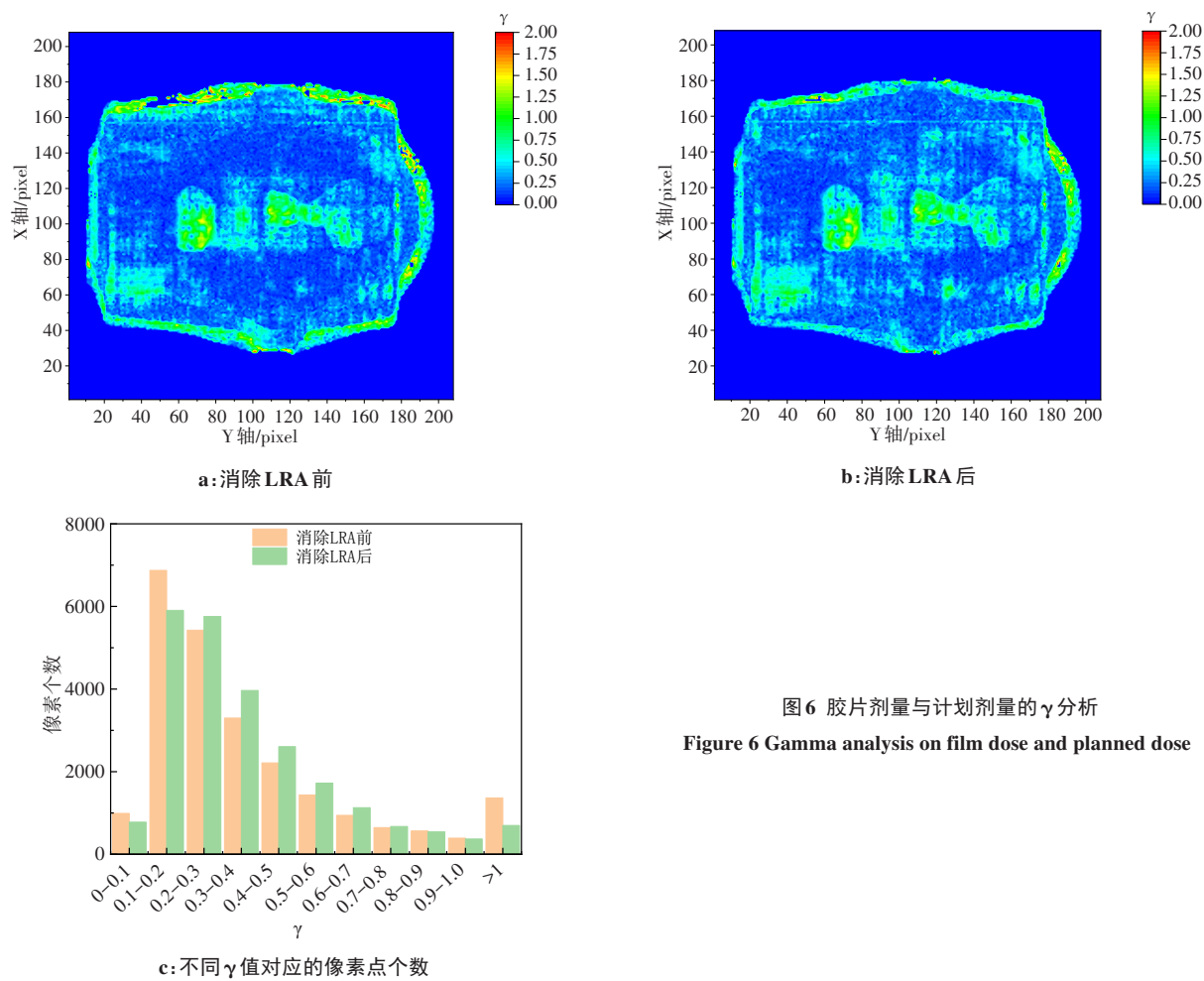


图6 胶片剂量与计划剂量的 $\gamma$ 分析  
Figure 6 Gamma analysis on film dose and planned dose

### 3 讨论

对相同实验条件下获得的胶片剂量与灰度响应,使用净光密度方法拟合获得的剂量刻度曲线在拟合波动和拟合精度方面优于通过光密度方法拟合得到的剂量刻度曲线,主要原因是净光密度方法使用辐照后胶片与未辐照胶片的像素均值进行计算,忽略了胶片剂量无关部分造成的像素变化。对于类似Film QA等使用光密度值进行数据处理的软件,覆盖双面镀膜的AR玻璃可使得结果更加精确。此外,由于扫描仪连续扫描时的响应并不线性<sup>[23]</sup>,会造成扫描结果在一定范围内波动,本研究选择一次扫描<sup>[14]</sup>以及多次扫描后计算平均值的方法来降低扫描仪对胶片数字化结果的随机影响。

本文胶片数字化过程采用扫描仪的肖像模式,即胶片原始长边平行于扫描仪长边进行数字化扫描,对肖像模式下的横向响应伪影进行消除,这是因为Poppinga等<sup>[12]</sup>指出扫描仪的横向响应伪影对肖像模式数字化后的影响比景观模式(胶片原始短边平行于扫描仪长边)更加显著。对于景观模式下的横向响应伪影,本研究提出的基于净光密度的抛物线拟合方法同样适用。横向响应伪影消除的研究中,分别在扫描窗的上下部分进行胶片条扫描以拼接获得X轴的胶片扫描结果,此过程中认为胶片内部的成分分布和照射野内的剂量分布是均匀的,这样操作引入了误差。Ashland公司还提供更大尺寸(12.8×17 inches)的EBT3胶片,使用较大尺寸的胶片可以直接获得胶片沿坐标轴的剂量分布,也可避免扫描仪多次扫描间的波动,后续将使用较大尺寸的胶片进行研究以避免这些因素造成的误差。

本研究所使用的治疗计划验证病例,虽然辐照面积较大,但扫描热区外分布的剂量普遍较低,这也使得将 $\gamma$ 分析时剂量点的起始剂量设置为0.1 Gy,才会对结果产生明显的提升。基于净光密度消除LRA的方法对扫描热区外较大剂量值的修正效果会更好。此外,本研究使用治疗计划验证的目的是验证基于净光密度值的LRA消除方法的可行性,因此病例数目较少且经过LRA修正后会对胶片剂量验证的 $\gamma$ 通过率都会有所提升,但是提升的具体程度还需要根据具体的计划确定。

### 4 结论

本研究使用双面镀膜的AR玻璃覆盖于胶片上方进行数字化扫描,通过基于净光密度的抛物线拟合法消除了EBT3胶片数字化过程中的LRA,这种方法可以优化使用EBT3胶片进行治疗计划验证的结果,对1例辐照面积较大的宫颈癌患者IMRT治疗计划,在3%/3 mm标准下对不低于0.1 Gy剂量点的 $\gamma$ 分析结果表明,

消除LRA的胶片剂量分布与计划剂量分布的 $\gamma$ 通过率为95%,相比未消除LRA提升了3%的通过率。

### 【参考文献】

- [1] Valeria CB, Massimo P, Giuliana R, et al. Dosimetric characterization and use of Gafchromic EBT3 film for IMRT dose verification[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(2): 158-171.
- [2] Palmer AL, Bradley DA, Nisbet A. Evaluation and mitigation of potential errors in radiochromic film dosimetry due to film curvature at scanning[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(2): 425-431.
- [3] Lewis D, Chan MF. Correcting lateral response artifacts from flatbed scanners for radiochromic film dosimetry[J]. Med Phys, 2015, 42(1): 416-429.
- [4] 刘志海. 我国减反射玻璃发展现状及趋势[J]. 玻璃, 2019, 46(8): 1-8. Liu ZH. Development status and trend of antireflective glass in China [J]. Glass, 2019, 46(8): 1-8.
- [5] Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, et al. Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy [J]. Med Phys, 2006, 33(11): 4314-4319.
- [6] Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure[J]. Med Phys, 2008, 35(7): 3078-3085.
- [7] Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: a novel background correction method and full dose uncertainty analysis[J]. Med Phys, 2008, 35(7): 3094-3101.
- [8] Schoenfeld AA, Poppinga D, Harder D, et al. The artefacts of radiochromic film dosimetry with flatbed scanners and their causation by light scattering from radiation-induced polymers[J]. Phys Med Biol, 2014(13): 3575-3597.
- [9] Lewis DF, Chan MF. Technical note: on GAFChromic EBT-XD film and the lateral response artifact[J]. Med Phys, 2016, 43(2): 643-649.
- [10] Crijns W, Maes F, Van D, et al. Calibrating page sized Gafchromic EBT3 films[J]. Med Phys, 2013, 40(1): 012102.
- [11] Andre M, David FL, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction[J]. Med Phys, 2011, 38(5): 2523-2534.
- [12] Poppinga D, Schoenfeld AA, Doerner KJ, et al. A new correction method serving to eliminate the parabola effect of flatbed scanners used in radiochromic film dosimetry [J]. Med Phys, 2014, 41(2): 021707.
- [13] Niroomand-rad A, Chiu-tsao ST, Grams MP, et al. Report of AAPM task group 235 radiochromic film dosimetry: an update to TG-55[J]. Med Phys, 2020, 47(12): 5986-6025.
- [14] Lewis D, Micke A, Xiang Y, et al. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan[J]. Med Phys, 2012, 39(10): 6339-6350.
- [15] Martisikova M, Ackermann B, Jakel O. Analysis of uncertainties in Gafchromic(R) EBT film dosimetry of photon beams[J]. Phys Med Biol, 2008(24): 7013-7027.
- [16] Vallieres S, Bienvenue C, Puyuelo-valdes P, et al. Low-energy proton calibration and energy-dependence linearization of EBT-XD radiochromic films[J]. Rev Sci Instrum, 2019, 90(8): 083301.
- [17] Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: review of technical aspects-ScienceDirect[J]. Phys Medica, 2016, 32 (4): 541-556.
- [18] Butson MJ, Yu P, Cheung T, et al. Radiochromic film for medical radiation dosimetry[J]. Mat Sci Eng R, 2003, 41(3-5): 61-120.
- [19] Soares CG. New developments in radiochromic film dosimetry[J]. Radiat Prot Dosimetry, 2006(1-4): 100-106.
- [20] 程晓龙, 陈祥, 刘吉平, 等. 基于EBT3胶片的不同病种及治疗方式的螺旋断层治疗计划剂量验证[J]. 科学技术与工程, 2019, 19(18): 118-122. Cheng XL, Chen X, Liu JP, et al. Dose verification of tomotherapy plan based on EBT3 film in different diseases and treatments[J]. Science Technology and Engineering, 2019, 19(18): 118-122.
- [21] Castriconi R, Ciocca M, Mirandola A, et al. Dose-response of EBT3 radiochromic films to proton and carbon ion clinical beams[J]. Phys Med Biol, 2017, 62(2): 377-393.
- [22] 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.
- [23] Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read gafchromic EBT films for radiation dosimetry[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(4): 1073-1085.

(编辑:陈丽霞)