

文章编号: 1007-4627(2015)03-0363-05

## MRI引导放射治疗中电子回转效应的蒙特卡罗研究

游士虎<sup>1,2</sup>, 胡南<sup>2</sup>, 吴章文<sup>1</sup>, 刘岩海<sup>2</sup>, 吴骏翔<sup>1</sup>, 侯氢<sup>1</sup>, 勾成俊<sup>1</sup>

(1. 四川大学原子核科学技术研究所辐射物理及技术教育部重点实验室, 成都 615000;

2. 第三军医大学大坪医院肿瘤放射治疗中心, 重庆 400042)

**摘要:** 为了研究磁共振引导放射治疗对剂量分布的影响, 采用蒙特卡罗方法研究了横向均匀磁场对 6 MV 光子束在 4 种不同人体组织材料与空气界面处因电子回转效应导致剂量分布的改变。模拟显示, 对于电离能相近的几种材料, 磁场对剂量分布扰动的差别较小, 而且电离能较大的材料, 这种扰动明显变小。结果表明, 磁场的引入会影响光子束原有的剂量分布, 且这种影响与材料的电离能有关。这意味着虽然磁共振引导放射治疗可以增强靶向精度, 提高治疗效果, 但磁场会导致光子束剂量分布的改变, 且不同的组织这种改变也不相同, 这将为相应的剂量算法研究带来了新的挑战。

**关键词:** 放射治疗; 光子束; 磁场; 蒙特卡罗

**中图分类号:** R815.2; TL72      **文献标志码:** A      **DOI:** 10.11804/NuclPhysRev.32.03.363

### 1 引言

作为肿瘤治疗和控制的主要手段之一, 放射治疗受到持续的关注。适用于放射治疗的新技术和新概念被不断地提出和完善, 并进一步应用到临床治疗中。光子的外照射放射治疗已经从最初的二维治疗发展到三维适形(3DCRT)、调强放射治疗(IMRT)、图像引导放射治疗(IGRT)、容积调强放射治疗(VMAT)以及最近提出的包含时间因子的四维放射治疗, 将光子线外照射放射治疗向三精(精确定位、精确计划、精确照射)的方向不断推进。

现阶段的图像引导放射治疗技术主要依赖在治疗实施前以锥形束 CT 扫描获得的放射影像图形与计划图像进行配准, 以减少靶移动对治疗实施过程的几何精度的破坏。而进一步减少在放射治疗中肿瘤位置的不确定性的追求导致了磁共振引导放射治疗(MRI Guided Radiotherapy, MRIGRT)的发展。磁共振成像特别是对于软组织成像的优势远远大于传统的锥形束CT<sup>[1]</sup>, 而且MRI能够被改造来执行实时成像功能这被称为功能性MRI。因此, 在原理上, MRI可被用于显示正在治疗中的肿瘤的特征状况。基于MRI成像的该种特点, MRIGRT通过允许在治疗中实时的分割肿瘤移动图像, 可以减少靶区的外扩, 增强靶向的精度<sup>[2-3]</sup>。

MRIGRT结合MRI成像技术提高了传统图形引导技术, 这无疑将对癌症病人具有潜在而深远的影响, 包括增加生存率, 扩展放射治疗癌症的种类等。这个充满吸引力的特点使得一些团队开始对核磁共振引导放射治疗系统进行开发<sup>[4-6]</sup>。

目前, 除了美国ViewRay公司采用放射性核素(钴60)作为治疗束的原型系统外, 其余团队均采用传统加速器与MRI结合的方式<sup>[7-8]</sup>, 完全将MRI和放疗设备整合的工程涉及一系列技术难题<sup>[9-10]</sup>。其中, 磁场存在对于光子束空间剂量分布的影响是一个重要问题, 在计划和实施过程中忽略磁场对剂量分布的影响可能将危害治疗效果和病人的安全。MRIGRT要实现治疗全程对靶区的动态跟踪, 就必须使病人在整个治疗过程中置于磁场内, 照射的初级光子束不会受到磁场存在的扰动, 但是在治疗过程中产生的次级电子的轨迹将会因为洛伦兹力作用于这些电子的垂直运动而改变。结果, 由于多重库仑散射和磁场偏转而共同导致了次级带电粒子分布发生改变从而导致剂量分布也发生变化。特别是磁场的影响进一步加剧了组织界面附近的电子回转效应(Electronic Return Effect, ERE)产生附加扰动, 其形式为空气与组织交界面出现高剂量分布。显然, 这种影响必须在系统设计中给予考虑。

收稿日期: 2014-09-14; 修改日期: 2014-10-23

基金项目: 国家科技支撑计划项目(2011BAI12B05, 2012BAI15B01)

作者简介: 游士虎(1988-), 男, 安徽淮南人, 硕士研究生, 从事辐射物理与医学物理研究, E-mail:ysh198877@163.com

通信作者: 勾成俊, E-mail: ChengJ.Gou@263.net。

研究光子在磁场中的输运过程,蒙特卡罗方法是一种重要的手段<sup>[11-13]</sup>。一些蒙特卡罗代码,例如 EGS4, Geant4 和 PENELOPE 都可进行磁场输运的处理。一些研究工作已经使用这些代码来研究了磁场对光子束的影响。Raaymakers<sup>[14]</sup>和 Raaijmakers<sup>[15-16]</sup>以其正在从事开发的 1.5 (T) MRI/Linac 系统为原型使用 Geant4 研究光子束在横向磁场存在时剂量沉积特点,结果表明,磁场的存在会对光子剂量分布产生明显的影响,它包括光子剂量建成区的缩短和水模体与空气界面上剂量的升高,其中后者对剂量分布的影响尤为严重。随后的研究表明采用低强度的磁场可以降低这种效应的影响。此外,研究中还发现磁场对光子束在简单的肺部模型中剂量分布也产生影响表现为肺层两侧交界面上会因为磁场存在产生剂量的突然升高和跌落。Kirkby<sup>[17]</sup>使用 PENELOPE 和 EGSnrc 模拟真实环境下磁场对光子束剂量分布影响的研究中也发现与 Raaijmakers 相同的现象。有关的实验验证和磁场对生物剂量分布研究也在进行中<sup>[18-19]</sup>。

然而,之前对 ERE 的研究都集中探讨了光子束在水中的剂量分布受到不同强度磁场的影响。对于结构、材料都极为复杂的人体,而相同磁场条件下,各种不同人体材料中电子回转效应之间的差别却未被给予重视并进行详细的比较。随着 MRIgRT 的到来,对磁场如何影响光子束在人体内不同材料剂量分布有更好的理解将变得越来越重要。本文以蒙特卡罗方法为手段,研究 6 MV 光子在几种重要的人体组织中因为电子回转效应对光子束深度剂量和离轴剂量分布的影响,并以无磁场时剂量分布情况作为基准进行详细的比较。

## 2 理论与方法

### 2.1 模拟方法

本文使用 Geant4(Geometry and Tracking) 蒙特卡罗程序包执行光子束在磁场中的输运行为(模拟系统见图 1)。Geant4 是以 C++ 语言编写的能够模拟多种粒子

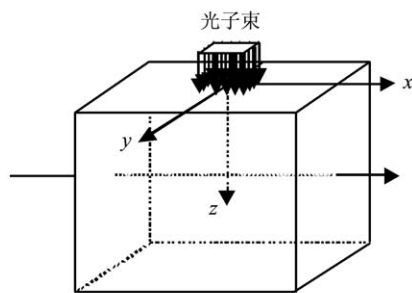


图 1 模拟系统的几何示意图

在介质中输运行为的工具包。目前, Geant4 已经发布了多个版本,且以开源代码形式发布,用户可以根据自己需要做二次开发,本模拟使用的是 Geant4.9.6.P02 版本。

### 2.2 模拟设置

在模拟程序中,本文主要考虑了光子与物质间的电磁相互作用过程的模拟。电磁相互作用主要包括以下一些物理过程:光电效应、康普顿散射、电子对效应,以及相关的电离、电子对湮灭、韧致辐射等过程。这些物理过程由 Geant4 提供的类来描述。模拟中使用的模体大小为 20 cm×20 cm×18 cm,模体填充介质为 Geant4 内置的人体常见材料,它包括:肺组织(G4.LUNG\_ICRP),骨骼肌(G4.MUSCLE\_SKELETAL\_ICRP),皮质骨(G4.BONE\_CORTICAL\_ICRP),软组织(G4.TISSUE\_SOFT\_ICRP)。介质的密度和电离能如表 1 所列,其基本元素组成可以参见 Geant4 用户参考手册。使用射束为具有真实能谱<sup>[20]</sup>的 6 MV 锥形光子束,初始粒子数为  $6 \times 10^8$ ,射野大小为 10 cm×10 cm。网格尺寸为 0.2 cm×0.2 cm×0.2 cm。磁场大小为 1.5 T,方向始终与光子束入射方向垂直。

表 1 不同材料体模中心轴上在模体-空气界面处的 DPF 值

材料名称	密度 / (g/cm <sup>3</sup> )	平均激发能 / (eV)	DPF
G4.TISSUE_SOFT_ICRP	1.00	72.30	1.8
G4.MUSCLE_SKELETAL_ICRP	1.04	75.30	1.8
G4.LUNG_ICRP	1.05	75.30	1.8
G4.BONE_CORTICAL_ICRP	1.85	106.40	1.5

所有的模拟均在个人计算机上完成(CPU: Intel i5; SDRAM: 8 GB; OS: Ubuntu 13.04),单次模拟计算时间为 43~55 个小时不等。

### 2.3 数据采集

磁场的引入会导致模体与空气界面的散射电子偏转而重新返回模体中,从而导致剂量的突然升高,这被称为电子回转效应(ERE)。本文记录了光子束在磁场条件下不同模体中的空间剂量分布,得到了其深度剂量和离轴剂量分布。为了更详细比较不同材料间这种效应对剂量的影响,本文采用 Li<sup>[21]</sup>推荐的剂量扰动因子(Dose Perturbation Factor, DPF)作为衡量这种效应的参数,它定义为磁场存在下的剂量与无磁场时剂量之间的比值,当  $DPF > 1.0$  剂量升高,而  $DPF < 1.0$  则剂量降低。

### 3 结果和讨论

#### 3.1 ERE对不同材料深度剂量分布的影响

图 2(a) 中分别以实心方框线、实心圆线代表无磁场和 1.5 T 磁场下光子在软组织 (G4.TISSUE.SOFT\_ICRP) 模体中的相对深度剂量分布, 从图中可以看到磁场的介入导致在 16~18 cm 的深度上剂量突然升高并在界面形成峰值。图 2(b) 以实心方框线、实心圆线、实心三角形线以及实心菱形线分别代表肺组织、骨骼肌、皮质骨和软组织的 DPF 随深度的变化情况, 从图中可以看到不同材料符合相同的变化规律: 磁场对剂量分布的扰动随着深度的加深而变大, 特别是模体与空气界面处达到最大, 四种材料在界面 (18 cm 深度) 处的 DPF 如表 2 中所列, 表中结果可以看出对于密度和激发能相近的组织材料如软组织、骨骼肌和肺之间的 DPF 基本相同, 而对于密度和激发能较大的骨骼就明显偏小。

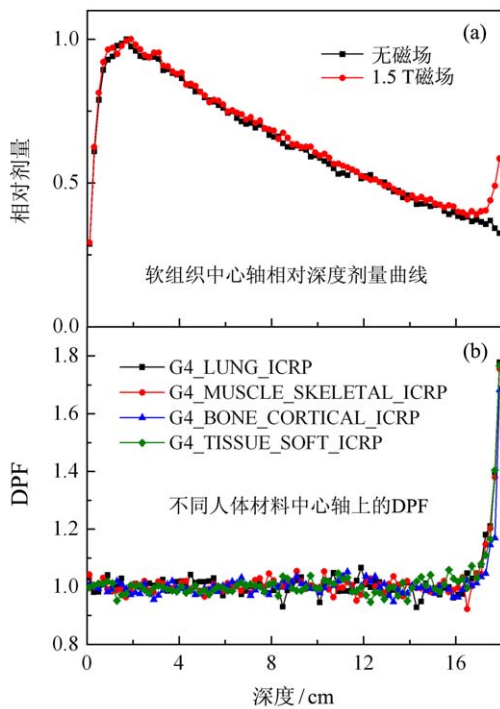


图 2 (在线彩图) 磁场对光子束深度剂量分布的影响

表 2 不同材料在模体-空气界面处 DPF 的最大值和平均值

材料名称	DPF (最大值)	DPF (平均值)
G4.TISSUE.SOFT_ICRP	5.0	1.8
G4.MUSCLE.SKELETAL_ICRP	4.7	1.8
G4.LUNG_ICRP	4.5	1.8
G4.BONE.CORTICAL_ICRP	3.2	1.6

#### 3.2 ERE对不同材料离轴剂量分布的影响

磁场的介入同样会对界面处离轴的剂量分布产生扰

动, 图 3(a) 以实心方框线、实心圆线代表无磁场和 1.5 T 磁场时, 软组织 (G4.TISSUE.SOFT\_ICRP) 模体与空气界面 (18 cm) 处离轴剂量分布, 图中结果表明磁场的存在会影响射野剂量分布的均匀性。为了进一步研究这种影响, 图 3(b) 以实心方框线、实心圆线、实心三角形线以及实心菱形线分别代表肺组织、骨骼肌、皮质骨和软组织在界面处 DPF 与离轴距离的分布曲线。从图中结果可以发现, 磁场对离轴剂量的影响较为复杂, 呈现剂量突然的升高和跌落, DPF 的最大值以及整个轴上的平均值如表 2 中所列。表中的结果同样表明磁场对光子束剂量分布的影响与材料的密度和激发能有关: 材料的密度和激发能越大磁场对光子束剂量分布的这种影响就越小。

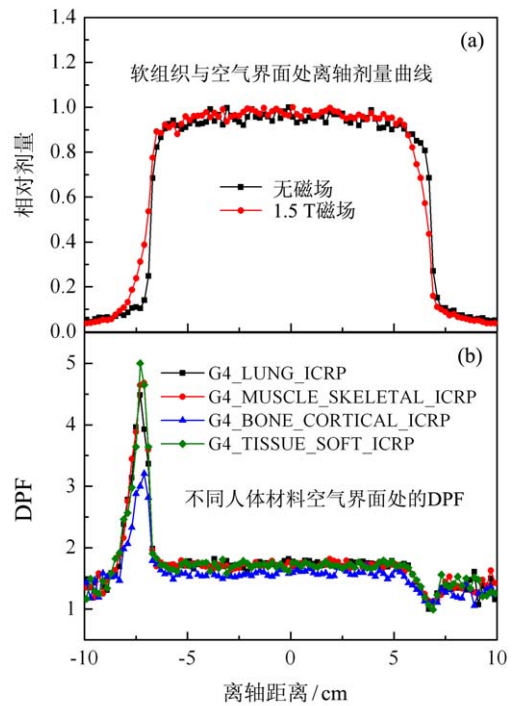


图 3 (在线彩图) 磁场对光子束离轴剂量分布的影响

### 4 结论

采用蒙特卡罗方法研究了磁场对光子束在几种不同人体材料和等效组织材料中剂量分布影响的情况。结果表明, 磁场对不同材料中光子束的剂量分布都会产生影响, 这种影响包括: 靠近模体和空气界面的光子束的深度剂量会突然升高, 电离能相近的材料升高的比例基本相同, 而对于电离能较大的材料这种剂量升高的幅度明显变小; 模体和空气界面处离轴剂量分布受到磁场的影响更为严重, 呈现剂量的突然升高与跌落, 与深度剂量相同, 这种剂量扰动的幅度特别是离轴剂量扰动的最大

值与材料的电离能呈现明显的反比例关系,即材料的电离能越大这种扰动越弱。这一结果将有利于进一步认识磁场对光子束剂量分布影响的理解和认识。

本文的结果还表明,磁场对光子束剂量分布的影响不仅和磁场的强度有关,同样也与材料有关,这进一步增加了这种影响的复杂性。虽然,磁共振引导放射治疗可以有效提高治疗精度,但是磁场对光子束剂量的扰动成为急需解决的问题。虽然蒙特卡罗算法可以有效地评估这种影响,但是 Nettelbeck<sup>[22]</sup>在对比了 PENELOPE 和 EGS 两种算法计算磁场对光子束在水模剂量分布产生的影响时指出,这两种算法计算出的结果最大有 6% 的差别。因此,在治疗计划中如何选取合适的算法对磁场对光子束剂量分布影响进行快速、精确的评估,需要进一步的研究和讨论。

#### 参考文献:

- [1] OBORN B M, METCALFE P E, BUTSON M J, *et al.* Medical physics, 2009, **36**(8): 3549.
- [2] JAFFRAY D A, SIEWERDSEN J H, WONG J W, *et al.* International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2002, **53**(5): 1337.
- [3] NEDERVEEN A J, DEHNAD H H, UULKE A M, *et al.* Radiotherapy and oncology, 2003, **68**(1): 81.
- [4] NEDERVEEN A J, DEHNAD H H, UULKE A M, *et al.* Radiother Oncol, 2008, **86**(1): 25.
- [5] KRON T, EYLES D, JOHN S L, BATTISTA J, *et al.* Medical physics, 2006, **31**(4): 242.
- [6] FALLONE B G, MURRAY B, RATHEE S, *et al.* Medical physics, 2009, **36**(6): 2084.
- [7] RAAIJMAKERS A J, RAAIJMAKERS B W, LAGENDIJK J J, Physics in Medicine and Biology, 2008, **53**(4): 909.
- [8] YANG Y, BEDNARZ B. Physics in Medicine and Biology, 2013, **58**(4), N47.
- [9] LAMEY M, BURKE B, BLOSSER E, *et al.* Physics in Medicine and Biology, 2010, **55**(4): 995.
- [10] BURKE B, GHILA A, FALLONE B G, *et al.* Med Phys, 2012, **39**(8): 5004-14.
- [11] BIELAJEW A F. Med Phys, 1993, **20**(4): 1171.
- [12] JETTE D. Medical physics, 2000, **27**(8): 1705.
- [13] JETTE D. Medical physics, 2000, **27**(12): 2726.
- [14] RAAIJMAKERS B W, RAAIJMAKERS A J, KOTTE A N T J, *et al.* Physics in Medicine and Biology, 2004, **49**(17): 4109.
- [15] RAAIJMAKERS A J, RAAIJMAKERS B W, LAGENDIJK J J. Physics in Medicine and Biology 2008, **53**(4): 909.
- [16] RAAIJMAKERS A J, RAAIJMAKERS B W, LAGENDIJK J J. Physics in Medicine and Biology, 2005, **50**(7): 1363.
- [17] KIRKBY C, STANESCU T, RATHEE S, *et al.* Medical physics, 2008, **35**(3): 1019.
- [18] RAAIJMAKERS A J, HARDEMARK B, RAAIJMAKERS B W, *et al.* Physics in Medicine and Biology, 2007, **52**(23): 7045.
- [19] RAAIJMAKERS A J, RAAIJMAKERS B W, LAGENDIJK J J. Physics in Medicine and Biology, 2007, **52**(14): 4283.
- [20] KOSUNEN A, ROGERS D. Medical physics, 1993, **20**(4): 1181.
- [21] LI X A, REIFFEL L, CHU J, *et al.* Medical physics, 2001, **28**(2): 127.
- [22] NETTELBECK H, TAKACS G J, ROSENFELD A B. Physics in Medicine and Biology, 2008, **53**(18): 5123.

## Study on the Electronic Return Effect in the MRI Guided Radiotherapy by Monte Carlo Simulation

YOU Shihu<sup>1,2</sup>, HU Nan<sup>1</sup>, WU Zhangwen<sup>2</sup>, LIU Yanhai<sup>2</sup>, WU Junxiang<sup>1</sup>, HOU Qing<sup>1</sup>, GOU Chengjun<sup>1</sup>

(1. Key Laboratory for Radiation Physics and Technology of Ministry of Education, Institute of Nuclear Science and Technology, Sichuan University, Chengdu 610064, China;

2. Radiation Oncology Center, Daping Hospital of the Third Military Medical University, Chongqing 400042, China)

**Abstract:** A Monte Carlo code was used to study the discrepancy resulted from the emergence of magnetic field in MRI guided radiotherapy. In this work, four different tissue phantoms with magnetic field and 6 MV photon were studied, and the dose distributions at the interface of phantom-air were evaluated. It is found that the differences of the dose perturbation are small between the materials with similar ionization energy. However, the dose perturbation decreased significantly for the material with high ionization energy. The results of this study demonstrate that magnetic field will change the dose distribution of photon beam and the dose perturbation associated with ionization energy of materials. It means that magnetic resonance imaging guided radiotherapy can enhance the target accuracy, but the magnetic field will change the dose distribution of photon beam, and the perturbation was not the same for the different materials of human tissue, it has brought new challenges for the research of dose algorithm.

**Key words:** radiation treatment; photon beam; magnetic field; Monte Carlo

---

**Received date:** 14 Sep. 2014; **Revised date:** 23 Oct. 2014

**Foundation item:** National Key Technology Research and Development Program of the Ministry of Science and Technology of China(2011BAI12B05, 2012BAI15B01)

**Corresponding author:** GOU Chengjun, E-mail: ChengJ.Gou@263.net.

<http://www.npr.ac.cn>