**文章编号**:1007-4627(2006)02-0258-05

# MCNP/MCNPX 几何栅元划分方法对精确 放疗剂量计算的影响研究<sup>\*</sup>

赵 攀,陈义学,林 辉,郑善良,吴宜灿 (中国科学院等离子体物理研究所,安徽合肥 230031)

摘 要:复杂几何模型的建立是 Monte Carlo 粒子输运程序 MCNP/MCNPX 在放疗领域广泛应用的 关键与难点,发展了基于医学 CT 影像的 MCNP/MCNPX 自动建模软件,提出并实现了3 种几何栅 元划分的方法。根据临床实例数据,分别建立了3 种 MCNP 几何模型。在此基础上,研究分析了3 种几何栅元划分方法及重复结构描述方法对计算结果的影响,为 MCNP/MCNPX 在放疗中的应用 提供基础。

**关键词:**剂量计算;建模;MCNP/MCNPX;栅元;体元 中图分类号: R730.55 **文献标识码:** A

# 1 引言

放射治疗临床研究证明,剂量计算的精确度是 保证放射治疗质量的基础。为保证放射治疗的疗 效,通常剂量计算的精确度必须在3%以内,要达 到如此高的剂量计算精度,需要相当准确的剂量计 算算法。

ECS 是传统放疗中最常用的蒙特卡罗剂量计算 程序。目前随着各种先进放射治疗技术(如 BNCT、 重离子治疗等)的出现,ECS 程序由于无法模拟中 子及重离子的输运过程,已不能满足这些新型放疗 技术剂量计算的要求,而 MCNP/MCNPX 程序是新 型放疗技术中 Monte Carlo 剂量计算的首选.MCNP/ MCNPX 是美国 Los Alamos 实验室应用理论物理部 的蒙特卡罗小组研制的大型蒙特卡罗中子、光子和 电子输运仿真程序,是国际上用来进行剂量计算的 重要工具之一。它利用蒙特卡罗方法计算中子、光 子和电子或它们的耦合输运问题,在数据模拟和仿 真计算中充当重要的角色<sup>[1]</sup>。最主要的是通过对 粒子输运过程的模拟,MCNP/MCNPX 正确处理了 不均匀组织中密度和原子序数的变化,保证了剂量 计算结果的精确性。但是,MCNP/MCNPX 也存在 着不足:程序本身所能承受的几何栅元的数量不能 超过 99 999<sup>[2]</sup>。

要将 MCNP/MCNPX 程序应用于放射治疗计划 系统中的精确剂量计算,首先要将结构极为复杂的 人体转换成 MCNP/MCNPX 剂量计算模型,然后再 生成 MCNP/MCNPX 模型输入文件。本文在简要介 绍几种 MCNP/MCNPX 剂量计算建模方法的基础 上,利用医学序列图像数据建立人体三维数字模 型,并应用临床实例对几种方法进行验证。本文的 工作是中国科学院等离子体物理研究所 FDS 研究 室ARTS<sup>[3-3]</sup>系统工作的一部分,发展的"精确放射 治疗计划与质量保证系统"(Accurate Radiotherapy System,简称 ARTS)是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、智能控制和定位 等,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 体元与栅元的概念

1987年, Arie Faufman 提出把参数曲线、曲面和曲面体转化为体元模型的有效算法,将体元做为

收稿日期: 2005 - 11 - 20;修改日期: 2006 - 01 - 12

\* 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:赵 攀(1980 – ),女(汉族),陕西乾县人,硕士研究生,从事精确放射治疗系统可视化研究; E-mail; zhaopan@ipp.ac.cn 构成三维形体的单位颗粒,一般用单位立方体来描述,也可以用长方体描述<sup>[6]</sup>。

通常情况下, MCNP/MCNPX 输入模型中几何 是用面的拓扑关系来构造栅元, 许多栅元组成一个 无限空间, 而每一个栅元被赋予一定的材料属性, 如密度和成分等. MCNP/MCNPX 程序输入文件中 的栅元可由若干个体元合并而成, 如果不进行合 并,则体元和栅元是等同的。

#### 2.1 体元建模

由于人体各种组织(包括正常和异常组织)对 X射线的吸收不等,计算机断层扫描(CT)利用这 一特性,使用 CT 值来描述组织受到的射线剂量的 大小。CT 图像实际上是人体某一部位有一定厚度 的体层图像,将成像的体层分成按矩阵排列的若干 个小的体元,每个体元的 CT 值就综合代表体元内 的物理密度。

为简化分析,通常根据组成成分和脑部 CT 值 的物理意义,把整个数据场划分为6个典型特征部 分:1号特征部分(空气及空腔)、2号特征部分(肺 组织)、3号特征部分(脂肪组织)、4号特征部分 (骨骼肌肉组织)、5号特征部分(松质组织)、6号 特征部分(头骨组织),其组成元素、CT 值范围和 物理密度值如表1所示。

经过上述划分,可以把 CT 数据转化为材料数 据,得到由1,2,3,4,5和6号材料所组成的三维 矩阵,矩阵的每个元素代表一个体元(这一过程称 为体元建模),如表1所示。由于对体元进行合并 是非常必要的,下面简要介绍几种体元合并方法, 包括简单合并、深度优先合并和正方体优先合并, 详细情况请参见参考文献[7]。

表1 CT 值与质量密度转换对应表

材料名称	组成元素	CT 值范围	物理密度值范围	
1号特征——空气及空腔	C N O Ar	-1 024 950	0.001 21-0.052 3	
2 号特征——肺组织	H C N O Na P S Cl K	-950120	0.052 3-0.887 6	
3 号特征——脂肪组织	H C N O Na S Cl	- 120	0.8876-0.9584	
4 号特征——骨骼肌肉组织	H C N O P Na S Cl K	- 20-100	0.958 4—1.109 4	
5号特征——松质组织	H C N O Ca P Na Mg S Cl K Fe	100-450	1.109 4-1.309 6	
6 号特征——头骨组织	H C N O Ca P Na Mg S	450-1 500	1.309 6-2.006 9	

#### 2.2 栅元建模

由于人体生理结构复杂,因此导致剂量计算模型规模庞大,1张分辨率为512×512的头部CT图像有512×512=262144个像素也即有同样数目的体元,一个人体头部的CT通常有20张左右,20张CT就达到512×512×20=5242880左右个体元,而MCNP/MCNPX可以承受最大栅元数为99999个,因此要在MCNP/MCNPX的限制范围内进行医学建模,就要把体元进行有效的合并,也就是说把具有相同材质(相同特征值)的体元进行合并。

#### 2.2.1 简单合并方法

如果只需要在长和宽两个方向上简化,那么只 需对长和宽两个方向上的体元进行合并;否则就要 在长、宽、高3个方向上进行合并。例如:要将分 辨率为512×512的CT图像简化为64×64(在长和 宽两个方向上简化),就将这些体元在矩阵行和列 的方向上进行合并,即8×8=64个体元合并为一个体元。具体做法是:将这64个体元的CT值加起来再求平均。

#### 2.2.2 基于深度优先的合并方法

原始体元模型中的体元均是正方体或长方体, 对于任意一个体元来说,存在着6个可能合并相邻 体元的方向。该方法的思想是在6个方向中选择一 个深度最大的方向进行合并,即该方向上可合并的 体元数目最多,首先进行合并,合并后的体元集就 是 MCNP/MCNPX 模型中的一个栅元;重复这一过 程,直到遍历全部体元。

#### 2.2.3 基于正方体优先的合并方法

该方法的基本思想是:在合并的时候优先考虑 能使栅元保持正方体形状的方向,使合并后的栅元 在长、宽、高3\*个方向上的长度相同,直到无法保 持正方体形状,这时就可以采用深度优先继续合 并。与深度优先合并不同的是,该方法把体元相邻

的6个方向中的两两相对的方向合而为一,即对每 个体元,存在着3个可合并的方向。

#### 2.2.4 重复结构描述方法

对于大量重复出现的相同几何栅元, MCNP 提 供了一种"重复结构"描述方法,它先描述一个大的 外围栅元,然后用大量相同几何尺寸的小栅元进行 填充,并将不同密度的小栅元用不同的U卡号进行 描述,此种方法已广泛应用于人体剂量计算<sup>[8]</sup>。虽 然重复结构描述方法真实地再现了人体复杂的几何 结构, 日计算结果准确, 但会使模拟时间增加 50% 以上<sup>[2]</sup>,在后面的比较中,我们将重复结构的计算 结果作为基准,对深度优先和正方体优先两种合并 方法进行校验。

#### 实例与计算 3

利用安徽医科大学附属医院提供的实际病例数 据对上述3种合并方法进行测试。病例数据是一组 18 张的、分辨率为 512 × 512 的头部 CT 序列图像, 如图1所示。



图1 头部 CT 数据

3.1 实例数据描述

实例采用笛卡儿坐标系,即:x方向在页面上

指向右, y 方向在页面上指向下, z 方向垂直进入页 面,坐标参考点(0,0,0)定在第1张切片的左上 角;图像的大小为 22.7 cm × 22.7 cm;源皮距为 100 cm, 即放射源到第9 张切片鼻尖的距离, y 轴上 95个像素处:射野大小为5.0 cm × 5.0 cm: 入射方 向沿 $\gamma$ 轴正向;射线是能量为6 MV 的 X 射线束。

#### 3.2 计算方案介绍

医学影像设备所产生的三维数据通常都是各向 异性的断层图像数据, 断层图像之间的距离一般都 要大于断层图像中像素点之间的距离, 也会给放射 治疗剂量计算制造困难。因此为了获得各向同性的 体数据,通常会利用从医学影像设备获得的异分辨 率断层图像数据,插值出同分辨率的新的三维断层 图像数据。作者利用 18 张头部 CT 数据, 通过插值 生成了96张头部CT数据。

为了在 MCNP/MCNPX 输入模型规模的范围内 对上面提到的几种栅元建模方法进行有效的验证, 先采用简单合并方法,在x, y和z3个方向上对原 始病例数据进行简化,即将 CT 图像的分辨率由 512 × 512 × 96 分别降至 128 × 128 × 48, 64 × 64 × 24 和 32 × 32 × 12, 然后针对每种情况采用正方体 优先和深度优先两种合并方法进行合并,并在所有 计算条件相同的条件下,对得到的 MCNP/MCNPX 计算模型进行计算,最后将计算结果与采用重复结 构描述的方法进行比较。

#### 3.3 计算结果

表2给出了3种方案的栅元数目,可见采用合 并方法使栅元数目较简单合并和重复结构大大减 少。由于 MCNP 非重复结构输入文件的栅元数目 要受到 99 999 的限制<sup>[2]</sup>,而相同的计算条件下,重 复结构会使计算时间增加。两种合并方法有效地减 少了栅元数目, 使得 MCNP 计算成为可能。

表 2 栅元数目对比表												
划分 方案	方案一(128×128×48)		方案二(64 ×64 ×24)		方案三(32×32×12)							
	正方 <b>体</b> 优先 合并	深度 优先 合并	重复 结构	正方体 优先 合并	深度 优先 合并	重复 结构	正方体 优先 合并	深度 优先 合并	重复 结构			
栅元数	44 570	44 516	786 432	9 302	9 326	98 304	1 967	1 976	2 048			

在3种方案中分别选取了10个关键点进行计 算, 跟踪了1×10<sup>7</sup>个粒子。各点计算结果规律基本 相同,图2和图3分别给出了其中典型点处计算时 间与计算效率FOM(Figure Of Merit)的比较。图2 显示出采用合并方法后的粒子模拟速度较重复结构 提高近17%—30%,且随栅元体积的变大而增大, 但正方体优先与深度优先这两种方法对模拟速度的 影响几乎相同。图3显示 MCNP 计算效率 FOM 随 栅元体积增大而略有提高,而各种合并方法之间 FOM 变化则很随机。



图 3 MCNP 性能参数 FOM 的比较

另外,图4和图5分别给出了方案二基于3种 建模方法的中心轴剂量分布与离轴剂量分布计算结 果。图4显示除鼻腔区域(4.2 cm 处)外,3 种方法 在误差许可范围(~3%)内符合较好。由于鼻腔区 域存在气腔,两种合并方法所引入的平均近似,导 致与重复结构计算结果的差异。如图5 所示,3 种 建模方法的离轴剂量分布,虽然在野内剂量区存在 少许差异,但在剂量半影区符合较好。

### 参考文献:





### 4 结论

本文在医学实例数据的基础上,对基于 CT 影 像的 MCNP/MCNPX 自动建模程序及栅元处理方法 进行了测试计算与验证,计算结果显示自动建模程 序可以应用于临床剂量计算,采用的各种栅元处理 方法,极大地减少了计算模型的栅元数,并提高了 粒子的模拟速度,而计算结果与精细模型非常吻 合。然而,MCNP/MCNPX 几何模型中的栅元形状 不一定都是规则的六面体(正方体或长方体),还可 以是不规则的多面体,如何通过体元合并准确完整 地描述不规则的多面体,如何通过体元合并准确完整 也描述不规则的多面体,在保持计算精度的基 础上更大程度地简化计算模型是下一步的研究 目标。

- [2] Briesmeister J F(Ed.), MCNP4C General Monte Carlo N-Particle Transport Code. Los Alamos National Laboratory, LA-13709-M, 2000.
- [3] 吴宜灿,李国丽,陶声祥等.中国医学物理学杂志,2005,22(6),683.
- [4] 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(已接收).
- [5] Chen Chaobin, Huang Qunying, Wu Yican. Plasma Science & Technology, 2005, 7(2): 2 777.
- [6] 俞晨涛, 唐 敏, 董金祥. 计算机应用, 2000, 8: 20.
- [7] 施灿辉. 基于图像的 MCNP 数字人体建模与仿真研究. 合肥: 合肥工业大学学位论文, 2003.
- [8] Xu X G, Chao T C, Bozkurt A. Health Physics, 2000, 78(5):
  476.

# Effect of Different Voxel-uniting Methods on the Dose Calculation of MCNP/MCNPX<sup>\*</sup>

ZHAO Pan, CHEN Yi-xue, LIN Hui, ZHENG Shan-liang, WU Yi-can (Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China)

Abstract: The key problem for the application of the Monte Carlo particle transport code MCNP/MCNPX in radiotherapy is the creation of complex geometrical model. To handle this problem, a software has been developed to automatically create MCNP/MCNPX geometrical model based on the CT images, and three geometric cell treatment schemes were proposed and implemented in this software. In this work, three MCNP models are created, and calculations are performed to investigate the effect of those cell treatment schemes and repeated structure technique on the calculation results.

Key words: dose calculation; modeling; MCNP/MCNPX; cell; voxel

.

<sup>\*</sup> Foundation item: Natural Science Foundation of Anhui Province(01043601); Knowledge Innovation Project of Chinese Academy of Sciences