

·论著·

# 基于蒙特卡罗算法模拟的某型伽玛刀剂量场特性研究

郭金森 毕远杰 程长 骆志平 陈凌

**【摘要】目的** 针对我国自主生产的某型伽玛刀, 建立一套快速、准确的蒙特卡罗算法模型, 并利用所建立的模型对伽玛刀剂量场特性进行研究。**方法** 利用蒙特卡罗核粒子输运程序建立伽玛刀的蒙特卡罗算法模型, 并用实验结果对模拟结果进行验证。**结果** 离轴比: 和实验结果符合良好, 随着准直器孔径的减小, 顶部剂量率平台随之减小, 半影区也有减小的趋势但不明显; 等剂量曲线: 旋转轴垂直平面上的剂量梯度最小。**结论** (1)所建立蒙特卡罗算法模型是准确有效的; (2)在制定治疗计划时, 需要考虑到肿瘤和体表距离、肿瘤大小、形状以及射野不均匀性带来的影响。

**【关键词】** 伽玛刀; Monte Carlo 方法; 剂量场特性

**Dose field characteristics study of Gamma knife based on Monte Carlo simulation** Guo Jinsen\*, Bi Yuanjie, Cheng Zhang, Luo Zhiping, Chen ling. \*Department of Radiation Safety, China Institute of Atomic Energy, Beijing 102413, China

Corresponding author: Luo Zhiping, Email: luozhiping00@163.com

**【Abstract】Objective** To build a Monte Carlo model of a type of gamma knife independently produced in China, and prove the accuracy of this model and study dose field characteristics of the gamma knife. **Methods** Monte Carlo model was built based on Monte Carlo N-Particle Transport Code, and the simulation result was verified by the experiment results. **Results** Off Axis Ratio: the simulation result of Off Axis Ratios was in good agreement with the experiment results, the top dose rate platform decreased with the radius of the collimators reduced, penumbra decreased to some degree but not obviously; isodose curves: the dose gradient of the plane perpendicular to rotate axis was minimum. **Conclusions** (1)The Monte Carlo model was accurate and effective. (2)The distance between the tumor and body surface, the size, shape of the tumor and the heterogeneity of exposure field need to be considered when the treatment plan is developed.

**【Key words】** Gamma knife; Monte Carlo method; dose field characteristics

伽玛刀作为一种聚焦式的放射治疗设备, 是立体定向放射外科的一个重要分支。它可将放射源(绝大部分为 $^{60}\text{Co}$ )发出的伽玛射线几何聚焦, 集中射于病灶, 一次性、致死性地摧毁靶点内的组织。在对伽玛刀进行放射治疗剂量学研究时, 一般有3种手段: 实验方法测量、解析方法计算和蒙特卡罗方法计算。其中蒙特卡罗方法对放射疗法计划的作用早已被医学物理学界明确认识<sup>[1]</sup>, 加拿大国家研

究委员会的 Bielajew<sup>[2]</sup>指出, 在放射治疗中, 往往需要在较短时间内得出剂量场分布, 而过去蒙特卡罗方法由于太消耗机时显得力不从心。近些年来, 计算机运算速度的提升、蒙特卡罗算法的优化和减小方差技巧的开发, 使得快速蒙特卡罗计算成为了可能<sup>[3-4]</sup>。本研究将针对我国自主生产的某型伽玛刀, 利用蒙特卡罗核粒子输运程序(Monte Carlo N-Particle Transport Code, MCNP)系统建立一套快速、准确的剂量场分布蒙特卡罗算法模型, 通过对比实验结果证明模型结果的准确性。并利用所建立的模型对伽玛刀剂量场特性进行研究, 为改进伽玛刀的设计以及提高临床剂量估计的精度提供

DOI: 10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2015.05.010

作者单位: 102413 北京, 中国原子能科学研究院辐射安全研究所(郭金森, 毕远杰, 程长, 骆志平, 陈凌); 518063, 深圳市海博科技有限公司惠恒医疗伽玛刀部(程长)

通信作者: 骆志平(Email: luozhiping00@163.com)

一定依据。

## 1 资料与方法

### 1.1 某型伽玛刀资料

某型伽玛刀为可以治疗头部和体部肿瘤的全身伽玛射线治疗系统。其放射治疗的基本原理是：使用 38 枚  $^{60}\text{Co}$  放射源分不同的“纬度”和“经度”分别布置在闸体上，38 束射线分别经过 4 种尺寸准直器限束成较窄的射线束，多向射线束在各自径向角度旋转，最终汇聚为一点即焦点（等中心点）。治疗时，通过立体定位方式将临床肿瘤病灶定位在焦点。焦点附近剂量场对临床肿瘤的适形通过变化准直器的尺寸和“靶点”的布置来实现。该型伽玛刀治疗系统外观如图 1 所示。

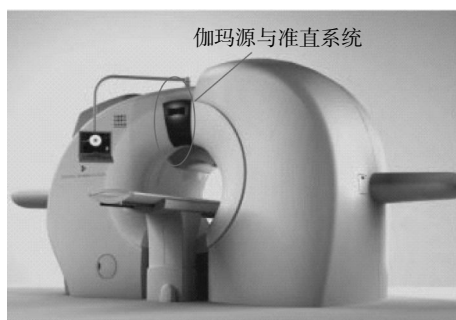


图 1 某型伽玛刀外观图

Fig.1 Appearance of one type of gamma knife

### 1.2 计算方法与模型

本研究利用 MCNP 建立剂量场分布蒙特卡罗算法模型。MCNP 是美国 Los Alamos 国家实验室所开发的一套商用的、综合的中子、光子、电子耦合输运程序。在核能科学与工程方面有很广泛的适用性。与其他程序相比，其在功能、技巧、几何能力和取用数据方面有很大的优势。

#### 1.2.1 MCNP 几何与源

模型几何部分利用平面、圆柱面、圆锥面、球面即可进行构建，源为圆柱体  $^{60}\text{Co}$  源，为提高计算效率，设定为  $8^\circ$  的锥形发射。

#### 1.2.2 计数方式选择

在 MCNP 中，对光子剂量场可以选取两种计数方式，即 F4:P 和 \*F8:P。其中，F4:P 是一种光子径迹长度计数器，能记录指定单元格内光子的通量。MCNP 提供了 DE 和 DF 卡，和 F4:P 联合使用可以将 F4:P 记录的体注量转换为剂量。\*F8:P 能够用于记录单元格中所有粒子的能量沉积，而不是将

通量转换成能量沉积。当使用 \*F8:P 记录方式时，MCNP 将精确跟踪每个粒子作用事件，并收集单元格中所有事件产生的能量。

就计算效率而言，F4:P 比 \*F8:P 高出 200 倍左右<sup>[5]</sup>。这是因为 F4:P 假定光子产生的次级电子就地沉积，CPU 时间主要消耗在光子输运上；\*F8:P 则跟踪模拟每个次级电子以及次级电子输运中产生的  $\delta$  电子和韧致辐射光子等，CPU 时间主要消耗在光电耦合输运中，而光电耦合输运是极其消耗时间的。然而，\*F8:P 由于更接近实际输运过程，其精度也是最高的。在本研究中，综合计算精度和计算效率，将采取 F4:P 和 \*F8:P 两种计数方式相结合的方法。

#### 1.2.3 建立双阶段模型

实际情况下，有相当部分的粒子被阻止在屏蔽材料中，而只有出射口发射的粒子才可能对焦点及焦点周围剂量场产生贡献，因此这里采用双阶段模型来提高计算效率。具体做法是：在第一个阶段，记录伽玛刀准直器出射粒子的状态，即能量、位置、角分布以及权重等。通过获取的信息在第二个阶段建立起一个具有相同特性的曲面源，曲面源的尺寸和体模尺寸相关。该曲面源可以用来计算体模中剂量场分布而不再需要准直器。

#### 1.2.4 单源及多源示意图

计算分为单源和多源两种情况，每种情况对应 4 种准直器。不同情况选取的体模不同，需要选取进行计算、对比的剂量场参数也不尽相同。单源即为单一钴源被准直器限束的情况，相当于图 1 中准直器闸孔只开启了一个。多源情况则 38 个单源按照一定“经纬度”排列，置于扇形多源准直系统闸体中进行限束、聚焦，闸体连同钴源进行  $360^\circ$  旋转。单源准直器见图 2，多源情况准直器闸孔相对位置及三维视图分别见图 3 和图 4。图 4 为伽玛刀静态俯视图，下方中间为直径 160 mm 的聚苯乙烯球模，38 个单源准直器分布在球模上方。

### 1.3 实验验证

与其他类型计量仪相比，胶片剂量仪有着空间分辨率高、能同时测量一个平面内所有点剂量、可以减少测量时间等优点。因此本研究采用胶片剂量仪对研究结果进行校准。

实验选取美国 International Specialty Products 公司的 Gafchromic EBT-3 胶片，首先将 Gafchromic

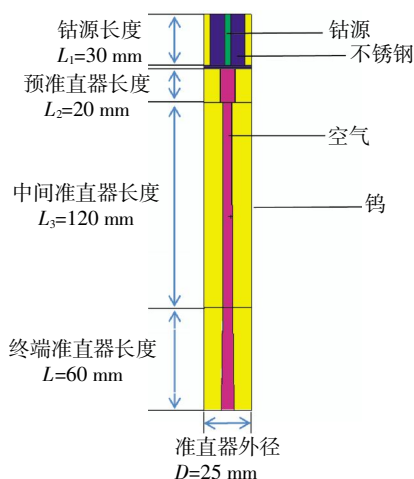


图2 准直器尺寸及材料示意图

Fig.2 Diagram of the size and material of the collimator

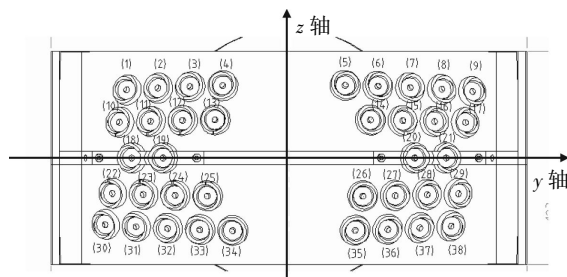


图3 多源准直器源闸孔位置示意图

Fig.3 The gates of positions of multi-sources collimators

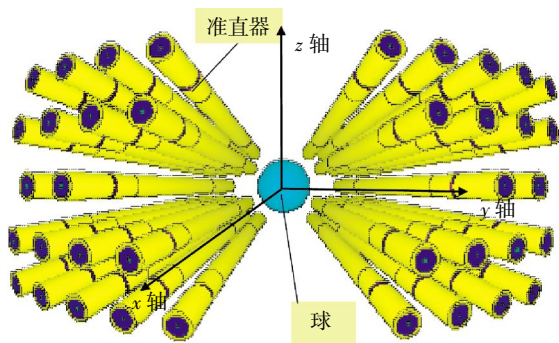


图4 多源模型三维视图

Fig.4 Three-dimensional view of the multi-sources model

EBT-3 胶片裁剪成  $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$  的方形小块, 裁剪的过程中, 始终保持从整块软件胶片的短边方向裁剪并标记好方向。将裁剪好的胶片置于直径为  $16\text{ cm}$  的聚苯乙烯球模中做剂量刻度, 用于刻度的剂量值范围为  $0 \sim 9\text{ Gy}$ , 辐照后的所有胶片都放置在暗室里, 并保持暗室的温度和湿度恒定, 经过  $48\text{ h}$  后 (为了让胶片充分稳定), 取出胶片用日本精工爱普生公司生产的 EPSON V750 扫描仪逐张扫描。扫描模式用 48 位全彩透扫模式, 扫描过程中按照事先标记好的方向扫描, 所有胶片扫描保持方向一致

性。扫描后的胶片用 Radfilm v2.0 提取红色通道进行分析。

## 2 结果

选取某深度离轴比、等剂量曲线两个剂量场参数进行分析。其中, 对离轴比和胶片测量结果进行了对比。离轴比针对的是单源情况, 等剂量曲线针对的是多源情况。两个量的定义如下。

射野离轴比: 横贯射野, 且归一于中心轴深度剂量的离轴剂量分布。

等剂量曲线: 将体模中剂量率相等的点连接起来, 构成等剂量曲线。

### 2.1 射野离轴比

图 5 分别为  $\phi 16$ 、 $\phi 12$ 、 $\phi 8$ 、 $\phi 4$  4 种准直器  $150\text{ mm}$  处的离轴比。图 5 中曲线可分为①区、②区和③区。①区——顶部剂量率平台, 是由源发射的部分源粒子没有阻碍地进入体模形成的。②区—— $20\% \sim 80\%$  剂量区称为半影区, 主要由几何半影、穿射半影和散射半影构成。取决于源的尺寸、准直器内径尺寸、射线强度等等。③区——底部剂量率平台, 因为该区剂量主要由光子在体模中的散射所造成的。对于这 3 个区域而言,  $\phi 16$ 、 $\phi 12$  准直器实验和蒙特卡罗方法吻合的都很好, 事实上绝大部分剂量率点相对误差都在  $2\%$  以内 (符合厂家要求和相关规定)。对于  $\phi 8$  准直器, 除了③区偏小, ①区和②区情况符合良好。而对于  $\phi 4$  准直器, ①区已经趋于消失, ②区和③区蒙特卡罗模拟结果要比实验得到的结果小  $8\%$  左右。这可能与胶片剂量计对低能  $\gamma$  散射线能量响应有关<sup>[6]</sup>。

在实际治疗中, 总是希望②区越小 (剂量梯度越大) 越好, 从而使射线绝大部分授予能量集中在中央平台区。这样可以尽量减小对靶区周围正常组织的影响。可以看出, 随着准直器孔径的减小, ①区随之减小, 半影区也有减小的趋势但不明显。这主要是由于准直器孔径尺寸只是影响半影区的原因之一。源的尺寸、准直器末端到体模距离、源强度大小均是半影区大小影响因素。

### 2.2 等剂量曲线

图 6 依次为  $\phi 16$  准直器下 3 个平面下的等剂量曲线。已经过归一化 (以二维矩阵中最大值归一), 由内而外等剂量曲线取值分别为  $1$ 、 $0.9$ 、 $0.8 \cdots \cdots 0.1$ 。绘制等剂量曲线选择网格为  $0.04\text{ cm} \times 0.04\text{ cm} \times$

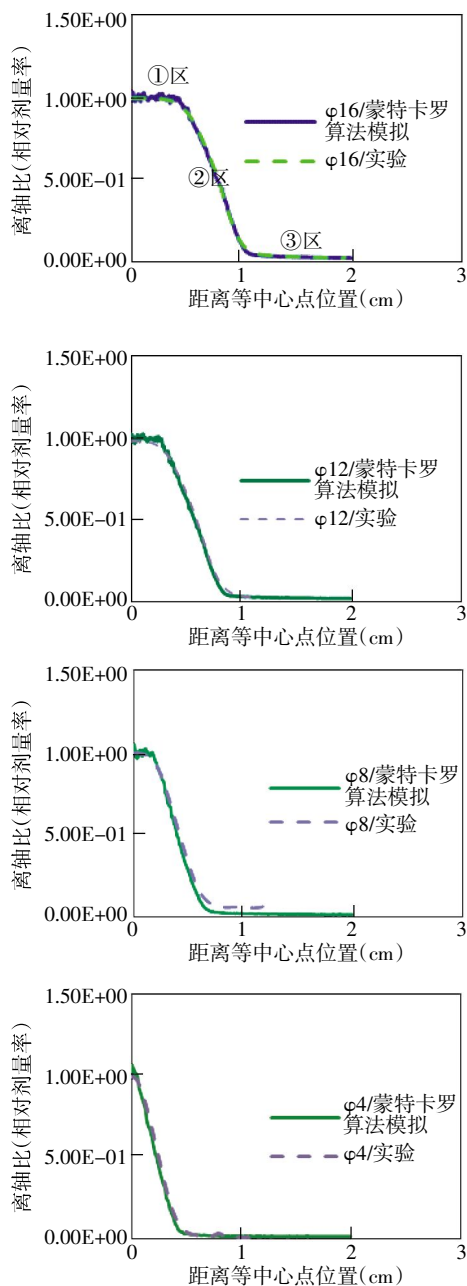
图5  $\phi 16 \sim \phi 4$  准直器离轴比

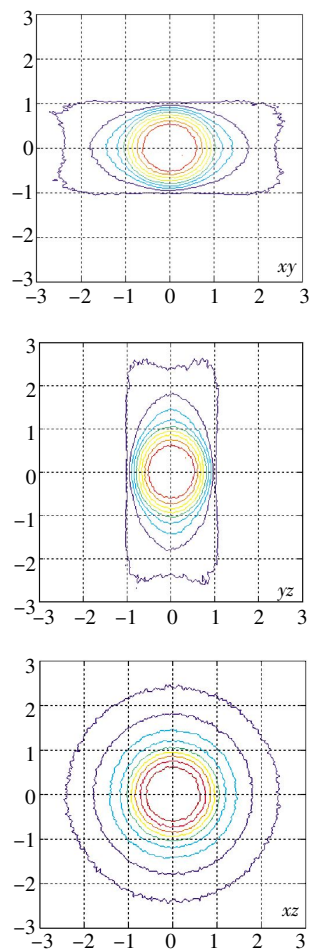
Fig.5 The off axis ratio of all size of collimators

0.04 cm。图中横、纵坐标轴取值都是-3~3 cm。至于其他准直器情况,变化趋势类似。

由图6可以看出:(1)射野中心轴上的剂量最高,接近射野边缘则剂量逐渐减少。(2)由于旋转轴为y轴,可以看出在xz平面上等剂量曲线基本成同心圆状。而在y轴上剂量梯度较大。在实际治疗中需要考虑这一点。

### 3 讨论

通过图5可以看出,随着准直器尺寸减小,

图6  $\phi 16$  准直器 x-y、y-z、xz 平面等剂量曲线Fig.6 The isodose curves of xy/yz/xz planes of  $\phi 16$  collimator

半影区宽度改善情况并不十分明显。后续研究将探讨其他因素如源尺寸、准直器末端到体模距离、源强大小等因素对于半影区的影响。对等剂量曲线的分析表明,在制定治疗计划时,需要考虑到肿瘤和体表距离、肿瘤大小、形状以及射野不均匀性带来的影响。比如当治疗头部 $360^\circ$ 旋转照射时,旋转平面(图6中xz平面)上的剂量梯度就会小于其他方向的平面,可以通过 $4\pi$ 立体角旋转照射来改善这一情况以增大焦皮比<sup>[12]</sup>,提高治疗精度和治疗效果。

模拟计算结果表明,本研究中所做的模型简化处理和参数选择是合理的。目前国内外研究少有对伽玛刀建模和参数进行更深入的探讨<sup>[8-11]</sup>。本研究在这方面进行了一些探索。另外,根据世界卫生组织规定,肿瘤的照射剂量的误差必须小于5%,否则将影响治疗结果<sup>[7]</sup>。而本研究对离轴比的蒙特卡罗模

(下转第436页)

拟结果和实验结果对比表明二者符合很好。这证明所建立的 MCNP 剂量场分布蒙特卡罗算法模型是准确可靠的。MCNP 可以用于伽玛刀治疗方案验证。

- [ 1 ] Chetty IJ, Curran B, Cygler JE., et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning[J]. Med Phys, 2007, 34 (12) : 4818–4853.
- [ 2 ] Bielajew A F. Monte Carlo modeling in external electron-beam radiotherapy—why leave it to chance[DB/OL]. Proc. 11th ICCR (Manchester, UK), 1994[2015–07–14]. <http://www.researchgate.net/publication/44064216>.
- [ 3 ] Wu YC, Song J, Zheng HQ, et al. CAD-based Monte Carlo program for integrated simulation of nuclear system SuperMC[J]. Ann Nucl Energy, 2015, 82: 161–168.
- [ 4 ] Liu T, Xu XG, Carothers CD. Comparison of two accelerators for Monte Carlo radiation transport calculations, Nvidia Tesla M2090 GPU and Intel Xeon Phi 5110p coprocessor: A case study for X-ray CT imaging dose calculation[J]. Ann Nucl Energy, 2015, 82:

- [5] X-5 Monte Carlo Team. MCNP5-A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 5[M]. New Mexico: Los Alamos National Laboratory, 2003.
- [6] Attix FH. 放射物理和辐射剂量学导论[M]. 雷家荣, 崔高显, 译. 北京: 中国原子能出版社, 2013.
- [7] Caswell RS. NBS report SP-456 [R]. Washington DC: US Government Printing Office, 1976: 13.
- [8] 李树炎, 刘小伟. 伽玛刀体模剂量分布的模拟研究[J]. 现代临床医学生物医学工程杂志, 1996, 2(2): 120-122.
- [9] 王军良. 基于蒙特卡罗计算的伽玛刀剂量学研究[D]. 北京: 中国人民解放军军事医学科学院, 2012.
- [10] Moskvina V, Desrosiers C, Papiez L, et al. Monte Carlo simulation of the Leksell gamma knife: I. source modelling and calculations in homogeneous media[J]. Phys Med Biol, 2002, 47(12): 1995-2011.
- [11] Al-Dweri FM, Lallena AM, Vilches M. A simplified model of the source channel of the Leksell GammaKnife tested with PENELOPE [J]. Phys Med Biol, 2004, 49(12): 2687-2703.
- [12] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999.

(收稿日期: 2015-07-16)