

# 射野区域的剂量验证研究

胡兴刚,熊盾,杨波,赵新华,陈猛,叶枝茂  
普洱市人民医院,云南 普洱 665000

**【摘要】目的:**实现射野区域剂量分布 Gamma( $\gamma$ )通过率的计算,对治疗传输的准确性进行评估。**方法:**从 Oncentra Masterplan 治疗计划系统中随机提取6位完全匿名患者的调强放射治疗验证计划,导出 DICOM 格式的验证计划并利用 Matlab 软件重建多叶准直器区域和剂量。然后将验证计划移植到 MatriXX 模体并测量剂量分布。用 Matlab 代码对验证计划剂量分布和模体测量的绝对剂量分布进行分析。**结果:**传统方法  $\gamma$  通过率受计算区域选择影响较大,而以射野区域作为计算区域则避免了这个问题,两种方法计算得到的  $\gamma$  通过率有统计学差异 ( $P<0.05$ )。**结论:**射野区域的剂量验证避免了  $D_n$  值对  $\gamma$  通过率的影响,而且对射野区域利用剂量面积直方图分析其剂量特性,有利于评估治疗计划系统临床治疗的准确性和指导临床工作。

**【关键词】**剂量验证;Gamma 通过率;射野区域

**【中图分类号】**R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2020)01-0044-05

## Dose verification based on radiation fields

HU Xinggang, XIONG Dun, YANG Bo, ZHAO Xinhua, CHEN Meng, YE Zhimao  
Pu'er People's Hospital, Pu'er 665000, China

**Abstract: Objective** To calculate Gamma passing rates based on radiation fields for evaluating the accuracy of treatment delivery. **Methods** Six intensity-modulated radiotherapy (IMRT) verification plans were randomly selected from Oncentra Masterplan treatment planning system. The verification plans in DICOM formats were exported, and Matlab software was used to reconstruct multi-leaf collimator regions and doses. Then the validation plans were ported to MatriXX phantom for dose distribution measurement. Finally, Matlab code was used to analyze the calculated dose distribution of verification plans and the absolute dose distribution measured with MatriXX phantom. **Results** The Gamma passing rate obtained by traditional calculation method was greatly affected by the selection of calculation regions, but the effect was avoided by the proposed method which takes the radiation fields as calculation regions. There were significant differences in the Gamma passing rates obtained by traditional and proposed methods ( $P<0.05$ ). **Conclusion** Dose verification based on radiation fields avoids the effect of  $D_n$  values on Gamma passing rate. Moreover, dose-area histogram is used to analyze the dosimetric characteristics in radiation fields, which is helpful for evaluating the accuracy of clinical treatment and guiding clinical work.

**Keywords:** dose verification; Gamma passing rate; radiation field

## 前言

调强放射治疗(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)在恶性肿瘤放疗中优势的凸显,使得它越来越多应用于临床。在 IMRT 实施过程中需对调强计划系统(Treatment Planning System, TPS)生成的相对剂量分布进行验证<sup>[1]</sup>,以保证计划计算值与实际传输结果之间的差别在一个可以接受的范围内<sup>[2]</sup>,

使肿瘤得到理想剂量照射的同时危及器官能得到有效保护。因此如何在计划执行时保证实际剂量分布和计划系统一致,治疗计划执行的剂量验证是确保治疗准确性的关键<sup>[3-4]</sup>。利用二维电离室矩阵 MatriXX 具有点剂量和二维剂量分布的特点以及在线实时监测的能力来验证 IMRT 计划,通过 6 例 IMRT 计划进行讨论,用 Matlab 软件实现射野区域剂量分布的 Gamma( $\gamma$ )通过率计算。

## 1 方法与设备

### 1.1 设备

**【收稿日期】**2019-05-25

**【作者简介】**胡兴刚, E-mail: huxinggang@foxmail.com

**【通信作者】**杨波, E-mail: carffen@163.com

随机选取6例临床IMRT计划并匿名纳入此研究项目,计划由 Oncentra Masterplan (OMP, Nucletron BV, Veenendal, The Netherlands)TPS生成,在120片多叶准直器(Multi-Leaf Collimator, MLC)、8 MV X射线束的 Varian 23EX线性加速器上执行。计划系统调强优化参数设置为如下。调强治疗实现方式:子野式静态调强(ss-IMRT);计算网格大小:3 mm×3 mm×3 mm;最小子野跳数:2 MU,最小子野面积:2 cm<sup>2</sup>,最小子野宽度:0.5 cm。用MatriXX模体测量绝对剂量,MatriXX(IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Germany)2D阵列中有1 020(去掉顶角4个位置)个电离室,所有MatriXX电离室以32×32格栅的平行图案排列,每个离子室的直径、高度、体积和检测器间距分别为4.5 mm、5 mm、0.07 cc和7.62 mm,使用Gamma系数分析来验证束照射后的剂量传输。

1.2 计算方法

将MatriXX模体进行CT扫描,然后把所得CT图像传输到OMP计划系统,以MatriXX测量平面中心点为等中心,将患者的IMRT计划移植到模体上,采用0.5 mm×0.5 mm分辨率剂量网格计算MatriXX测量平面的剂量分布,就得到了模体的验证计划(QA计

划)。调用模体验证计划照射模体,经过模体中的电离室测量得到实际测量值。然后对验证计划和实际测量值进行Gamma分析,验证治疗的准确性。

从验证计划中输出:DICOM RT计划(包括射野序列、MLC位置矩阵);DICOM RT结构集(包含感兴趣区域体积的空间位置);DICOM RT剂量(患者剂量信息)。使用Matlab代码分析DICOM文件,从RT计划文件中提取射野序列、MLC位置矩阵,通过视角投影确定每个MLC叶片顶点在等中心平面上对应投影的坐标,然后叠加多个等中心平面,得到一个总的MLC轮廓图。对剂量重建,见图1,每个射野都对应于一个等中心平面(ISO plane),利用Matlab从RT剂量文件中提取每个等中心平面的剂量信息,然后将多个等中心平面的剂量进行叠加,最后就得到包含剂量信息和MLC轮廓图的一个二维等中心平面图。将QA计划传输到加速器控制台,机架角度全部归零,借助验证模体表面的金属标记点确定等中心设置为MatriXX测量点中心,调用模体验证计划进行模拟照射,记录全部射野累积剂量分布。最后将QA计划的剂量分布和模体测量的剂量分布进行Gamma分析。

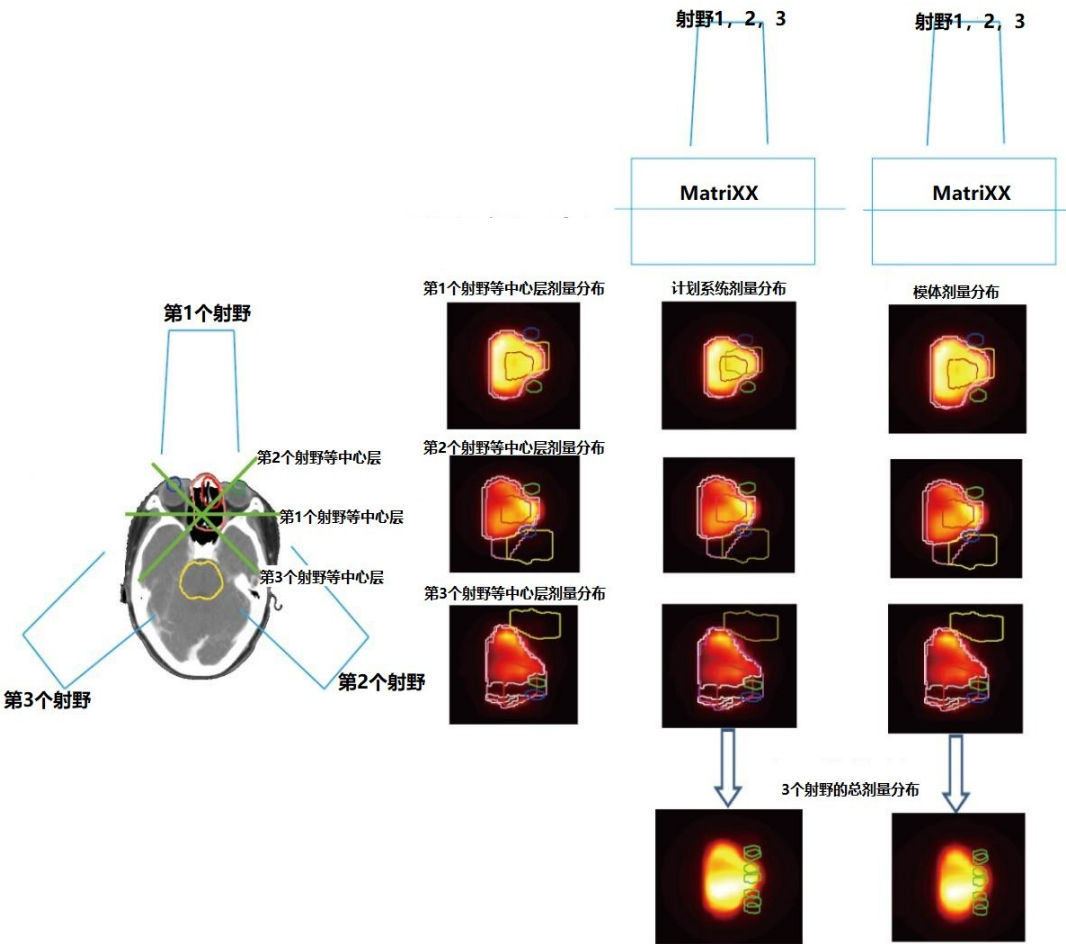


图1 利用 Matlab 计算等中心平面的剂量分布  
Fig.1 Isocenter planar dose distributions calculated by Matlab

$\gamma$ 系数对比分析计划系统输出验证计划和平面剂量仪测量结果是广泛接受的一种方式, $\gamma$ 系数是一个复合量,表示在归一化的剂量距离空间中的最小几何距离,它的定义如下<sup>[5]</sup>:

$$\Gamma(\vec{r}_a,\vec{r}_b)=\sqrt{\frac{|\vec{r}_a-\vec{r}_b|^2}{\Delta d_a^2}+\frac{\left|D_a(\vec{r}_a)-D_a(\vec{r}_b)\right|^2}{\Delta D_A^2}}$$

(1)

其中:

$$\gamma(\vec{r}_a)=\min\left\{\Gamma(\vec{r}_a,\vec{r}_b)\right\}\forall(\vec{r}_b)$$

(2)

通过的标准是 $|\gamma|\leq 1$ , $\Delta d_a$ 是等剂量点的距离, $\Delta D_a$ 值为相对于局部剂量点或全局归一化点的百分剂量比。 $\Delta D_A=M\times\Delta D$ , $\Delta D$ 为剂量误差标准2%、3%、4%、5%。若是相对剂量比较, $M$ 是模体与验证剂量空间位置相对应的点的剂量;若是绝对剂量比较,

$M$ 为模体中最大剂量值<sup>[6]</sup>。

2 结果

将OMP治疗计划系统中的6例IMRT验证计划移植到电离室矩阵MatriXX和模体组合中,机架角度全部归零,调用模体验证计划进行模拟照射,记录剂量分布(即绝对剂量)。利用绝对剂量分布和验证剂量分布做 $\gamma$ 通过率计算,评估标准设定为2%/2 mm、3%/3 mm、4%/4 mm、5%/5 mm。射野区域法 $\gamma$ 通过率结果如表1所示。其中A表示公式中 $M$ 取模体与验证计划空间位置相同处的模体剂量,表示相对剂量 $\gamma$ 通过率;B表示公式中 $M$ 取模体中的最大剂量,表示绝对剂量中最大剂量值的 $\gamma$ 通过率,两种比较都采用相同的计算区域。

表1 射野区域为计算区域得到的 $\gamma$ 通过率(%)

Tab.1 Gamma passing rates obtained with radiation fields as calculation regions (%)

评估标准		患者					
		1 号	2 号	3 号	4 号	5 号	6 号
5%/5 mm	γ <sub>A</sub>	99.79	100.00	94.35	99.93	97.20	94.48
	γ <sub>B</sub>	100.00	100.00	100.00	100.00	99.61	97.82
4%/4 mm	γ <sub>A</sub>	98.53	99.45	92.58	95.47	89.99	79.48
	γ <sub>B</sub>	99.96	100.00	100.00	97.63	94.22	83.06
3%/3 mm	γ <sub>A</sub>	92.31	96.87	89.37	82.37	72.27	69.90
	γ <sub>B</sub>	98.89	99.47	97.73	85.50	80.16	72.68
2%/2 mm	γ <sub>A</sub>	72.29	75.18	79.62	58.09	47.44	49.71
	γ <sub>B</sub>	90.28	83.55	84.98	62.44	52.87	53.18

$\gamma_A$ 表示相对剂量 $\gamma$ 通过率, $\gamma_B$ 表示绝对剂量 $\gamma$ 通过率

对传统方法,计算区域为模体中剂量值大于 $D_0$ 的采样点构成的区域,其中 $D_n=D_M\cdot n$ , $D_M$ 为MatriXX模体测量值中的最大剂量值, $n$ 可取5%、10%或者15%。提取模体测量值,根据 $n$ 值选取不同的计算区域计算 $\gamma$ 通过率,结果如表2所示。 $D_{5\%}=D_M\cdot 5\%$ , $D_{10\%}=D_M\cdot 10\%$ , $D_{20\%}=D_M\cdot 20\%$ , $D_M$ 为模体测量值中的最大剂量值。分析传统方法中同一位患者不同计算区域得到的 $\gamma$ 通过率差异均有 $P<0.05$ ,具有统计学差异。说明 $D_n$ 值对 $\gamma$ 通过率有显著影响。以1号和2号患者为例,进一步统计了不同 $D_n$ 值时计算区域的面积大小,见表3。从表3可以看出,计算区域面积受 $D_n$ 值的选择影响显著,因此对 $\gamma$ 通过率的影响较大。两种方法的 $\gamma$ 值差异分析均有统计学意义( $P<0.05$ )。

对射野区域,使用Matlab绘制验证计划剂量和

绝对剂量与计算区域的面积直方图(图2),射野面积是归一的,红色曲线是绝对剂量曲线,黑色线是TPS计算的剂量曲线。

3 讨论

许多国内外研究者对IMRT计划使用MatriXX模体验证<sup>[7-10]</sup>。随着近几年容积旋转放射治疗的开展,这种工具也被经常用在新的放射治疗方式的验证中<sup>[11-12]</sup>,在IMRT实施过程中需对TPS生成的放疗计划绝对剂量和相对剂量进行测量验证<sup>[13]</sup>,以保证计划计算值与实际治疗结果之间的差别在一个可以接受的范围内<sup>[2]</sup>。这种治疗的成功高度依赖于它们在几何学和物理剂量方面的准确性<sup>[14-16]</sup>,然而准确与否依赖于验证系统的测量。因此完善验证系统的准确性有助于发现治疗过程中存在的一些误差。

表2 传统方法计算 $\gamma$ 通过率(%)  
Tab.2 Gamma passing rates obtained by traditional method (%)

评估标准		1号患者			2号患者			3号患者		
		$D_{5\%}$	$D_{10\%}$	$D_{20\%}$	$D_{5\%}$	$D_{10\%}$	$D_{20\%}$	$D_{5\%}$	$D_{10\%}$	$D_{20\%}$
5%/5 mm	$\gamma_A$	99.82	99.79	99.97	98.99	99.98	100.00	96.37	95.71	99.87
	$\gamma_B$	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
4%/4 mm	$\gamma_A$	98.66	98.66	98.87	97.62	99.35	99.99	95.17	94.49	99.71
	$\gamma_B$	99.97	99.97	99.96	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
3%/3 mm	$\gamma_A$	93.01	93.07	92.99	92.23	96.08	98.84	92.63	92.20	98.08
	$\gamma_B$	99.20	99.07	98.91	99.65	99.56	99.56	98.48	98.16	99.80
2%/2 mm	$\gamma_A$	73.27	72.91	72.81	70.87	74.79	77.93	76.83	77.15	83.80
	$\gamma_B$	92.09	90.96	90.16	85.95	84.64	85.47	88.24	86.07	89.72

续表 2

评估标准		4号患者			5号患者			6号患者		
		$D_{5\%}$	$D_{10\%}$	$D_{20\%}$	$D_{5\%}$	$D_{10\%}$	$D_{20\%}$	$D_{5\%}$	$D_{10\%}$	$D_{20\%}$
5%/5 mm	$\gamma_A$	99.96	99.94	99.93	96.50	96.95	97.23	95.38	95.87	94.79
	$\gamma_B$	100.00	100.00	100.00	99.75	99.68	99.61	98.90	98.46	98.05
4%/4 mm	$\gamma_A$	97.14	96.41	95.69	87.54	90.12	90.09	82.54	81.90	80.65
	$\gamma_B$	98.52	98.15	97.76	96.34	95.24	94.28	91.41	88.06	84.81
3%/3 mm	$\gamma_A$	88.76	85.93	83.15	72.50	73.07	71.86	73.06	70.21	69.42
	$\gamma_B$	90.96	88.66	86.30	86.51	82.52	80.13	82.99	76.40	73.49
2%/2 mm	$\gamma_A$	68.80	63.62	59.54	50.67	47.57	45.90	54.00	51.16	49.33

$\gamma_A$ 表示相对剂量 $\gamma$ 通过率, $\gamma_B$ 表示绝对剂量 $\gamma$ 通过率

表3 传统方法不同 $D_n$ 值对应的计算区域面积(mm<sup>2</sup>)  
Tab.3 Calculation region area corresponding to different  $D_n$  values of traditional method (mm<sup>2</sup>)

患者编号	$D_{5\%}$	$D_{10\%}$	$D_{20\%}$
1号	44 969.25	38 569.00	35 610.75
2号	12 495.25	9 968.75	8 974.75

两种方法的比较标准设定为 2%/2 mm、3%/3 mm、4%/4 mm、5%/5 mm,从表 1 和表 2 可以看出随着比较标准的放宽,通过率逐渐增加。对于传统方法,计算区域对 $\gamma$ 通过率的影响显著,这是由于 $D_n$ 值选择不同导致的。从表 3 可以看出,不同 $D_n$ 值所对应的计算区域的面积相差较大,而 $\gamma$ 通过率是对计算区域内每个像素点 $\gamma$ 值统计的结果。从而导致不同 $D_n$ 值对应的 $\gamma$ 通过率的差异,且差异具有统计学意义( $P<0.05$ ),其他文章也有报道<sup>[17-19]</sup>。这反映了传统方法的一个缺陷,计算区域受 $D_n$ 值影响较大,导致 $\gamma$ 通过率对 $D_n$ 值的选择较敏感。

由于 IMRT 是一项近年来才发展起来的新技术,其验证规范尚缺乏统一标准,例如比较标准、 $D_n$ 值选择、计算分辨率等对 $\gamma$ 通过率都有显著的影响,都尚未形成完全统一的标准。本文选择射野区域为计算区域从而避免了 $D_n$ 值的选择,在实际的 IMRT 治疗过程中大家更关心高剂量区域,对于射野之外的低剂量区域不予考虑,因为低剂量区域的像素点基本上是可以通过的<sup>[20]</sup>,而且射野区域大于靶区,所以选择射野区域作为计算区域是可靠的。此外补充了剂量面积直方图(图 2),可以直观反映模体实际接收剂量和计划系统计算剂量的差异,便于更好地发现治疗过程中可能存在的误差。下一步的研究:采用单野分析,针对单个射野内特定危及器官进行 $\gamma$ 通过率和剂量分析,实现 $\gamma$ 通过率的临床解释,而不仅仅限于得出 MatriXX 矩阵中有多少个像素点是通过的。

4 结 论

本文为治疗前治疗计划的质量保证提供了一个新



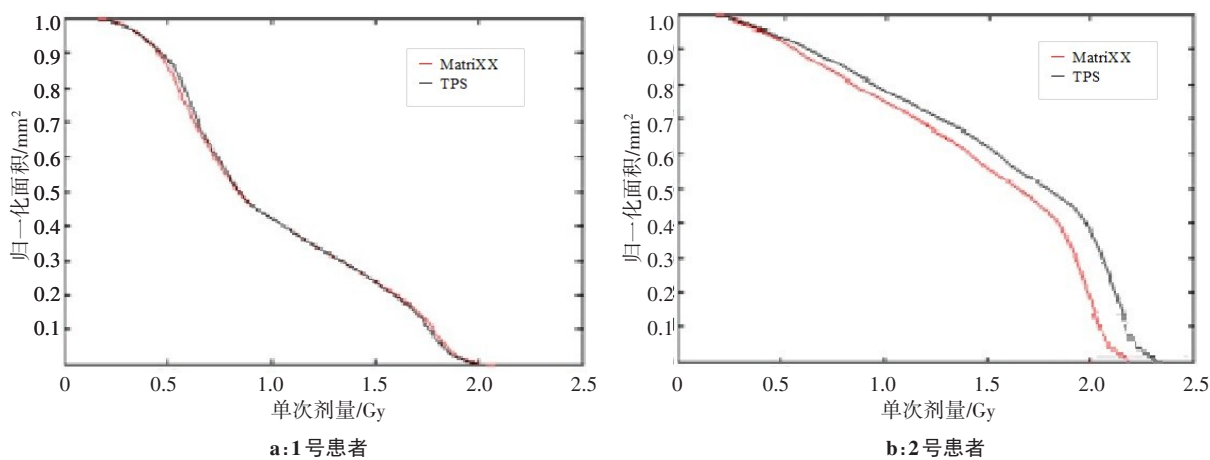


图2 两位患者剂量面积直方图  
Fig.2 Dose-area histograms of two patients

的方法,计算 $\gamma$ 通过率的传统做法是将模体实际测量值与模体的验证计划进行Gamma分析,其计算区域通常选择 $D_M$ 值的5%、10%<sup>[20]</sup>。而本文的做法与传统做法仅仅是计算区域选择的不同,笔者通过MLC矩阵信息的提取,实现射野区域 $\gamma$ 通过率的计算,避免因 $D_n$ 值的选择对 $\gamma$ 通过率产生影响,故受人为影响因素较小。提供了剂量面积直方图,能够更好地发现治疗计划中是否存在问题,更好地指导临床工作。

【参考文献】

[1] OGURA K, KOSAKA Y, IMAGUMBAI T, et al. Modifying the planning target volume to optimize the dose distribution in dynamic conformal arc therapy for large metastatic brain tumors[J]. Jpn J Radiol, 2017, 35(6): 335-340.

[2] DEFOOR D L, STATHAKIS S, RORING J E, et al. Investigation of error detection capabilities of phantom, EPID and MLC log file based IMRT QA methods[J]. J Appl Clin Med Phys, 2017, 18(4): 172-179.

[3] CLEMENTE S, CAIVANO R, COZZOLINO M, et al. To evaluate the accuracy of dynamic versus static IMRT delivery using portal dosimetry[J]. Clin Transl Oncol, 2014, 16(2): 208-212.

[4] SONG T, LI N, ZAREPISHEH M, et al. An automated treatment plan quality control tool for intensity-modulated radiation therapy using a voxel-weighting factor-based re-optimization algorithm[J]. PLoS One, 2016, 11(3): e0149273.

[5] 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.

[6] STOJADINOVIC S, OUYANG L, GU X, et al. Breaking bad IMRT QA practice[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(3): 154-165.

[7] CHEONG K H, KANG S K, LEE M, et al. Evaluation of delivered monitor unit accuracy of gated step-and-shoot IMRT using a two-dimensional detector array[J]. Med Phys, 2010, 37(3): 1146-1151.

[8] DOBLER B, STRECK N, KLEIN E, et al. Hybrid plan verification for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) using the 2D ionization chamber array I'mRT matriXX-a feasibility study[J]. Phys Med Biol, 2010, 55(2): N39-N55.

[9] BUONAMICI F B, COMPAGNUCCI A, MARRAZZO L, et al. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance[J]. Med Phys, 2007, 34(4): 1372-1379.

[10] CHEN Q, WATKINS W, KIM T, et al. Improvement of IMRT QA passing rate by correcting angular dependence of MatriXX[J]. Med Phys, 2015, 42(6 Part 19): 3443.

[11] TSAI Y C, LU S H, CHEN L H, et al. Quality assurance of stereotactic radiosurgery (SRS) and stereotactic body radiation therapy (SBRT) for patient specific plans: a comparison between Matrixx and Delta4 QA devices[J]. Med Phys, 2016, 43(6 Part 22): 3598.

[12] TAS B, BILGE H, OZTURK S T. An investigation of the dose distribution effect related with collimator angle for VMAT method[J]. AIP Conference Proceedings, 2016, 1722(1): 150003.

[13] NARAYANASAMY G, ZALMAN T, HA C S, et al. Evaluation of dosimetry check software for IMRT patient-specific quality assurance [J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(3): 5427.

[14] JOLLY D, DUNN L, KENNY J. A clinical database to assess action levels and tolerances for the ongoing use of Mobius3D[J]. J Appl Clin Med Phys, 2017, 18(1): 59-65.

[15] KAIRN T, PAPWORTH D, CROWE S B, et al. Dosimetric quality, accuracy, and deliverability of modulated radiotherapy treatments for spinal metastases[J]. Med Dosim, 2016, 41(3): 258-266.

[16] LI T, WU Q J, MATZEN T, et al. Diode-based transmission detector for IMRT delivery monitoring: a validation study[J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(5): 235-244.

[17] PULLIAM K, BOSCA R, O'DANIEL D J, et al. 2D vs 3D gamma analysis: establishment of comparable clinical action limits[J]. Med Phys, 2012, 41(2): 1-6.

[18] OLDHAM M, THOMAS A, O'DANIEL J, et al. A quality assurance method that utilizes 3D dosimetry and facilitates clinical interpretation [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012, 84(2): 540-546.

[19] SONG J H, KIM M J, PARK S H, et al. Gamma analysis dependence on specified low-dose thresholds for VMAT QA[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(6): 263-272.

[20] 柏朋刚, 李奇欣, 张秀春, 等. 两种验证工具对鼻咽癌调强验证结果对比分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2011, 28(6): 2964-2966.

BAI P G, LI Q X, ZHANG X C, et al. Comparison analysis of two kind of tools for NPC IMRT verification[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2011, 28(6): 2964-2966.

(编辑:薛泽玲)