

## 不同剂量算法在宫颈癌术后IMRT计划设计中的剂量学分析

牛瑞军<sup>1,2</sup>, 张晖<sup>3,4</sup>, 刘志强<sup>1,2</sup>, 程品晶<sup>5</sup>, 高力英<sup>1,2</sup>, 赵林<sup>1,2</sup>, 郭晴<sup>1,2</sup>, 陶发利<sup>1,2</sup>, 欧阳水根<sup>1,2</sup>

1. 甘肃省肿瘤医院, 甘肃 兰州 730050; 2. 甘肃省放射治疗研究中心, 甘肃 兰州 730050; 3. 中国科学院大学, 北京 100049; 4. 中国科学院近代物理研究所, 甘肃 兰州 730000; 5. 南华大学核科学技术学院, 湖南 衡阳 421001

**【摘要】目的:**分析和比较宫颈癌术后调强放射治疗(IMRT)中笔形束卷积算法(PBC)和各向异性分析算法(AAA)的剂量学差异。**方法:**随机选取30例宫颈癌术后患者,分别在Eclipse治疗计划系统上采用PBC算法和AAA算法设计IMRT计划,并生成相应的验证计划,比较靶区及危及器官的剂量学参数。**结果:**两种算法计算所得靶区的 $D_{5\%}$ 、 $D_{50\%}$ 、 $D_{95\%}$ 、 $D_{98\%}$ 、 $D_{mean}$ 均有显著统计学差异( $P<0.05$ ),PTV的均匀性指数和CTV的适形度指数均有显著统计学差异( $P<0.05$ );直肠和膀胱的 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $D_{mean}$ ,小肠的 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $D_{mean}$ ,盆骨髓 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{mean}$ ,右股骨头的 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{mean}$ ,左股骨头的 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{mean}$ 均有显著统计学差异( $P<0.05$ );并且除左右股骨头 $V_{40}$ 和直肠 $V_{50}$ 外,其余参考指标PBC算法结果均低于AAA算法;两种算法的验证计划无统计学差异。**结论:**PBC算法与AAA算法在宫颈癌IMRT中虽然均符合临床要求,但存在一定的剂量学差异。与AAA算法比较,PBC算法高估了偏高剂量区域即靶区剂量,低估了偏低剂量区域即危及器官剂量。

**【关键词】**宫颈癌;调强放射治疗;笔形束卷积算法;各向异性分析算法;放射治疗剂量

**【中图分类号】**R735.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)02-0145-06

## Different dose calculation algorithms applied in the design of intensity-modulated radiotherapy plan for postoperative patients with cervical cancer: a dosimetric analysis

NIU Ruijun<sup>1,2</sup>, ZHANG Hui<sup>3,4</sup>, LIU Zhiqiang<sup>1,2</sup>, CHENG Pinjing<sup>5</sup>, GAO Liying<sup>1,2</sup>, ZHAO Lin<sup>1,2</sup>, GUO Qing<sup>1,2</sup>, TAO Fali<sup>1,2</sup>, OUYANG Shuigen<sup>1,2</sup>

1. Gansu Provincial Cancer Hospital, Lanzhou 730050, China; 2. Gansu Provincial Radiation Therapy Research Center, Lanzhou 730050, China; 3. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China; 4. Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China; 5. School of Nuclear Science and Technology, University of South China, Hengyang 421001, China

**Abstract: Objective** To analyze and compare dosimetric differences between pencil beam convolution (PBC) algorithm and anisotropic analytical algorithm (AAA) in designing intensity-modulated radiotherapy plans for postoperative patients with cervical cancer. **Methods** Based on Eclipse treatment planning system, PBC algorithm and AAA were separately used to design intensity-modulated radiotherapy plans for 30 postoperative patients with cervical cancer, and the corresponding verification plans were also generated. The dosimetric parameters of target areas and organs-at-risk were compared. **Results** Statistical differences were found in the dosimetric parameters of target areas calculated with two different algorithms, including the  $D_{5\%}$ ,  $D_{50\%}$ ,  $D_{95\%}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{mean}$  of target areas, and the homogeneity index of planning target volume and conformity index of clinical target volume ( $P<0.05$ ). The comparison of calculated organs-at-risk dose revealed that differences in  $V_{30}$ ,  $V_{40}$ ,  $D_{mean}$  of rectum and bladder, the  $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ,  $D_{mean}$  of small intestine, the  $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ,  $V_{40}$ ,  $V_{50}$ ,  $D_{mean}$  of marrow, the  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ,  $V_{40}$ ,  $V_{50}$ ,  $D_{mean}$  of the right femoral head and the  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ,  $V_{50}$ ,  $D_{mean}$  of the left femoral head were statistical significant ( $P<0.05$ ), and that except for the  $V_{40}$  of the right and the left femoral head and the  $V_{50}$  of rectum, the other reference indexes calculated with PBC were lower than those calculated with AAA. The comparison of verification plans of two algorithms didn't showed any statistical differences. **Conclusion** Although both AAA and PBC algorithm are conformed to the clinical requirement, some significant dosimetric differences between PBC and AAA are existed. Compared with AAA, PBC algorithm overestimates the dose of target area which is in high-dose region, and underestimates the dose of organs-at-risk which is in low-dose region.

**【收稿日期】**2017-09-21

**【基金项目】**甘肃省自然科学基金(145RJZA178);甘肃省卫生行业科研计划项目(GSWSKY-2015-29)

**【作者简介】**牛瑞军,助理工程师,主要从事放射治疗医学物理工作,E-mail: niuruijungs@163.com

**【通信作者】**欧阳水根,副主任医师,主要从事放射治疗医学物理工作,E-mail: ouyang328@126.com

**Keywords:** cervical cancer; intensity-modulated radiotherapy; pencil beam convolution algorithm; anisotropic analytical algorithm; radiotherapy dosage

## 前言

世界范围内约80%左右的宫颈癌患者的治疗措施中包括放射治疗<sup>[1-2]</sup>,而放射治疗所使用的照射剂量准确性是放射治疗质量控制的重要组成部分。调强放射治疗(IMRT)剂量均由放射治疗计划系统中剂量计算模型计算所得,精确的剂量计算模型对放射治疗剂量计算尤为重要。本研究选取30例宫颈癌术后放射治疗患者,采用两种不同的剂量计算模型进行剂量计算,并对其靶区及危及器官的剂量学参数进行统计分析,并通过PTW二维电离室矩阵剂量验证系统对其验证,现将统计分析结果报道如下。

## 1 材料与方法

### 1.1 一般资料

随机选取甘肃省肿瘤医院2015年10月至2016年10月接受放射治疗的30例宫颈癌术后患者,年龄36~74岁,中位年龄52岁,病理类型均为鳞癌。

### 1.2 CT定位

所有患者均采用俯卧位,双手环抱,东芝Asteion4 CT做平静状态下扫描,扫描层厚5 mm,扫描范围依临床要求而定。将扫描后的CT图像数据传输至Varian Eclipse8.9放射治疗计划系统中。

### 1.3 靶区勾画

由临床医生参考ICRU第50号报告<sup>[3]</sup>、第62号报告<sup>[4]</sup>及其他影像资料在每一层CT影像上勾画计划靶区(PTV)、临床靶区(CTV)、直肠、膀胱、小肠、左右股骨头及盆骨髓,PTV为CTV外放5 mm。

### 1.4 计划设计

在Varian Eclipse8.9计划系统中设计逆向调强放疗计划,能量为6 MV X射线,采用7野调强技术,均匀布野,射野角度分别为153°、102°、51°、0°、309°、258°、207°,靶区处方剂量为Dt 50 Gy/25f,5f/周。同一患者的两个计划采用完全相同的优化参数,分别用笔形束卷积算法(Pencil Beam Convolution, PBC)和各向异性分析算法(Anisotropic Analytical Algorithm, AAA)计算剂量,尽可能使处方剂量包绕95%的靶区体积。

### 1.5 计划验证

对每个患者的两个IMRT计划分别采用PBC算法和AAA算法生成相应的QA计划,并通过PTW729二维电离室矩阵剂量验证系统对其做剂量学验证,其中 $\gamma$ 通过率的设定条件为3 mm的位移误差和3%的剂量误差<sup>[5]</sup>。

### 1.6 评估方法

通过两种不同算法得到的剂量-体积直方图(Dose-volume Histogram, DVH)分析数据,在DVH图上读取相应的数据。对于靶区评估,比较两种算法所得的 $D_{2\%}$ 、 $D_{5\%}$ 、 $D_{50\%}$ 、 $D_{95\%}$ 、 $D_{98\%}$ 、平均剂量( $D_{mean}$ )、均匀性指数<sup>[6]</sup>(Homogeneity Index, HI)及适形度指数<sup>[6]</sup>(Conformity Index, CI)的统计学差异。根据ICRU83号报告<sup>[7]</sup>,HI由公式(1)计算可得:

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (1)$$

其中, $D_{2\%}$ 、 $D_{98\%}$ 、 $D_{50\%}$ 分别为DVH图上2%、98%、50%的靶区体积所对应的剂量,HI越接近于0说明靶区均匀性越好。而CI由公式(2)计算可得:

$$CI = \frac{V_{Tref}}{V_T} \times \frac{V_{Tref}}{V_{ref}} \quad (2)$$

其中, $V_T$ 为靶区的体积, $V_{Tref}$ 为参考等剂量线所包绕的靶区体积, $V_{ref}$ 为参考等剂量线所包绕的体积,CI值的范围为0~1,CI值越大,靶区的适形度越好。对于危及器官评估,比较两种算法所得的 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $V_{50}$ 及 $D_{mean}$ 的统计学差异,其中 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $V_{50}$ 分别为照射剂量为10、20、30、40、50 Gy的体积百分比。

### 1.7 统计学分析

采用SPSS19统计软件做统计学处理,采集数据均以均数±标准差表示,两种不同算法的剂量结果及验证结果均采用配对 $t$ 检验, $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

## 2 结果

### 2.1 两种不同算法对靶区剂量的统计学差异

从表1可以看出两种不同算法对PTV及CTV的剂量学差异。对于 $D_{2\%}$ 而言,PTV有显著统计学差异( $P<0.05$ ),CTV无统计学差异;对于 $D_{5\%}$ 、 $D_{50\%}$ 、 $D_{95\%}$ 、 $D_{98\%}$ 、 $D_{mean}$ 而言,PTV和CTV均有显著统计学差异( $P<0.05$ );两种算法所得的HI,PTV有显著统计学差异( $P<0.05$ ),而CTV无统计学差异;两种算法所得的CI,PTV无统计学差异,而CTV有显著统计学差异( $P<0.05$ )。同时,在靶区的偏高剂量区域 $D_{2\%}$ 、 $D_{5\%}$ 、 $D_{50\%}$ 及 $D_{mean}$ ,无论是PTV还是CTV,PBC算法均高于AAA算法。由于PTV为CTV外放5 mm所得,所以这一结果CTV更为显著。从表1还可以看出CTV的 $D_{95\%}$ 及 $D_{98\%}$ 值PBC算法均高于AAA算法,而PTV的 $D_{95\%}$ 及 $D_{98\%}$ 值PBC算法低于AAA算法。

表1 两种不同算法对靶区剂量学参数比较( $n=30$ )Tab.1 Comparison of target dosimetric parameters calculated with two different algorithms ( $n=30$ )

Parameters	Target areas	AAA	PBC algorithm	<i>t</i> value	<i>P</i> value
$D_{2\%}/\text{cGy}$	PTV	5 429.18±36.88	5 444.28±40.20	-2.340	0.044
	CTV	5 441.21±37.54	5 455.43±42.32	-1.900	0.090
$D_{5\%}/\text{cGy}$	PTV	5 390.86±34.71	5 406.80±40.24	-2.565	0.030
	CTV	5 403.99±36.17	5 421.52±40.89	-2.670	0.026
$D_{50\%}/\text{cGy}$	PTV	5 226.84±17.14	5 246.49±19.56	-5.842	0.000
	CTV	5 254.81±20.72	5 280.78±24.61	-6.925	0.000
$D_{95\%}/\text{cGy}$	PTV	5 002.31±2.15	4 996.00±9.05	2.392	0.040
	CTV	5 102.62±11.03	5 131.62±14.84	-8.023	0.000
$D_{98\%}/\text{cGy}$	PTV	4 919.47±9.49	4 905.22±15.97	6.054	0.000
	CTV	5 054.24±14.88	5 074.56±25.76	-3.986	0.003
$D_{\text{mean}}/\text{cGy}$	PTV	5 215.91±17.19	5 230.40±19.58	-3.970	0.003
	CTV	5 253.83±20.60	5 278.10±24.71	-6.020	0.000
HI	PTV	0.097 0±0.008 1	0.102 0±0.009 4	-4.056	0.003
	CTV	0.074 0±0.007 7	0.072 0±0.008 4	1.424	0.188
CI	PTV	0.872 0±0.007 2	0.872 0±0.007 3	-0.231	0.822
	CTV	0.638 0±0.020 6	0.642 0±0.020 6	-2.922	0.017

AAA: Anisotropic analytical algorithm; PBC: Pencil beam convolution; PTV: Planning target volume;  
CTV: Clinical target volume; HI: Homogeneity index; CI: Conformity index

## 2.2 两种不同算法对危及器官剂量的统计学差异

两种不同算法对危及器官的剂量影响差异是比较显著的。从表2可以看出,膀胱和直肠的 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $D_{\text{mean}}$ 均有显著统计学差异( $P<0.05$ ),小肠的 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $D_{\text{mean}}$ 均有显著统计学差异( $P<0.05$ ),盆骨髓的 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{\text{mean}}$ 均有显著统计学差异( $P<0.05$ ),右股骨头的 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{\text{mean}}$ 均有显著统计学差异( $P<0.05$ ),左股骨头的 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{\text{mean}}$ 均有显著统计学差异( $P<0.05$ )。同时从表2可以看出除左右股骨头的 $V_{40}$ 和直肠的 $V_{50}$ 外,其余参考指标PBC算法结果均低于AAA算法。

## 2.3 两种算法对验证计划的统计学差异

从表3可以看出两种算法对验证计划的 $\gamma$ 通过率都在95%以上,均可进行临床治疗。就单个射野而言,其中 $51^\circ$ 、 $309^\circ$ 、 $258^\circ$ 、 $207^\circ$ 射野的 $\gamma$ 通过率均有显著统计学差异( $P<0.05$ ),而对整个计划而言, $\gamma$ 通过率无统计学差异( $P>0.05$ ),且PBC算法的 $\gamma$ 通过率稍高于AAA算法。

## 3 讨论

PBC算法采用的卷积技术和快速傅里叶变换,是一维能量非局部沉积算法,这一模型理论上是指在零野条件下的一束无穷小尺寸的射线束,而实际临床中获取的笔形束射野一般都是有限尺寸的。笔形束核是指一笔形束(零野)垂直入射到半平面体介质上的射野沉积能量分布,它是周边区域对笔形束中心轴的散射贡献的量化,它的提取是不规则射野笔形束剂量模型的核心问题,而计算笔形束卷积核的精确方法是Monte Carlo方法<sup>[8]</sup>。在大多数情况下,PBC算法能较好地满足剂量计算的精度,但不能准确地体现散射线穿过两种不同密度组织时的二次建成效应<sup>[8-9]</sup>。AAA算法是三维的笔形束卷积叠加算法,它的模型建立考虑了原射线、电子线污染以及准直器散射的修正,更接近于实际测量值,是一种更精确的算法<sup>[10]</sup>。

AAA算法和PBC算法在不同部位肿瘤剂量学差异比较的研究较多,但多集中于肺癌、食管癌、鼻咽癌、乳腺癌等恶性肿瘤<sup>[11-14]</sup>。伍然等<sup>[15]</sup>研究结果显示采用AAA算法进行剂量计算要比采用PBC算法更加精确,而且稳定性较高,尤其是对于靶区形状复

表2 两种不同算法对危及器官剂量学参数比较( $n=30$ )Tab.2 Comparison of organs-at-risk dosimetric parameters calculated with two different algorithms ( $n=30$ )

Organs-at-risk	Parameters	AAA	PBC algorithm	<i>t</i> value	<i>P</i> value
Bladder	$V_{20}/\%$	99.57±0.70	99.01±1.24	1.561	0.153
	$V_{30}/\%$	87.31±9.44	85.77±9.91	5.489	0.000
	$V_{40}/\%$	52.80±10.99	52.33±11.26	2.724	0.023
	$V_{50}/\%$	30.48±9.20	30.21±9.27	2.200	0.055
	$D_{\text{mean}}/\text{cGy}$	4 147.79±278.87	4 121.35±289.98	4.114	0.003
Rectum	$V_{30}/\%$	93.94±10.63	92.01±11.95	2.336	0.044
	$V_{40}/\%$	45.70±10.12	44.32±9.84	4.651	0.001
	$V_{50}/\%$	9.34±2.69	9.52±3.08	-0.507	0.624
	$D_{\text{mean}}/\text{cGy}$	3 991.65±220.96	3 954.72±236.32	4.363	0.002
Small intestine	$V_{10}/\%$	86.34±7.70	85.71±7.80	4.120	0.003
	$V_{20}/\%$	65.88±10.84	62.59±10.95	10.612	0.000
	$V_{30}/\%$	22.41±7.25	21.26±7.00	7.065	0.000
	$V_{40}/\%$	9.18±4.26	9.11±4.20	1.484	0.172
	$V_{50}/\%$	3.28±1.94	3.16±1.87	2.190	0.056
	$D_{\text{mean}}/\text{cGy}$	2 348.77±281.40	2 298.50±280.56	26.051	0.000
Marrow	$V_{10}/\%$	88.52±2.01	87.94±1.90	5.493	0.000
	$V_{20}/\%$	71.70±2.34	69.36±2.69	9.191	0.000
	$V_{30}/\%$	52.04±4.29	51.15±4.41	11.939	0.000
	$V_{40}/\%$	27.57±4.74	27.23±4.54	3.806	0.004
	$V_{50}/\%$	9.04±1.71	8.38±1.52	7.127	0.000
	$D_{\text{mean}}/\text{cGy}$	2 985.48±130.13	2 940.87±130.23	45.402	0.000
Right femoral head	$V_{10}/\%$	96.79±9.90	96.69±10.04	1.446	0.182
	$V_{20}/\%$	84.57±14.51	81.52±15.64	3.797	0.004
	$V_{30}/\%$	38.47±11.21	37.15±10.80	6.985	0.000
	$V_{40}/\%$	9.99±4.42	10.21±4.41	-3.477	0.007
	$V_{50}/\%$	0.48±0.56	0.41±0.52	2.258	0.050
	$D_{\text{mean}}/\text{cGy}$	2 787.03±367.16	2 756.22±372.90	11.203	0.000
Left femoral head	$V_{10}/\%$	96.94±8.94	96.72±9.18	2.069	0.068
	$V_{20}/\%$	80.03±14.87	76.99±15.65	4.994	0.001
	$V_{30}/\%$	33.59±7.85	32.63±7.51	5.078	0.001
	$V_{40}/\%$	9.25±2.06	9.34±2.12	-1.446	0.182
	$V_{50}/\%$	0.49±0.10	0.35±0.30	3.726	0.005
	$D_{\text{mean}}/\text{cGy}$	2 699.16±297.09	2 662.61±301.47	14.389	0.000

杂、分布不规则的患者,AAA算法在剂量精度方面的优势更加明显。Bragg等<sup>[16]</sup>比较AAA算法和PBC算法在前列腺癌、鼻咽癌和肺癌中的应用,结果表明在

前列腺癌、鼻咽癌应用中两种算法差别很小,而在肺癌计划中产生了较大的变化,并验证了AAA算法的计算结果与测量值较一致。张彦秋等<sup>[17]</sup>研究结果表



表3 两种不同算法对验证计划的 $\gamma$ 通过率差异比较

Tab.3 Comparison of verification plans of two different algorithms

Algorithms	153°	102°	51°	0°	309°	258°	207°	All
AAA/%	96.29±1.64	98.40±1.26	96.74±1.17	97.65±1.49	96.89±1.30	99.16±0.48	98.01±0.89	98.51±0.67
PBC/%	97.34±2.15	99.41±0.67	98.03±0.94	97.70±2.20	98.66±0.96	99.64±0.67	98.77±0.91	98.92±0.77
t value	-1.337	-2.097	-3.782	-0.151	-6.035	-2.331	-2.520	-1.819
P value	0.214	0.065	0.004	0.884	0.000	0.045	0.033	0.102

明AAA算法对不均匀组织修正方式优于PBC算法,尤其是对侧向不均匀组织的修正。上述研究中肿瘤位置大多处在组织密度跌落较大的区域。本研究选取组织密度比较均匀的腹部肿瘤宫颈癌作为研究对象,旨在减少AAA算法在处理组织密度不均匀修正的优势,更加细致地比较分析两种算法的剂量学差异。本研究结果显示两种不同算法所得的剂量学参数,靶区和危及器官的剂量学差异是比较明显的,靶区的 $D_{5\%}$ 、 $D_{50\%}$ 、 $D_{95\%}$ 、 $D_{98\%}$ 及 $D_{mean}$ 均有显著统计学差异( $P<0.05$ ),PTV的HI和CTV的CI均有显著统计学差异( $P<0.05$ )。在靶区内剂量偏高区域,即PTV的 $D_{2\%}$ 、 $D_{5\%}$ 、 $D_{50\%}$ 及 $D_{mean}$ ,PBC算均高于AAA算法;而在靶区以外的区域,即危及器官所在的区域,膀胱和直肠的 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $D_{mean}$ ,小肠的 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $D_{mean}$ ,盆骨髓 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{mean}$ ,右股骨头的 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{mean}$ ,左股骨头的 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ 、 $V_{50}$ 、 $D_{mean}$ ,均有显著统计学差异( $P<0.05$ ),并且除左右股骨头的 $V_{40}$ 和直肠的 $V_{50}$ 外,所有参考指标PBC算法结果均低于AAA算法。从验证结果来看,两种不同算法的验证计划无显著统计学差异( $P>0.05$ )。PTW729在进行IMRT剂量验证时,只能将所有的射野角度归零,该验证过程忽略了治疗床的影响,以及重力对Gantry和MLC到位精度的影响,这与实际治疗情况存在较大的差异。研究表明,这种方法实际上提高了剂量验证的通过率<sup>[18]</sup>。就剂量精确计算来说,由于PTW729自身的缺陷及光子低剂量包络的特性<sup>[19]</sup>,再加上PTW729的测量精度限制,二维电离室矩阵剂量验证系统通过剂量验证只能说明均可达到临床质量控制要求,而不能简单、粗略地评价两种算法的优劣。

在实际过程中,光子与物质发生相互作用会产生次级碎片,这些碎片会带走一部分主束的能量,沉积在离轴较远处。AAA算法充分考虑了这些次级碎片的影响,而PBC算法对此考虑的不充分。因此,在离轴较远处即危及器官所在区域,PBC算法低估了实际沉积的能量,而在靶区的中心处即靶区内偏高剂量区,PBC算法高估了实际沉积的剂量。因此,在

临床IMRT计划设计时,若采用PBC算法进行剂量计算,应当充分考虑PBC算法对次级碎片考虑不充分的因素,在靶区高剂量区的优化参数设置应适当比现有的经验值偏低一些,而在危及器官的优化参数设置应适当比现有的经验值偏高一些。

本研究通过对两种不同算法的剂量计算结果分析及剂量学验证得出,虽然PBC算法与AAA算法所得的两种宫颈癌IMRT计划均可达到临床质量控制要求,但两种算法所得的靶区和危及器官的剂量存在一定的差异。定量分析两种算法的差异以及用PBC算法设计计划时需要做的修正还需借助放射治疗剂量计算的“金标准”Monte Carlo方法<sup>[20-21]</sup>对其进行更深一步的模拟研究。

## 【参考文献】

- [1] 张俊,赵建国. 宫颈癌的精确放射治疗[J]. 医学研究杂志, 2017, 46(1): 174-177.  
ZHANG J, ZHAO J G. Precise radiotherapy for cervical cancer[J]. Journal of Medical Research, 2017, 46(1): 174-177.
- [2] 林高娟. 宫颈癌的放射治疗进展[J]. 现代肿瘤医学, 2011, 19(1): 183-185.  
LIN G J. Advances in radiotherapy for cervical cancer[J]. Journal of Modern Oncology, 2011, 19(1): 183-185.
- [3] ICRU. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy[R]. ICRU Report No.50. 1993.
- [4] ICRU. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy[R]. ICRU Report No.62. 1999.
- [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] FEUVRET L, NOËL G, MAZERON J J, et al. Conformity index: a review[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 64(2): 333-342.
- [7] HODAPP N. The ICRU Report 83: prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT)[J]. Strahlenther Onkol, 2012, 188(1): 97.
- [8] 刘万军,张西志,李军,等. 不同剂量算法对乳腺癌调强放疗计划的剂量学影响[J]. 实用临床医药杂志, 2016, 20(15): 28-32.  
LIU W J, ZHANG X Z, LI J, et al. Effects of dose calculation algorithm on dosiology of breast cancer patients with intensity modulated radiation therapy[J]. Journal of Clinical Medicine in Practice, 2016, 20(15): 28-32.
- [9] KNOOS T, CEBERG C, WEBER L, et al. The dosimetric verification of a pencil beam based treatment planning system[J]. Phys Med Biol, 1994, 39(10): 1609-1628.

- [10] CARLAPRILE P, VENENCIA C D, BESA P. Comparison between measured and calculated dynamic wedge dose distributions using the an isotropic analytic algorithm and pencil beam convolution[J]. J Appl Clin Med Phys, 2006, 8(1): 47-54.
- [11] 张富利, 王军良, 盛洪国, 等. PBC算法与AAA算法在肺癌调强放疗中的剂量学比较[J]. 中国医学物理学杂志, 2011, 28(3): 2588-2590. ZHANG F L, WANG J L, SHENG H G, et al. Dosimetric comparison of PBC and AAA dose calculation algorithm for IMRT treatment of lung cancer[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2011, 28(3): 2588-2590.
- [12] 张先稳, 张西志, 花威, 等. AAA算法和PBC算法在食管癌调强放疗中的验证评估[J]. 实用癌症杂志, 2013, 28(3): 282-284. ZHANG X W, ZHANG X Z, HUA W, et al. Evaluation of dose verification of anisotropic analytical algorithm and pencil beam convolution for IMRT plans in esophageal carcinoma[J]. The Practical Journal of Cancer, 2013, 28(3): 282-284.
- [13] HERMAN T D, HIBBITTS K, HERMAN T, et al. SU-E-T-759: evaluation of pencil beam convolution and anisotropic analytical algorithm in stereotactic lung irradiation[J]. Med Phys, 2011, 38 (6Part22): 234-238.
- [14] AARUP L R, NAHUM A E, ZACHARATOU C, et al. The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: implications for tumour coverage[J]. Radiother Oncol, 2009, 91(3): 405-414.
- [15] 伍然, 全红, 徐利明. 不同算法所得IMRT计划的剂量学验证评估[J]. 中国医学物理学杂志, 2011, 28(3): 2581-2583. WU R, QUAN H, XU L M. Evaluation of dose verification of IMRT plans from different algorithms[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2011, 28(3): 2581-2583.
- [16] BRAGG C M, WINGATE K, CONWAY J. Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for IMRT treatment planning and verification[J]. Radiother Oncol, 2008, 86(2): 276-284.
- [17] 张彦秋, 邱小平, 杨振. 用蒙特卡洛模拟评估小野条件下肺介质中AAA算法的精度[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(1): 3099-3103. ZHANG Y Q, QIU X P, YANG Z. Evaluation the calculation accuracy of AAA algorithm for the situation with small fields in lung by Monte Carlo[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2012, 29(1): 3099-3103.
- [18] 吴爱林, 吴爱东, 耿国星, 等. PTW729和ArcCheck探测器在调强放射治疗剂量验证中的应用[J]. 中国医学物理学杂志, 2016, 33(5): 473-477. WU A L, WU A D, GENG G X, et al. Application of PTW729 and ArcCheck detector in dose verification of intensity modulated radiotherapy[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016, 33(5): 473-477.
- [19] KADERKA R, SCHARDT D, DURANTE M, et al. Out-of-field dose measurements in a water phantom using different radiotherapy modalities[J]. Phys Med Biol, 2012, 57(16): 5059.
- [20] TSIKALOS M F, STATHAKIS S, PLATANOTIS G A, et al. Monte Carlo dosimetric evaluation of high energy vs low energy photon beams in low density tissues[J]. Radiother Oncol, 2006, 79(1): 131-138.
- [21] CHETTY I J, CURRAN B, CYGLER J E, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning[J]. Med Phys, 2007, 34(12): 4818.

(编辑:黄开颜)