

文章编号:1007-4627(2006)02-0237-05

基于临床实例的影响蒙特卡罗程序 MCNP 计算精度和速度的若干参数模拟研究*

林 辉, 吴宜灿, 陈义学

(中国科学院等离子体物理研究所, 安徽 合肥 230031)

摘 要: 蒙特卡罗方法是目前最精确的剂量计算方法, 但其较长的模拟时间阻碍了它在临床治疗中的应用。基于蒙特卡罗程序 MCNP4c, 针对一临床头部病例, 探讨了记数方法、电子和光子截断能、光子产生次级电子参数 *ENUM* 对计算速度和精度的影响, 给出了在保证一定精度前提下的最佳计算模式, 以获得计算速度的有效提升。

关键词: 蒙特卡罗模拟; MCNP; 剂量计算; 放射治疗

中图分类号: R730.55 **文献标识码:** A

1 引言

蒙特卡罗方法是目前最精确的剂量计算方法, 但其较长的模拟时间阻碍了它在临床治疗中的应用。MCNP 是一个功能强大的蒙特卡罗程序, 可模拟电子、光子和中子在复杂几何中的输运过程^[1], 其最初是为计算大型反应堆设计的, 在医学放疗应用方面缺乏相关的处理真实人体几何的预处理接口程序。本工作组正在发展的“精确放射治疗计划系统”(Accurate/Advanced Radiotherapy System, 简称 ARTS)以医学应用为最终目标, 以剂量计算程序系统为基础, 结合计算机图像处理技术、辅助建模技术和可视技术以及细胞照射技术, 研究放射治疗中改进放疗仪器和提高放疗效果的一系列关键问题^[2-4]。目前我们已经开发了可由病人 DICOM3.0 图像转化为 MCNP 体元卡、面卡和材料卡的几何建模程序, 其中对几何部分有简单合并、深度优先合并、正方体优先合并和重复结构 4 种处理方式^[4]。

MCNP 中的截断能、不同的计数方法及控制光致次级电子产生的参数 *ENUM* (Electron Transport Parameter) 是制约 MCNP 模拟速度的 3 个重要参数。电子在介质中输运, 在有限的射程内发生频繁的碰

撞, 如果取较低的截断能, 模拟精度可得以保证, 但模拟速度会大为降低^[1]。而若截断能取得较高, 虽使模拟速度大为提升, 但模拟精度又不能保证。关于电子截断能的选取, 没有统一的标准^[5-9]。

* F8(沉积能量)和 * F6(比释动能)是 MCNP 中计算能量的两种记数方法, 两者在次级电子韧致辐射不强的情况下, 计算结果比较接近。控制光致次级电子产生的参数 *ENUM*, 同时影响着韧致光子、电子致 X 射线和敲击电子的产生^[4, 7]。

本工作欲基于由真实病人的头部 CT 图像 64 × 64 划分转化而来的 MCNP 几何模型, 采用 6 MV 临床光子束谱数据, 研究了 MCNP 中截断能、记数方法和光致次级电子参数 *ENUM* 对计算结果的影响, 从而寻求在保证一定精度的前提下, MCNP 最佳的计算模式。

2 临床实例与模拟方法

采用安徽医科大学附属医院临床头部病例(代号 LSM), 模型由 18 张 CT 片组成, 每张划分为 512 × 512 个基本体元, 厚度为 5 mm。目前常用的处理 CT 图像的方法是进行简单的合并, 如 256 × 256, 128 × 128, 64 × 64 和 32 × 32 等, 以有效减小体元总数。

收稿日期: 2005 - 11 - 20; 修改日期: 2006 - 02 - 15

* 基金项目: 安徽省自然科学基金资助项目(01043601); 中国科学院知识创新工程资助项目

作者简介: 林 辉(1973 -), 女(汉族), 安徽阜阳人, 博士研究生, 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

MCNP 的运算时间依计数栅元数目的增加和栅元尺寸的减小而增加。为简化计算, 仅对 64×64 划分的第 9 张片子(图 1(上))中间一行位于头模外围轮廓之内部分的体元进行了记数, 以获得中心轴深度剂量曲线进行比较。另外, 为了简化几何描述, 并使得模拟具有通用性, 本模拟中的几何输入部分, 均采用 ARTS 几何建模模块产生的重复结构输入文件, 图 1(下)是 MCNP 的三维几何模型。设入射束沿鼻部照射。计算采用 MCNP 中的 *F8 和 *F6。计算分以下几步进行: (1) 针对 64×64 的划分, 重复结构, 比较 *F6 和 *F8 的计算结果; (2) 针对 64×64 的划分, 重复结构, 使用 *F8, 研究不同电子的截断能 $E_{e, cut}$ 对计算结果的影响; (3) 针对 64×64 的划分, 重复结构, 使用 *F8, 及第(2)步确定的电子截断能, 研究不同光子截断能 $E_{\gamma, cut}$ 对计算结果的影响; (4) 针对 64×64 的划分, 重复结构, 前选定的电子、光子截断能, 比较 *F8 计数情况下, $ENUM$ 在 0—1—2 之间取值对计算速度和精度的影响。所有模拟均采用接续运行模式, 直到剂量峰值区剂量误差小于 2%, 一般的模拟粒子数都超过 1.5×10^7 个。整个模拟计算是在单机(Intel Pentium 4 处理器, 2.40 GHz CPU, 256 MB 内存)上进行。

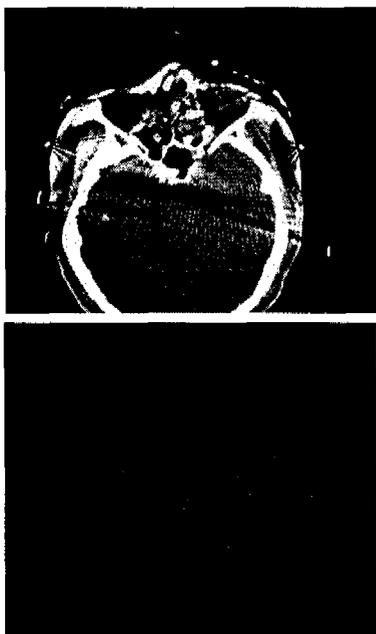


图 1 头部 CT 图像(上)和三维 MCNP 模型(下)

3 模拟结果

图 2 给出了 *F8 和 *F6 的计算结果比较。可

见, 在鼻外轮廓前的空气和鼻部的气腔周围, 两者存在较大误差。其中 *F8 具有明显的剂量建成效应, 而 *F6 没有。而在鼻部后的脑部分, 两者的结果比较接近。这是因为 *F6 记的是光子的比释动能, *F8 记的是光子的吸收剂量, 两者仅在满足带电粒子平衡条件和光子产生的电子辐射不强情况下才相等。由于鼻部存在气腔, 且入射光子在此部位能量较高, 带电粒子平衡条件难以满足, 所以两者的误差较大, *F6 的结果明显不合理; 而在其后的脑部分, 组织密度差异不大, 其入射光子及其产生的电子能量经衰减后已比较低, 存在准带电粒子平衡条件, 所以两者的差异就不太显著。从计算速度方面来看, 虽然两者模拟光子速度差不多 (~ 2000 photon/min), 但 *F6 的收敛速度要比 *F8 快得多。这样, 若治疗病灶或危险器官位于脑部介质分布均匀区域, 则使用 *F6 计数就可较 *F8 获得模拟速度的提升。

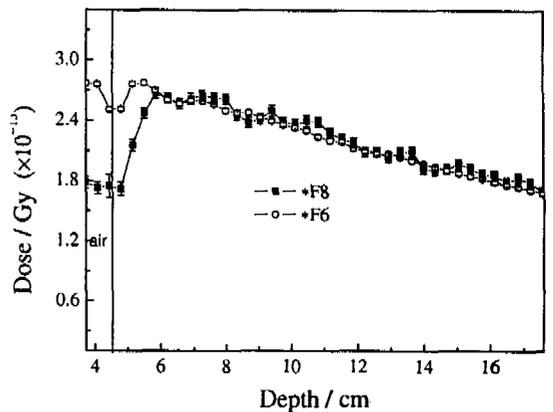


图 2 *F8 和 *F6 计算结果的比较(平均每个人射源粒子)

电子在介质中运输, 发生频繁的碰撞, 若采用较低的截断能, 可进行精细模拟, 但会大幅增加模拟时间; 增大电子截断能, 虽然可获得模拟速度的明显提升, 但会以模拟精度的部分丧失为代价。合适电子截断能的选取, 要根据具体问题决定^[10]。图 3 给出了基于 10 keV 光子截断能, 电子截断能在 100—1 000 keV 之间变化的模拟结果。整体看来, 除对于鼻部, 100—1 000 keV 电子截断能对绝对深度剂量曲线的影响都不显著, 基本上都反映了曲线的起伏趋势。图 4(上)给出了精细比较。另外, 根据文献[11]: 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。

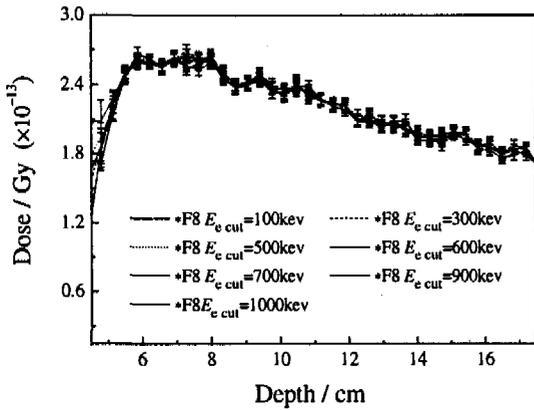


图 3 10 keV 光子截断能, 电子截断能在 100—1 000 keV 之间变化的计算结果比较(平均每个人射源粒子)

图 4(上)以 $E_{\gamma \text{ cut}} = 10 \text{ keV}$, $E_{e \text{ cut}} = 100 \text{ keV}$ 为基准, 对其它电子截断能曲线进行了考察。可见, 除鼻部区域外, 直到 $E_{e \text{ cut}} = 700 \text{ keV}$ 其相对误差都是满足要求的。但为保险起见, 以后的模拟仍采用 $E_{e \text{ cut}} = 600 \text{ keV}$ 。从模拟速度方面来看(见图 4(下)), 随电子截断能的提高, 模拟速度近指数性提升。

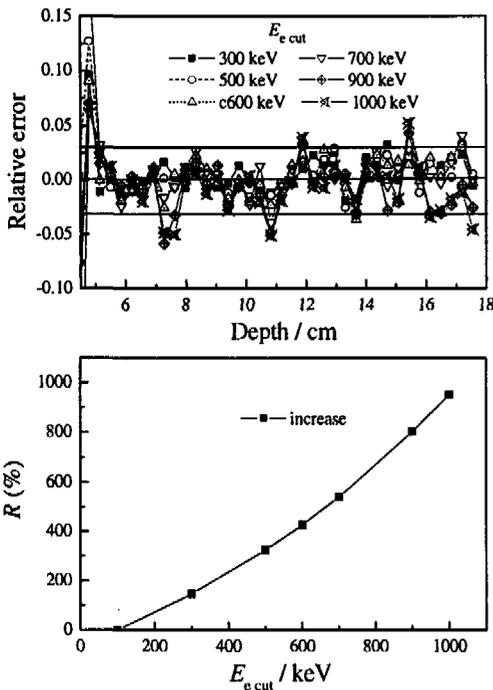


图 4 电子截断能对相对误差和模拟速度的影响 (上)以 $E_{\gamma \text{ cut}} = 10 \text{ keV}$, $E_{e \text{ cut}} = 100 \text{ keV}$ 为基准, 其它电子截断能(300—1 000 keV)相对误差的比较; (下)随电子截断能的提高, 模拟速度相对于 $E_{e \text{ cut}} = 100 \text{ keV}$ 时的增加率。

以 $E_{e \text{ cut}} = 600 \text{ keV}$, $E_{\gamma \text{ cut}} = 10 \text{ keV}$ 为基准, 考察不同光子截断能对计算的影响(见图 5)。可见当光子截断能增加到 100 keV, 两者的差异可以接受 ($< 2\%$)。但当其增加到 200 keV, 差异就完全不可忽视, 而且两种情况的绝对剂量均随光子截断能的增大而向上偏移。这是由于随光子截断能的提高, 使得光子过早地沉积, 部分失去产生次级电子的机会, 这样没有次级电子将能量经慢化沿径向带走, 因此更多的能量沉积在深度方向。从模拟速度方面来看, 光子截断能的提高, 对模拟速度的影响并不显著。因此为保证一定的计算精度, 以后的模拟仍选用 $E_{\gamma \text{ cut}} = 10 \text{ keV}$ 。

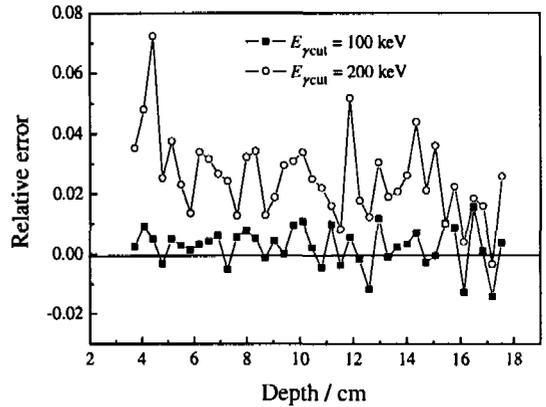


图 5 以 $E_{\gamma \text{ cut}} = 10 \text{ keV}$, $E_{e \text{ cut}} = 600 \text{ keV}$ 为基准, 其它光子截断能(100—200 keV)相对误差的比较

图 6(上)给出了 $ENUM$ 参数对计算速度的影响。可见随 $ENUM$ 值的减小, 计算速度可获得指数性提升。特别是 $ENUM$ 小于 1 的情况, 速度随 $ENUM$ 值的减小而大幅度提升。但若比较此范围内的绝对剂量, 则结果不甚理想, 即使是 $ENUM$ 的值为 0.7 也和 $ENUM$ 的值为 1 的差异(2%—10%) 超过可接受的限度(3%—4%)。对于 $ENUM$ 小于 1 的情况, 图 6(下)给出了 $ENUM$ 的值为 1, 1.5, 2, 跟踪相同的粒子数后的绝对剂量比较。另外还分别给出了可与 $ENUM$ 的值为 1.5, nps (跟踪粒子数)的值为 2×10^7 , $ENUM$ 的值为 2, nps 的值为 2×10^7 相对应的 $ENUM$ 的值为 1, nps 的值为 3×10^7 , $ENUM$ 的值为 1, nps 的值为 4×10^7 的绝对剂量曲线, 这 5 条曲线都比较接近。从模拟速度和时间方面来看(见表 1): 经简单换算后 ($ENUM \times nps$ 相等), 采用增大 $ENUM$ 的方法可略微提高模拟速度, 且就本模拟工作的结果来看: 模拟缩短的时间随 $ENUM$ 值的增大

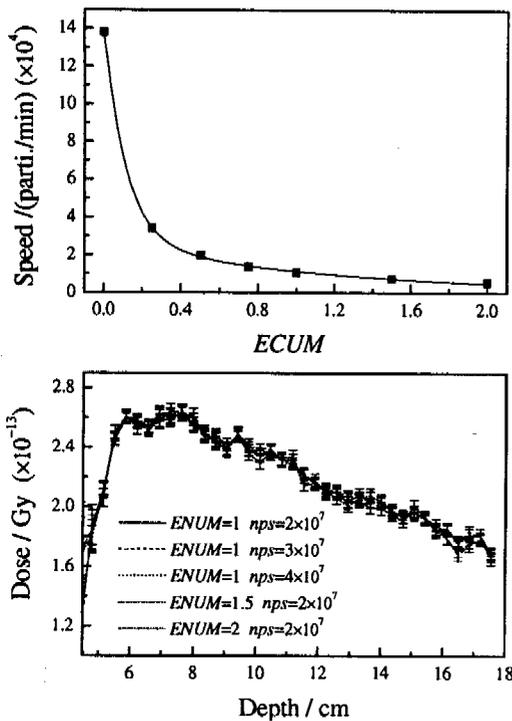


图 6 *ENUM* 参数对计算速度和精度的影响
(上) *ENUM* 参数对计算速度的影响, (下) *ENUM* 和跟踪粒子数对绝对剂量的影响(平均每个人射源粒子)。

表 1 *ENUM* × *nps* 值对计算结果的影响

<i>ENUM</i>	<i>nps</i> × 10 ⁷	速度 /(photon/min)	时间 /min	时间差 /min
1.5	2	7 210	2 774	67
1	3	10 560	2 841	
2	2	5 487	3 645	140
1	4	10 565	3 785	

而增大。但从模拟结果的相对误差方面来看, 直接

仿真模拟 (*ENUM* 的值为 1), 在 *ENUM* × *nps* 相等的情况下, 要比增大 *ENUM* 减少 *nps* 的情况略好。

4 讨论与结论

MCNP 采用 Goudsmit-Saunderson 多重散射理论, 其栅元尺寸不能过小^[12,13], 对密度较小介质中的粒子输运也难以得到理想的结果。电子截断能的选取显著影响模拟的精度和速度, 采用高的截断能, 可有效缩短模拟时间。但电子截断能的选取, 要和模型划分栅元的大小有关, 要保证处于截断能的电子的射程小于栅元本身的线度^[11]。光子在介质中发生碰撞较少, 输运的距离较长, 较高的截断能不仅不能有效缩短模拟时间, 还有可能影响模拟精度。MCNP 具有灵活的物理参数选择功能, 允许用户改变电子和光子输运物理参数, 以窥视基本粒子和次级粒子输运的内在机理。MCNP 中的偏倚参数 *ENUM* 可控制光致次级电子产生的数目, 进而控制着韧致光子、电子致 X 射线和敲击电子的产生, 对模拟结果和速度的影响较为显著。

本工作研究了 MCNP 中截断能、记数方法、光致次级电子输运参数 *ENUM* 对计算结果的影响, 结果表明: 在准介质分布均匀区域和经衰减后的低能区域使用 *F6, 而在非均匀区域和靠近入射面附近的区域使用 *F8 计算, 可获得模拟速度的提升; 基于 CT 数据的 64 × 64 划分方案, 电子的截断能可提高到 0.6 MeV, 以大幅提升计算速度。而光子截断能的提高对计算速度和精度影响不显著(0.01 MeV 即可); 6 MV 光子照射时, 使用 *F8 计数, 可适当增大 *ENUM* 值, 在 *ENUM* × *nps* 相等的情况下, 可获得计算速度的稍微提升。

参考文献:

[1] Briesmeister J F. MCNP4c Manual, 2001.
 [2] 吴宜灿, 李国丽, 陶声祥等. 中国医学物理学杂志, 2005, 22 (6): 683.
 [3] 宋 钢, 李国丽等. RBM 剂量计算中组织不均匀性混合 Batho 修正方法, 核技术(待发表).
 [4] 赵 攀, 陈义学, 林 辉等. 原子核物理评论, 2006, 23(2): 258.
 [5] Love P A, Lewis D G, Al-Affan I A M, et al. Phys Med Biol, 1998, 43: 1 351.
 [6] Jeraj R, Keall P J, Ostwald P M. Phys Med Biol, 1999, 44: 705.
 [7] DeMarco J J, Solberg T D, Smathers J B. Med Phys, 1998, 25: 1.
 [8] Lewis R D, Ryde S J S, Hancock D A, et al. Phys Med Biol, 1999, 44: 1 219.
 [9] Siebers J V, Keall P J, Libby B, et al. Phys Med Biol, 1999, 44: 3 009.
 [10] Rogers D W O, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc Manual, Ioni-

- zing Radiation Standards, 2004, 97.
- [11] Zee W, Hogenbirk A, Marck S C. *Phys Med Biol*, 2005, **50**: 625.
- [12] Reynaert N, Palmans H, Thierens H. *Med Phys*, 2002, **29**: 2 446.
- [13] Wang R, Li X A. *Med Phys*, 2001, **28**: 134.

Investigation of Parameters Influencing on Simulation Precision and Speed of Monte Carlo MCNP Based on a Clinic Case*

LIN Hui, WU Yi-can, CHEN Yi-Xue

(*Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230032, China*)

Abstract: Monte Carlo method is regarded as the most accurate method for dose calculation at present, whereas its long simulation time hinders its clinic application. The effects of the tally method, the cut-off energy of electrons and photons, and the secondary electron number parameter *ENUM* on precision and speed of MCNP4c have been investigated based on a clinical case to seek for a relatively optimum calculation mode.

Key words: Monte Carlo simulation; MCNP; dose calculation; radiotherapy

* **Foundation item:** Natural Science Foundation of Anhui Province (01043601); Knowledge Innovation Project of Chinese Academy of Sciences