

## 基于GAMOS的蒙特卡罗方法模拟放疗电子线照射的剂量学研究

李毅<sup>1</sup>, 杨泽<sup>2</sup>, 吴文婧<sup>3</sup>

1. 西安交通大学第一附属医院肿瘤放疗科, 陕西 西安 710061; 2. 榆林市第二医院肿瘤放疗科, 陕西 榆林 719000; 3. 西安市疾病预防控制中心放射卫生科, 陕西 西安 710054

**【摘要】目的:**探讨基于GAMOS的蒙特卡罗(MC)方法模拟电子线放疗的剂量精确性。**方法:**运用GAMOS MC程序,建立Varian Rapidarc加速器3档能量(6、9和12 MeV)及3种限光筒[(6×6)、(10×10)和(15×15) cm<sup>2</sup>]的束流模型,模拟束流在水模体中的剂量分布,并与测量得到的百分深度剂量和等平面剂量分布比较,评估GAMOS软件模拟电子线照射的精确性和运算效率。**结果:**模拟的粒子数越多,模拟与测量结果的误差越小;当模拟粒子的数量达到 $5 \times 10^8$ 时,各个能量的电子线射程(Rp)和50%剂量深度(R<sub>50</sub>)的模拟结果与测量结果一致;除建成区外,百分深度剂量模拟和测量的结果误差在2%以内;等平面剂量分布模拟和测量的结果误差也在2%以内,模拟的照射野大小与测量结果一致。运算效率中,能量越大,限光筒尺寸越大,并行同步模拟所用的时间越多,模拟时间的变化越大。**结论:**基于GAMOS的MC方法可准确地模拟放疗电子线照射剂量的分布,粒子数的增加可提高模拟的精确性,并行同步计算可提高模拟的效率。

**【关键词】**GAMOS; 蒙特卡罗; 电子线放射治疗; 剂量学

**【中图分类号】**R815.6; R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2020)07-0850-08

## GAMOS-based Monte Carlo simulation for dose calculation in electron radiotherapy: a dosimetric analysis

LI Yi<sup>1</sup>, YANG Ze<sup>2</sup>, WU Wenjing<sup>3</sup>

1. Department of Radiation Oncology, First Affiliated Hospital of Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710061, China; 2. Department of Radiation Oncology, Yulin No.2 Hospital Yulin 719000, China; 3. Department of Radiological Health, Xi'an Center for Disease Control and Prevention, Xi'an 710054, China

**Abstract: Objective** To discuss the accuracy of Monte Carlo simulation based on GAMOS for dose calculation in electron radiotherapy. **Methods** The physical model of electron beams for Varian Rapidarc linear accelerator was constructed by GAMOS-based Monte Carlo simulation. The model consisted of 3 levels of energy (6, 9, 12 MeV) and 3 applicators [(6×6), (10×10), (15×15) cm<sup>2</sup>]. The dose distribution of electron beams in water phantom was simulated, and the obtained results were then compared with the measured results of percentage depth dose (PDD) and cross plane beam profile for evaluating the accuracy and efficiency of Monte Carlo simulation based on GAMOS for dose calculation in electron radiotherapy. **Results** With more simulated particles, the error between the simulation results and measurement results was smaller. When the number of simulated particles reached  $5 \times 10^8$ , the simulation results of electron beam range (Rp) and depth of 50% maximum dose (R<sub>50</sub>) were consistent with the measurement results. The error was within 2% between the PDD results of simulation and measurement excluding the building-up range. The error in cross plane beam profile was also within 2% between simulation results and measurement results among all range, and the simulated radiation field size was consistent with the measured results. With higher level of energy, the applicator size was larger, and the time used in parallel and synchronous simulation is longer, and the variation of simulation time was greater. **Conclusion** Monte Carlo simulation based on GAMOS can accurately simulate the dose distribution in electron radiotherapy. The increase number of particles can improve the accuracy of simulation, and the parallel and synchronous calculation can improve the efficiency of simulation.

**Keywords:** GAMOS; Monte Carlo; electron radiotherapy; dosimetry

**【收稿日期】**2020-01-18

**【基金项目】**西安交通大学第一附属医院基金(XJTU1AF-CRF-2018MS-25)

**【作者简介】**李毅, 工程师, 硕士, 研究方向: 图像引导肿瘤放射治疗,  
E-mail: flinglee@sina.com

**【通信作者】**吴文婧, 主治医师, E-mail: ermao\_wu@163.com

### 前言

蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)模拟作为目前最精确的剂量算法,在放疗剂量计算方面有着广阔的应用前景<sup>[1-3]</sup>。但因为MC模拟的精度和模拟粒子数的平方成正比<sup>[4-6]</sup>,所以当模拟需要达到一定精度时,

MC程序需要模拟大量的粒子在物质中的输运和能量沉积,计算耗费大量时间。因此,提高MC程序的运行效率成为研究的热点问题。

MC模拟射线穿过物质时发生的相关物理过程,追踪初级电子、次级光子、次级电子所有粒子的状态。目前常用的MC模拟程序包括EGS4<sup>[7-8]</sup>、MCNP<sup>[9]</sup>和GEANT4<sup>[10]</sup>。GEANT4软件可模拟放疗中电子线轰击靶后,与加速器机头和被照射物体发生的相互作用,包括康普顿效应、光电效应、瑞利散射、韧致辐射、电离等相关物理过程。

GAMOS(GEANT4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations)是近年来开发的基于GEANT4的MC模拟软件,简化了GEANT4的仿真流程。使用该软件的用户不需要有C语言基础,同时不需要对GENAT4的仿真结构有充分的了解,而且可将新功能加入到该软件。

GAMOS软件已应用于核医学领域,但很少涉及其它领域。本研究首次在国内将该软件应用于肿瘤放射治疗领域,模拟医用加速器电子线照射水模体,研究该软件模拟放疗的准确性。

## 1 材料与方法

### 1.1 水箱数据扫描

为了获取百分深度剂量(Percent Dose of Depth, PDD)和等平面剂量(Profile)分布,利用水箱(二代蓝水箱,IBA,比利时)及附属探头测量电子线在水中的剂量分布。测量3档电子线(6、9和12 MeV)和3个限光筒[(6×6)、(10×10)和(15×15) cm<sup>2</sup>]的数据,源皮距为100 cm,利用电离室探头测量PDD,分析最大剂量点深度(D<sub>max</sub>)、50%剂量深度(D<sub>50</sub>)和射程(Rp);利用半导体探头测量Profile,分析照射野大小。照射野大小定义为中心点剂量50%的宽度范围。

### 1.2 MC模拟

为了模拟放疗粒子传输,分析水中剂量分布,本研究采用基于GEANT4的MC模拟软件GAMOS 4.0.0模拟相关粒子的传输。利用GAMOS模拟电子束照射水模体,分析水中的剂量分布。本研究模拟Varian rapidarc加速器机头各部件的尺寸、位置,材料组成部分及各部分的原子序数和比例,包括电子线束、出射窗、初级准直器、散射箔、反光镜和次级准直器。电子线治疗中,采用高斯分布的能谱,多叶准直器全开,不参与电子线束的阻挡,所以未考虑多叶准直器的模拟。水模体为(500×500×100) mm<sup>3</sup>,单个体素大小为(5×5×1) mm<sup>3</sup>。

据报道,MC模拟误差应不大于最大剂量的2%。

为了满足该模拟精度,本研究模拟5×10<sup>8</sup>个粒子在物质中的输运和能量沉积。因模拟的粒子数较多且费时,本研究采用多CPU的并行同步计算方法(Macbook、Intel Core i7、2.2 GHz、16 G RAM),减少模拟所用的时间。

### 1.3 数据分析软件及方法

本研究采用Matlab软件分析电子线治疗水模体过程中水中的PDD和Profile。将模拟结果与电离室或半导体测量结果对比,分析两者的差异。

## 2 结果

### 2.1 粒子数量对于水中吸收剂量的影响

本研究采用6、9、12 MeV 3档电子线分别照射水模体,(10×10) cm<sup>2</sup>限光筒,水模中模拟的吸收剂量与测量的结果对比如图1~3所示。由图可见,粒子数越多,模拟的PDD和Profile曲线越光滑,且模拟与测量的结果误差越小。对于5×10<sup>8</sup>个粒子,模拟的吸收剂量和测量结果PDD和Profile误差最小。

### 2.2 模拟时间的比较

MC模拟非常耗时,3档不同能量与3种不同限光筒大小的电子束照射模拟的时间如图4所示。模拟的平均时间分别为0.80 h[6 MeV、(6×6) cm<sup>2</sup>]、1.96 h[6 MeV、(10×10) cm<sup>2</sup>]、3.94 h[6 MeV、(15×15) cm<sup>2</sup>]、1.75 h[9 MeV、(6×6) cm<sup>2</sup>]、4.70 h[9 MeV、(10×10) cm<sup>2</sup>]、9.67 h[9 MeV、(15×15) cm<sup>2</sup>]、4.08 h[12 MeV、(6×6) cm<sup>2</sup>]、15.52 h[12 MeV、(10×10) cm<sup>2</sup>]、17.06 h[12 MeV、(15×15) cm<sup>2</sup>]。结果表明,能量越大,限光筒尺寸越大,并行同步模拟所用的时间越多,模拟时间的变化越大。

### 2.3 水中吸收剂量的MC模拟误差

MC模拟的PDD和Profile分布结果与测量结果的比较如图5和图6所示。PDD曲线均归一到D<sub>max</sub>点,Profile曲线均归一到中心点。根据推荐的标准,MC模拟剂量分布的误差为最大剂量点的2%。

对于PDD分布,3档电子线射程(Rp)的模拟结果如表1所示,与测量结果一致;模拟的D<sub>max</sub>和D<sub>50</sub>与测量结果一致;3档能量模拟PDD建成区误差的最大值如表1所示。图5结果表明,建成区(初始零位到吸收最大剂量点位置)模拟误差较大,建成区之外,模拟结果和测量结果的误差均在2%以内。对于Profile,图6表明,模拟的照射野大小与测量结果一致,模拟结果和测量结果误差在2%以内。

## 3 讨论

目前临床使用的各种解析式电子线剂量计算方

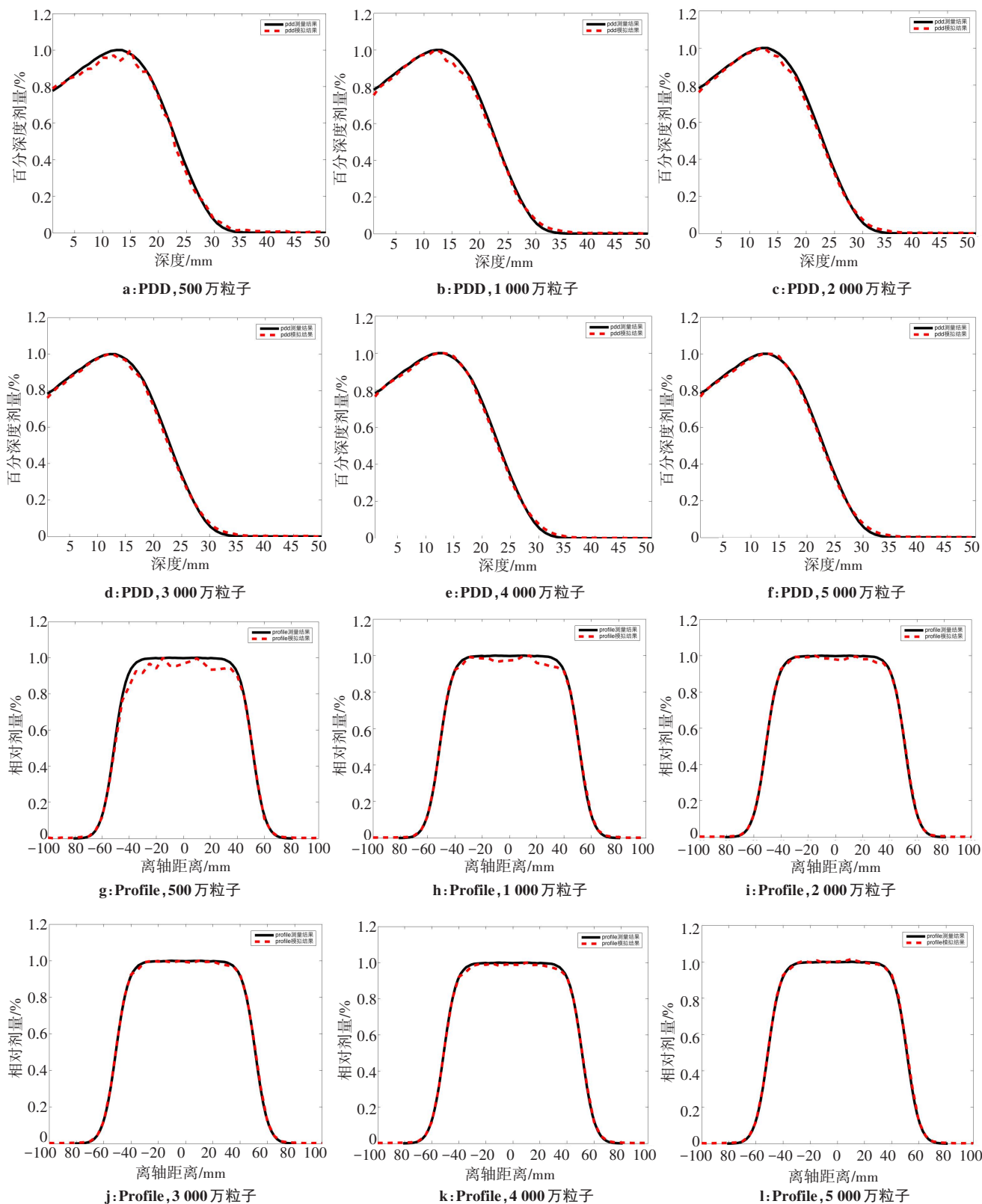


图1 模拟的6 MeV电子线粒子数对PDD和Profile的影响

Fig.1 Effects of the number of simulated 6 MeV particles on PDD and Profile

黑色实线代表测量结果,红色虚线代表模拟结果

法的误差较大,达10%以上<sup>[11-13]</sup>。MC方法能准确模拟粒子输运过程,从而实现精确的剂量计算,是放疗剂量计算的金标准<sup>[14-15]</sup>。肿瘤放射治疗中,电子线照射广泛应用于体表肿瘤的治疗。本研究利用MC方

法模拟电子线照射水模型的物理过程,分析了不同能量和限光筒照射条件下,粒子数对于模拟结果的影响,MC所用的模拟时间和PDD、Phonerofile分布的误差结果。

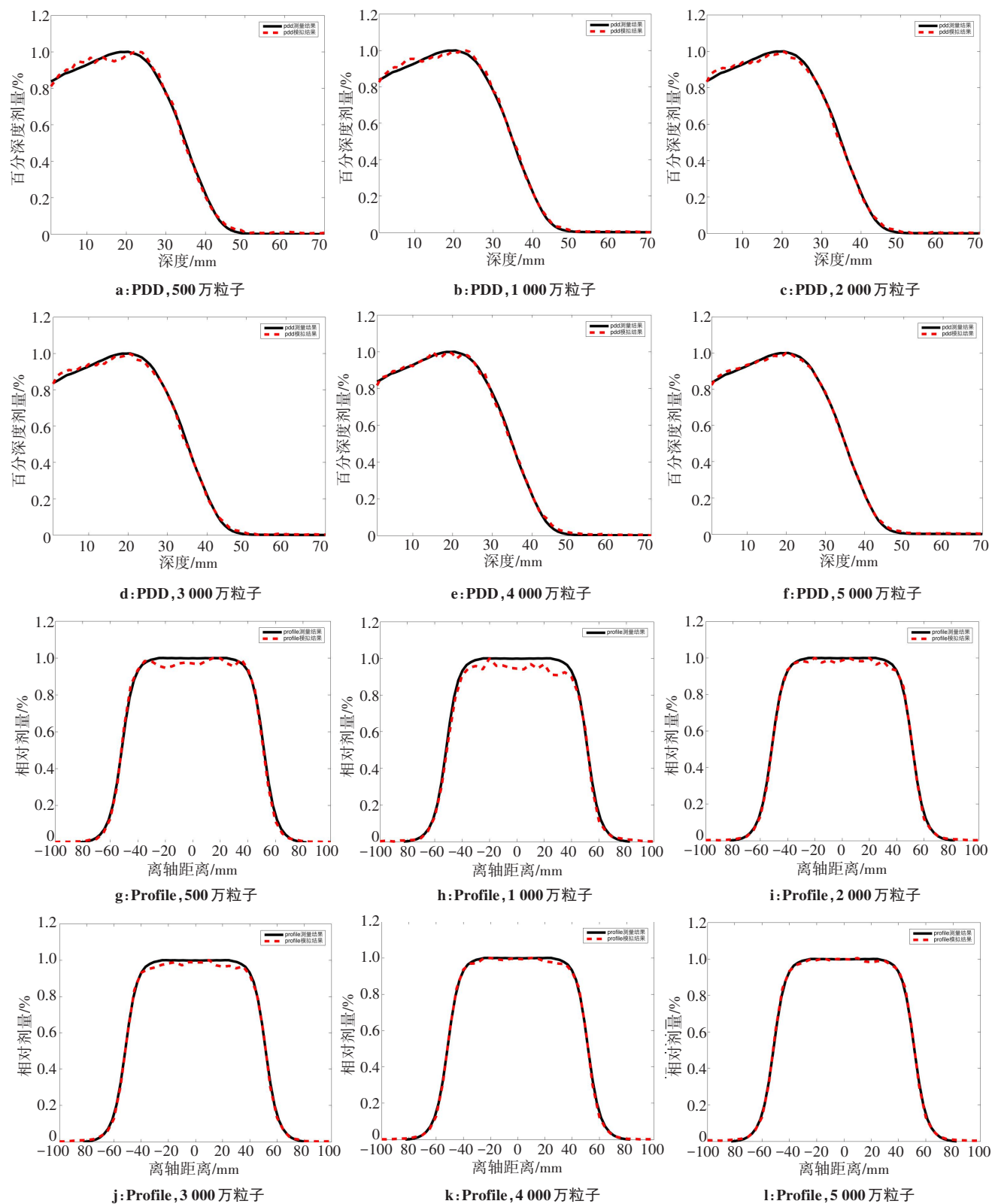


图2 模拟的9 MeV电子线粒子数对PDD和Profile的影响

Fig.2 Effects of the number of simulated 9 MeV particles on PDD and Profile

黑色实线代表测量结果,红色虚线代表模拟结果

MC模拟方法非常耗时,本研究得出随着能量和限光筒大小的增加,MC模拟的时间增加。在采用12 MeV能量和(10×10) cm<sup>2</sup>限光筒条件下,模拟100万个粒子的时间最高可达15.90 h,模拟3 000万个粒

子可耗时19.88 d。尽管如此,可通过增加电脑的内存配置,采用多任务同步计算的方式模拟粒子,减少模拟所用的时间。

与电离室测量结果相比,本研究MC剂量模拟结



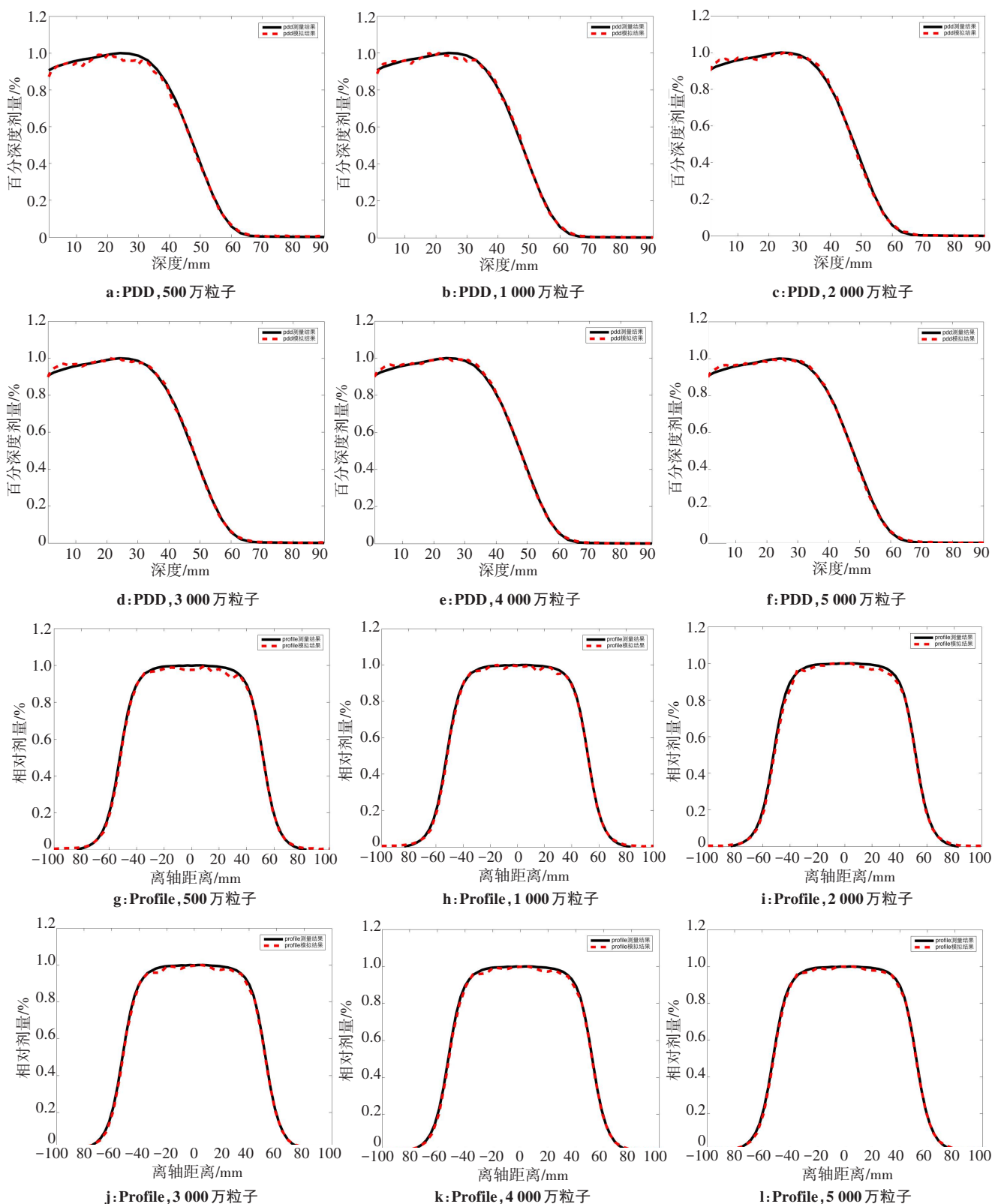


图3 模拟的12 MeV电子线粒子数对PDD和Profile的影响

Fig.3 Effects of the number of simulated 12 MeV particles on PDD and Profile

黑色实线代表测量结果,红色虚线代表模拟结果

果中,PDD和Profile的模拟结果与测量结果相差2%。符合AAPM推荐的误差标准<sup>[16-17]</sup>。Helo等<sup>[18]</sup>研究的结果显示,MC剂量模拟结果中,PDD建成区误差达3%,Profile半影区域误差达10%。Helo等<sup>[18]</sup>研

究结果误差稍大于本研究,可能因为其研究中采用粒子数只有100万个,远小于本研究采用的粒子数,导致结果误差较大。因此,基于GAMOS的MC模拟过程中,模拟的粒子数达5000万时,模拟和测量的

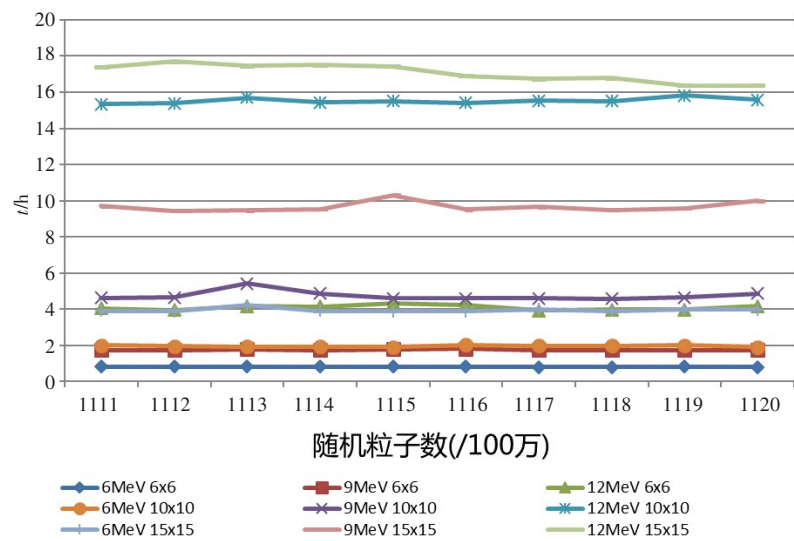


图4 3档电子线和3种限光筒分别照射水模体的模拟时间对比图

Fig.4 Comparison of simulation time among 3 levels of energy and 3 applicators

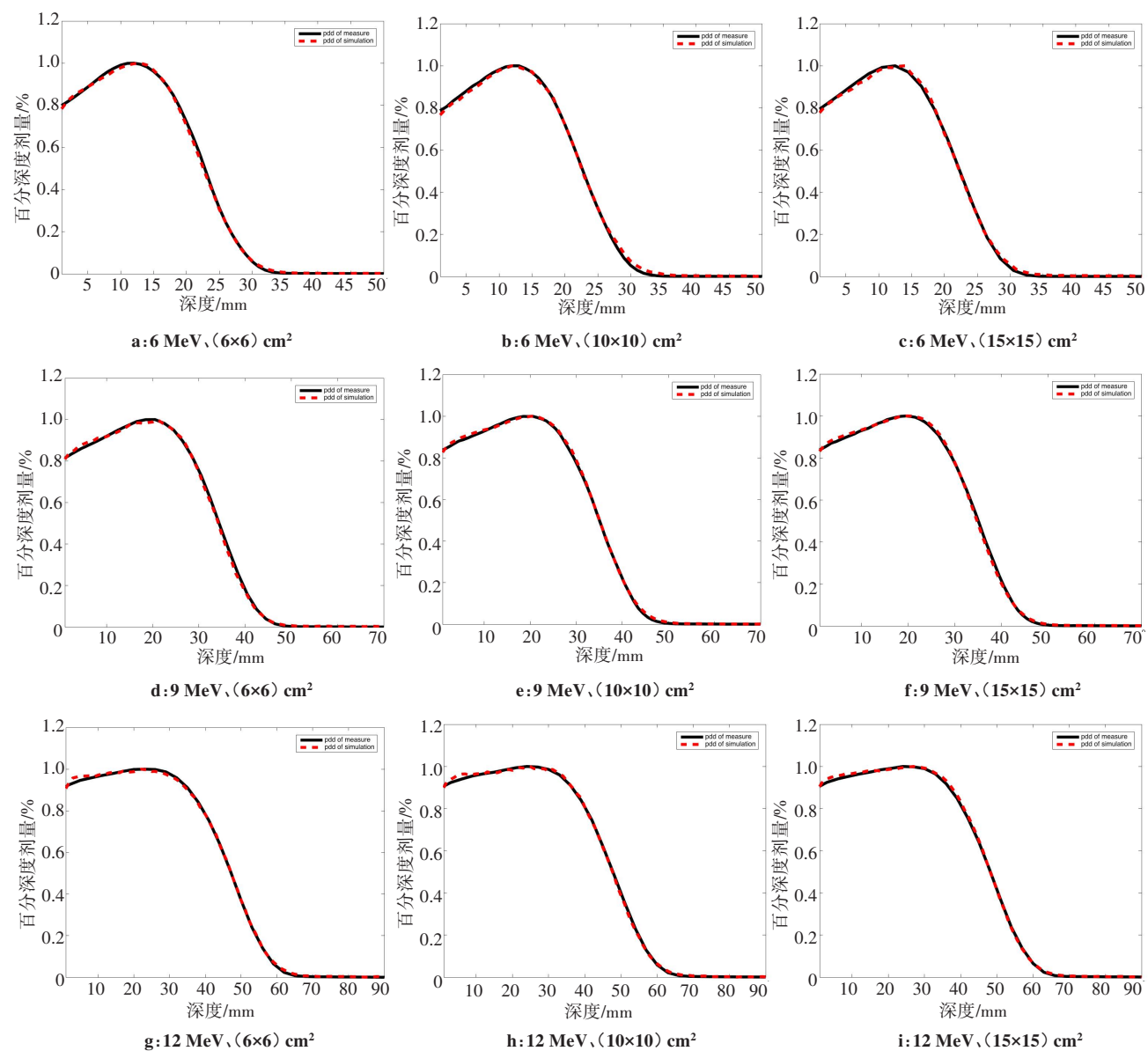


图5 模拟的电子线在水中PDD与测量结果的对比图

Fig.5 Comparison of PDD of simulated electron beams in water between simulation results and measurement results

黑色实线代表测量结果,红色虚线代表模拟结果

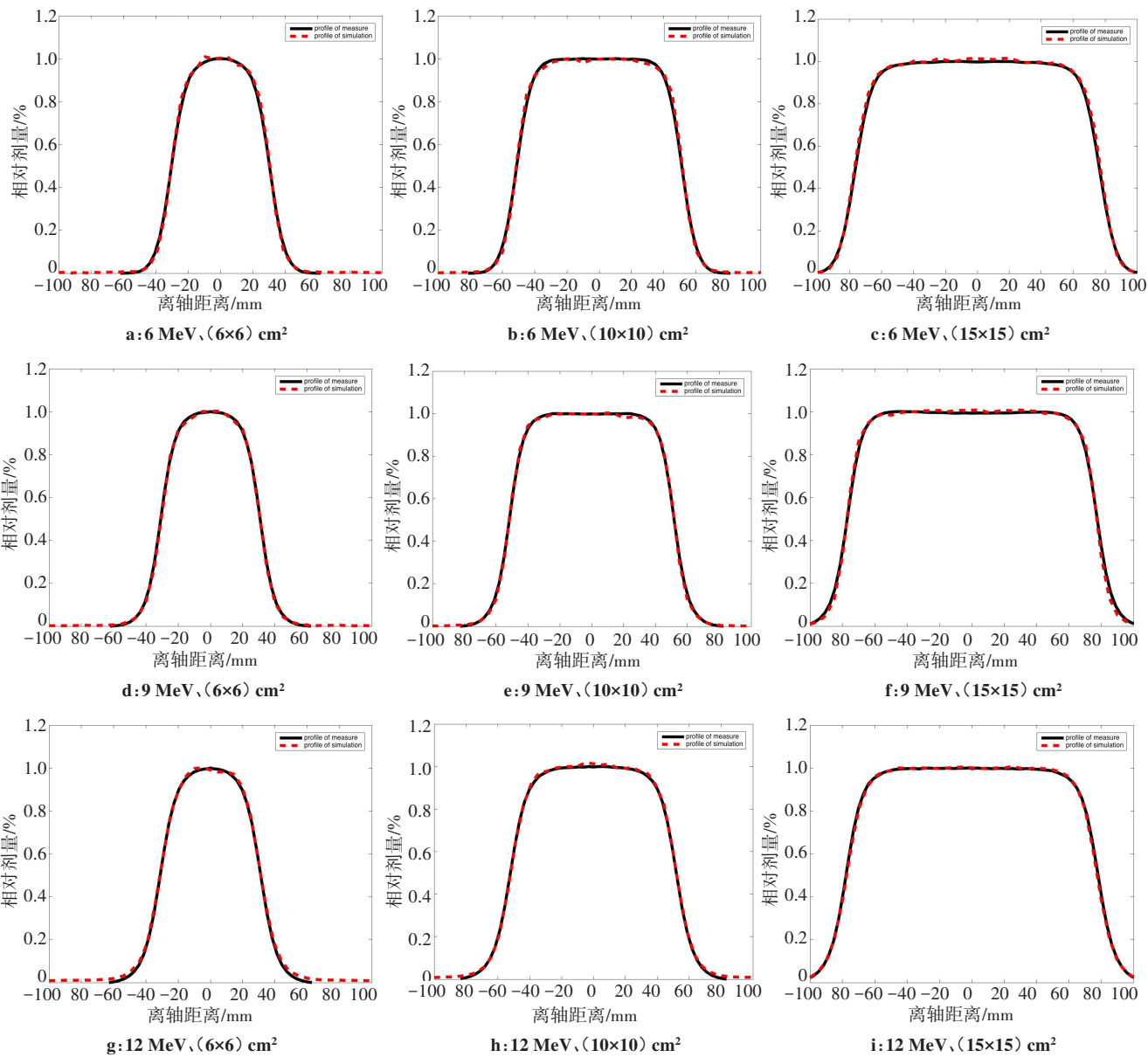


图6 模拟的电子线在水中Profile与测量结果的对比图

Fig.6 Comparison of Profile of simulated electron beams in water between simulation results and measurement results

黑色实线代表测量结果,红色虚线代表模拟结果

表1 MC模拟的电子线参数结果

Tab.1 Electron beam parameters simulated by Monte Carlo simulation

模拟的电子线参数	6 MeV			9 MeV			12 MeV		
	(6×6) cm <sup>2</sup>	(10×10) cm <sup>2</sup>	(15×15) cm <sup>2</sup>	(6×6) cm <sup>2</sup>	(10×10) cm <sup>2</sup>	(15×15) cm <sup>2</sup>	(6×6) cm <sup>2</sup>	(10×10) cm <sup>2</sup>	(15×15) cm <sup>2</sup>
电子线射程/mm	28.42	27.66	27.94	41.83	41.43	42.71	59.05	60.29	59.05
建成区模拟误差 最大值/%	2.63	2.04	1.37	2.86	3.11	2.08	2.19	1.54	2.4

结果误差在2%以内,与 Andreo 等<sup>[13]</sup>的研究结果一致。

综上所述,基于GAMOS的MC方法可准确地模拟放疗电子线照射剂量的分布,粒子数的增加可提高模拟的精确性,并行同步计算可提高模拟的效率。

【参考文献】

[1] VAN DER VOORT VAN ZYP N C, HOOGEMAN M S, VAN DE WATER S, et al. Clinical introduction of Monte Carlo treatment planning: a different prescription dose for non-small cell lung cancer according to tumor location and size[J]. Radiother Oncol, 2010, 96(1): 55-60.

- [2] JOOSTEN A, BOCHUD F, MOECKLI R. A critical evaluation of secondary cancer risk models applied to Monte Carlo dose distributions of 2-dimensional, 3-dimensional conformal and hybrid intensity-modulated radiation therapy for breast cancer[J]. *Phys Med Biol*, 2014, 59(16): 4697-4722.
- [3] WAN CHAN TSEUNG H S, MA J S, KREOFKY C R, et al. Clinically applicable Monte Carlo based biological dose optimization for the treatment of head and neck cancers with spot-scanning proton therapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2016, 95(5): 1535-1543.
- [4] WIDESOTT L, LORENTINI S, FRACCHIOLLA F, et al. Improvements in pencil beam scanning proton therapy dose calculation accuracy in brain tumor cases with a commercial Monte Carlo algorithm[J]. *Phys Med Biol*, 2018, 63(14): 145016.
- [5] 司森, 吴鑫全, 包尚联, 等. 基于 GPU 的蒙特卡洛放疗剂量模拟[J]. *中国医学物理学杂志*, 2015, 32(1): 1-3.  
SI S, WU X Q, BAO S L, et al. GPU-based Monte Carlo simulation for radiation therapy dose simulation[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2015, 32(1): 1-3.
- [6] MICHIELS S, BARRAGÁN A M, SOURIS K, et al. Patient-specific bolus for range shifter air gap reduction in intensity-modulated proton therapy of head-and-neck cancer studied with Monte Carlo based plan optimization[J]. *Radiother Oncol*, 2018, 128(1): 161-166.
- [7] POON E, VERHAEGEN F. Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications[J]. *Med Phys*, 2005, 32(6): 1696-1711.
- [8] 李明生, 欧向明, 牛昊巍, 等. 应用 Geant4 计算光子外照射对人体产生的有效剂量[J]. *中国医学装备*, 2010, 7(7): 14-17.  
LI M S, OU X M, NIU H W, et al. Calculation of the effective doses for broad parallel photon beams in Geant4 [J]. *China Medical Equipment*, 2010, 7(7): 14-17.
- [9] SHAHMOHAMMADI BENI M, NG C Y, KRSTIC D, et al. Conversion coefficients for determination of dispersed photon dose during radiotherapy: NRURad input code for MCNP[J]. *PLoS One*, 2017, 12(3): e0174836.
- [10] GHOLAMI S, LONGO F, NEDAIE H A, et al. Application of Geant4 Monte Carlo simulation in dose calculations for small radiosurgical fields[J]. *Med Dosim*, 2018, 43(3): 214-223.
- [11] CYGLER J, BATTISTA J J, SCRIMGER J W, et al. Electron dose distributions in experimental phantoms: a comparison with 2D pencil beam calculations[J]. *Phys Med Biol*, 1987, 32(9): 1073-1086.
- [12] MAH E, ANTOLAK J, SCRIMGER J W, et al. Experimental evaluation of a 2D and 3D electron pencil beam algorithm [J]. *Phys Med Biol*, 1989, 34(9): 1179.
- [13] ANDREO P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics[J]. *Phys Med Biol*, 1991, 36(7): 861-920.
- [14] MESBAHI A, SEYEDNEJAD F, GASEMI-JANGJOO A. Estimation of organs doses and radiation-induced secondary cancer risk from scattered photons for conventional radiation therapy of nasopharynx: a Monte Carlo study[J]. *Jpn J Radiol*, 2010, 28(5): 398-403.
- [15] TOUTAOUI A, KHELASSI-TOUTAOUI N, BRAHIMI Z, et al. Effects of energy spectrum on dose distribution calculations for high energy electron beams[J]. *J Med Phys*, 2009, 34(1): 4-11.
- [16] Task Group 21 RTC, AAPM. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams[J]. *Med Phys*, 1983, 10(6): 741-771.
- [17] KHAN F M, DOPPKE K P, HOGSTROM K R, et al. Clinical electron-beam dosimetry: report of AAPM radiation therapy committee task group No. 25[J]. *Med Phys*, 1991, 18(1): 73-109.
- [18] HELO Y, ROSENBERG I, D'SOUZA D, et al. Imaging cerenkov emission as a quality assurance tool in electron radiotherapy[J]. *Phys Med Biol*, 2014, 59(8): 1963-1978.

(编辑:薛泽玲)