

CT 图像的体元大小对 EGSnrc 蒙特卡罗 剂量计算的影响

吴爱东 吴宜灿

(中国科学院等离子物理研究所 合肥 230031)

摘要 目前的放射治疗计划系统采用经验或半经验常规剂量算法, 计算得到的剂量分布不够精确, 而蒙特卡罗剂量算法是一种精确的剂量计算方法, 但其计算时间冗长问题最终影响临床的应用。本文基于一例病人头部电子计算机断层成像(Computer Tomography, CT)数据, 应用 EGSnrc(Electron Gamma Shower NRC, EGSnrc)蒙特卡罗程序, 研究不同体元大小对剂量分布计算精度和计算时间等的影响。

关键词 剂量计算, 体元, CT 图像, 蒙特卡罗方法

中图分类号 R730.55

在肿瘤三维精确放射治疗中, 治疗计划的精确剂量计算是计划设计及肿瘤放疗成败的前提。精确放疗的剂量计算所允许的误差应为 3%^[1], 要达到如此高的剂量计算精度, 必须要有相当准确的剂量算法。由于人体不均匀组织中粒子输运的复杂性, 目前放疗计划系统所采用的经验或半经验的剂量计算方法很难在人体组织内得到很高的剂量计算精度, 这主要是因为这些算法要么对射线的横向散射考虑不足, 要么没考虑到射线从一种物质向另一种物质传输过程中电子失衡的存在或不同电子输运的影响, 结果产生不精确的剂量分布, 特别在低密度或高密度的不均匀组织(气腔或致密骨)和靠近不同组织分界面附近表现更为突出^[2-4]。

人体组织剂量计算方法基本上可以分为两大类, 第一类是目前常用的方法即确定性方法, 也称为解析方法或经验方法; 另一类就是蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)方法, 因为其处理复杂问题的能力而成为一种不可替代的方法^[5]。从理论上讲, 蒙特卡罗剂量算法是最完整、最准确的光子和电子剂量计算方法, 它通过对粒子输运过程精确的模拟, 正确处理了不均匀组织中密度和原子序数的变化, 使用了最少量的近似, 计算结果相对更加精确, 这是常规算法所无法比拟的^[3]。作为放疗剂量算法和治疗计划系统发展的方向, 蒙特卡罗剂量算法在近年来得到了广泛的重视和研究, 但其主要缺点是计算强度大、计算时间长, 最终限制了它的临床应用。影响蒙特卡罗剂量计算的因素较多, 如模拟的粒子

数、体元的大小和数量等^[6], 而其中体元大小显然是影响蒙特卡罗剂量计算精度和时间的关键因素之一。本文基于一例病人头部的 CT 数据, 经影像重建后, 应用 EGSnrc/DOSXYZnrc 蒙特卡罗程序^[7]模拟计算不同大小体元对计算剂量分布、计算效率等的影响, 研究在头颈部肿瘤放疗中, 如何既保证一定的剂量计算精确度, 又要保证计算时间合理, 从而对 CT 体元大小作出合理选择。

1 蒙特卡罗程序与计算模型

EGSnrc/DOSXYZnrc 程序是加拿大国家研究中心合作组在 OMEGA 项目中开发的一种通用蒙特卡罗吸收剂量计算程序, 它用于计算笛卡儿坐标系中各正方体或长方体体元(Voxel)内剂量的分布, 体元在 x 、 y 、 z 三个方向上的大小可根据需要任意设置, 各体元也可为不同的物质。在精确放射治疗的应用中, DOSXYZnrc 程序模拟计算是基于患者详细的三维解剖结构信息的 CT 数据, 采用体元的几何建模方式, 根据各体元的 CT 值将其转换成相应的材料和密度信息, 然后由离线数据预处理程序 PEGS4 将它们生成所需的核截面数据, 最终计算得到患者体模内三维吸收剂量的分布。

本文采用安徽医科大学附属医院放疗科提供的头颅 CT 数据病例(图像大小 227mm×227mm, 像素分辨率 512×512, 相邻像素间距 0.4434mm, 层厚 5mm, 共 18 层), 通过本课题组专门为蒙特卡罗方法几何输入而开发的 DICOM(Digital imaging and

国家“973”计划项目(2006CB708307); 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项目

第一作者: 吴爱东, 男, 1972 年出生, 2003 年于安徽大学获硕士学位, 目前为核能科学与工程专业的博士研究生, 从事精确放射治疗研究

收稿日期: 2006-10-31, 修回日期: 2006-11-28

communications in medicine)格式图像处理软件,将此头颅 CT 数据在 X-Y 平面重新组合划分成长宽相等的网格,生成大小分别为 1、2、3、4、5、6 和 10mm 共 7 个体元文件,并按各体元的 CT 值将其转换成 DOSXYZnrc 程序所需的组织材料和密度信息并生成核截面数据。作为计算的几何模体,其中一张 CT 图像及射野布置方案如图 1 所示。在 P4/2.4G、内存为 256M 的计算机上,以 Linux Redhat 8.0 操作系统为平台,采用 6MV-X 射线平行束模型,照射野 7cm×7cm,射野中心点 A 坐标(10.25,15.70,4.25),模拟粒子数为 5×10^7 个,运用 DOSXYZnrc 程序计算得到上述生成的不同体元大小的模体内的剂量分布。

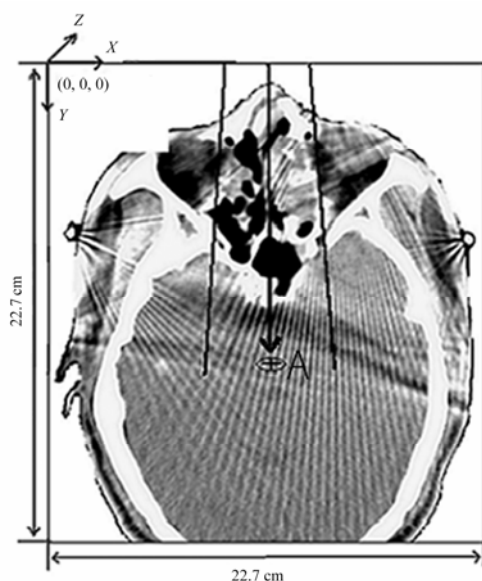


图 1 X 线照射的射野布置方案
Fig.1 X-ray field radiation project

2 计算结果与分析

DOSXYZnrc 程序采用体元的几何建模方式,建模时需对 CT 体元网格进行重新组合划分,CT 体元的重新划分将改变模体的原始 CT 值分布,从而改变材料和密度的分布。体元划分得越大,这种改变越为明显,模体的图像分辨率也越差,最终也不能很好地区分人体组织结构的差别。图 2 是经进行网格重新组合划分后 1mm 和 6mm 模拟模体对比示意图。为消除这种重组对原始 CT 数据重新分布的影响及有较高的图像分辨率,理想的体元划分方案是使用与原始 CT 数据(如 512×512 像素)相同的体元大小,但因为完成剂量计算的 CPU 时间随体元的减小而迅速增加以及计算机存储容量问题,所以体元大小的选择有一定的限制。当前计算机的存储已经不是问题,主要考虑因素包括计算时间和计算

结果的精度问题,二者结合最终表现为计算效率,效率的定义^[8,9]:

$$\varepsilon = \frac{1}{TS^2}$$

其中 S^2 是感兴趣量方差 σ^2 的估计值, T 是计算所用总 CPU 时间。一般情况下,计算时间 T 与模拟的粒子数目 N 成正比, S^2 与 $1/N$ 成正比。计算效率的提高要么在给定的计算时间内(模拟粒子数目一定)使计算结果的方差减小,要么在给定的方差要求情况下使模拟的粒子数目减少,或者二者同时减小。故体元大小与计算效率的关系主要表现如下方面:首先,大体元在模拟相同数目的粒子(计算时间未必相同)时统计方差下降很快;其次,同一问题采用大体元意味着问题的计算规模减小,包括计算方向向量与体元边界相交次数减少等,从而缩短了计算时间。然而,在高度复杂人体组织中,小体元可以更精细地反映输运几何的细节,保证计算结果与真实值更接近,但计算时间较长。因此,必须研究在相同的模拟条件下,通过对体元尺寸的合理选择,使在较短的计算时间内得到的剂量结果精度能满足临床的需要。

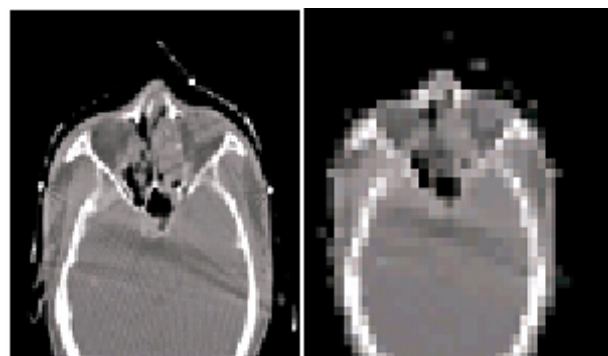


图 2 体元为 1mm 和 6mm 的模拟体模
Fig.2 Simulation phantoms with 1mm and 6mm voxel

2.1 体元大小与计算时间的关系

表 1 列出在模拟相同数目粒子情况下使用 DOSXYZnrc 程序系统分析 7 个不同体元尺寸计算时间的差别。从表中可以看出完成剂量计算的 CPU 时间随体元尺寸的增大而迅速减小,1mm 体元模体计算所需 CPU 时间几乎是 10mm 体元模体 CPU 时间的 2 倍,这是因为在模拟相同数目粒子的情况下,体元越大则意味着模拟几何体的计算规模减小,包括计算方向向量及粒子与体元边界相交次数减少等,从而大大缩短了蒙特卡罗程序的模拟计算时间。

表 1 不同体元尺寸下模拟相同数目粒子所需 CPU 时间比较
Table 1 Different voxel size vs CPU time for the same number of events

体元尺寸 Voxel size /mm	模拟粒子数 Number of events	CPU 时间比率 CPU time ratio
1	5×10^7	1.00
2	5×10^7	0.86
3	5×10^7	0.82
4	5×10^7	0.77
5	5×10^7	0.73
6	5×10^7	0.67
10	5×10^7	0.51

2.2 体元大小与计算精度的关系

由模拟计算得到 1—6mm 共 6 个不同体元划分的剂量分布结果中,按图 1 中所示的坐标刻度方案分别取经过气腔(蝶窦)有代表性的两条直线的剂量分布情况并加以研究,图 3、图 4 为沿 X 轴($y=11.3\text{cm}$, $z=4.3\text{cm}$)的离轴百分比剂量、沿 Y 轴($x=10.6\text{cm}$, $z=4.3\text{cm}$)的百分深度剂量分布,从图中

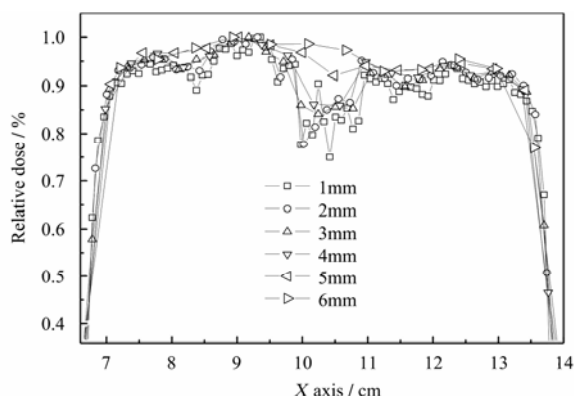


图 3 X 轴方向离轴百分剂量的分布

Fig.3 Off-axis percentage dose distribution in X axis direction

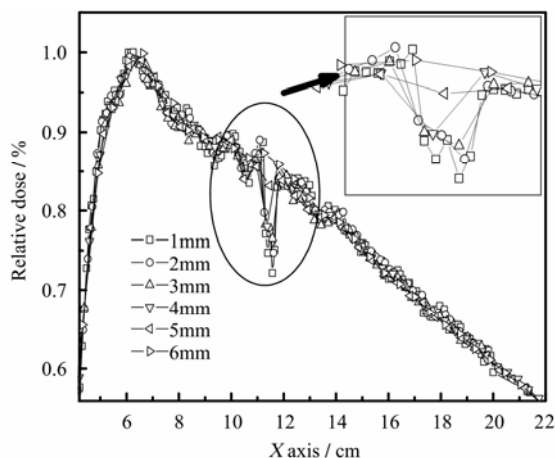


图 4 射线束入射方向(Y轴)百分深度剂量的分布

Fig.4 Percentage depth dose distribution in beam direction (Y-axis)

可以看出 1—6mm 的体元模体间离轴百分比剂量和百分深度剂量(Percentage depth dose, PDD)分布相差各不相同,尤其在软组织与气腔两种密度相差较大的不均匀组织附近及分界面偏差最为明显,与 1mm 的计算结果相比最大偏差达 10%以上。当体元小于 4mm 时,最大偏差小于 3%,可以较好地反映出因气腔组织的存在对剂量分布的影响,能满足精确放射治疗的计划系统剂量计算精度的要求。随着体元尺寸的增大(如 5mm 和 6mm 体元模体),从其离轴百分比剂量和百分深度剂量分布曲线看,剂量曲线的分布变得平滑,不能真实反映出人体组织内因气腔的存在而导致的粒子输运、散射及电子失衡的发生,而影响组织-空气界面及附近的剂量分布,给临床的放疗计划的评估提供了不精确的剂量信息,影响了肿瘤病人的治疗效果。因此根据上述的计算研究认为,为保证蒙特卡罗治疗计划剂量计算的精确度,头颈部肿瘤放疗时,CT 体元的尺寸划分一般不要大于 4mm。

3 结论

人体解剖结构及组成极其复杂,特别是在头颈部,由于不规则的外表面及内部气腔、骨、软组织等不均匀组织的存在,极大地影响了肿瘤放疗剂量的分布^[5]。因此,在如此复杂的解剖部位应使用多大的体元尺寸,实际应用中应充分考虑体元的重新划分能较好地地区分人体组织结构的差别以及计算结果的剂量分布精确度和计算时间等因素,使其满足临床治疗的实际需要,能更好地为肿瘤放射治疗服务。本文通过对一个有代表性的头颈部 CT 图像实例的模拟研究表明,不同大小体元划分对剂量分布精确度和剂量模拟的计算时间有明显的影响。一般来说尺寸小于 4mm 的体元就有较高的图像分辨率,能很好地描述人体组织结构的差别,其计算结果也能满足蒙特卡罗剂量分布的精确度要求,真实反映剂量在人体内的分布,而且模拟计算时间也相对较短。

参考文献

- 1 胡逸民. 肿瘤放射物理学. 北京: 原子能出版社, 1999. 487—615
HU Yimin. Radiation oncology physics. Beijing: Atomic Energy Press, 1999. 487—615
- 2 Mohan R. Why Monte Carlo?. Proceedings of the 12th international conference on the use of computers in radiation therapy. Salt Lake City, UT: Medical Physics Publishing, 1997. 16—18

- 3 Ayyangar K M, Jiang S B. Medical Dosimetry, 1998, 23(3): 161—167
- 4 Wang L, Yorke E, Chui C S. Int J Radiation Oncology Biol Phys, 2001, 50(5): 1339—1349
- 5 Sempau J, Wilderman S J, Bielajew A F. Phys Med Biol, 2000, (45): 2263—2291
- 6 Cygler J E, Daskalov G M, Chan G H, *et al.* Med Phys, 2004, 31(1): 142—153
- 7 Walters B R B, Rogers D W O. DOSXYZnrc User Manual. NRCC Report PIRS-794, 2002
- 8 Bielajew A F, Rogers D W O. Nucl Instr Meth B, 1987, (18): 165—181
- 9 Kawrakow I, Fippel M. Phys Med Biol, 2000, (45): 2163—2183

Effect of CT image-based voxel size on EGSnrc Monte Carlo dose calculation

WU Aidong WU Yican

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

Abstract Empirical and semi-empirical routine dose calculation algorithms have been commonly selected for the radiation treatment planning system, though they have limited accuracy for dose distribution calculation. The Monte Carlo method can precisely give the above distributions, but its long CPU time affects clinic application. This paper presents a calculation instance. Namely, based on the CT data of a patient's head and neck, the Monte Carlo code is used to investigate the effect of different voxel sizes on the accuracy of dose distribution calculation and the computing time.

Key words Dose calculation, Voxel size, CT image, Monte Carlo method

CLC R730.55