

3台医科达加速器束流匹配后互换执行容积旋转调强放射治疗计划的剂量准确性分析

李毅¹, 吴文婧², 张龙¹, 何瑞欣¹, 唐丰文¹, 路咏凯¹, 张月美¹, 袁维¹, 柴林燕¹, 王龙¹, 张晓智¹

1. 西安交通大学第一附属医院肿瘤放疗科, 陕西 西安 710061; 2. 西安市疾病预防控制中心, 陕西 西安 710054

【摘要】目的:探讨放疗科3台加速器束流匹配后互换执行容积旋转调强放射治疗(VMAT)计划的准确性。**方法:**随机选取18例头颈部、胸部和盆腔部患者,采用Synergy1、Synergy2和VersaHD 3台加速器模型分别制作VMAT放疗计划Plan_{Synergy1}、Plan_{Synergy2}和Plan_{VersaHD}。同一VMAT计划(6 MV X射线)分别在3台加速器执行,采用电离室和Delta4分别测量绝对点剂量误差和相对三维剂量 γ 通过率(3 mm/3%)。互换执行VMAT计划后,点剂量和相对剂量的测量结果与治疗计划系统(TPS)计算的结果比较,评估3台加速器束流匹配后VMAT计划互换执行的可行性。**结果:**Plan_{Synergy1}计划分别在Synergy1、Synergy2、VersaHD执行时,测得的点剂量与TPS计算的偏差分别为 $-0.27\% \pm 0.87\%$ 、 $-0.88\% \pm 1.74\%$ 和 $0.37\% \pm 2.18\%$,测量的相对剂量与TPS计算相比, γ 通过率分别为 $99.84\% \pm 0.31\%$ 、 $98.89\% \pm 1.32\%$ 和 $99.16\% \pm 1.12\%$;Plan_{Synergy2}计划分别在Synergy1、Synergy2、VersaHD执行时测得的点剂量与TPS计算的偏差分别为 $0.24\% \pm 1.98\%$ 、 $0.15\% \pm 1.97\%$ 和 $-0.09\% \pm 0.66\%$,测量的相对剂量与TPS计算相比, γ 通过率分别为 $98.75\% \pm 1.38\%$ 、 $99.77\% \pm 0.42\%$ 和 $99.41\% \pm 1.66\%$;Plan_{VersaHD}计划分别在Synergy1、Synergy2、VersaHD执行时测得的点剂量与TPS计算的偏差分别为 $-0.57\% \pm 1.07\%$ 、 $-0.42\% \pm 2.10\%$ 和 $-1.55\% \pm 1.62\%$,测量的相对剂量与TPS计算相比, γ 通过率分别为 $97.79\% \pm 1.61\%$ 、 $98.75\% \pm 1.37\%$ 和 $99.78\% \pm 0.60\%$ 。在3台加速器互换执行VMAT计划中,点剂量偏差均在3%以内,相对剂量偏差的 γ 通过率均在95%以上,均满足临床要求。**结论:**3台医科达加速器束流(6 MV X射线)匹配后可互换执行VMAT计划。

【关键词】直线加速器;束流匹配;容积旋转调强放射治疗计划;互换执行;剂量准确性

【中图分类号】R318;R815

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)09-1070-06

Analysis of dose accuracy for swapping VMAT plan across 3 Elekta beam-matched linear accelerators

LI Yi¹, WU Wenjing², ZHANG Long¹, HE Ruixin¹, TANG Fengwen¹, LU Yongkai¹, ZHANG Yuemei¹, YUAN Wei¹, CHAI Linyan¹, WANG Long¹, ZHANG Xiaozhi¹

1. Department of Radiation Oncology, the First Affiliated Hospital of Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710061, China; 2. Xi'an Center for Disease Control and Prevention, Xi'an 710054, China

Abstract: Objective To investigate the possibility of swapping volumetric modulated arc therapy (VMAT) plan across 3 beam-matched linear accelerators. **Methods** Synergy1, Synergy2 and VersaHD were used to generate VMAT plans named Plan_{Synergy1}, Plan_{Synergy2} and Plan_{VersaHD} for 18 cases with the tumor located in head and neck, chest and abdomen, or pelvis. The same VMAT plan (6 MV X-ray) was executed sequentially on 3 accelerators. The absolute point dose error and relative three-dimensional dose distribution with gamma passing rate (3 mm/3%) measured by ion chamber and Delta4 were compared with the results calculated by treatment planning system for assessing the feasibility of swapping VMAT radiotherapy plan across 3 beam-matched linear accelerators. **Results** The deviations between measured point dose of Plan_{Synergy1} executed on 3 accelerators (Synergy1, Synergy2 and VersaHD) and TPS calculation were $(-0.27 \pm 0.87)\%$, $(-0.88 \pm 1.74)\%$ and $(0.37 \pm 2.18)\%$, respectively; and the comparison between measured relative dose and TPS calculation showed that the gamma passing rates were $(99.84 \pm 0.31)\%$, $(98.89 \pm 1.32)\%$ and $(99.16 \pm 1.12)\%$, respectively. For Plan_{Synergy2}, the deviations between measured point dose and TPS calculation were $(0.24 \pm 1.98)\%$, $(0.15 \pm 1.97)\%$ and $(-0.09 \pm 0.66)\%$, respectively; and the gamma passing rates

【收稿日期】2022-04-20

【基金项目】陕西省重点研发计划一般项目(2022SF-440);中华医学交流基金会肿瘤精准放疗星火计划临床科研基金(2019-N-11-28)

【作者简介】李毅,博士,高级工程师,研究方向:图像引导肿瘤放射治疗,E-mail: flinglee@sina.com

【通信作者】吴文婧,硕士,副主任医师,E-mail: 176223433@qq.com;张晓智,博士,主任医师,E-mail: zhang9149@sina.com

of relative dose were (98.75±1.38)%, (99.77±0.42)% and (99.41±1.66)%, respectively. For Plan_{VersaHD}, the deviations between measured point dose and TPS calculation were (-0.57±1.07)%, (-0.42±2.10)% and (-1.55±1.62)%, respectively; the gamma passing rates of relative dose were (97.79±1.61)%, (98.75±1.37)% and (99.78±0.60)%, respectively. When VMAT plan was swapped across 3 Elekta beam-matched linear accelerators, the point dose deviations were within the range of ±3%, and the gamma passing rate of relative doses were higher than 95%, meeting clinical requirements. **Conclusion** VMAT plan can be swapped across 3 Elekta linear accelerators after beam match (6 MV X-ray).

Keywords: linear accelerator; beam-matched; volumetric modulated arc therapy plan; swap execution; dose accuracy

前言

国内较大的肿瘤放射治疗中心往往配备两台或两台以上的医用直线加速器。在放疗过程中,一台加速器故障后,患者将不可避免暂停治疗,影响患者的治疗和正常的工作流程。如果放疗中配备多台相同品牌和相同机头结构的加速器,可将多台加速器束流调整一致或调整达到临床允许的变化范围,实现多台加速器束流匹配(Beam Match)^[1-4]。如果一台加速器故障,可在未更改放疗计划的条件下,将该加速器治疗的患者直接移到另外一台加速器治疗,并完成准确的放射治疗。多台加速器束流匹配为临床治疗提供了一种高效的解决方案,避免因加速器故障而影响患者的正常治疗^[5]。

国外较早开展加速器束流匹配的研究和相关治疗,积累了大量的工作经验^[6-9]。国内研究不多,尚未报道3台加速器束流匹配的研究工作^[10-11]。本单位放疗中心近3年来,安装了3台医科达直线加速器,已实现束流匹配,包括一台最高端配置加速器VersaHD和两台中端配置加速器Synergy1、Synergy2。3台加速器配备相同的Agility机头,包括在等中心处5 mm的80对多叶光栅。本研究将不同部位肿瘤的容积旋转调强放射治疗(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)计划在3台医科达加速器互换执行,利用电离室和三维半导体阵列Delta4分别测量所有执行计划的点剂量和相对三维剂量,验证3台加速器与治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)四者之间数据的一致性,实现不同放疗计划在3台加速器互换执行,并保证临床放疗计划的准确照射。

1 资料与方法

1.1 设备资料

在3台医科达加速器束流匹配调试过程中,以Synergy2的束流模型为基准,调整VersaHD和Synergy1的束流,达到3台加速器束流匹配的要求。束流匹配的射线包括6 MV X射线。因两台Synergy加速器未配置高剂量率能量,3台医科达加速器匹配

的能量未包括高剂量率能量。计划制作采用Monaco治疗计划系统。点剂量测量采用PTW剂量仪、CC13型电离室和IBA模体,相对三维剂量测量采用delta4和相关应用软件。

1.2 临床资料

回顾性分析西安交通大学第一附属医院2018年3月至2021年3月收治的头颈部、胸腹部和盆腔部肿瘤患者共18例,其中鼻咽癌患者3例、胶质瘤患者3例、中心型肺癌患者3例、食管癌患者3例、前列腺癌患者3例、宫颈癌患者3例)。中位年龄62岁(48~70岁)。其中男性12例,女性6例。

1.3 方法

1.3.1 3台医科达加速器匹配结果 加速器束流匹配验收比加速器常规验收的要求更高。在3台加速器6 MV X射线标准射野[(10×10) cm²]的百分深度剂量(Percent Depth Dose, PDD)中,水下10 cm的剂量值波动范围在±1%以内。在3台加速器中,相同射野PDD的比较,按照3 mm的距离范围内剂量偏差3%的点数量统计标准(3 mm/3%),γ通过率达到100%;X射线在(10×10) cm²和(30×30) cm²射野投照下,离轴曲线主轴上所有的点剂量波动范围要求±1%以内;3台加速器常规射野[(3×3)~(40×40) cm²]离轴剂量曲线比较中,按照2 mm/2%的标准,γ通过率达到100%。

1.3.2 CT定位 所有患者采用仰卧位,热塑体膜固定体位。大孔径CT模拟定位机(Big bore, Philips Medical Systems, Cleveland)行CT肿瘤定位扫描。头颈部肿瘤患者扫描层厚和层间距为3 mm,其余部位肿瘤患者扫描层厚和层间距为5 mm。扫描图像传输至医科达Monaco V5.2 TPS。

1.3.3 计划制作 肿瘤放疗科医生在医生工作站上勾画患者的临床肿瘤计划靶区(Planning Target Volume, PTV)和危及器官(Organ at Risk, OAR)后,确定PTV处方剂量和OAR限量。鼻咽癌原发病灶PGTVnx和鼻咽区淋巴结区域PGTVnd处方剂量为69.96 Gy/33次,亚临床病灶PTV处方剂量为66 Gy/33次,颈部淋巴结区域PTVnd2处方剂量为54 Gy/28

次。肺癌和食管癌 PTV 处方剂量为 60 Gy/30 次, 宫颈癌 PTV 处方剂量为 50 Gy/25 次, 前列腺癌原发灶处方剂量为 70 Gy/35 次, 淋巴结区域处方剂量为 50 Gy/25 次。物理师使用 3 台医科达加速器模型数据分别对每例患者制作 VMAT 计划, 采用 6 MV 能量。每例患者的 VMAT 计划, 用 Synergy1 模型制作好计划后, 计划命名为 Plan_{Synergy1}, MU 数和计划不变, 换为 Synergy2 和 VersaHD 模型能量, 计划分别命名为 Plan_{Synergy2} 和 Plan_{VersaHD}。肺癌 VMAT 计划采用部分往返弧 (180°~30°或 330°~180°), 食管癌 VMAT 计划采用 3 段往返弧 (180°~225°, 330°~30°, 125°~180°), 其余肿瘤患者 VMAT 计划采用 360°往返弧。所有 VMAT 计划最小子野宽度设置为 7 mm, 计算网格设置为 2 mm, 采用蒙特卡罗计算方法, 蒙特卡罗计算的不确定度为每次计算小于 1%。

1.3.4 设备校准 设备校准包括加速器剂量校准和验证设备校准。在校准之前, 根据 TG142 报告^[12]的要求, 对 3 台医科达加速器的各项指标 (包括机械部分和剂量部分) 进行检测, 确保 3 台加速器的各项指标达到报告要求。剂量校准时, 按照国际原子能机构 IAEA277 报告^[13]要求, 对 3 台加速器的 6 MVX 射线进行测量和标定, 在 (10×10) cm² 大小射野下, 加速器出束 100 MU 时, 水中中心轴上最大剂量深度处的剂量为 100 cGy。标定设备采用 PTW Universe 剂量仪和 PTW 30013 探头, 经过中国计量研究院校准。相对剂量测量设备采用 Delta4 (ScandiDos, Sweden)。校准过程中, 同一台 Delta4 在 3 台加速器分别校准。Delta4 校准包括绝对剂量校准和相对剂量校准。绝对剂量校准采用 PTW Universe 剂量仪和 PTW 30013 探头。

1.3.5 计划验证 计划验证包括绝对点剂量验证和相对三维剂量验证。在绝对点剂量验证之前, 将电离室插入 IBA 体模中, 行 CT 扫描, 扫描层厚和层间距分别为 3 mm。图像传输至 Monaco TPS。将患者的计划参数导入到 IBA 体模图像中, 采用与计划制作相同的计算算法、不确定度和计算网格, 剂量计算后, 得出电离室的平均剂量。在绝对点剂量测量过程中, 将电离室插入 IBA 体模中, 对称置于加速器治疗床上, 根据激光灯指示将电离室中心置于加速器治疗中心上。加速器执行患者的计划, PTW 剂量仪读出电离室测量的点剂量, 与 TPS 计算结果相比较, 允许误差为 ±3%。测量点剂量时, 测量点取剂量梯度变化平坦的区域。在相对三维剂量测量中, 首先在 TPS 中将患者的计划参数导入到 Delta4 虚拟模体中, 采用与计划制作相同的计算算法、不确定度和计算网格, 计算 Delta4 的三维剂量分布。其次将 Delta4 置于加

速器治疗床, 加速器执行计划, 将 Delta4 测量的三维相对剂量分布与 TPS 计算结果相比较, 采用 γ 分析方法评估计划的通过率^[14]。根据 AAPM TG-218 报告^[15], 本研究剂量阈值设置为 10%, 采用 3 mm/3% 的 γ 分析标准, γ 通过率为 95% 以上即视为符合标准。

18 例患者分别用 3 台机器模型制作 3 组计划, 分别为 Plan_{Synergy1}、Plan_{Synergy2} 和 Plan_{VersaHD}。每一个 VMAT 计划分别在 3 台医科达加速器互换执行, 利用电离室和 Delta4 分别测量绝对点剂量误差和相对三维剂量 γ 通过率。VMAT 计划互换后点剂量和相对剂量的测量结果与 TPS 计算的结果比较, 评估 3 台加速器束流匹配后 VMAT 计划互换执行的可行性。

1.4 统计学分析

采用 SPSS Version 19 软件对数据进行分析, 对两组数据比较采用配对 t 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 点剂量验证结果

同一 VMAT 计划 (6 MV X 射线) 分别在 3 台医科达加速器执行, 电离室测量的点剂量误差结果如图 1 和表 1 所示。所有计划的点剂量验证结果均在 3% 以内, 3 台加速器束流匹配后点剂量验证结果满足临床要求。Plan_{Synergy1} 在 Synergy1、Synergy2、VersaHD 执行时测得的点剂量与 TPS 计算的偏差范围为 -2.96%~2.90%, Plan_{Synergy1} 在 Synergy1 执行的点剂量误差小于在 Synergy2 和 VersaHD 执行的误差 ($t=11.145$, 13.532; $P < 0.05$)。Plan_{Synergy2} 在 Synergy1、Synergy2、VersaHD 执行的点剂量与 TPS 计算的偏差范围为 -2.90%~2.90%, Plan_{Synergy2} 在 Synergy2 执行的点剂量误差小于在 Synergy1 和 VersaHD 执行的误差 ($t=8.703$, 8.816; $P < 0.05$)。Plan_{VersaHD} 计划在 Synergy1、Synergy2、VersaHD 执行的点剂量与 TPS 计算的偏差范围为 -2.92%~2.95%。Plan_{VersaHD} 计划在 VersaHD 执行时的点剂量误差小于在 Synergy1 和 Synergy2 执行的误差 ($t=11.469$, 10.594; $P < 0.05$)。由表 1 可知, 与 Plan_{Synergy1} 和 Plan_{VersaHD} 相比, Plan_{Synergy2} 在 3 台加速器执行的点剂量误差更小。

2.2 相对三维剂量验证结果

同一 VMAT 计划 (6 MV X 射线) 分别在 3 台医科达加速器执行, Delta4 测量的相对三维剂量结果如图 2 和表 2 所示。所有计划的相对剂量验证 γ 通过率均在 95% 以上, 3 台加速器束流匹配后相对三维剂量验证结果满足临床要求。Plan_{Synergy1} 在 Synergy1、Synergy2、VersaHD 执行的相对剂量与 TPS 计算比较的 γ 通过率为 95.10%~100.00%, Plan_{Synergy1} 在 Synergy1

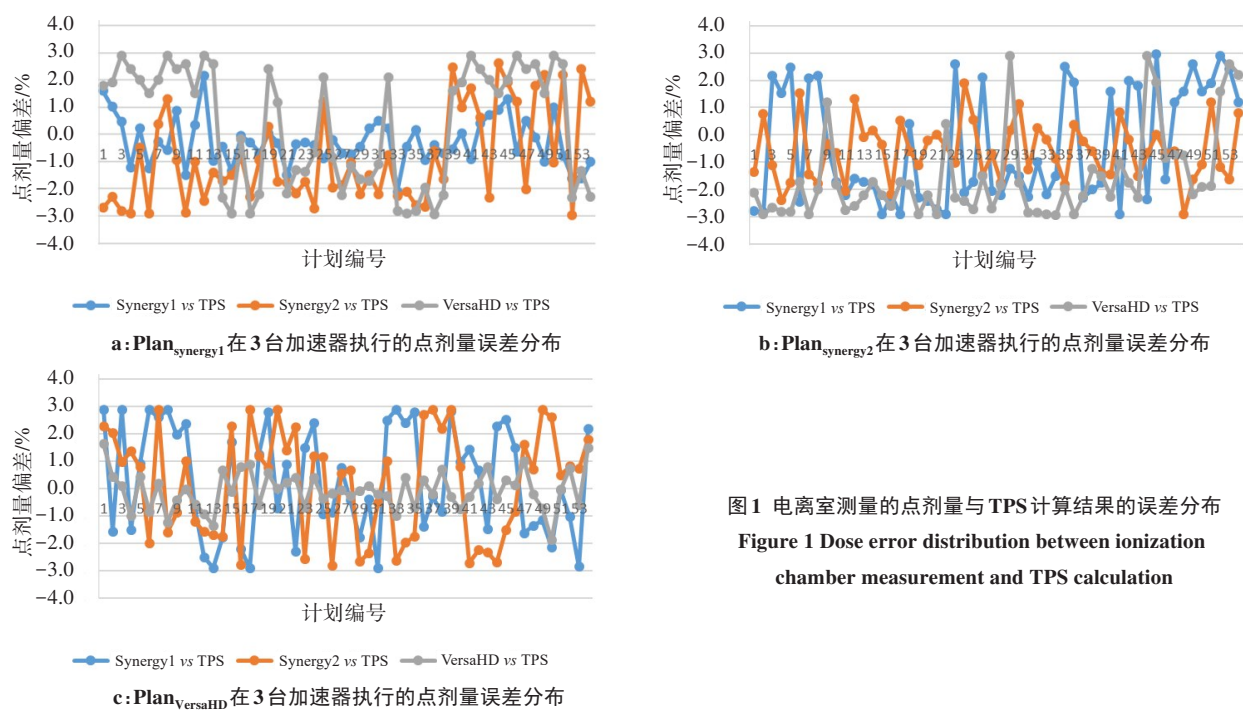


图1 电离室测量的点剂量与TPS计算结果的误差分布
Figure 1 Dose error distribution between ionization chamber measurement and TPS calculation

表 1 电离室测量的点剂量与TPS 计算结果的误差比较(%, $\bar{x} \pm s$)
Table 1 Dose error analysis between ionization chamber measurement and TPS calculation (%, *Mean*±*SD*)

剂量偏差	Plan _{Synergy1}	Plan _{Synergy2}	Plan _{VersaHD}
Diff _{Synergy1 vs TPS}	-0.27±0.87	0.24±1.98	-0.57±1.07
Diff _{Synergy2 vs TPS}	-0.88±1.74	0.15±1.97	-0.42±2.10
Diff _{VersaHD vs TPS}	0.37±2.18	-0.09±0.66	-1.55±1.62
Diff _{Synergy2 vs Synergy1}	-0.61±1.96	-0.10±2.89	-1.13±2.42
Diff _{VersaHD vs Synergy1}	0.64±1.99	-0.34±2.07	-0.15±2.68
Diff _{VersaHD vs Synergy2}	1.25±2.26	-0.24±1.94	-0.97±1.88

Diff为剂量的偏差

执行的 γ 通过率大于在Synergy2和VersaHD执行的 γ 通过率($t=6.312, 6.169; P<0.05$)。Plan_{Synergy2}分别在Synergy1、Synergy2、VersaHD执行的相对剂量与TPS计算比较 γ 通过率为95.20%~100.00%, Plan_{Synergy2}计划在Synergy2执行的 γ 通过率大于在Synergy1和VersaHD执行的 γ 通过率($t=5.924, 6.286; P<0.05$)。Plan_{VersaHD}计划分别在Synergy1、Synergy2、VersaHD执行的相对剂量与TPS计算比较的 γ 通过率为95.00%~100%。Plan_{VersaHD}计划在VersaHD执行的 γ 通过率小于在Synergy1和Synergy2执行的 γ 通过率($t=9.223, 5.982; P<0.05$)。

3 讨论

国内外研究报道,束流匹配后加速器之间具有匹配的剂量学参数,包括输出因子、PDD、离轴剂量分布、能量和剂量率、MLC位置精度、MLC速度、机

架速度等^[16]。如果两台以上的设备来自同一供应商且具有相同的加速器机头配置,可进行加速器束流匹配调试^[4]。但束流匹配应用于临床之前需要经过验证方可使用,本研究探讨了3台医科达加速器束流匹配后,同一VMAT计划(6 MV X射线)在3台加速器分别执行,利用电离室和Delta4测量点剂量和相对三维剂量的准确性,评估3台加速器束流匹配的准确性。

在肿瘤患者体内剂量梯度变化大的区域,肿瘤剂量偏差5%会导致肿瘤控制率10%~20%的变化,正常组织剂量偏差5%会导致危及器官和正常组织并发症概率20%~30%的变化^[17]。Krishnappan等^[18]对同一生产厂家且未做束流匹配的6台加速器的放疗计划点剂量比较,三维适形放射治疗(three Dimension Conformal Therapy, 3DCRT)、调强放射治疗(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)和VMAT计划最大剂量偏差为2.60%,平均偏差小于1.90%。这表明未做束流匹配时,同一厂家不同型号的加速器模型数据剂量差异接近于3%。Kang等^[4]对两台束流匹配的模型计划比较,不同能量和不同部位计划的肿瘤和正常器官的剂量偏差均小于1%。以上两者研究结果得出,束流匹配后的加速器模型数据差异更小。本单位3台加速器束流匹配调试中,3台加速器的射线质偏差小于0.1%,离轴剂量分布平坦度偏差小于1%。本研究中不同部位的同一VMAT计划在3台加速器分别执行,测量的点剂量误差均在3%以内,满足临床要求。方春锋等^[19]选取12例患者的IMRT和VMAT计划(6 MV能量),在两台束流匹

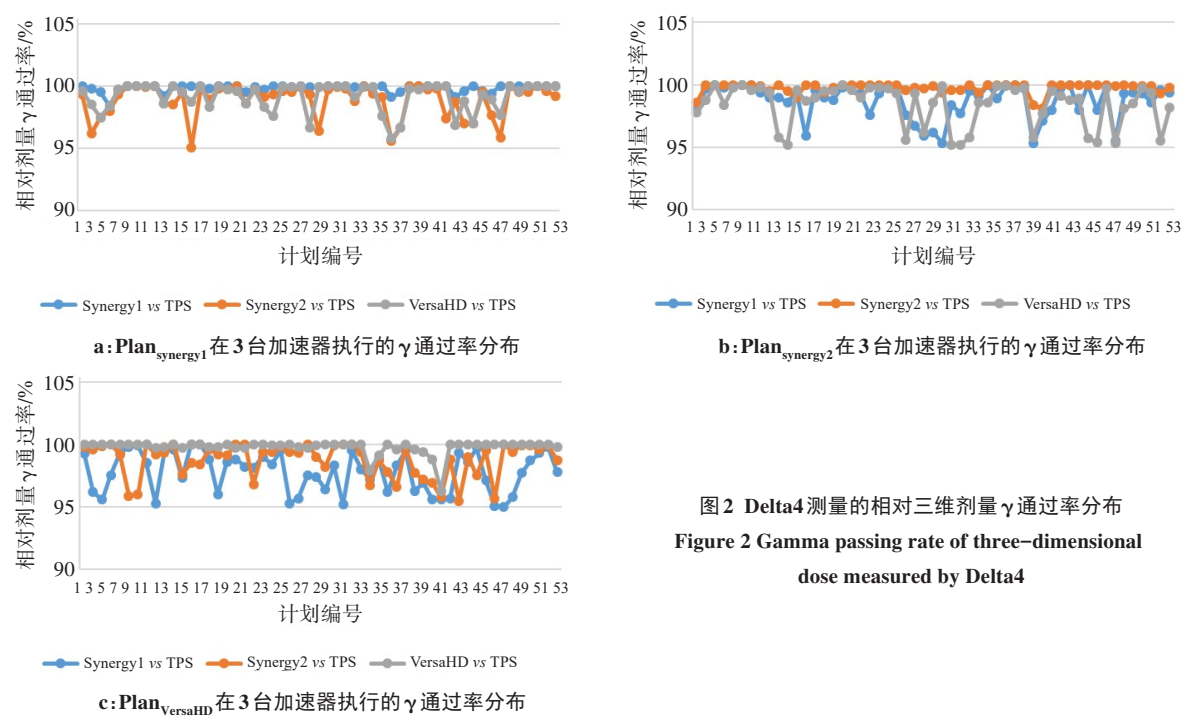


图2 Delta4测量的相对三维剂量γ通过率分布
Figure 2 Gamma passing rate of three-dimensional dose measured by Delta4

表2 Delta4测量的相对剂量γ通过率比较结果(%, $\bar{x} \pm s$)
Table 2 Gamma passing rate analysis of relative dose measured by Delta4 (% , *Mean*±*SD*)

γ通过率	Plan _{Synergy1}	Plan _{Synergy2}	Plan _{VersaHD}
γ _{Synergy1 vs TPS}	99.84±0.31	98.75±1.38	97.79±1.61
γ _{Synergy2 vs TPS}	98.89±1.32	99.77±0.42	98.75±1.37
γ _{VersaHD vs TPS}	99.16±1.12	99.41±1.66	99.78±0.60

配的加速器 (VersaHD 和 Synergy) 上分别执行, 利用电离室测量两台加速器的点剂量与 TPS 相比, 偏差分别为 $0.32\% \pm 1.32\%$ 和 $0.54\% \pm 1.29\%$, 所有计划点剂量误差均在 3% 以内, 这与本研究结果一致。王广善等^[1]选取 15 例头颈、胸部和腹盆部肿瘤患者的 3DCRT 和 IMRT 计划, 分别在束流匹配后的两台加速器交叉验证, 点剂量最大误差分布为 2.36% 和 -2.8%, 结果稍小于本研究结果, 这可能是因为治疗技术的不同导致的, VMAT 计划比 3DCRT 和 IMRT 计划复杂程度高, 测量的剂量误差范围可能较大, 导致本研究的点剂量最大误差值较大。Ashokkumar 等^[20]选取 30 例头颈、胸部和盆腔部患者 VMAT 计划, 在 3 台束流匹配的加速器交叉执行, 测量的点剂量误差在 3% 以内, 这与本研究结果一致。

在相对三维剂量验证中, Plan_{Synergy1}、Plan_{Synergy2} 和 Plan_{VersaHD} 在 3 台加速器执行时, γ 通过率平均值均在 98% 以上。徐立明等^[21]选取 5 例鼻咽癌 EX 加速器模型计划, 在 IX 加速器执行, 相对剂量 γ 通过率 (3 mm/3%) 由 $92.46\% \pm 3.62\%$ 降至 $90.30\% \pm 3.14\%$, 平均降幅在 2% 以上。本研究得出, VMAT 计划在 3 台加速器

交叉执行, 相对剂量通过率按 3 mm/3% 标准平均幅度变化小于 1%, 小于徐立明等研究结果, 可能因为徐立明等研究中的两台加速器未做束流匹配, 导致相对通过率变化幅度较大。这表明束流匹配后, 计划在不同加速器交叉执行时, 相对剂量通过率的变化幅度更小。方春锋等^[19]选取 12 例患者 IMRT 和 VMAT 计划 (6 MV 能量), 在束流匹配的两台加速器上分别执行, 用 Arccheck 测量相对剂量 γ 通过率, 按照 3 mm/3% 的标准, 通过率均超过 95%, 其两台加速器相对剂量平均通过率差异为 0.09%, 差异小于本研究结果。这可能与验证设备有关, ArcCheck 和 Delta4 两种半导体探测器设计原理、探头分布位置、探头分辨率和响应均存在差异, 在相同 γ 标准通过流程的分析下, 结果不尽相同^[22]。

国内多家放疗单位拥有两台或两台以上的直线加速器。对于束流匹配后两台加速器共用一套模型数据, 互换执行放疗计划已有报道, 但对于束流匹配中共用哪一套加速器模型结果更加准确的研究未见报道。本研究结果中, 与 Plan_{Synergy1} 和 Plan_{VersaHD} 相比, Plan_{Synergy2} 在 3 台加速器执行的点剂量误差更小, 相对剂量 γ 通过率较高。这表明 3 台加速器中, Synergy2 数据 (6 MV X 射线) 更适合作为共用模型数据, 可作为 3 台加速器的标准模型数据。

最初的验证结果中, Plan_{Synergy1} 在 VersaHD 执行时点剂量和相对三维剂量 γ 通过率均不满足临床要求。经过调整 TPS 中 Synergy1 模型数据中的 MLC offset 值 (调整幅度为亚毫米) 后, Plan_{Synergy1} 在 3 台加速器的验证结果均满足临床要求。这表明加速器 MLC 的位

置与验证通过率直接相关,且MLC位置微小的变化会影响束流匹配验证结果^[6]。但在加速器使用过程中,随着环境的因素和MLC的磨损,加速器MLC的位置会发生变化,所以加速器MLC位置需要按照周期校准,使得3台加速器MLC的位置在使用过程中与验收时保持一致,为3台加速器束流提供匹配保证。在束流匹配质控中,需要每周对3台加速器束流匹配进行计划的验证,保证3台加速器使用过程中,束流匹配满足临床要求。

综上所述,3台医科达加速器束流匹配(6 MV X射线)后,在不需更改计划的情况下,交换执行不同部位的VMAT计划,治疗误差满足临床要求。在临床工作中,当一台加速故障时,无需更改计划,在束流匹配的另一台加速器治疗,提高临床工作的效率和灵活性。但在交换执行计划之前,必须确保交换的加速器之间满足束流匹配的条件并已得到验证^[1,23],方可执行。

【参考文献】

- [1] 王广善,刘桂梅,李晓波,等. Clinac iX和Trilogy加速器束流匹配计划验证分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(1): 15-20.
Wang GS, Liu GM, Li XB, et al. The verification analysis of beam-matched plans between Clinac iX and Trilogy linacs[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38(1): 15-20.
- [2] 郭跃信,王海洋,马阳光,等. Truebeam与Trilogy加速器光子束匹配分析[J]. 中国医学装备, 2016, 13(7): 9-12.
Guo YX, Wang HY, Ma YG, et al. Analysis of beam matching between Truebeam and Trilogy linac Accelerator [J]. China Medical Equipment, 2016, 13(7): 9-12.
- [3] Huang YF, Alfredo Siochi R, Bayouth JE, et al. Dosimetric properties of a beam quality-matched 6 MV unflattened photon beam[J]. J Appl Clin Med Phys, 2012, 13(4): 71-81.
- [4] Kang S, Chung JB, Eom KY, et al. Possibility of interchanging patients for beam-matched linear accelerators from the same vendor[J]. J Korean Phys Soc, 2019, 75(8): 628-635.
- [5] Krishnappan C, Radha CA, Subramani V, et al. Is the dose distribution distorted in IMRT and RapidArc treatment when patient plans are swapped across beam-matched machines?[J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(5): 111-123.
- [6] Rijken J, Schachenmayr H, Crowe S, et al. Distributive quality assurance and delivery of stereotactic ablative radiotherapy treatments amongst beam matched linear accelerators: a feasibility study[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(4): 99-105.
- [7] Bhangale JR, Narayanan VK, Kumar NK, et al. Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators[J]. J Med Phys, 2011, 36(3): 176-180.
- [8] Muoz L, Petasecca M, Metcalfe P, et al. Assessing small-field output factors using a 2D monolithic diode array on a beam-matched Elekta linear accelerator[J]. Journal of Physics: Conference Series, 2020, 1662(1). DOI: 10.1088/1742-6596/1662/1/012024.
- [9] Muoz L, Kron T, Petasecca M, et al. Consistency of small-field dosimetry, on and off axis, in beam-attached linacs used for stereotactic radiosurgery[J]. J Appl Clin Med Phys, 2021, 22(2): 185-192.
- [10] 方春锋,徐伟,宋圆源,等. 两台医科达直线加速器匹配后束流特性比较[J]. 中国医学物理学杂志, 2020, 37(1): 1-6.
Fang CF, Xu W, Song YY, et al. Comparison of beam characteristics after beam matching in two Elekta linacs[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2020, 37(1): 1-6.
- [11] 肖青,李光俊,张祥斌,等. 统计过程控制在医用电子直线加速器射束匹配性能评估中的应用研究[J]. 中国医疗器械杂志, 2021, 45(1): 109-113.
Xiao Q, Li GJ, Zhang XB, et al. Application of statistical process control in evaluation of performance for beam-matched medical electron linacs[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2021, 45(1): 109-113.
- [12] Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators[J]. Med Phys, 2009, 36(9): 4197-4212.
- [13] International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in photon and electron beams[R]. Report TRS-227, 1987.
- [14] Cutanda Henríquez F, Vargas Castrillón S. Gamma index based criterion for the characterization of dosimetrically matched beams[J]. Phys Med, 2017, 42: 355.
- [15] 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.
- [16] Sarkar B, Manikandan A, Nandy M, et al. A mathematical approach to beam matching[J]. Br J Radiol, 2013, 86(1031): 20130238.
- [17] Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning[J]. Med Phys, 2007, 34(12): 4818-4853.
- [18] Krishnappan C, Radha CA, Balaji K, et al. Evaluation of beam matching accuracy among six linacs from the same vendor[J]. Radiol Phys Technol, 2018, 11(4): 423-433.
- [19] 方春锋,徐寿平,侯俊,等. 两台直线加速器束流匹配后互换执行调强放疗计划的可行性研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2021, 30(7): 702-706.
Fang CF, Xu SP, Hou J, et al. Study of feasibility of exchanging intensity-modulated radiotherapy plans after beam matching on two Linacs[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2021, 30(7): 702-706.
- [20] Ashokkumar S, Ganesh KM, Ramalingam K, et al. Dosimetric validation of volumetric modulated arc therapy with three 6 MV beam-matched linear accelerators[J]. Asian Pac J Cancer Prev, 2017, 18(12): 3439-3444.
- [21] 徐利明,李长虎,李承军. IMRT计划在不同加速器上互换执行的可行性[J]. 中国医疗设备, 2014, 29(12): 122-124.
Xu LM, Li CH, Li CJ. Research on the feasibility of exchanging imrt plans between two accelerators with different MLC leaf widths[J]. China Medical Equipment, 2014, 29(12): 122-124.
- [22] 张朋,闫冰,薛旭东,等. 基于EPID的鼻咽癌容积旋转调强放疗计划的三维剂量验证的研究[J]. 安徽医科大学学报, 2019, 54(5): 758-761.
Zhang P, Yan B, Xue XD, et al. Three-dimensional dose verification study of volumetric modulated arc therapy radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma based on EPID[J]. Acta Universitatis Medicinalis Anhui, 2019, 54(5): 758-761.
- [23] Xu ZZ, Warrell G, Lee S, et al. Assessment of beam-matched linacs quality/accuracy for interchanging SBRT or SRT patient using VMAT without replanning[J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 20(1): 68-75.

(编辑:薛泽玲)