

常规分割非均整模式部分弧旋转调强计划剂量验证的分析

郭逸潇¹ 胡金炎² 李洋³ 王宁⁴ 缪国英¹ 李波¹

¹ (甘肃省人民医院 兰州 730000)

² (郑州大学第一附属医院 郑州 450052)

³ (潍坊市人民医院 潍坊 261000)

⁴ (兰州大学第一医院 兰州 730000)

摘要 对比了 aSi-1200 EPID 与 Octavius 729 探测器在常规分割非均整 (Flattening filter free, FFF) 部分弧 RapidArc 计划验证中的应用, 探究两者的适用性和局限性及对 MLC (Multi-leaf collimator) 模型参数变化的 γ 响应。获取水模体不同大小方野的通量图, 比较通过中心轴 Crossline 和 Inline 的 CU (Calibration unit) 值曲线评估 aSi-1200 EPID 背向散射屏蔽层的有效性。选取 50 个计划, 在不同标准和阈值行 2D γ 指数通过率分析 (全局归一), 将 γ 值较低的计划数据导入 Verisoft 软件重建剂量。任选一计划, 引入不同量值的 MLC 透射因子 (Transmission factor, TF) 和剂量叶片间隙 (Dosimetric leaf gap, DLG) 偏差, 共创建 80 个修正剂量分布, 将原始计划的测量剂量与修正计划的 TPS 剂量行 γ 通过率评估。结果表明: 正的离轴位置跌落区 CU 值差异达 2~3 倍, Inline 方向测量值整体偏小 (Varian EDGE 加速器), 而 Halcyon 加速器两个方向 CU 值轮廓近乎完全重合。aSi-1200 EPID 的 γ 通过率中值和均值均高于 Octavius 729 矩阵, 基于 Octavius 729 和 Octavius 1500 矩阵测量重建的剂量与 TPS 对比部分剂量学偏差 $D_D\%$: PGTV 的 $D_{98\%}$ (-9.60%, -14.30%), Heart 的 V_{30} (-6.80%, -2.36%), Lung L 的 V_{30} (-8.11%, 15.79%), Lung R 的 V_{30} (100%, 50%), Cord 的 D_{max} (3.55%, -0.82%)。随着 TF 和 DLG 偏离 TPS 预设值的增加, 两种方式得到的 γ 通过率在数值上均未呈现下降的趋势。提出了一种测试医用电子直线加速器电子射野影像系统 (EPID) 探测板背向散射屏蔽层效果的方法。Octavius 729 和 aSi-1200 EPID 所使用软件计算的 γ 通过率无法可靠地识别引入误差的 MLC 射束模型, 这些结果为解释 IROC-H (Imaging and radiation oncology core houston quality assurance center) 体模试验的高失败率提供了参考。

关键词 常规分割, 部分弧, 非均整, 剂量验证

中图分类号 TL53, TL72

DOI: 10.11889/j.1000-3436.2021.rj.39.060303

Analysis on dosimetric verification of flattening filter free conventional segmentation partial arc RapidArc plans

基金资助: 甘肃省自然科学基金 (2IJR1RA033) 和兰州市科技发展指导性计划项目 (2020-ZD-19) 资助

第一作者: 郭逸潇, 女, 1984 年 4 月出生, 2009 年 7 月于西北师范大学获得硕士学位, 主要从事放疗计划设计、质量保证和控制工作

通信作者: 李波, 硕士, 副主任医师, E-mail: 275812747@qq.com

收稿日期: 初稿 2021-05-08; 修回 2021-08-25

Supported by Natural Science Foundation of Gansu Province (2IJR1RA033) and Lanzhou Science and Technology Development Guiding Plan Project (2020-ZD-19)

First author: GUO Yixiao (female) was born in April 1984, and obtained her master's degree from Northwest Normal University in July 2009. Now she mainly engages in radiotherapy plan design, quality assurance and control work

Corresponding author: LI Bo, master's degree, associate chief physician, E-mail: 275812747@qq.com

Received 08 May 2021; accepted 25 August 2021

GUO Yixiao¹ HU Jinyan² LI Yang³ WANG Ning⁴ MIAO Guoying¹ LI Bo¹¹(Gansu Provincial Hospital, Lanzhou 730000, China)²(The First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China)³(Weifang People's Hospital, Weifang 261000, China)⁴(The First Hospital of Lanzhou University, Lanzhou 730000, China)

ABSTRACT By comparing the application of aSi-1200 EPID and Octavius 729 detector using dose verification of conventional segmentation flattening filter free partial RapidArc plans, the limitations and γ response to the modified multi-leaf collimator (MLC) model were investigated. CU (Calibration unit) value curves of Crossline and Inline in fluence plots for different square field plans designed on water phantom were used to examine the effectiveness of the backscattering shielding layer of an aSi-1200 EPID. A two-dimensional (2D) γ analysis was performed on 50 plans under different tolerance criteria and thresholds (global normalization). The plan data with lower γ pass rate were imported into Verisoft software for dose reconstruction. By introducing transmission factor (TF) and dosimetric leaf gap (DLG) deviations with different magnitudes in multi-leaf collimator (MLC) model, a total of 80 modified dose distributions were obtained, and the γ passing rates between measured doses of the original plans and the TPS doses of the modified plans were analyzed. The results show that the CU values in the areas with dropped fields are 2~3 times higher in the positive off-axis positions, and the measured values in the Inline directions were generally smaller than the Crossline directions for a Varian EDGE linac. Nevertheless, CU values of the Halcyon accelerator coincided almost completely in both directions. The median and mean γ passing rates obtained from the EPID were higher than the 729 matrix. The deviations $D_0\%$ between the TPS doses and the reconstructed doses based on measurements from the Octavius 729 and Octavius 1500 matrices are as follows: $D_{98\%}$ of PGTV (-9.60%, -14.30%), V_{30} of heart (-6.80%, -2.36%), V_{30} of Lung L (-8.11%, 15.79%), V_{30} of Lung R (100%, 50%), D_{max} of Cord (3.55%, -0.82%). With the increase in the deviations of TF and DLG, the γ pass rates obtained from the EPID and Octavius 729 showed no trend of decreasing. A method to test the effectiveness of the backscattering shielding of an EPID detector performed using linac is provided. The dose measurement results suggested that the γ index obtained from the aSi-1200 EPID and Octavius 729 detectors could not reliably identify an error-introducing MLC model, which provide reference for the interpretation of the reported high failure rates of the IROC-H phantom tests.

KEYWORDS Conventional segmentation, Partial arc, Flattening filter free, Dosimetric verification
CLC TL53, TL72

非均整 (Flattening filter free, FFF) 能量模式已在立体定向体部放射治疗 (Stereotactic body radiotherapy, SBRT) 和立体定向放射外科治疗 (Stereotactic radiosurgery, SRS) 取得一定的治疗成果。常规靶区 (如胸腺、肝脏、乳腺等) 贴近表皮和偏向一侧的肿瘤及食管癌和部分转移瘤靶区也可采用 FFF 模式进行多段部分弧计划设计, 目前国内已有多项研究对其进行剂量学评估^[1-3], 特点为: 与均整模式 (FF) 的容积旋转调强放疗 (Volumetric modulated arc therapy, VMAT) 计划相比, FFF 模式能降低危及器官 (Organs at risk, OARs) 的超量风险, 需更多的机器跳数 (Monitor Unit, MU) 来满足相同的靶区覆盖, 但其高剂量率特点使计划执行效率更高。Ma 等^[4] 通

过理论模型计算分析了 698 个前列腺和 17 个头颈调强放射治疗 (Intensity modulated radiation therapy, IMRT) 通量图, 发现 FFF 模式 6 MV 和 10 MV 能量的 X 射线出束时间最短。由此得出结论: 考虑到传输效率, 未来可能最终在所有的直线加速器机头设计中去除均整能量模式。

FFF 模式剂量学特性决定了部分常规质量保证 (Quality assurance, QA) 设备并不适用于其剂量测量, 例如 Varian aSi-500 和 aSi-1000 EPID 对于高剂量率 FFF 计划验证会出现剂量饱和效应, 而新型 aSi-1200 EPID 配备 DMI (Digital megavolt imager) 可支持 FFF 计划剂量测量, 在任何射线源到探测板距离 (Source-imager distance, SID) 处测量剂量均不会出现饱和效应, 同时增加了背散

射屏蔽层以减少来自支撑臂的背向散射^[5-7]。本研究采用 aSi-1200 EPID 对甘肃省人民医院 50 例不同解剖部位常规分割 FFF RapidArc (VMAT 的瓦里安版本, 由 Karl Otto 于 2008 年开发, 利用剂量 Painting 技术增加靶区的分次剂量^[8]) 部分弧治疗计划进行验证, 并使用 PTW Octavius 729 电离室矩阵复测, 探究两种软件计算的 γ 通过率对 TPS (Treatment planning system) 中 MLC 模型参数变化的响应。由于 EPID 提供了高分辨率测量, 与使用稀疏探测器阵列可能产生的欠采样效应进行比较, 分析两者在 FFF 模式使用中的适用性和局限性。

1 材料与方 法

1.1 设备和计划系统

Varian EDGE 直线加速器, 6 MV FFF 射线, 剂量率 800 MU/min 或 1 200 MU/min, 两个或多个非零准直器角度的部分弧照射靶区。Eclipse 13.6 计划系统, 使用光子优化算法 (Photon optimization algorithm, PO) 生成一系列控制点定义 MLC 叶片的位置、机架角度及 MU。

1.2 aSi-1200 EPID Portal Dosimetry(PD)验证

aSi-1200 EPID 有效测量面积 43 cm×43 cm, 探测器个数 1 280×1 280, 分辨率 0.336 mm^[5], 图像刻度为 1 CU (Calibration unit) 对应于 100 MU (SID=100 cm, 10 cm×10 cm)。使用前进行 6 MV FFF 能量的剂量校准, 包括暗野、泛野、像素和射线束轮廓校准, 最后是剂量归一以得到新的剂量校准因子。

1.3 Octavius 验证系统

主要包括新升级的 Octavius 729 电离室探测器、旋转模体和 Verisoft 7.1 剂量分析软件。此探测器由 729 个空气电离室组成 (0.5 cm×0.5 cm×0.5 cm), 相邻电离室中心间距 1.0 cm。旋转模体直径 32.0 cm、长度 34.3 cm, TPS 和 Verisoft 软件均设置相对电子密度为 1.016 g/cm³, 相当于水模体, 30.0 cm×30.0 cm×2.2 cm 大小的中心腔用于插入探测器, 模体的基部包含一个半环状气隙以纠正当辐射野从后面入射时电离室阵列固有的响应不足。

1.4 测试和校准

1.4.1 aSi-1200 EPID 背散射屏蔽层测试

测试了 Varian EDGE 和 Halcyon 加速器 EPID 板的背散射屏蔽层效果, 两者所用材料相同, 只是尺寸不同。分别获取 2 cm×2 cm、4 cm×4 cm、6 cm×6 cm、8 cm×8 cm、10 cm×10 cm、15 cm×15 cm 和 20 cm×20 cm 方野的通量图, 比较通过中心轴 Crossline 和 Inline 的 CU 值轮廓, 图 1 为测量通量图的平面。测试方野的 PD 计划生成方式: 新建 30 cm×30 cm 的水模体, 设计不同大小射野的适形计划, 处方 100 cGy, MU 输入 100, 添加新野中野, 拖动新射野铅门外 2~3 cm 位置处的一根叶片往外移动距离大于 2 mm, 然后将相对的叶片拖动至闭合进行多叶光栏的验证, 图 2 为野中野多叶光栏的验证。使用预设值计算体积剂量, 最后合并子野生成具有动态 MLC 的可用于创建 PD 的计划。假定屏蔽性能良好的情况下, 两个方向曲线图应该近似完全重合且正负离轴位置对称。

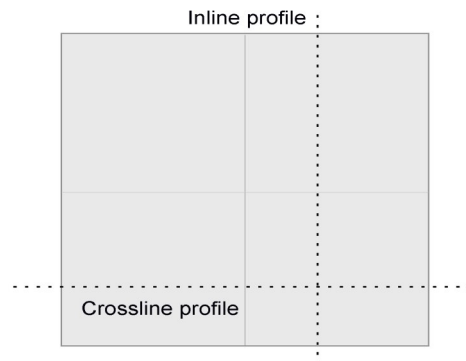


图 1 测量通量图的 Crossline 和 Inline 平面
Fig.1 Crossline and inline for measured dose image

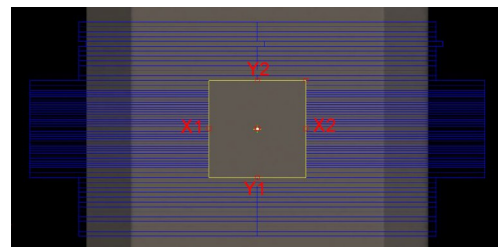


图 2 野中野多叶光栏的验证
Fig.2 Verification of MLC for field in field

1.4.2 剂量率响应测试

为验证不同剂量率对 PD 测量结果的影响, 获取 10 cm×10 cm 大小射野在 400 MU/min、800 MU/min 和 1 200 MU/min 的通量图, 比较通过中心轴 Crossline 的 CU 值。

1.5 验证与评估方法

选取 50 例 FFF 部分弧计划，其中 24 例左/右术后乳腺癌靶区，11 例食管和胸腺瘤靶区，7 例肝癌靶区，8 例转移瘤靶区。校准完成后伸出 EPID 探测板至 SID=100 cm 处获取各射野通量，并得到合并结果，使用改进的 γ 方法（相当于全局归一）在 3%/3 mm、3%/2 mm 和 2%/2 mm 的标准下评估，阈值 TH5、TH10 和 TH20，表示只有剂量超过最大剂量 5%、10% 和 20% 的点才会在 γ 分析中予以考虑。对于 Octavius 方式，选择冠状面在全局归一方式下以相同的标准进行 2D γ 通过率分析，均使用绝对剂量评估方式，Verisoft 软件可对冠状面进行 2D 和 3D γ 通过率分析，与 2D 不同的是，3D 考虑了空间相邻层面对等中心测量平面的剂量影响。将 TPS 的计划信息以 Dicom 格式导入 Verisoft 软件，使用测量的平面剂量重建 DVH，对于 729 矩阵测得 γ 通过率较低的计划使用 Octavius 1500 矩阵复测。重建和计算 DVH 的百分剂量差异表示为 D_D (%)，用公式 (1) 计算， $D_{measure}$ 和 D_{TPS} 分别代表测量重建和计算剂量。

$$D_D = \frac{D_{measure} - D_{TPS}}{D_{TPS}} \times 100\% \quad (1)$$

1.6 评估两种剂量分析软件对 MLC 模型参数变化的 γ 通过率响应

任选一个计划，通过改变 TF（预设值由 0.012% 分别调整为 0.013%、0.014%、0.015%、0.016%、0.017%、0.018%、0.019% 和 0.020%，增

幅 10.17% ~ 69.49%）和 DLG（预设值由 0.09 cm 分别调整为 0.10 cm、0.11 cm、0.12 cm、0.13 cm、0.14 cm、0.15 cm、0.16 cm 和 0.17 cm，增幅 9.89% ~ 86.80%）。共创建 80 个修正计划，重新计算剂量后生成验证计划，将这两个参数调整前得到的 γ 通过率作为基准值，将无误差计划的测量剂量与修正的计算剂量进行 γ 通过率分析，并与基准值比较（3%/2 mm 标准，TH10）。旨在测试这两种剂量分析软件提供适当 γ 评估的能力。

1.7 统计学处理

采用 SPSS 19.5 软件对数据进行分析，首先进行正态性检验（Kolmogorov-Smirnov 检验），若各组均满足正态性则采用 $\bar{x} \pm s$ 描述，独立样本 t 检验进行组间比较；否则采用中位数（四分位数间距）描述，Mann-Whitney U 秩和检验进行组间比较。图表使用 Origin 9.1 软件绘制。

2 结果

2.1 背向散射屏蔽层的测试

将不同方野测量的 Crossline 和 Inline 方向文本格式结果导入 Origin 软件，绘制曲线（图 3）。（a）是 EDGE 加速器的结果，显示正的离轴位置两条曲线稍有分离，跌落区同一位置 CU 值差异达 2~3 倍，Inline 方向测量值整体偏小。（b）是 Halcyon 加速器的结果，显示两个方向重合性优于 EDGE 加速器。

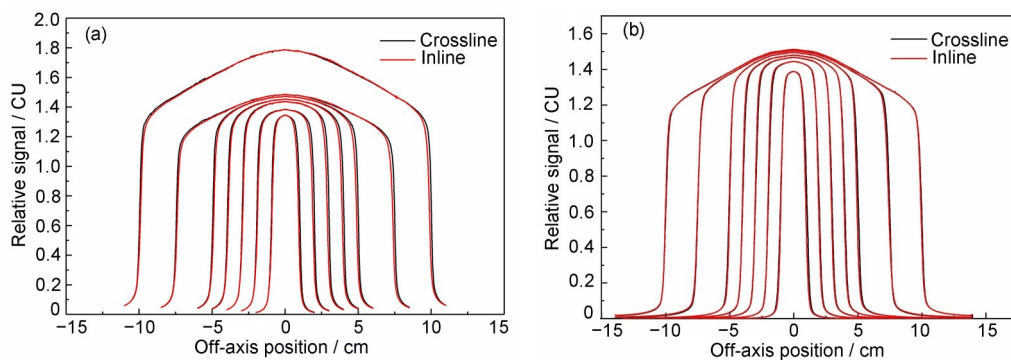


图 3 评估 6 MV FFF 能量模式下背散屏蔽有效性的 Crossline/Inline 曲线(彩色见网络版): (a) Varian EDGE; (b) Varian Halcyon

Fig.3 Crossline/Inline profiles of Varian EDGE and Halcyon linacs to examine backscatter shielding effectiveness for 6 MV FFF (color online): (a) Varian EDGE; (b) Varian Halcyon

2.2 剂量率响应

由图 4 可看出，不同剂量率下测量的 CU 值曲

线重合性很好，照射野肩区和半影区也几乎完全重合（差异 $\leq 0.5\%$ ），表明剂量率波动对 PD 系统测量结果的影响在可接受范围内。

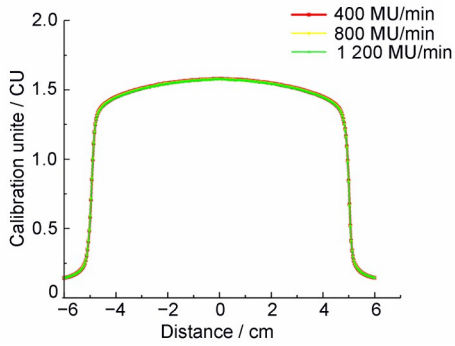


图4 不同剂量率下的Crossline 曲线
Fig.4 Crossline profile at different dose rates

2.3 50例FFF计划验证结果

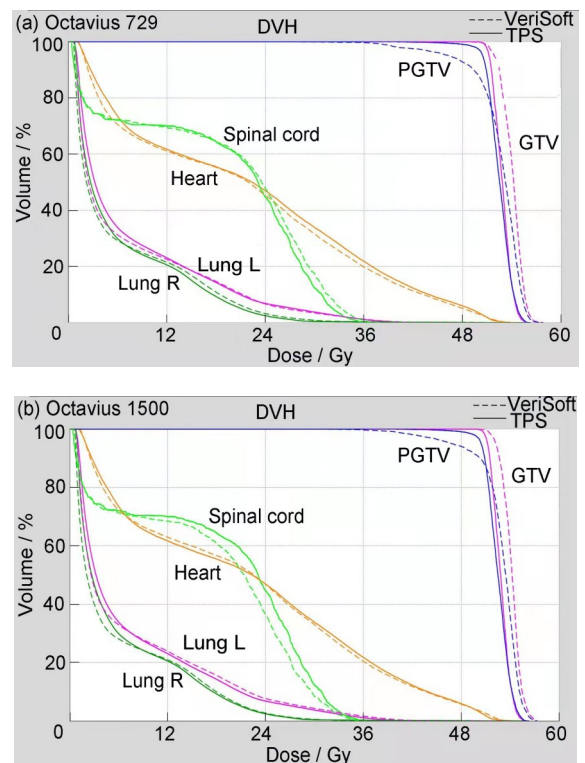
由表1可看出，EPID的通过率中值和均值均高于729矩阵，正态性检验结果表明，对EPID只有3%/3 mm (TH20)和2%/2 mm (TH20)两组符合正态分布，Octavius各组样本均服从正态分布，因此对3%/3 mm (TH20)和2%/2 mm (TH20)两组数据行t检验，其余数据采用秩和检验，同时计算了95%置信度的区间估计。

表1 不同标准下的2D γ 通过率
Table 1 2D γ pass rates for different criterion

标准 Tolerance criteria	Octavius 729 γ 通过率 / % γ pass rates of Octavius 729	置信区间(95%) / % Confidence interval	aSi-1200 EPID γ 通过率 / % γ pass rates of aSi-1200 EPID	置信区间(95%) / % Confidence interval	Z/t 值 Z/t value	p 值 p value
3%/3 mm (TH5)	94.90(3.40)	[94.34, 95.89]	99.75(1.65)	[97.60, 99.89]	-2.268	0.023
3%/3 mm (TH10)	94.90(3.40)	[94.31, 95.87]	99.70(1.70)	[98.19, 99.92]	-5.554	0.000
3%/3 mm (TH20)	95.10 \pm 0.38	[94.20, 95.79]	98.20 \pm 3.90	[97.96, 99.04]	-0.509	0.621
3%/2 mm (TH5)	91.45(5.65)	[87.68, 92.49]	98.25(2.35)	[96.83, 98.78]	-5.400	0.000
3%/2 mm (TH10)	91.45(5.75)	[87.56, 92.69]	98.40(1.90)	[97.11, 98.86]	-6.196	0.000
3%/2 mm (TH20)	90.55(6.68)	[87.12, 91.98]	97.90(2.60)	[94.92, 98.57]	-5.855	0.000
2%/2 mm (TH5)	88.00(7.55)	[85.68, 89.04]	94.65(9.15)	[90.35, 95.10]	-5.525	0.000
2%/2 mm (TH10)	87.95(7.63)	[85.48, 89.67]	94.10(11.05)	[91.19, 95.10]	-5.685	0.000
2%/2 mm (TH20)	88.07 \pm 5.29	[86.22, 89.11]	90.80 \pm 10.20	[87.68, 91.75]	-0.709	0.279

2.4 Octavius 729 和 Octavius 1500 电离室矩阵测量重建与计算剂量体积直方图对比

一食管计划EPID和Octavius 729矩阵得到的平面剂量分布吻合度均较差，对其进行模体内3D γ 通过率分析(88.2%，3%/2 mm标准，TH10)，使用分辨率更高、探头数目更多的Octavius 1500矩阵(共1405个空气电离室，探头间距0.707 cm)复测，得3D γ 通过率为89.6%，将TPS计划数据导入Verisoft软件，分别使用测量剂量重建DVH(Dose volume histogram)，可看出重建和TPS计算剂量曲线吻合度较差尤其靶区，靶区和OARs的重建剂量既有增加也有减少，这种情况可排除系统误差(如TPS模型相关参数)的错误。若将偏差大于 $\pm 5\%$ 定义为超出了临床可接受的剂量误差范围，通过分析GTV和PGTV的 D_{mean} 、 $D_{98\%}$ 和 $D_{2\%}$ ，Heart的 V_{30} 、 V_{40} 和 D_{mean} ，Lung L和Lung R的 V_5 、 V_{20} 、 V_{30} 和 D_{mean} ，Cord的 D_{max} ，发现部分指标存在大于 $\pm 5\%$ 的偏差，如图5所示，在治疗前应该注意到这种剂量上的较大差异，并仔细地分析评估。



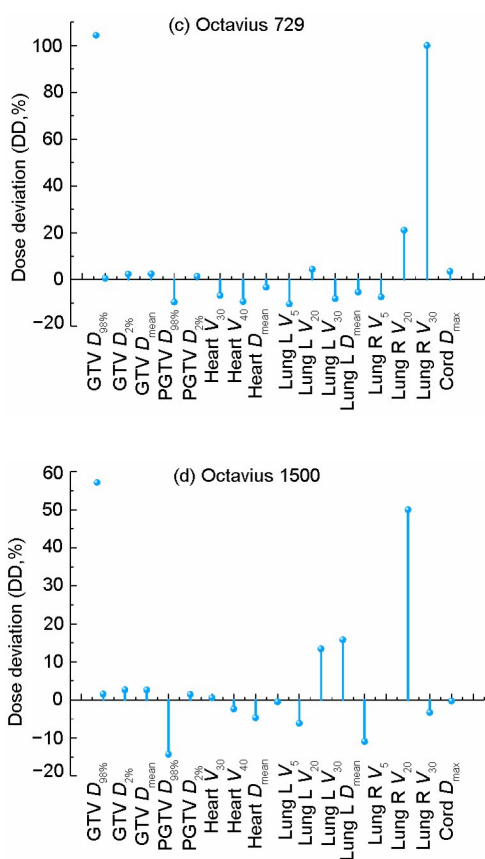


图 5 Verisoft重建和TPS计算的DVH对比: (a)Octavius 729电离室矩阵测量重建的DVH; (b)Octavius 1500电离室矩阵测量重建的DVH; (c)Octavius 729测量重建与TPS计算的部分靶区和OARs的百分剂量偏差; (d)Octavius 1500测量重建与TPS计算的部分靶区和OARs的百分剂量偏差

Fig. 5 DVH Comparison between reconstruction and calculation: (a) DVH reconstructed by Octavius 729 detector; (b) DVH reconstructed by Octavius 1500 detector; (c) $D_D\%$ of partial targets and OARs between Octavius 729 reconstruction and TPS; (d) $D_D\%$ of partial targets and OARs between Octavius 1500 reconstruction and TPS

2.5 Octavius 729和aSi-1200 EPID对多叶光栅TF和DLG参数调整的 γ 通过率响应

调强放射治疗计划射野的准确传输取决于TPS精确模拟动态MLC射束传输的能力,MLC参数(如叶片TF和DLG)对于最终传输的剂量至关重要。为实现更好的离轴剂量学性能,Varian加速器将MLC叶端设计为圆角,这导致一些辐射在叶片之间穿过甚至穿过完全闭合的叶片对。Eclipse治疗计划系统通过DLG处理圆形叶片的末端并将MLC建模为直边,在优化和剂量计算过程中通过移动叶片尖端(Leaf tip)来考虑圆形叶片的透射。每个叶片尖端都通过将其拉回DLG值的一半来移动,因此完全闭合的叶片对(Leaf pair)之间的间隙等于DLG,且某一特定位置的DLG受到该位置

的叶片内漏射影响较大。本研究将这两个参数调整后得到的 γ 通过率与基准值对比,预计 γ 通过率将随着TF和DLG偏离TPS预设值的增加而呈下降趋势,但随着TF和DLG偏差幅度的增大,两种方式得到的 γ 通过率在数值上均未呈现下降的趋势,对部分TF和DLG值 γ 通过率不降反升或降低幅度过大。

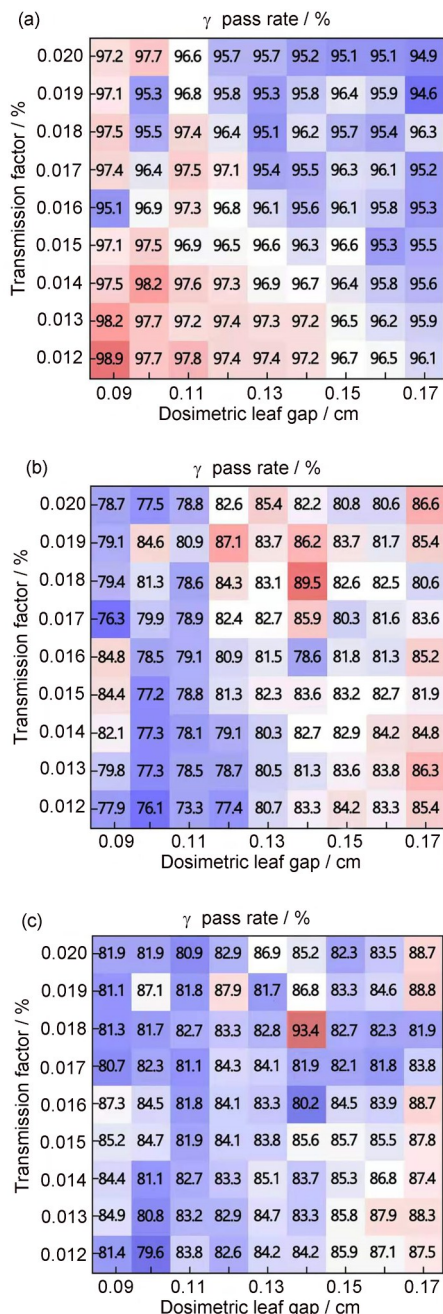


图 6 不同MLC TF和DLG值的 γ 通过率: (a) aSi-1200 EPID; (b) Octavius 729冠状面; (c)模体

Fig.6 γ pass rate at different MLC TF and DLG: (a) aSi-1200 EPID; (b) coronal of Octavius 729; (c) phantom

3 讨论

本研究使用 aSi-1200 EPID 和 Octavius 729 电离室矩阵对常规分割 FFF RapidArc 部分弧治疗计划进行了相关测试。EPID 支撑臂结构中的金属部件致使 Y 铅门方向受背向散射影响较大，对测量剂量造成一定程度的影响^[9-10]。瓦里安 aSi-1000 EPID 使用 PDPC (Portal Dosimetry Pre-Configuration) 数据包对其做背向散射校正^[11]，而 aSi-1200 EPID 在设计上加入背散射屏蔽层无需这一步处理^[5]。通过比较水模体不同方野通量图 Crossline 和 Inline 方向的 CU 值轮廓，测试了 Varian EDGE 和 Halcyon 加速器 EPID 背散射屏蔽层的效果，结果显示 Halcyon 探测板两个方向 CU 值轮廓重合性很好，EDGE 加速器射野中心区域和半影区近乎完全重合，而正的离轴位置跌落区稍有分离，同一位置的 CU 值差异达 2~3 倍，Inline 方向测量值整体偏小，大于 10 cm×10 cm 射野两条曲线分离趋势更明显，提示存在系统误差的可能。分析原因可能是：(1) 照射野增大时其他散射（如机头散射）增大，导致更多的测量不确定性；(2) 铅门到位精度存在偏差；(3) X 和 Y 铅门到 EPID 板的距离不一致。Miri 等^[12]报道了 6 MV X 射线能量模式下 aSi-1200 EPID 系统的 Crossline 和 Inline 轮廓较 aSi-1000 EPID 得到了显著改善，与本研究结果均证明了 aSi-1200 EPID 背向散射屏蔽层的有效性。

当 MLC 不能以最大叶片速度到达预设位置时，加速器会降低剂量率直到 MLC 到达预设位置，这种现象在容积旋转调强射野传输过程中会引起较大的剂量率波动，而 PD 系统是在稳定的剂量率条件下设计和校准的，因此，确认剂量率波动对 PD 的影响是有必要的，测试表明，不同剂量率下 aSi-1200 EPID 测量的 CU 值差异在 0.5% 以内，故对结果的有效性影响可忽略。

尽管 Octavius 729 矩阵电离室中心间距 1 cm，但 Verisoft 软件能将测量剂量重建成 0.25 cm 分辨率的剂量分布，与 TPS 剂量计算网格相吻合。对不同的通过率标准，Octavius 729 的 γ 通过率相比 EPID 整体偏低（统计学结果显示 Z 和 t 均为负值），两两比较只有 3%/3 mm (TH 20%) 和 2%/2 mm (TH 20%) 标准不具有统计学意义，不同阈值没有明显规律。一方面，较低的一致性表明与其他系统相比，一个系统可能对剂量计算和测量过程出现的错误有更好的响应。另一方面，临床中常见

使用不同验证系统得到差异较大的结果，除了剂量计算和测量环节存在的系统和随机误差，还可能是：(1) 不同商用剂量验证系统使用的软件算法存在差异从而给出不同的结果， γ 指数在不同系统中以不同的方式响应^[13-15]；(2) 二维矩阵所使用探测器的类型、尺寸以及相邻探测器之间的距离是保证其测量精度和分辨率的重要参数，迄今为止，所有空气电离室矩阵都存在采样过疏的问题，这会影响 γ 指数的结果。胡悄悄等^[16]通过对比 Octavius 1500 矩阵和 PD 两种方式在 Halcyon 加速器的剂量验证结果，表明相同评价条件下，2D γ 通过率和验证精度与探测器空间分辨率正相关。对于 Octavius 1500 验证方式，由于矩阵分辨率不高，可能因验证精度不够而导致较低的通过率，PD 的高分辨率提高了验证精度，有助于 2D γ 通过率的提高。Hussein 等^[13]研究表明，当去除由于探测器分辨率不够造成的剂量传递波动和欠采样效应时，各种商用软件在计算全局方式下 γ 通过率时，即使是 2%/2 mm 的标准也能很好地一致。另一方面，考虑到评估结果的可靠性和准确性不仅与探测器有关，也与评估软件的数据处理方法有关，可使用相同的第三方软件对两种探测器的测量结果进行处理，以消除特定于软件的 γ 计算的影响，有利于比较探测器本身的误差。

PTW Octavius 系统新的软件具备进行患者解剖结构验证的可行性，使用前需提供目标加速器的百分深度剂量，通过将电离室测量剂量重建的 DVH 与 TPS 结果比较评估偏差。厂家技术手册揭示患者体内 DVH 重建结果的不确定性源于算法的误差和测量不准确性，OARs 越均匀，重建的 DVH 准确性越高，其误差估计在 $\pm (2\% \sim 6\%)$ ，且通过使用具有更高空间分辨率的探测器可提高系统的精度^[17]。Octavius 729 受限于探头数目和物理分辨率导致靶区和 OARs 剂量重建更多的不确定性，使用 Octavius 1500 矩阵重建了另外 5 例通过率较低的计划，对比发现，靶区和 OARs 部分剂量指标偏差降低，但也导致某些指标更大的差异。目前国内外对于此系统重建 DVH 的报道很少，其重建结果需要更多的临床研究去补充并与其他厂家的 DVH 重建结果对比。

Eclipse 计划系统临床使用前根据厂商要求需对 TF 和 DLG 这两个参数进行测量，并根据 QA 结果微调，通过补偿 MLC 叶片圆形末端的透射和舌槽效应得到最优 DLG 值，以保证 TPS 计算与加速

器实际执行的剂量分布尽可能一致。医学物理学家通常使用不同的设备和方法对这两个参数进行测量, DLG的测量结果受电离室尺寸影响较大, 这项工作可帮助物理师更好地理解这两个参数如何影响计划剂量的准确性, 以及参数之间的相互作用^[18]。尽管难以控制影响 γ 结果的所有可能因素, 然而 γ 分析方法作为一种定量比较工具广泛应用于临床, 本研究使用此评估方法探究两种探测器对MLC模型参数变化的响应是否存在差异。任选一计划, 调整计划系统MLC配置中6 MV FFF能量的TF和DLG值重新计算剂量后建立验证计划, 与原始计划测量结果进行剂量分布对比得到新的通过率, 与基准 γ 值比较发现: 随着TF和DLG偏差幅度的增大, 两种软件计算的 γ 值并未如预期呈现降低的趋势。许多研究质疑 γ 方法是否能够捕捉计划或设备错误, 源于 γ 指数分析的响应和局限性取决于测量设备、算法和通过率标准^[13, 19-20]。Kruse等^[21]报道 γ 分析对不准确的TPS剂量计算不敏感, Nelms等^[22]发现 γ 通过率和引入的半影、MLC模型中TF的误差之间没有相关性。在这种情况下建议不仅只依靠 γ 指数评估引入的误差, 还需审查计划的剂量学指标变化。Koger等^[23]的研究表明, Eclipse TPS模型中MLC的DLG微小变化会导致IMRT和VMAT计划计算剂量的巨大变化, 但这些变化很难通过临床标准的计划验证方式(如ArcCheck)来识别, 只有使用IROC-H体模进行验证才能检测到TPS建模错误。其他重要证据也表明, 常规的剂量验证设备未能检测出TPS错误^[21, 24-25]。本文结果支持并补充了文献中的证据, 表明常规调强计划剂量验证工具无法可靠地识别引入误差的MLC射束模型, 这些结果可能在一定程度上解释了IROC-H体模试验高失败率的报道。下一步工作将其与射束模型参数变化引起的治疗计划剂量偏差联系起来, 对比DVH评估和 γ 分析对检测引入的TPS模型参数误差的敏感性是否存在差异。值得注意的是, 所有TF和DLG值下得到的Octavius 729冠状面的平面通过率低于模体内的数值, 可能由于在被测平面上下都没有参考剂量, 因此导致2D γ 通过率结果较差。

虽然FFF模式具有高剂量率的特点, 但在常规分割旋转调强放疗中, 分次剂量仅为2~3 Gy, 若使用全弧照射或照射弧的角度范围较大, 受限于C系列加速器机架旋转速度(最大6 $^{\circ}$ /s), 即使用FFF模式, 射束也无法持续以高剂量率输出, 只能

达到与FF模式相似的效果甚至不及, 对深部肿瘤如直肠癌, FFF高剂量率的优势无法得到发挥^[26]。因此, 本研究建议对于乳腺癌等表浅或偏向一侧靶区尽可能使用FFF能量多部分弧照射, 且注意选择段弧射野角度范围应尽量小, 这样在机架旋转速度为5~6 $^{\circ}$ /s时, 射束仍能保持FFF模式的高剂量率输出。

目前发现这项工作还存在如下局限性: 在3%/2 mm标准下使用 γ 指数通过率方法测试两种软件提供适当 γ 评估的能力, 使用的3%剂量差异和2 mm的位置误差标准虽然符合临床应用规范, 但探查模型误差似乎有些宽松, 有可能导致一些潜在的误差被遗漏。此外, 测量过程存在不同的随机与系统误差, 这些误差完全不同于TPS优化与计算过程可能出现的误差, 因此进行无误差和引入误差TPS剂量对比似乎更合理, 以消除不同探测器本身和测量过程的误差。

4 结论

建议结合所使用QA设备的特点和局限性及软件计算方式来理解评估剂量学验证结果, 研究开发第三方软件对多种探测器的测量结果进行处理, 以消除不同软件使用不同采样和插值算法对 γ 指数值计算的影响; Octavius 729和aSi-1200 EPID所使用软件计算的 γ 指数通过率无法可靠地识别引入误差的MLC射束模型, 扩展了QA局限性的发现, 为解释IROC-H体模试验高失败率提供了参考。此外, 提出了一种测试EPID探测板背散射屏蔽层效果的方法, 并证明了瓦里安EDGE和Halcyon加速器aSi-1200 EPID背散射屏蔽层效果的有效性。

致谢 感谢中山大学肿瘤防治中心邓小武教授为本研究提供的思路支持和Varian公司的公共服务平台Varian helpdesk提供的临床与技术支持!

参考文献

- 1 贺先桃, 谭军文, 龙雨松, 等. 鼻咽癌FFF与FF模式下VMAT计划剂量学比较[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2018, 27(4): 401-405. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2018.04.014.
HE Xiantao, TAN Junwen, LONG Yusong, et al. Comparison of dosimetric characteristics between flattening-filter-free and flattening filter mode VMAT plans in nasopharyngeal carcinoma[J]. Chinese Journal of

- Radiation Oncology, 2018, **27**(4): 401-405. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2018.04.014.
- 2 冯仲芬, 吴昊, 铁剑, 等. 有无均整器模式下早期左侧乳腺癌患者放疗后辐射致癌风险比较[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2018, **38**(3): 210-214. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2018.03.010.
FENG Zhongsu, WU Hao, TIE Jian, *et al.* Radiotherapy-induced secondary primary cancer risks for early breast cancer: flattening filter versus flattening filter free IMRT radiotherapy[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2018, **38**(3): 210-214. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2018.03.010.
 - 3 夏文龙, 陈波, 黄鹏, 等. 基于计划质量度量(PQM)量化比较有无均整器模式下肝癌容积旋转调强放疗计划[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2018, **38**(9): 680-683. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2018.09.008.
XIA Wenlong, CHEN Bo, HUANG Peng, *et al.* Quantitative comparison of volumetric-modulated arc therapy plans for liver cancer using flattening filter-free and flattening filter modes based on plan quality metric (PQM)[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2018, **38**(9): 680-683. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2018.09.008.
 - 4 Ma C Q, Chen M L, Long T, *et al.* Flattening filter free in intensity-modulated radiotherapy (IMRT) - Theoretical modeling with delivery efficiency analysis[J]. Medical Physics, 2019, **46**(1): 34-44. DOI: 10.1002/mp.13267.
 - 5 Mhatre V, Pilakkal S, Chadha P, *et al.* Dosimetric comparison of a-Si1200 and a-Si1000 electronic portal imager for intensity modulated radiation therapy (IMRT) [J]. Journal of Nuclear Medicine & Radiation Therapy, 2018, **9**(1): 1000354. DOI: 10.4172/2155-9619.1000354.
 - 6 Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, *et al.* Evaluation of an aSi-EPID with flattening filter free beams: applicability to the GLAaS algorithm for portal dosimetry and first experience for pretreatment QA of RapidArc[J]. Medical Physics, 2013, **40**(11): 111719. DOI: 10.1118/1.4824923.
 - 7 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]. Medical Physics, 2018, **45**(4): e53-e83. DOI: 10.1002/mp.12810.
 - 8 Karl O. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc[J]. Medical Physics, 2008, **35**(1): 310-317. DOI: 10.1118/1.2818738.
 - 9 Rowshanfarzad P, McCurdy B M C, Sabet M, *et al.* Measurement and modeling of the effect of support arm backscatter on dosimetry with a Varian EPID[J]. Medical Physics, 2010, **37**(5): 2269-2278. DOI: 10.1118/1.3369445.
 - 10 King B W, Greer P B. A method for removing arm backscatter from EPID images[J]. Medical Physics, 2013, **40**(7): 071703. DOI: 10.1118/1.4807640.
 - 11 Hobson M A, Davis S D. Comparison between an in-house 1D profile correction method and a 2D correction provided in Varian's PDPC Package for improving the accuracy of portal dosimetry images[J]. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2015, **16**(2): 43-50. DOI: 10.1120/jacmp.v16i2.4973.
 - 12 Miri N, Keller P, Zwan B J, *et al.* EPID-based dosimetry to verify IMRT planar dose distribution for the aSi200 EPID and FFF beams[J]. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2016, **17**(6): 292-304. DOI: 10.1120/jacmp.v17i6.6336.
 - 13 Hussein M, Rowshanfarzad P, Ebert M A, *et al.* A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems[J]. Radiotherapy and Oncology, 2013, **109**(3): 370-376. DOI: 10.1016/j.radonc.2013.08.048.
 - 14 Zhen H M, Nelms B E, Tomé W A. Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA[J]. Medical Physics, 2011, **38**(10): 5477-5489. DOI: 10.1118/1.3633904.
 - 15 Crowe S B, Sutherland B, Wilks R, *et al.* Technical note: relationships between gamma criteria and action levels: results of a multicenter audit of gamma agreement index results[J]. Medical Physics, 2016, **43**(3): 1501-1506. DOI: 10.1118/1.4942488.
 - 16 胡悄悄, 蒋璠, 王美娇, 等. 瓦里安Portal Dosimetry和PTW 1500矩阵在Halcyon™治疗计划剂量验证的对比研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2019, **39**(1): 58-62. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2019.01.011.
HU Qiaoqiao, JIANG Fan, WANG Meijiao, *et al.* A comparative study of dosimetric verification of Halcyon™ treatment plans using Varian Portal Dosimetry and PTW array 1500[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2019, **39**(1): 58-62. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2019.01.011.
 - 17 Bruschi A, Esposito M, Pini S, *et al.* How the detector resolution affects the clinical significance of SBRT pretreatment quality assurance results[J]. Physica Medica, 2018, **49**: 129-134. DOI: 10.1016/j.

- ejmp.2017.11.012.
- 18 Glenn M C, Peterson C B, Followill D S, *et al.* Reference dataset of users' photon beam modeling parameters for the Eclipse, Pinnacle, and RayStation treatment planning systems[J]. *Medical Physics*, 2020, **47** (1): 282-288. DOI: 10.1002/mp.13892.
- 19 Liang B, Liu B, Zhou F, *et al.* Comparisons of volumetric modulated arc therapy (VMAT) quality assurance (QA) systems: sensitivity analysis to machine errors[J]. *Radiotherapy Oncology*, 2016, **11**(1): 146. DOI: 10.1186/s13014-016-0725-4.
- 20 Zhen H M, Nelms B E, Tomé W A. Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA[J]. *Medical Physics*, 2011, **38** (10): 5477-5489. DOI: 10.1118/1.3633904.
- 21 Kruse J J. On the insensitivity of single field planar dosimetry to IMRT inaccuracies[J]. *Medical Physics*, 2010, **37**(6): 2516-2524. DOI: 10.1118/1.3425781.
- 22 Nelms B E, Zhen H M, Tomé W A. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors[J]. *Medical Physics*, 2011, **38** (2): 1037-1044. DOI: 10.1118/1.3544657.
- 23 Koger B, Price R, Wang D, *et al.* Impact of the MLC leaf-tip model in a commercial TPS: Dose calculation limitations and IROC-H phantom failures[J]. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2020, **21** (2): 82-88. DOI:10.1002/acm2.12819.
- 24 Carlone M, Cruje C, Rangel A, *et al.* ROC analysis in patient specific quality assurance[J]. *Medical Physics*, 2013, **40**(4): 042103. DOI: 10.1118/1.4795757.
- 25 Nelms B E, Chan M F, Jarry G, *et al.* Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: Practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels[J]. *Medical Physics*, 2013, **40**(11): 111722. DOI: 10.1118/1.4826166.
- 26 张基永, 陆佳扬, 吴丽丽, 等. 直肠癌有无均整器模式下容积旋转调强放疗的剂量学比较[J]. *肿瘤研究与临床*, 2015, **27** (11): 732-735. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1006-9801.2015.11.004.
- ZHANG Jiyong, LU Jiayang, WU Lili, *et al.* Dosimetric comparison of volumetric modulated arc therapy for rectal cancer using flattening filter-free and flattening filter modes[J]. *Cancer Research and Clinic*, 2015, **27** (11): 732-735. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1006-9801.2015.11.004.