

文章编号: 1007-4627(2007)04-0299-05

模体大小对 MC 程序计算速度与精度的影响研究*

林 辉¹, 许良凤², 徐元英¹, 李国丽³, 景 佳⁴, ARTS 课题组⁴

(1 合肥工业大学理学院, 安徽 合肥 230069;

2 合肥工业大学计算机与信息学院, 安徽 合肥 230069;

3 合肥工业大学电气与自动化工程学院, 安徽 合肥 230069;

4 中国科学院等离子体物理研究所, 安徽 合肥 230031)

摘要: 蒙特卡罗程序的计算速度与计算模型的体积大小有一定关联。通过改变模体的厚度, 发现除在尾部有限范围内会出现差异外, 薄模体与厚模体的结果差别很小, 然而却可以获得模拟效率的指数性提升。通过改变模体的宽度, 发现窄模体与宽模体相比, 只要宽度比照射野半影大, 对模拟效率的影响都很小; 而当宽度与照射野半影区重合时, 效率就有一定程度的提高, 同时对剂量结果影响很小。将此研究结果用于临床头部实例, 获得了计算速度的显著提升。

关键词: 模体大小; 蒙特卡罗程序; 模拟速度; 模拟精度

中图分类号: R730.55

文献标识码: A

1 引言

蒙特卡罗(MC)方法通过对粒子与物质相互作用进行随机模拟, 获得粒子在人体组织中沉积能量的分布, 被公认为是当前所有剂量计算方法中最精确的一种。但是 MC 计算方法存在收敛速度慢、计算时间长的致命弱点, 妨碍了它在临床放射治疗中的广泛应用。如何在保持高精度前提下加快计算速度, 是目前 MC 剂量计算方法面临的主要课题^[1, 2]。

MC 程序的计算速度与计算模型体积大小有一定关联。通过减小计算模型的体积可有效缩短计算时间。关于模拟计算体积的选择, 没有详细的规定及参考资料。尽管一些权威的剂量协议, 对用于临床 MC 程序比较的体模大小给出了建议, 如 Rogers 等^[3]建议对于 6 MV 能谱光子点源, 或 6 MeV 电子单能源, 或 20 MeV 电子单能源, 在源皮距(SSD)为 100 cm, 10 cm × 10 cm 照射野情况下, 模体选为 30.5 cm × 39.5 cm × 30 cm。但是在实际应用中是否可通过适当缩小模型体积, 在不降低模拟精度的条件下, 有效减少模拟时间呢?

DPM(Dose Planning Method)为一种简单、快速的 MC 程序^[4], 其编写目的是为了成为 MC 治疗的剂量计算工具。目前版本功能单一, 仅能计算简单源(点源或平行束)照射下, 长方体模体中的沉积能量。程序中为加快 MC 模拟速度, 对已有的成熟光子、电子物理输运模型做了许多简化和改进。本工作拟采用 DPM 程序, 模拟研究模体大小对剂量计算速度与精度的影响, 并将此研究结果应用于临床头部实例^[2, 5], 获得了计算速度的显著提升。此工作可为正在发展的“精确放射治疗计划系统”(Accurate Radiotherapy System, 简称 ARTS)^[1]的 MC 剂量验证模体大小的选择提供参考。

2 计算模型与模拟方法

本工作对两个实例进行了计算: 均匀水模型(代号 UW: Uniform-Water)和临床头部病例(代号 LSM)。具体描述如下:

UW 模型 本模拟采用大小为 30.5 cm × 30.5 cm × 30 cm 的均匀水模型作为基准, 然后按从大到

* 收稿日期: 2007-03-29; 修改日期: 2007-09-27

* 基金项目: 国家重点基础研究发展计划资助项目(2006CB708307); 合肥工业大学校科学研究发展基金资助项目(071002F); 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: linh@ipp.ac.cn

小的顺序改变模体的厚度及宽度进行计算。体元大小为 $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm}$ 。基准模体含有 $61 \times 61 \times 150 = 558\ 150$ 个体元。水密度为 1 g/cm^3 。模拟 6 MV Varian X 射线源^[6]。SSD 为 100 cm，射野

大小为 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 。各程序计算结果按中心轴深度 1.5 cm 处剂量进行归一。按表 1 和表 2 方案依次改变模体的厚度及宽度，对计算时间及计算精度进行比较。

表 1 沿纵向变化模体大小

分类	沿纵向变化					
编号	模体 1	模体 2	模体 3	模体 4	模体 5	模体 6
厚度/cm	30	25	20	15	10	5
面积/cm ²	30.5 × 30.5					
体积/cm ³	27 907.5	23 256.3	18 605	13 953.8	9 302.5	4 651.3
跟踪光子数	3 × 10 ⁸					
1.5 cm 深度不确定性 (%)	1.67	1.67	1.67	1.69	1.69	1.70
计算时间/min	368.7	299.05	260.8	213.6	160.3	101
效率提升 (%)	0	23.3	41.4	72.6	130	265

表 2 沿宽度变化模体大小

分类	沿宽度变化				
编号	模体 5	模体 7	模体 8	模体 9	模体 10
厚度/cm	10				
面积/cm ²	30.5 × 30.5	25.5 × 25.5	20.5 × 20.5	15.5 × 15.5	10.5 × 10.5
体积/cm ³	9 302.5	6 502.5	4 202.5	2 402.5	1 102.5
跟踪光子数	3 × 10 ⁸				
1.5 cm 深度不确定性 (%)	1.69	1.68	1.69	1.68	1.70
计算时间/s	160.3	161.25	161.06	160.03	149
效率提升 (%)	0	-0.6	-0.5	0.2	7

LSM 病例模型 采用安徽医科大学附属医院临床头部病例 (LSM)，LSM 完整模型 (LSM-full) 由 18 张 CT 片组成，每张划分为 512×512 个基本体元，厚度为 5 mm。模型几何大小为 $22.7 \text{ cm} \times 22.7 \text{ cm} \times 9 \text{ cm}$ (具体模型参见文献[2])。其中，严重密度非均匀区域主要集中在鼻部 0—12 cm 范围内，而 MC 方法较解析算法的优势主要就表现在非均匀区域的计算精度上。此外，因考虑到模型尾部的边界效应，因此本算法拟采用前 13 cm 作为 LSM 缩小模型 (LSM-short) (几何大小为 $22.7 \text{ cm} \times 13 \text{ cm} \times 9 \text{ cm}$) 进行计算比较。

为加速计算，把原始 512×512 体素 CT 切片合并成 128×128 体素，这样 LSM-full 可描述为 $128 \times 128 \times 18$ 划分，LSM-short 可描述为 $128 \times 73 \times 18$ 划分。根据 CT 值与物理密度值的对应关系，将 LSM CT 值转化为 6 种材料 (空气、肺、脂肪、肌肉、松质骨及硬质骨)。两模型的几何密度文件均由本工作

组已发展的 CT 转换接口程序自动生成^[7]。计算结果按等中心点 (10.25, 15.05, 4.25 cm) 进行归一。放射源置于第 9 张切片正对鼻尖之上 100 cm 处 (即 SSD 为 100 cm)。由于鼻尖之上有约 4.21 cm 的空气层，所以点源坐标为 (10.25, -95.79, 4.25 cm)。射野大小为 $5.0 \text{ cm} \times 5.0 \text{ cm}$ 。

采用 DPM 的点源方野模型 (Centered Square Beam, Point Source) 进行计算，并植入了 Varian 6 MV X 射线能谱数据。模拟参数设置取程序默认值，如电子、光子截断能分别为 200 和 50 keV。对于能量大于 5.0 MV 的粒子，步长采用 5 mm；对于能量小于 5.0 MV 的粒子，步长采用 1 mm。由于 DPM 采用基于网格的记数方式，因此输出所有体元的吸收剂量。

整个计算是在同一单机 (Inter Pentium 4 处理器, 1.70 GHz CPU, 512 MB 内存) 上安装的 Vmware 虚拟机 (256 MB 内存) Linux 系统下运行的。

3 结果与讨论

3.1 不同厚度模体

图 1(a) 给出了模体 1—6 的百分深度剂量 (Percentage Depth Dose, 简称 PDD) 比较。可见不同厚度的模体仅在曲线尾部很小的范围 (约 0.2—0.4 cm) 内存在差异, 且从它们之间的相对差异 (图 1(b)) 可见 6 个模体在尾部的差异一般随深度的增加而略为增大。这是因为将模体厚度减小, 相当于将厚模体后部介质置换为真空, 使得界面处的反散射效应减缓, 特别是次级电子的反散射效应的缺失, 使得曲线尾部下掉, 且随模体厚度的增加, 光子产生的次级电子沉积能量略有增加, 这种“缺失”效果更明显。文献[8]指出: 若两条峰值误差小于 2% 的曲线相比, 其 90% 的剂量点的相对误差小于 3%, 就可认为两条曲线近似相等, 因此图中取 $\pm 3\%$ 作为参考上下限。从图 2 中给出的关于模体 1—6 在 1.5 cm 深度的百分离轴剂量 (percentage Off-Axis Ratio, 简称 OAR) 比较, 可见几乎没有差异。

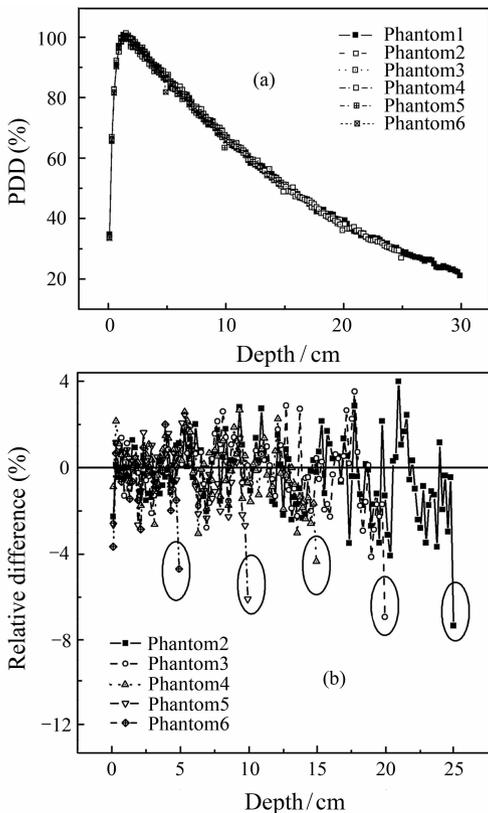


图 1 模体 1—6 之间的 PDD(a) 和相对差异 (以模体 1 为比较标准)(b) 的比较

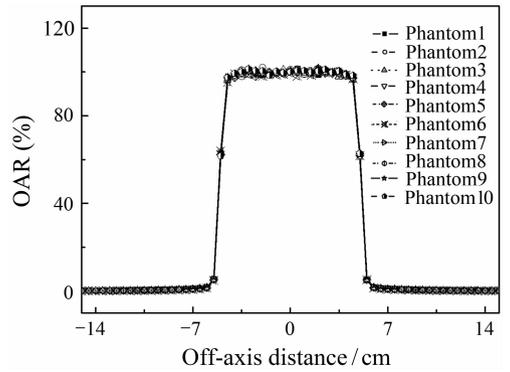


图 2 模体 1—10 在 1.5 cm 深度的百分离轴剂量的比较

3.2 不同宽度模体

图 3(a) 给出了模体 5, 7—10 的 PDD 比较, 可见宽度 (这里宽度指模体表面的正方形边长) 尺寸的减小, 对 PDD 几乎没有影响。图 2 中也给出了模体 7—10 在 1.5 cm 深度的 OAR 比较, 可见几乎没有差异。即使是模体表面仅仅比照射野略大的模体 10 (10.5 cm \times 10.5 cm \times 10 cm) 在 4.9 cm 深度, 也和其它模体 (如模体 5) 之间的差异完全可忽略 (图 3(b))。这说明散射到野边缘及野外的粒子能量比较低, 是否缺失对整个曲线的分布影响很小。

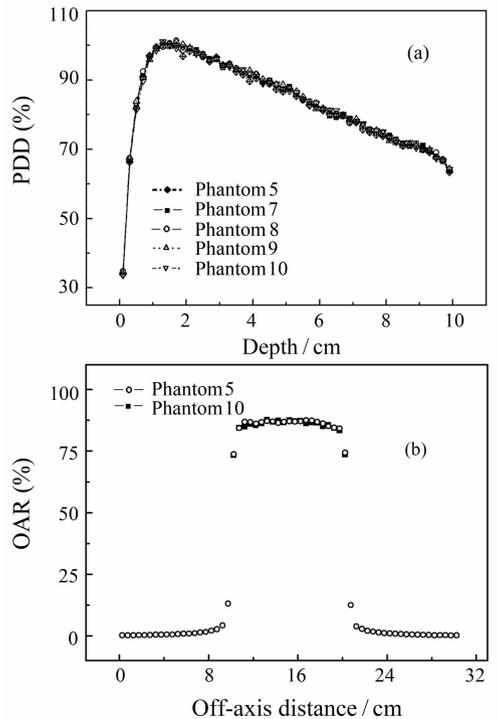


图 3 不同模体的 PDD(a) 和 4.9 cm 深度的 OAR(b) 的比较

3.3 计算时间比较

从模拟时间上来看,对于相同大小前表面(含野内和野外)的模体 1—6,跟踪相同数目的源光子后(见表 1),模拟效率随模体厚度的减小,呈指数性增加(见图 4)。如以模体 1 为标准,当厚度由 30 cm 改为 25 cm 时,效率增加 23.3%,而厚度由 10 cm 改为 5 cm 时,效率增加 135%。对于相同厚度的模体 5 与模体 7—9,其模拟效率随宽度尺寸的减小变化不明显(见表 2),只有当模体表面大小与照射野比较接近的情况下,模拟效率才出现显著提高。如模体 10 较模体 9 效率提高 6.8%。这是因为在单野照射下,光子及其产生的次级粒子绝大部分都是沿着野内向前的方向运输,这点可从 OAR 曲线(见图 2)野内、野外跨度约 2—3 个量级看出。因此,若缩小模型厚度,相当于过早地将高能粒子运输“截断”,节约了继续跟踪的时间,并且厚度越薄,截断粒子的能量越高,节约的时间越多。而那些散射到野外的粒子,本来能量就低,经运输后能量很快就降到程序本身设定的截断能(电子 200 keV,光子 50 keV)之下,因此,宽度尺寸的减小对其时间影响不明显。只有在模体宽度与照射野比较接近的情况下,如模体宽度与照射野半影区重叠,模体宽度的“截断”效果才比较明显。

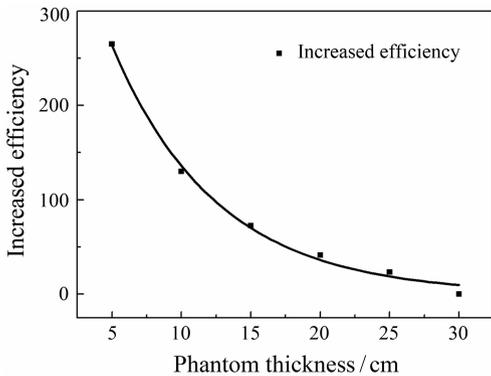


图 4 模拟效率随模体厚度的变化关系

由于 DPM 要求模体的大小要比照射野宽,因此更小宽度模体的情况没有模拟。可以预见,随模体宽度的减小,虽然模拟效率会显著提升,但是由于将高能光子过早截断,部分影响了野内的剂量值。此外,从归一化点(中心轴 1.5 cm 深度)的相对误差可见(表 1 和表 2),无论是改变模体的厚度,还是宽度,对其都影响不大。

3.4 临床头部实例

图 5(a)给出了 LSM-full 与 LSM-short 的 PDD 比较。图 5(b)给出了两模型在 6 cm 深度的 OAR 比较。可见两者在 0—12.0 cm 范围内几乎完全重合。

从计算时间上来看,LSM-short 具有明显的优势,例如跟踪 5×10^8 个源光子,LSM-full 需要 440 min,而 LSM-short 仅需要 270 min,效率提升达 63.0%。

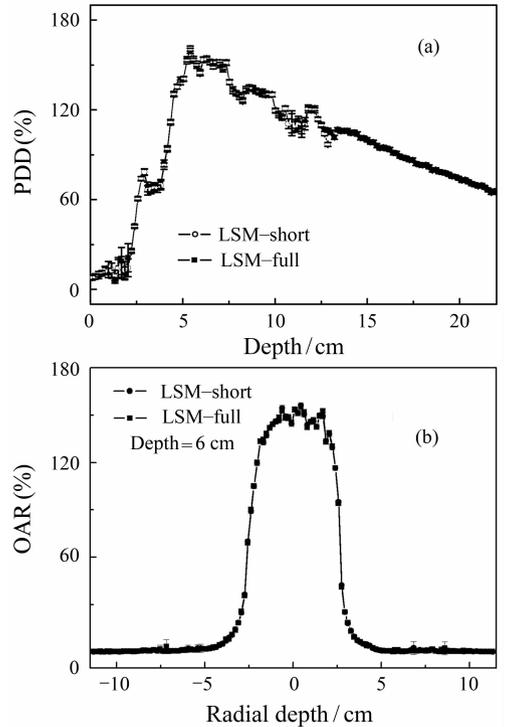


图 5 DPM 计算的 LSM 完整模型(LSM-full)与沿深度方向缩小模型(LSM-short)的 PDD(a)和 OAR(b)的比较

4 结论

本工作基于快速 MC 程序 DPM 模拟研究了模体大小对计算速度与计算精度的影响。通过改变模体的厚度,发现除在尾部有限的范围内会出现差异外,薄模体与厚模体的结果差别很小,然而却可以获得模拟效率的指数性提升。通过改变模体的宽度,发现窄模体与宽模体相比,只要宽度比照射野半影大(如模体 6—9),对模拟效率的影响都很小,而当宽度与照射野半影区重合的话,效率就可一定程度提高,同时对剂量结果影响很小。将此研究结果应用于临床头部实例,发现计算速度有大幅提升。

参考文献 (References):

- [1] 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.)
- [2] Lin Hui, Wu Yican, Chen Yixue, Nuclear Physics Review, 2006, **23**(2): 237 (in Chinese).
(林 辉, 吴宜灿, 陈义学. 原子核物理评论, 2006, **23**(2): 237.)
- [3] Rogers D W O, Mohan R. Questions for Comparison of Clinical Monte Carlo Codes. <http://www.irs.inms.nrc.ca/papers/ic-cr00/iccr00.pdf>.
- [4] Sempau J, Wilderman S J, Bielajew A F. Phys Med Biol, 2000, **45**: 2 263.
- [5] Zhao Pan, Zheng Shanliang, Lin Hui, *et al.* Nuclear Physics Review, 2006, **23**(2): 258 (in Chinese).
(赵 攀, 郑善良, 林辉等, 原子核物理评论, 2006, **23**(2): 258.)
- [6] Mohan R, Chui C, Lidofsky L. Med Phys, 1985, **12**: 592.
- [7] Zhao Pan. Study of Information Processing and Establishment of Platform for Accurate Radiation Therapy System. Hefei: Hefei Institutes of Physical Science of Chinese Academy of Sciences, Dissertation of Master, 2007, (in Chinese).
(赵 攀. 精确放疗信息处理方法研究及计划系统平台的初步建立. 合肥: 中国科学院合肥物质科学研究院硕士论文, 2007.)
- [8] Zee W van der, Hogenbirk A, Marck S C van der. Phys Med Biol, 2005, **50**: 625.

Effect of Phantom Dimension Variation on Monte Carlo Simulation Speed and Precision*

LIN Hui^{1,1)}, XU Liang-feng², XU Yuan-ying¹, Li Guo-li³, JING Jia⁴, ARTS Group⁴

(1 College of Science, Hefei University of Technology, Hefei 230069, China;

2 School of Computer & Information, Hefei University of Technology, Hefei 230069, China;

3 School of Electrical Engineering and Automation, Hefei University of Technology, Hefei 230069, China;

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

Abstract: There is a correlation between Monte Carlo simulation speed and the phantom dimension. The effect of the phantom dimension on the Monte Carlo simulation speed and precision was studied based on a fast Monte Carlo code DPM. The results showed that when the thickness of the phantom was reduced, the efficiency would increase exponentially without compromise of its precision except for the position at the tail. When the width of the phantom was reduced to outside the penumbra, the effect on the efficiency would be neglectable. However when it was reduced to within the penumbra, the efficiency would be increased at some extent without precision loss. This result was applied to a clinic head case, and the remarkable increased efficiency was acquired.

Key words: phantom dimension; Monte Carlo code; simulation speed; simulation precision

* Received date: 29 Mar. 2007; Revised date: 27 Sep. 2007

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

1) Corresponding author: Lin Hui, E-mail: linh@ipp.ac.cn