

## 快速蒙特卡洛模拟调强放疗剂量计算的研究

杨耕,戴振晖,蔡春雅,李飞,张白霖,朱远潮,招什武,王学涛  
广东省中医院放射治疗中心,广东 广州 510006

**【摘要】目的:**提高蒙特卡洛模拟速度并应用于临床调强放疗剂量计算。**方法:**运用BEAMnrc程序建立Varian\_EDGE加速器6 MV FF与FFF模式束流模型,在DOSXYZnrc程序的基础上开发并行运算的Par-DOSXYZnrc(PDMC)剂量计算程序,与SYNCJAWS、SYNCHDMLC组件实现同步调强放疗剂量计算,并利用仿真模体和临床病例对该方法的精确性与运算效率进行评估。**结果:**PDMC与DOSXYZnrc的剂量分布一致,与加速器测量值的偏差小于1%。PDMC在6核处理器中效率提升10.5倍以上,能够在0.74 h内完成调强放疗剂量计算,其效率随处理器核心数增加而增长。**结论:**建立的PDMC能保证临床调强放疗病例剂量计算的准确性,同时提高效率可满足临床调强放疗剂量计算的时间需求。

**【关键词】**蒙特卡洛模拟;并行运算;剂量验证;调强放射治疗、

**【中图分类号】**R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)04-0384-05

## Fast Monte Carlo simulation for dose calculation in intensity-modulated radiotherapy

YANG Geng, DAI Zhenhui, CAI Chunya, LI Fei, ZHANG Bailin, ZHU Yuanhu, ZHAO Shiwu, WANG Xuetao

Department of Radiation Therapy, Guangdong Provincial Hospital of Traditional Chinese Medicine, Guangzhou 510006, China

**Abstract: Objective** To improve the speed of Monte Carlo simulation and apply it into the dose calculation in intensity-modulated radiotherapy (IMRT). **Methods** Varian\_EDGE linear accelerator 6 MV flattening filter and flattening filter free radiation source model were built with the use of BEAMnrc program. Then we developed a software-package PDMC with the foundation of DOSXYZnrc which is combined with SYNCJAWS and SYNCVMLC modules to achieve the synchronous IMRT dose calculation. Finally, the simulation phantoms and clinical cases were used to evaluate the accuracy and calculation efficiency of the proposed method. **Results** PDMC was in excellent agreement to DOSXYZnrc in terms of dose distributions, and the differences with linear accelerator measurements were less than 1%. The operating efficiency of PDMC implemented on 6-cores CUP had increased by 10.5 times, and the IMRT dose verification was completed in 0.74 h. With the increase of CPU-cores, the calculation efficiency was increasingly improved. **Conclusion** PDMC can guarantee the accuracy of the dose calculation in IMRT and improve calculation efficiency, satisfying the time requirements for IMRT dose calculation.

**Keywords:** Monte Carlo simulation; parallel computation; dose verification; intensity-modulated radiotherapy

### 前言

蒙特卡洛(Monte Carlo, MC)模拟被公认为是放射治疗最精确的剂量计算方法<sup>[1-2]</sup>。该算法是一种随机模拟物理过程的方法,因需模拟数十亿甚至上百亿的粒子在物质中的运输和能量沉积,计算往往需要耗费大量时间,临床应用十分受限。因此,提高MC模拟运行速度并将其应用于临床成为广泛的需

求。此外,目前临床普遍采用的剂量计算模型为叠加/卷积算法和笔射束算法<sup>[3-4]</sup>,然而这些算法在非均匀组织中剂量计算并不准确<sup>[5]</sup>。本文在BEAMnrc与DOSXYZnrc程序二步法同步实现调强放射治疗(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)计划模拟的基础上<sup>[6]</sup>,采用多核处理器并行计算的方法,使MC模拟满足较高计算精确度的同时,大幅度提高计算效率,从而解决常规剂量计算方法在组织具有低密度性或非均匀性等难以保证计算精度的问题<sup>[7]</sup>,实现快速MC模拟IMRT计划,完成临床剂量验证。

### 1 材料与方法

#### 1.1 加速器机头建模

**【收稿日期】**2018-01-18

**【基金项目】**广东省科技计划项目(2017ZC0153)

**【作者简介】**杨耕,助理工程师,研究方向:医学物理与放疗质控, E-mail: 601962294@qq.com

**【通信作者】**王学涛,主任物理师, E-mail: wangxuetao0625@126.com

用BEAMnrc MC程序对Varian\_EDGE加速器机头6 MV光子束均整(Flattening Filter, FF)与非均整(Flattening Filter Free, FFF)模式束流源进行准确建模。加速器机头建模分为放射源相空间建模(Up-head)和准直器建模(Down-head)两部分。其中,放射源相空间建模包括靶、初级准直器、Be窗、均整器、电离室和射野镜。准直器建模包括二级准直器(JAWs)、多叶光栅(Multi-Leaf Collimator, MLC)等。电子从真空加速管射出电子窗,进入Up-head组件进行模拟,能量设为6 MeV,束流半径为0.13 cm,电子束方向为(0,0,1)。为了提高计算效率,减少统计误差,电子截止能量ECUT=0.70 MeV,光子截止能量PCUT=0.01 MeV<sup>[8]</sup>,模拟粒子数为 $5 \times 10^8$ 。将Up-head模拟生成的相空间数据作为准直器模拟的输入源,避免了模拟过程中的重复计算,大大提高了模拟速度<sup>[9]</sup>。

## 1.2 IMRT计划的并行模拟

图1为MC模拟IMRT计划流程图。为实现IMRT剂量计算,JAWs和MLC选用具有同步功能的SYNCAWS、SYNCHDMLC组件,分别导入JAWs数据和MLC数据。在DOSXYZnrc程序的基础上,运用C++编程实现调用多个线程并行MC模拟IMRT剂量计算的Par-DOSXYZnrc(PDMC)程序,将总的模拟粒子数平均分配,为保证并行模拟结果的可靠性,设置不同的随机数,最终将并行运算的结果合并,并行模拟剂量计算过程中,选择具有同步功能的放射源。将准直器部分建立的放射源模型与模体的剂量计算部分进行同步模拟运算,完成不同机架角度的IMRT剂量计算。本实验所用的计算机平台为6核心12线程的Intel Xeon E5-2630 v2@2.6 GHz处理器,最高可调用12个线程进行并行剂量计算。

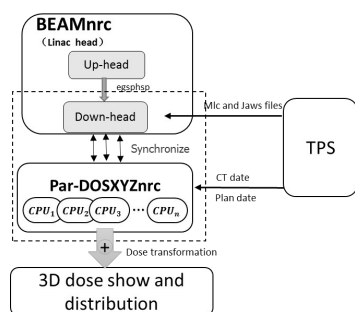


图1 MC模拟流程

Fig.1 Monte Carlo simulation process

MC模拟的剂量结果单位为焦耳/粒子,为了将MC模拟的剂量转换为绝对剂量,在标准射野( $10 \times 10$ )  $\text{cm}^2$

中,取SSD=100 cm,对( $30 \times 30 \times 30$ )  $\text{cm}^3$ 的水模体分别进行MC模拟和三维水箱测量,运用下列公式计算绝对剂量刻度:

$$D(\text{cGy}) = \frac{(D/\# \text{ of incident particles})_{\text{MC individual simulation}}}{(D/\# \text{ of incident particles})_{\text{MC calibration simulation}}} \times \frac{1 \text{ cGy}}{\text{MU}} \times \text{MU}_{\text{del}} \quad (1)$$

其中, $D/\# \text{ of incident particles}$ 表示MC模拟每粒子数获得的剂量, $(D/\# \text{ of incident particles})_{\text{MC individual simulation}}$ 表示MC模拟实际事例中需转换的结果, $(D/\# \text{ of incident particles})_{\text{MC calibration simulation}}$ 表示MC模拟标准情况下经刻度获得的结果; $\text{MU}_{\text{del}}$ 表示加速器执行的总跳数。

## 1.3 效率评估与病例测试

MC模拟大量的粒子在体素中的剂量结果为一个统计量,根据中心极限定理,以标准偏差 $\sigma$ 正态分布。为了满足中心极限定理的要求,在整个模体中仅取大于50%最大剂量的体素用于统计计算,剂量分布的不确定性用平均不确定度 $<\sigma/D_{\text{max}}>$ 来评估:

$$<\sigma/D_{\text{max}}> = \sqrt{\frac{\frac{1}{N_0} \sum_i [ <d_i^2> - <d_i>^2 ]}{(D_{\text{max}}/N_0)^2 N_{50}}} \quad (2)$$

其中, $N_0$ 表示模拟的粒子总数, $N_{50}$ 表示大于50%最大剂量的体素个数, $d_i$ 表示体素 $i$ 中的剂量值。MC模拟的效率 $\delta$ 定义为: $\delta = 1 \cdot (<\sigma/D_{\text{max}}>^2 T)^{-1}$ , $T$ 表示CPU模拟时间。为保证模拟结果的准确性,在对所有模体进行模拟中使用足够多的粒子数,以保证大于20%最大剂量( $D_{20}$ )的体素平均不确定度 $<\sigma/D_{\text{max}}>$ 小于1%。为验证各种方法获得剂量的一致性,剂量结果取 $D_{20}$ 的体素以减少统计不确定性的影响,比较各剂量数据之间的平均差异和以2 mm/2%的标准比较 $\gamma$ 通过率<sup>[10]</sup>。

为验证PDMC模拟的准确性和运行效率,最终实现快速MC运用于临床IMRT计划的验证,分别基于仿真模体和2种临床病例进行测试。模体由 $61 \times 61 \times 100$ 个体素组成,体素大小为( $0.5 \times 0.5 \times 0.3$ )  $\text{cm}^3$ ,取SSD=100 cm。其中,模体分为均匀模体和非均匀模体,均匀模体由水组成;非均匀模体在Z轴方向由上到下在水模体中穿插着骨头、空气、肺,最上层为6 cm的水模体,向下均匀穿插于水模体中间隔均为3 cm,每种材料贯穿在X与Y轴平面。临床病例选择9野鼻咽癌与7野宫颈癌IMRT计划,病人的计划基于Pinnacle的串筒卷积算法完成,病人CT数据转换为MC模拟数据时,体素大小均为( $0.4 \times 0.4 \times 0.4$ )  $\text{cm}^3$ 。

2 结果

2.1 MC模拟的精确性与效率

表1为PDMC与DOSXYZnrc模拟6 MV FF与FFF模式放射源对模体进行剂量计算的平均不确定度与效率的比较,射野大小为(10×10) cm<sup>2</sup>。结果表明,平均不确定度均小于0.52%,按D<sub>20</sub>,2 mm/2%标准,γ通过率均大于99%,PDMC模拟效率提高了10.5倍以上。图2

所示为PDMC与DOSXYZnrc模拟(10×10) cm<sup>2</sup>射野在非均匀模体中的中心深度剂量曲线与X轴方向不同深度的剂量曲线,放射源为6 MV FF模式。结果显示仅在空气中z=12~15 cm区间存在一定的差异,其它组织中均具有较好的一致性,按D<sub>20</sub>,2 mm/2%标准,γ通过率为99%。因此,表明PDMC与DOSXYZnrc模拟结果是一致的。

表1 模体中PDMC与DOSXYZnrc模拟的比较  
Tab.1 Comparison of PDMC and DOSXYZnrc simulations in phantom

Sources	Phantoms	No. of histories	$\langle \sigma/D_{\max} \rangle_{\text{PDMC}}/\%$	$\langle \sigma/D_{\max} \rangle_{\text{DOS}}/\%$	2 mm/2% γ /%	$\frac{\delta_{\text{PDMC}}}{\delta_{\text{DOS}}}$
6 MV FF	Water	$8 \times 10^8$	0.43	0.44	100	10.74
6 MV FF	Non-uniform	$8 \times 10^8$	0.51	0.52	99	10.52
6 MV FFF	Water	$8 \times 10^8$	0.43	0.44	100	10.78

FF: Flattening filter; FFF: Flattening filter free

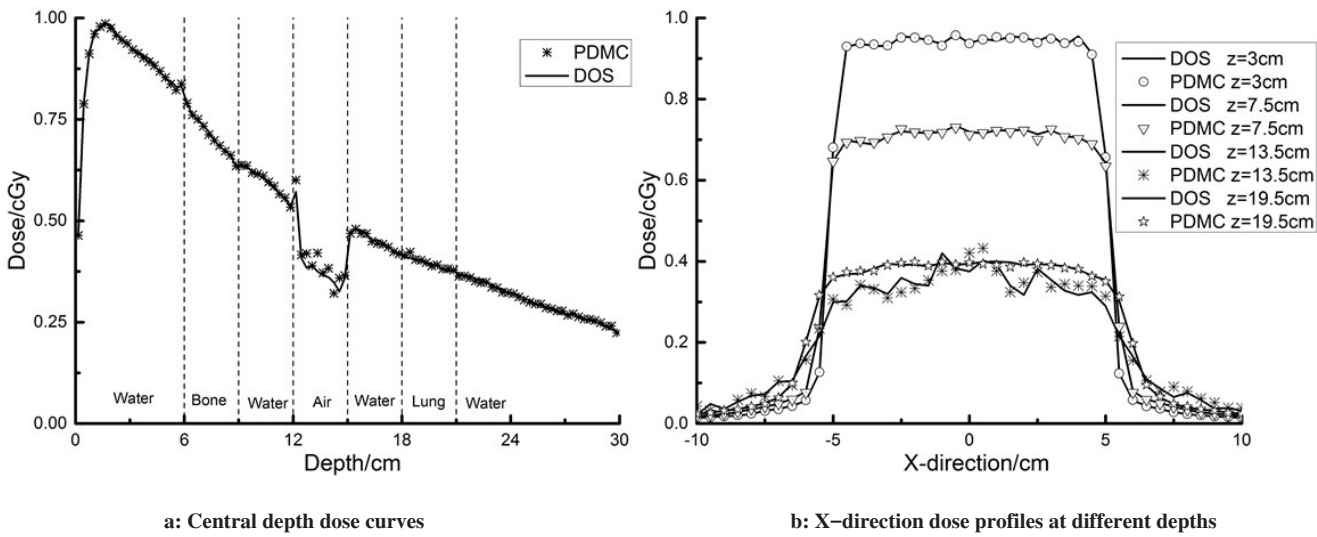


图2 PDMC与DOSXYZnrc模拟(10×10) cm<sup>2</sup>射野在非均匀模体中剂量结果的比较  
Fig.2 Comparison of (10×10) cm<sup>2</sup> field simulation results of PDMC and DOSXYZnrc using non-uniform phantom

图3为PDMC模拟与实验测量(10×10) cm<sup>2</sup>射野的6 MV FF与FFF模式放射源,在水模体的中心深度方向与X轴方向不同深度的模拟结果与测量值比较。由图3可见,建立的放射源模拟结果与真实测量值一致,按D<sub>20</sub>,2 mm/2%标准γ通过率为100%,平均差异小于1%。因此,建立的放射源模型用于模拟临床真实的病例结果是可靠的。

2.2 临床病例模拟

表2为PDMC模拟的临床9野鼻咽癌与7野宫颈癌IMRT计划信息,图4为两临床病例的剂量分布曲线。模拟的粒子数为5×10<sup>8</sup>,平均不确定度小于

1%,模拟时间小于0.74 h。PDMC比DOSXYZnrc模拟速度大幅度的提高。

3 讨论

MC模拟作为当前放射治疗最精确的剂量计算方法,由于其模拟效率低下,一直制约着其在临床中的应用。本研究在二步法的基础上使用多核CPU并行运算的方法,编程实现了快速MC模拟。实现PDMC测试所使用的处理器为低成本的台式机CPU平台,核心数为6核,PDMC能够在该平台高效的运行,运行效率比单核提升10.5倍,满足1%以内不确定



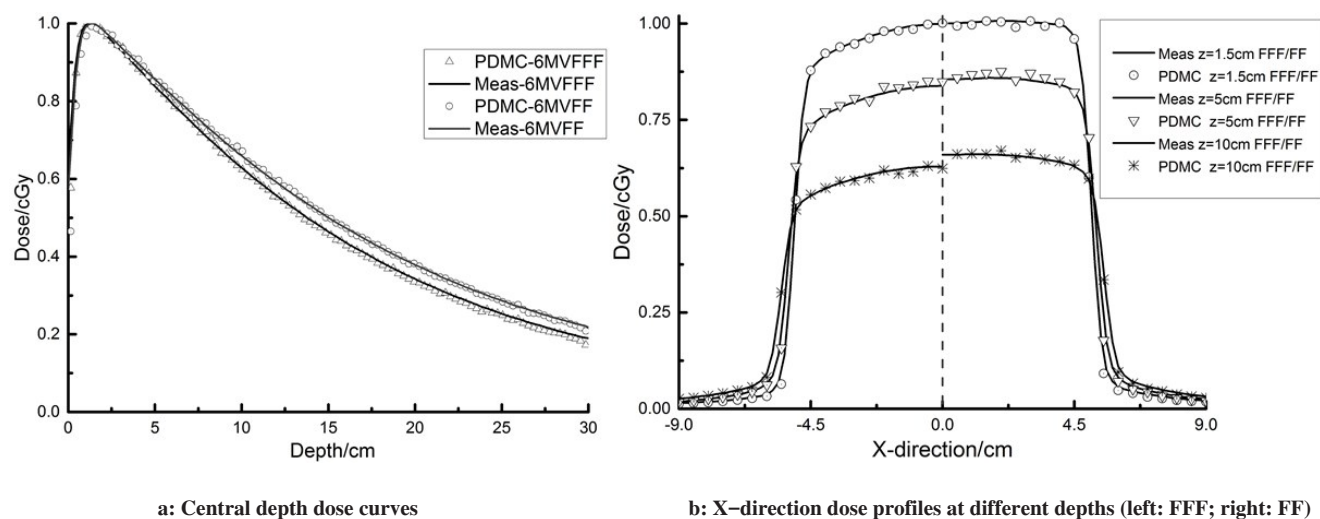
图3 6 MV FF/FFF 模式 PDMC 模拟与实验测量(10×10) cm<sup>2</sup>射野在水模体中的剂量结果的比较Fig.3 Comparison of 6 MV FF/FFF (10×10) cm<sup>2</sup> field simulation results of PDMC and experiment measurement using water phantom

表2 PDMC 临床病例中的运行时间与不确定度

Tab.2 PDMC runtimes and uncertainties acquired in clinical cases

Cases	No. of histories	Size	$\langle \sigma/D_{\max} \rangle / \%$	t/h
IMRT NPC	$5 \times 10^8$	124 × 93 × 97	0.62	0.74
IMRT Cervical	$5 \times 10^8$	104 × 68 × 118	0.73	0.53

NPC: Nasopharyngeal carcinoma; Cervical: Cervical cancer

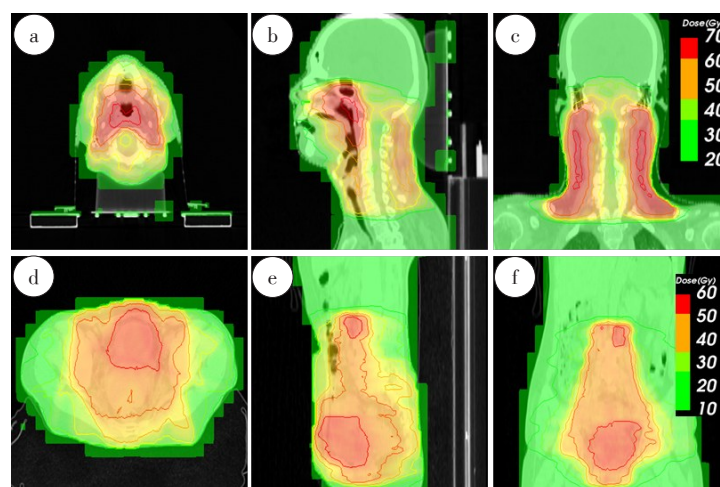


图4 PDMC 模拟9野鼻咽癌(a-c)与7野宫颈癌(d-f)剂量分布

Fig.4 PDMC simulation results for a 9-field IMRT NPC plan (a-c) and a 7-field IMRT cervical plan (d-f)

a: Transverse plane; b: Coronal plane; c: Sagittal plane; d: Transverse plane; e: Coronal plane; f: Sagittal plane

度的IMRT剂量计算所需时间为0.74 h以内。基于CPU的常规MC剂量模拟需要花费6 h才能满足不高于2.5%的不确定度<sup>[11]</sup>。Ziegenhein等<sup>[12]</sup>运用18核的XeonV3处理器实现DPM MC程序并行运算效率可提高达37倍,且并行运算效率随核心数量的增加而增长,与Jia等<sup>[13]</sup>基于GPU加速的gDPM比较效率快

了1.95倍。对于现代服务器级别的处理器,核心数可高达72核,可预见效率将大大提升。

本文建立的PDMC与DOSXYZnrc模拟获得的结果在剂量分布是一致的,PDMC模拟与加速器测量值的偏差小于1%,建立的放射源模型能真实模拟加速器机头。该方法能保证临床IMRT病例的剂量验算的精确

性,提高效率可满足临床剂量验算的需求。本研究实现的快速MC方法,以及Varian\_EDGE加速器6 MV FF模式与FFF模式准确的建模,对今后的MC临床应用研究工作将发挥重要作用。

本研究建立的平台具有快速MC模拟IMRT剂量计算、剂量分析,以及图像显示等功能。如图3所示,剂量的分布可直观显示,运用本研究成果今后将对临床病例进行量化评估。针对常规剂量计算方法无法保证非均匀组织中剂量精度<sup>[14]</sup>,如筒串卷积算法、各向异性分析算法在空腔边缘高估了剂量<sup>[15-16]</sup>,筒串卷积算法在骨水模体界面剂量存在半影萎缩等情形<sup>[16]</sup>,使用MC模拟进行剂量验证,具有很大的临床意义。

## 【参考文献】

- [1] AHNESJÖ A, ASPRADAKIS M M. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy[J]. *Phys Med Biol*, 1999, 44(11): R99-R155.
- [2] ROGERS D. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics[J]. *Phys Med Biol*, 2006, 51(13): R287-R301.
- [3] CILLA S, DIGESÙ C, MACCHIA G, et al. Clinical implications of different calculation algorithms in breast radiotherapy: a comparison between pencil beam and collapsed cone convolution[J]. *Phys Med*, 2014, 30(4): 473-481.
- [4] ZHANG P, SIMON A, DE CREVOISIER R, et al. A new pencil beam model for photon dose calculations in heterogeneous media[J]. *Phys Med*, 2014, 30(7): 765-773.
- [5] EZZELL G A, GALVIN J M, LOW D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee[J]. *Med Phys*, 2003, 30(8): 2089.
- [6] 杨耕, 王学涛, 张白霖, 等. 基于蒙特卡罗模拟的调强放疗计划剂量验证的应用研究[J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2017, 37(5): 384-388.  
YANG G, WANG X T, ZHANG B L, et al. Research on applicability of IMRT dose verification based on Monte Carlo simulation[J]. *Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection*, 2017, 37(5): 384-388.
- [7] FOGLIATA A, VANETTI E, ALBERS D, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations[J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52(5): 1363-1385.
- [8] KEALL P J, SIEBERS J V, LIBBY B, et al. Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set[J]. *Med Phys*, 2003, 30(4): 574-582.
- [9] FIPPEL M, HARYANTO F, DOHM O, et al. A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation[J]. *Med Phys*, 2003, 30(3): 301-311.
- [10] 蔡国鑫, 王学涛, 杨耕, 等. 医用加速器X-射线射野剂量分布的蒙特卡罗模拟与实验测量[J]. *辐射研究与辐射工艺学报*, 2015, 33(2): 13-17.  
CAI G X, WANG X T, YANG G, et al. Monte Carlo simulation and experimental measurement of X-ray fields' dose distribution for medical accelerator[J]. *Journal of Radiation Research and Radiation Processing*, 2015, 33(2): 13-17.
- [11] PAGANETTI H, JIANG H, PARODI K, et al. Clinical implementation of full Monte Carlo dose calculation in proton beam therapy[J]. *Phys Med Biol*, 2008, 53(17): 4825-4853.
- [12] ZIEGENHEIN P, PIRNER S, PHKAMERLING C, et al. Fast CPU-based Monte Carlo simulation for radiotherapy dose calculation[J]. *Phys Med Biol*, 2015, 60(15): 6097-6111.
- [13] JIA X, GU X, GRAVES Y J, et al. GPU-based fast Monte Carlo simulation for radiotherapy dose calculation[J]. *Phys Med Biol*, 2011, 56(22): 7017-7031.
- [14] CROWE S B, KAIRN T, TRAPP J V, et al. Monte Carlo evaluation of collapsed-cone convolution calculations in head and neck radiotherapy treatment plans [C]//World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Springer Berlin Heidelberg, 2013: 1803-1806.
- [15] 陈华, 徐义果, 庄志邈, 等. 放疗计划系统中空腔边缘剂量计算准确性研究[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2017, 26(1): 69-73.  
CHEN H, XU Y G, ZHUANG Z M, et al. Dose accuracy research on air cavity interface in treatment planning system[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2017, 26(1): 69-73.
- [16] CARRASCO P, JORNET N, DUCH M A, et al. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium[J]. *Med Phys*, 2004, 31(10): 2899-2911.

(编辑:薛泽玲)