文章编号: 1007-4627(2018) 03-0321-06

发散型准直器限束孔应用于被动散射质子放疗可行性研究

刘春波,刘红冬,霍万里,裴曦*

(中国科学技术大学物理学院,合肥 230026)

摘要: 被动散射质子放疗 (Passive Scattering Proton Therapy, PSPT) 是质子治疗的主要技术之一, 束流 通过准直器限束孔 (Aperture) 时因边缘散射效应导致患者体内剂量分布偏离理想状态。使用蒙特卡洛软 件 TOPAS (TOol for PArticle Simulation) 对质子束流经过发散型与传统型准直器限束孔后进入水模体中 的过程建模,分析两种准直器的边缘散射效应对剂量及中子能谱分布的影响,分别测试70,110,160,200, 230,250 MeV 能量下的质子束流,发现传统 Aperture 在 70 MeV 的质子束下边缘散射效应最明显,在距水 箱表面 0.5 cm 深度处横向剂量曲线平坦度、均匀度分别达到 4.63%,108.05%,随着深度增加边缘散射效应 逐渐减弱,在布拉格峰位置处接近消失。使用发散型准直器限束孔后,在 70 MeV 下平坦度、均匀度分别 降至 1.28%,101.31%,对于 100,160,200 MeV 质子束均有不同程度改善。对于能量接近 250 MeV 的质子 束,发散型准直器限束孔设置下横向剂量曲线并无优势。边缘散射效应导致的剂量不均随水深增加而减弱, 对于各个能量质子,使用发散型准直器限束孔后次级中子减少。研究结果表明,发散型准直器限束孔应用 于 PSPT效果显著,为进一步应用于临床提供数据支撑。

关键词: TOPAS; 准直器限束孔; 边缘散射

中图分类号: 文献标志码: A DOI: 10.11804/NuclPhysRev.35.03.321

1 引言

传统X射线放疗中射线由治疗头引出后进入患者体 内,强度逐渐衰减,沿入射深度方向剂量达到最大后缓 慢减小,对皮肤和肿瘤后端正常组织伤害较大^[1]。不同 于X射线,质子有着良好的布拉格峰特性——高速运动 的质子进入人体,与表层组织发生作用机会较低,在达 到肿瘤区域时,速度骤减释放能量,肿瘤后端正常组织 得以保护^[2]。被动散射技术是质子放疗主要束流输运技 术之一,作为被动散射质子放疗的关键元素,准直器限 束孔能够将二次散射后的射束与肿瘤横向轮廓适形,使 肿瘤区域受到完全覆盖的同时最大程度上减少正常组 织所受剂量。然而,黄铜制成的准直器限束孔也存在一 些问题, Tayam^[3]和 Han^[4]分别对日本和韩国的质子治 疗系统做了中子污染测量,发现准直器限束孔厚度较 薄时,中子污染较大,但增大准直器限束孔厚度又造成 质子横向剂量曲线半影的增加^[5],在准直器限束孔与 病人之间增加中子屏蔽又增加了输运线路的复杂性^[6]。 另外, 传统准直器限束孔是治疗计划系统 (Treatment Planning System, TPS) 根据肿瘤横向轮廓计算出的二 维形状垂直挖孔加工而成,由于质子束流通过准直器限

束孔时有一定角度而并非完全平行,部分质子与准直器限束孔内边缘撞击发生散射,偏离初始方向,扰乱剂量分布。因此,如何减小准直器限束孔的边缘散射效应或在TPS算法中考虑边缘散射效应也是被动散射质子放疗的一个研究热点,Kase等^[7]提出了考虑准直器边缘散射的输出因子的半解析模型,Vidal等^[8]提出了质子束准直器散射剂量计算的解析模型,可以使TPS在算法层面考虑准直器限束孔边缘散射,但临床上普遍低估或忽略准直器造成的边缘散射效应,至今没有TPS将其加入到算法层面^[9]。

Zhao等^[9]证实了发散型准直器限束孔在射程为 15~25 cm (对应质子能量在140~200 MeV内)的 SOBP(Spread Out Bragg Peak,展宽布拉格峰)例子 中的效果,而在大多数使用质子被动散射放疗技术治 疗不同深度位置肿瘤时,可能涉及质子最低及最高能 量为70,250 MeV^[2],不同能量质子与材料发生作用机 制可能不同,对材料的穿透能力也不相同,一般准直器 厚度有限,高能质子撞击到准直器内表面除了发生散 射效应也可能发生穿透作用。因此,本文采用蒙特卡罗 软件 TOPAS 模拟被动散射治疗头,选取70,110,160,

收稿日期: 2018-07-12; 修改日期: 2018-09-14

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (11375181); 国家重点研发计划项目 (2017YFC0107504)

作者简介:刘春波 (1993-),男,河南许昌人,硕士研究生,从事医学物理研究; E-mail: ancewer@mail.ustc.edu.cn

[†]通信作者: 裴曦, E-mail: xpei@ustc.edu.cn。

200, 230, 250 MeV 等6个能量下质子束流, 对多种单能质子束在模体中不同深度的剂量分布进行详细分析。

2 材料及方法

2.1 发散型准直器限束孔构建

在被动散射式治疗头中,为了将质子笔束散射为均 匀分布的大照射野,经常经过两次散射,初级散射体将 其散射为带一定发射角的锥状束流,二级散射体将其分 布变得更均匀,治疗中经过二次散射的束流时有一定发 散角,在经过准直器限束孔时与其内边缘发射散射作 用。如图1^[9]所示,通过虚拟源轴距(VSAD)与等中心 点(Isocenter)与靶区边界距离计算得到准直器发散角 来构建出发散型准直器,可以大大减少束流与准直器内 边缘的碰撞概率,式(1)描述了发散型准直器限束孔的 三维模型,



图 1 (在线彩图)发散型准直器构建模型^[9]

其中: *VSAD* 为虚拟源轴距; *z* 为等中心点到准直器 限束孔中心距离; *d* 为准直器限束孔厚度; θ 为方位角, 范围为 (0 ~ 2 π)。 *F*(0, θ) 表示在角度为 θ 时等中心点距 靶区边缘距离; *F*(*z*, θ) 表示在角度为 θ 时准直器内边缘 中心距轴线距离。

2.2 蒙特卡洛软件TOPAS

蒙特卡洛 (Monte Carlo, MC) 方法是以概率统计 为基础的科学计算算法,被公认为放射治疗剂量计算 的黄金准则,能够模拟粒子与介质相互作用规律^[10]。 Geant4 是 CERN (欧洲核子中心) 主导开发的一款基于 蒙特卡洛算法的处理粒子与物质相互作用的软件开发 包^[11],广泛应用于高能物理、核物理、天体物理、加速 器、核医学等多个领域。其功能强大且对用户开源,成 为剂量计算不可或缺的工具。TOPAS^[12] 是 MGH (美 国麻省总医院) 基于 Geant4 二次开发的软件,能够调用 Geant4 的各种物理模型,而且 TOPAS 内置了质子 被动散射治疗头各部件参考模型,用户只需较少输入 参数即能构建非常复杂的治疗头部件,因此在质子放 疗蒙特卡洛模拟方面有着广泛的应用。本研究使用软件版本为 TOPAS3.1,运行环境为 CPU(Intel Xeon(R) CPU E5-2667 V3 @3.20 GHz×48),内存 256 G,操作 系统 Ubuntu 16.04 LTS。

2.3 计算模型

在TOPAS程序内嵌 IBA(Ion Beam Applications) 的被动散射系统模型中,质子点源距等中心点3m,在 距等中心点 2.8, 1.7 m 处分别采用平面铅板及铅聚碳酸 酯混合体作为第一散射体与第二散射体,在距等中心 点50 cm 处设置黄铜准直器对肿瘤适形。本研究通过 统计该模型相空间文件,得到束流发散角,进而得到 虚拟源轴距约为2.3 m,并参考该模型的部分参数构建 如图2所示的几何模型,为单独研究准直器限束孔导致 的边缘散射效应及中子能谱分布,用质子束平面源替 代质子点源经过两个散射体后的束流,尺寸足以覆盖 准直器限束孔内孔径采用40 cm×40 cm×40 cm水模体 研究,虚拟源(Virtual source)、平面源和准直器限束 孔分别距离水箱中心点2.3, 1.7, 0.36 m。两种准直器 限束孔采用黄铜材料,厚度7 cm,其后端表面与水箱 间隙10 cm。以水箱中心为等中心点,质子束流在经过 准直器后在等中心点处形成直径为10 cm的圆形射野。 TOPAS运行时调用了Geant4的标准物理模型、衰变模 型、高精度BIC模型、粒子簇射模型、弹性碰撞模型 与非弹性碰撞模型,模拟粒子数为10⁷,统计误差在1% 以内。





3 结果及讨论

3.1 模型验证

本研究的重点在于分析传统准直器内边缘散射效应 及探究发散型准直器限束孔对该边缘散射效应有无改 进作用。因被动散射质子放疗涉及能量范围较宽,治疗 不同位置肿瘤时所用质子 SOBP 位置各不相同,所使用 的 RMW,FS,SS 参数各异。为了探究不同能量下的 剂量分布情况,本文做了部分简化,使用带一定发射角 的平面源表示粒子穿过 SS 后的情况,虽然会对结果带 来一定误差,但是更有助于单独研究准直器限束孔导致 的边缘散射效应及中子能谱分布。且对比了国际上其 它小组^[8–9,13]的研究工作,横向剂量曲线有很好的一 致性。为了更好地分析横向剂量曲线的优劣,文中均匀 度 (Hetergeneity) 定义为最大剂量与中心剂量之比,平 坦度 (Flatness) 定义为半高宽 80% 范围内最大最小剂量 偏离中心轴剂量之比。

3.2 0.5 cm 深度处横向剂量分布对比

Van 等^[14], Titt 等^[15]的研究均指出边缘散射效应 随深度增加而减少,在深度大于15 cm 处几乎消失。为 研究不同能量下边缘散射效应,我们对比了一系列单能 质子经过治疗头后在距水箱入口表面0.5 cm 处的横向 剂量分布曲线,如图3所示,图(a)~(f)分别为质子束 流能量为70,110,160,200,230,250 MeV,红色、蓝色 以及黑色曲线分别表示传统型和发散型准直器限束孔设 置下的归一化横向剂量及两者差值(Difference)。在70 MeV[图3(a)]时,传统型准直器限束孔设置下的剂量曲

线中心区域边缘有个明显的"角",即边缘散射效应造 成的能量沉积在该位置处,而改进后的发散型准直器限 束孔曲线非常平坦。随着能量增加,质子与空气多库伦 散射效应增强,横向剂量曲线平坦区中心变凹、两侧上 扬,在质子能量低于200 MeV时,传统准直器限束孔 相对于发散型下剂量曲线有个明显的"角"。因为在低 能质子时,质子与空气间隙多库伦散射效应不明显,剂 量曲线形成的"角"主要来源于质子与准直器限束孔内 表面碰撞散射的贡献;而更高能量的质子穿透能力较 强,与空气间隙的多库伦散射效应增强,是横向剂量曲 线平坦区两侧剂量升高的主要贡献,由于质子穿过传统 准直器限束孔内表面后能量降低,使得射野边缘形成一 个小"尾巴"。因此在对于高能质子,虽然横向剂量曲 线平坦区,发散型准直器限束孔没有优势,但半影末端 剂量很小,明显优于传统准直器。图4展示了两种准直 器设置下横向剂量曲线平坦度、均匀度与入射质子束能 量之间的关系,可以看出传统型准直器限束孔在水面入 口处不均匀度非常大,接近110%,平坦度也超过4%, 在 200 MeV 能量以下,发散型准直器限束孔对平坦度、 均匀度有非常明显的改善,但在质子能量较高时,两者 效果相近。



图 3 (在线彩图)不同质子能量下横向剂量分布



3.3 边缘散射效应与深度关系

为研究边缘散射与质子束进入模体深度的关系,本

文选择90,160,230 MeV质子束,分别代表低、中、高 能质子,如图5~7所示,其中图(a),(b),(c),(d)分 别为统计它们在进入水箱0.5 cm深度、50%射程位 置、70%射程位置、90%射程位置的横向剂量曲线,从 图5(a),图6(a),图7(a)看出在0.5 cm处传统准直器设 置下剂量曲线有个明显的角,与3.2节部分所述一致。 随着水深度增加,在50%射程处仍有传统准直器剂量分 布仍有凸起,到70%射程处已经不太明显,在90%射 程处,两者几乎没有差异。同样的规律可以在图6(a~d) 中看到,由于质子能量已经很高,差别不太明显。对 于230 MeV质子,如前面章节所述,其穿透能力强, 与空气多库仑散射截面大,传统准直器与发散型准直器 效果差别不明显。另外,从图5~7中a~d图均可以看 出半影随水深增加而明显增大。











图 7 (在线彩图)不同深度横向剂量分布 (230 MeV)

3.4 中子能谱比较

被动散射质子放疗中主要中子来源于准直器限束 孔,高的中子剂量可能导致次级癌症风险。由质子撞击 准直器限束孔导致的中子飞行方向随机分布,进入病人 体内的中子对病人危害很大,其它未进入人体的中子可 能散射到其它材料中,使材料活化,对硬件设备及技师 等工作人员危害较大,因此很有必要统计次级中子的产 生情况。本文主要关注病人体内情况,统计了不同能量 质子下次级中子能谱,如图8所示。从图8中可以发现 在各个入射质子能量下产生的0~10 MeV中子占了很大 比例,这是由于靶核退激产生的中子蒸发作用而致^[16]。 与入射质子能量相等的中子数量较多,这部分中子是 由质子直接碰撞产生的,虽然该作用概率很小(百分之 几)^[17],但由于入射质子为单能,因此在统计结果中所 占比例较大,在图中显示为在与入射质子能量相等的中 子通量突增。比较而言,由于入射质子与发散型准直器



图 8 (在线彩图)不同能量质子束下中子能谱

限束孔撞击面积较小产生中子能量在低于入射质子位 置的通量分布明显低于传统准直器限束孔,对病人危害 更小。

4 结论

为了探索发散型准直器限束孔应用于质子放疗的可 行性,本研究通过蒙特卡洛软件模拟了质子被动散射治 疗头,发现对于200 MeV以下质子束,发散型准直器 限束孔对质子横向剂量曲线有很大改善,且中子通量有 所减少;对于200 MeV以上的质子,横向剂量曲线平 坦区改善效果虽然并不明显,但是剂量曲线"尾巴"明 显变小,次级中子有所减少。临床应用的质子放疗能量 区间在70~250 MeV,并且使用SOBP,多个能量剂量 偏差叠加后可能更高,也会产生更多的次级中子,因此 对于大部分肿瘤,发散型准直器限束孔有很大优势。总 的来说,本文证明了发散型准直器限束孔在物理上有很 好的效果,为进一步临床研究提供了数据支撑。

参考文献:

- PODGORSAK E B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students[M]. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005: 170.
- [2] NEWHAUSER W D, ZHANG R. Physics in Medicine and Biology, 2015, 60(8): 155.
- [3] TAYAMA R, FUJITA Y, TADOKORO M, et al. Nucl Instr Meth A, 2006, 564(1): 532.
- [4] HAN S, CHO G, LEE S B. Nuclear Engineering and Technology, 2017, 49(4): 801.
- [5] SLOPSEMA R L, KOOY H M. Phys Med Biol, 2006, 51(21): 5441.
- [6] TADDEI P J, FONTENOT J D, ZHENG Y, et al. Physics in Medicine and Biology, 2008, 53(8): 2131.

- [7] KASE Y, YAMASHITA H, SAKAMA M, et al. Physics in Medicine and Biology, 2015, 60(15): 5833.
- [8] VIDAL M, MARIZI D L, SZYMANOWSKI H, et al. PPhysics in Medicine and Biology, 2016, 61(4): 1532.
- [9] ZHAO T, CAI B, SUN B, et al. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2015, 16(5): 367.
- [10] PAGANETTI H, JIANG H, LEE S Y, et al. Medical physics, 2004, 49(4): 2107.
- [11] AKAGI T, KANEMATSU N, Takatani Y, et al. Physics in Medicine and Biology, 2006, 506(3): 1919.
- [12] PERL J, SHIN J, SCHUMANN J, et al. Medical Physics,

2012, **39**(11): 6818.

- [13] OOZEER R, MAZAL A, ROSENWALD J C, et al. Medical Physics, 1997, 24(10): 1599.
- [14] VAN L P, VAN'T V A A, ZELLE H D, et al. Physics in Medicine and Biology, 2001, 46(3): 653.
- [15] TITT U, ZHENG Y, VASSILIEV O N, et al. Physics in Medicine and Biology, 2008, 53(2): 487.
- [16] ZHENG Y, FONTENOT J, TADDEI P, et al. Physics in Medicine and Biology, 2008, 53(1): 187.
- [17] PAGANETTI H. Proton Therapy Physics[M]. Boca Raton: CRC Press, 2012: 46.

Feasibility Study on Whether Divergent Aperture can be Used on Proton Therapy Radiotherapy

LIU Chunbo, LIU Hongdong, HUO Wanli, PEI Xi^\dagger

(School of Physical Sciences, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China)

Abstract: Passive Scattering Proton Therapy (PSPT) is one of the main technologies for proton radiation therapy. The dose distribution in the patient deviates from the ideal state due to the edge scattering effect when the beam passes through the aperture. In this paper, TOPAS, a Monte Carlo software, was used to simulate the passive scattering treatment head. The influence of the edge scattering effect of the two aperture sets on the dose distribution was compared. The proton beam at 70, 110, 160, 200, 230 and 250 MeV was tested respectively. We found that the scattering effect of the conventional aperture is most obvious at 70 MeV, and the flatness and hetergeneity of the lateral dose curve at the inlet of 0.5 cm of the tank reach 4.63%, 108.05%, respectively. The dose shift caused by the edge scattering effect decreases with increasing water depth and disappears at the Bragg peak. After using the divergent aperture, the flatness and uniformity at 70 MeV are reduced to 1.28% and 101.31%, respectively, and the 100, 160, and 200 MeV proton beams are improved in different extents. For a proton beam with an energy close to 250 MeV, there is no advantage in the lateral dose curve of the divergent aperture. For all energy protons, the secondary neutrons are reduced with divergent aperture. The results show that the divergent aperture is effective for PSPT and this study provides data support for further application in clinical practice.

Key words: TOPAS; divergent aperture; edge scattering

Received date: 12 Jul. 2018; Revised date: 14 Sep. 2018

Foundation item: National Natural Science Foundation of China (11375181); National Key R&D Program of China (2017YFC0107504)

[†] Corresponding author: E-mail: PEI Xi, xpei@ustc.edu.cn.