

基于TOPAS计算的磁场下质子辐射剂量分析

阳露,刘红冬,陈志,裴曦,徐榭

中国科学技术大学核科学技术学院,安徽 合肥 230025

【摘要】目的:分析磁场作用下质子束在模体中的剂量分布,为核磁共振引导的质子放疗提供数据参考。**方法:**采用蒙特卡罗软件TOPAS计算治疗用质子束在核磁共振横向磁场影响下水体模中的剂量分布。同时采用水-空气-水模型研究磁场下的电子回转效应对不同介质交界处质子剂量分布的影响。**结果:**在均匀水体模中,当磁场强度在0.5 T以内,质子能量在150 MeV以下时,质子布拉格峰位置沿深度方向偏移在1 mm以内,但与束流入射方向平行的XZ面的高剂量区横向侧移在4 mm左右;当磁场强度达到1.5 T时,150 MeV的质子布拉格峰位置偏移在1 mm以内,但横向侧移达10 mm以上。研究结果还发现在磁场作用下,质子在水与空气交界处的剂量无明显变化。**结论:**利用蒙特卡罗方法可以准确分析磁场下的质子辐射剂量。横向磁场的存在对质子在深度方向的剂量影响较小,但对横向剂量侧移影响较大,且与能量、磁场强度成正比,而电子回转效应对质子在水与空气交界处的剂量影响近似可以忽略。

【关键词】蒙特卡罗方法;TOPAS;磁场;质子放疗;剂量

【中图分类号】R811.1;TL72

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)03-0217-08

Analysis of proton dose in magnetic field using TOPAS

YANG Lu, LIU Hongdong, CHEN Zhi, PEI Xi, XU Xie

College of Nuclear Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230025, China

Abstract: Objective To study the impact of magnetic field on the dose distribution of proton beam in phantom, providing a data reference for magnetic resonance imaging (MRI)- guided proton therapy. **Methods** Monte Carlo code TOPAS were implemented to calculate the dose distribution in a water phantom with the impact of transverse magnetic field on proton beam. In addition, a water phantom with an air-gap (water-air-water phantom) was also used to study the impact of the electron return effect (ERE) under the magnetic field on the proton dose at the interface of water and air. **Results** When the intensity of the magnetic field was less than 0.5 T, and the proton energy was less than 150 MeV, the shift of the field in depth direction was 1 mm at the Bragg peak, but the lateral shift of high dose area of XZ plane which was parallel to the incidence direction of proton beams was 4 mm in homogeneous water phantom. For the combination of proton of 150 MeV and magnetic field of 1.5 T, though the shift of the field was 1 mm at the Bragg peak, the lateral shift was larger than 10 mm. At the interface of water and air, no visible effect of the magnetic field on the proton dose distribution was observed. **Conclusion** The proton radiation dose under the magnetic field can be accurately analyzed by using Monte Carlo method. Transverse magnetic field has little effect on the dose distribution of proton in depth direction, but has obvious impact on the lateral shift. And the lateral shift was proportional to the proton energy and magnetic field strength, but the impacts of ERE on the proton dose distribution at the interface of water and air were nearly negligible.

Keywords: Monte Carol method; TOPAS; magnetic field; proton therapy; dose

前言

【收稿日期】2016-11-28

【基金项目】国家自然科学基金(11575180)

【作者简介】阳露,硕士研究生,主要从事医学物理研究, E-mail: yang-lu33@mail.ustc.edu.cn

【通信作者】徐榭,教授,博士生导师,主要从事蒙特卡罗计算方法在核科学技术(包括医学物理)的应用, E-mail: xgxu@ustc.edu.cn

质子放射治疗利用其独特的 Bragg 峰等物理特性,在提供良好剂量分布的同时很好地保护肿瘤后端的器官^[1]。因此在肿瘤较小或肿瘤位置接近敏感器官时,质子放射治疗比传统光子放射治疗效果更好^[2-5]。但质子放射治疗对解剖结构位置变化比传统的光子放疗更加敏感,靶区位置几个毫米的误差可能会导致剂量 100% 的变化^[6]。近年来,图像引导技

术被证明能有效降低靶区位置的不确定度,尤其是基于核磁共振(Magnetic Resonance Imaging, MRI)的图像引导,具有高清晰的软组织对比和解剖图像等优势,同时无需承担电离辐射的风险,能实时跟踪肿瘤位置变化^[7]。国外已有一些研究小组针对MRI引导的光子和质子放射治疗装置展开研究^[8-11]。其中,对磁场的研究主要包括磁场方案的选择^[11]、MRI引导光子放射治疗时磁场对剂量分布的影响等,发现MRI引导的光子放疗中电子回转效应(ERE)对组织界面剂量影响较大^[12-15]。游士虎等^[16-17]也报道了MRI引导的光子放射治疗中的ERE研究。国内外关于MRI磁场对质子放疗影响的研究不多。实际上,质子放疗相比于传统光子放疗对靶区解剖结构位置变化更加敏感,且带电质子受磁场影响更显著。因此,研究磁场对质子的影响,尤其是对剂量分布的影响,是很有必要的。

目前实用型的MRI引导质子放射治疗装置还处于基础研究阶段,没有完整样机的报道,几乎所有目前的研究都是采用基于蒙特卡罗(MC)方法和假设的MRI条件的模拟。本文主要针对MRI引导质子放疗过程中的磁场对质子剂量分布的影响做一些初步的计算工作。研究方法是利用MC软件计算和分析多个能量下质子束在不同强度磁场中的剂量分布情况,为质子放疗选择合适的质子能区以及磁场强度给出合理建议。另外本文还针对MRI引导质子放射治疗中的ERE进行研究,分析ERE对质子剂量分布在不同传输介质交界面处的影响,得到的结果将给未来设计实用的机器方案提供参考意义。

1 材料与方法

1.1 MC软件TOPAS

MC方法能精确模拟粒子输运过程,已经广泛应用于医学物理的各个方面^[18]。本课题组与美国麻省总医院合作多年,并于2014年在国内率先开始使用他们开发的TOPAS软件包^[19]。TOPAS是在著名的GEANT4开源MC软件基础上近期开发的一款新型软件,在保证准确计算结果的同时又继承了GEANT4软件物理模型的多样性。它无需耗费大量时间通过编写代码来构造特殊组件的几何模型,只需输入内置特殊组件的参数就可以模拟该组件。TOPAS软件自带特殊组件包括二极管、四极铁、多叶光栅、准直器、补偿器等,同时还支持可视化功能。该软件多用于放射治疗领域,尤其适用于质子重离子放疗设备中复杂部位的建模。本工作使用的是目前发布的最新版本

TOPAS 3.0,在模拟中调用了基于GEANT4用于质子输运模拟的6种物理模型:标准电磁模型、高精度BIC模型、衰变模型、离子簇射模型、弹性碰撞模型与非弹性碰撞模型。

1.2 模拟计算模型

考虑到临床MRI磁场强度在3 T以内,本工作的模拟磁场范围设置在3 T以内,质子能量范围选择90~150 MeV。模型设置如图1所示,入射质子束为平面质子束,射野大小为5 cm×5 cm,水模体上表面的面积为10 cm×10 cm,其中心轴与射野中心轴重合。均匀分布的质子束流源垂直入射到水模,同时束流方向与磁场方向垂直,图1中红色箭头表示磁场方向,均匀磁场覆盖整个水模体。图1中绿色虚线绘制的长方体表示均匀磁场区域,蓝色水模体与磁场区域等高,保证粒子进入水模体后才受到磁场的作用,除水模体外其他区域均设为真空。模拟使用的水模体横截面为10 cm×10 cm。水模体深度设置主要考虑到参考质子的布拉格峰位置、布拉格峰后的低剂量、计算精度与计算时间。所以当质子能量为90~100 MeV时,水模体深度设置为10 cm;质子能量为120 MeV时,水模体深度设置为14 cm;质子能量为150 MeV时,水模体深度设置为20 cm。

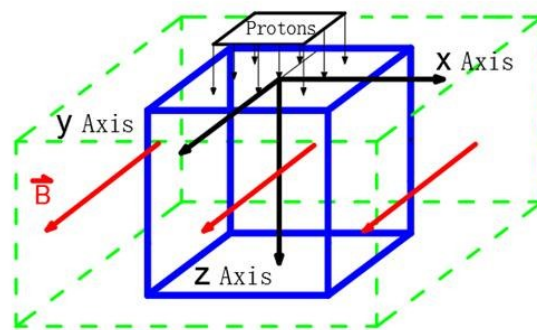


图1 均匀水模体的几何模型

Fig.1 Geometric model of homogeneous water phantom

在研究中心轴线上深度剂量分布时,计算模型只沿深度方向按0.02 cm的精度分层,模拟的总粒子数为 1×10^7 ,使用服务器工作站上的CPU(Intel Xeon(R) CPU E5-2667 V3 @3.20 GHz×32,内存128 G, OS: Ubuntu 16.04 LTS)计算时间为1 h左右,这样可以保证在布拉格峰位置前及峰后位置2 mm以内结果的误差控制在0.1%以内,而峰的2 mm之后低剂量的结果误差控制在4.0%以内。在研究平行束流入射方向XZ面的剂量分布时,模型设置的平面内计数单元为0.1 cm×0.1 cm。模拟粒子的总数为 5×10^7 个,使

用CPU计算时间为10 h左右,当质子能量增大时,耗时也会变长。这样计数可以保证在照射野范围内误差控制在1.0%以内,照射野外误差控制在4.5%以内,但这不影响计算的结果。

1.3 ERE 研究

有研究表明,MRI引导的光子放疗中ERE对组织界面剂量影响较大,但质子与光子不同,与物质相互作用所产生的电子能量不一样,所以研究质子在磁场中的ERE也很重要。在原模型基础上,我们将水模体深度2~4 cm处的水换成空气,总体模型为水-空气-水模型,如图2所示。我们采用空气替换而不是肺组织,这是因为TOPAS使用的是基于GEANT4数据的ICRP报告中的肺,其密度是1.04 g/cm³(即ICRP报告中肺默认是不包含空气的),因此在TOPAS中模拟水-肺-水模型不具有实际意义。

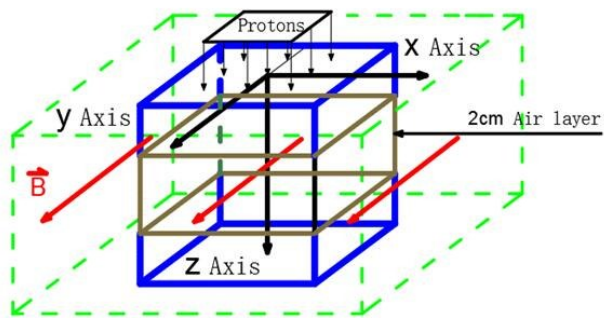


图2 研究ERE的几何模型
Fig.2 Water-air-water model for studying electron return effect

2 结果

2.1 模型验证

图3是在0、0.5、1.0和3.0 T均匀横向磁场下,90 MeV单能质子在均匀水模体中的剂量分布。各个磁场强度下对应的结果与0 T对比,发现0.5 T的结果在沿深度方向上的布拉格峰位置未发生明显偏移,但XZ面对应的高剂量区的向侧移量为1 mm。1.0 T时布拉格峰位置也未发生明显偏移,但高剂量区的横向偏移量是3 mm。3.0 T时沿着深度方向的布拉格峰位置向浅的深度处移动了1 mm,对应的高剂量区横向侧移量为5 mm。该结果与Raaymakers等用GEANT4软件分别模拟0.5和3.0 T的均匀横向磁场下,90 MeV单能质子在均匀水模体中的剂量分布结果基本相符,这个结果证明本文TOPAS软件使用的几何模型和物理模型与GEANT4是相同的。

2.2 磁场强度对各能量下的质子在均匀水模体中的剂量分布影响

2.2.1 磁场强度对100 MeV质子在均匀水模体中剂量分布的影响 图4表示单能质子能量为100 MeV时,中心轴线上深度剂量分布的结果。取中心轴线上最大剂量点作为归一化因子,质子质量较大,与均匀水模相互作用遵循Bethe-Block公式,即沉积的能量与带电粒子的速度平方和静止质量乘积成反比,在速度较大时转移给电子的能量很小。当质子速度接近0时,伴随大量能量的释放,即图4中沿深度方向剂量沉积均匀,但对应的布拉格峰位置沉积剂量

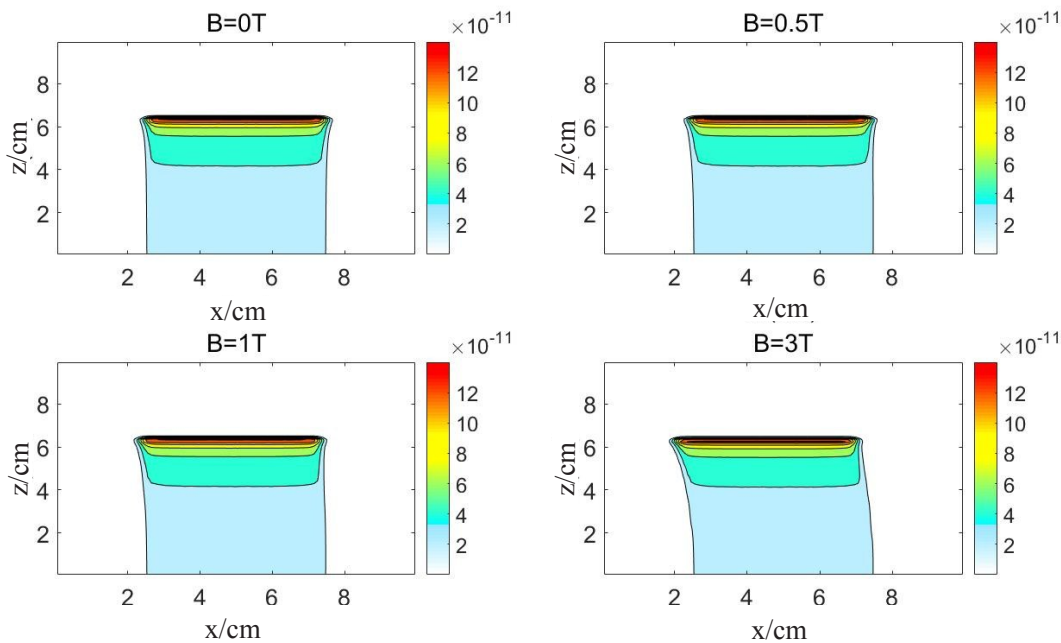


图3 90 MeV 质子束在XZ面的剂量分布
Fig.3 Dose distribution of 90 MeV proton beams at XZ plane

最多。未加磁场时,布拉格峰位于7.60 cm左右,添加磁场后,当磁场强度为3.0 T时,布拉格峰位置向浅的深度处偏移0.06 cm;当磁场强度为1.5 T时,布拉格峰位置向浅的深度处偏移0.02 cm;0.5、1.0 T磁场强度下各自对应的布拉格峰位置与0 T对应的布拉格峰位置相比无明显变化。

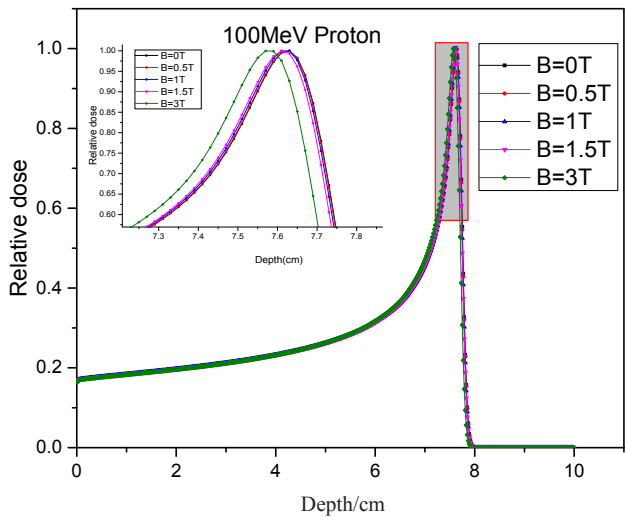


图4 E=100 MeV 中心轴线上深度剂量分布
Fig.4 Depth dose distribution of 100 MeV proton at central axis

从图5可看出最大剂量点约在7.5 cm深度处,图中X轴2.5~7.5 cm处剂量较高。因为照射野大小是5 cm×5 cm,照射野中心设置在5 cm的位置,显然照射野剂量会比照射野外剂量高,所以周围结果为白色区域。磁场作用下,剂量分布发生了弯曲现象。在B=1.5、3.0 T可见到明显弯曲,高剂量点横向侧移随着磁场增大而增加;在B=0.5 T时,布拉格峰位置处横向侧移为1 mm;在B=1.0 T时,对应的横向侧移为2 mm;在B=1.5 T时,对应的横向侧移为3 mm;在B=3.0 T时,对应的横向侧移为7 mm。

2.2.2 磁场强度对120 MeV质子在均匀水模体中剂量分布的影响 图6表示单能质子能量为120 MeV时,不同磁场强度对中心轴线上剂量分布的影响。未加磁场时布拉格峰位置位于10.50 cm左右,添加磁场后当磁场强度为3.0 T时,布拉格峰位置偏移0.10 cm;当磁场强度为1.5 T时,布拉格峰位置偏移0.02 cm;0.5、1.0 T磁场强度下各自对应的布拉格峰位置与0 T对应的布拉格峰位置相比无明显变化。

图7是与质子束入射方向平行的XZ面剂量分布,可看出最大剂量点约在10.5 cm深度处。磁场作用下,剂量分布发生弯曲现象。在B=0.5、1.0、1.5、

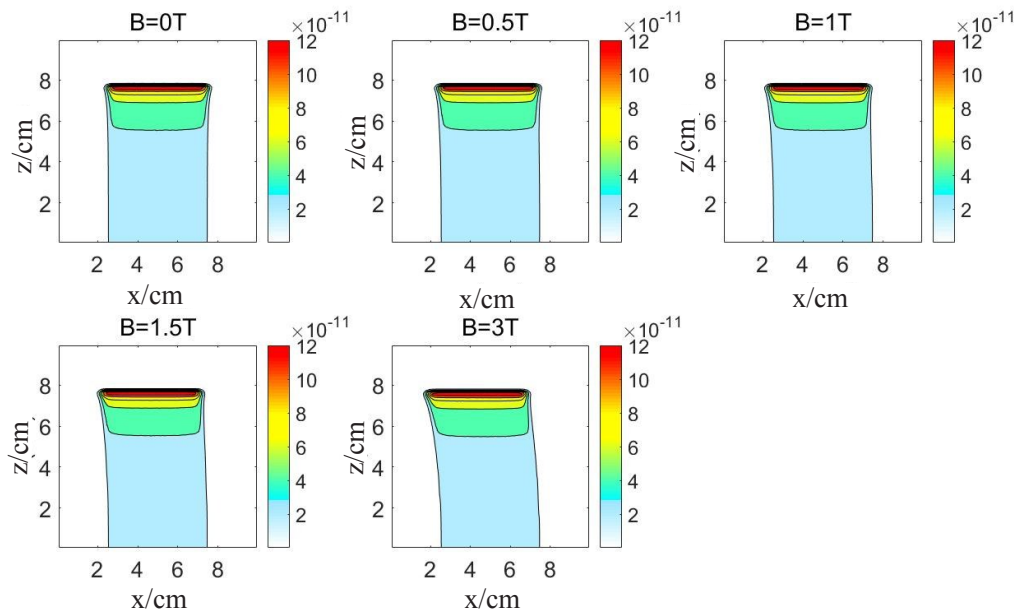


图5 100 MeV 质子束在XZ面的剂量分布
Fig.5 Dose distribution of 100 MeV proton beams at XZ plane

3.0 T时,可见弯曲程度比90、100 MeV大;在B=0.5 T时,布拉格峰位置处横向侧移为2 mm;在B=1.0 T时,对应的横向侧移为4 mm;在B=1.5 T时,对应的横向侧移为6 mm,是90、100 MeV横向侧移的2倍;在B=3.0 T时,高剂量区的横向侧移是12 mm。这个

剂量分布的弯曲程度已经达到了质子放射治疗的厘米级别误差。

2.2.3 磁场强度对150 MeV质子在均匀水模体中剂量分布的影响 图8可看出单能质子能量为150 MeV且未加磁场时,布拉格峰位置位于15.60 cm左右。当

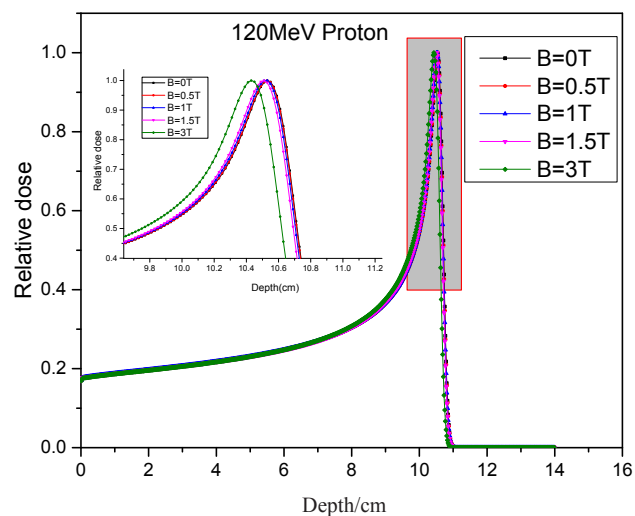


图6 E=120 MeV 中心轴线上深度剂量分布
Fig.6 Depth dose distribution of 120 MeV proton at central axis

磁场强度为 3.0 T 时, 布拉格峰位置偏移 0.26 cm, 0.5 T 对应的布拉格峰位置偏移 0.02 cm, 1.0 T 偏移 0.04 cm, 1.5 T 偏移 0.06 cm, 均小于 0.10 cm。

图 9 可看出最大剂量点约在 15.5 cm 深度处。磁场作用下, 剂量分布弯曲现象更加明显。当 B=0.5 T 时, 布拉格峰位置处的横向侧移为 4 mm; 当 B=1.0 T 时, 对应的横向侧移为 8 mm; 当 B=1.5 T 时, 对应的横向侧移为 12 mm; 当 B=3.0 T 时, 对应的横向侧移为 23 mm。150 MeV 对应 1.5 T 时剂量分布的弯曲程度已经超过了质子放射治疗的厘米级别误差。综合以上结果可知, 高剂量处的横向偏移与磁场强度、质子能量有关。当磁场强度为 0.5 T 以内、质子能量为 150 MeV 以下时, 高剂量处的偏移不明显变化。当磁场强度大于 0.5 T 时, 高剂量处的偏移随着能量增加而增大,

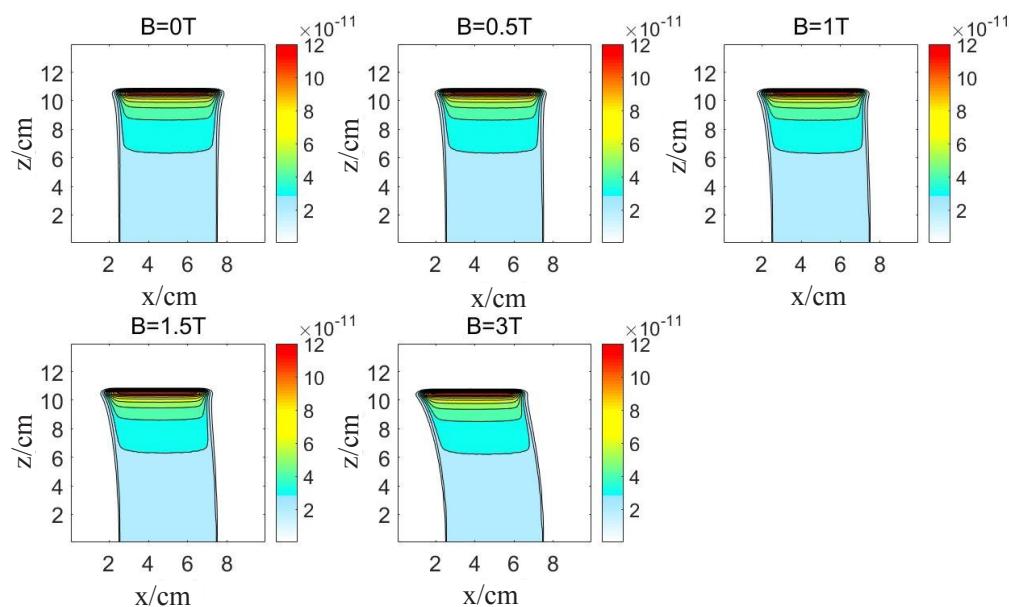


图7 120 MeV 质子束在XZ面的剂量分布
Fig.7 Dose distribution of 120 MeV proton beams at XZ plane

在能量达到 150 MeV、磁场强度达到 1.5 T 以上时, 高剂量处的横向偏移就会大于 1 cm。

2.3 不同能量质子在不同磁场强度下的 ERE 对剂量分布的影响

2.3.1 90 MeV 质子在不同磁场强度下的 ERE 对剂量的影响 图 10 为 90 MeV 质子在水-空气-水模型中的深度剂量分布, 可以发现质子在水和空气交界面处 ERE 对剂量的影响不明显, 这与光子的结果是完全不同的。大量文献数据表明, 磁场作用下, 光子在两种物质的交界面处 ERE 非常明显。ERE 对质子剂量影响不大, 原因主要是质子质量大 (是电子质量的 1 836 倍), 根据动能和动量守恒关系, 转移给电子的最

大动能只有 50 keV 左右, 而光子转移给电子的平均能量可达 MeV 量级。所以在磁场作用下, 由质子与物质作用产生的电子所沉积的剂量同质子束本身沉积的剂量相比非常小。另外, 质子本身在磁场下不会发生明显的回转效应, 这是因为质子在磁场下的偏转半径远远大于照射野范围。正如在空气层 20~40 mm 的深度处, 质子能量很大, 质子在磁场作用下发生偏转, 磁场强度为 0.5~3.0 T 时, 对应空气中的偏转半径为 45~274 cm。偏转半径根据质子在磁场下做圆周运动得到 (非相对论), 单位为 cm:

$$r_p = \frac{mv}{Bq} = \frac{\sqrt{2mE}}{Bq} \approx 14.45 \times \frac{\sqrt{E}}{B}$$

(1)

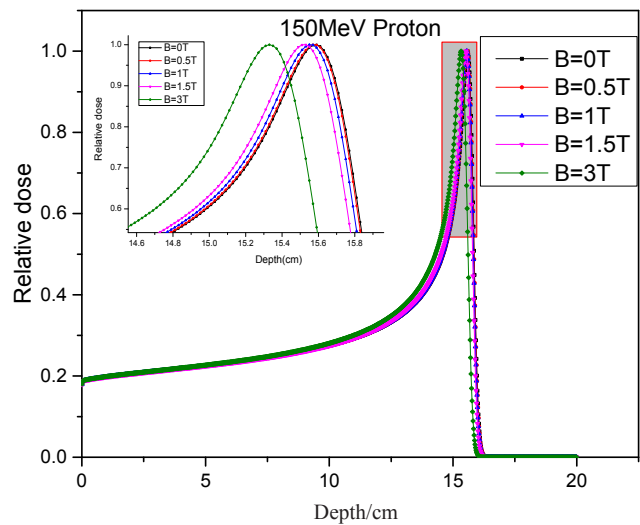


图 8 E=150 MeV 中心轴线上深度剂量分布
Fig.8 Depth dose distribution of 150 MeV proton at central axis

式中, m 是质子静止质量, v 是质子速度, q 是电子电量, E 是质子能量, B 是磁场强度。照射野范围是 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 。偏转半径与照射野围成的角度很小, 质子继续向更深处前行。具体不同能量质子在不同磁场作用下, 做圆周运动的半径如图 11 所示。

2.3.2 100 MeV 质子在不同磁场强度下的 ERE 对剂量的影响 图 12 中对应的 100 MeV 质子在水-空气-水模型中, 水和空气交界面的 ERE 不明显。原因已在 2.3.1 节中做出说明。图中布拉格峰位置的偏移与图 4 结果基本一致。

2.3.3 120 MeV 质子在不同磁场强度下的 ERE 对剂量的影响 图 13 中对应的 120 MeV 质子在水-空气-水模型中, 水和空气交界面的 ERE 不明显, 图中布拉格峰位置的偏移与图 6 结果基本一致。

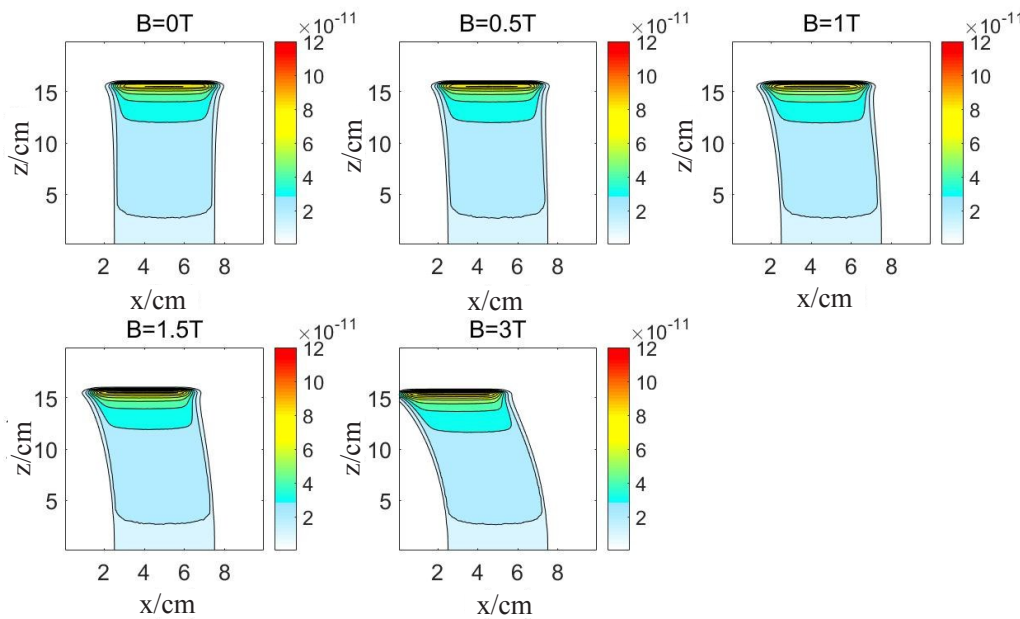


图 9 150 MeV 质子束在 XZ 面的剂量分布
Fig.9 Dose distribution of 150 MeV proton beams at XZ plane

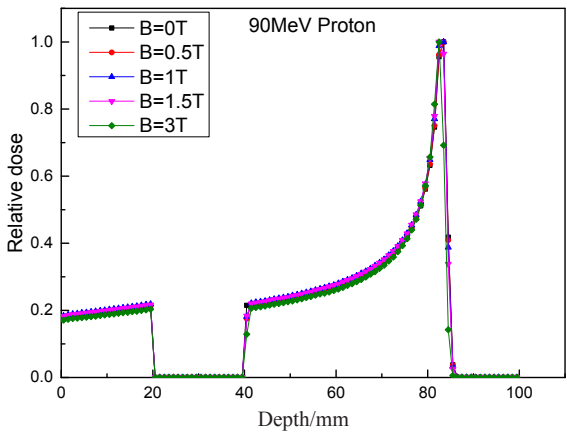


图 10 E=90 MeV 水-空气-水模型中心轴线上深度剂量分布图
Fig.10 Depth dose distribution of 90 MeV proton at central axis in a water-air-water phantom

2.3.4 150 MeV 质子在不同磁场强度下的 ERE 对剂量的影响 同样当能量达到 150 MeV 时, 如图 14 所示, 质子在水-空气-水模型中, 水和空气交界面的 ERE 也不明显。

3 讨论

通过对比文献数据确认 TOPAS 软件计算 90 MeV 质子束在磁场中剂量分布的几何和物理模型的准确性, 在此基础上利用该软件计算和分析不同磁场(磁场强度涵盖 0.5~3.0 T)作用下, 不同能量质子束(从 90~150 MeV)在水模体中的剂量分布情况。磁场强度在 0~3.0 T 时, 各个能量对应的沿轴线上深度剂量

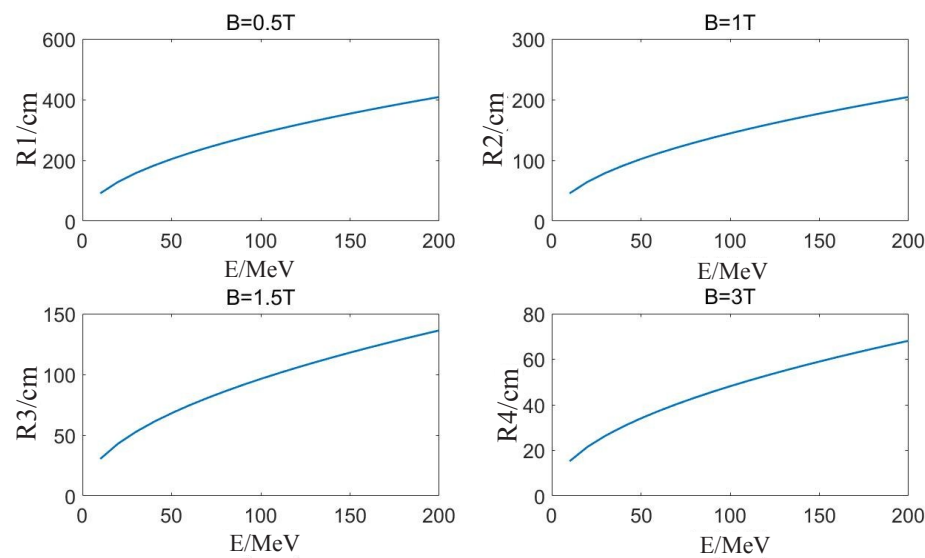


图 11 多能量档下不同磁场对应的质子圆周运动半径

Fig.11 Proton curvature radius corresponding to the energy at different magnetic field strengths

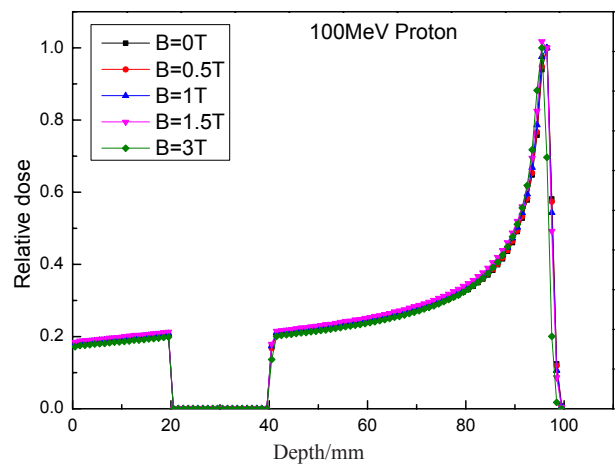


图 12 E=100 MeV 水-空气-水模型中心轴线上深度剂量分布图

Fig.12 Depth dose distribution of 100 MeV proton at central axis in a water-air-water phantom

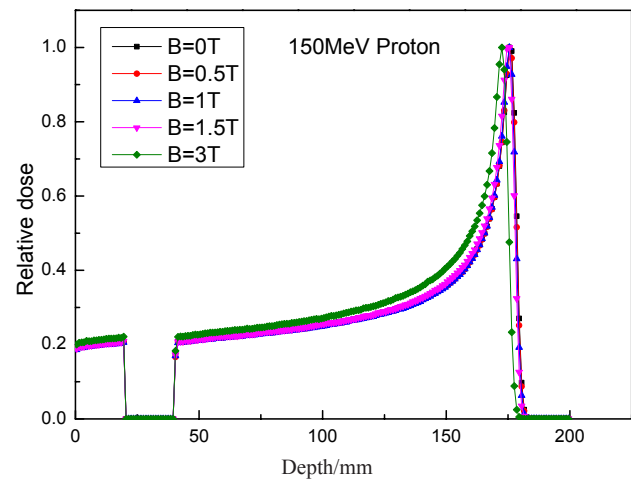


图 14 E=150 MeV 水-空气-水模型中心轴线上深度剂量分布图

Fig.14 Depth dose distribution of 150 MeV proton at central axis in a water-air-water phantom

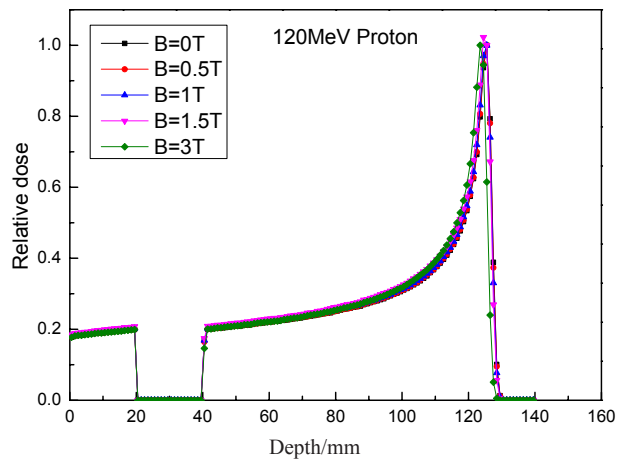


图 13 E=120 MeV 水-空气-水模型中心轴线上深度剂量分布图

Fig.13 Depth dose distribution of 120 MeV proton at central axis in a water-air-water phantom

分布几乎不受磁场影响,布拉格峰的深度位置偏移范围都在 2 mm 以内,且随能量变化很小。但高剂量区的横向偏移量随能量、磁场强度增加而显著增大。当能量达到 150 MeV 同时磁场强度增大到 1.5 T 时,横向偏移可达到 12 mm;当磁场强度为 3.0 T,能量 120 MeV 时,横向偏移也可达到 12 mm;当能量增加到 150 MeV,3.0 T 磁场下的横向偏移量可达到 23 mm。因此,若选用的质子能量高于 150 MeV 时,不建议组合 1.5 T 及以上磁场的 MRI 引导质子放射治疗;若选用的质子能量高于 120 MeV 时,不建议组合 3.0 T 磁场的 MRI 引导质子放射治疗。同时我们认为,MC 方法可以用来准确分析磁场下的质子剂量分布情况。

另外本文还根据水-空气-水模型,研究了ERE对质子剂量分布的影响。结果发现ERE对质子剂量分布影响并不明显。由于质子质量较大,转移给电子的能量很小(50 keV左右),导致电子沉积的能量与质子相比可以忽略,水与空气层界面未出现明显剂量变化的情况。而相同磁场下光子在不同组织界面上的ERE效应则非常显著,这也是将MRI应用到质子放疗中的优势之一。本文得到的结果可以为将来设计MRI引导的质子放射治疗相关装置提供数据参考。

【参考文献】

- [1] SCHULZ-ERTNER D, JÄKEL O, SCHLEGEL W. Radiation therapy with charged particles[J]. *Semin Radiat Oncol*, 2006, 16(4): 249-259.
- [2] HOLLIDAY E B, GARDEN A S, ROSENTHAL D I, et al. Proton therapy reduces treatment-related toxicities for patients with nasopharyngeal cancer: a case-match control study of intensity-modulated proton therapy and intensity-modulated photon therapy[J]. *Int J Part Ther*, 2015, 2(1): 19-28.
- [3] BARTEN D L, TOL J P, DAHELE M, et al. Comparison of organ-at-risk sparing and plan robustness for spot-scanning proton therapy and volumetric modulated arc photon therapy in head-and-neck cancer[J]. *Med Phys*, 2015, 42(11): 6589-6598.
- [4] JAKOBI A, STÜTZER K, BANDURSKA-LUQUE A, et al. NTCP reduction for advanced head and neck cancer patients using proton therapy for complete or sequential boost treatment *versus* photon therapy[J]. *Acta Oncol*, 2015, 54(9): 1658-1664.
- [5] BLANCHARD P, GARDEN A S, GUNN G B, et al. Intensity-modulated proton beam therapy (IMPT) *versus* intensity-modulated photon therapy (IMRT) for patients with oropharynx cancer-a case matched analysis[J]. *Radiother Oncol*, 2016, 120(1): 48-55.
- [6] LOMAX A J. Intensity modulated proton therapy and its sensitivity to treatment uncertainties 2: the potential effects of inter-fraction and inter-field motions[J]. *Phys Med Biol*, 2008, 53(4): 1043-1056.
- [7] SRINIVASAN K, MOHAMMADI M, SHEPHERD J. Applications of linac-mounted kilovoltage cone-beam computed tomography in modern radiation therapy: a review[J]. *Pol J Radiol*, 2014, 79: 181-193.
- [8] MUTIC S, DEMPSEY J F. The ViewRay system: magnetic resonance-guided and controlled radiotherapy[J]. *Semin Radiat Oncol*, 2014, 24(3): 196-199.
- [9] LAGENDIJK J J, RAAJMAKERS B W, VAN VULPEN M. The magnetic resonance imaging-linac system[J]. *Semin Radiat Oncol*, 2014, 24(3): 207-209.
- [10] FALLONE B G. The rotating biplanar linac-magnetic resonance imaging system[J]. *Semin Radiat Oncol*, 2014, 24(3): 200-202.
- [11] KEALL P J, BARTON M, CROZIER S. The Australian magnetic resonance imaging-linac program[J]. *Semin Radiat Oncol*, 2014, 24(3): 203-206.
- [12] RAAJMAKERS B W, RAAJMAKERS A J, KOTTE A, et al. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: dose deposition in a transverse magnetic field[J]. *Phys Med Biol*, 2004, 49(17): 4109-4118.
- [13] RAAJMAKERS A J, RAAJMAKERS B W, LAGENDIJK J J. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons[J]. *Phys Med Biol*, 2005, 50(7): 1363-1376.
- [14] RAAJMAKERS A J, RAAJMAKERS B W, VAN DER MEER S, et al. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: impact of the surface orientation on the entrance and exit dose due to the transverse magnetic field[J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52(4): 929-939.
- [15] RAAJMAKERS A J, RAAJMAKERS B W, LAGENDIJK J J. Magnetic-field-induced dose effects in MR-guided radiotherapy systems: dependence on the magnetic field strength[J]. *Phys Med Biol*, 2008, 53(4): 909-923.
- [16] 游士虎, 胡南, 吴章文, 等. MRI引导放射治疗中电子回转效应的蒙特卡罗研究[J]. *原子核物理评论*, 2015, 32(3): 363-367.
YOU S H, HU N, WU Z W, et al. Monte Carlo study of electron rotation effect in MRI-guided radiation therapy[J]. *Nuclear Physics Review*, 2015, 32(3): 363-367.
- [17] 游士虎, 徐云, 吴章文, 等. 横向均匀磁场对高能电子束剂量分布影响的蒙特卡罗研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2014, 31(6): 1350-1354.
YOU S H, XU Y, WU Z W, et al. Monte Carlo study on the effect of transverse uniform magnetic field on the dose distribution of high energy electron beam[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2014, 31(6): 1350-1354.
- [18] ARCHAMBAULT J P, MAINEGRA-HING E. Comparison between EGSnrc, Geant4, MCNP5 and Penelope for mono-energetic electron beams[J]. *Phys Med Biol*, 2015, 60(13): 4951-4962.
- [19] PERL J, SHIN J, SCHÜMANN J, et al. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications[J]. *Med Phys*, 2012, 39(11): 6818-6837.

(编辑:陈丽霞)