

算法差异在Compass调强计划验证中的作用

贾飞^{1,2}, 张艺宝³, 王美娇⁴, 李莎³, 吴昊³, 李国文^{1,2}

1. 郑州大学基础医学院放射医学教研室, 河南 郑州 450052; 2. 郑州大学第一附属医院放射治疗部, 河南 郑州 450052; 3. 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; 4. 中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所, 北京 100088

【摘要】目的:用IBA Compass系统对Varian Eclipse计划系统各向异性解析算法(AAA)计算的肺癌和直肠癌计划进行验证,研究差异原因并进行分类分析。**方法:**分别选取肺癌和直肠癌术前放疗患者各10例,用Compass系统在加速器实测验证,将Eclipse AAA计算的TPS Dose、Compass卷积/超分割算法(CCC)再计算的Compute Dose以及Compass通过实测并基于CCC算法重建的Reconstructed Dose进行两两对比(AAA/CR、CC/CR、AAA/CC),比较分析计划最大点剂量的10%生成的区域的Gamma结果和剂量体积直方图(DVH)结果。**结果:**在3 mm/3%/Global标准下,直肠癌术前计划:AAA/CR γ 通过率为(97.37 \pm 2.41)%,CC/CR γ 通过率为(97.88 \pm 2.21)%,AAA/CC γ 通过率为(99.69 \pm 0.15)%,AAA/CR γ 通过率与CC/CR γ 通过率的差异无统计学意义($P=0.598$)。肺癌计划:AAA/CR γ 通过率为(92.09 \pm 2.79)%,CC/CR γ 通过率为(96.17 \pm 2.78)%,AAA/CC γ 通过率为(98.96 \pm 1.06)%,AAA/CR γ 通过率与CC/CR γ 通过率的差异具有显著统计学意义($P=0.005$)。**结论:**用Compass验证AAA算法计划,在肺癌病例中AAA与CCC算法的差异是影响计划通过率的主要原因,在直肠癌计划中AAA与CCC算法的差异影响相对较低,通过率更多受到MLC到位精度、机架旋转精度、剂量准确度等执行不确定性影响。

【关键词】IBA Compass; 各向异性解析算法; 卷积/超分割算法; 计划验证

【中图分类号】R815.2

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)04-0330-05

Effects of different algorithms on quality assurance of Compass-based radiotherapy plan

JIA Fei^{1,2}, ZHANG Yibao³, WANG Meijiao⁴, LI Sha³, WU Hao³, LI Guowen^{1,2}

1. Department of Radiation Medicine, Basic Medical College of Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China; 2. Department of Radiation Oncology, First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China; 3. Key Laboratory of Carcinogenesis and Translational Research of Ministry of Education, Department of Radiotherapy, Peking University Cancer Hospital & Institute, Beijing 100142, China; 4. National Institute for Radiological Protection, Chinese Center for Disease Control and Prevention, Beijing 100088, China

Abstract: Objective To carry out IBA Compass-based verification of the radiotherapy plans for lung cancer and rectal cancers calculated with anisotropic analytical algorithm (AAA) in Varian Eclipse treatment planning system and analyze the causes and classification of the dose disparities in the plans. **Methods** The pre-operative radiotherapy plans in 10 cases of lung cancer and 10 cases of rectal cancer were retrospectively analyzed for Compass-based verification. The dose distributions computed by different algorithms, namely Eclipse AAA (TPS Dose), Compass collapsed cone convolution (CCC) (Compute Dose), and Compass using measured data (Reconstructed Dose), were compared in terms of the Gamma passing rate and dose-volume histogram (DVH) in regions with 10% of the maximum dose. **Results** With the 3mm/3%/Global criteria, the pre-operative plans for rectal cancer achieved a Gamma passing rates of (97.37 \pm 2.41)% for AAA/CR, (97.88 \pm 2.21)% for CC/CR, and (99.69 \pm 0.15)% for AAA/CC. No significant difference was found in the Gamma passing rate between AAA/CR and CC/CR ($P=0.598$). For lung cancer cases, the Gamma passing rates were (92.09 \pm 2.79)%, (96.17 \pm 2.78)%, and (98.96 \pm 1.06)% for AAA/CR, CC/CR, and AAA/CC, respectively, showing a significant difference between AAA/CR and CC/CR ($P=0.005$). **Conclusion** For Compass-based

【收稿日期】2017-02-15

【基金项目】国家自然科学基金(11505012);北京市自然科学基金(7172048, 1174016);北京市医院管理局“青苗”计划专项经费(QML20151004);质检公益性行业科研专项(201510001-02)

【作者简介】贾飞, 硕士研究生, 研究方向: 医学物理, E-mail: jiafeizdy@163.com

【通信作者】李国文, 硕士生导师, E-mail: lgw0371@163.com

plan verification, the difference between AAA and CCC algorithms is a major contributor to the dose disparities in the plans for lung cancer but only has a minor impact on dose disparities in cases of rectal cancer, where the Gamma passing rate is subjected to greater influences by the accuracies in the position of the multi-leaf collimator, gantry rotation, and dosage.

Keywords: IBA Compass; anisotropic analytical algorithm; collapsed cone convolution; plan verification

前言

相对于传统的三维适形放疗^[1],调强技术^[2-3]包含了更多更复杂的参数,对于计划系统、信息系统、加速器的机械位置和辐射精度等均提出了更高的要求。为了确保计划计算剂量分布的可执行性,美国医学物理师协会(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)建议除了常规的质控标准外,应该对所有调强计划进行治疗前的个体验证^[4]。

常见的测量方法包括一维验证:如基于剂量学模体和电离室的点剂量测量^[5];二维验证:如胶片的扫描^[6]或探测器矩阵二维测量^[7];而三维验证最接近计划执行时的真实情况,因此最为准确,如基于加速器MLC日志文件(log-file)的剂量反推^[8],基于EPID的实时探测或离线重建^[9]。在妥善处理探测器角度相应^[10]和空间分辨率^[11]等问题后,探测器矩阵测得的二维响结合角度探测也可以用来重建三维剂量^[12],如德国PTW的Octavius^[13],以及IBA的MatriXX^[14]和Dolphin^[15]等。

IBA的Compass系统包含探测器和软件两部分。其中,MatriXX二维电离室矩阵由1 020个通气平行板电离室组成,其有效测量面积为 $(24.4 \times 24.4) \text{ cm}^2$,电离室的灵敏度体积为 0.07 cm^3 ,间距7.62 cm。软件部分包含3个模块:Beam Commissioning, Detector Commissioning, Patient 3D Dosimetry。在Beam Commissioning模块里,利用加速器光子的能谱、离轴比因子、百分深度剂量、输出因子、离轴比曲线等数据建立加速器的剂量学模型。在开始验证前需在Detector Commissioning模块中进行MatriXX电离室探头的绝对剂量标定和几何位置标定。在Patient 3D Dosimetry模块中可以利用Compass自身的卷积/超分割算法(Collapsed Cone Convolution, CCC)对待验证计划进行独立再计算,即基于计划数据重新计算剂量分布(Compass dose Calculation, CC)。还可以把MatriXX电离室矩阵通过专用托架固定在机头上,利用测量得到注量图和角度信息,基于CCC算法重建出三维剂量分布(Compass Reconstruction, CR)。物理师通过分析验证剂量与计划剂量分布的差异,判断临床计划的可执行性^[16]。而Varian Eclipse计划系统常用的算法并不是CCC,而是各向异性解析算法(Anisotropic Analytical Algorithm, AAA)^[17]或AXB

算法(AcurosXB, AXB)^[18]。因此,除了计划执行误差外,不同的剂量体积算法也是导致验证剂量和计划剂量分布差异的固有原因之一。本研究以直肠癌和肺癌调强计划为例,对AAA算法与CCC算法的差异在计划验证中的作用进行了定量分析。

1 材料与方法

1.1 病例选择

分别选取已在本科完成固定野调强放疗的肺癌和直肠癌术前放疗患者各10例。其中,肺癌患者年龄43~69岁,中位年龄58岁,PTV处方剂量为50 Gy/25 f;直肠癌术前放疗患者年龄37~71岁,中位年龄56岁,PGTV处方剂量为50.6 Gy/22 f,PTV处方剂量为41.8 Gy/22 f,同步推量。

1.2 设备

采用Eclipse 13.5版本治疗计划系统、装配Millennium120 Gy多叶准直器的TrueBeam加速器(Varian公司,美国)。验证系统由Matrixx二维电离室矩阵和Compass软件组成(IBA公司,德国)。

1.3 方法

(1)在Eclipse 13.5治疗计划系统中将由AAA算法计算完毕的20例患者计划的RT Plan、RT Dose、CT Image、RT Structure以DICOM-RT格式导出并输入IBA Compass系统。

(2)将MatriXX二维矩阵专用托架挂至TrueBeam加速器机头处,将角度感应器固定至机架合适位置。测量二维矩阵本底后使用约500 MU,10 MV X射线对探测器进行预照射 $((27 \times 27) \text{ cm}^2)$ 。逐一完成电离室中心位置校准、绝对剂量标定 $((10 \times 10) \text{ cm}^2)$,然后对角度感应器进行校准。校准后的验证系统用于测量20例计划在加速器上逐一执行的实际结果。考虑到验证时间过长可能更容易受到各装置的不确定度影响,本实验将直肠癌和肺癌进行交替验证,并定期复测本底并标定角度感应器。

(3)在Compass剂量验证系统中,将Eclipse AAA计算的TPS Dose、Compass CCC算法再计算的Compute Dose以及Compass通过实测并基于CCC算法重建的Reconstructed Dose进行两两对比(分别用AAA/CR, CC/CR, AAA/CC表示)。在三维空间上针对每个Eclipse计划中最大点剂量的10%生成的区域进行

Gamma 分析^[19](Gamma 分析以 3 mm/3%/Global 为标准归一,以 γ 值小于 1 的点数占所有参与比较点数的百分比来表示通过率)和剂量体积直方图(DVH)分析(比较 PGTV、PTV 的 $D_{2\%}$ 、 $D_{98\%}$ 、 D_{mean} ,膀胱 V_{40Gy} ,股骨头 V_{30Gy} ,肺 V_{20Gy} ,肺 D_{mean} ,心脏 D_{mean} ,脊髓 D_{max} 的差异)。

1.4 统计学方法

结果数据用均数±标准差形式表示。采用 SPSS 17.0 统计软件,对剂量学比较行配对 t 检验。设 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 三维 γ 分析结果

直肠癌术前计划:AAA/CR、CC/CR、AAA/CC γ 通过率见表 1。AAA/CR γ 通过率与 CC/CR γ 通过率的差异无统计学意义($P=0.598$),详见表 1。肺癌计划:AAA/CR、CC/CR、AAA/CC γ 通过率见表 2。AAA/CR γ 通过率与 CC/CR γ 通过率的差异具有显著的统计学意义($P=0.005$),详见表 2。在 10 例肺癌计划中 AAA/CR γ 通过率低于 90% 有两例,其中一例 AAA/CR γ 通过率为 88.60%,CC/CR 通过率为 99.18%,AAA/CC γ 通过率为 97.9%,见图 1。另一例 AAA/CR γ 通过率为 88.89%,CC/CR γ 通过率为 92.71%,AAA/CC γ 通过率为 99.65%。

表 1 直肠癌术前计划的 Gamma 分析结果和剂量学比较 ($\bar{x}\pm s$,%)
Tab.1 Gamma analysis and dosimetric comparison of pre-operative plans for rectal cancers (Mean±SD, %)

Parameter	AAA/CR	CC/CR	AAA/CC	P value	
				AAA/CR vs. CC/CR	AAA/CR vs. AAA/CC
Difference in Gamma passing rate	97.37±2.41	97.88±2.21	99.69±0.15	0.598	0.016
PGTV $D_{2\%}$	1.26±0.65	1.10±0.65	0.31±0.76	0.525	0.008
PGTV $D_{98\%}$	5.31±1.22	2.46±0.73	2.92±1.02	0.000	0.000
PGTV D_{mean}	1.82±0.72	1.51±0.49	0.48±0.64	0.253	0.000
PTV $D_{2\%}$	1.28±0.72	1.14±0.55	0.07±0.72	0.570	0.000
PTV $D_{98\%}$	6.71±0.95	4.36±0.67	2.46±0.88	0.000	0.000
PTV D_{mean}	2.39±0.93	2.23±0.50	0.31±0.73	0.509	0.000
Bladder V_{40Gy}	2.79±3.35	3.65±2.74	-1.41±3.05	0.156	0.001
Femoral V_{30Gy}	1.05±0.67	0.99±0.42	1.16±0.35	0.765	0.000

AAA: Anisotropic analytical algorithm; CC: Compass dose calculation; CR: Compass reconstruction; PGTV: Planning gross target volume; PTV: Planning target volume

表 2 肺癌计划的 Gamma 分析结果和剂量学比较 ($\bar{x}\pm s$,%)
Tab.2 Gamma analysis and dosimetric comparison of pre-operative plan for lung cancers (Mean±SD, %)

Parameter	AAA/CR	CC/CR	AAA/CC	P value	
				AAA/CR vs. CC/CR	AAA/CR vs. AAA/CC
Difference in Gamma passing rate	92.09±2.79	96.17±2.78	98.96±1.06	0.005	0.000
PTV $D_{2\%}$	2.38±0.66	2.25±0.94	0.30±1.14	0.724	0.000
PTV $D_{98\%}$	9.81±1.61	6.08±1.65	3.90±2.44	0.001	0.000
PTV D_{mean}	3.99±0.87	3.35±1.03	0.71±0.98	0.060	0.000
Lung V_{20Gy}	2.83±1.87	2.29±1.68	0.82±0.87	0.323	0.010
Lung D_{mean}	7.34±3.33	3.96±1.40	3.46±2.93	0.004	0.000
Heart D_{mean}	4.50±2.16	4.16±2.34	0.39±1.38	0.398	0.001
Spinal cord D_{max}	3.64±2.98	4.69±2.34	-1.23±0.81	0.007	0.000

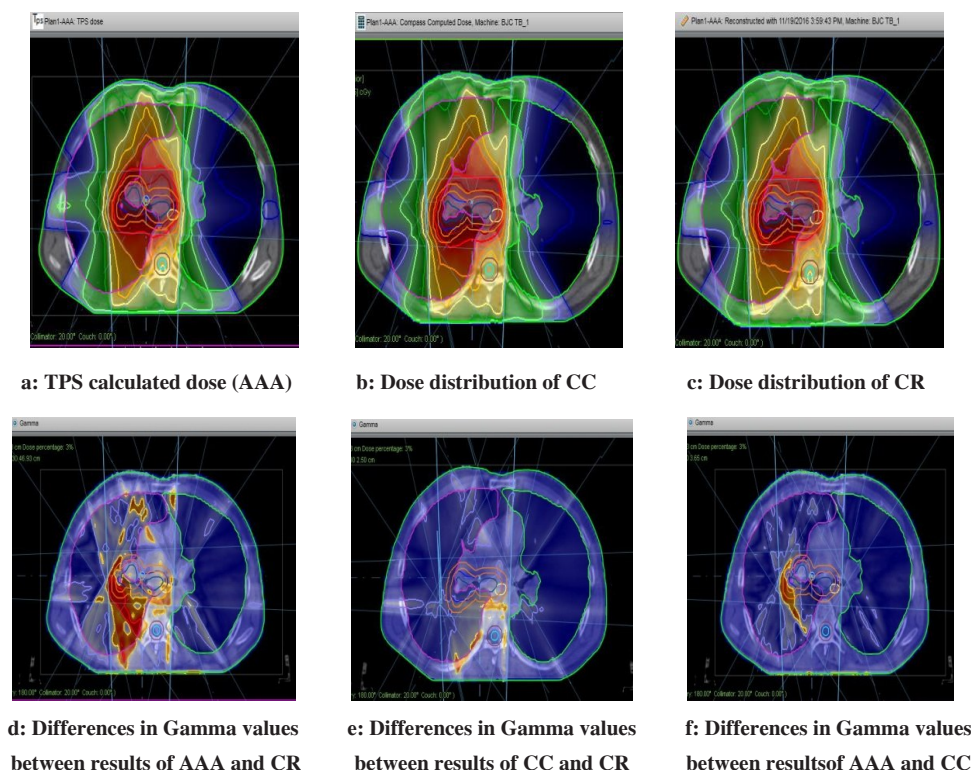


图1 计划系统剂量分布、Compass计算剂量分布、Compass重建剂量分布以及两两Gamma值比较(通过率较低的肺部病例)
Fig.1 Dose distribution in the treatment planning system (TPS), CC, and CR and comparison of Gamma index in a representative cases of lung cancer with a low Gamma passing rate

2.2 DVH 剂量学参数比较结果

直肠癌术前计划 PGTV $D_{2\%}$ 、PGTV D_{mean} 、PTV $D_{2\%}$ 、PTV D_{mean} 的 AAA/CR 与 CC/CR 的差异值无统计学意义。PGTV $D_{98\%}$ 、PTV $D_{98\%}$ 的差异显著 ($P=0.00$), 详见表1。肺癌计划 PTV $D_{2\%}$ 、PTV D_{mean} AAA/CR 与 CC/CR 差异值均无统计学意义, 而 PTV $D_{98\%}$ 差异显著 ($P=0.001$), 详见表2。

直肠癌术前计划膀胱 V_{40Gy} 、股骨头 V_{30Gy} 的 AAA/CR 与 CC/CR 差异值, 无统计学意义, 详见表1。肺癌计划肺 V_{20Gy} 、心脏 D_{mean} 的 AAA/CR 与 CC/CR 的差异值无统计学意义, 肺 D_{mean} 和脊髓 D_{max} 差异显著 (P 值分别为 0.004 和 0.007), 详见表2。

3 讨论

Compass 系统与 TPS 系统均需要对加速器建模, 并对射线数据参数进行拟合, 建模和数据拟合的结果会产生一定的误差, 且 Compass 应用 CCC 算法与 Varian Eclipse 计划系统的 AAA 算法不尽相同, 因此两种系统最终计算出剂量分布存在一定固有差异^[20]。

按照国际惯例, 本工作针对每个 Eclipse 计划中最大剂量 10% 以上的区域进行 Gamma 分析, 标准采用 3 mm/3%/Global 为标准归一, 结果反映三维空间的整体 γ 通过率。采用 10% 阈值的原因是, 在 Global

最大剂量归一标准下评估整体照射区域的 γ 通过率会由于低剂量区的存在而大幅高估 γ 通过率, 降低计划验证结果的可信度^[21]。

比较两种部位的计划发现, 直肠癌计划 AAA/CR γ 通过率高与肺癌计划。而 AAA/CR γ 通过率与 CC/CR γ 通过率的相关性统计发现, 直肠癌计划差异无统计学意义, 而肺癌计划差异显著, 说明 AAA 与 CCC 算法一致性在骨盆部位要高于胸部, 这与文献报道的两种算法对非均匀组织及空腔的计算精度差异一致, 即 AAA 误差相对较大^[22]。

本次实验结果中, PGTV、PTV 的 $D_{98\%}$ 的 AAA/CR 与 CC/CR 差异均具有统计学意义, 且 CC/CR 的差异均值低于 AAA/CR, 两者均大于 3%。原因可能有两点: ① MatriXX 探测器单元的物理分辨率有限, 计算重建时需要实测结果进行卷积内插处理^[23], 造成高剂量梯度区域通过率较低^[24]; ② 两种算法本身存在差异。

在肺癌组实验中, Lung D_{mean} 、Spinal cord D_{max} 的 AAA/CR 与 CC/CR 差异值具有显著的统计学意义, 其中在 Lung D_{mean} 中, CC/CR 的差异均值低于 AAA/CR, 而 Spinal cord D_{max} 的 CC/CR 差异均值高于 AAA/CR, 原因可能有两点: ① AAA 算法相比 CCC 算法对非均匀组织及空腔的计算精度误差较大, 尤其是在肺与纵膈、胸壁的交界处; ② MatriXX 物理分辨率的限制导致的

Spinal cord D_{\max} 计算不确定性,且CC的网格计算精度低于AAA。

对肺癌AAA/CR γ 通过率低于90%的病例进一步观察发现(图1),Gamma值大于1的区域大部分是在肺与软组织交接处。原因可能有两点:①AAA算法本身的计算误差所导致;②MatriXX误差,加速器MLC到位精度、机架旋转精度、剂量准确度等加速器稳定性等执行误差所导致。其中算法差异是主要原因:其中一例计划AAA/CR γ 通过率为88.60%,而排除算法差以后的CC/CR γ 通过率为99.18%,AAA/CC γ 通过率为97.9%;而另一例计划AAA/CR γ 通过率为88.89%,CC/CR γ 通过率为92.71%,AAA/CC γ 通过率为99.65%。在Varian Eclipse计划系统观察此计划,发现该计划靶区为两块独立区域,且由于肺体积小导致计划调制强度高,在动态调强滑窗照射下的子野面积较小,对MLC到位精度、剂量率准确度等加速器性能要求更高,不确定度相对较大。

另有文献报道Varian Eclipse计划系统新的AXB算法较AAA算法在计算非均匀组织剂量时更为准确,更接近CCC和蒙特卡洛算法^[25],可以作为下一步工作的研究内容。

4 结论

用IBA Compass系统验证AAA算法计算的放疗计划时,除了执行误差外,AAA和CCC算法的差异也是导致剂量分布差异的固有原因之一,尤其是在肺癌等组织密度变化较大的区域。而算法差异对于类似直肠癌计划等相对匀质的部位影响较低,此时的差异更多由计划可执行性、MLC到位精度、机架旋转精度、剂量率准确度等加速器性能导致。

【参考文献】

- [1] MOORE A R, WARRINGTON A P, AIRD E G, et al. A versatile phantom for quality assurance in the UK Medical Research Council (MRC) RT01 trial (ISRCTN4772397) in conformal radiotherapy for prostate cancer[J]. *Radiother Oncol*, 2006, 80(1): 82-85.
- [2] KAIM T, PAPWORTH D, CCOWE S, et al. Dosimetric quality, accuracy, and deliverability of modulated radiotherapy treatments for spinal metastases[J]. *Med Dosim*, 2016, 41(3): 258-266.
- [3] LIU Q, LIANG J, STANHOPE W, et al. The effect of density variation on photon dose calculation and its impact on intensity modulated radiotherapy and stereotactic body radiotherapy[J]. *Med Phys*, 2016, 43(10): 5717-5729.
- [4] EZZELLI G A, BURMEISTER J W, DOGAN N, et al. Report No. 119-IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119[J]. *Med Phys*, 2009, 36(11): 5359-5373.
- [5] ALJARRAH K, PAWLICKI T, TYAGI N, et al. Evaluation of IMRT QA point measurement processes using a commercial heterogeneous phantom[J]. *J Cancer Sci Ther*, 2010(3): 63-69.
- [6] MARRAZZO L, ZANI M, PALLOTTA S, et al. Gaf Chromic (®) EBT3 films for patient specific IMRT QA using a multichannel approach[J]. *Phys Med*, 2015, 31(8): 1035-1042.
- [7] LIN H, HUANG S, DENG X, et al. Comparison of 3D anatomical dose verification and 2D phantom dose verification of IMRT/VMAT treatments for nasopharyngeal carcinoma[J]. *Radiat Oncol*, 2014, 9(1): 1-7.
- [8] PASLER M, KAAS J, PERIK T, et al. Linking log files with dosimetric accuracy—a multi-institutional study on quality assurance of volumetric modulated arc therapy[J]. *Radiother Oncol*, 2015, 117(3): 407-411.
- [9] WOODRUFF H C, FUANGROD T, VAN UYTVEN E, et al. First experience with real-time EPID-based delivery verification during IMRT and VMAT sessions[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2015, 93(3): 516-522.
- [10] WOLFSBERGER L D, WAGAR M, NITSCH P, et al. Angular dose dependency of MatriXXTM and its calibration[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2010, 11(1): 1-9.
- [11] POPPE B, DJOUGUELA A, BLECHSCHMIDT A, et al. Spatial resolution of 2D ionization chamber arrays for IMRT dose verification: single-detector size and sampling step width[J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52(10): 2921-2935.
- [12] STATHAKIS S, MYERS P, ESQUIVEL C, et al. Characterization of a novel 2D array dosimeter for patient-specific quality assurance with volumetric arc therapy[J]. *Med Phys*, 2013, 40(7): 071731.
- [13] PALOMBARINI M, ROMAGNOLI R, MAGI S, et al. Commissioning of volumetric modulated ARC therapy and patient QA with Octavius 2D Array and Gafchromic EBT3 films[J]. *Radiother Oncol*, 2015, 115: S866-S866.
- [14] SHIMOHIGASHI Y, ARAKI F, TOMINAGA H, et al. Angular dependence correction of MatriXX and its application to composite dose verification[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2012, 13(5): 1-14.
- [15] THOELKING J, FLECKENSTEIN J, SEKAR Y, et al. Patient-specific online dose verification based on transmission detector measurements[J]. *Radiother Oncol*, 2016, 119(2): 351-356.
- [16] CLEMENTE-GUTIÉRREZ F, PÉREZ-VARAC. Dosimetric validation and clinical implementation of two 3D dose verification systems for quality assurance in volumetric-modulated arc therapy techniques[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2015, 16(2): 198-217.
- [17] BREITMAN K, RATHEE S, NEWCOMB C, et al. Experimental validation of the Eclipse AAA algorithm[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2007, 8(2): 76-92.
- [18] FRAUCHIGER D, MANSER P, BIGLER R, et al. Dose calculation quality of AcurosXB involving a HD120Gy MLC compared with Monte Carlo methods[J]. *Med Phys*, 2012, 39(6): 3822.
- [19] LOW D A, HARMS W B, MUTIC S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions[J]. *Med Phys*, 1998, 25(5): 656-661.
- [20] RAMALOKO T M, BHENGU J K. Comparison of AAA and CCC algorithms for H&N rapid arc pre-treatment QA[C]//World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Toronto: Springer International Publishing, 2015: 525-530.
- [21] AHNESJÖ A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media[J]. *Med Phys*, 1989, 16(4): 577-592.
- [22] 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.
- [23] GODART J, KOREVAAR E W, VISSER R, et al. Reconstruction of high-resolution 3D dose from matrix measurements: error detection capability of the Compass correction kernel method[J]. *Phys Med Biol*, 2011, 56(15): 5029-5043.
- [24] VIKRAMAN S, MANIGANDAN D, KARRTHICK K P, et al. Quantitative evaluation of 3D dosimetry for stereotactic volumetric-modulated arc delivery using COMPASS[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2015, 16(1): 192-207.
- [25] 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 apical metastases[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2015, 16(4): 181-192.

(编辑:薛泽玲)