

文章编号: 1007-4627(2008)03-0254-05

# Varian 2300C 直线加速器 6 MV-X 线的蒙特卡罗模拟\*

林 辉<sup>1</sup>, 吴东升<sup>2</sup>, 李国丽<sup>3</sup>, 景 佳<sup>1,4</sup>, 周金斌<sup>5</sup>, 杨 铸<sup>5</sup>

(1 合肥工业大学理学院, 安徽 合肥 230009;

2 合肥工业大学科研处, 安徽 合肥 230009;

3 浙江工业大学信息工程学院, 浙江 杭州 310014;

4 中国科学院等离子体物理研究所, 安徽 合肥 230031;

5 合肥工业大学电气与自动化工程学院, 安徽 合肥 230009)

**摘 要:** 利用先进的蒙特卡罗治疗头模拟程序 BEAMnrc, 依据商家提供的详细设计资料, 集成多项优化模拟参数, 对医用直线加速器射线束传输部分进行了模拟, 获得与测量数据一致的模拟结果。对复杂多叶光栏模型进行了建模, 模拟了非规则野的剂量分布, 以用于后续研究工作。

**关键词:** 蒙特卡罗; 直线加速器; 参数模拟; 机头数据

**中图分类号:** R730.55

**文献标识码:** A

## 1 引言

X 射线是由高速运动的电子撞击重金属靶发生韧致辐射而产生的。医用电子直线加速器是产生高能 X 射线(2—50 MV)的重要设备。20 世纪 60 年代中期以后, 放射治疗开始进入直线加速器时代。我国首台医用 10 MV 直线加速器于 1978 年诞生<sup>[1]</sup>。

目前市场上商售的医用直线加速器主要有 3 种类型: 低能单光子(4—6 MV)直线加速器; 中能单光子(6 MV)带电子束直线加速器; 高能双光子线带多档电子线直线加速器。临床表明: 约 80% 的深部肿瘤, 6 MV-X 射线即可满足, 因此 6 MV-X 射线低能直线加速器仍将是今后肿瘤放疗的主流机器。而对于较深部位(如腹部)肿瘤, 仍然需要高能 X 射线(如 16—18 MV)。

蒙特卡罗方法是一种随机算法, 它通过建立求解问题的概率模型, 使模型参数等于问题的解, 然后通过对模型的抽样试验计算参数的统计特征, 给出所求解的近似值。对那些用纯数学方法处理太复杂或太困难的问题(如粒子在介质中运输的复杂物理过程), 蒙特卡罗方法往往是最简便易行的近似

计算方法<sup>[2]</sup>。目前多种通用蒙特卡罗程序已具备了全面模拟放射治疗源及模体内粒子运输的能力。特别是准确而完整的加速器蒙特卡罗模拟, 客观体现了加速器的几何及材料特征, 可获得相当准确的计算结果, 与实验测量的偏差小于 2%<sup>[3]</sup>。

医用直线加速器的构造依不同的厂家和型号而不同, 但主要的部件大同小异<sup>[4]</sup>。以电子直线加速器为例, 经电场加速后产生的高能电子束, 以类笔形束的形式出射, 打靶后产生散开的韧致光子, 经一级准直器准直后, 再经均整器进行均整, 以获得野内的均匀通量分布。此外, 一般还有监测电离室对照射束的对称性和输出量进行监测; 可移动的二级准直器(JAWS-XY)和多叶光栏(Multi-Leaf Collimators, 简称 MLC)控制照射野的大小和形状。

BEAM 程序是 1995 年加拿大国家研究委员会和美国威斯康星州大学的 Rock Mackie 工作组联合开发的, 专为放射加速器模拟所设计<sup>[5]</sup>。BEAMnrc 是它的改进版本。BEAMnrc/BEAM 备有丰富的独立模块化组件(Component Modules, 简称 CMs), 可针对医用直线加速器射线束传输部分的不同部件进行选取描述。例如, CONS3R 可用于描

\* 收稿日期: 2007-10-06; 修改日期: 2007-12-03

\* 基金项目: 国家重点基础研究发展规划(973)资助项目(2006CB708307); 合肥工业大学校科学研究发展基金资助项目(071002F); 合肥工业大学博士学位专项基金资助项目

作者简介: 林 辉(1973—), 女(汉族), 安徽阜阳人, 博士, 副教授, 从事精确放疗关键技术中的剂量计算方法研究;

E-mail: linh1973@sina.com

述一级准直器, CHAMBER 可用于描述监测电离室, JAWS 可用于描述二级准直器, APPLICAT 可用于描述电子限制器, MLC 可用于描述多叶光栏等。BEAMnrc/BEAM 可模拟从源到模体之间的粒子输运过程, 获得记录粒子输运信息的相空间文件 (Phase Space File, 简称 PSF), 用于下一步模拟。

本工作依据测量数据和文献资料<sup>[3, 6-9]</sup>, 使用 BEAMnrc 程序对 Varian 2300C 直线加速器的 6 MV-X 线进行了建模模拟。Varian 2300C 直线加速器可产生 6 和 18 MV 两档 X 射线以及 6, 9, 12, 15, 18 和 20 MeV 6 档电子线, 其中模体内的剂量计算采用了 EGSnrc/DOSXYZnrc 程序模拟。

对医用直线加速器的准确模拟, 是现代精确放射治疗计划系统中剂量计算模块的必然要求<sup>[10]</sup>。前期工作主要基于多种蒙特卡罗程序对模体内的剂量计算准确性与适用性、如何优化模拟参数、提高模拟速度等方面进行了模拟研究<sup>[11, 12]</sup>, 而本工作从粒子输运过程的完整性出发, 建立了复杂医用直线加速器射线束传输部分模型, 以便为本工作组正在发展的“精确放射治疗计划系统”(Accurate Radiotherapy System, 简称 ARTS)<sup>[10]</sup>的剂量计算模块的后续工作打下基础。

## 2 材料与方法

医用直线加速器射线束传输部分模型包含的主要部件见图 1。整个模拟分 3 步进行: (1) 从靶到二级准直器上表面之间, 为加速器的固定不变部分, 此部分模拟可一步完成, 获得第 1 个相空间文件; (2) 从二级准直器到水模上表面之间, 为加速器的照射野可调节部分, 它们依据病人的照射野不同而不同, 此步模拟获得位于水模上表面的第 2 个相空间文件; (3) 以上两步由 BEAMnrc 程序完成。水模内剂量分布计算, 采用了 DOSXYZnrc 程序进行。

医用直线加速器射线束传输部分具体模拟为: 入射电子束采用高斯径向分布 FWHM(Full Width of Half Maximum) 为 1 mm 的圆形电子平行束<sup>[7-9]</sup>; 使用 SLABS 模件描述靶; CONS3R 模件描述了一级准直器; FLATFILT 模件描述均整器; CHAMBER 模件描述了监测电离室; MIRROR 模件描述了灯光野镜; JAWS 模件描述了可移动二级准直器; VARMLC 模件描述了多叶光栏。为加速模拟, 使用了电子射程拒绝(1 MeV)和选择韧致辐

射分裂等技巧。

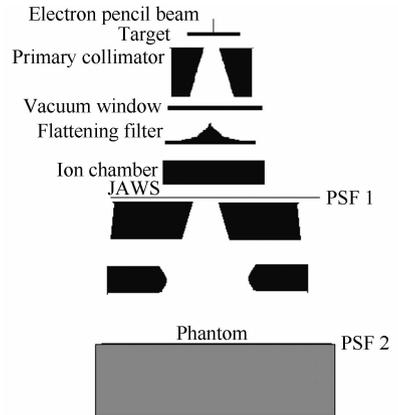


图 1 模拟的 Varian 2300C 直线加速器射线束传输部分模型

目前由于仅有由二级准直器调节得到的 10 cm × 10 cm 野, SSD=100 cm 的测量数据, 所以首先对此种野进行了模拟, 并与实验数据进行了对比。其中百分深度剂量计算, 是在第 2 步模拟中利用 CHAMBER 模块实现。此模块具有丰富的方差减小技巧, 中心体元为圆柱体, 且两步模拟也方便对入射电子束初始能量的调节。中心体元半径为 2 cm, 厚度采取了非均匀划分, 即前 5 cm 各为 0.2 cm, 中间 5 cm 各为 0.5 cm, 后 15 cm 各为 1.0 cm。

百分离轴剂量(Off-Axis Ratio, 简称 OAR)计算采用 EGSnrc 用户子程序 DOZXYZnrc 进行, 网格大小为 0.4 cm × 0.5 cm × 0.4 cm。与测量数据分别比较了 1.5, 5, 10 和 20 cm 深度的百分离轴剂量。模拟数据采用了上下两层数据平均的方法获得。例如, 1.5 cm 深度的 OAR, 实际上是 Z=1.0—1.5 cm 和 Z=1.5—2.0 cm 两层数据的平均值; 10 cm 深度的 OAR, 实际上是 Z=9.5—10 cm 和 Z=10—10.5 cm 两层数据的平均值。

MLC 是形成不规则野的重要辅助设备, 本模拟利用 VARMLC 模件对 Millennium 120 叶片 MLC 进行了模拟。Millennium MLC 共有 80 个内叶片和 40 个外叶片组成, 它们在等中心面上的投影分别为 0.5 和 1 cm, 厚度分别为 6.5 和 6.7 cm。限于 VARMLC 模件描述叶片形状、尺寸必须相同的要求, 本模拟将 120 个(60 对)叶片进行了统一描述, 厚度取内叶片的 6.5 cm, 叶片间隔取 0.005 7 cm<sup>[13]</sup>。模拟了一不规则野(见图 2)在 1.5 cm 深度的剂量分布, 剂量计算网格划分为 0.2 cm × 0.2 cm × 0.5 cm。

整个模拟均采用接续运行模式，直到相空间文件达 1.5—2.5 GB 大小，或剂量点统计不确定性小于 2%。

改进的余地。同样，为便于与测量数据对比，而对模拟结果进行的插值处理，也部分增大了两者的差异。

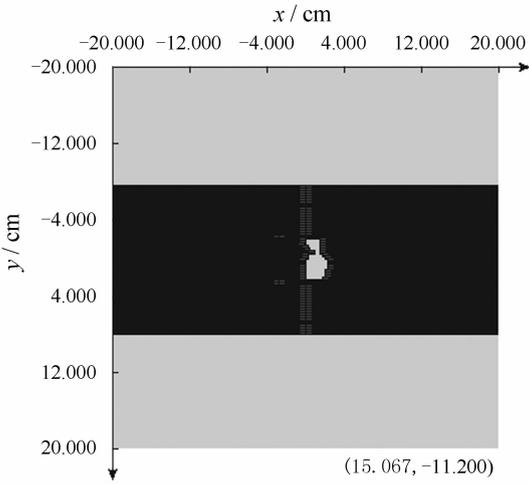


图 2 BEAMnrc 显示的由 MLC 叶片形成的不规则野

### 3 模拟结果

通过对模拟与测量的百分深度剂量曲线对比，发现基于此模型假设入射电子束能量为 6.7 MeV 即可满足精度要求(最大剂量点相差小于 2%<sup>[4]</sup>) (见图 3)。计算方法：

$$PDD_{\text{相对差异}} = \frac{PDD_{\text{测量}} - PDD_{\text{模拟}}}{PDD_{\text{测量}}} \times 100\% \quad (1)$$

由图 3(b)可见，除面剂量区域外，模拟与测量值的 PDD 曲线符合较好。而关于模拟与测量的 PDD 曲线的面剂量差异，已被广泛报道<sup>[7-9]</sup>。限于 CHAMBER 模块组件内设参数的要求，模拟网格采用了非均匀划分，而测量点是均匀分布的，因此为便于比较，对模拟结果进行了插值处理，部分增大了两者的差异。此外，为避免模体表面的污染电子影响，归一化点选在中心轴上 10 cm 深度。

图 4(a) 给出了 10 cm × 10 cm 4 个深度的 OAR。离轴剂量曲线归一到 10 cm 深度离轴剂量曲线的中心点处，归一点处为 100%。其中野内区域的统计不确定性小于 2%。图 4(b) 给出了 4 个深度的 OAR 相对差异(计算方法同 PDD)。可见，在野内区域两者差异约为 2%—3%，但是在半影区及野外两者存在 20%—40% 的差异，反映了模型仍存在

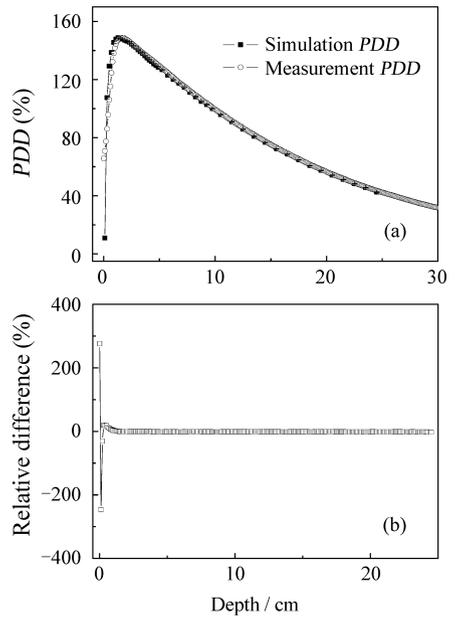


图 3 模拟与测量的百分深度剂量(a)与相对差异(b)的比较

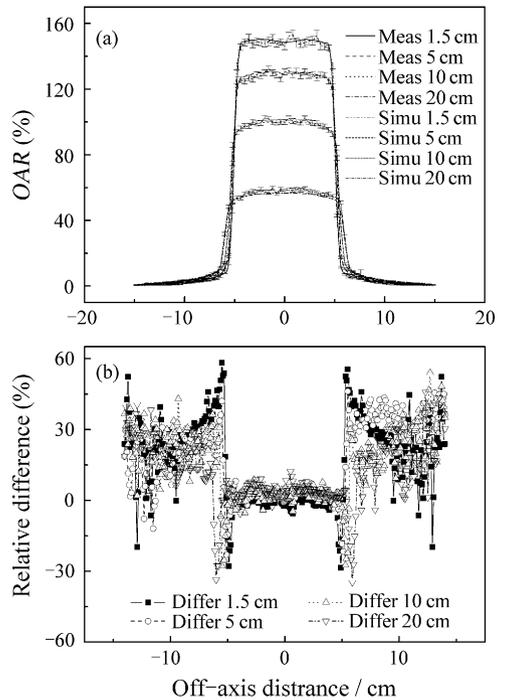


图 4 模拟与测量的离轴剂量曲线(a)与相对差异(b)的比较

通过模拟与测量的 PDD 曲线与 OAR 曲线的对比，保证了模拟建模的可靠性。

图 5(a) 给出了一不规则野 1.5 cm 深度的剂量

分布,图 5(b)给出了 1.5 cm 深度的等剂量线分布。图中的曲线来自于原始计算数据,没有经过平滑、滤波处理,因此不是很整齐。图 5(a)中也显现出了闭合的成对叶片端面间的漏射效应。

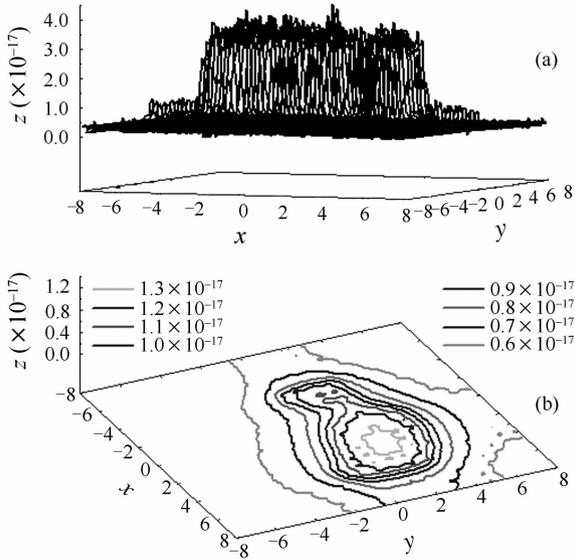


图 5 不规则野的剂量分布(a)与等剂量线分布(b)

$x, y$  方向(平面上)表示了空间位置,单位为 cm;  $z$  方向表示剂量,单位为 Gy。

## 4 讨论与结论

本工作基于蒙特卡罗程序 BEAMnrc 对 Varian 2300C 直线加速器 6 MV-X 线进行了模拟,与测量数据进行了对比,并对复杂 MLC 模型进行了建模,模拟了不规则野的剂量分布,为后续研究工作打下基础<sup>[10]</sup>。

医用加速器模型建模是一个非常耗时耗力的工作,需要反复调试多种参数,才能获得满意的结果。加速器的束流特征对各个组件的几何形状、材料组成及空间位置等都特别敏感,因此对医用直线加速器的模拟必须需要商家提供详细的模型资料。

此外,在做模拟结果与测量数据的校验工作时还需要注意以下几点<sup>[3, 7-9]</sup>: (1)要通过相空间文件计算的 PDD 曲线与测量的 PDD 曲线的反复比较,得到合理的单能入射电子束的实际能量; (2)通过计算的 OAR 曲线与测量的若干深度 OAR 曲线的反复比较,对单能入射电子束的径向分布及束约束设备(如二级准直器、多叶光栏等)开口进行微调,获得合理的离轴剂量分布; (3)由于相空间文件中记录有效粒子的效率随束约束设备开口的减小迅速

下降,所以如果测量条件许可的话,可尽量采用大野测量数据对模拟结果进行校验,以有效缩短时间; (4)由于测量工具与模拟程序的不同,模拟结果与测量数据的比较,一般是比较相对剂量,这时归一化点的选取非常重要。最好的归一化点应为中心轴上 10 cm 深度处,也可以选在最大剂量点处,以有效避开污染粒子剂量的影响; (5)要得到好的比较效果,蒙特卡罗模拟结果在下降部分的误差应小于 1%; (6)如果模拟结果与测量数据的差别在 2% 之内,就比较理想了,再小的误差也没有多大意义,因为测量本身也存在误差。此外,准确的测量结果,对校验工作也是至关重要的。

**致谢** 感谢美国瓦里安公司总部提供了各项加速器机头参数数据,使本模拟工作得以实现;感谢瓦里安公司上海代表处高级技术应用专家龚卿先生协助获得数据。

## 参考文献 (References):

- [1] Hu Yimin, Zhang Hongzhi, Dai Jianrong. Radiation Oncology Physics. Beijing: Atomic Energy Press, 1999, 114 (in Chinese). (胡逸民, 张红志, 戴建荣. 肿瘤放射物理学. 北京: 原子能出版社, 1999, 114.)
- [2] Weng Xuejun. Studying Monte Carlo Dose Calculation Method in Radiotherapy. Nanjing: Doctoral Dissertation of Southeast University, 2003, 11 (in Chinese). (翁学军. 放射治疗剂量计算的蒙特卡罗方法研究. 南京: 东南大学博士学位论文, 2003, 11.)
- [3] Sheikh-bagheri D, Rogers D W O, Seuntjens J P. Med Phys, 2000, **27**: 2 256.
- [4] Verhaegen F, Seuntjens J. Phys Med Biol, 2003, **48**: R107.
- [5] Rogers D W O, Faddegon B A, Ding G X, *et al.* Med Phys, 1995, **22**: 503.
- [6] Varian Monte Carlo Project. Varian Company, Palo Alto, California, USA, 1999, 4.
- [7] Siebers J V, Keall P J, Libby B, *et al.* Phys Med Biol, 1999, **44**: 3 009.
- [8] Asghar M, Michael F, Mahmoud A, *et al.* Applied Radiation and Isotopes, 2005, **62**: 469.
- [9] Deng J, Jiang S B, Kapur A, *et al.* Phys Med Biol, 2000, **45**: 411.
- [10] Wu Yican, Li Guoli, Tao Shengxiang, *et al.* Chinese Journal of Medical Physics, 2005, **22**(6): 683 (in Chinese). (吴宜灿, 李国丽, 陶声祥等. 中国医学物理学杂志, 2005, **22**

(6): 683.)

- [11] Lin Hui, Song Gang, Zhao Pan, *et al.* Chin J Radiol Med Prot, 2007, **27**(5): 473(in Chinese).  
(林 辉, 宋 钢, 赵 攀等. 中华放射医学与防护杂志, 2007, **27**(5): 473.)

Review, 2007, **24**(4): 299(in Chinese).

- (林 辉, 许良凤, 徐元英等. 原子核物理评论, 2007, **24**(4): 299.)
- [13] Heath Emily, Seuntjens Jan. Phys Med Biol, 2003, **48**: 4 045.

- [12] Lin H, Xu Liangfeng, Xu Yuanying, *et al.* Nuclear Physics

## Simulating Varian 2300C 6 MV-X Beam by Monte Carlo Code<sup>\*</sup>

LIN Hui<sup>1,1)</sup>, Wu Dong-sheng<sup>2</sup>, LI Guo-li<sup>3</sup>, JING Jia<sup>1,4</sup>, ZHOU Jin-bing<sup>5</sup>, YANG Zhu<sup>5</sup>

(1 School of Science, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China;

2 Research and Administration Department, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China;

3 School of Information Engineering, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310014, China;

4 Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China;

5 School of Electrical Engineering and Automation, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

**Abstract:** Based on the detail head structure designing provided by the manufacture, the ray transmission of VARIAN Clinic 2300C 6 MV-X beam was simulated by Monte Carlo code, BEAMnrc. To accelerate the simulation efficiency, multiple optimized parameters were optimized. The simulated and the measured data were well coincident. The dose distribution of a complicated irregular field formed by MLC (Multi-Leaf Collimators) was simulated, which are the base for further research work.

**Key words:** Monte Carlo; linear accelerator; simulation parameter; linac unit data

\* Received date: 6 Jul. 2007; Revised date: 3 Dec. 2007

\* Foundation item: Major State Basic Research Development Program of China(2006CB708307); Science Research and Development Fund of Hefei University of Technology (071002F); Doctoral Special Sustentation Fund of Hefei University of Technology

1) E-mail: linh1973@sina.com