

基于 MCNP 源子程序的放射治疗剂量计算验证方法

王 文^{1,2}, 程梦云², 杨 琪², 裴 曦², 胡丽琴^{1,2}, FDS 团队

1. 中国科学技术大学, 安徽 合肥 230027; 2. 中国科学院核能安全技术研究所, 中国科学院中子输运理论与辐射安全重点实验室, 安徽 合肥 230031

【摘 要】目的: 蒙特卡罗方法可以精确地对放射治疗过程所涉及到的物理过程进行模拟而在放射治疗领域有很大应用前景, 本文发展了基于蒙特卡罗程序 MCNP 的剂量计算验证方法。用户只需要设置加速器源的位置参数和放疗计划参数就可以方便的调用 MCNP 源子程序完成放疗计划的剂量计算。**方法:** 首先确定源的位置, 根据加速器机头的位置和等中心点的位置来确定源粒子的位置信息。其次根据代表射野形状和强度的强度矩阵来抽样源粒子的方向信息, 然后根据加速器能谱的抽样概率随机抽选能量段, 然后在能量段内均匀抽样, 得到该次抽样的源粒子能量信息, 得到源粒子的所有信息后即可进行粒子在人体的蒙特卡罗输运模拟。**结果:** 本文通过对一例真实的宫颈癌病例的放疗计划进行模拟计算剂量分布, 通过剂量偏差分析得到与 MCFSPB 在目标区域的平均误差为 1.12%, γ 分析值为 94.55%, 剂量计算结果符合的很好, 比临床上的标准要求要高, 完全满足临床要求。**结论:** 本方法的计算精度能满足临床放射治疗验证的要求, 能作为放疗计划的验证工具。

【关键词】MCNP; 源子程序; 放射治疗; 放疗计划验证

【DOI 编码】doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.004

【中图分类号】R144.1

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)01-13-05

A Dose Verification Method Based on MCNP SOURCE Subroutine for Radiotherapy

WANG Wen^{1,2}, CHENG Meng-yun², YANG Qi², PEI Xi², HU Li-qin^{1,2}, FDS Team

1. University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China; 2. Key Laboratory of Neutronics and Radiation Safety, Institute of Nuclear Energy Safety Technology, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China

Abstract: Objective Monte Carlo method has been widely applied in clinical dose calculation of radiation therapy. So a dose calculation method was developed in this paper which could accurately describe the radiation field with arbitrary shape and the intensity to verify the accuracy of radiation therapy planning based on the MCNP source subroutine. **Methods** Firstly, we determined the location of the source particles according to the accelerator position and the head position of the isocenter position. Then, a plane was supposed paralleled to the isocenter plane between the accelerator head and phantom, using a two-dimensional intensity matrix to represent the field. The plane was divided into grids corresponding to the matrix, randomly sampling the point in the plane to obtain the source particle's position. We drew the straight line from the accelerator point source to the particle position to obtain source particle direction. The spectra was sampled to obtain the source particle energy. Thus the particle's energy, direction and position in the plane could be identified. Then the dose distribution in the patient geometry could be simulated based on above sources. **Results** Tested by a clinical treatment plan of cervical cancer simulation dose distribution and compared with MCFSPB, the average error in the target area is 1.12%, γ analysis is 94.55%. **Conclusion** This method can fully meet the clinical requirements and be used as the treatment planning tool for validation.

Key words: MCNP; source subroutine; radiation therapy; radiotherapy plan validation

【收稿日期】2014-07-03

【基金项目】国家自然科学基金(91026004, 11305205); ITER 项目(2014GB112001)。

【作者简介】王文(1987-), 男, 博士生, 现主要从事蒙特卡罗粒子输运模拟、中子学自动建模方法等研究工作。E-mail: wen.wang@fds.org.cn。

【通讯作者】胡丽琴, E-mail: liqin.hu@fds.org.cn。

前言

放射治疗是目前肿瘤治疗的主要手段之一, 放射治疗中的射线不仅能杀死肿瘤细胞, 同时也会杀死健康细胞。精确放射治疗的目的是尽可能提高对肿瘤细胞的剂量, 同时最大限度的减少对正常组织的伤害, 进而提高肿瘤的局部控制率, 减少正常组织的放疗并发症发生率^[1-2]。因此放射治疗计划的剂量验证是

临床上适形和调强放射治疗计划实施前必须步骤之一。目前临床上的做法是把放疗计划加载到水模上,用二维电离室测量一个平面的剂量与计划系统计算的剂量进行对比,来验证放疗计划的正确性,该方法费时费力,而且均匀水模并不能代替非均匀的人体。

目前国内外的治疗计划系统大部分采用解析剂量计算方法,该方法能够快速得到计算结果,虽然计算均匀模体的精度较高,但是对于非均匀模体,计算精度有待提高。临床上用非均匀模体验证放疗计划过程很复杂,即使用非均匀模体也只能测量模体内几个点剂量,不能对比某一区域的剂量,起不到真正的验证作用。而对于精度要求较高的调强放疗,剂量的偏差很容易造成癌细胞杀不死、治愈率降低。本文发展了基于蒙特卡罗程序 MCNP 的剂量计算验证方法,用于验证放疗计划,为放疗计划系统把好最后一道关。

MCNP 程序是由美国 Los Alamos 国家实验室开发的一种基于蒙特卡罗方法的大型粒子计算程序^[3-4],其在均匀介质和非均匀介质中的计算精度都能满足临床应用要求。由于 MCNP 常用的通用源卡不能准确描述复杂的不规则的适形射野和强度,因此不能应用到适形和调强放射治疗计划的剂量计算验证中。本文基于 MCNP 源子程序,发展了一个通用的能精确计算任意形状、任意强度射野的剂量分布的蒙特卡剂量计算验证方法,只要输入一些基本的加速器参数(如位置、能谱)和放疗计划参数(如射野方向、射野大小等)就可以模拟粒子在病人体内的剂量。

1 方法

1.1 总体思路

通过编写用户自定义的 MCNP 源子程序描述射野源强,解决了任意形状、非均匀强度的适形调强放疗计划的 MCNP 模拟验证问题。根据射野的强度矩阵将射野平面划分为若干网格,以射野区域作为源粒子的抽样空间,以各网格的强度换算网格的抽样概率,以加速器出束点与各抽样粒子的连线来确定粒子的方向,根据加速器能谱抽样确定粒子的能量^[5],由此可模拟照射剂量情况。

第一步:确定源的位置:简化照射源为点源,根据加速器机头的位置和等中心点的位置来确定照射源的位置。第二步:模拟源粒子的出射方向:源粒子的运动方向根据代表射野信息的强度矩阵来确定:在射束坐标系下,把强度矩阵所在准直器平面划分为若干个网格,每个网格对应的强度即为它的抽样概率,随机抽选一个网格,然后在网格内按照均匀抽样随机抽选一个点,计算可以得到该点在射束坐标系的坐标,通过坐标转换得到其在人体坐标下的位置,从源点位置到该位置的有效向量,即为源粒子的运动方向,强度矩阵为 1 的位置粒子通过,0 的位置粒子不通过。第

三步:抽样粒子的能量:源粒子的能量根据加速器能谱的抽样概率随机抽选能量段,然后在能量段内均匀抽样,得到该次抽样的源粒子能量,得到源粒子的所有信息后即可进行粒子在人体的蒙特卡模拟。源子程序流程图如图 1 所示。

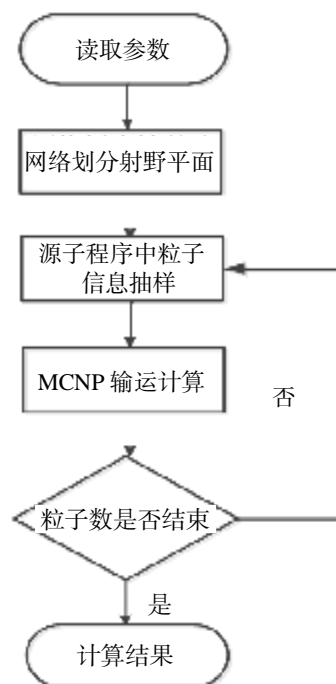


图 1 源子程序流程图

Fig.1 Procedure of Source Subroutine

1.2 源粒子信息的抽样方法

源子程序方法是根据源的分布规律抽样而得到源粒子的位置、方向、能量、权重、寿命的方法。

由已知分布的随机抽样,是借助于随机数进行的,MCNP 提供了 RANG()函数产生随机数。该函数可以产生[0,1]之间均匀分布的伪随机数。依据源的分布规律对源的状态变量进行随机抽样时,可以调用该函数。

对于任意离散型分布

$$F(x) = \sum_{x_i < x} P_i \quad (1)$$

其中 x_1, x_2, \dots 为离散型分布函数 P_1, P_2, \dots 为相应的概率。离散型分布的 $F(x)$ 的直接抽样方法为

$$X_F = X_i, \text{ 当 } \sum_{i=1}^{I-1} P_i \leq \xi < \sum_{i=1}^I P_i \quad (2)$$

对于连续型分布,如果分布函数 $F(x)$ 的反函数 $F^{-1}(x)$ 存在。则抽样方法是

$$X_F = F^{-1}(\xi) \quad (3)$$

其中 ξ 是[0,1]之间均匀分布的随机数,用户可以在源子程序中调用 RANG()函数产生该随机数。

源子程序需要的变量抽样步骤如下:Step1:在剂量计算过程中,首先确定 X 射线光子源粒子出射位置坐标,抽样加速器点源的位置(xxx,yyy,zzz)。参考抽样公式(2),其抽样方法为

$$Pos=l, \text{当} \sum_{i=1}^{l-1} V_i D_i \leq \xi < \sum_{i=1}^l V_i D_i \quad (4)$$

Step2:需要确定 X 射线光子的出射方向,根据生成的优化后的代表 MLC 射野的强度矩阵,根据强度矩阵上的点随机抽样,由于放射性核素的衰变各向同性特点,故而光子的方向按照各项同性处理,即方位角 φ 根据 $U[0, 2\pi]$ 分布,极角的余弦值 μ 遵循 $U[-1, 1]$ 分布,根据公式(3)可以得到方向矢量(uuu,vvv,www)为

$$uuu = \sqrt{1-\mu^2} \cos \varphi$$

$$vvv = \sqrt{1-\mu^2} \sin \varphi$$

$$www = \mu$$

Step3: 利用加速器的能谱的抽样确定光子的能量 erg,最后对粒子赋予初始权重(通常 1.0)和寿命,至此源粒子的位置(xxx,yyy,zzz)、方向(uuu,vvv,www)、能量(Erg),权重(Wrt)以及寿命(Tme)都已经抽样得到,MCNP 进行计算需要的源信息都已得到。

本文通过对一例真实的宫颈癌病例的放疗计划进行 MCNP 模拟计算剂量分布,验证本文方法的正确性。

2 测试例题验证

2.1 患者体素模型建立

本病例来源于 1 例女性宫颈癌 CT 片,扫描层间距为 2 mm,分辨率为 512×512,像素大小为 5 mm×5 mm,患者采取仰卧位,共扫描 100 层。

建模过程中选择患者的左右方向为 X 方向,前后方向为 Y 方向,人体的高度为 Z 方向。人体的几何描述是一个三维矩阵网格模型,每个网格称为一个体素(Voxel)。本文定义的体素大小是 5 mm×5 mm×2 mm 根据体素对应的 CT 值确定其代表的组织类型、密度和元素成分。

患者体素模型的建立是利用 FDS 团队自主研发的多物理耦合分析自动建模软件 SuperMC/MCAM^[6-12]完成的。

2.2 放疗计划设计

针对该病例利用 FDS 团队自主研发的精确放射治疗计划系统 ARTS^[13-15]设置了含 4 个射野的调强放射治疗计划,射野角度分别为:0°、90°、180°、270°,治疗床的摆位角度为 0°,机架角度也保持为 0°。

针对每个照射方向使用 MLC(多叶准直器)对肿瘤进行了射野适形优化计算,并生成相应的二维强度矩阵来代表射野的形状,其中射野内用数字 1 来表

示,射野外用数字 0 来表示。

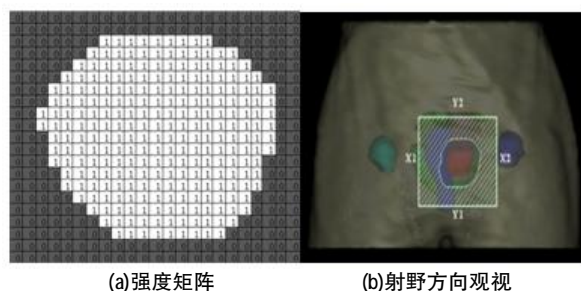


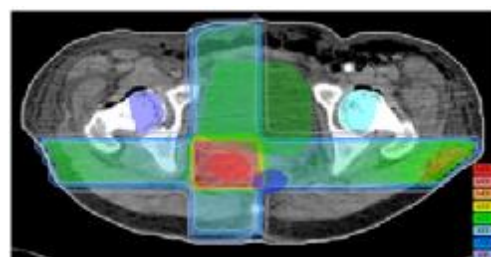
图 2 强度矩阵代表射野形状

Fig.2 Intensity Matrix Represents the Field

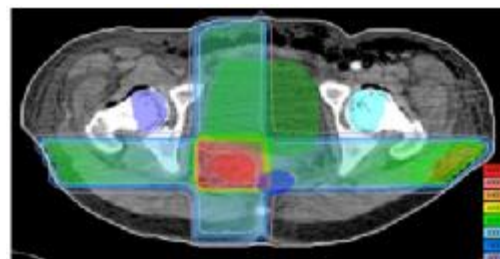
2.3 结果分析

剂量分布的评估主要是通过计算结果的可视化分析来实现的,采用临床上比较常用的等剂量曲线和剂量-体积直方图(Dose-Volume Histogram, DVH)来评估,并与 ARTS 的计算模块 MCFSPB^[16](蒙特卡罗有限笔形束光子剂量计算方法)的计算结果进行比较。

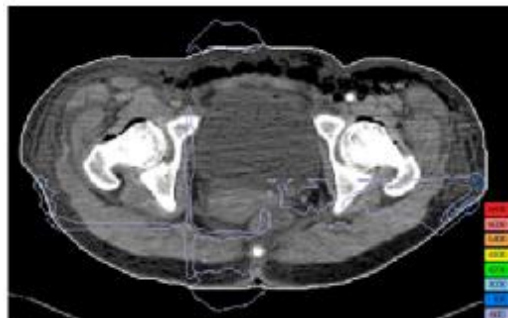
等中心平面的等剂量线如图 3 所示;剂量按照等中心点的处方剂量进行归一,从剂量分布上看,高剂



(a) MCFSPB 计算的等剂量线分布



(b) MCNP 计算的等剂量线分布



(c) MCFSPB 与 MCNP 计算的剂量差分布

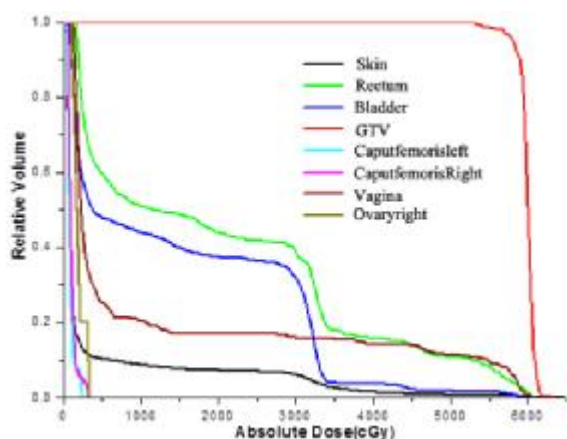
图 3 等中心平面的等剂量线分布

Fig.3 Isodose Curve of The Isocenter Plane

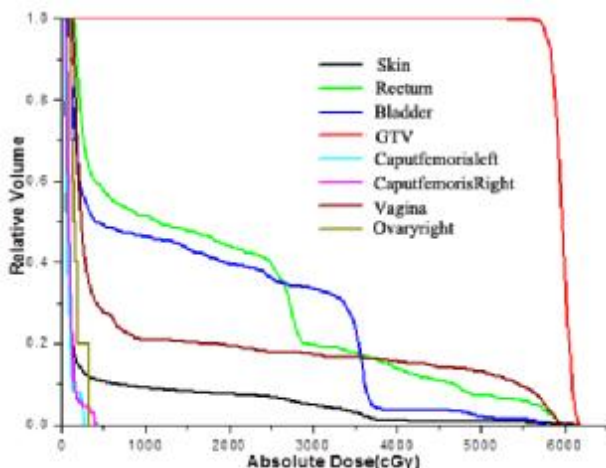
量区与计划靶区(Plan Target Volume, PTV)保持了很好的适形。靶区周围剂量较小,同时靶区获得了较高的剂量,完全满足临床放射治疗的剂量要求。

剂量-体积直方图如图4所示。横坐标为组织所接受的相对剂量,纵坐标为某一剂量范围所占的相对体积,如图4(b)MCNP的剂量-体积图可以看出靶区剂量大于100%的体积是92%,而靶区边缘的剂量下降较快,保证了危险器官和正常组织剂量远低于耐受剂量,符合临床放射治疗的剂量要求。

以该放疗计划中MCNP的计算结果为标准,通过剂量偏差分析得到与MCFSPB在目标区域的平均误差为1.12%, γ 分析值为94.55%,在剂量计算结果上符合的很好,比临床上的标准要求要高,完全满足临床要求。



(a) MCFSPB 计算的剂量-体积直方图



(b) MCNP 计算的剂量-体积直方图

图4 剂量-体积直方图

Fig.4 DVH of the Results

3 讨论

由MCNP源子程序计算得到的等剂量分布和剂量体积直方图,可以得出结论,计划靶区得到了高剂量的照射,靶区外的器官处于低的剂量,符合临床放射治疗的实施原则;结果与ARTS计划系统计算的结

果在靶区内符合的很好。该测试例题的计算结果表明本文发展的MCNP源子程序的的正确性。

从图3(c)中可以看出照射野边缘处MCNP和MCFSPB之间误差比照射野内大,主要原因是射野边缘处存在半影区域。后续工作将针对实际放疗过程中的透射、漏射、半影等影响因素开展研究,使得计算结果更加接近临床实际。

目前该方法计算比较耗时,后续将进一步发展基于并行MCNP程序的计算,使之既可以保证计算精度又使得计算速度可以接受,可以为以后解析算法的发展和快速蒙特卡洛算法的发展提供参考和验证手段。

4 结论

通过修改MCNP的源子程序的方法,进行模拟计算时只要输入加速器源的位置、能谱信息和放疗计划的参数即可精确计算任意强度和不规则射野的放疗计划,可以对三维适形放疗,调强放疗进行放疗计划验证,为放疗计划系统把好最后一道关。本方法对肿瘤放射治疗质量保证体系的建立具有重要的意义。

(本文工作是在FDS团队进行的,感谢FDS团队其他成员提供的各项帮助和支持。)

【参考文献】

- [1] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 36-37.
Hu YM. Radiation on Cology Physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 36-37.
- [2] 殷蔚伯. 肿瘤放射治疗学 [M]. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2003: 22-27.
Yin WB. Tumor radiation therapy[M]. Beijing: China xie-he medical university publishing house, 2003: 22-27.
- [3] 许淑艳. 蒙特卡罗方法在实验核物理中的应用[M]. 北京: 原子能出版社, 2006: 29-39.
XU SY. The application of Monte Carlo method in experimental nuclear physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 2006: 29-39.
- [4] X-5 Monte Carlo Team. MCNP5-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Volume II: Users Guide[R]. New Mexico: Los Alamos National Library, 2003: 3.76-3.105.
- [5] 康盛伟, 勾成俊. 医用加速器电子束能谱分布的 Monte Carlo 模拟研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2006, 23(3): 166-169.
Kang SW, Gou CJ. A Monte Carlo study on the energy spectrum of electron beam in radiotherapy [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2006, 23(3): 166-169.
- [6] Li Y, Lu L, Ding AP, et al. Benchmarking of MCAM4.0 with the ITER 3D Model[J]. Fusion Engineering and Design, 2007, 82: 2861-2866.
- [7] Wu YC, FDS Team. CAD-based interface programs for fusion neutron transport simulation[J]. Fusion Eng Des, 2009, 84: 1987-1992.
- [8] Wu YC, Song J, Zheng HQ, et al. CAD-based Monte Carlo program for integrated simulation of nuclear system super MC[J]. Annals of Nuclear Energy, DOI:10.1016/j.anucene. 2014. 08. 058.
- [9] 吴宜灿, 李静, 陈明亮, 等. 大型集成多功能中子学计算与分析系统 VisualBUS 的研究与发展[J]. 核科学与工程, 2007, 27(4): 365-373.
WU YC, LI JJ, Chen ML, et al. An integrated multi-functional neutronics calculation and analysis code system: Visual BUS[J]. Nuclear Science and Engineering, 2007, 27(4): 365-373.
- [10] Song J, Song GY, Chen ZP, et al. Benchmarking of CAD-based SuperMC with ITER Benchmark model[J]. Fusion Engineering and De-

(下转第20页)

- predicting radiation pneumonitis using receiver operating characteristic curve[J]. Clinical and Translational Oncology, 2013: 1-6.
- [4] Schallenkamp JM, Miller RC, Brinkmann DH, et al. Incidence of radiation pneumonitis after thoracic irradiation: Dose-volume correlates [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2007, 67(2): 410-416.
- [5] 曾彪, 鲁旭尉. 核调强放疗计划系统的临床应用[J]. 医疗装备, 2010, 23(005): 6-8.
- Zeng B, Lu XW. The clinical application of Intensity-modulated radiotherapy plan system of oncentra masterplan [J]. Medical Equipment, 2010, 23(005): 6-8.
- [6] 胡逸民, 张红志, 戴建荣. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999.
- Hu YM, Zhang HZ, Dai JR. Tumor radiation physics [M]. Beijing: Atomic energy press, 1999.
- [7] 沈文同, 涂彧, 王建华, 等. 调强适形放射治疗的剂量学验证 [J]. 辐射防护, 2007, 27(5): 257-263.
- Shen WT, Tu Y, Wang JH, et al. The intensity modulated conformal radiotherapy dosimetry verification [J]. Journal of Radiation Protection, 2007, 27(5): 257-263.
- [8] 孙文钊, 张丹丹, 邓小武. 半导体和电离室探头在直线加速器数据测量中的比较与分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2014, 31(1): 9.
- Sun WZ, Zhang DD, Deng XW. Analysis and comparison of Data of Linear Accelerators Measured with Diode and Ionization Detector[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2014, 31(1): 9.
- [9] 狄小云, 陈维军. 单中心上下半野照射鼻咽癌颈部剂量分布的研究[J]. 中华放射肿瘤学, 2002, 11(3): 159-161.
- Di XY, Chen WJ, et al. Dosimetry of mono-isocenter irradiation technique in radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2002, 11(3): 159-161.
- [10] 陈进琥, 尹勇. 颈段食管癌固定野调强与旋转调强放疗计划比较研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2010, 19(5): 429-430.
- Chen JH, Yin Y, et al. Application of IMAT versus fixed-gantry IMRT in cervical esophageal cancer: A comparison in dosimetry and implementation[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2010, 12(5): 429-430.

(上接第 16 页)

- sign, DOI: 10.1016/j.fusengdes. 2014. 05. 003.
- [11] 曾勤, 卢磊, 李莹, 等. 蒙特卡洛粒子输运计算自动建模程序 MCAM 在 ITER 核分析建模中的应用[J]. 原子核物理评论, 2006, 23(2): 138-141.
- Zeng Q, Lu L, Li Y, et al. Application of automatic modeling code for Monte Carlo particle transport for ITER nuclear analysis [J]. Nuclear Physics Review, 2006, 23(2): 138-141.
- [12] 吴宜灿, 李莹, 卢磊, 等. 蒙特卡洛粒子输运计算自动建模程序的研究与发展[J]. 核科学与工程, 2006, 26(1): 20-27.
- WU YC, LI Y, Lu L, et al. Research and development of the automatic modeling system for Monte Carlo particle transport simulation[J]. Nuclear Science and Engineering, 2006, 26(1): 20-27.
- [13] 吴宜灿, 李国丽, 陶声祥, 等. 精确放射治疗系统 ARTS 的研究与发展[J]. 中国医学物理学杂志, 2005, 22(6): 683-690.
- Wu YC, Li GL, Tao SX, et al. Research and development of precision radiation therapy system ARTS [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2005, 22(6): 683-690.
- [14] Wu YC, Song G, Cao RF, et al. Development of accurate/advanced radiotherapy treatment planning and quality assurance system(ARTS) [J]. Chinese Physics C, 2008, 32(Suppl.II): 177-182.
- [15] Cao RF, Wu YC, Pei X, et al. Multi-objective optimization of inverse planning for accurate radiotherapy [J]. Chinese Physics C, 2011, 35(3): 313-317.
- [16] Zheng HQ, Sun GY, Li G, et al. Photon dose calculation method based on Monte Carlo finite-size pencil beam model in accurate radiotherapy[J]. Commun Comput Phys, 2013, 14(5): 1415-1432.
- [17] 金浩宇, 周凌宏, 陈光杰, 等. 一种高能 X 射线任意形状射野剂量计算模型的建立方法[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2006, 26(3): 277-280.
- Jin HY, Zhou LH, Chen GJ, et al. A dose calculation model for arbitrary fields of photon beam[J]. Chin J Radiological Medicine and Protection, 2006, 26(3): 277-280.