

## 扫描治疗头的蒙特卡罗模型研究

汪金龙<sup>1</sup>, 屈卫卫<sup>2</sup>, 谢树青<sup>1</sup>, 王宏凯<sup>3</sup>, 袁晓刚<sup>1</sup>

1. 广州泰和肿瘤医院质子技术部, 广东 广州 510555; 2. 苏州大学医学部放射医学与防护学院, 江苏 苏州 215123; 3. 生态环境部核与辐射安全中心, 北京 102400

**【摘要】目的:**评估质子治疗中扫描治疗头对束流品质的影响。**方法:**通过扫描治疗头的蒙特卡罗模型研究深度剂量曲线的变化, 计算射程移位器对束斑截面的影响以及分析扫描磁场对单质子束的偏转情况。**结果:**随着能量的增加, 质子在水中的射程增加, 同时散射也越严重, 最终布拉格峰变宽, 尾端变胖。相比于直接入射水模, 通过治疗头后质子在水中的射程缩短了约0.6 cm, 但布拉格峰形基本保持不变; 将4 cm厚度聚乙烯射程移位器放置于距离水模表面0、10、20、30、40和50 cm分别进行独立计算, 发现与水模距离越远, 质子的散射越大, 因此治疗过程中射程移位器应尽量靠近患者; 当扫描磁铁加载磁场后, 束斑将偏离束流中心。设置纵向扫描磁场 $B_x=0.1$  T, 横向扫描磁场 $B_y=0.3$  T, 180 MeV质子束在Y方向偏离了2.693 cm, 横向扫描磁场使质子在-X方向上偏离了8.427 cm。当束流有偏转的时候, 要求射程移位器横截面足够大以满足宽扫描场的需要。**结论:**扫描治疗头的蒙特卡罗模型将有助于理解质子治疗这一新兴的放疗方法以及熟悉扫描治疗的束流特性, 在调试和质量保证中提供参考。

**【关键词】**扫描治疗头; 质子治疗; 蒙特卡罗模拟

**【中图分类号】**R312; R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)09-1001-07

## Investigation of a Monte Carlo model of scanning nozzle

WANG Jinlong<sup>1</sup>, QU Weiwei<sup>2</sup>, XIE Shuqing<sup>1</sup>, WANG Hongkai<sup>3</sup>, YUAN Xiaogang<sup>1</sup>

1. Proton Technology Department, Guangzhou Concord Cancer Center, Guangzhou 510555, China; 2. School of Radiation Medicine and Protection, Medical College of Soochow University, Suzhou 215123, China; 3. Nuclear and Radiation Safety Center, Ministry of Ecology and Environment, Beijing 102400, China

**Abstract: Objective** To estimate the effects of scanning nozzle in proton therapy on beam quality. **Methods** A Monte Carlo model of scanning nozzle was established to investigate the variation of depth dose curve, calculate the effect of range shifter on the cross section of beam spot and analyze the deflection of single proton beam caused by scanning magnet field. **Results** With the increase of energy, the range of proton in water was increased, and meanwhile scattering was more serious. Finally, the Bragg peak became wider and the tail became fatter. Compared with the direct incident into water phantom, the range of proton passing through the scanning nozzle in water was shortened by about 0.6 cm, but the Bragg peak shape remained basically unchanged. The range shifter of 4 cm thick polyethylene was placed at 0, 10, 20, 30, 40 and 50 cm away from the water phantom surface for independent calculation, and it was found that the farther the distance from the water phantom was, the greater the proton scattering was. Therefore, the range shifter should be as close as possible to the patient during treatment. The beam spot deviated from beam center due to the magnetic field loaded by scanning magnet. With the longitudinal magnetic field  $B_x = 0.1$  T and transverse magnetic field  $B_y = 0.3$  T, 180 MeV proton beam had a deviation of 2.693 cm in Y direction and 8.427 cm in -X direction. When the beam was deflected, the cross section of range shifter was required to be wide enough to satisfy the need of wide scan field. **Conclusion** The Monte Carlo model of scanning nozzle is helpful for understanding proton therapy as an emerging radiotherapy method and the beam characteristics of scanning therapy and providing good references in commissioning and quality assurance.

**Keywords:** scanning nozzle; proton therapy; Monte Carlo simulation

**【收稿日期】**2019-03-12

**【基金项目】**国家自然科学基金青年基金(11705123)

**【作者简介】**汪金龙, 注册核安全工程师, 研究方向: 质子治疗、医学影像、辐射防护等, E-mail: jinlong.wang@ccm.cn

## 前言

放射治疗是癌症治疗的重要手段之一<sup>[1]</sup>。质子因为有布拉格峰的独特物理优势<sup>[2]</sup>, 并随着相关技术逐渐成熟, 尤其是质子调强技术的发展<sup>[3]</sup>, 质子治疗

在欧美日已经开展了广泛的临床实践<sup>[4]</sup>。近几年我国掀起了质子放疗的热潮,多个质子中心陆续开始建造,例如河北一洲国际质子肿瘤医院和广东恒健质子医院引进IBA的多室系统,安徽合肥离子医学中心和广州泰和肿瘤医院采用Varian的多室系统,上海瑞金肿瘤医院的质子系统则为上海应用物理研究所自主研发生产<sup>[5]</sup>。这些新建质子医院均配备了先进的铅笔束扫描治疗头。相对于被动散射治疗头,扫描头能够得到更好的剂量分布,减少治疗时间,降低副作用,减少散射中子<sup>[6]</sup>。

蒙特卡罗方法能够很好地模拟粒子与物质的相互作用<sup>[7]</sup>,多种蒙特卡罗程序逐步应用到质子治疗中<sup>[8]</sup>。蒙特卡罗程序在质子放疗领域中,尤其在辐射防护<sup>[9]</sup>、探测器设计<sup>[10]</sup>、治疗计划<sup>[11]</sup>等方面的应用越来越广泛<sup>[12]</sup>。本研究采用FLUKA程序对扫描治疗头进行建模和模拟计算<sup>[13-14]</sup>,建立扫描头的蒙特卡罗

模型,并用该模型研究不同能量质子深度剂量曲线的变化,计算射程移位器在不同位置处对束斑截面的影响,最后模拟磁场对单质子束的偏转情况。

## 1 资料与方法

扫描治疗头主要由扫描磁铁、真空腔、剂量探测器和位置探测器组成<sup>[15]</sup>,如图1所示。扫描磁铁通常有两块,一个完成横向扫描,另一个完成纵向扫描。真空腔是质子束流在扫描头内的路径,抽成真空,以减少散射,也有的设计成一个充满大气压的氦气腔。剂量探测器为两块独立的电离室,以满足相关法规要求的冗余测量<sup>[16]</sup>,位置探测器通常为条带型电离室。有的治疗头还配有射程移位器,将质子能量降低到70 MeV以下,射程移位器位于患者和最后一块探测器之间,用于治疗浅表肿瘤<sup>[17]</sup>。

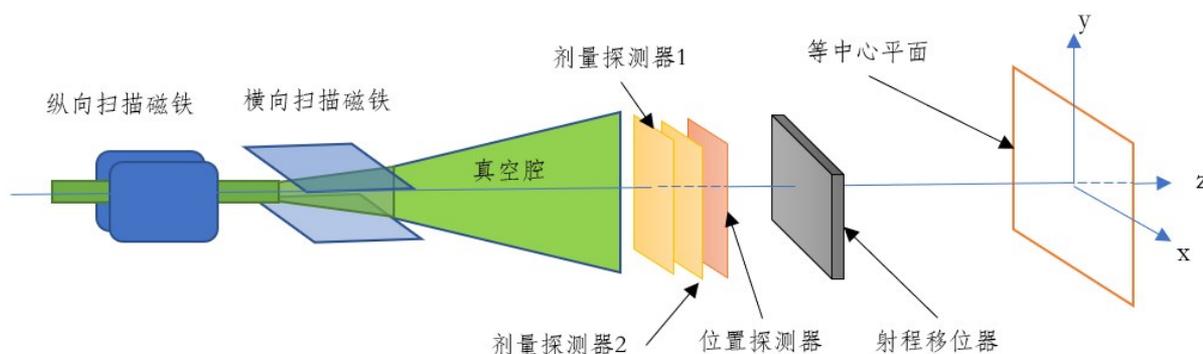


图1 扫描治疗头结构示意图

Fig.1 Mechanical structure of scanning nozzle

### 1.1 蒙特卡罗几何模型

扫描治疗头的蒙特卡罗几何模型如图2所示,在等中心点处放置 $40\text{ cm} \times 40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ 的水模,真空腔总长度为 $190\text{ cm}$ ,两侧都有很薄的铝窗;3个探测器内充满干燥气体,两侧为聚酰亚胺薄窗,位于距离等中心约 $1\text{ m}$ 的位置;纵向扫描磁铁磁中心位于 $Z=-255\text{ cm}$ ,横向扫描磁铁磁中心位于 $Z=-200\text{ cm}$ ;真空窗、探测器、水模之间为空气。射程移位器材料为聚乙烯,距离等中心平面 $10\text{ cm}$ 。

### 1.2 束流模型

为计算扫描治疗头对单点束流品质的影响,尤其是散射和磁场偏转造成的影响,并简化计算,本研究采用理想的平行束流模型,输入截面为高斯分布,半高宽(Full Width at Half Maximum, FWHM)= $1\text{ cm}$ 。

### 1.3 其他设置

蒙特卡罗程序尚不能像治疗计划软件那样勾画靶区并计算剂量,也无法像真实的扫描头那样对每

个束斑进行扫描<sup>[18]</sup>,但可以通过用户程序设置磁场,在计算中实现磁场的单点扫描。

为提高计算精度,FLUKA默认选项卡选择PRECISIO。对于质子治疗,最新的AAPM TG-256报告中仍建议质子相对生物效应采用 $\text{RBE}=1$ <sup>[19]</sup>,因此有效剂量的分布可以代表生物剂量的分布,剂量计算选取FLUKA默认的吸收剂量。

## 2 结果与讨论

### 2.1 深度剂量曲线

作为对比,首先计算质子直接入射水模中的深度剂量曲线,选取具有代表性的3个能量点进行计算,即 $70$ 、 $180$ 和 $230\text{ MeV}$ ,相应的深度剂量曲线如图3~5所示,左图是全射程的深度剂量曲线,右图为质子布拉格峰区附近的剂量深度曲线。这些结果排除了治疗头部件以及空气散射的影响,可以作为参考基准。

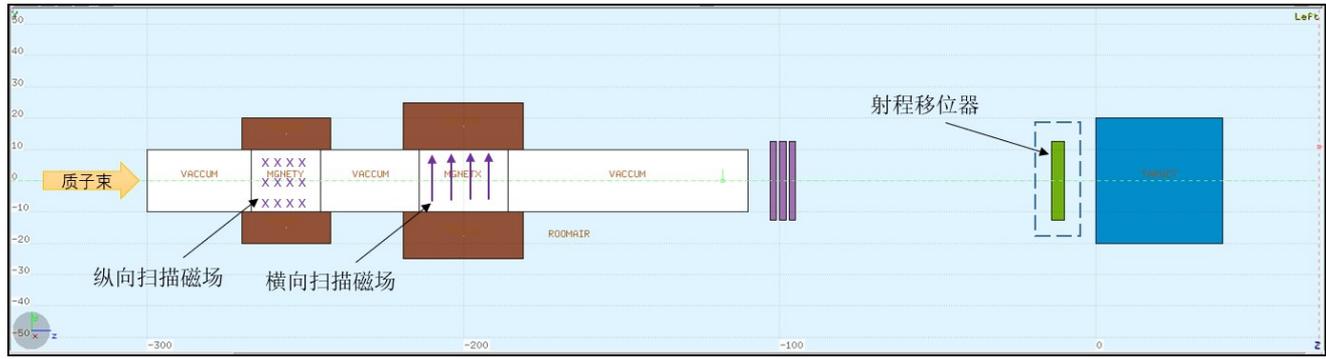
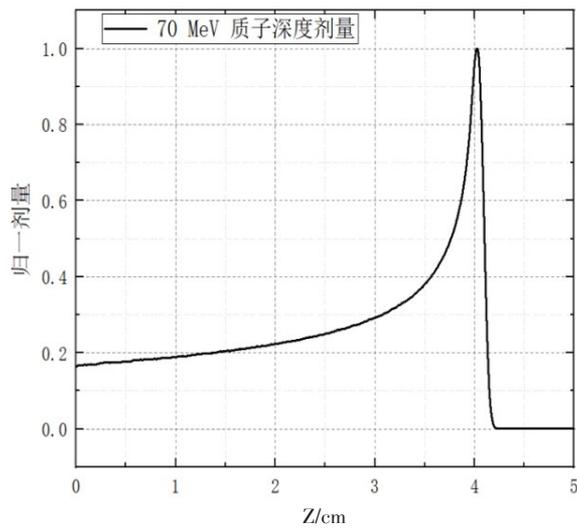
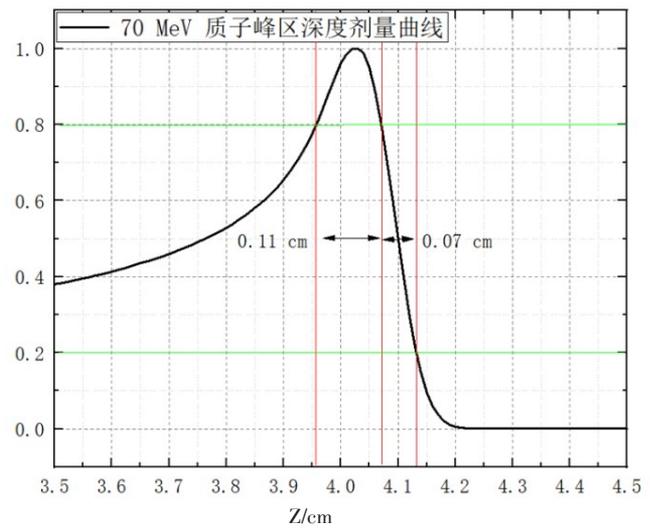


图2 扫描治疗头的蒙特卡罗几何模型

Fig.2 Monte Carlo model of scanning nozzle



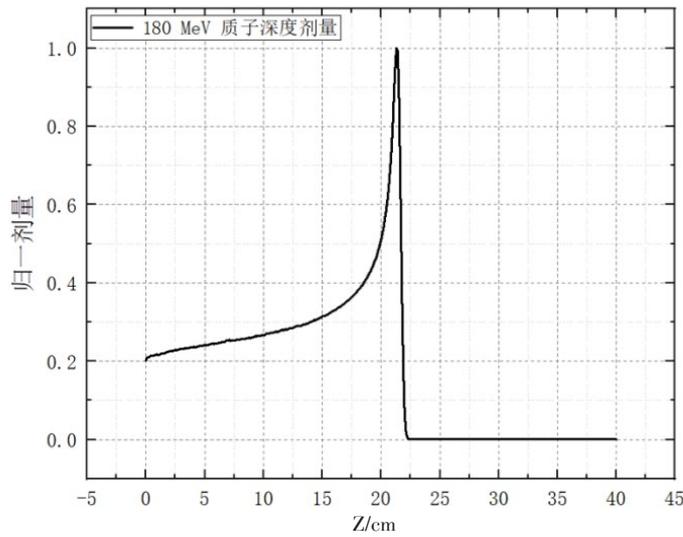
a: 70 MeV 质子深度剂量曲线



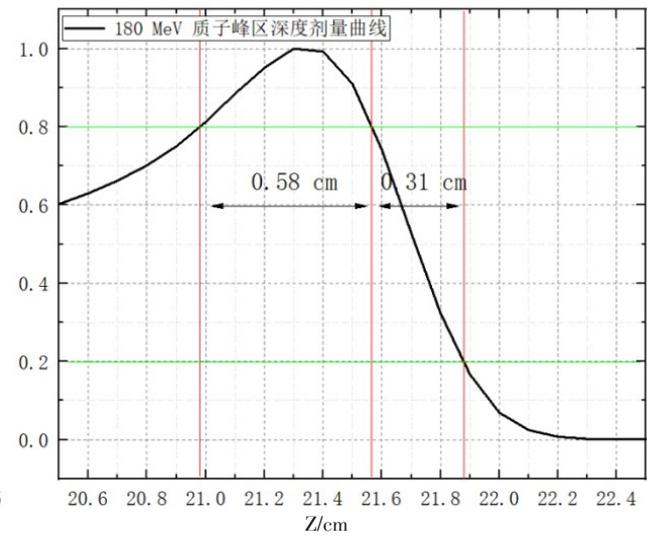
b: 70 MeV 质子峰区深度剂量曲线

图3 70 MeV 质子深度剂量曲线以及峰区深度剂量曲线

Fig.3 Depth dose curve of 70 MeV proton and depth dose curve of 70 MeV proton at Bragg peak



a: 180 MeV 质子深度剂量曲线



b: 180 MeV 质子峰区深度剂量曲线

图4 180 MeV 质子深度剂量曲线以及峰区深度剂量曲线

Fig.4 Depth dose curve of 180 MeV proton and depth dose curve of 180 MeV proton at Bragg peak

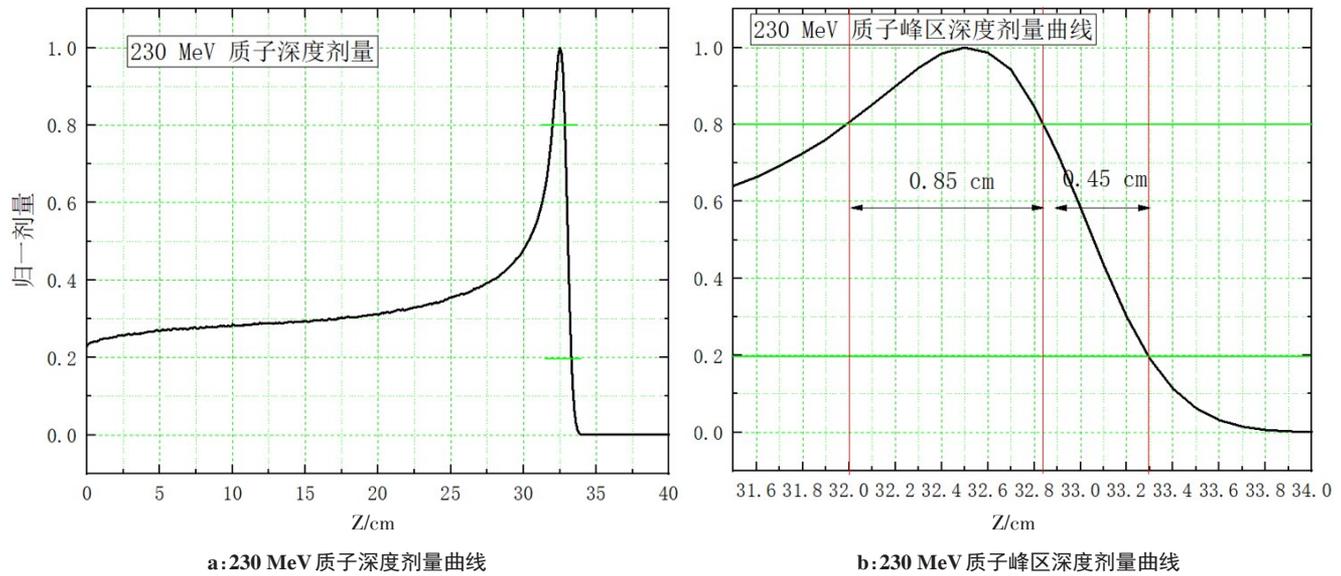


图5 230 MeV 质子深度剂量曲线以及峰区深度剂量曲线  
 Fig.5 Depth dose curve of 230 MeV proton and depth dose curve of 230 MeV proton at Bragg peak

汇总图3~5中的布拉格峰区参数如表1所示。R80-R80是从80%峰值剂量爬升到峰值再跌落到80%峰值剂量的距离,可以代表布拉格峰的宽度;R80是从峰值跌落到80%峰值剂量的深度,代表质子的射程,也有的研究用R90代表射程<sup>[20]</sup>;R80-R20是布拉格峰末端从80%峰值剂量跌落到20%峰值剂量的距离,这个参数将影响伴影的大小,代表质子的下降沿宽度。从表1可见,随着能量的增加,质子在水中的射程增加,同时散射也越严重,最终布拉格峰变宽,尾端变胖<sup>[21]</sup>。

表1 布拉格峰区参数  
 Tab.1 Bragg peak properties

质子能量/MeV	峰宽 R80-R80/cm	射程 R80/cm	下降沿宽度 R80-R20/cm
70	0.11	4.71	0.07
180	0.58	21.57	0.31
230	0.85	32.84	0.45

图6对比了单个质子束直接入射到水模(实线)和通过治疗头后入射到水模(虚线)的深度剂量曲线,对于不同能量的质子射程均缩短了约0.6 cm。布拉格峰形基本保持不变,布拉格峰区参数峰宽和下降沿宽度基本保持不变。可见扫描治疗头仅对质子射程有较大影响,原因是质子通过扫描头部件和空气有能量损失,质子系统的设计需要能够补偿这一损失,以减小射程的误差;同时也可以增加真空

腔的长度,减小真空窗和探测器薄窗的厚度来减小扫描头对射程的影响。

### 2.2 束流截面

扫描治疗头部件、空气和水模都会对束流造成散射,如图7所示。180 MeV 质子入射后,有少量质子偏离束流方向,朝四周散射。提取不同Z位置上的束流截面发现高斯分布变得越来越矮,越来越胖,如图8所示。这里的计算网格划分为X和Y方向0.05 cm/bin,Z方向为1 cm/bin。

图9给出了FWHM随束流路径的变化曲线,所有能量的质子束入射FWHM均为1 cm。在空气段,70 MeV的FWHM达到230 MeV的3~4倍,可见能量越低,质子受散射的影响越严重。对于同一能量的质子,在不同的介质中散射程度也不同,在真空和空气中近似线性增长,空气中斜率更大;而在水中则以指数增长。因此缩短空气段的长度有利于减少散射。

射程移位器通常为聚乙烯材料,位于水模和治疗头之间。如果治疗中使用射程移位器,它会加剧质子散射。作为示例,本研究计算了4 cm厚度聚乙烯射程移位器对180 MeV 质子束流的散射,将射程移位器放置于距离水模表面0、10、20、30、40和50 cm分别进行独立计算,结果如图10所示。当 $Z < -50$  cm时,随着射程移位器与水模之间的距离增加,束流的FWHM在相同Z的位置上增加不明显;当 $Z \geq -50$  cm时,随着射程移位器与水模之间的距离增加,束流的FWHM在相同Z的位置上增加明显。后段的空气将进一步放大射程移位器的散射。因此,射程移位器使用时应当尽量靠近患者,以减小散射的影响<sup>[17]</sup>。

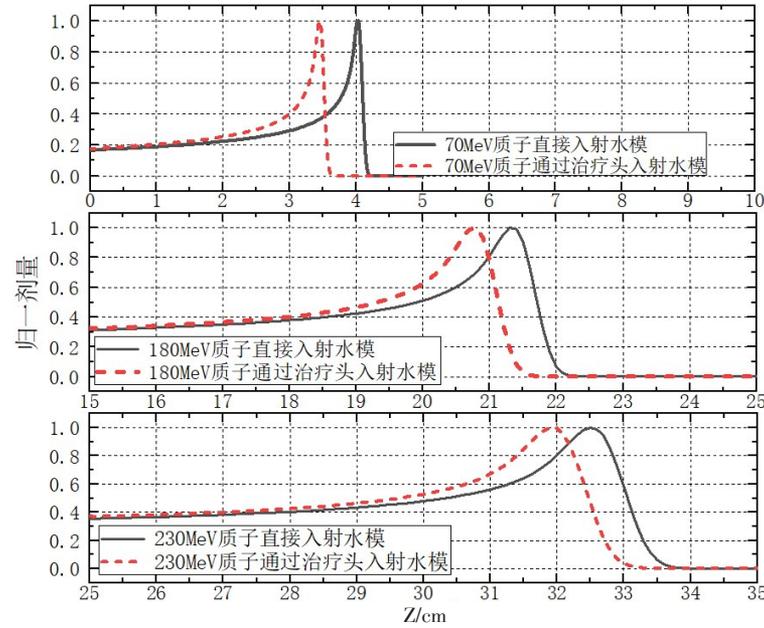


图6 质子深度剂量曲线对比

Fig.6 Comparison among proton depth dose curves

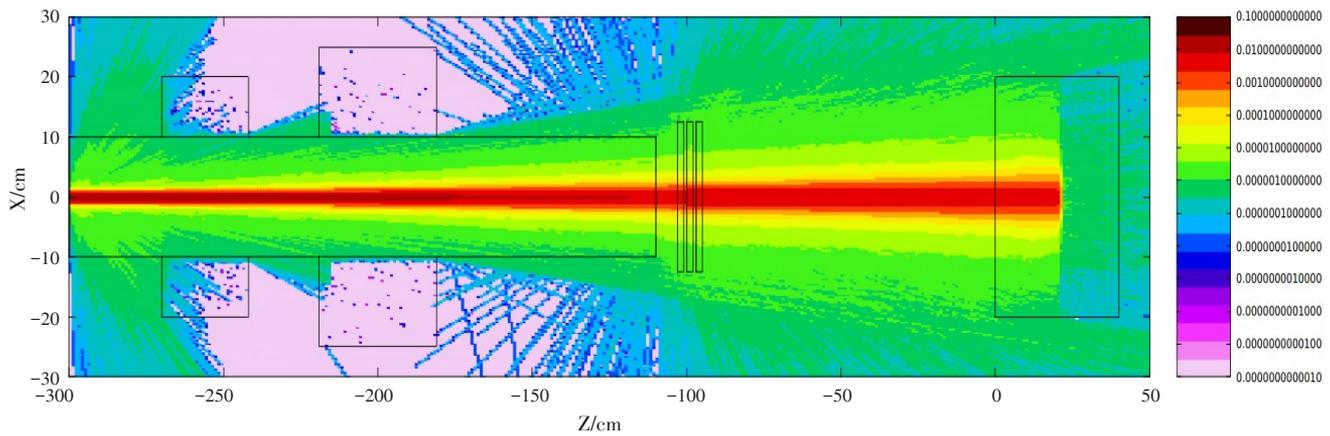


图7 180 MeV 质子归一化分布

Fig.7 180 MeV proton normalization distribution

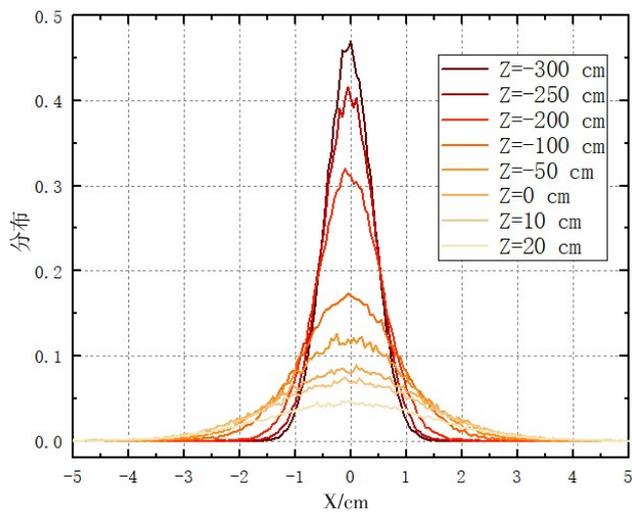


图8 180 MeV 质子在 Z 不同位置上的束流截面

Fig.8 Profiles of 180 MeV proton beam at different Z positions

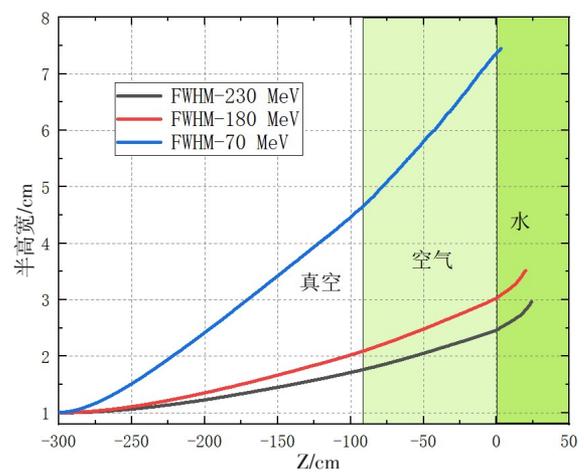


图9 不同能量的质子束 FWHM 随束流路径的变化曲线

Fig.9 Variation of FWHM of different energy proton beams with the change of beam path

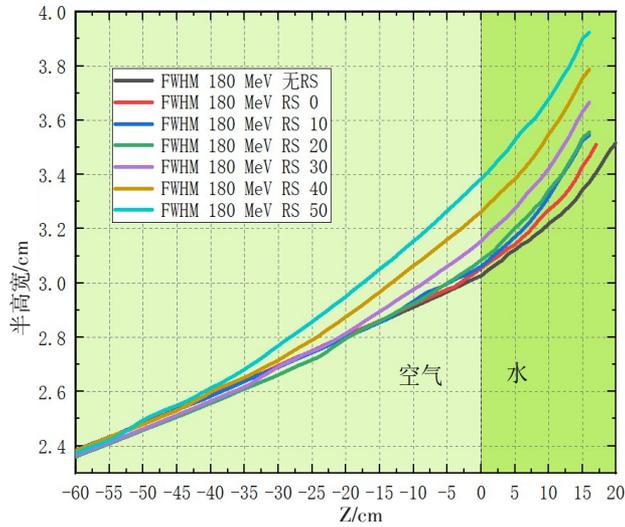


图10 射程移位器位置对180 MeV质子束FWHM变化曲线的影响  
Fig.10 Effect of the position of range shifter on FWHM of 180 MeV photon beam

### 2.3 扫描磁场

扫描磁铁加载磁场后,束斑将偏离束流中心,图11计算了当纵向扫描磁场  $B_x=0.1\text{ T}$ , 横向扫描磁场  $B_y=0.3\text{ T}$  时180 MeV质子束的偏转情况。纵向扫描磁场使质子在Y方向偏离了2.693 cm, 横向扫描磁场使质子在-X方向上偏离了8.427 cm。当束流有偏转的时候,要求探测器和射程移位器足够宽,虽然越靠近患者散射越小,但探测器的有效面积会限制它的位置,所以一般将其放置在真空腔后面。而射程移位器可以做的足够大,放置在靠近患者的位置,既满足宽扫描场的需要又满足减少散射的要求。

偏转磁场对束流没有聚焦或发散作用,因此不会改变质子束的截面形状和大小,如图12所示。在180 MeV质子射程末端,有扫描磁场时的FWHM与无扫描磁场的FWHM差值仅为0.02 cm。

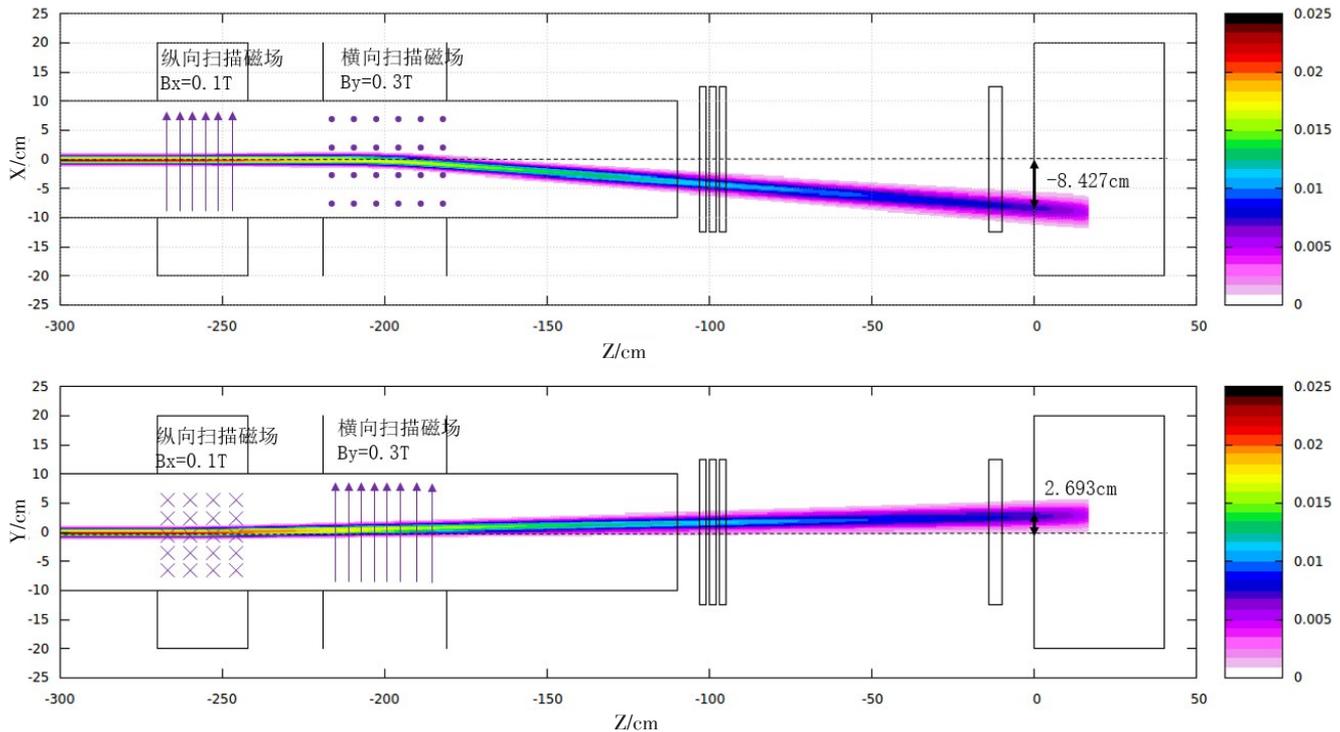


图11 磁场模拟单点扫描  
Fig.11 Simulated single-point scanning of magnetic field

## 3 结论

本研究计算了3个能量点(70、180和230 MeV)的剂量深度曲线。随着能量的增加,质子在水中的射程增加,同时散射也越严重,布拉格峰变宽,尾端变胖;相比于直接入射水模,通过治疗头后质子在水中的射程缩短了约0.6 cm,但布拉格峰形基本保持不变。扫描治疗头仅对质子射程有较大影响,原因是质子通过扫描头部件和空气有轻微的能量损失,质子系统的设计需

要能够补偿这一损失,以减小射程的误差。同时也可以通过增加真空腔的长度,减小真空窗和探测器薄窗的厚度来减小扫描头对射程的影响。

将4 cm厚度聚乙烯射程移位器放置于距离水模表面0、10、20、30、40和50 cm分别进行独立计算,发现与水模距离越远,质子的散射越大,射程移位器的散射会在后段的空气散射中放大,因此治疗过程中射程移位器应尽量靠近患者。

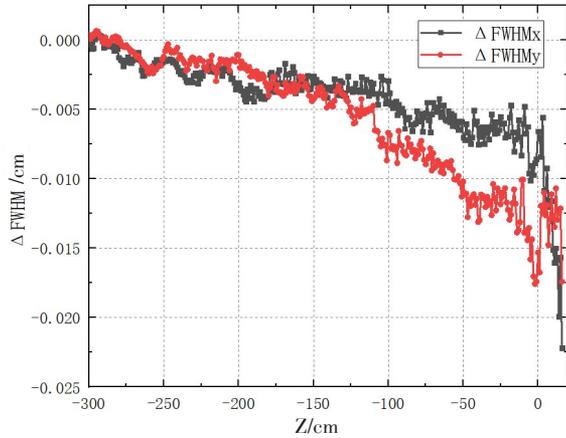


图12 扫描铁有磁场与无磁场的FWHM差值

Fig.12 FWHM with and without magnet field

当扫描磁铁加载磁场后,束斑将偏离束流中心,形成较宽的照射野,当束流有偏转的时候,要求射程移位器横截面足够大,既满足宽照射野的需要又能满足减少散射的要求。而探测器因为有效面积的限制,一般放置在真空腔后。

扫描治疗头的蒙特卡罗模型将有助于质子治疗从业者理解质子治疗这一新兴的放疗方法,有助于物理师理解扫描治疗的束流特性,在调试和质量保证中提供参考数据。

但本研究的束流模型和扫描模型还有待改进,在后期的研究中将使之能够生成展宽的布拉格峰以及多点扫描模式方式。

致谢:感谢 Andrii Rusanov 博士在 FLUKA 使用过程中的指导。L. Alberto Cruz 博士是质子治疗领域的资深专家,也感谢他在质子放疗基本知识和扫描治疗头研究中的帮助和指导。

## 【参考文献】

- [1] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 487-490. HU Y M. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 487-490.
- [2] NEWHAUSER W D, ZHANG R. The physics of proton therapy[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(8): R155-R209.
- [3] LOMAX A. Intensity modulation methods for proton radiotherapy[J]. Phys Med Biol, 1999, 44(1): 185-205.
- [4] LOMAX A J, BOEHRINGER T, CORAY A, et al. Intensity modulated proton therapy: a clinical example[J]. Med Phys, 2001, 28(3): 317-324.
- [5] 付蕾竹. 中国质子重离子治疗项目概况[J]. 质子研究, 2018, 12(1): 12-24. FU L Z. Proton & ion therapy projects in China[J]. Proton China,

2018, 12(1): 12-24.

- [6] SUÑOL R, DELGADO R, NET A, et al. Pencil beam scanning: a dynamical approach to proton therapy [C]//IEEE International Symposium on Bio-informatics & Biomedical Engineering. IEEE, 2000.
- [7] BOHLEN T T, CERUTTI F, DOSANJH M, et al. Benchmarking nuclear models of FLUKA and GEANT4 for carbon ion therapy[J]. Phys Med Biol, 2010, 55(19): 5833-5847.
- [8] BOHLEN T T, DOSANJH M, FERRARI A, et al. FLUKA simulations of the response of tissue-equivalent proportional counters to ion beams for applications in hadron therapy and space[J]. Phys Med Biol, 2011, 56(20): 6545-6561.
- [9] WU Q B, WANG Q B, LIANG T J, et al. Study on patient-induced radioactivity during proton treatment in hengjian proton medical facility[J]. Appl Radiat Isot, 2016, 115: 235-250.
- [10] WANG J L, CRUZ L A, LU M. Pixelated prompt gamma imaging detector for online measurement of proton beam: Monte Carlo feasibility study by FLUKA[J]. Radiat Detect Technol Methods, 2018, 2: 4.
- [11] MAIRANI A, BOHLEN T T, SCHIAVI A, et al. A Monte Carlo-based treatment planning tool for proton therapy[J]. Phys Med Biol, 2013, 58(8): 2471-2490.
- [12] BATTISTONI G, BAUER J, BOEHLER T T, et al. The FLUKA code: an accurate simulation tool for particle therapy[J]. Front Oncol, 2016, 6(2): 116.
- [13] FERRARI A, SALA P R, FASSO A, et al. FLUKA: a multi-particle transport code[J]. Lancet, 2005, 7740: 44-45.
- [14] BOHLEN T T, CERUTTI F, CHIN M P, et al. The FLUKA code: developments and challenges for high energy and medical applications [J]. Nucl Data Sheets, 2014, 120: 211-214.
- [15] SHU H, FANG S X, GUAN X L, et al. Irradiation methods and nozzle design for the advanced proton therapy facility[J]. Chinese Physics C, 2010, 34(4): 516-520.
- [16] International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment-Part 2-64: Particular requirements for the basic safety and essential performance of light ion beam medical electrical equipment: IEC 60601-2-64[S]. 2014.
- [17] SHEN J J, LIU W, ANAND A, et al. Impact of range shifter material on proton pencil beam spot characteristics[J]. Med Phys, 2015, 42(3): 1335-1353.
- [18] SAWAKUCHI G O, MIRKOVIC D, PERLES L A, et al. An MCNPX Monte Carlo model of a discrete spot scanning proton beam therapy nozzle[J]. Med Phys, 2010, 37(9): 4960-4970.
- [19] PAGANETTI H, BLAKELY E, CARABE-FERNANDEZ A, et al. Report of the AAPM TG-256 on the relative biological effectiveness of proton beams in radiation therapy[J]. Med Phys, 2019, 46(3): E53-E78.
- [20] ARDENFORS O, DASU A, KOPEC M, et al. Modelling of a proton spot scanning system using MCNP6[J]. J Phys Conf Ser, 2017, 860: 012025.
- [21] GRASSBERGER C, LOMAX A, PAGANETTI H. Characterizing a proton beam scanning system for Monte Carlo dose calculation in patients[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(2): 633-645.

(编辑:谭斯允)