

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2021.12.003

常规QA设备对脊柱转移瘤SRS/SBRT计划的验证及存在问题探讨

郭逸潇¹, 刘志强², 李鸿岩³, 冯维贵¹, 张致远¹, 李淑萍¹

1. 甘肃省人民医院放疗科, 甘肃 兰州 730000; 2. 中国科学院兰州近代物理研究所辐射医学室, 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

【摘要】目的:对比aSi-1200 EPID与Octavius 1500电离室矩阵在6 MV非均整脊柱转移瘤计划验证中的应用,探讨可能存在的问题。**方法:**23例计划在全局归一方式下以不同标准和阈值行2D γ 通过率(GPR)评估,将治疗计划系统(TPS)中患者数据导入Verisoft软件重建剂量。引入不同类型和量值的误差:MLC的透射率(TF)和剂量叶片间隙(DLG)、治疗等中心和MU误差,使用GPR方法量化Octavius 1500识别这些误差的灵敏度,并通过评估靶区和危及器官(OARs)剂量学指标变化研究TF和DLG误差的临床意义。**结果:**与Octavius 1500矩阵相比,EPID方式在同一标准不同阈值下GPR均值更大数据离散程度更小,重建与计算的剂量体积直方图分析表明临床靶区和计划靶区 D_{\min} 、 D_{\max} 和 D_{mean} 的百分剂量偏差(DD%)较大,其中临床靶区最大DD%值为50.00%、11.31%和-8.71%,计划靶区最大DD%值为-25.86%、9.31%和-8.22%。治疗等中心和+3%、+5%的MU误差都被检测到,所有标准均未检测到TF误差,+0.3 mm的DLG误差只被2%/3 mm的标准检测到。TF值增大0.023 6%模型误差和DLG增加0.3 mm模型误差均导致靶区和OARs的剂量增加,其中OARs剂量增加较明显,尤其健侧肺的 V_{20} 分别增加9.80%和8.85%,脊髓 $D_{0.1\text{cc}}$ 均增加5.35%。**结论:**使用GPR方法识别引入误差的MLC模型可靠性不够,提示鉴别TPS问题的根源需要更有效的独立质量保证方法以确保通过TPS计算得出的陡峭剂量梯度的可信度。剂量验证系统软件算法的独立验证研究是有必要的,以确定算法局限性导致的重建剂量不确定性范围。

【关键词】脊柱转移瘤;aSi-1200 EPID;Octavius 1500;剂量验证;透射率;剂量叶片间隙

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)12-1464-08

Dosimetric verification of SRS/SBRT planning for spinal metastases using conventional QA devices and discussion of existing problems

GUO Yixiao¹, LIU Zhiqiang², LI Hongyan³, FENG Weigui¹, ZHANG Zhiyuan¹, LI Shuping¹

1. Department of Radiation Oncology, Gansu Provincial Hospital, Lanzhou 730000, China; 2. Radiation Medicine Center, Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China; 3. Key Laboratory of Heavy Ion Radiation Biology and Medicine, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China

Abstract: Objective To compare the applications of asi-1200 EPID and Octavius 1500 matrix in the dosimetric verification for 6 MV flattening filter free plan of spinal metastases, and to explore potential problems. **Methods** Under global normalization, a total of 23 plans were evaluated by 2D gamma passing rates (GPR) at different criteria with different thresholds, and the patient data from treatment planning system (TPS) were imported into Verisoft software for dose reconstruction. Errors of different types and magnitudes including the errors from MLC transmission factor (TF), dosimetric leaf gap (DLG), treatment iso-center and MU were introduced. The sensitivity of Octavius 1500 matrix indentifying these errors was quantified by GPR method, and the clinical significance of TF and DLG errors was studied by evaluating the dosimetric deviations of target areas and organs-at-risk (OAR). **Results** Compared with Octavius 1500 matrix, EPID had a higher mean GPR at the same criteria with different thresholds and achieved a smaller dispersion degree of data. The dose-volume histogram (DVH) analysis between reconstruction and calculation showed that the percentage dose differences (DD%) of the minimum dose (D_{\min}), maximum dose (D_{\max}) and mean dose (D_{mean}) to clinical target volume (CTV) and planning target volume (PTV) were relatively larger, in which the maximum DD% of CTV were 50.00%, 11.31% and 8.71%, respectively, and the maximum DD% of PTV were -25.86%, 9.31% and -8.22%, respectively. Errors from treatment iso-

【收稿日期】2021-07-25

【基金项目】国家自然科学基金(11505244);甘肃省人民医院内科科研基金项目(20GSSY1-24)

【作者简介】郭逸潇, 硕士, 物理师, 研究方向: 外照射和近距离后装治疗质量保证和控制, E-mail: guoyixiao@126.com

【通信作者】李淑萍, 主任医师, 研究方向: 术中放疗和SRS/SBRT, E-mail: 13321203330@189.cn

centor and MU of +3%, +5% could be detected. TF error couldn't be detected at all criteria, and only +0.3 mm DLG error was detectable at 2%/3 mm criteria. A 0.023 6% increase of TF and +0.3 mm DLG error resulted in dose increase to target areas and OAR, among which the dose increase of OAR was obvious, especially V_{20} of the healthy lungs which was increased by 9.80% and 8.85%, and $D_{0.1cc}$ to the spinal cord which was increased by 5.35%. **Conclusion** The inadequate reliability of using GPR to distinguish error-introducing MLC models suggests that more effective independent quality assurance methods are needed to identify the root cause of TPS problems, thereby ensuring the confidence of steep dose gradients calculated by TPS. The independent verification research on software algorithms of the dosimetric verification system is necessary for determining the uncertainty of reconstructed dose due to algorithm limits.

Keywords: spinal metastases; asi-1200 EPID; Octavius 1500; dosimetric verification; transmission factor; dosimetric leaf gap

前言

根据美国 Anderson 癌症中心和 Imaging and Radiation Oncology Core(IROC)QA 中心 2020 年一项针对治疗计划质量保证(Quality Assurance, QA)的调查报道(共 1 455 份调查,其中 91.9% 来自美国和加拿大):剂量验证最常用的工具是 2D 二极管阵列(52.8%)、点电离室(39.0%)、电子射野影像装置(Electronic Portal Imaging Device, EPID, 27.4%)及电离室矩阵(23.9%),许多机构使用多种测量工具,对于二极管和电离室探测器测量,绝大多数在模体中评估结果^[1]。此外,相关研究指出剂量验证结果可能因多种不同商用硬件和软件系统而有较大差异,不同采样和插值方法的使用导致差异较大的 γ 通过率^[2-4]。

脊柱转移瘤是恶性肿瘤的破坏性并发症,患者由于疼痛、活动或神经功能障碍而降低了生活质量。放疗目前广泛用于脊柱转移瘤的治疗,可作为外科手术的辅助治疗或根治方案以改善症状,延长生存期^[5-6]。Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) 0631 II 期研究得出结论:脊柱立体定向放射外科治疗(Stereotactic Radiosurgery, SRS)和立体定向体部放射治疗(Stereotactic Body Radiotherapy, SBRT)是安全可行的,与传统三维适形和调强放疗相比,SRS/SBRT 在增加局控率和完全缓解方面具有优势^[7-9]。

Varian aSi-500 和 aSi-1000 EPID 由于剂量饱和效应而不适用于高剂量率的非均整(Flattening Filter Free, FFF)计划验证,其新型 aSi-1200 EPID 配备 Digital Magavolt Imager(DMI)可支持 FFF 计划剂量验证^[10-11],而目前应用 aSi-1200 EPID 进行高剂量率和单次大剂量放射治疗剂量测量的报道很少。本研究采用 aSi-1200 EPID 对 23 例 6 MV FFF 脊柱转移瘤 SRS/SBRT 计划进行验证,并与 PTW Octavius 1500 电离室结果对比,探究两者在 FFF 剂量验证中的不同表现及可能存在的问题。

1 材料与方法

1.1 研究对象和设备

回顾性选取甘肃省人民医院放疗患者数据库中 2019 年 2 月~2020 年 9 月期间的 23 例胸椎和腰椎脊柱转移瘤 SRS/SBRT 治疗计划。计划纳入标准:(1)靶区范围 ≤ 5 个受累椎体,剂量分割方案为 30 Gy/5 次;(2)瓦里安 EDGE 加速器,6 MV FFF 射线,剂量率 1 200 MU/min;(3)Eclipse 13.6 治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)设计多段部分弧 RapidArc 治疗计划,射束参数优化使用光子优化法(Photon Optimizer, PO-13.6.23),剂量计算使用各向异性解析算法(Anisotropic Analytic Algorithm, AAA-13.6.23),计算网格 1.0 mm。

1.2 aSi-1200 EPID Portal Dosimetry(PD)验证

aSi-1200 EPID 有效测量面积 43 cm \times 43 cm,探测器个数 1 280 \times 1 280,分辨率 0.336 mm^[10],在任何源到影像探测板距离(SID)不会出现饱和效应^[10-11]。本研究设定 SID=100 cm,使用连续图像采集模式(在 Plan Scheduling 中每个辐射野加入积分成像)。理论上 EDGE 加速器 PD 加入了二维射野剂量修正的应用,能有效地校正探测板支撑臂的背向散射与探测器的离轴响应,使得 PD 测量结果更为准确,其射束直接作用于 Portal imager,获取时间积分成像数据,此方法的局限性是无法提供绝对剂量信息,只是间接地比较了通量。

1.3 Octavius 1500 电离室矩阵

Octavius 1500 矩阵由 1 405 个空气电离室组成,单个电离室几何尺寸 0.44 cm \times 0.44 cm \times 0.30 cm,电离室中心间距 0.707 cm,可测量剂量率高达 48 Gy/min,有效测量范围 27 cm \times 27 cm,基于不同机架角度的测量剂量和源皮距(Source-to-Surface Distance, SSD) 85 cm 处不同射野大小的百分深度剂量(Percentage Depth Dose, PDD),Verisoft7.1 剂量分析软件通过对平面测量剂量插值重建得到模体和患者解剖结构的三维剂量。

1.4 验证与评估方法

将23个计划分别验证,利用VeriSoft软件对TPS和Octavius 1500测量的剂量分布在全局归一方式下以3%/2 mm、2%/3 mm、2%/2 mm和2%/1 mm的标准进行横断面2D γ 通过率(Gamma Passing Rate, GPR)评估,EPID测量数据使用PD系统中Improved Gamma方法(相当于全局归一)在相同的标准下评估。设定阈值分别为TH5、TH10和TH20,表示对超过最大剂量5%、10%和20%的点剂量予以 γ 分析,探讨不同阈值对通过率的影响。将患者DICOM RT plan、RT structures、RT dose和CT数据集导入Verisoft软件重建剂量,对比基于电离室矩阵测量重建和TPS计算的剂量体积直方图(Dose Volume Histogram, DVH)差异。

1.5 创建引入误差的计划

任选5个计划,对原计划进行修改得到以下引入误差计划:(1)透射率(TF)由TPS预设值0.0118%变为0.035 4%(+0.023 6%),剂量叶片间隙(DLG)由TPS预设值0.91 mm变为1.21 mm(+0.30 mm)、1.41 mm(+0.50 mm)、1.91 mm(+1.00 mm),引入系统性的MLC模型误差。(2)在x、y和z 3个方向同时引入治疗计划的等中心位置误差(+1 mm、+2 mm、+3 mm和+7 mm)。(3)每一条射束弧引入+1%、+3%和+5%的治疗跳数(Monitor Unit, MU)误差,改变了原始计划每条弧的相对剂量权重,引入的剂量误差导致Octavius模体内产生不同量级的计算剂量系统性偏移。

共创建55个误差计划,重新计算剂量后与无误差计划的测量剂量行模体内GPR评估,与无误差GPR比较以考察Octavius 1500使用GPR方法检出误差计划的能力。

1.6 最小误差检测标准

对于无误差计算和不同的误差计算,GPR预计将表现出较大的差异。本研究纳入无误差和误差计算GPR的标准偏差,认为满足以下情况则检测到误差计划中的错误:

$$(\bar{x}-s)_{\text{误差计划}} < (\bar{x}-s)_{\text{无误差计划}} \quad (1)$$

其中, \bar{x} 代表 γ 通过率的平均值,s为标准偏差。方程左边和右边的量值分别表示引入误差和无误差计算的最小通过率(下限),计划之间必然存在复杂度的差异,故从平均通过率减去其标准误。这两个量之间的界限越清晰,则分离出误差的置信度越高。

1.7 统计学方法

采用Origin 9.1绘制图表,SPSS 19.5软件对数据进行分析,对两种探测器的GPR结果行Shapiro-Wilk显著性假设检验(W检验),在 $\alpha=0.05$ 的检验水准下若样本数据服从正态分布,采用t检验推断不同通过

率标准下两种验证方式的均值是否有显著性差异;若样本数据呈现明显的偏态分布则采用非参数检验(曼-惠特尼U检验),因样本量大于20,渐进显著性的P值接近真实P值,故以真实P值为准。 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 23例FFF计划验证通过率

因样本量小,不同标准和阈值的GPR经检验均不符合正态分布(显著性 $P<0.05$),因此采用非参数检验。由图1可看出两种方式得到的GPR均值和离散度在不同标准和阈值下迥然不同,与Octavius 1500相比EPID通过率均值更高,对比同一标准不同阈值GPR发现EPID结果均匀性更好,且两种方式在相同通过率标准下都随阈值的增加均值减小而标准差变大。对3%/2 mm和2%/3 mm的标准,两种方式的均值皆>96%且各组数据离散度较小($\leq 3.23\%$),而对2%/2 mm和2%/1 mm的标准,两种方式相同标准和阈值下均值差异($\leq 9.48\%$)和数据离散度均增大。对所有通过率标准,当低剂量阈值从5%增加到20%时,EPID的平均GPR变化<1.83%,而Octavius 1500的平均GPR变化<9.83%,似乎Octavius 1500 GPR更依赖于低剂量阈值。

2.2 Octavius 1500测量重建与TPS的百分剂量偏差(DD%)

8个计划重建时出现错误,只有15例重建成功,靶区和危及器官(OARs)的剂量偏差见图2,定义 $\pm 5\%$ 的剂量偏差具有临床意义。可见CTV和PTV的 D_{\min} 、 D_{\max} 和 D_{mean} 偏差整体较大,其中CTV最大DD%值分别为50%、11.31%和-8.71%,PTV最大DD%值为-25.86%、9.31%和-8.22%。CTV的 D_{\min} 、 D_{\max} 和 D_{mean} 偏差超过 $\pm 5\%$ 的计划数分别为10(66.67%)、2(13.3%)和2(13.3%),PTV为9(60.0%)、2(13.3%)和5(33.3%),心脏为5(55.6%)、2(22.2%)和1(11.1%),健侧肺为1(14.3%)、2(28.6%)和1(14.3%)。Verisoft软件只能重建出电离室有效测量范围内(27 cm \times 27 cm)靶区和OARs的剂量,因而心脏和健侧肺分别有6例和8例超出测量范围而未重建到剂量;重建到2个计划的食管剂量,其 D_{\min} 、 D_{\max} 和 D_{mean} 的DD%均小于 $\pm 5\%$;重建到2个计划的脊髓剂量,其 D_{\min} 、 D_{\max} 和 D_{mean} 的DD%值分别为100%、0%、3.57%和0%、-5.62%、0%。大部分靶区和OARs的DD%在 $\pm 5\%$ 以内,巨大的偏差主要存在于 D_{\min} 。

2.3 误差计划与无误差计划的GPR比较

TH10情况下,误差计划与无误差计划的GPR见表1。表1显示,对每种类型的偏差,大部分GPR随

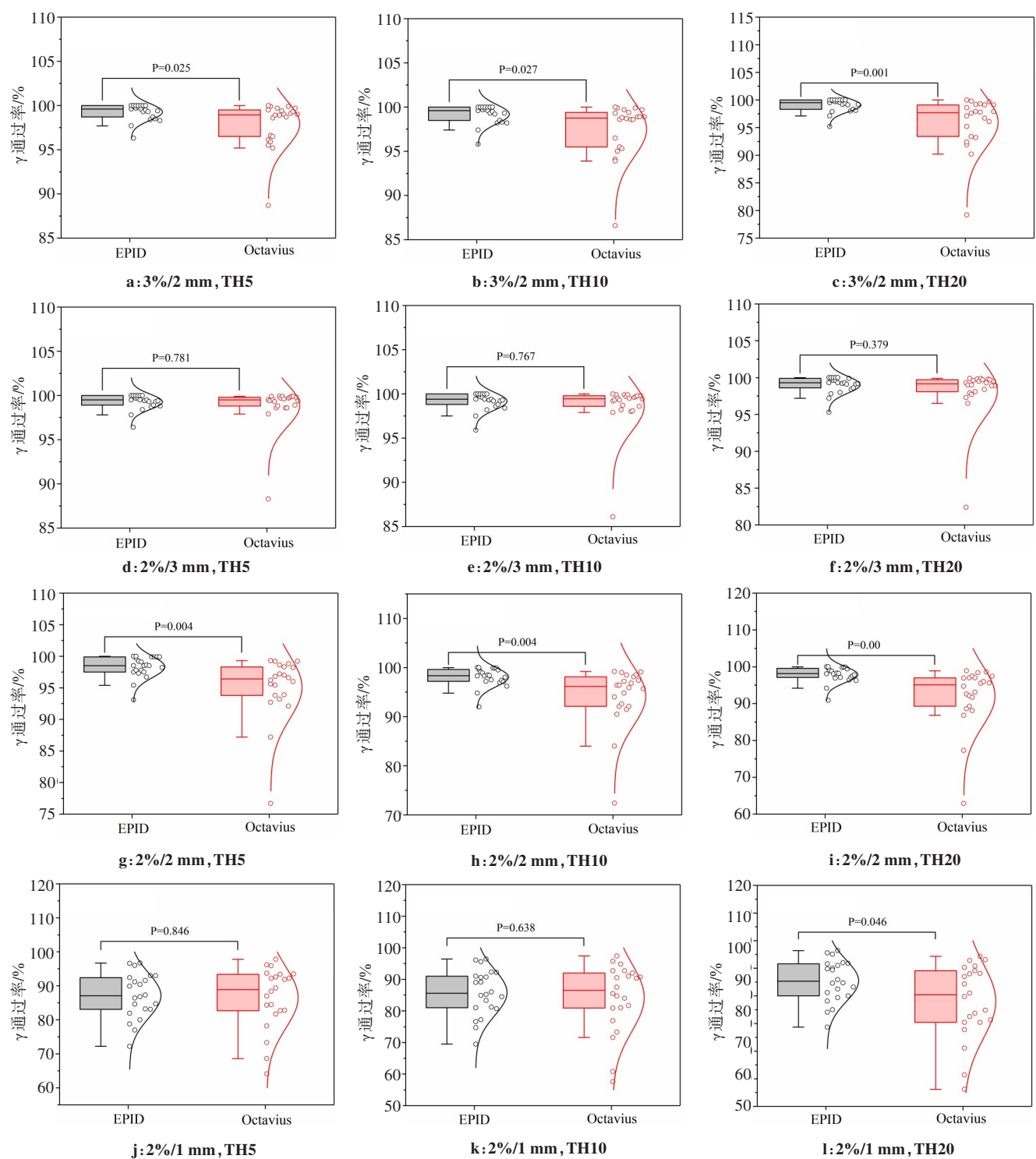


图1 23个计划在不同标准和阈值的 γ 通过率(箱型图及正态分布的点和线)

Fig.1 Gamma passing rates at different criteria with different thresholds for 23 plans (box charts and the points and lines of normal distribution)

偏差幅度的增加而下降,少部分值显示稍微有所提升。根据式(1)的误差检测标准,治疗等中心误差几乎都被检测到,+3%和+5%的MU误差都被检测到,所有标准均未检测到TF误差,只有2%/3 mm的标准检测到+0.3 mm的DLG误差,+0.5 mm和+1 mm的DLG误差都被检测到。

2.4 TF和DLG误差的临床意义

TF增大0.023 6%和DLG增加0.3 mm的误差计

划分别与无误差计划对比,通过对靶区和OARs DD%的评价探究这两个误差对6 MV FFF能量剂量计算的影响,如图3所示,评价指标包括:靶区 D_{mean} 、 D_{max} 、 $V_{95\%}$ 、 $V_{100\%}$;脊髓 D_{mean} 、 $D_{0.1cc}$;健侧肺 D_{mean} 、 V_5 、 V_{20} 和心脏 D_{mean} ,可看出这两个误差均导致了靶区和OARs的剂量增加,其中OARs剂量增加更明显,尤其健侧肺的 V_{20} 分别增加了9.80%和8.85%,脊髓 $D_{0.1cc}$ 均增加5.35%。

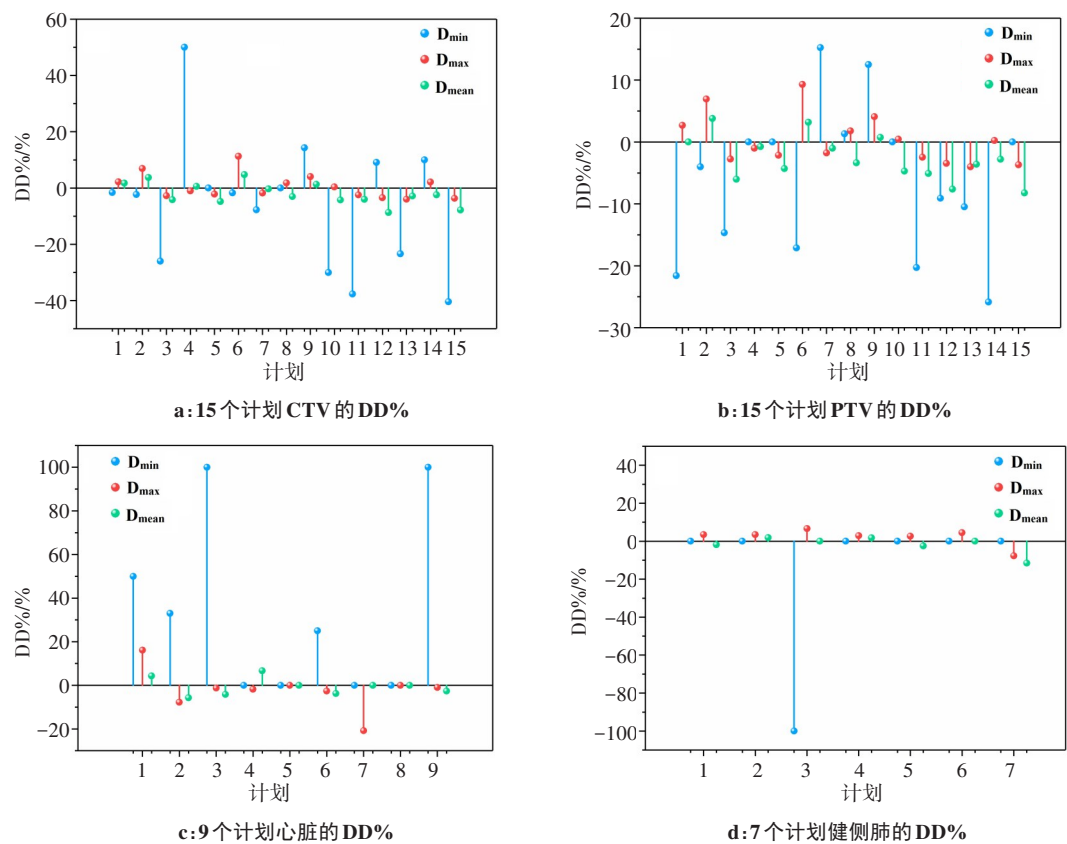


图2 靶区和危及器官 D_{min} 、 D_{max} 和 D_{mean} 的 DD%
Fig.2 DD% of the D_{min} , D_{max} and D_{mean} to target areas and organs-at-risk

表 1 误差计划与无误差计划的 γ 通过率($\bar{x} \pm s$, %)
Tab.1 Gamma passing rates for plans with and without errors (Mean \pm SD, %)

误差类型	误差量级	3%/2 mm	2%/3 mm	2%/2 mm	2%/1 mm
治疗等中心	+1 mm	96.90 \pm 1.60	98.68 \pm 0.50	92.86 \pm 3.46	79.90 \pm 7.29
	+2 mm	96.92 \pm 1.67	98.36 \pm 0.42	92.68 \pm 3.16	80.04 \pm 7.52
	+3 mm	96.48 \pm 2.15	98.50 \pm 0.64	92.26 \pm 3.99	79.02 \pm 8.42
	+7 mm	95.72 \pm 3.02	97.80 \pm 1.19	90.76 \pm 4.81	76.98 \pm 9.59
跳数	+1%	96.98 \pm 1.66	98.70 \pm 0.79	93.40 \pm 3.13	80.38 \pm 7.32
	+3%	96.18 \pm 3.29	97.18 \pm 3.14	90.52 \pm 6.24	75.70 \pm 12.41
	+5%	94.26 \pm 5.15	93.50 \pm 6.72	83.32 \pm 12.32	67.14 \pm 19.50
TF	+0.023 6%	96.80 \pm 1.48	98.50 \pm 0.21	92.44 \pm 2.76	78.46 \pm 5.85
DLG	+0.3 mm	96.79 \pm 1.02	98.45 \pm 0.93	92.96 \pm 3.43	80.50 \pm 6.86
	+0.5 mm	94.76 \pm 1.10	95.42 \pm 2.06	88.76 \pm 3.14	76.88 \pm 5.76
	+1.0 mm	93.39 \pm 1.64	89.30 \pm 2.46	84.18 \pm 4.86	65.66 \pm 7.59
无误差计划		97.00 \pm 1.70	98.52 \pm 0.29	92.72 \pm 3.19	79.66 \pm 7.02

2.5 重建和计算 DVH 对比示例

1 例测量重建和计划系统计算 DVH 对比图, 可看出靶区和危及器官重建剂量整体偏低(图 4)。

3 讨论

IROC 模体对许多放疗机构的测试揭示出实施剂量与计划剂量之间存在较大偏差^[12-13]: 2001 年至

2011 年间头颈部计划的通过率仅为 81.6%(7%/4 mm 标准), 若使用 5%/4 mm 标准失败率将进一步增加, 其错误最常表现为系统剂量偏差(>58%), 其中由于剂量不足导致的失败率最高, 即剂量分布具有正确的形状和位置, 但存在系统性的量级错误。射束建模缺陷是导致 GPR 低的另一个普遍原因, 68% 的失败模体验证受到 TPS 计算误差的影响^[14], 模体是按

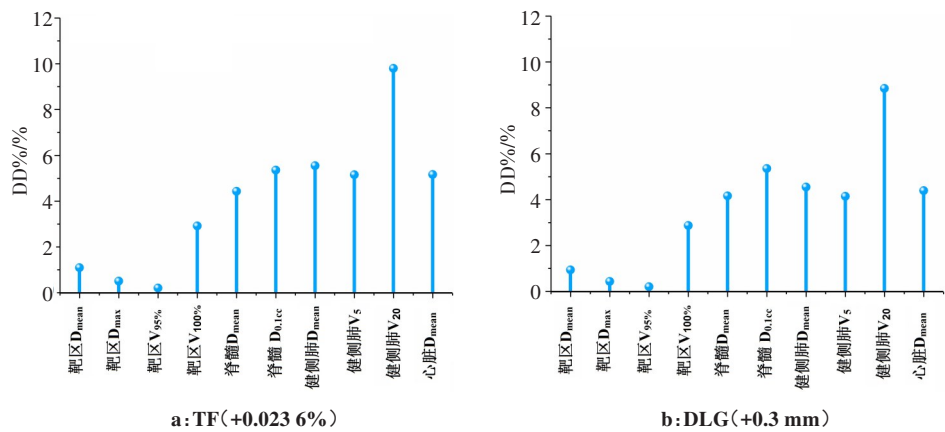


图3 MLC透射率和剂量叶片间隙误差对靶区和危及器官剂量的影响

Fig.3 Effects of errors from MLC transmission factor and dosimetric leaf gap on doses to target areas and organs-at-risk

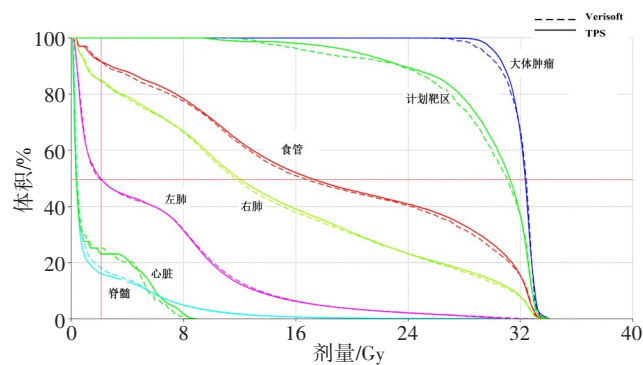


图4 TPS计算和Verisoft重建的DVH对比

Fig.4 DVH comparison between TPS calculation and Verisoft reconstruction

照患者流程执行照射的,这些有问题的射束模型在患者计划中剂量计算的错误远超过模体中错误计算的程 度。影响剂量计算准确性的因素主要来源于3个方面:(1)基本剂量学参数建模中的错误如PDD、离轴因子和散射因子等^[15],以及非剂量学参数的变化如DLG^[16];(2)测量CT值及相对电子密度关系数据转换出现误差,降低了校正非均匀组织照射剂量的准确性;(3)剂量计算算法的局限性,射线与人体各组织相互作用过程非常复杂,在处理计算模型的过程中往往需要做某些假设。IROC另有研究表明大多数临床QA设备在检测不可接受的计划时灵敏度较差,表明常规QA只是简单地通过了所有计划,而不管质量如何^[17]。近些年通过深度学习来改善和预测QA的新方法正在测试中,但基于常规测量的方法仍然是普遍方法^[18-19]。本研究使用EPID探测板和PTW电离室矩阵对椎体转移瘤SRS/SBRT计划进行验证的评估,发现3%/2 mm和2%/3 mm标准下EPID GPR均值在99%以上,而Octavius 1500矩阵的GPR整体偏低,1个计划Octavius 1500通过率分别为88.7%、86.6%和79.2%,而EPID通过率为

99.5%、99.5%和99.4%,推断Octavius 1500检测不可接受的计划时灵敏度应该更好,为此任选5个计划,使用GPR方法识别引入不同类型和量值的误差计划。结果表明对每种类型的误差,大部分GPR随误差幅度的增加而下降,少部分值出现误差量级增加但GPR反而稍微有所提升的现象,分析原因:(1)复杂治疗技术中射束建模和剂量计算方法的局限性会引入误差。(2)Verisoft软件使用插值算法重建模体内剂量(估计没有探测器的区域剂量),重建过程会引入不同程度的误差。TF是射线穿透MLC的能力,由射线质决定,其值域区间为0~1。剂量叶片间隙用来补偿叶片的弧形端面对剂量的影响,一般使用电离室测量多个不同MLC间隙的射野得到一组间隙和剂量的对应数据进而拟合得到,其值依赖于电离室测量结果的准确性。实验结果可见所有标准均未检测到TF误差,+0.3 mm的DLG误差只有一个标准检测到,将这两个误差计划重新计算剂量后与无误差计划对比,发现靶区和OARs的剂量均存在不同程度的增加,其中OARs剂量增加更明显。表明仅通过GPR无法可靠地识别引入误差的MLC模型,需要更有效的质量保证方法来提高检测TPS剂量误差的灵敏度。

一些基本的特征常常隐藏在商用 γ 指数计算软件中,导致相同的输入和评估标准却产生不同的结果^[2-4]。物理师很难确切地知道 γ 指数值是如何在这些软件中计算出来的,确定这些差异的原因需要制造商披露软件实施细节,例如描述测量值和TPS剂量是只对其中一个还是两个都进行了插值及插值到什么水平,使用了什么类型的插值算法。GPR的一个缺点是不能提供不通过点的细节,另一个缺点是 γ 本身是一个绝对度量,不能提供失败点是由于正(负)剂量波动或距离波动引起的,如在OARs中,测量值低于计算剂量的点可能大于剂量差标准,在这种情

况下,失败点在临床上是可以接受的,因为OARs接受的剂量低于预期剂量,放射治疗的目的是保持OARs的剂量尽可能低。相反,在PTV区域也可能有一个失败点,在那里测量的剂量较高,这也是可以接受的。此外,同一软件的不同版本之间, γ 指数计算的细微变化可能会导致结果的差异,当任何新的软件升级发布时,理论上用户应该执行 γ 指数的基准测试。

物理师们常用的2D探测器如MapCHECK、EPID、MatriXX和Octavius 729/1500,3D模体如Octavius 4D、ArcCHECK和Delta4,这些剂量测量系统都不能实现高分辨率的3D剂量测量,而是借助于一种算法将测量到的平面剂量重建到3D模体和患者解剖结构上,因此可被称为准3D剂量验证系统^[20]。为了能够在三维空间估计传输剂量,使用者既依赖于测量不确定度,又依赖于剂量分析软件重建算法的准确性。测量和重建受测量点的限制,其剂量分布的比较直接取决于探测器的间距,例如,OARs可能超出探测器区域,测量与计算剂量之间的差异将导致OARs内未被发现的过剂量(超出耐受量)。本研究使用Octavius验证系统重建的三维剂量表明部分 D_{\min} 存在巨大的剂量偏差,部分 D_{\max} 和 D_{mean} 剂量偏差超过 $\pm 10\%$,据报道COMPASS系统在TPS和重建剂量某些DVH指标上也存在 $-67.88\%\sim 15.26\%$ 的DD%差异^[21],只有2个计划 D_{\min} 、 D_{mean} 和 D_{\max} 的DD%在 $\pm 5\%$ 的范围内。Octavius系统基于解剖结构重建剂量只取决于电离室矩阵的测量剂量,独立于TPS计算剂量和 γ 通过率,因此临床关心的基于解剖结构计算和测量剂量的差异很大程度上取决于测量的平面剂量和软件所使用重建算法的精度,8个计划重建DVH出现错误:Marching Way索引超出了数组界限,“System Out of Memory Exception”的异常导致重建失败,可能系软件Bug所致。此软件在三维剂量重建中需要对二维阵列和三维模体的数据点进行线性插值以增加数据量,DVH重建基于一种更复杂的插值,这些算法在临床使用过程中需要仔细测试验证,以评估算法的不确定度受治疗部位和计划复杂程度的影响。

近几年国内使用EPID进行剂量验证研究的文献,大都是基于Varian公司所配备的EPID及其开发的Portal Dosimetry软件进行的,但PD算法未使用模体计算剂量,不能验证传递到患者体内的剂量。相关研究表明治疗前的EPID剂量测量方法仅能检测到所有放射治疗临床报告6%的差错,Varian EPID和MatriXX设备都错误地表明:不可接受的计划与可接受的计划一样好甚至更好,相反,在体EPID剂量测定

技术能够检测到大多数(74%)与放射治疗有关的差错事件^[22],通过重建患者解剖影像与所受剂量的融合数据,能够在整体上评估患者受照部位各个器官剂量与所受剂量的体积,作为在线或者离线的剂量评估以指导后续的治疗,有望提高肿瘤控制率降低由剂量误差导致的并发症概率^[23-25]。值得注意的是EPID响应是加速器特定的,取决于许多射束参数如能量、散射贡献、射野大小、响应线性和剂量率等。因此,物理师们在临床使用前应测试他们自己加速器不同能量的EPID响应。

本工作的局限性之一是仅使用一种TPS,另一种TPS可能根据加速器模型的不同而计算出不同的剂量分布,例如,不同的低剂量模型,不同的TF和DLG。局限性之二是只在一个加速器上进行测量,未对MLC叶片宽度如何影响引入的误差和结果进行研究,应该对比在不同的TPS和MLC尺寸下这些结果是否存在差异。

综上所述,仅通过 γ 分析方法无法可靠地识别引入MLC模型误差的计划,应将其与误差引起的临床剂量学指标变化相结合,也提示鉴别TPS问题的根源需要更有效和精准的质量保证方法;TPS投入临床使用前应进行相应测试来确定最佳TF和DLG值从而确保患者计划剂量的准确计算;进行剂量验证系统软件算法的独立验证研究以确定算法的误差范围。

致谢:感谢中山大学肿瘤防治中心邓小武教授对本研究所提供的思路支持。

【参考文献】

- [1] MEHRENS H, TAYLOR P, FOLLOWILL D S, et al. Survey results of 3D-CRT and IMRT quality assurance practice[J]. J Appl Clin Med Phys, 2020, 21(7): 70-76.
- [2] HUSSEIN M, ROWSHANFARZAD P, EBERT M A, et al. A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems[J]. Radiother Oncol, 2013, 109: 370-376.
- [3] ZHEN H M, NELMS B E, TOME W A, et al. Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA[J]. Med Phys, 2011, 38(10): 5477-5489.
- [4] 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]. Med Phys, 2016, 43(3): 1501-1506.
- [5] BAUERLE T, SEMMLER W. Imaging response to systemic therapy for bone metastases[J]. Eur Radiol, 2009, 19: 2495-2507.
- [6] PINTER N K, PFINDER T J, MECHTLER L L. Neuroimaging of spine tumors[J]. Handb Clin Neurol, 2016, 136: 689-706.
- [7] ZENG K L, TSENG C L, SOLIMAN H, et al. Stereotactic body radiotherapy (SBRT) for oligometastatic spine metastases: an overview[J]. Front Oncol, 2019, 9: 33701-33711.
- [8] BISHOP A J, TAO R, REBUENO N C, et al. Outcomes for spine stereotactic body radiation therapy and an analysis of predictors of local recurrence[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2015, 92(5): 1016-1026.
- [9] TENG C L, SOLIMAN H, MYREHAUG S, et al. Imaging-based outcomes for 24 Gy in 2 daily fractions for patients with denovo spinal metastases treated with spine stereotactic body radiation therapy (SBRT)[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2018, 102(3): 499-507.

- [10] MHATRE V, PILAKKAL S, CHADHA P, et al. Dosimetric comparison of a-Si 1200 and a-Si 1000 electronic portal imager for intensity modulated radiation therapy (IMRT) [J]. J Nucl Med Radiat Ther, 2018, 9(1): 354-362.
- [11] 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]. Med Phys, 2013, 40(11): 111719.
- [12] MOLINEU A, HERNANDEZ N, NGUYEN T, et al. Credent-tialing results from IMRT irradiations of an anthropomorphic head and neck phantom[J]. Med Phys, 2013, 40(2): 022101.
- [13] CARSON M E, MOLINEU A, TAYLOR P A, et al. Examining credentialing criteria and poor performance indicators for IROC Houston's anthropomorphic head and neck phantom[J]. Med Phys, 2016, 43(12): 6491-6496.
- [14] KERNS J R, STINGO F, FOLLOWWILL D S, et al. Treatment planning system calculation errors are present in most imaging and radiation oncology core-Houston Phantom failures[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2017, 98(5): 1197-1203.
- [15] KRY S F, DROMGOOLE L, ALVAREZI P, et al. Radiation therapy deficiencies identified during on-site dosimetry visits by the imaging and radiation oncology core houston quality assurance center[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2017, 99(5): 1094-1100.
- [16] GLENN M C, PETERSON C B, FOLLOWWILL D S, et al. Reference dataset of users' photon beam modeling parameters for the Eclipse, Pinnacle, and RayStation treatment planning systems[J]. Med Phys, 2020, 47(1): 282-288.
- [17] KRY S F, GLENN M C, PETERSON C B, et al. Independent recalculation outperforms traditional measurement-based IMRT QA methods in detecting unacceptable plans[J]. Med Phys, 2019, 46(8): 3700-3708.
- [18] VALDES G, SCHEUERMANN R, HUNG C, et al. A mathematical framework for virtual IMRT QA using machine learning[J]. Med Phys, 2016, 43(7): 4323-4334.
- [19] VALDES G, CHAN M F, LIM S B, et al. IMRT QA using machine learning: a multi-institutional validation[J]. J Appl Clin Med Phys, 2017, 18(5): 279-284.
- [20] BÄCKI A. Quasi 3D dosimetry (EPID, conventional 2D/3D detector matrices)[C]. JPCS, 2015(573): 012012.
- [21] YI J L, HAN C, ZHENG X M, et al. Individual volume-based 3D gammaindices for pretreatment VMAT QA[J]. J Appl Clin Med Phys, 2017, 18(3): 28-36.
- [22] BOJECHKO C, PHILLIPS M, KALET A, et al. A quantification of the effectiveness of EPID dosimetry and software-based plan verification systems in detecting incidents in radiotherapy[J]. Med Phys, 2015, 42(9): 5363-5369.
- [23] CHENDI A, BOTTI A, ORLANDI M, et al. EPID-based 3D dosimetry for pre-treatment FFF VMAT stereotactic body radiotherapy plan verification using dosimetry Check [J]. Phys Med, 2021, 81(4): 227-236.
- [24] YEDEKCI Y, BILTEKIN F, OZYIGIT G. Feasibility study of an electronic portal imaging based *in vivo* dose verification system for prostate stereotactic body radiotherapy [J]. Phys Med, 2019, 64: 204-209.
- [25] MIJNHEER B, JOMEHZADEH A, GONZALEZ P. Error detection during VMAT delivery using EPID-based 3D transit dosimetry[J]. Phys Med, 2018, 54: 137-145.

(编辑:薛泽玲)