

两台医科达直线加速器匹配后束流特性比较

方春锋¹, 徐伟^{1,2}, 宋圆源¹, 解琨¹, 蒋中凯¹, 王子申¹, 赵治宇¹, 徐寿平^{1,2}

1. 河北一洲肿瘤医院放疗科, 河北 涿州 072750; 2. 解放军总医院第一医学中心放疗科, 北京 100853

【摘要】目的:比较分析两台医科达直线加速器匹配后的束流特性,为临床上实现治疗计划在两台加速器上互换执行提供依据和参考。**方法:**利用IBA公司Blue Phantom²水箱采集两台加速器X射线束及电子束等相关数据并对其进行比较分析。**结果:**两台加速器6 MV各射野%dd(10)_x偏差在±0.1%之内,10 MV %dd(10)_x偏差在±0.3%之内。其相对应射野条件下两档能量束流平坦度与对称性差异均在±1.5%之内,半影的最大绝对偏差为0.5 mm。两档X射线能量60°楔形野的%dd(10)_x最大差异为0.8%。电子线 R_p 、 R_{50} 、 E_0 方面,两台加速器中各档电子线的差异皆在±1.2%之内, d_{max} 最大绝对偏差为0.9 mm。各能量射野输出因子之间虽有偏差,但差异均较为微小。**结论:**两台加速器的束流特性显示出良好的数据匹配度,将为治疗计划在两台加速器上实现互换执行提供临床依据。

【关键词】直线加速器;束流特性;X射线;电子束

【中图分类号】R811.1;R312

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)01-0001-06

Comparison of beam characteristics after beam matching in two Elekta linacs

FANG Chunfeng¹, XU Wei^{1,2}, SONG Yuanyuan¹, XIE Kun¹, JIANG Zhongkai¹, WANG Zishen¹, ZHAO Zhiyu¹, XU Shouping^{1,2}

1. Department of Radiation Oncology, Hebei Yizhou Cancer Hospital, Zhuozhou 072750, China; 2. Department of Radiation Oncology, the First Medical Center of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China

Abstract: Objective To compare and analyze the beam characteristics after beam matching in two Elekta linacs and provide the basis and reference for realizing the interchangeable implementation of treatment plans on two linacs. **Methods** The data related to X-ray and electron beams generated by two accelerators were obtained using IBA Blue Phantom² and the obtained data were compared and analyzed. **Results** The %dd(10)_x deviations for 6 and 10 MV between two accelerators was within ±0.1% and ±0.3%, respectively. The differences in flatness and symmetry between the two energy levels under the corresponding fields were within ±1.5%, and the maximum absolute deviation of the penumbras was 0.5 mm. The maximum difference in %dd(10)_x between the two energy levels in 60° wedge fields was 0.8%. The differences of the electron beams generated by two accelerators in the R_p , R_{50} and E_0 were within ±1.2%, and the maximum d_{max} deviation was 0.9 mm. Although there were certain deviations in the output factors of each field for different energy levels, the deviations were trivial. **Conclusion** The beam characteristics of two linacs show a good matching of beam data, which will provide a solid foundation and necessary reference for the interchangeable implementation of clinical plans on two linacs.

Keywords: linac; beam characteristic; X-ray; electron beam

前言

随着人们生活水平的提高及有效生命的延长,近年来肿瘤发病率却呈逐年上升趋势。手术、化疗

与放疗已成为国际公认的三大传统肿瘤治疗手段。放射治疗从伦琴发现X射线到现在已拥有100多年的历史,尤其在近几年来发展迅速。容积弧形调强治疗、螺旋断层放疗(Tomotherapy)、核磁引导放疗等新技术层出不穷,这与各大医疗厂商的不懈努力密不可分^[1-3]。患者个体放疗成功实施的关键在很大程度上取决于预照射剂量是否可以在很小的误差范围内准确传递给患者。据悉5%的剂量误差会造成肿瘤局控率10%~20%以及正常组织并发症率20%~30%的改变^[4]。因此在放疗实施的任何环节如患者CT结构的准确传递、靶区及危及器官的正确定义、绝对剂

【收稿日期】2019-09-20

【基金项目】国家重点研发计划(2017YFC0112105);国家自然科学基金青年科学基金(61601012)

【作者简介】方春锋,物理师,研究方向:医学物理,E-mail: xiaofang0520@126.com

【通信作者】徐寿平,高级工程师,研究方向:肿瘤放射物理与精确放疗,E-mail: shouping_xu@yahoo.com

量的正确测量与运算以及治疗机的临床性能表现等都极其重要^[5]。由于放疗是一个依赖大型医疗设备的学科,基于患者对治疗精度的高度需求,业界对各治疗设备如加速器等剂量学参数、治疗精度及稳定性等都提出了极高要求。

本治疗中心拥有 Versa HD 与 Synergy 两台医科达医用直线加速器,两台加速器均配备等中心处 5 mm、80 对多叶光栅的 Agility 治疗头。Versa HD 具备剂量率可达 6 MV 1 400 MU/min 与 10 MV 2 400 MU/min 的非均整(Flattening Filter Free, FFF)调强模式。两台加速器皆可提供 X 射线和电子线治疗,具体能量形式为 Versa HD 系统光子束 6 MV、10 MV、6 FFF、10 FFF,电子线 4、6、8、10、12、15 MeV^[6-7]。Synergy 除 6 FFF 与 10 FFF 外,其余能量形式与 Versa HD 相同。鉴于加速器经射束匹配后所带来临床使用的方便性^[8-9],以一个射束模型为基准来指导单中心乃至多中心不同治疗机间的射束匹配工作已逐渐成为未来加速器技术发展的一大趋势。本研究的主要目的是比较两台经射线束匹配后的加速器除 FFF 模式外其余能量形式的束流特性,为临床上充分利用加速器各自束流特性治疗患者及实现计划在不同加速器上互换执行提供理论依据及参考数据。

1 材料与方法

1.1 设备与材料

采用河北一洲肿瘤医院 2018 年初装机完成的医科达 Versa HD 与 Synergy 加速器。利用 IBA 公司 Blue Phantom²水箱及其附带三维扫描装置采集加速器束流数据。该水箱物理尺寸为 67.5 cm×64.5 cm×56.0 cm,实际扫描区域为 47.8 cm×47.8 cm×41.0 cm。采用两个 IBA CC13 型号电离室,灵敏体积 0.13 cm³,内半径 3 mm^[10-11]。

1.2 束流数据采集及分析

本研究对两台医科达医用直线加速器 X 射线束 6、10 MV 及电子束 4、6、8、10、12、15 MeV 的能量特性进行比较分析。X 射线束定义源皮距(Source to Skin Distance, SSD)为 90 cm,电子束为 100 cm,医科达 Monaco 计划系统(版本 5.11.01)建模数据要求如此。对于 X 射线束测量典型方野与 60°楔形野等相应射野百分深度剂量(Percentage Depth Dose, PDD)曲线及水下 10 cm 处离轴曲线进行比较分析。对于电子束,在限光筒(Applicator, APP)10 cm×10 cm 条件下测量其 PDD。对各 X 射线束与电子束,同时测量其相应基于介质水中射野输出因子。所有数据均采用 OmniPro-Accept 7.4 软件进行采集并予以处

理^[10-11],并利用 C#语言编写的程序对部分数据进行一维 Gamma 分析,分析采用 1 mm/1% 标准。

2 结果

2.1 X 射线束开野束流特性

医科达针对其出厂加速器制定了一套严格的客户验收标准。对标称能量为 6 MV 与 10 MV X 射线束,%dd(10)_x分别要求为 67.5%±1.0%与 73%±1%,这里定义%dd(10)_x为 SSD=100 cm、射野 10 cm×10 cm、水深 10 cm 处 PDD。本中心 Versa HD 6 MV 与 10 MV X 射线束%dd(10)_x分别为 67.1%与 72.4%,Synergy 为 67.3%与 72.4%,皆已满足厂商对其加速器射线质的出厂要求。考虑到医科达 Monaco 计划系统对建模需要,本研究特地采集了 SSD=90 cm 条件下相关 X 射线束开野数据,如表 1~表 3 所示。其中两台加速器 6 MV 各射野%dd(10)_x差异皆在±0.1%之内,10 MV 偏差略大于 6 MV,但最大%dd(10)_x差异仅为-0.3%,小射野如 3 cm×3 cm、10 cm×10 cm 基本保持一致。对两台加速器中两档能量典型射野 10 cm×10 cm 的 PDD 进行一维 Gamma 分析得 6、10 MV 的 Gamma 值分别为 0.33、0.90。由表 1、表 2 可知,在相对应条件下两台加速器各射野平坦度与对称性差异皆在±1.5%内,40 cm×40 cm 射野中横向(Crossline,即 AB 方向)半影达到最大绝对偏差为 0.5 mm,纵向(Inline,即 GT 方向)半影最大绝对偏差为 0.4 mm。

关于离轴曲线的对称性、平坦度及半影则根据医科达客户验收手册(Elekta Medical Linear Accelerator Customer Acceptance Tests)及 IEC 60976 标准定义^[12]。同样对两台加速器中两档能量 10 cm×10 cm 射野的离轴曲线进行一维 Gamma 分析得 6 MV 纵向为 0.31,横向为 0.55;10 MV 纵向为 0.39,横向为 0.49。由表 3 可知其基于水中射野输出因子除在 2 cm×2 cm 射野中 6 MV(0.8%)与 10 MV(0.5%)及 4 cm×4 cm 中 6 MV(-0.4%)偏差较大外,其余皆在±0.2%之内。图 1 分别展示了其中 SSD=90 cm、射野 10 cm×10 cm、水深 10 cm 处条件下 6 MV 与 10 MV 的离轴曲线分布情况。

2.2 X 射线束 60°楔形野束流特性

医科达 Agility 治疗头采用 60°楔形角的楔形板与开野按一定比例组合形成临床上所需的 0°~60°之间各角度楔形野^[13]。同样按照医科达 Monaco 计划系统对楔形野数据采集要求(SSD=90 cm, Wedge=60°),相关楔形野%dd(10)_x与基于水中输出因子见表 4。这里定义楔形野输出因子为某一射野在 60°楔形角、SSD=90 cm、水深=10 cm 条件下水中输出剂量与相同条件下开野输

表1 两台加速器X射线束离轴曲线平坦度/对称性比较(%,SSD=90 cm,水深=10 cm)

Tab.1 Comparison of flatness/symmetry of off-axis curves for X-ray beams generated by two accelerators (%, SSD=90 cm, Depth=10 cm)

加速器及 相应差异	MV	AB				GT			
		3 cm×3 cm	10 cm×10 cm	20 cm×20 cm	40 cm×40 cm	3 cm×3 cm	10 cm×10 cm	20 cm×20 cm	40 cm×40 cm
Versa HD	6	101.00/100.10	104.70/100.30	103.40/100.60	105.20/101.00	101.00/100.40	103.90/100.40	103.60/101.00	106.70/102.90
	10	101.50/100.20	104.60/100.70	103.00/100.50	105.00/100.90	101.70/100.60	104.50/100.80	103.20/100.80	105.20/100.40
Synergy	6	101.10/100.20	104.70/100.50	103.80/100.40	104.90/100.70	100.90/100.20	104.20/100.70	103.90/100.90	105.90/101.60
	10	101.50/100.50	104.40/100.30	102.70/100.30	104.80/100.50	101.50/100.40	104.60/100.90	103.20/100.90	105.30/100.90
相应差异	6	0.10/0.10	0.00/0.20	0.40/-0.20	-0.30/-0.30	-0.10/-0.20	0.30/0.30	0.30/-0.10	-0.80/-1.30
	10	0.00/0.30	-0.20/-0.40	-0.30/-0.20	-0.20/-0.40	-0.20/-0.20	0.10/0.10	0.00/0.10	0.10/0.50

表2 两台加速器X射线束离轴曲线半影比较(mm, SSD=90 cm,水深=10 cm)

Tab.2 Comparison of penumbra of off-axis curves for X- ray beams generated by two accelerators (mm, SSD=90 cm, Depth=10 cm)

加速器及 相应差异	MV	A/B				G/T			
		3 cm×3 cm	10 cm×10 cm	20 cm×20 cm	40 cm×40 cm	3 cm×3 cm	10 cm×10 cm	20 cm×20 cm	40 cm×40 cm
Versa HD	6	7.1/7.1	8.5/8.6	9.6/9.7	11.2/11.5	6.0/6.0	7.4/7.4	8.4/8.6	9.3/9.1
	10	7.3/7.3	8.7/8.8	9.4/9.4	10.6/10.7	6.5/6.4	7.7/7.6	8.4/8.6	8.8/8.9
Synergy	6	6.9/6.8	8.3/8.2	9.5/9.4	11.7/11.5	6.0/6.1	7.2/7.4	8.4/8.5	9.7/9.4
	10	7.2/7.1	8.6/8.6	9.4/9.4	11.0/10.9	6.4/6.5	7.6/7.6	8.4/8.5	9.2/9.2
相应差异	6	-0.2/-0.3	-0.2/-0.4	-0.1/-0.3	0.5/0.0	0.0/0.1	-0.2/0.0	0.0/-0.1	0.4/0.3
	10	-0.1/-0.2	-0.1/-0.2	0.0/0.0	0.4/0.2	-0.1/0.1	-0.1/0.0	0.0/-0.1	0.4/0.3

A、B表示左、右方向;G、T表示前、后方向

表3 两台加速器X射线束基于水中射野输出因子比较(SSD=90 cm,水深=10 cm)

Tab.3 Comparison of output factors in water for X-ray beams generated by two accelerators (SSD=90 cm, Depth=10 cm)

加速器及 相应差异	MV	2 cm× 2 cm	3 cm× 3 cm	4 cm× 4 cm	5 cm× 5 cm	7 cm× 7 cm	10 cm× 10 cm	15 cm× 15 cm	20 cm× 20 cm	30 cm× 30 cm	40 cm× 40 cm
Versa HD	6	0.793	0.845	0.879	0.903	0.949	1.000	1.059	1.099	1.146	1.168
	10	0.803	0.860	0.891	0.916	0.956	1.000	1.049	1.078	1.112	1.125
Synergy	6	0.801	0.844	0.875	0.905	0.947	1.000	1.057	1.097	1.146	1.167
	10	0.808	0.861	0.893	0.918	0.957	1.000	1.049	1.077	1.110	1.125
相应差异/%	6	0.80	-0.10	-0.40	0.20	-0.20	0.00	-0.20	-0.20	0.00	-0.10
	10	0.50	0.10	0.20	0.20	0.10	0.00	0.00	-0.10	-0.20	0.00

出剂量之比。分析数据可知两台加速器X射线束两档能量60°楔形野除在小野5 cm×5 cm条件下6 MV(0.7%)与10 MV(0.8%)的%dd(10)_x差异较大外,其余皆在±0.3%之内;其两档能量各射野60°楔形野输出因子差异皆在±0.5%之内。

2.3 电子线束流特性

本中心两台加速器皆提供4、6、8、10、12、15 MeV一共6档能量电子束与6 cm×6 cm、10 cm×10 cm、14 cm×14 cm、20 cm×20 cm、25 cm×25 cm共5档电子

线限光筒^[6-7]。表5列出了两台加速器电子束PDD中的一些重要特征参数。 R_p 为电子束射程, R_{50} 为50%剂量线对应的电子线深度, E_0 为体模表面的平均能量,规定 $E_0=R_{50} \cdot 2.33$, d_{max} 为电子线最大剂量深度^[14]。两台加速器各档能量电子线在 R_p 、 R_{50} 、 E_0 方面,差异皆在±1.2%之内;对 d_{max} 而言相较于电子线的其它参数其差异相对较大,最大达到-3.78%,不过即便如此各档能量 d_{max} 最大绝对偏差也仅为0.9 mm,偏差较小。对4、6、8、10、12、15 MeV的PDD进行一维Gamma分

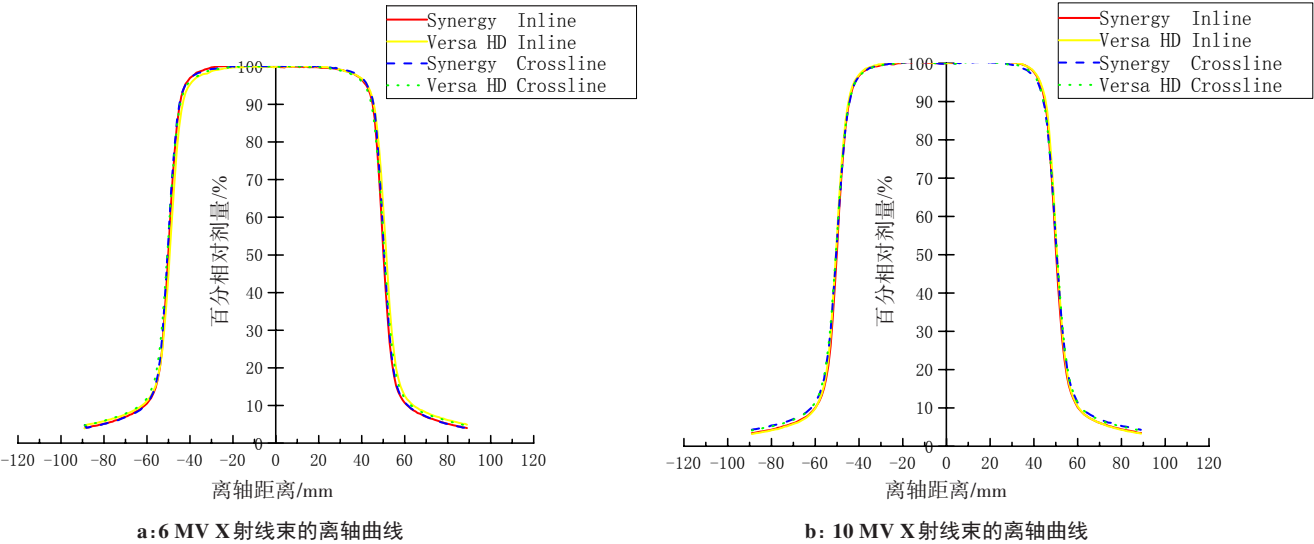


图1 两台加速器6/10 MV X射线束的离轴曲线(射野=10 cm×10 cm,水深=10 cm)

Fig.1 Off-axis curves of 6/10 MV X-ray beams generated by two accelerators (field=10 cm×10 cm, Depth=10 cm)

表4 两台加速器X射线束60°楔形野的%dd(10)_x/输出因子比较(SSD=90 cm)

Tab.4 Comparison of %dd(10)_x/output factors for 60° wedge fields and X-ray beams generated by two accelerators (SSD=90 cm)

加速器及相应差异	MV	5 cm×5 cm	10 cm×10 cm	15 cm×15 cm	20 cm×20 cm	40 cm×30 cm
Versa HD	6	64.4%/0.885	67.2%/1.000	68.8%/1.082	69.6%/1.142	71.1%/1.218
	10	68.8%/0.890	71.1%/1.000	72.2%/1.071	72.4%/1.128	73.1%/1.192
Synergy	6	65.1%/0.889	67.4%/1.000	69.1%/1.081	69.9%/1.138	71.4%/1.216
	10	69.6%/0.894	71.4%/1.000	72.2%/1.076	72.6%/1.125	73.3%/1.191
相应差异/%	6	0.7/0.40	0.2/0.00	0.3/-0.10	0.3/-0.40	0.3/-0.20
	10	0.8/0.40	0.3/0.00	0.0/0.50	0.2/-0.30	0.2/-0.10

析,得到其差异分别为0.22、0.31、0.45、0.57、0.71、0.60。关于各能量电子线基于介质水中射野输出因子,定义深度为各能量电子线在限光筒10 cm×10 cm条件下最大剂量深度 d_{\max} 。数据显示两者输出因子除4 MeV、6 cm×6 cm条件下差异(-1.10%)较大外,其余各能量各限光筒输出因子差异皆在±0.5%之内。

3 讨论

目前中国的放疗市场逐渐扩大,越来越多的患者有机会接受高端放疗,可国内肿瘤患者应接受放疗的比例仍远低于发达国家水平。为了解决这一矛盾,许多大型放疗中心配备有多台医用直线加速器。虽其可能标称能量相同,但不同厂商对其加速器加速方式、射束传递、射束偏转及机头设计等异同都会导致加速器束流特性的差异。即便是同一厂商、同一型号的加速器各剂量学参数也不能保证完全一致。因此有必要对各自中心的加速器进行详细的数据采集与分析,了解各加速器的束流特性,为临床充

分利用加速器各自特性治疗患者提供必要依据及参考^[8-11]。

本中心在验收Versa HD与Synergy过程中即便两台加速器各项性能皆已在供应商定义的标准范围内,但也同样进行了相应的调整,从而改进Synergy和Versa HD之间的匹配度,其中以Versa HD各项剂量学参数作为调试Synergy加速器的基准值。主要对其X射线束与电子束的离轴曲线进行调试;同时对能量进行相应调整使PDD曲线尽可能匹配。鉴于厂商工程师现场对两台加速器数据匹配过程中并没有全面采集与分析各能量射束整条离轴曲线与PDD曲线等而是仅仅考虑了曲线上的某些点,因此在射束匹配完成后,临床中有必要对其匹配度进行验证^[5, 15-17]。本研究结合两台加速器用户现场验收及计划系统Monaco对建模数据采集要求,获得经射线束匹配后相关X射线束开野、X射线束60°楔形野及电子线等的剂量学参数,并对其进行分析,力求使本中心临床人员对科室两台同一厂商所产加速器的性能

表5 两台加速器电子线PDD剂量特性比较(SSD=100 cm, APP=10 cm×10 cm)

Tab.5 Comparison of percentage depth dose characteristics of electron beams generated by two accelerators (SSD=100 cm, APP=10 cm×10 cm)

加速器及相应差异	参数	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV	15 MeV
Versa HD	R_p /mm	22.70	32.10	41.30	49.90	57.50	73.50
	R_{50} /mm	17.40	25.10	32.90	40.50	47.10	59.70
	E_0 /MeV	4.04	5.84	7.67	9.45	10.97	13.91
	d_{max} /mm	8.50	13.70	17.70	23.80	25.80	29.60
Synergy	R_p /mm	22.50	31.80	40.90	49.60	57.50	72.80
	R_{50} /mm	17.20	24.90	32.60	40.30	47.60	59.90
	E_0 /MeV	4.02	5.80	7.60	9.39	11.10	13.95
	d_{max} /mm	8.80	13.80	17.80	22.90	26.70	29.80
相应差异/%	R_p	-0.88	-0.93	-0.97	-0.60	0.00	-0.95
	R_{50}	-1.15	-0.80	-0.91	-0.49	1.06	0.34
	E_0	-0.50	-0.68	-0.91	-0.63	1.19	0.29
	d_{max}	3.53	0.73	0.56	-3.78	3.49	0.68

有一个详细而深入的认识。本中心 Versa HD 与 Synergy 皆配备 Agility 治疗头,GT 方向为铅门方向,AB 方向为一组光栅取代铅门且位于 GT 铅门正上方,以此形成临床上所需的各种射野形状。分析表明两台加速器 X 射线束开野数据及其各能量射线质皆已满足临床要求且射线质、平坦度、对称性、半影及基于水中射野输出因子等各参数差异都非常微小同时没有显示出明显方向性。分析 X 射线束 60°楔形野束流数据发现 Synergy 射线质较 Versa HD 略为偏高,%dd(10)_x 在 5 cm×5 cm 中差异达到最大为 0.7%~0.8%,其余则在 0.3% 之内。其基于水中楔形野输出因子偏差都在±0.5% 之内,但随着射野增大 Synergy 楔形因子较 Versa HD 增长缓慢,从起初高于对方相应数据到慢慢低于对方。楔形野的剂量传递,其复杂程度要高于普通开野,其剂量学特性似乎更容易受到射束光谱以及铅门到位精度等影响。分析可能是两个物理 60°楔形板构造并不完全一致或两者到位有一定偏差,进而造成两楔形板对开野 X 射线束硬化效应不完全相同所致。电子线方面给出其 PDD 曲线上有参考价值的 R_p 、 R_{50} 、 E_0 、 d_{max} 4 个参数。在 SSD=100 cm、APP 10 cm×10 cm 条件下,两台加速器各参数之间确实会存在一定的差异性,尤其对 10 MeV d_{max} 而言达到 -3.78%,但绝对偏差最大也仅为 0.9 mm。综上经射线束匹配后两台医科达加速器各剂量学参数具有高度匹配度,虽其束流特性有微小差异,但除楔形野外其余所有参数并没有呈现出明显方向性,这与两台加速器由相同厂商生产且采用

相同机头配置密切相关。笔者认为这种差异性在很大程度上与每台加速器的唯一性与数据采集的偶然性有一定关联。

射束匹配主要是将两台或多台加速器以相同条件下所测量 PDD 与 Profile 曲线等为基础的剂量学特性尽可能调整为较为一致。近年来越来越多的放疗中心均倾向将本中心具有匹配基础的加速器进行射束匹配调试,因其不但可以显著减少加速器调试和建立 TPS 光束计算模型时所需数据采集方面的工作量,还可以在治疗计划不进行重新优化与计算的前提下实现在不同加速器上互换执行,提高单位不同加速器之间患者治疗的效率与其灵活性,继而避免因一台加速器故障而影响患者正常治疗可能^[5]。尤其在 TPS 建模方面,无需重复测量每台加速器全套数据,只需进行一组交叉检验测量,保证多台加速器与参考加速器的数据在一定公差范围内保持一致即可。以参考加速器各项性能为基准调试其它机器,同时以参考加速器光束模型作为所需匹配加速器 TPS 建模数据,即可实现计划在不同加速器上互换执行。特别对国内患者工作负荷较大的治疗中心而言,这一技术特点将为众多放疗患者带来切实的利益,可有效地减少因设备故障导致患者治疗中止的风险。对于不同治疗中心,也可将其加速器与供应商提供的参考加速器模型进行匹配,经匹配后就可直接选用供应商提供的光束模型来进行其中心 TPS 数据建模工作;从而有效缩短加速器从安装到进入临床运用过程中所需数据采集时间,减少工作量,提

高工作效率^[5,15-17]。例如 Tomotherapy 治疗系统一共拥有3个金标准射束模型,在进行装机时其TPS根据加速器型号早已预设好相应射线束计算模型,因此现场调试时仅需通过调整系统硬件来匹配TPS束流模型即可,可避免因TPS建模而测量大量数据。相信这也是目前医用直线加速器技术的发展趋势。

本中心两台医科达加速器束流特性具有高度的匹配度,为两台加速器的质量保证和质量控制工作奠定了坚实的基础,但这对于实现相同计划在不同加速器上互换执行来说只是第一步。后续临床中将对两台加速器进行剂量标定并结合 Monaco TPS 验收工作分析两台加速器及 TPS 三者数据模型间匹配度,并最终利用剂量验证设备进行端到端的患者验证,以确保在临床上实现计划互换执行的预期目标^[18-19]。

【参考文献】

- [1] 于金明, 谢鹏. 肿瘤放射治疗研究新进展[J]. 中国肿瘤外科杂志, 2009, 1(4): 193-195.
YU J M, XIE P. The latest progression of tumor radiotherapy[J]. Chinese Journal of Surgical Oncology, 2009, 1(4): 193-195.
- [2] 欧阳伟炜, 卢冰, 唐劲天. 肿瘤放射治疗研究进展[J]. 科技导报, 2014, 32(26): 47-51.
OUYANG W W, LU B, TANG J T. Advances in radiation therapy of tumor[J]. Science & Technology Review, 2014, 32(26): 47-51.
- [3] 田源, 张红志. 肿瘤放射治疗技术进展[J]. 中华结直肠疾病电子杂志, 2016, 5(4): 287-291.
TIAN Y, ZHANG H Z. Advances of technology in radiation oncology[J]. Chinese Journal of Colorectal Diseases (Electronic Edition), 2016, 5(4): 287-291.
- [4] CHETTY I J, CURRAN B, CYGLER J E, 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.
- [5] SJOSTROM D, BJELKENGREN U, OTTOSSON W, et al. A beam-matching concept for medical linear accelerators[J]. Acta Oncol, 2009, 48(2): 192-200.
- [6] 卢小开, 张广武, 冯志宇, 等. 基于IAEA277号报告对Versa HD直线加速器的剂量校准[J]. 医疗装备, 2018, 31(11): 21-23.
LU X K, ZHANG G W, FENG Z Y, et al. Absorbed dose calibration for Versa HD linac based on IAEA277 report[J]. Chinese Journal of Medical Device, 2018, 31(11): 21-23.
- [7] 杨鑫, 孙文钊, 陈利, 等. 新型双能医用直线加速器非均整剂量学特性研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(2): 202-209.
YANG X, SUN W Z, CHEN L, et al. Dosimetric characterization of a novel dual-energy medical linear accelerator without a flattening filter[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(2): 202-209.
- [8] 刘建军, 许志勇, 陈东辉, 等. 新旧两台医用电子加速器的性能比较[J]. 中国辐射卫生, 2004, 13(3): 210-211.
LIU J J, XU Z Y, CHEN D H, et al. Comparison between a new China-made and a secondhand imported medical electron accelerator[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2004, 13(3): 210-211.
- [9] 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能性[J]. 中国医疗设备, 2014, 29(12): 122-124.
XU L M, LI C H, LI C J. Research on the feasibility of exchanging IMRT plans between two accelerators with different MLC leaf widths[J]. China Medical Devices, 2014, 29(12): 122-124.
- [10] 葛瑞刚, 徐寿平, 解传滨, 等. Elekta和Varian医用直线加速器束流特性的比较研究[J]. 中国医学装备, 2016, 13(7): 12-16.
GE R G, XU S P, XIE C B, et al. Comparison of the beam characteristics between Elekta and Varian medical linear accelerator[J]. China Medical Equipment, 2016, 13(7): 12-16.
- [11] SONG H, XIAO Y, GAVIN J M. Comparison of characteristics of photon and electron beams generated by Philips/Elekta and Varian linear accelerators[J]. Med Phys, 2002, 29(6): 960-966.
- [12] IEC60976-2007. Medical electrical equipment-medical electron accelerators-functional performance characteristics[S]. International Electrotechnical Commission Publication, 2007.
- [13] PHILLIPS M H, PARSAEI H, CHO P S. Dynamic and omni wedge implementation on an Elekta SL linac[J]. Med Phys, 2000, 27(7): 1623-1634.
- [14] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 233-241.
HU Y M. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 233-241.
- [15] HRBACEK J, DEPUYDT T, NULENS A, et al. Quantitative evaluation of a beam-matching procedure using one-dimensional gamma analysis[J]. Med Phys, 2007, 34(7): 2917-2927.
- [16] PAYNTER D, WESTON S J, COSGROVE V P, et al. Beam characteristics of energy-matched flattening filter free beams[J]. Med Phys, 2014, 41(5): 1-9.
- [17] SARKAR B, MANIKANDAN A, NANDY M, et al. A mathematical approach to beam matching[J]. Br J Radiol, 2013, 86(131): 20130238.
- [18] GAGNEUR J, EZZELL G. An improvement in IMRT QA results and beam matching in LINACs using statistical process control[J]. Med Phys, 2013, 40(6): 190-195.
- [19] ASHOKKUMAR S, GANESH K M, 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.

(编辑:谭斯允)