

OMEGA/BEAM 模拟医用加速器 6 MV X-线的效率研究

戴振晖¹ 王学涛¹ 朱琳¹ 张煜² 刘小伟³

1 (广东省中医院 广州 510120)

2 (南方医科大学 广州 510515)

3 (中山大学 广州 510275)

摘要 采用 BEAMnrc 模拟医用加速器治疗头, 研究均匀韧致辐射分裂、选择韧致辐射分裂和方向韧致辐射分裂三种方差减小技术并设置参数, 计算相空间文件; 将相空间文件输入至 DOSXYZnrc 中, 选择光子分裂、粒子循环技术提高效率, 计算水模体中的剂量分布。结果显示, 在 BEAMnrc 中, 使用无电子分裂的方向韧致辐射, 当分裂数为 2500 时, 计算效率最高; 在 DOSXYZnrc 中, 当光子分裂数为 40 时计算效率最高。表明合适的韧致辐射方式及参数, 一定的光子分裂数和粒子循环数能提高计算效率。

关键词 EGSnrc, 剂量, 计算效率

中图分类号 R144.1

蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)模拟是放射治疗剂量准确计算的常用方法^[1,2]。对一个治疗射野的模拟, 蒙特卡罗程序需追踪数十亿粒子的输运和能量沉积过程, 非常耗时。因此, 在不降低统计误差的情况下, 如何缩短计算时间是一个非常值得研究的课题。OMEGA/BEAM 程序由加拿大国家研究院(National Research Council of Canada, NRC)开发, 是专用于模拟医用直线加速器输出剂量的程序包, 本文基于 2011 年 5 月 18 日发布的版本 EGS nrc V4.2.3.2 模拟 Varian 23EX 加速器 6 MV X-线, 研究 BEAMnrc 和 DOSXYZnrc 子程序的参数设置对蒙特卡罗计算效率的影响, 计算机配置为: 英特尔® 酷睿™ i7-3770 处理器, 主频 3.4 GHz, 8 MB 缓存。

1 材料与方法

1.1 相空间文件的计算

采用 BEAMnrc 模拟 Varian 23EX 医用直线加速器 6 MV X-线, 计算在源皮距为 100 cm 条件下 10 cm×10 cm 射野的相空间文件, 加速器治疗头主要部件包括靶、初级准直器、Be 窗、均整器、电离室、射野镜、次级准直器及水体模等^[3]。

BEAMnrc 中主要参数设置为: AE=ECUT=0.70

MeV, 光子的截止能量 AP=PCUT=0.01 MeV, 除钨靶外全局电子射程截断能量 ESAVE=2.0 MeV(钨靶 0.7 MeV)^[4], 边界穿越算法选择 PRESTA-I, 在 EGSnrc 中, 若粒子能量低于预先设置的能量阈值, 即没有足够的能量使它到最近的区域边界, 则该粒子的活动就被终止, 这样, 将不产生能逃逸该区域的韧致辐射光子的可能性降到最低。本文主要研究三种方差减少技术, 即均匀韧致辐射分裂(uniform bremsstrahlung splitting, UBS)、选择韧致辐射分裂(selective bremsstrahlung splitting, SBS)和方向韧致辐射分裂(directional bremsstrahlung splitting, DBS); 在 BEAMnrc 中, 每一次韧致辐射事件产生 NBR SPL 个光子, 每个光子的权重为 $NBR SPL^{-1}$, 不同方差减小技术可供选择的光子分裂数的范围不同^[5]。在韧致辐射事件中, NBR SPL 是基于入射电子的能量和方向, 并正比于韧致辐射光子进入射野的几率。对于 UBS, 分裂数 NBR SPL 设置为一个固定值, 每个韧致辐射事件产生 NBR SPL 个韧致辐射光子。对于 SBS, NBR SPL 是变化的, 改变分裂数可最大化进入射野的光子分裂, 最小化离开射野的无必要的光子分裂, SBS 需设置背景分裂数, 背景分裂数一般为分裂数的十分之一。若打开俄罗斯轮盘赌则 UBS 和 SBS 将分裂更高权重的韧致辐射光子和来

国家自然科学基金(10675175)资助

第一作者: 戴振晖, 男, 1984 年出生, 2010 年于南方医科大学获硕士学位, 专业: 生物医学工程

通讯作者: 刘小伟, stslxw@mail.sysu.edu.cn

收稿日期: 2012-09-03, 修回日期: 2012-10-24

自湮灭事件光子, 若关闭俄罗斯轮盘赌则不分裂更高权重光子, 进而减小跟踪消除权重粒子的 CPU 时间。DBS 需设置分裂半径, 且分裂半径要大于射野大小, 打开电子分裂可提高相空间文件中电子通量计算的精确性。由于 UBS 的无方向特性导致很多 CPU 时间用于跟踪未进入感兴趣射野的分裂光子, 另外, SBS 也要求额外的 CPU 时间用于离开射野的

韧致辐射光子的背景分裂。DBS 则克服了 UBS 和 SBS 的缺点, 确保射野内所有的光子有相同权重并消除背景分裂。表 1 为 BEAMnrc 中三种方差减小技术的参数设置^[6,7], 选择韧致辐射需要输入背景光子分裂数, 方向韧致辐射的电子分裂有 ON 和 OFF 两种状态。

表 1 BEAMnrc 中三种方差减小技术参数设置表
Table 1 Parameters of three variance reduction techniques in BEAMnrc.

分裂类型	分裂数	背景分裂数	俄罗斯轮盘赌	电子分裂
Splitting type	NBRSPL	Background NBRSPL	Russian roulette	Electron splitting
均匀韧致辐射	250	—	Off/On	—
UBS	500	—	Off/On	—
	750	—	Off/On	—
选择韧致辐射	500	50	Off/On	—
SBS	1000	100	Off/On	—
	2500	250	Off/On	—
	4000	400	Off/On	—
方向韧致辐射	500	—	On	Off/On
DBS	1000	—	On	Off/On
	2500	—	On	Off/On
	4000	—	On	Off/On

1.2 水模体中剂量分布的计算

由 BEAMnrc 生成的相空间文件作为 DOSXYZnrc 模拟的输入文件, 计算水模体中的剂量分布。在 DOSXYZnrc 中可设置光子分裂数 N_s 和粒子循环数 N_r , 进入水模体的光子初始权重为 W_0 , 分裂 N 次后每个光子的权重为 W_0/N , 这样就增加了进入水模体的目标粒子数。当使用光子分裂时关闭粒子循环, 使用粒子循环时关闭光子分裂, 分别设置分裂数和循环数进行剂量计算。

1.3 模拟效率

蒙特卡罗模拟的效率 ε 定义为: $\varepsilon = 1/s^2 T$, 式中, s 表示目标数据在数值上的不确定度, T 表示 CPU 的计算时间。

$$T = T_p + T_j \quad (1)$$

T_p 是 DOSXYZnrc 模拟过程消耗 CPU 的时间, T_j

是 BEAMnrc 模拟过程消耗 CPU 的时间, 平均不确定度为^[5]:

$$s^2 = (1/n) \sum_{D_i \geq D_{\max}/2} (\Delta D_i / D_i)^2 \quad (2)$$

式中, D_i 表示第 i 个体素的剂量, ΔD_i 表示相关的统计不确定度, $D_i \geq D_{\max}/2$ 表示只有剂量大于最大剂量 50% 的体素才用于统计计算。

1.4 X-线射野剂量分布的测量和蒙特卡罗模拟

在 BEAMnrc 中设置电子的截止能量 $AE=ECUT=0.70$ MeV, 光子的截止能量 $AP=PCUT=0.01$ MeV, 电子射程截断能量 $ESAVE=2.0$ MeV (钨靶 0.7 MeV), 计算采用 DBS 方差减少技术, 韧致辐射粒子分裂数 $NBRSPL=1000$, 分裂野半径 $FS=30$ cm, 在 DOSXYZnrc 中设置 $N_s=40$ 。

为验证优化计算模型的精确度, 我们使用电离室进行了相同条件下的测量, 并将计算结果与测量

结果进行比较。在三维水模体中计算 Varian 23EX 加速器 6 MV X-线在 SSD=100 cm、10 cm×10 cm 射野的百分深度剂量和不同深度的离轴比曲线,水模体尺寸 48 cm×48 cm×41 cm,体素尺寸 0.5 cm×0.5 cm×0.5 cm。模拟的粒子数范围为 5×10^8 ,以保证计算结果的统计误差均 $\leq 3\%$ 。在相同条件下,用 Blue Phantom 三维水箱(IBA 公司,德国)测量百分深度剂量和离轴比曲线。图 1 为 BEAMnrc 和 DOSXYZnrc 之间的数据传输流程图。

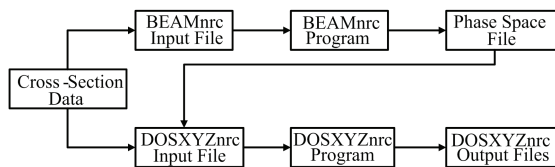


图 1 BEAMnrc 和 DOSXYZnrc 之间数据传输流程图

Fig.1 Flow chart of data transmission between BEAMnrc and DOSXYZnrc.

2 结果

2.1 BEAMnrc 的计算效率

BEAMnrc 的计算效率如图 2 所示,以无韧致辐射分裂的计算效率为基准,由图可见,无电子分裂的 DBS 计算效率高于电子分裂的 DBS,当分裂数为 2500 时,计算效率最高;使用俄罗斯轮盘赌的 SBS 计算效率高于不使用其的 SBS,当分裂数为 2500 时,计算效率最高;使用俄罗斯轮盘赌的 UBS 计算效率高于不使用其的 UBS,当分裂数为 750 时,计算效率最高。三种韧致辐射的最高计算效率相比,DBS 约为 SBS 的 8 倍、UBS 的 17 倍。韧致辐射分裂可大大降低不确定度,延长 CPU 计算时间,提高了计算效率。

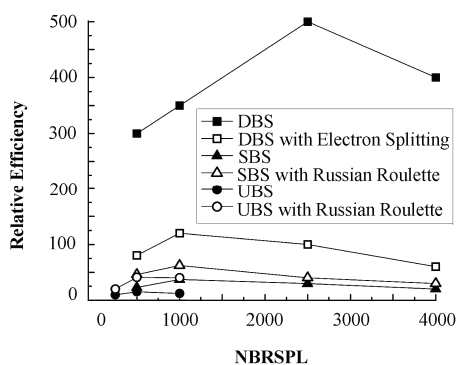


图 2 不同分裂方式对应的相对计算效率

Fig.2 Relative computing efficiency of different manner.

2.2 DOSXYZnrc 的计算效率

DOSXYZnrc 的计算效率如图 3 所示,以光子分裂数 N_s 和粒子循环数 N_r 为零时的计算效率为基准,当光子分裂数为 40 时计算效率最高。

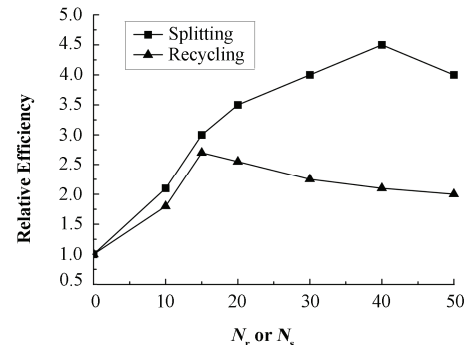


图 3 光子分裂数和粒子循环数与相对剂量计算效率的关系图

Fig.3 Relative efficiency of different splitting number and cycling number.

2.3 使用与不使用最优参数的效率比较

表 2 为使用优化和未使用优化技巧的模拟效率对比,粒子数为 5×10^8 。由表 2 可见,当不使用优化技巧时计算时间是 76 h,平均不确定度是 3%,使用最优参数设置技巧的计算时间是 13 h,平均不确定度是 0.25%,计算效率是不使用优化技巧的 490 倍。

2.4 剂量分布测量和计算结果的比较

图 4(a)是 Varian 23EX 加速器 6 MV X-线 10 cm×10 cm 射野的百分深度剂量分布图。由图可见,在剂量建成区域,蒙特卡罗模拟和测量值差异明显,估计与测量电离室本身的特性和侧向电子不平衡有关;在深度大于剂量最大点深度的区域,蒙特卡罗模拟和测量值无明显差异,误差小于 1%。图 4(b)是 6 MV X-线 10 cm×10 cm 射野不同深度的离轴比,按中心点剂量归一(为显示方便,深度为 1.5、5、10、20 cm 的离轴比曲线分别乘以 1.00、0.85、0.65、0.35)。由图可见,在半影区域(10%–90%的剂量区域),蒙特卡罗模拟和测量值差异明显,这是由于测量电离室本身的特性、测量条件等造成测量结果存在误差,在射野半影区计算剂量低是因为忽略了源电子束的宽度,未考虑源射束在射野半影区造成的多焦点影响;在剂量平坦区域,蒙特卡罗模拟和测量值未明显差异,大部分点的误差小于 1.5%。

表 2 使用优化和未使用优化技巧的模拟效率对比
Table 2 Efficiency of the optimized method in beam and dose simulation relative to simulation without optimized method.

BEAMnrc 模拟	BEAMnrc simulation		DOSXYZnrc 模拟	DOSXYZnrc simulation		总时间	效率
方向轫致辐射 DBS	分裂数 NBSPL	计算时间 T_B / h	分裂数 N_s	平均误差 Errors / %	计算时间 T_D / h	Time / h	Efficiency
No	0	48	0	3	28	76	1.0×10^{-2}
Yes	2500	5	40	0.25	8	13	4.9

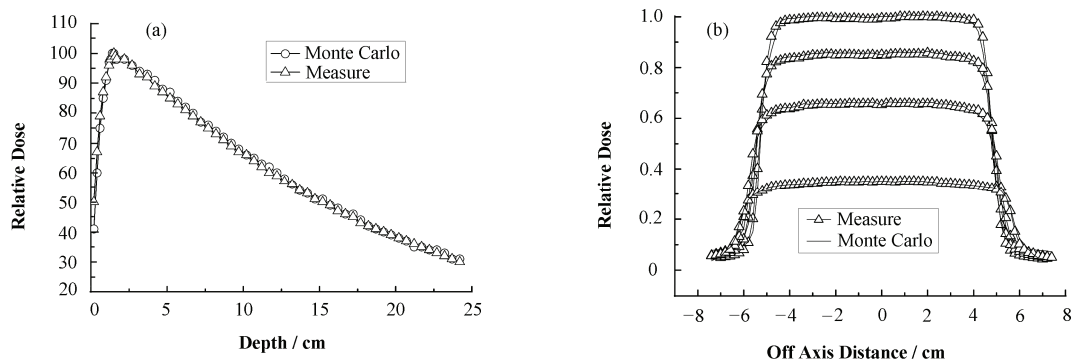


图 4 10 cm×10 cm 射野百分深度剂量和不同深度的离轴比蒙特卡罗模拟和测量值的比较
Fig.4 Comparison of the MC and measured percent depth dose and off-axis ratio in different depths for 10 cm×10 cm field size.

3 讨论

对于 Varian 23EX 加速器 6 MV X-线, 在 BEAMnrc 中使用无电子分裂的 DBS 方式, 分裂数为 2500 时计算效率最高; 在 DOSXYZnrc 中, 当光子分裂数为 40, 粒子循环数为 15 时, 计算效率最高。其他因素(如射线能量、射野尺寸、体素尺寸、准直器铅门和多叶光栅的设置、EGSnrc 的版本等)对计算效率的影响较小^[8,9]。

EGSnrc 是功能强大的软件程序包, 是目前蒙特卡罗模拟医用加速器的主要程序^[10]。VMC/XVMC/VMC++、MCDOSE/MCSIM、DPM 等^[11-14]蒙特卡罗程序包使用各种工具提高运算速度, 但带来较大误差; 因此, 用户可按照计算速度和统计误差的不同要求, 选择不同的蒙特卡罗程序。

本文所述方法适用于一般的蒙特卡罗模拟程序, 针对不同程序, 要选择合适的改进效率的方法和参数, 以提高计算效率。

参考文献

1 Chetty I J, Curran B, Cygler J E, *et al.* The AAPM task group report No.105: issues associated with clinical

implementation of Monte Carlo-based external beam treatment planning[J]. Medical Physics, 2007, **34**(12): 4818-4853

2 Reynaert N, Van der Marck S C, Schaart D R, *et al.* Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams[J]. Radiation Physics and Chemistry, 2007, **76**(4): 643-686

3 王学涛, 陈少文, 戴振晖, 等. MatriXX 二维电离室阵列剂量分布的角度响应[J]. 核技术, 2012, **35**(2): 126-129

WANG Xuetao, CHEN Shaowen, DAI Zhenhui, *et al.* Angular dependence study on dose distribution of MatriXX 2-D chamber array[J]. Nuclear Techniques, 2012, **35**(2): 126-129

4 Ding G X, Duggan D M, Coffey C W, *et al.* First macro Monte Carlo based commercial dose calculation module for electron beam treatment planning—new issues for clinical consideration[J]. Physics in Medicine and Biology, 2006, **51**(11): 2781-2799

5 Popple R A, Weinberg R, Antolak J A, *et al.* Comprehensive evaluation of a commercial macro Monte Carlo electron dose calculation implementation using a standard verification data set[J]. Medical Physics, 2006,

- 33(6): 1540–1551
- 6 Kawrakow I, Rogers D W O, Walters B R B. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional splitting[J]. *Medical Physics*, 2004, **31**(10): 2883–2898
 - 7 Sheikh-Bagheri D, Rogers D W O, Ross C K, *et al.* Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions from the NRC linac[J]. *Medical Physics*, 2000, **27**(10): 2256–2266
 - 8 Kawrakow I, Walters B R B. Efficient photon beam dose calculations using DOSXYZnrc with BEAMnrc[J]. *Medical Physics*, 2006, **33**(8): 3046–3056
 - 9 Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D W O. EGSnrcMP, the new multi platform version of EGSnrc[J]. *Medical Physics*, 2004, **31**: 1731–1735
 - 10 Rogers D W O, Faddegon B A, Ding G X, *et al.* BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units[J]. *Medical Physics*, 1995, **22**(5): 503–524
 - 11 Kawrakow I, Fippel M. Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2000, **45**(8): 2163–2183
 - 12 Neuenschwander H, Born J E. A macro Monte Carlo method for electron beam dose calculations[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1992, **37**(1): 107–125
 - 13 Ma C M, Li J, Pawlicki T, *et al.* MCSIM: A Monte Carlo dose verification tool for radiation therapy treatment planning and beam delivery[J]. *Medical Physics*, 2002, **29**(6): 1316–1320
 - 14 张贵英, 曹磊, 邓君, 等. 15 MV 医用电子直线加速器光核中子剂量分布的 MC 模拟及测量[J]. *核技术*, 2010, **33**(1): 35–38
- ZHANG Guiying, CAO Lei, DENG Jun, *et al.* Simulation and measurement of photon neutron dose distribution from a 15 MV X-ray medical electronic linear accelerator[J]. *Nuclear Techniques*, 2010, **33**(1): 35–38

An investigation of the efficiency in simulating 6 MV medical accelerator using OMEGA/BEAM

DAI Zhenhui¹ WANG Xuetao¹ ZHU Lin¹ ZHANG Yu² LIU Xiaowei³

¹ (Guangdong Provincial Hospital of Traditional Chinese Medicine, Guangzhou 510120, China)

² (Southern Medical University, Guangzhou 510515, China)

³ (Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510275, China)

Abstract Background: Monte Carlo simulation techniques are presently considered to be the most reliable method for radiation therapy treatment planning. However, long simulation times involved when using the general-purpose Monte Carlo code systems have led to the development of special-purpose Monte Carlo programs. **Purpose:** This paper attempts to improve computing efficiency for dose calculation in the EGSnrc modeling of clinical linear accelerator by selecting proper parameters. **Methods:** Several variance reduction techniques including uniform bremsstrahlung splitting, selective bremsstrahlung splitting, directional bremsstrahlung splitting are applied in BEAMnrc simulating medical accelerator treatment head to generate phase-space file which is selected as a source for DOSXYZnrc simulation, both photon splitting and particle recycling are used to improve the efficiency in the calculation of dose profile in water phantom. **Results:** The splitting number for maximum efficiency in directional bremsstrahlung splitting (no electron splitting) is 2500 in the BEAMnrc simulation. The highest efficiency of DOSXYZnrc simulation is given when photon splitting number is set to 40. **Conclusions:** Efficiency can be significantly improved by setting appropriate bremsstrahlung splitting and optimized photon splitting number and particle recycling number.

Key words EGSnrc, Dose, Computing efficiency

CLC R144.1