

Acuros XB、各向异性解析算法与蒙特卡罗算法在非均匀组织中剂量计算准确性对比研究

吕晓平¹, 张艺宝², 吴昊², 岳海振²

1. 佳木斯大学附属第一医院放疗科, 黑龙江 佳木斯 154002; 2. 北京大学肿瘤医院暨北京市肿瘤防治研究所放疗科/恶性肿瘤发病机制及转化研究教育部重点实验室, 北京 100142

【摘要】目的:对比Acuros XB算法(AXB)、各向异性解析算法(AAA)和蒙特卡罗(MC)算法在非均匀组织中剂量计算准确性。**方法:**在Eclipse计划系统上分别设置两种类型的非均匀模体(水-肺-水模体、水-骨-水模体),并设定3个不同大小的0°照射野,源皮距=100 cm。采用AXB、AAA及MC算法进行剂量计算,提取射野中心轴百分深度剂量,以MC计算结果为基准,计算AXB和AAA两种算法与MC算法的相对偏差,提取非均匀组织及高梯度区(即4.5~15.5 cm)的数据做对比分析。**结果:**AXB算法3个射野相对偏差绝对值分别为 4.186 ± 1.451 、 0.834 ± 0.300 、 0.726 ± 0.165 (水-肺-水模体)和 1.694 ± 0.374 、 1.325 ± 0.328 、 0.343 ± 0.244 (水-骨-水模体)。AAA算法在两模体的对应值分别为 6.679 ± 4.694 、 4.151 ± 1.789 、 4.353 ± 2.546 (肺)和 3.270 ± 0.826 、 5.971 ± 1.587 、 2.406 ± 0.574 (骨)。采用配对样本 t 检验, P 值均小于0.05。**结论:**在非均匀组织及其边界,AXB算法计算精度比AAA算法更为准确,基本接近MC算法。

【关键词】蒙特卡罗;Acuros XB算法;各向异性解析算法;非均匀模体;剂量

【中图分类号】R312;R735

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)04-0348-05

Accuracy comparison of Acuros XB algorithm, anisotropic analytical algorithm and Monte Carlo algorithm in calculating doses of inhomogeneous tissues

LÜ Xiao-ping¹, ZHANG Yi-bao², WU Hao², YUE Hai-zhen²

1. Department of Radiotherapy and Chemotherapy, First Affiliated Hospital of Jiamusi University, Jiamusi 154002, China; 2. Key Laboratory of Carcinogenesis and Translational Research (Ministry of Education), Department of Radiotherapy, Peking University Cancer Hospital, Beijing Institute for Cancer Research, Beijing 100142, China

Abstract: Objective To compare the dosimetric accuracy of Acuros XB algorithm (AXB), anisotropic analytical algorithm (AAA) and Monte Carlo (MC) algorithm in calculating the dose of inhomogeneous tissues. **Methods** Based on Eclipse planning system, two virtual inhomogeneous phantoms, water-lung-water phantom and water-bone-water phantom, were created. Three fields of various sizes were set at gantry angle of 0°, with source skin distance of 100 cm. AXB, AAA and MC algorithm were applied to calculate the percentage depth dose on the beam central axis. The relative differences benchmarked to calculated results of MC algorithm were calculated. And the data of inhomogeneous tissues and high dose gradient regions with depths from 4.5 cm to 15.5 cm were extracted for comparison. **Results** For AXB, the absolute values of relative differences in three fields were respectively 4.186 ± 1.451 , 0.834 ± 0.300 , 0.726 ± 0.165 in water-lung-water phantom and 1.694 ± 0.374 , 1.325 ± 0.328 , 0.343 ± 0.244 in water-bone-water phantom. The corresponding values for AAA were 6.679 ± 4.694 , 4.151 ± 1.789 , 4.353 ± 2.546 in water-lung-water phantom and 3.270 ± 0.826 , 5.971 ± 1.587 , 2.406 ± 0.574 in water-bone-water phantom. Paired sample t test showed all differences were statistically significant ($P < 0.05$). **Conclusion** For the dose calculation of inhomogeneous tissues and its boundaries, the accuracy of AXB was close to that of MC algorithm and better than that of AAA.

Key words: Monte Carlo; Acuros XB algorithm; anisotropic analytical algorithm; inhomogeneous phantom; dose

【收稿日期】2015-12-03

【基金项目】国家自然科学基金(11505012);质检公益性行业科研专项(201510001-002);北京市医院管理局“青苗”计划专项(QML20151004)

【作者简介】吕晓平(1968-),工程师,研究方向:医学物理,E-mail: kklv518@163.com。

【通信作者】岳海振(1982-),男,工程师,研究方向:医学物理,E-mail: yuezhz@163.com。

前言

在肿瘤放射治疗过程中,确保处方剂量计算的准确性是质量保证的重要环节^[1-4],而在这一环节中,治疗计划系统计算算法起着至关重要的作用。在一些较为复杂的条件下,如非均匀组织和界面,算法的准确性和速度都将直接影响其临床应用。现有临床常见的放疗计划系统所使用的算法主要是基于模型的解析算法,其主要思想是由蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)模拟计算辐射能量范围内各单能辐射在均匀组织等效模体中的点扩散函数或线扩散函数和辐射场的卷积叠加得到辐射在人体内剂量分布,实际上是对MC算法的一种简化。上述算法在计算人体的某些非均匀组织(如软组织和骨头的界面附近部位、肺部等)时,容易产生较大剂量计算偏差。

瓦里安Eclipse放射治疗计划系统采用的各向异性解析算法(Anisotropic Analytical Algorithm, AAA)较之PBC算法有很大程度的改进,在临床上得到了广泛应用,而其Acuros XB(AXB)是最接近MC模拟结果的算法^[5],已经被证实非均匀介质中与MC计算精度相当^[6-7]。以往对于AXB与各向异性解析算法(AAA)的比较研究主要集中在基于患者实际治疗计划的剂量计算准确性上,如乳腺癌^[8]、肺癌^[9-12]、食管癌^[13]、胸椎转移癌^[14]、头颈部肿瘤^[15-16]等,表明AXB与AAA算法在靶区和一些危及器官上有显著性差异。考虑到上述基于患者治疗计划进行比较主要靠靶区及危及器官的剂量体积直方图来间接反映,而单纯算法比较直接由百分深度剂量曲线之间的差异来反映更为直观和准确。本文以MC模拟的瓦里安TrueBeam加速器模型为基础,分别设置两个非均匀模体,提取AXB算法和AAA算法在非均匀模体中多个射野中心轴的百分深度剂量,并以MC模拟的结果为基准,对比分析两种算法的计算准确性。

1 材料与方法

1.1 AXB与AAA算法

AAA算法是计划系统常用的剂量计算方法,以其准确快速取代了之前的PCB算法,而AXB是基于网格的迭代求解线性玻尔兹曼运输方程的剂量计算方法^[17-19],是目前较为精确的计算方法。本研究采用瓦里安公司Eclipse 13.5治疗计划系统进行实验所需非均匀模体设置和剂量计算。

1.2 MC算法

MC计算使用基于Egsnrc粒子输运算法的Beamnrc^[20]和Dosxyznrc^[21](V42.4.0版本),参数设置:AP=PCUT=0.01 MeV, AE=ECUT=0.7 MeV。对于6

MeV采用source19高斯强度分布的半高全宽(Full width at Half Maximum, FWHM)为0.075 cm,对于所有射野的百分深度剂量,入射粒子数设置为 8×10^{12} ,剂量计算的不确定度小于0.2%,MC模拟与测量结果均满足1 mm、1%的gamma 1D分析要求。

图1是4 cm×4 cm、10 cm×10 cm、20 cm×20 cm、30 cm×30 cm射野下的百分深度剂量(PDD)数据测量值(MEA)与MC模拟计算值(MC)的对比。

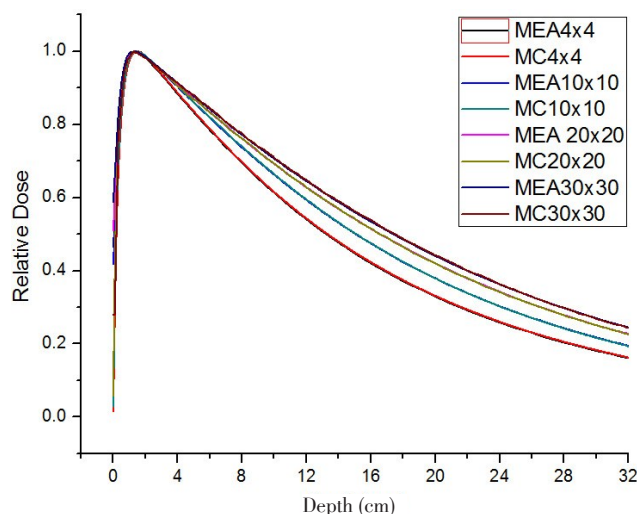


图1 MC模拟与测量PDD数据对比

Fig.1 Comparison between Monte Carlo simulation and measured PDD

PDD: Percentage depth dose

1.3 非均匀模体

本研究所用非均匀模体构成如图2所示。模体中间部分为肺或骨组织,两端为均匀水。图2a中R1和R3部分为水,长5 cm,CT值为40 HU,物质密度为 1.0608 g/cm^3 ;R2部分为肺组织,长10 cm, HU=-900,物质密度为 0.111 g/cm^3 。图2b中R2部分为骨组织,物质密度为 2.001 g/cm^3 , HU=1663。

本研究设置3个照射野,分别为3 cm×3 cm、10 cm×10 cm和30 cm×30 cm,机架角度为0°,源皮距(SSD)=100 cm,分别用AXB和AAA算法进行计算并提取射野中心轴上的PDD曲线与MC模拟结果进行对比分析研究。

1.4 统计学方法

应用SPSS17.0软件对AXB和AAA算法相对于MC算法的偏差行配对样本t检验, $P < 0.05$ 为有统计学差异。

2 结果与分析

2.1 3种算法PDD数据对比

本研究主要对比MC算法、AXB算法及AAA算法在非均匀模体中的PDD。在射野大小分别为3

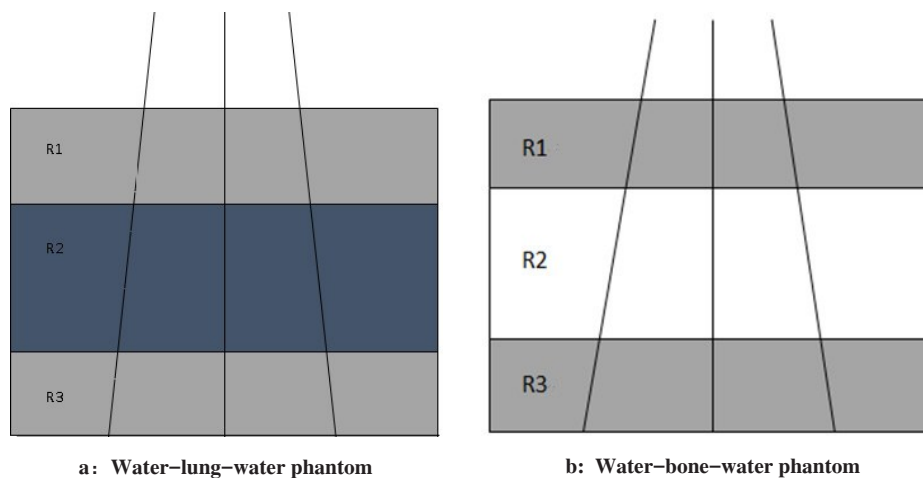


图2 非均匀模体

Fig.2 Inhomogeneous phantom

cm×3 cm、10 cm×10 cm 和 30 cm×30 cm, SSD=100 cm 情况下,3种算法的PDD曲线如图3所示。由于MC模拟结果和计划系统提取的AXB和AAA算法的PDD曲线采样点不一致,为便于对比分析,本研究对所有深度(0~20 cm)的PDD数据采样为1000个点。对于图3所示的PDD数据,在模体表面到3 mm深度处,AAA算法剂量计算值相对偏高,而AXB和MC算法结果接近,说明在模体的表面剂量,AXB算法计算结果比较精确;在3 mm~5 cm和15~20 cm深度处,3

种算法计算结果基本一致,说明在均匀模体中,AAA算法和AXB算法的精确性与MC算法相似;在深度5~15 cm的肺组织或骨组织,AXB算法和MC算法计算结果符合度较好,而AAA算法计算偏差较大;对于物质密度相差较大的交界面,尤其是对于骨组织与水模体的交界面,由于AXB算法对于交界面采用了物质密度平均化处理,导致在交界面的曲线相对MC算法较为平滑,而AAA算法在交界面的计算结果偏差较大。

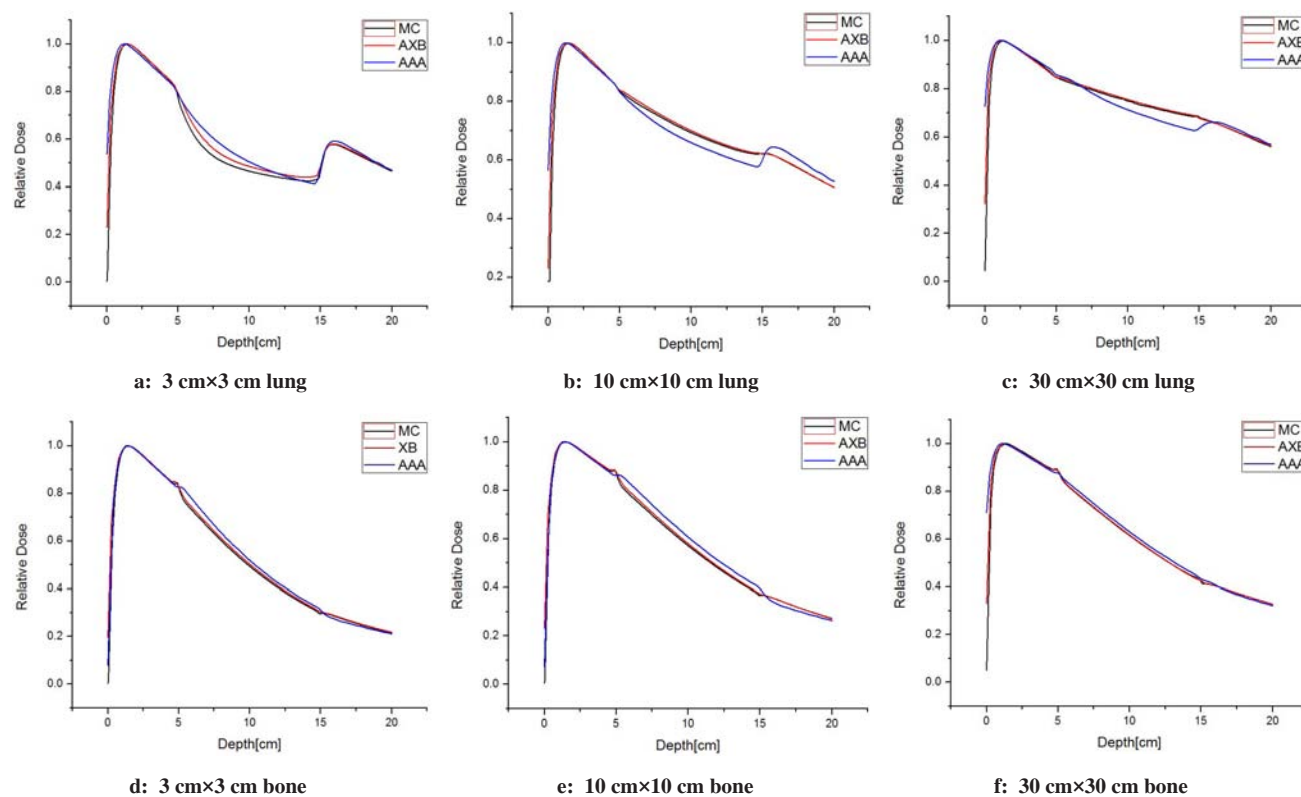


图3 3种算法PDD对比

Fig.3 PDD comparison of three algorithm

AXB: Acuros XB algorithm; AAA: Anisotropic analytical algorithm; MC: Monte Carlo

2.2 相对偏差数据比较

本研究采用相对偏差的方式间接评估 AXB 与 AAA 算法的计算精度,相对偏差 D_{Dev} 计算公式如下:

$$D_{\text{Dev}} = \frac{D_{\text{AAA}}(D_{\text{XB}}) - D_{\text{MC}}}{D_{\text{MC}}} \times 100$$

为了准确评估算法之间的差异,本研究取相对偏差的绝对值进行统计分析,即 $D_{\text{Dev}} = \text{ABS}(D_{\text{Dev}})$ 。

由图3可知,两种算法相对MC模拟结果偏差较大的位置在R2部分(肺组织或骨组织)和物质密度相差较大的两种组织的交界面。本研究选取深度为4.5~15.5 cm的相对偏差绝对值数据进行统计分析,结果如表1所示。由表1可知,对于同一照射野,肺组织模体和骨组织模体的AXB算法相对于AAA算

法,最大值、平均值和标准差等评估参数较低。

对选取的相对偏差绝对值进行箱图分析,如图4所示。由图4可知,同一射野同一模体中,相对于AAA算法,AXB算法相对偏差绝对值的最大值、平均值、中位数和标准差均低于AAA算法,且AXB算法四分位和方差数据相对偏小,说明在非均匀组织及物质密度相差较大的组织交界面,AXB算法的计算精度比较接近MC模拟精度。

2.3 配对t检验

对同一模体和同一照射野,深度为4.5~15.5 cm的两种算法相对偏差数据,使用SPSS 17.0进行配对样本t检验,P值均小于0.05,具有显著统计学差异。

表1 AAA算法与AXB算法相对偏差对比
Tab.1 Relative deviation comparison between AAA and AXB

Field size	Organ	Algorithm	Max (%)	Min (%)	Median	Mean (%)	Standard deviation
3 cm×3 cm	Lung	AXB	8.085	0.004	4.081	4.186	1.451
		AAA	14.031	0.012	5.957	6.679	4.694
	Bone	AXB	2.837	0.025	1.775	1.694	0.374
		AAA	4.700	0.050	3.221	3.270	0.826
10 cm×10 cm	Lung	AXB	1.245	0.001	0.890	0.834	0.300
		AAA	7.102	0.010	4.826	4.151	1.789
	Bone	AXB	2.065	0.003	1.392	1.325	0.328
		AAA	8.585	0.005	6.223	5.970	1.587
30 cm×30 cm	Lung	AXB	1.037	0.022	0.760	0.726	0.165
		AAA	8.554	0.009	4.753	4.353	2.546
	Bone	AXB	2.007	0.002	0.308	0.343	0.244
		AAA	4.250	0.029	2.485	2.406	0.574

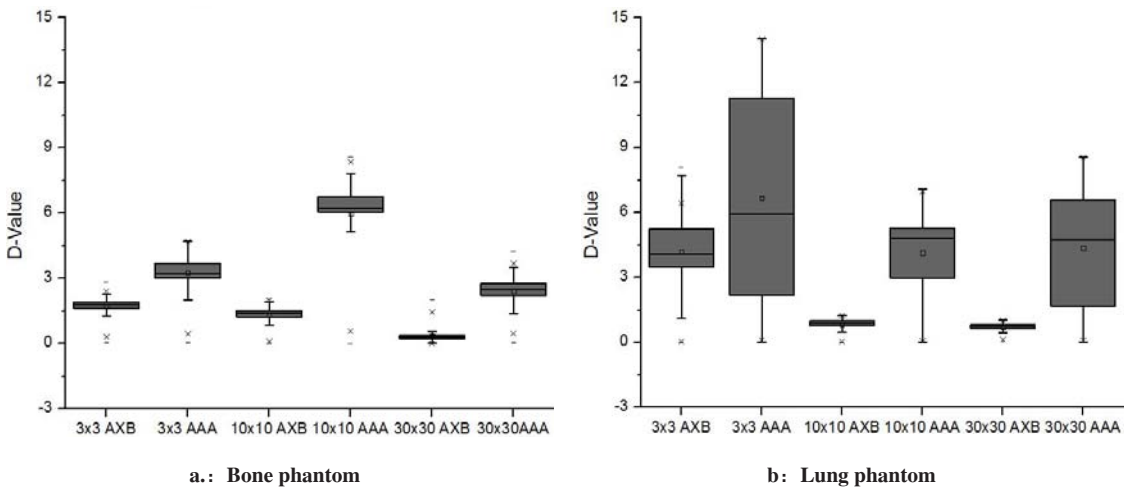


图4 两种算法不同模体相对偏差对比
Fig.4 Relative deviation of two algorithms for different phantoms

3 讨论

本研究通过对比MC算法、AXB算法和AAA算法在非均匀模体中的计算精度,说明瓦里安公司最新的AXB算法较之AAA算法有了较大提高,基本接近MC模拟的计算精度,可以用来准确评估在非均匀组织剂量计算中各组织器官所接受的照射剂量。

AXB算法在提高计算精度的前提下,存在以下几个问题:首先,对于单野计划,AXB算法计算时间为AAA算法的4~5倍,固定五野IMRT计划的计算时间是AAA算法的15~20倍,而对于VMAT计划,这个计算时间将会更长。这就影响了该算法的普遍应用,尤其对于设备计算能力较差的放疗单位。第二,内存要求较高,其中对于30 cm×30 cm射野,内存要高于48 G。第三,AAA算法可以把计算任务发送到局域网内十几台机器进行并行计算,即所谓的云计算,而AXB算法暂不支持云计算,这就增加了计算成本,尤其对于复杂的容积旋转调强计划。如何在提高计算精度的前提下,有效提高计算速度将成为未来发展的趋势。

【参考文献】

- [1] International Atomic Energy Agency. IAEA TRS-430 2005 [C]. Vienna: IAEA, 2005.
- [2] AAPM Report 85. Tissue in homogeneity corrections for MV photon beams Report of Task Group No.85 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) [C]. Madison: Medical Physics Publishing, 2004.
- [3] IEC62083. Medical Electrical Equipment- Requirements for the Safety of Radiotherapy Treatment Planning Systems (EC62083) [C]. Geneva: IEC, 2000.
- [4] ASPRADAKIS M M, MORRISON R H, RICHMOND N D, et al. Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning [J]. Phys Med Biol, 2003, 48(17): 2873-2893.
- [5] VASSILIEV O N, WAREING T A, MCGHEE J, et al. Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams [J]. Phys Med Biol, 2010, 55(3): 581-598.
- [6] FOGLIATA A, NICOLINI G, CLIVIO A, et al. Dosimetric evaluation of Acuros XB advanced dose calculation algorithm in heterogeneous media [J]. Radiat Oncol, 2011, 6: 82.
- [7] BUSH K, GAGNE I M, ZAVGORODNI S, et al. Dosimetric validation of Acuros XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations [J]. Med Phys, 2011, 38(4): 2208-2221.
- [8] FOGLIATA A, NICOLINI G, CLIVIO A, et al. On the dosimetric impact of inhomogeneity management in the Acuros XB algorithm for breast treatment [J]. Radiat Oncol, 2011, 6: 103.
- [9] FOGLIATA A, NICOLINI G, CLIVIO A, et al. Critical appraisal of Acuros XB and anisotropic analytic algorithm dose calculation in advanced non-small-cell lung cancer treatments [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012, 83(5): 1587-1595.
- [10] KROON P S, HOL S, ESSERS M. Dosimetric accuracy and clinical quality of Acuros XB and AAA dose calculation algorithm for stereotactic and conventional lung volumetric modulated arc therapy plans [J]. Radiat Oncol, 2013, 8: 149.
- [11] LIU H W, NUGENT Z, CLAYTON R, et al. Clinical impact of using the deterministic patient dose calculation algorithm Acuros XB for lung stereotactic body radiation therapy [J]. Acta Oncol, 2014, 53(3): 324-329.
- [12] TSURUTA Y, NAKATA M, NAKAMURA M, et al. Dosimetric comparison of Acuros XB, AAA, and XVMC in stereotactic body radiotherapy for lung cancer [J]. Med Phys, 2014, 41(8): 081715.
- [13] PADMANABAN S, WARREN S, WALSH A, et al. Comparison of Acuros (AXB) and anisotropic analytical algorithm (AAA) for dose calculation in treatment of oesophageal cancer: effects on modelling tumour control probability [J]. Radiat Oncol, 2014, 9: 286.
- [14] ZHEN H, HRYCUSHKO B, LEE H, et al. Dosimetric comparison of Acuros XB with collapsed cone convolution/superposition and anisotropic analytic algorithm for stereotactic ablative radiotherapy of thoracic spinal metastases [J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(4): 5493.
- [15] KAN M W, LEUNG L H, YU P K. Dosimetric impact of using the Acuros XB algorithm for intensity modulated radiation therapy and RapidArc planning in nasopharyngeal carcinomas [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2013, 85(1): e73-e80.
- [16] HIRATA K, NAKAMURA M, YOSHIMURA M, et al. PO-0819: Impact of Acuros XB on dose distribution for 4-MV photon beam in head and neck IMRT [J]. Radiother Oncol, 2014, 111: S67-S68.
- [17] GIFFORD K A, HORTON J L, WAREING T A, et al. Comparison of a finite-element multigroup discrete-ordinates code with Monte Carlo for radiotherapy calculations [J]. Phys Med Biol, 2006, 51(9): 2253-2265.
- [18] GIFFORD K A, PRICE M J, HORTON J L, et al. Optimization of deterministic transport parameters for the calculation of the dose distribution around a high dose-rate ¹⁹²Ir brachytherapy source [J]. Med Phys, 2008, 35(6): 2279-2285.
- [19] VASSILIEV O N, WAREING T A, DAVIS I M, et al. Feasibility of a multigroup deterministic solution method for three-dimensional radiotherapy dose calculations [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 72(1): 220-227.
- [20] ROGERS D W, FADDEGON B A, DING G X, et al. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units [J]. Med Phys, 1995, 22(5): 503-524.
- [21] WALTERS B, KAWRAKOW I, ROGERS D W. DOSXYZnrc users manual [M]. NRC Report PIRS, 2005: 794.

(编辑:黄开颜)