

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.06.001

医学放射物理

## 边缘场存在时磁共振图像引导质子治疗中束流轨迹校正与剂量分布

李国栋<sup>1</sup>, 王明<sup>1</sup>, 薛景硕<sup>2</sup>, 董浪<sup>1</sup>, 孙甜甜<sup>1</sup>, 代伟<sup>1</sup>, 张磊<sup>1</sup>

1. 成都理工大学核技术与自动化工程学院, 四川 成都 610059; 2. 浙江省肿瘤医院放射物理科/中国科学院杭州医学研究所, 浙江 杭州 310022

**【摘要】目的:**研究磁共振图像引导质子治疗中边缘场存在时束流轨迹的校正和校正前后机体中剂量变化。**方法:**使用开源的治疗计划软件matRad对脑肿瘤、肝脏肿瘤、前列腺癌病例进行计划设计,并在蒙特卡罗模拟工具包TOPAS中进行模拟研究,计算质子剂量分布。建立一种适用于三维磁场的质子束轨迹校正模型,并基于此开发一个束流轨迹校正算法。分析边缘场存在时,质子布拉格峰的偏转情况。对边缘场存在时的3种肿瘤治疗计划模拟并进行剂量校正,使用 $\gamma$ 分析法评估校正效果,定量分析校正后靶区和危及器官中的剂量变化情况。**结果:**磁场的扰动会使质子束轨迹发生横向偏转,而边缘场的存在会显著地增加这一影响,且随束流能量的增加而增加。边缘场存在时,对脑肿瘤、肝脏肿瘤和前列腺癌治疗计划进行校正,在3%/3 mm标准下靶区 $\gamma$ 通过率分别为94.844%、92.054%、97.863%,校正后体内的总剂量分别增加2.8%、2.5%和1.5%,增加的剂量主要由入射质子贡献。**结论:**在磁共振图像引导质子治疗中,应该考虑边缘场带来的影响。校正后入射质子束能量的增加会导致体内总剂量的增加,由于束流轨迹仍然存在曲率,在不同危及器官中剂量的变化不同。

**【关键词】**质子治疗;磁共振图像引导;边缘场;束流轨迹校正

**【中图分类号】**R318;R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2024)06-0661-06

## Beam trajectory correction and dose distribution in the presence of fringe fields in magnetic resonance imaging-guided proton therapy

LI Guodong<sup>1</sup>, WANG Ming<sup>1</sup>, XUE Jingshuo<sup>2</sup>, DONG Lang<sup>1</sup>, SUN Tiantian<sup>1</sup>, DAI Wei<sup>1</sup>, ZHANG Lei<sup>1</sup>

1. College of Nuclear Technology and Automation Engineering, Chengdu University of Technology, Chengdu 610059, China; 2. Department of Radiation Physics, Zhejiang Cancer Hospital/Hangzhou Institute of Medicine, Chinese Academy of Sciences, Hangzhou 310022, China

**Abstract: Objective** To explore the correction of beam trajectories in the presence of fringe fields in magnetic resonance imaging-guided proton therapy and dose changes in the body before and after correction. **Methods** The open-source treatment planning software matRad was used to design plans for brain tumor, liver tumor, and prostate cancer cases, and simulation studies were conducted in the Monte Carlo simulation toolkit TOPAS to calculate proton dose distribution. A proton beam trajectory correction model suitable for three-dimensional magnetic fields was established, and a beam trajectory correction algorithm was developed. The deflection of the proton Bragg peak in the presence of fringe fields was analyzed. Furthermore, 3 treatment plans were simulated and dose correction was carried out when the fringe field existed. Gamma analysis method is used to evaluate the correction effect; and the dose changes in the target area and organs-at-risk after correction were quantitatively analyzed. **Results** The perturbation of the magnetic field would cause lateral deflection of the proton beam trajectory, and the presence of fringe fields would significantly increase this effect, which increased with the increasing of beam energy. When the fringe field existed, the treatment plans for brain tumor, liver tumor, and prostate cancer were corrected. Under the 3%/3 mm criterion, the gamma passing rates for target area were 94.844%, 92.054%, and 97.863%, respectively, and after correction, the total dose in the body was increased by 2.8%, 2.5%, and 1.5%, respectively. The increased dose was mainly contributed by incident protons. **Conclusion** In magnetic resonance imaging-guided proton therapy, the effects of fringe fields should be considered. The increase in incident proton beam energy after correction will lead to an increase in the total dose in the body. Since the beam trajectory still has curvature, the dose changes differently in different organs-at-risk.

**Keywords:** proton therapy; magnetic resonance imaging-guided; fringe field; beam trajectory correction

**【收稿日期】**2024-01-19

**【基金项目】**国家自然科学基金(12105030);四川省教育厅科研基金(2022NSFSC1185)

**【作者简介】**李国栋,硕士研究生,研究方向:医学物理,E-mail: liguodong1@163.com

**【通信作者】**王明,副教授,硕士生导师,研究方向:医学物理,E-mail: wangming1@cdut.edu.cn

## 前言

质子治疗因其具有布拉格峰的物理剂量优势和相对生物效应更高的生物学优势,逐渐成为肿瘤放射治疗的发展趋势<sup>[1]</sup>。根据国际粒子治疗协作组(PTCOG)的统计,截至2023年7月,全球正在运营的质子治疗中心已经达到104个,同时还有35个质子治疗中心正在建设中。与常规放射治疗相比,质子治疗的成功依赖于它能够更好地保护危及器官,同时提供高适形度靶区剂量分布<sup>[2]</sup>。图像引导放射治疗的目的是对肿瘤及正常器官进行监控,并根据器官位置的变化调整治疗位置、治疗条件,使照射野紧紧“追随”靶区,从而提高剂量配送精度。质子治疗对器官运动和解剖结构的变化更为敏感,因此高精度的图像引导技术对质子束流运输的精确性更为重要<sup>[3]</sup>。目前磁共振图像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)引导技术已成功应用于常规放射治疗中<sup>[4-5]</sup>。实时的MRI与质子治疗结合,可以将MRI优良的软组织对比度与质子治疗更低的正常组织剂量相结合,同时监测解剖结构的变化及其剂量分布的影响<sup>[6-7]</sup>。因此,MRI引导质子治疗被认为是解决质子射程不确定性和提高质子治疗精度的理想方案之一,也是目前国际上质子治疗领域研究的一个前沿课题。

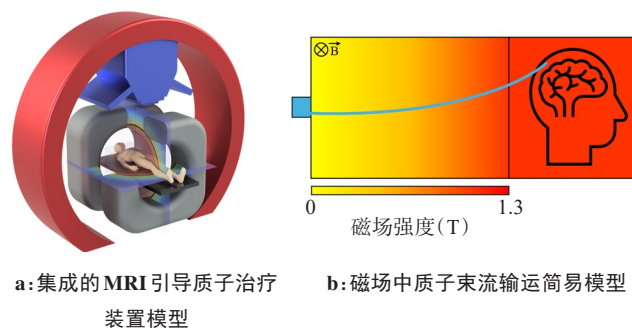
目前,MRI引导质子治疗仍然存在许多需要解决的问题<sup>[8-11]</sup>。质子束方向与磁场方向不一致时,会受到磁场中洛伦兹力的作用,导致质子束的运输轨迹受到影响。对于垂直磁场的存在,会导致质子束发生可预测的横向偏转和布拉格峰深度的收缩<sup>[12-13]</sup>。磁场对质子束剂量分布的扰动会对实际治疗效果产生较大的影响。束流轨迹偏转行为不仅与磁场分布特性有关,还与质子束的发射角度、能量分布以及组织密度等因素有关<sup>[14]</sup>。因此,解决多种参数耦合时磁场作用下束流轨迹偏转和剂量再分配机制是实现MRI引导质子治疗的一个关键。

本研究通过分析完整磁场(考虑边缘场)中质子束的剂量分布,建立一种适用于三维磁场中质子束轨迹偏转模型,在此模型的基础上开发一个束流轨迹校正算法,同时使用蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)方法计算质子剂量分布,并对校正算法的准确性进行评估,对校正后危及器官中不同粒子的剂量变化进行定量分析。

## 1 材料与方法

在众多的辐射剂量算法中,MC方法由于能够实现对每个粒子行为的追踪,被认为是剂量计算的“黄金标准”,在核工程、医学物理等领域辐射剂量计算中占据着非常重要的位置<sup>[15]</sup>。也有研究表明,MC方法可能会减少质子射程的不确定性<sup>[16]</sup>。在本研究中使用德国癌

症研究中心(Deutsches Krebsforschungszentrum, DKFZ)开发的开源治疗计划系统matRad进行治疗计划的设计<sup>[17-19]</sup>。matRad除了源代码本身外,还包括匿名的开源患者数据、物理和生物基础数据,以及导入DICOM数据、计算和优化剂量以及可视化图形用户界面的核心功能。通过接口与MC模拟软件TOPAS(3.6.p1)连接。TOPAS是基于Geant4平台开发,可以更容易地使用各种形式的放射治疗的MC模拟软件<sup>[20]</sup>。参考图1a集成的MRI引导质子治疗装置建立简易的质子束流运输模型(图1b),其中蓝色部件为束流源所在位置;中间矩形为非均匀磁场;红色矩形表示模体所在位置,均匀磁场覆盖整个模体。MRI系统由一个装有非均匀磁场的空气盒表示,非均匀磁场数据来自于Wang等<sup>[21]</sup>研究,并在模体上添加与非均匀磁场方向相同的1.3T均匀磁场。质子束入射方向与磁场方向垂直,分别模拟不同肿瘤在完整磁场(考虑边缘场)中的剂量分布,并对3种治疗计划进行剂量校正,使用3%/3 mm  $\gamma$  分析法,并以90%通过率作为校正效果的评估标准<sup>[22-23]</sup>,重点关注靶区剂量的相关性。



a: 集成的MRI引导质子治疗装置模型 b: 磁场中质子束流运输简易模型

图1 MRI引导质子治疗几何示意图

Figure 1 Schematic diagram of magnetic resonance imaging-guided proton therapy

### 1.1 治疗计划设计

本研究针对脑肿瘤、肝脏肿瘤和前列腺癌3种病例在matRad中制定不同的治疗计划,其中脑肿瘤使用0°射野,肝脏肿瘤和前列腺癌使用270°射野。处方剂量均被设置为2 Gy,照射分次为30次。模拟所使用的数据库中质子能量为31.7~236.1 MeV。用于剂量计算的网格大小与CT层面厚度有关,在本研究中均使用(3×3×3) mm<sup>3</sup>。单次模拟使用的粒子数为10<sup>6</sup>个,进行5次模拟并求平均值。通过接口将设计完成的治疗计划导出为TOPAS的可执行文件,在文件中添加非均匀磁场和均匀磁场,并适当调整束流源的位置,以避免几何结构重叠。束流源参数、组织密度以及物理过程等均为文件中的默认参数。

## 1.2 质子束流轨迹校正算法

图2展示了简化的三维磁场中质子束轨迹偏转模型。根据质子束在磁场中偏转特点,可将该过程分成两个阶段:(1)质子束在非均匀磁场中传输,但未进入机体中(此时磁场变化,但是束流能量可假定不变);(2)质子束在机体中传输(此时磁场不变,但是束流能量改变)。在第1阶段中,不考虑质子能量的损失,将非均匀磁场离散化为恒定长度的均匀磁场,从而实现恒定的偏转半径,质子束在每一段均匀磁场中的偏转半径可由式(1)计算:

$$r(i) = \frac{\sqrt{2m_0E(1 + \frac{E}{2m_0c^2})}}{qB(i)} \quad (1)$$

式中, $E$ 为入射能量, $m_0$ 为质子质量, $q$ 为质子电荷量, $c$ 为光速, $B$ 为磁场强度,进而可以求出束流通过整个非均匀磁场时的位置与角度偏量。此时束流进入介质时的位置与方向均已发生变化。

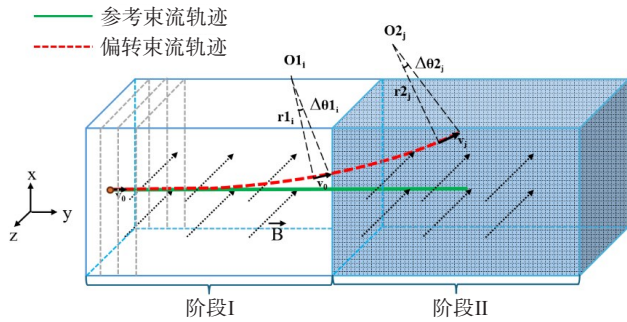


图2 三维磁场中质子束轨迹偏转模型

Figure 2 Deflection model of proton beam trajectory in three-dimensional magnetic field

第2阶段为质子束在机体中的运输过程,质子束的能量衰减通过连续减速近似模型进行建模,并将非均匀介质离散化为恒定长度的均匀介质。通过整个非均匀介质的路程可由式(2)循环迭代求出:

$$R = \alpha_{\text{介质}} E_0^p$$

$$E(i) = \frac{1}{\alpha^{\frac{1}{p}}} (R - s(i))^{\frac{1}{p}} \quad (2)$$

式中, $p$ 为拟合参数, $p \approx 1.77$ , $E_0$ 为入射能量, $E(i)$ 为通过非均匀介质距离为 $s$ 后的能量大小, $\alpha$ 为材料相关参数,

水中 $\alpha = 2.2 \times 10^{-3}$ ,对于非均匀介质近似有 $\alpha = \alpha_{\text{水}} \frac{\rho_{\text{水}}}{\rho_{\text{介质}}}$ , $\rho_{\text{水}}$

和 $\rho_{\text{介质}}$ 分别表示水的密度与每段介质的密度。不同介质的密度通过读取每个体素网格获得。因此,经过磁场偏转后的质子轨迹被完全重建,进而可以获得总的横向偏转值与纵向收缩值。

质子束在磁场中受到洛伦兹力的作用发生偏转,会同时产生纵向的收缩和横向的偏移。因此给出两个校正参数 $\Delta E_0$ 、 $\Delta \theta$ ,能量校正 $\Delta E_0$ 补偿了布拉格峰的纵向收缩( $\Delta y$ );角度校正 $\Delta \theta$ 补偿了布拉格峰的横向偏转( $\Delta x$ )。给出 $\Delta E_0$ 的校正区间 $[a, b]$ 、 $\Delta \theta$ 的校正区间 $[c, d]$ ,取校正能量步长和校正角度步长分别为0.01 MeV和0.01°,循环地将每一对校正参数代入到使用MATLAB编写的校正算法中,得到每组能量目标布拉格峰位置与校正后布拉格峰位置的最小距离DTA和取得最小距离时的校正能量和校正角度,DTA公式如下所示:

$$\text{DTA} = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \quad (3)$$

## 2 结果

### 2.1 边缘磁场中束流轨迹偏转行为

初步的研究首先模拟无磁场、1.3T均匀磁场和1.3T完整磁场(考虑边缘场)下60、100、150 MeV能量的单能质子束入射到均匀水箱中的结果。图3为1.3T均匀磁场和1.3T完整磁场(考虑边缘场)下3种束流的剂量分布。结果显示,60 MeV质子束在均匀磁场中没有明显的横向偏移,而完整磁场中束流布拉格峰位置发生显著偏移;100 MeV质子束在均匀磁场中出现少量的横向偏移,完整磁场中质子束横向偏移加剧;150 MeV质子束在均匀磁场中和完整磁场中均有比较明显的横向偏移。质子束的横向偏移随着束流能量的增加而增加,在这两种磁场环境中均观察到这一现象。另外,由于水体模外的边缘场对入射质子束的扰动,使质子束进入水体模时的位置发生明显变化,进而导致束流横向偏移增大。根据图3所示,经过计算,在1.3T均匀磁场中,60、100、150 MeV质子布拉格峰位置的横向偏移分别为0.9、2.9和10.2 mm;而在完整磁场中,3种能量下质子布拉格峰位置横向偏移依次为34.8、37.9、42.5 mm。使用校正算法对完整磁场中的质子束流轨迹进行校正,与无磁场时相比,校正后的布拉格峰位置基本吻合,相对误差小于0.5 mm。

### 2.2 边缘场存在时肿瘤靶区的剂量校正

进一步的研究由水体模扩展到不同肿瘤病例中,并对磁场中的治疗计划进行剂量校正。图4展示脑肿瘤、肝脏肿瘤和前列腺癌分别在参考设置(无磁场)以及1.3T完整磁场存在时校正前后的MC剂量分布。对于脑肿瘤来说,磁场的存在导致束流轨迹发生偏转,进而导致靶区剂量部分缺失,靶区剂量减少32%;对于肝脏肿瘤和前列腺癌,质子束在体内的运动路径更长,因此轨迹总偏转也更大,靶区剂量进一步缺失,在这两个肿瘤中靶区剂量分别减少99%、100%。同时还可以观察到,由于磁场的存在,校正后的质子束轨迹仍然具有一定的曲率,在肝脏肿瘤和前列腺癌中尤为明显,束流



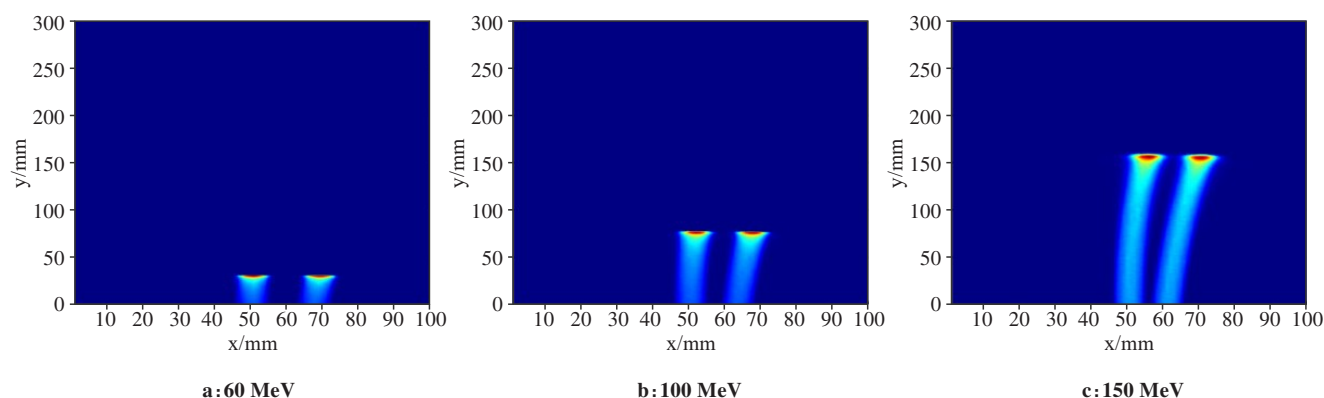


图3 1.3T均匀磁场和1.3T完整磁场(考虑边缘场)中60、100、150 MeV质子束在均匀水体模中的剂量分布(左侧为均匀磁场中的MC结果,右侧为完整磁场中的MC结果)

Figure 3 Dose distributions of 60, 100, and 150 MeV proton beams in a uniform water phantom in a 1.3T uniform magnetic field and a 1.3T complete magnetic field (including fringe fields) (The left side is the MC result in a uniform magnetic field, while the right side is the MC result in a complete magnetic field)

的曲率导致质子束从皮肤入口到接近布拉格峰时的横向剂量发生变化,这一变化集中在束流穿过的正常组织中,使部分正常组织的剂量增加,但在靶区处校正计划与参考计划中的剂量分布是高度等效的。在脑肿瘤、肝脏肿瘤和前列腺癌中,与参考计划的MC结果相比,在3%/3 mm标准下校正后靶区 $\gamma$ 通过率分别为94.844%、92.054%、97.863%。

### 2.3 束流校正后剂量学研究

在基于磁场强度和束流能量的轨迹校正中,通常采用增加入射质子束能量,调整入射角度的方法,使校正后质子布拉格峰位于靶区中。对于研究中所有的肿瘤病例,经过轨迹校正后机体中的总剂量均增加。在脑肿瘤、肝脏肿瘤和前列腺癌病例中,体内的总剂量分别增加2.8%、2.5%和1.5%。在质子治疗中,质子与原子核发生核反应并产生多种次级粒子,这些次级粒子主要包括次级质子、次级电子、次级 $\alpha$ 粒子等<sup>[24]</sup>。图5展示了不同粒子对增加剂量的贡献。结果显示,增加的剂量主要来自于初级质子的贡献,在次级粒子中主要来自于次级质子和次级电子。

在次级粒子中,由于次级 $\alpha$ 粒子对总剂量的贡献非常小,因此只对靶区和部分危及器官中的次级电子和次级质子进行定量分析。图6展示了校正计划与参考计划在靶区与部分危器器官中的剂量差异。由于入射质子能量的增加,在所有病例中均观察到身体中初级质子、次级质子和次级电子的总剂量增加,且均以初级质子的剂量增加为主,次级粒子的剂量变化不超过1%。但在靶区和危及器官中,剂量的变化并不相同。脑肿瘤、肝脏肿瘤、前列腺癌中靶区和部分危及器官校正计划与参考计划中的剂量差异见表1。在脑肿瘤中,质子束在身体中的运动轨迹较短,靶区与危及器官中的剂

量变化与机体中总剂量的变化保持一致。在肝脏肿瘤与前列腺癌中,束流在身体中具有更长的运动轨迹,束流运动的弧度也更明显,导致危及器官中不同的剂量变化。在肝脏肿瘤中,校正后肝脏中总剂量增加2%,但是心脏的总剂量降低3.8%;在前列腺癌中,校正后直肠和膀胱的总剂量分别增加2.9%和3.1%,但右侧股骨头的总剂量降低4.2%。

## 3 讨论

MRI引导质子治疗中磁场的存在对质子束的输运有显著影响,导致质子束轨迹发生偏转,布拉格峰位置发生偏移。这种情况导致质子束的辐射场只覆盖目标靶区的一部分,甚至完全偏离目标靶区,束流入射到周围正常组织中,因此采取措施对束流进行校正,以确保辐射场充分覆盖目标靶区。通过“角度校正+能量校正”的方法能有效校正垂直磁场中的布拉格峰位置偏移,但该研究只对均匀磁场下,均匀水体模中的剂量进行校正<sup>[25]</sup>。本研究发现边缘磁场的存在会使质子布拉格峰位置的偏移显著增加。本文首先建立一个质子束在完整磁场(考虑边缘场)中的束流轨迹偏转模型,并考虑模型中非均匀介质对能量的衰减,在此基础上开发了一个束流轨迹校正算法。使用校正算法对3种不同的肿瘤治疗计划进行剂量校正,并对校正后的治疗计划使用 $\gamma$ 分析法进行剂量学评估,重点关注靶区剂量的相关性。本研究采用的方法可以实现对偏转束流准确地校正,在3%/3 mm标准下的 $\gamma$ 通过率可以达到90%的临床要求。未来的研究将考虑校正后束流能量权重的变化,进一步提高治疗计划校正的精度和速度。

磁场的存在使质子束的运动轨迹具有一定曲率,导致质子束在进入人体后的位移缩短,因此在基于磁

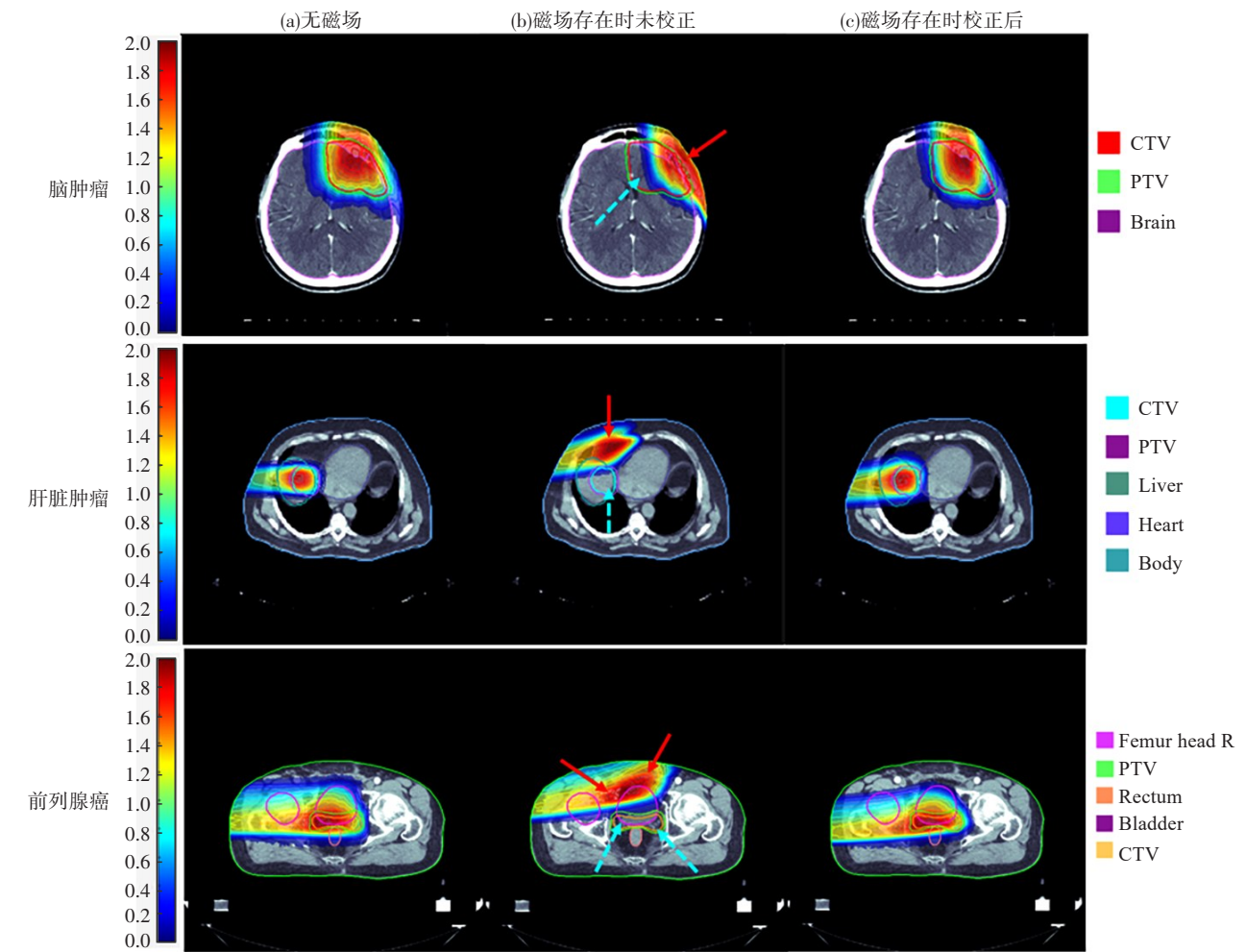


图4 脑肿瘤、肝脏肿瘤、前列腺癌在无磁场、1.3T完整磁场存在时校正前后的MC剂量分布(蓝色箭头表示剂量缺失,红色箭头表示剂量增加)  
Figure 4 MC dose distributions in brain tumor, liver tumor, and prostate cancer in no magnetic field and 1.3T complete magnetic field before and after correction (Blue arrows indicate missing doses, while red arrows indicate increased doses)

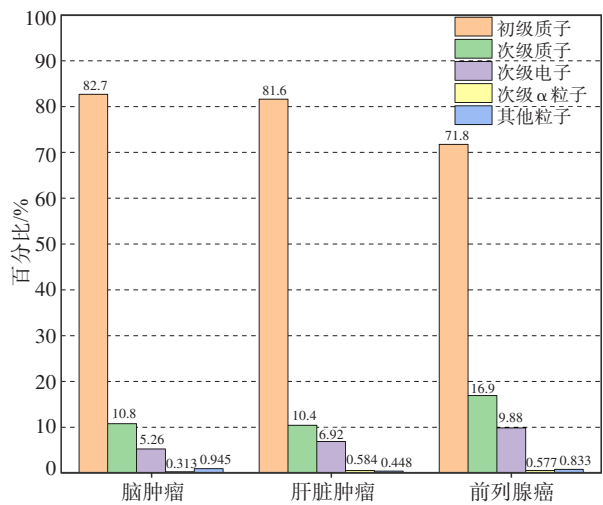


图5 脑肿瘤、肝脏肿瘤和前列腺癌增加的剂量中不同粒子的贡献  
Figure 5 Contributions of different particles to increasing doses in brain tumor, liver tumor, and prostate cancer

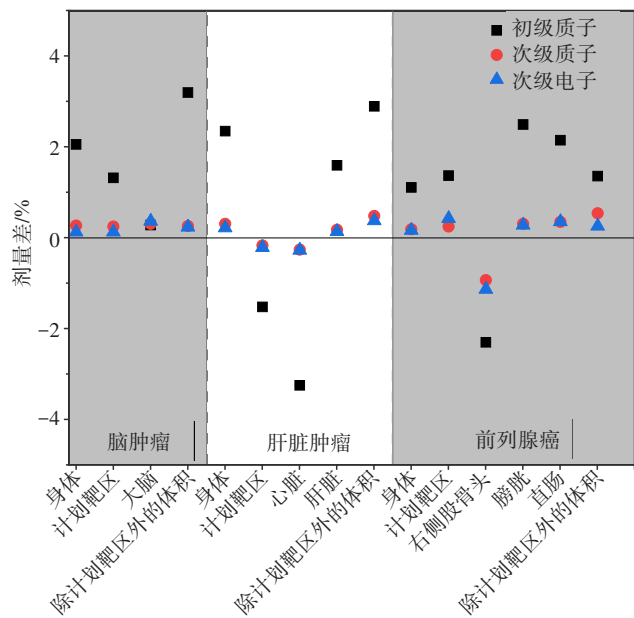


图6 相应组织中参考剂量与校正剂量的差异  
Figure 6 Differences between the reference dose and the corrected dose in the corresponding tissues

表 1 脑肿瘤、肝脏肿瘤、前列腺癌中靶区和危及器官中校正计划  
与参考计划中的剂量差异(%)

Table 1 Dose differences between corrected plans and reference  
plans in target area and organs-at-risk in brain tumor, liver  
tumor, and prostate cancer (%)

肿瘤模型	组织部位	初级质子	次级质子	次级电子
脑肿瘤	身体	2.06	0.27	0.13
	计划靶区	1.32	0.25	0.13
	大脑	0.28	0.31	0.37
	除计划靶区外的体积	3.20	0.26	0.24
肝脏肿瘤	身体	2.35	0.31	0.22
	计划靶区	-1.52	-0.17	-0.21
	心脏	-3.25	-0.26	-0.27
	肝脏	1.60	0.18	0.14
	除计划靶区外的体积	2.90	0.27	0.38
前列腺癌	身体	1.11	0.19	0.17
	计划靶区	1.37	0.25	0.43
	右侧股骨头	-2.30	-0.92	-0.93
	膀胱	2.50	0.31	0.28
	直肠	2.15	0.35	0.36
	除计划靶区外的体积	1.36	0.54	0.26

正值表示校正后剂量增加,负值表示校正后剂量降低

场强度的能量校正中,一般会增加入射质子的能量,来保证校正后质子的布拉格峰位于靶区处<sup>[26]</sup>。在这项研究中发现,这种方法最终会导致体内总剂量的增加。对于校正后的束流,在磁场的扰动下束流轨迹仍然具有一定的曲率,会对束流曲率两侧的危及器官造成不同的影响,这也是校正计划危及器官中剂量差异的主要原因之一。在校正后的前列腺癌计划中,由于质子束轨迹仍然存在一定的弧度,进而导致束流轨迹两侧的剂量变化不同,右股骨头中的剂量降低,而直肠中的剂量增加。对于束流弧度所带来的潜在问题,可以通过改变旋转机架角度来解决<sup>[27]</sup>。但关于束流角度与旋转机架角度相结合后的可行性还需要进一步的研究。

成功实现磁场中束流轨迹的校正对MRI引导质子治疗的发展具有重要意义。边缘场的存在会对质子束轨迹造成更严重的扰动,因此边缘场的影响是不可忽略的。本研究成功实现对边缘场存在时质子束轨迹的校正,分析校正后不同组织中的剂量变化,可为MRI引导质子治疗的继续发展提供一定的参考。

【参考文献】

[1] Mohan R. A review of proton therapy-current status and future directions[J]. *Precis Radiat Oncol*, 2022, 6(2): 164-176.

[2] Baumann M, Krause M, Overgaard J, et al. Radiation oncology in the era of precision medicine[J]. *Nat Rev Cancer*, 2016, 16(4): 234-249.

[3] Lane SA, Slater JM, Yang GY. Image-guided proton therapy: a

comprehensive review[J]. *Cancers (Basel)*, 2023, 15(9): 2555.

[4] Ladbury C, Amini A, Schwer A, et al. Clinical applications of magnetic resonance-guided radiotherapy: a narrative review [J]. *Cancers (Basel)*, 2023, 15(11): 2916.

[5] Corradini S, Alongi F, Andratschke N, et al. MR-guidance in clinical reality: current treatment challenges and future perspectives[J]. *Radiat Oncol*, 2019, 14(1): 92.

[6] Oborn BM, Dowdell S, Metcalfe PE, et al. Future of medical physics: real-time MRI-guided proton therapy[J]. *Med Phys*, 2017, 44(8): e77-e90.

[7] Raaymakers BW, Raaijmakers AJ, Lagendijk JJ. Feasibility of MRI guided proton therapy: magnetic field dose effects[J]. *Phys Med Biol*, 2008, 53(20): 5615-5622.

[8] Hoffmann A, Oborn B, Moteabbed M, et al. MR-guided proton therapy: a review and a preview[J]. *Radiat Oncol*, 2020, 15(1): 129.

[9] Pham TT, Whelan B, Oborn BM, et al. Magnetic resonance imaging (MRI) guided proton therapy: a review of the clinical challenges, potential benefits and pathway to implementation [J]. *Radiother Oncol*, 2022, 170: 37-47.

[10] Hall WA, Paulson ES, van der Heide UA, et al. The transformation of radiation oncology using real-time magnetic resonance guidance: a review[J]. *Eur J Cancer*, 2019, 122: 42-52.

[11] 商海焦, 蒲越虎, 王雪桃. 肿瘤MRI引导质子治疗技术进展[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2020, 29(6): 491-493.

[12] Shang HJ, Pu YH, Wang XT. Research progress on magnetic resonance imaging-guided proton therapy for tumors [J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2020, 29(6): 491-493.

[13] Gebauer B, Pawelke J, Hoffmann A, et al. Technical note: experimental dosimetric characterization of proton pencil beam distortion in a perpendicular magnetic field of an in-beam MR scanner[J]. *Med Phys*, 2023, 50(11): 7294-7303.

[14] Schellhammer SM, Hoffmann AL. Prediction and compensation of magnetic beam deflection in MR-integrated proton therapy: a method optimized regarding accuracy, versatility and speed[J]. *Phys Med Biol*, 2017, 62(4): 1548-1564.

[15] 阳露, 刘红冬, 陈志, 等. 基于TOPAS计算的磁场下质子辐射剂量分析[J]. *中国医学物理学杂志*, 2017, 34(3): 217-224.

[16] Yang L, Liu HD, Chen Z, et al. Analysis of proton dose in magnetic field using TOPAS[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2017, 34(3): 217-224.

[17] Schellhammer SM, Gantz S, Lühr A, et al. Technical note: experimental verification of magnetic field-induced beam deflection and Bragg peak displacement for MR-integrated proton therapy[J]. *Med Phys*, 2018, 45(7): 3429-3434.

[18] Paganetti H. Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations[J]. *Phys Med Biol*, 2012, 57(11): R99-R117.

[19] Wieser HP, Wahl N, Gabrys HS, et al. matRad-an open-source treatment planning toolkit for educational purposes[J]. *Med Phys*, 2018, 6(1): 119-127.

[20] Cisternas E, Mairani A, Ziegenhein P, et al. matRad-a multi-modality open source 3D treatment planning toolkit[C]//World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada. Cham: Springer International Publishing, 2015: 1608-1611.

[21] Wieser HP, Cisternas E, Wahl N, et al. Development of the open-source dose calculation and optimization toolkit matRad[J]. *Med Phys*, 2017, 44(6): 2556-2568.

[22] Perl J, Shin J, Schumann J, et al. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications[J]. *Med Phys*, 2012, 39(11): 6818-6837.

[23] Wang QL, Dai YM, Zhao BZ, et al. Design of adjustable homogeneous region cryofree conduction-cooled superconducting magnet for gyrotron[J]. *IEEE Trans Appl Supercond*, 2009, 19(3): 1274-1277.

[24] Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM task group 119[J]. *Med Phys*, 2009, 36(11): 5359-5373.

[25] Nelms BE, Simon JA. A survey on planar IMRT QA analysis[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2007, 8(3): 76-90.

[26] Morávek Z, Bogner L. Analysis of the physical interactions of therapeutic proton beams in water with the use of Geant4 Monte Carlo calculations[J]. *Z Med Phys*, 2009, 19(3): 174-181.

[27] 邓秀珍, 李秀芳, 魏梦雅, 等. 磁共振引导质子治疗中剂量畸变和Bragg峰位置校正的研究[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2022, 31(2): 176-181.

[28] Deng XZ, Li XF, Guo MY, et al. Study of dose distortion and Bragg peak location correction in MRI-guided proton therapy[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2022, 31(2): 176-181.

[29] Oborn BM, Dowdell S, Metcalfe PE, et al. Future of medical physics: real-time MRI-guided proton therapy[J]. *Med Phys*, 2017, 44(8): e77-e90.

[30] Burigo LN, Oborn BM. Integrated MRI-guided proton therapy planning: accounting for the full MRI field in a perpendicular system [J]. *Med Phys*, 2022, 49(3): 1853-1873.

(编辑:陈丽霞)