

国内首台迈胜PBS质子治疗系统的束流特性分析

吴韦清, 卢晓光, 郑仁超, 彭知义, 刘飞, 胡广原, 袁响林
华中科技大学同济医学院附属同济医院肿瘤科, 湖北 武汉 430030

【摘要】目的:介绍并讨论国内第一台迈胜S250i紧凑型笔形束扫描质子治疗系统的束流特性。**方法:**利用平行板电离室测量输出剂量;利用大半径布拉格峰电离室测量从最高能量227 MeV下降到28 MeV共19档能量下的积分深度剂量,以表征质子束特性;利用Phoenix平板探测器测量射束中心轴上空气束斑曲线,并测量多点束斑验证输出位置精度;测量自适应多叶光栅叶间泄漏和半影减少效果,以表征其性能。**结果:**该质子系统被校准为最高能量为227 MeV, (10×10) cm²均匀方野在水下5 cm深度处输出剂量为1 Gy。该系统能够将质子束射程调制到患者体表,原始布拉格峰在所有能量下具有恒定的80%-80%宽度8.6 mm。最高能量射束在空气中等中心处的束斑尺寸约为4 mm,束斑投射位置精度在1 mm以内。自适应多叶光栅对最高能量射束的叶间漏率小于1.5%,并能显著减小射野半影。**结论:**迈胜S250i质子治疗系统具有独特的设计和束流特性,在布拉格峰形状、束斑大小随能量的变化以及自适应光栅的半影锐化效应上均有体现,在TPS建模和计划设计时需要考虑这些差异,以执行精准质子治疗。

【关键词】笔形束扫描;质子治疗系统;束流特性

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)03-0282-07

Analysis of beam characteristics of the first Mevion pencil beam scanning proton therapy system in China

WU Weiqing, LU Xiaoguang, ZHENG Renchao, PENG Zhiyi, LIU Fei, HU Guangyuan, YUAN Xianglin

Department of Oncology, Tongji Hospital Affiliated to Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, China

Abstract: Objective To present and discuss beam characteristics of the first Mevion S250i gantry-mounted accelerator pencil beam scanning proton therapy system in China. **Methods** The output dose was measured using a parallel-plate ionization chamber. The integrated depth dose was measured with a large-radius Bragg peak ionization chamber, covering 19 energy levels ranging from 227 MeV to 28 MeV, to analyze the proton beam characteristics. The spots in the air were measured with Phoenix flat panel detector on the beam central axis, and the precision of the delivery position was verified by measuring the multi-spot beam map. The interleaf leakage and penumbra reduction of adaptive aperture were measured to characterize its performance. **Results** The proton system was calibrated for a maximum energy of 227 MeV, with a (10×10) cm² uniform field delivering 1 Gy dose at a depth of 5 cm underwater. The system effectively modulated the proton beam range to the patient's surface, maintaining a constant 80%-80% Bragg peak width of 8.6 mm at all energy levels. The spot size of the highest energy beam at the isocenter was about 4 mm in the air, and the spot delivery position error was less than 1 mm. The interleaf leakage rate of the adaptive aperture for the highest energy beam was below 1.5%, and the penumbra was significantly reduced. **Conclusion** Mevion S250i proton therapy system demonstrates unique design and beam characteristics, which is reflected in the Bragg peak shape, spot size variation with energy, and penumbra sharpening of adaptive aperture; and these differences should be considered in treatment planning system modeling and planning for precision treatment.

Keywords: pencil beam scanning; proton therapy system; beam characteristic

【收稿日期】2023-11-18

【基金项目】湖北省科技计划(2023BCB096)

【作者简介】吴韦清, 主管技师, 研究方向:放射物理学, E-mail: b15802766860@126.com

【通信作者】卢晓光, 副主任技师, 研究方向:放射物理学, E-mail: lux-iaoguang@tjh.tjmu.edu.cn

前言

放射治疗是当前治疗肿瘤的重要手段之一,由于质子束具有布拉格峰等独特的物理特性和优越的放射生物学特性,近年来质子放射治疗越来越受到青睐^[1-3]。根据国际粒子治疗合作组的统计,截至

2023年8月,全球已有106家质子治疗中心投入了运行,我国也有9家质子中心同时在建。虽然质子治疗有显著的临床应用价值,但质子治疗中心往往需要巨大的投入和运营成本^[4-5]。为降低质子治疗成本、减少占地空间和缩短建设周期,小型化紧凑型质子治疗系统已经迅速投入使用^[6-7]。

迈胜(Mevion Medical Systems, USA) S250i 笔形束扫描(Pencil Beam Scanning, PBS)质子治疗系统通过将超导同步回旋加速器直接安装在旋转机架上,消除了传统束流输运线的需要。加速到最高能量227 MeV的质子直接通过双向扫描磁铁进入治疗头,治疗头内有剂量监测电离室、能量选择器(Energy Selector, ES)和自适应光栅(Adaptive Aperture, AA)。这种紧凑型PBS系统具有与传统多间室治疗系统完全不同的设计,需要很好地表征其质子束特性以满足临床需求^[8-10]。作为国内首台S250i质子系统的使用机构,本中心承担了临床调试的任务,量化了系统的束流特性,并评估了AA的半影锐化效果。

1 材料与方法

1.1 质子治疗系统

Mevion S250i是一种单间PBS质子系统,具有同心双机架配置。在外机架上安装了一个紧凑型超导同步回旋加速器,出口处安装了一个单线圈扫描磁铁。内转盘上安装了治疗头,其中包含所有的束流处理和监测系统。在束流输送过程中,内外机架的同步旋转精度在0.1°以内,使得从加速器和扫描磁铁出来的质子笔形束与治疗头的中心轴对齐。治疗机架的最大旋转为-5°~185°,结合一个可以270°旋转的六维床,通过床旋转支持几乎所有的治疗角度。使用一对正交2D-kV X线成像仪,以及一个室内移动诊断级CT实现图像引导,支持自适应放疗。

1.2 超导同步回旋加速器

超导同步回旋加速器由一个直径为66 cm的核心加速腔和一个包围它的超导磁铁组成,超导磁铁在4.2 K的温度下工作,支持2 000 A的工作电流,维持最大场强为10 T。回旋加速器的重量约为15吨,被安装在一个190°旋转的机架上,机架横向尺寸和垂直运动范围均为12 m。加速到227 MeV的质子束经过扫描磁铁直接进入治疗头,免除了传统束流输运线。

1.3 HYPERSCAN 治疗头

图1显示了S250i质子系统治疗头的结构。扫描磁铁位于加速器束流出口的下游,沿着束流方向的物理轴长为50 cm。X和Y线圈以嵌套层的方式绕制,使得磁铁紧凑,且X和Y平面的焦点都在离等中

心约185 cm处。磁铁的下游孔径直径为8 cm,在等中心平面投影最大尺寸为(20×20) cm²,扫描精度小于0.1 cm。系统通过控制磁铁的扫描速度和脉冲调节输出剂量率,该系统可以在9 s内将1 Gy的均匀剂量输送到一个(10×10) cm²、束斑间距为0.5 cm的扫描层。

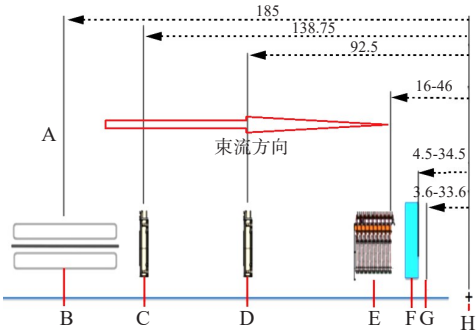


图1 HYPERSCAN 扫描治疗头组件

Figure 1 HYPERSCAN scanning treatment head components

A、B:扫描磁铁;C、D:监测电离室;E:ES;F:AA;G:出射窗;
H:等中心位置;单位:cm

治疗喷嘴内有一对监测电离室、ES和AA,完全收缩和延伸时分别为喷嘴表面到等中心33.6和3.6 cm的位置。加速到227 MeV的质子首先由扫描磁铁偏转到指定的坐标,由电离室监测绝对剂量和束斑位置精度,后经ES调制为所需能量,由AA准直并锐化半影边缘,最后对患者实施治疗。

ES由18块Lexan聚碳酸酯塑料板组成,板厚度为2.1~67.2 mm水等效厚度(Water Equivalent Thickness, WET),可根据治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)或加速器系统指令将初始能量227 MeV的质子束调制生成158个离散的能量组合,在水中射程(远端D₉₀位置)为0.0~32.2 cm,调制精度为0.21 cm。每块板由独立的电机驱动,束流换能时间为50 ms。图1中E、F显示了ES和AA的位置。较厚的板位于等中心附近,较薄的板在束流更上游,以最小化散射质子束的传输距离和束斑尺寸。能量的切换序列经过优化,以最小化照射时间,一般不遵循典型的射程由深到浅顺序。

AA本质上是一个迷你多叶准直器,由7对镍制叶片组成,中央5对宽度为0.5 cm,外部两对宽度分别为2 cm,束流方向上叶片的厚度为10 cm。在临床模式下,两对外部叶片可以完全关闭以修剪束斑,而中央叶片对可以端对端关闭到0.05 cm最小间隙。叶片间采用凹凸槽设计,槽宽为0.2 cm,以减少叶间泄漏。叶片安装在一个可以在X和Y方向上移动的托

架上,单个叶片可最大延伸2.5 cm。为了覆盖20 cm²的最大射野,叶片首先由托架运送到所需的位置,然后从它们的原始位置延伸出来修剪质子束斑。

1.4 测量方法

使用最高能量为227 MeV的束流,扫描一个(10×10) cm²的方野,束斑间距为0.25 cm,共1 681个束斑,每个束斑输出1 MU,监测电离室中注册电荷量为15.6 pC/MU。质子系统经校准,在水下5 cm深度处输出剂量为1 Gy。使用经校准的IBA(Ion Beam Applications SA, Belgium) PPC05 电离室和 IBA DOSE-X 剂量仪在挂装于机头的标准模体中测量不同机架角度下的绝对输出剂量,并在90°机架角度下设置每个束斑输出机器跳数为0.27~20 MU,测试系统输出剂量的线性。

基于该质子治疗系统的射线换能模式,在IBA Blue Phantom 2 三维水箱中用IBA Stingray 布拉格峰电离室测量从29~227 MeV内19个射束的积分深度剂量(Integrate Depth Dose, IDD)曲线,以测量不同能量射束在水中的布拉格峰,并验证每一块Lexan降能板的作用。

将治疗头喷嘴完全伸出,在0°机架角下,使用IBA Phoenix 平板探测器测量空气中等中心处能量为28、64、110、146、176、202和227 MeV的单能束斑截面。除了确定不同能量和沿中轴线不同位置的束斑大小外,还使用Phoenix在0°、45°、90°、135°和180°的机架角度下,测量227 MeV射束在同一剂量图谱内的25个束斑,以验证不同机架角度下的束斑位置精度。

AA的设计目的是修剪治疗区域边缘的质子束斑,以实现更锐利的半影。通过叶片间泄漏、半影锐化效果和叶片位置精度等指标评价AA的性能。使用Phoenix在空气中测量一个227 MeV能量的10点束斑图,评估叶间泄漏和叶片的位置。为了评估AA对不同射野大小和空气间隙的半影锐化效果,在质子治疗系统的物理模式下编辑(3×3)、(10×10)和(15×15) cm²方野,束斑在射野范围内以0.25 cm等间距分布,每个束斑固定输出0.2 MU;在有和没有AA时,分别在5和10 cm空气间隙(Air Gap, AG)处用Phoenix测量28、110、227 MeV 3档能量射野的横向截面剂量分布,分析方野的半影(90%~10%剂量范围)。为了评估AA叶片位置精度,在加速器系统物理模式中创建几种AA射野,范围包括(0.5×20)、(1×20)、(5×20)、(10×20)和(20×20) cm²。分别在机架角0°和90°时执行上述射野,并用Phoenix探测仪进行测量。以测量的50%等剂量线确定射野范围并建立每个射野的参考基准。每隔7 d对各个射野进行一次测量,并与基准值进行比对。

2 结果

2.1 绝对剂量

表1结果显示,在0°、45°、90°、135°和180°机架角时(机器跳数1 MU)输出剂量分别为1.006、1.005、1.007、1.005和1.012 Gy,平均输出剂量为1.007 Gy,标准差小于0.5%。在90°机架下,结果显示输出剂量与MU线性误差小于0.5%。

表1 输出剂量测量结果(Gy)
Table 1 Output dose measurement (Gy)

机架角	机器跳数/MU						
	0.27	0.50	0.75	1.00	5.00	10.00	20.00
0°	-	-	-	1.006	-	-	-
45°	-	-	-	1.005	-	-	-
90°	0.269	0.501	0.752	1.007	5.011	10.028	20.074
135°	-	-	-	1.005	-	-	-
180°	-	-	-	1.012	-	-	-

2.2 原始布拉格峰

图2显示了单能射束IDD按最大剂量归一后的测量结果,由于测量使用的IBA Stealth参考电离室、布拉格峰电离室及摆位水面的总WET约为13 mm,所以除了28 MeV射束能量过低无法测量到布拉格峰,所有测量的IDD都呈现出相似的形状,80%-80%峰宽均为8.6 mm,80%-20%远端剂量峰宽下降为4.7 mm。

此外,笔者使用PPC05 电离室测量了IDD尾部的剂量,它们均不及峰值剂量的0.1%。这种低剂量尾可能来自于高能射线污染,也可能来自于水中活化产物,在TPS中无需建模,没有临床意义。

2.3 束斑尺寸与位置精度

最高227 MeV的未调制束斑sigma在X和Y方向上具有较小的不对称性,分别约为4.0和4.3 mm。当经ES调制到较低能量时,多重库仑散射的影响导致束斑形状随着能量的降低而逐渐变得更加对称。图3显示了等中心平面上X和Y方向的实测束斑轮廓。可以看出,除了最高的227 MeV能量外,X和Y方向上的束斑轮廓分布几乎是相同的。随后,将喷嘴完全收回,测量沿Z方向不同高度处束斑大小。结果显示,对于每一档能量,束斑大小均随与喷嘴的距离线性增加;射线能量越低,束斑大小随距离增加越快。

如图4所示,将实测束斑中心位置与计划位置进行比较,结果显示了所有机架角度下的束斑位置误差在1 mm以内。由于系统降能的方法是在射束路

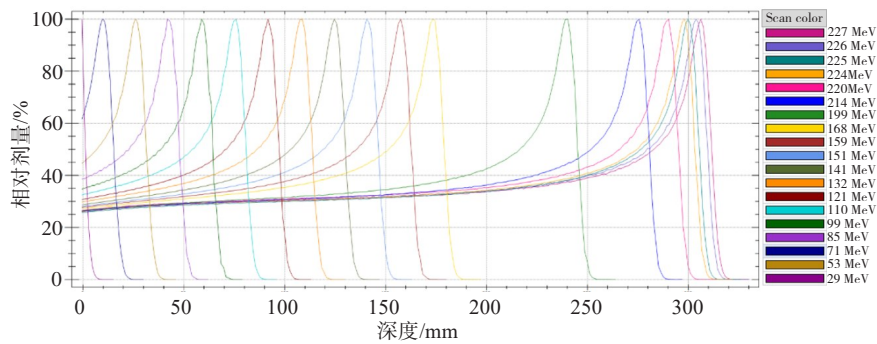


图2 19个单能射束积分深度剂量测量结果
Figure 2 Integrated depth dose measured at 19 energy levels

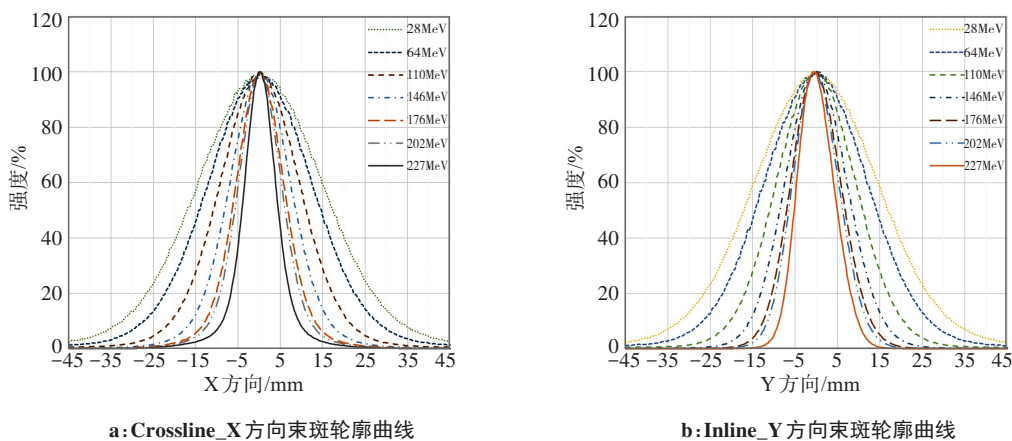


图3 测量空气中选定能量射线的束斑
Figure 3 Measured spot profiles for selected energy levels in air

径中插入不同厚度的Lexan降能板,因此在最高能量下束斑位置精度也能保证和其他能量下的位置精度一样。

10点剂量分布。测量结果表明,2个外部叶片间泄漏剂量为1.13%,而5个内叶片间泄漏剂量为0.16%。

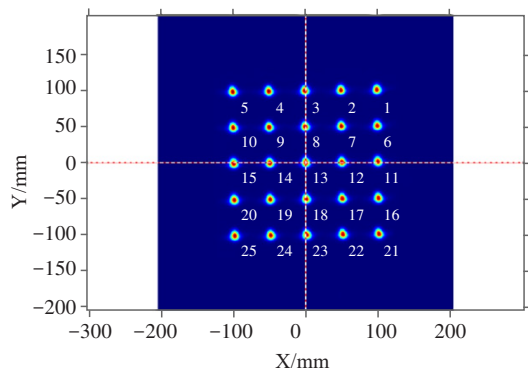


图4 束斑位置精度测量
Figure 4 Spot position accuracy measurement

2.4 AA性能测试

图5中,左图为未加AA时的10点剂量分布,中间图为叠加在AA上的10点剂量图,右图为AA关闭后的

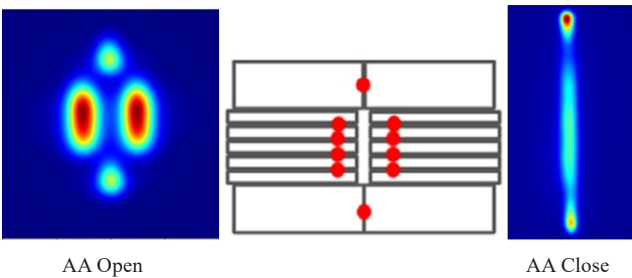


图5 测量自适应光栅漏射的10点束斑图
Figure 5 Ten-spot map used to measure the interleaf leakage

半影测量结果如表2所示。对于227 MeV能量射野,AA最多将半影减小了6.6 mm;而对于28 MeV能量射野,AA则将半影减小了21.2 mm。相同条件下AG越小,锐化效果越好。另外,相同条件下X方向半影锐化效果优于Y方向,该结果取决于AA叶片的排布方式。总之,半影锐化的程度取决于射线能量和空气间隙,也跟射野方向相关。

对 AA 叶片位置进行 7 次测量后结果如表 3 所示,平均叶片位置偏差为 0.36 mm,其中最大单个叶片偏差为 0.62 mm,符合叶片位置精度 1 mm 的容差。

表 2 给定能量方野在不同空气间隙下半影的比较
Table 2 Penumbra comparison for selected energy levels at two different air gaps

能量/MeV	空气间隙/cm	射野/cm ²	X 轴半影 nAA /mm	X 轴半影 AA /mm	X 轴半影减小 /mm	Y 轴半影 nAA/mm	Y 轴半影 AA/mm	Y 轴半影减小/mm
227	5	3×3	11.5	5.2	6.3	11.6	5.0	6.6
		10×10	12.3	5.9	6.4	11.4	6.1	5.3
		15×15	11.7	7.5	5.2	11.5	7.8	3.7
	10	3×3	11.7	5.3	6.4	11.6	5.4	6.2
		10×10	12.4	7.4	5.0	11.1	6.9	4.2
		15×15	11.9	8.5	3.4	11.4	8.6	2.8
110	5	3×3	23.8	11.4	12.4	23.0	11.0	12.0
		10×10	30.5	17.0	13.5	28.8	16.3	12.5
		15×15	32.3	20.0	12.3	30.8	18.9	11.9
	10	3×3	25.7	13.6	12.1	25.0	14.1	10.9
		10×10	33.1	22.2	10.9	32.1	21.8	10.3
		15×15	36.3	25.2	11.1	33.6	24.5	9.1
28	5	3×3	32.6	11.4	21.2	31.7	15.4	16.3
		10×10	44.9	25.6	19.3	44.1	28.0	16.1
		15×15	47.2	28.6	18.6	46.2	32.4	13.8
	10	3×3	36.5	15.5	21.0	36.0	20.7	15.3
		10×10	50.2	32.8	17.4	49.8	35.1	14.7
		15×15	53.8	37.5	16.3	52.6	40.4	12.2

nAA 与 AA 分别表示未使用及使用了自适应光栅的测量条件

3 讨 论

迈胜 S250i PBS 质子治疗系统的输出稳定性好,其加速器中的高磁场强度是由浸入和悬浮在液氮中的超导线圈提供的。在旋转过程中,由于重力效应,线圈的位置可能会产生偏移。调试时通过使用霍尔探头来测量小的磁场变化,对超导线圈位置进行校正,控制偏移在 1 mm 以内,以保持稳定的剂量输出和束斑位置^[11]。该质子系统的同步回旋加速器安装在没有束流传输线的治疗台架上,ES 和 AA 的设计产生了独特的束流特性。如图 2 所示,所有能量的 IDD 测量曲线的 80%-80% 宽度恒定为 8.6 mm,80%-20% 宽度的远端衰减为 4.7 mm。大多数质子系统利用位于回旋加速器下游的降能器进行能量调制。通过降能后,能量选择系统去除非指定能量,降低能量扩散比($\Delta E/E$)。随后,质子束通过对四极体重新聚焦,并向束流线下游输送。随着能量的降低,残余射程和

射程散变变小,初始能量扩散和射程散变的综合作用导致布拉格峰变窄。该质子系统不采用这种能量调制机制,因此,能量扩散比将随着能量的降低而增加,布拉格峰宽度基本不变。而在其他质子治疗系统中,布拉格峰宽会随能量降低逐渐变窄。这是因为无论治疗头输出多大能量,束流路径中的 WET 总量保持不变。当选择最高能量 227 MeV 时,所有 Lexan 板缩回,质子束在物质中的水当量射程为 32.2 cm。当选择较低的能量(例如 119 MeV)时,插入束流路径中的 Lexan 板的总 WET 为 21.7 cm,导致水中测量的剩余射程为 10.5 cm。然而,束流穿过的总 WET 仍为 32.2 cm。因此,布拉格峰对所有指定的质子能量都保持形态不变,只发生位置变化。一方面,这种束流特性可能导致靶区远端和近端衰减更接近,需要在治疗计划设计中考虑临近 OAR 剂量分布。另一方面,这种特性也可能有助于减少由运动或解剖变化导致的剂量不确定性。

表3 AA叶片位置偏差(mm)
Table 3 Position errors of AA leaves (mm)

叶片对序号		第 <i>n</i> 次测量位置偏差						
		1	2	3	4	5	6	7
1	左	0.49	0.46	0.52	0.42	0.26	0.40	0.44
	右	0.40	0.16	0.27	0.37	0.41	0.60	0.25
2	左	0.59	0.13	0.10	0.16	0.59	0.45	0.30
	右	0.60	0.12	0.38	0.34	0.35	0.45	0.28
3	左	0.24	0.37	0.49	0.37	0.58	0.46	0.41
	右	0.41	0.40	0.24	0.28	0.55	0.35	0.38
4	左	0.56	0.40	0.38	0.14	0.40	0.31	0.48
	右	0.35	0.57	0.34	0.20	0.24	0.16	0.30
5	左	0.22	0.03	0.46	0.22	0.21	0.62	0.29
	右	0.62	0.45	0.37	0.30	0.29	0.37	0.22
6	左	0.56	0.33	0.51	0.25	0.60	0.21	0.40
	右	0.37	0.14	0.52	0.23	0.47	0.33	0.52
7	左	0.26	0.14	0.24	0.41	0.33	0.24	0.43
	右	0.44	0.41	0.45	0.13	0.46	0.34	0.38
平均偏差		0.36						

该质子系统与其他基于回旋加速器的质子系统之间的区别在于,用喷嘴中的ES替换了喷嘴上游的能量选择系统。在其他系统中,射束通过能量选择系统后,剩余的质子束需要使用成对的磁性四极杆重新聚焦,并在束流线中进一步向下游传输。因此,随着能量降低,剩余射程、射程散乱和束流强度均变小;初始能量扩散和射程散乱的综合影响导致布拉格峰变窄,同时束流损耗很高。该质子系统的束流在通过能量选择器后能谱保持不变,所以束流损失很低甚至可以忽略不计^[12-13]。

该PBS系统的Lexan降能板会导致质子束的横向散射,导致束斑变大。射线能量越低,射束经过的降能板厚度越大,库伦散射越多,束斑尺寸增加速度越快;而不同能量束斑输出位置精度基本只取决于最高能量射束从偏转磁铁出射的精度,与磁体场强稳定性和出射质子束流能量稳定性相关。28 MeV质子束的发散角约为52.7 mrad,而227 MeV质子束的发散角为2.4 mrad^[14]。散射效应还导致有效源皮距(Source Skin Distance, SSD)逐渐缩短,这种较短的有效SSD对IDD剂量学特性有重大影响。在更短的有效SSD下,由于更大的平方反比效应,质子注量减少得更快,并且束斑尺寸增加得更快。在治疗计划中,最小化AG在维持较小的半影方面起着重要作用,对于危及器官靠近目标的头颈部肿瘤治疗中尤为重

要^[15]。在实践中,由于受机架角度、治疗床角度和患者固定装置的空间限制,可能无法最小化AG。理论上,小束斑可以渲染出更精细的剂量图,但小束斑在照射过程中更容易受到靶区运动的影响;束斑运动和靶区运动之间的综合作用会导致较大的输送剂量不确定性。一般来说,较大的束斑尺寸更有利于治疗计划的鲁棒性,但需要进行更进一步的研究^[16-17]。

AA的使用是为了提供更锐利的半影,通常射束能量越低,AG越小,射野范围越小,AA的半影锐化效果越明显。然而AA叶片的设计并不能覆盖所有尺寸的靶区轮廓;相反,为了修剪射野外围的束斑,位于AA托架另一侧的相对叶片会跟随修剪束斑的叶片运动,对于较大尺寸的束斑,AA可能会阻挡单个束斑的横向低剂量尾部。TPS需要为每个输出束斑配置的所有叶片建模,以进行准确的剂量计算。如果在治疗计划系统中未考虑这一点将导致具有大量低能量束斑的计划出现低剂量错误^[18-20]。

4 结 论

迈胜S250i质子治疗系统具有独特的设计和束流特性,在布拉格峰形状、束斑大小随能量的变化以及AA的半影锐化效应上均有体现,在TPS建模和计划设计时需要考虑这些差异,以执行精准质子治疗。

致谢:感谢美国迈胜医疗系统公司产品管理副总裁熊英及物理师乐文友提供技术支持。

【参考文献】

[1] Mohan R. Principles of proton beam therapy[M]//Frank SJ, Zhu XR. Proton Therapy. Philadelphia: Elsevier, 2021: 14-24.e3.
[2] 崔相利, 张建光, 卢晓明, 等. 质子治疗技术的发展及其挑战[J]. 中国医学物理学杂志, 2022, 39(4): 404-408.
Cui XL, Zhang JG, Lu XM, et al. Development and challenges of proton therapy[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(4): 404-408.
[3] 夏文龙, 胡伟刚, 戴建荣, 等. 粒子治疗技术的进展[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(8): 951-955.
Xia WL, Hu WG, Dai JR, et al. Progress in charged particle therapy[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(8): 951-955.
[4] Maughan R. TU-G-BRCD-01: will the high cost of proton therapy facilities limit the availability of proton therapy treatment?[J]. Med Phys, 2012, 39(6 Part 24): 3918.
[5] Schippers JM, Lomax A, Garonna A, et al. Can technological improvements reduce the cost of proton radiation therapy?[J]. Semin Radiat Oncol, 2018, 28(2): 150-159.
[6] Mohan R, Grosshans D. Proton therapy-present and future[J]. Adv Drug Deliv Rev, 2017, 109: 26-44.
[7] Grewal HS, Ahmad S, Jin H. Characterization of penumbra sharpening and scattering by adaptive aperture for a compact pencil beam scanning proton therapy system[J]. Med Phys, 2021, 48(4): 1508-1519.
[8] Cai B, Zhao T, Baker KW, et al. Eliminate the scattering component in smearing margin with modern treatment planning system in proton therapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2014, 90(S1): S926-S927.
[9] Schnell E, Ferreira C, Ahmad S, et al. SU-F-T-219: verification of the accuracy of a relative stopping power (RSP) to hounsfield unit (HU) calibration curve produced for proton treatment planning using EBT3-

- gafchromic film dosimetry[J]. Med Phys, 2016, 43(6 Part 16): 3512.
- [10] Ferguson S, Ahmad S, Chen Y, et al. SU-F-T-143: implementation of a correction-based output model for a compact passively scattered proton therapy system[J]. Med Phys, 2016, 43(6 Part 14): 3494-3495.
- [11] Prusator MT, Ahmad S, Chen Y. Shielding verification and neutron dose evaluation of the Mevion S250 proton therapy unit[J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(2): 305-310.
- [12] Pidikiti R, Patel BC, Maynard MR, et al. Commissioning of the world's first compact pencil-beam scanning proton therapy system[J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(1): 94-105.
- [13] Saini J, Cao N, Bowen SR, et al. Clinical commissioning of a pencil beam scanning treatment planning system for proton therapy[J]. Int J Part Ther, 2016, 3(1): 51-60.
- [14] Baradaran-Ghahfarokhi M, Reynoso F, Darafsheh A, et al. A Monte Carlo based analytic model of the in-room neutron ambient dose equivalent for a Mevion gantry-mounted passively scattered proton system[J]. J Radiol Prot, 2020, 40(4): 980-996.
- [15] Kern A, Bäumer C, Kröninger K, et al. Impact of air gap, range shifter, and delivery technique on skin dose in proton therapy[J]. Med Phys, 2021, 48(2): 831-840.
- [16] Zeng C, Plastaras JP, Tochner ZA, et al. Proton pencil beam scanning for mediastinal lymphoma: the impact of interplay between target motion and beam scanning[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(7): 3013-3029.
- [17] Kang ML, Huang S, Solberg TD, et al. A study of the beam-specific interplay effect in proton pencil beam scanning delivery in lung cancer[J]. Acta Oncol, 2017, 56(4): 531-540.
- [18] Kang M, Chen H, Cessac R, et al. Commissioning of a unique penumbra sharpening adaptive aperture for the first HYPERSCAN system[J]. Med Phys, 2018, 45(6): e431.
- [19] Jin H, Chen Y, Kendall E, et al. Penumbra sharpening by adaptive aperture for mevion hyperscan pencil-beam scanning proton therapy system[J]. Med Phys, 2019, 46(6): e98.
- [20] Chiang BH, Bunker A, Jin H, et al. Developing a Monte Carlo model for MEVION S250i with HYPERSCAN and Adaptive Aperture™ pencil beam scanning proton therapy system[J]. J Radiother Pract, 2021, 20(3): 279-286.

(编辑:薛泽玲)