

# 先进外照射光子剂量算法和各向异性分析算法在乳腺癌胸壁放疗中的剂量学差异

唐慧敏<sup>1</sup>, 龚学余<sup>1</sup>, 杨振<sup>2</sup>, 吕知平<sup>2</sup>, 张子健<sup>2</sup>, 曹瑛<sup>1</sup>, 王翰宇<sup>1</sup>, 刘归<sup>2</sup>, 胡永梅<sup>2</sup>, 杨晓喻<sup>2</sup>

1. 南华大学核科学技术学院, 湖南 衡阳 421001; 2. 中南大学湘雅医院肿瘤科放射治疗中心, 湖南 长沙 410008

**【摘要】目的:**比较先进外照射光子剂量算法(Acuros XB)和各向异性分析算法(AAA)在乳腺癌胸壁放疗中的剂量学差异。**方法:**随机回顾选取8例由不同放疗医生勾画靶区的术后乳腺癌患者,左侧和右侧各4例,对每个病例分别设计动态调强(IMRT)和容积调强(VMAT)两种放疗计划,动态IMRT计划采用5-7野照射,VMAT计划采用双弧照射。再对每个计划分别采用Acuros XB算法和AAA算法进行剂量计算,比较靶区及危及器官的剂量学差异。**结果:**Acuros XB算法获得IMRT计划靶区剂量的均匀性与适形度均好于AAA算法( $t=3.185$ 、 $-9.138$ ,  $P=0.015$ 、 $0$ ),且健侧肺、脊髓等危及器官的受量低于AAA算法( $t=-5.090$ 、 $-2.520$ ,  $P=0.001$ 、 $0.012$ ),但患侧肺、对侧乳腺、皮肤、心脏的受量高于AAA算法( $t=-2.500$ 、 $-4.560$ 、 $-5.100$ 、 $-3.010$ ,  $P=0.041$ 、 $0.003$ 、 $0.001$ 、 $0.002$ );Acuros XB算法获得的VMAT中治疗靶区剂量的均匀性优于AAA算法( $t=0.580$ ,  $P=0.579$ ),但适形度均比AAA算法差( $t=1.290$ ,  $P=0.237$ ),且脊髓等危及器官的受量低于AAA算法( $t=4.010$ ,  $P=0.005$ ),但患侧肺、对侧肺、心脏、对侧乳腺、皮肤的受量高于Acuros XB算法( $t=6.900$ 、 $0.350$ 、 $4.310$ 、 $-2.500$ 、 $-2.800$ ,  $P=0.000$ 、 $0.740$ 、 $0.004$ 、 $0.041$ 、 $0.026$ )。大部分差异具有统计学意义。**结论:**与Acuros XB算法相比,AAA算法低估了在肺、心脏、对侧乳腺等危及器官中的剂量,低估了靶区内的最大剂量,高估了靶区的平均剂量。两种算法的剂量学指标均满足临床要求,均可用于临床治疗。

**【关键词】**乳腺癌;动态调强放射治疗;容积调强放射治疗;先进外照射光子剂量算法;各向异性分析算法;剂量差异

**【中图分类号】**R737.9;R815

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2015)06-0882-05

## Dosimetry differences between acuros external beam algorithm and anisotropy analysis algorithm in radiotherapy for postoperative breast cancer

TANG Hui-min<sup>1</sup>, GONG Xue-yu<sup>1</sup>, YANG Zhen<sup>2</sup>, LÜ Zhi-ping<sup>2</sup>, ZHANG Zi-jian<sup>2</sup>, CAO Ying<sup>1</sup>, WANG Han-yu<sup>1</sup>, LIU Gui<sup>2</sup>, HU Yong-mei<sup>2</sup>, YANG Xiao-yu<sup>2</sup>

1. School of Nuclear Science and Technology, University of South China, Hengyang 421001, China; 2. Center of Radiotherapy, Department of Oncology, Xiangya Hospital, Central South University, Changsha 410008, China

**Abstract: Objective** To compare the dosimetry differences between acuros external beam (Acuros XB) algorithm and anisotropy analysis algorithm (AAA) in the radiotherapy for postoperative breast cancer. **Methods** Eight postoperative breast cancer patients were randomly selected, with 4 patients of left breast cancers and 4 patients of right breast cancers. Their target volumes were delineated by different doctors. Dynamic intensity-modulated radiotherapy (IMRT) plan with 5 to 7 radiation fields and volumetric modulated arc therapy (VMAT) with double arcs were respectively designed for each patient. Acuros XB algorithm and AAA algorithm were respectively applied to carry out the dose calculation for each plan. And the dosimetry differences of target volumes and organs at risk (OARs) were compared. **Results** For IMRT, the homogeneity and conformation of dose in planning target volumes (PTV) calculated by Acuros XB algorithm were better than those calculated by AAA algorithm ( $t=3.185$ ,  $-9.138$ ;  $P=0.015$ ,  $0$ ). And the doses calculated by Acuros XB algorithm for OARs, such as

**【收稿日期】**2015-07-22

**【基金项目】**南华大学核聚变与等离子体物理创新团队建设项目(NHXTD03)

**【作者简介】**唐慧敏(1989-),女(汉族),湖南邵东县人,硕士,主要研究方向:医学放射剂量。Tel:15717489921;E-mail:271758051@qq.com。

**【通信作者】**龚学余(1962-),男(汉族),湖南桃江县人,教授,博士生导师,主要研究方向:核聚变与等离子体物理等。Tel:0734-8160563;E-mail:gongxueyu@126.com。

contralateral lung, spinal cord, were lower than those calculated by AAA algorithm ( $t=-5.090$ ,  $-2.520$ ;  $P=0.001$ ,  $0.012$ ). But the doses calculated by Acuros XB algorithm for ipsilateral lung, contralateral breast, skin and heart were higher than those calculated by AAA algorithm ( $t=-2.500$ ,  $-4.560$ ,  $-5.100$ ,  $-3.010$ ;  $P=0.041$ ,  $0.003$ ,  $0.001$ ,  $0.002$ ). For VMAT, the homogeneity of dose in PTV calculated by Acuros XB algorithm was better than that calculated by AAA algorithm ( $t=0.580$ ,  $P=0.579$ ), but the conformation of Acuros XB algorithm was worse than that of AAA algorithm ( $t=1.290$ ,  $P=0.237$ ). The doses of spinal cord and OARs were lower than those of AAA algorithm ( $t=4.010$ ,  $P=0.005$ ). And the dose of ipsilateral lung, contralateral lung, heart, contralateral breast and skin calculated by Acuros XB algorithm were lower ( $t=6.900$ ,  $0.350$ ,  $4.310$ ,  $-2.500$ ,  $-2.800$ ,  $0.000$ ,  $0.740$ ,  $0.004$ ,  $0.041$ ,  $0.026$ ). Most of the difference was statistically significant. **Conclusion** Compared with Acuros XB algorithm, AAA algorithm underestimates the dose of OARs, such as lung, heart, contralateral breast, underestimates the maximal dose of PTV and overestimates the mean dose of PTV. All the dose indexes of these two algorithms meet the clinical requirement, so both the two algorithms can be clinically applied.

**Key words:** breast cancer; dynamic intensity-modulated radiotherapy; volumetric modulated arc therapy; acuros external beam algorithm; anisotropic analytical algorithm; dosimetric differences

## 前言

为了降低复发风险,乳腺癌患者根治术后需要对胸壁和(或)锁骨上区进行放疗。为了减少肺的照射剂量,胸壁放疗曾利用电子线、电子线旋转治疗、X线切线野等照射方式。近年来利用调强放疗(IMRT)照射胸壁成为一种主要方式,需要注意的是胸壁较薄,内外壁交界面密度差异大以及IMRT子野很小容易导致较大的剂量计算误差,对剂量算法的考验很大<sup>[1]</sup>。各向异性分析算法(Anisotropic Analytical Algorithm, AAA)是一种基于笔形束卷积的剂量算法,已广泛应用于临床。AAA算法在鼻咽、腮腺、前列腺等部位的放疗剂量计算中有较高的精度,但在鼻腔、胸部等部位的计算精度虽然满足临床要求,但仍然偏低<sup>[2-3]</sup>。先进外照射光子剂量算法(Acuros XB)通过数值分析方法求解线性玻尔兹曼方程得到吸收剂量,与蒙特卡罗模拟具有高度的一致性,该算法近几年才开始应用临床<sup>[4]</sup>。我们的目的就是试图明确AAA算法和Acuros XB算法在乳腺癌根治术后胸壁这种特殊部位的放疗剂量计算中是否存在差异和差异的程度。

## 1 材料与方法

### 1.1 临床资料

随机选取8例2013年~2014年在湘雅医院接受放射治疗的乳腺癌根治术患者,病理证实均为浸润性导管瘤且手术切缘无残留,其中左侧和右侧各4例。患者年龄35岁~55岁,中位年龄47.5岁。

### 1.2 体位固定和CT扫描

采用真空负压袋配合乳腺翼型板固定,患者上肢上举,双手握住翼型板把手。利用西门子Definition大孔径CT行螺旋扫描,扫描时病人平静呼吸。扫描

层厚、层距均为3 mm,扫描范围为下颌至全胸廓,包括全部邻近正常组织器官,肺、心脏、对侧乳腺、脊髓。

### 1.3 放疗计划制定

根据美国放射治疗肿瘤协作组(RTOG)共识定义:患侧胸壁和(或)锁骨上、下淋巴结区为临床靶区(CTV);CTV外扩5 mm~10 mm为计划靶区(PTV)<sup>[5]</sup>;患侧肺、健侧肺、对侧乳腺、脊髓、心脏和皮肤为患者的危及器官。利用Eclipse计划系统(11.0版本)对每个病例分别设计动态IMRT和容积调强(VMAT)两种类型放疗计划。动态IMRT计划采用5-7野照射,VMAT计划采用双弧照射,弧的起始切入角度分别为靶区的两个切线野方向,偏差在15°以内;剂量处方为95% PTV受量不低于50 Gy,共25个分次;对每一类型计划,在保持优化的强度图或控制点不变的情况下分别采用AAA算法和Acuros XB算法进行最后剂量计算,归一条件相同,计算网格均为2.5 mm。这样每个病例共有4个计划。

### 1.4 剂量学差异评价

剂量学评价指标有靶区和危及器官的剂量体积直方图(DVH图)、靶区最大剂量 $D_{\max}$ 、最小剂量 $D_{\min}$ 、平均剂量 $D_{\text{mean}}$ 、剂量均匀性指数(HI)、适形指数(CI),肺(患侧肺、健侧肺)受量达5 Gy、10 Gy、20 Gy、30 Gy的体积 $V_5$ 、 $V_{10}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ ;对侧乳腺、心脏、皮肤的 $D_{\max}$ 和 $D_{\text{mean}}$ 以及两种算法的最大相对差异。其中HI计算公式为 $HI=(D_2-D_{98})/D_{50}$ , $D_2$ 表示2% PTV接受的最低剂量, $D_{98}$ 表示98% PTV接受的最低剂量, $D_{50}$ 表示50% PTV接受的最低剂量。HI值越小,表示靶区剂量均匀性越好。CI计算公式为 $CI=(V_{t95\%}/V_t) \times (V_{t95\%}/V_{95\%})$ ,其中 $V_{t95\%}$ 为95%等剂量线所包绕的靶区体积, $V_t$ 为靶区体积, $V_{95\%}$ 为95%等剂量线所包绕的

所有区域的体积。CI值范围为0~1, 值越大表示适形度越好。其中DAAA表示AAA算法计算计划中靶区及危及器官的 $D_{\text{mean}}$ , DAXB表示Acuros XB算法计算计划中靶区及危及器官 $D_{\text{mean}}$ 。

### 1.5 统计学处理

剂量学指标的差异采用SPSS 16.0提供的配对 $t$ 检验进行分析,  $P < 0.05$ 表示有统计学差异。

## 2 结果

### 2.1 两种算法的等剂量曲线图

选取某两个病例在等中心位置横断面的剂量分布曲线, 如图1、图2所示。可以看出4750 cGy的剂量线(绿色的线所示)对靶区PTV(红色的线所示)的包裹较好, 各剂量线的分布基本一致。

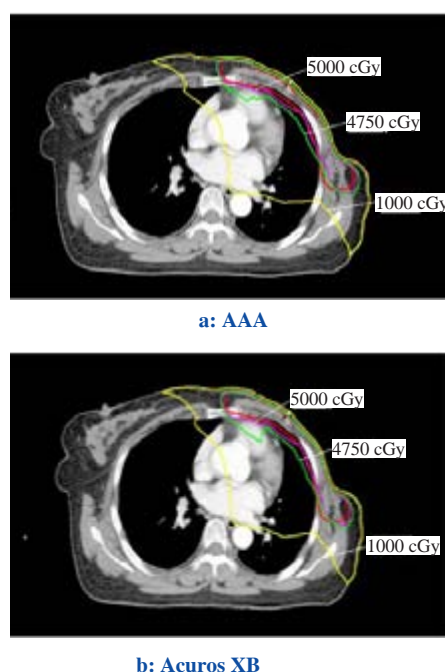
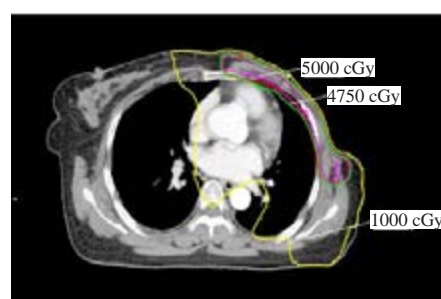


图1 IMRT计划在等中心位置横断面的剂量分布图

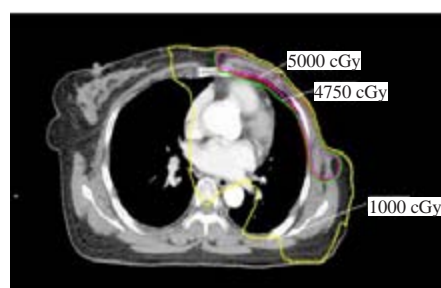
Fig.1 Dose distribution of IMRT at isocenter cross-section

### 2.2 AAA算法和Acuros XB算法的剂量指标比较

AAA算法与Acuros XB算法在IMRT计划中靶区剂量存在较小差异, 危及器官的剂量基本一致, 仅皮肤及对侧乳腺存在较明显的差异。同时也可以得到Acuros XB算法在IMRT计划中的HI与CI均好于AAA算法。AAA算法与Acuros XB算法在VMAT计划中靶区剂量差异相对较大, 特别是靶区 $D_{\text{max}}$ 。危及器官的剂量基本一致, 但Acuros XB算法计划的皮肤及患侧肺剂量整体低于AAA算法, 如表1所示。



a: AAA



b: Acuros XB

图2 VMAT计划在等中心位置横断面的剂量分布图

Fig.2 Dose distribution of VMAT at isocenter cross-section

### 2.3 两种算法在IMRT及VMAT计划间相对差异程度比较

AAA算法与Acuros XB算法在IMRT计划中靶区与危及器官的剂量基本一致, 仅在对侧乳腺 $D_{\text{max}}$ 上有较明显差异, 最大差值达3.7%。但在VMAT计划中, 两种算法的差异相对较大, 靶区及危及器官剂量最大差值为3.5%和8.1%, 如表2所示。

## 3 讨论

目前已有不少研究报道了Acuros XB算法和AAA算法在模体或肺癌、鼻咽癌等部位肿瘤放疗计划中的剂量学差异<sup>[6-8]</sup>。结果均显示Acuros XB算法与蒙特卡罗算法计算得到的剂量特别接近, 而与AAA算法的差异较明显<sup>[2, 4]</sup>。Chetty等<sup>[9]</sup>对Acuros XB算法与AAA算法在VMAT计划中的计量精度及临床质量进行比较, 结果显示AAA算法严重低估了PTV的 $D_{\text{min}}$ , 最大差异达12.3%; Tao等<sup>[10]</sup>在肺癌非均匀剂量计算的研究中发现, 与测量值相比, AAA算法与Acuros XB算法在PTV中的差异均在3%以内, 危及器官差异在5%以内, 且Acuros XB算法的差异更小, 与测量值基本一致。这与本研究得到的PTV及危及器官在IMRT及VMAT计划中的最大差异分别为0.2%、3.7%与3.5%、8.1%有一定的出入。

出现以上差异可能是由于靶区位置不同造成

表 1 两种算法的靶区和危机器官剂量指标比较(cGy)  
Tab.1 Dosimetric comparison of PTV and OARs between AAA algorithm and Acuros XB algorithm (cGy )

Parameter	IMRT				VMAT			
	AAA	Acuros XB	<i>t</i>	<i>P</i>	AAA	Acuros XB	<i>t</i>	<i>P</i>
PTV D <sub>mean</sub>	5176.400±25.100	5165.300±26.300	3.852	0.006	4601.600±1481.900	4593.800±1481.700	3.570	0.010
PTV D <sub>max</sub>	5539.700±49.400	5740.800±67.700	-8.290	0.000	5183.300±886.900	5284.700±930.700	-4.100	0.000
Ipsilateral lung								
D <sub>mean</sub>	1749.500±188.800	1733.500±188.400	12.440	0.000	1690.900±677.000	1666.400±668.300	6.900	0.000
D <sub>max</sub>	5388.400±63.700	5460.100±56.100	-2.500	0.041	5287.500±97.900	5343.400±121.300	-2.700	0.030
V <sub>5</sub>	0.850±0.100	0.870±0.133	-0.640	0.545	0.990±0.023	0.990±0.031	1.180	0.280
V <sub>10</sub>	0.507±0.110	0.630±0.174	-1.070	0.320	0.830±0.091	0.800±0.101	5.300	0.010
V <sub>20</sub>	0.290±0.050	0.290±0.043	1.790	0.117	0.380±0.220	0.380±0.222	3.600	0.010
V <sub>30</sub>	0.200±0.040	0.200±0.034	-2.500	0.041	0.190±0.010	0.190±0.011	-4.400	0.000
Contralateral lung								
D <sub>mean</sub>	217.200±99.200	222.900±99.400	-5.030	0.002	711.700±110.800	710.500±113.500	0.350	0.740
D <sub>max</sub>	1168.500±412.800	1196.600±411.400	-5.090	0.001	2416.800±640.800	2449.400±659.200	-3.000	0.020
V <sub>5</sub>	0.280±0.310	0.290±0.048	-1.510	0.175	0.780±0.185	0.770±0.190	1.190	0.270
V <sub>10</sub>	0.020±0.380	0.040±0.048	-1.510	0.175	0.140±0.074	0.140±0.076	-1.400	0.200
V <sub>20</sub>	0.000	0.000	0.000	0.000	0.020±0.004	0.030±0.004	-2.600	0.040
V <sub>30</sub>	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.00
Spinal cord								
D <sub>mean</sub>	740.800±1304.200	738.400±1304.400	-1.060	0.123	905.800±206.400	895.500±205.300	4.010	0.010
D <sub>max</sub>	624.900±1434.600	605.900±1421.800	-2.520	0.012	2832.500±1120.600	2827.200±1123.900	0.250	0.810
Contralateral breast								
D <sub>mean</sub>	1779.600±1721.300	1847.600±1734.400	-3.230	0.014	721.900±385.200	733.500±373.900	-2.500	0.040
D <sub>max</sub>	3701.900±261.300	4029.600±246.600	-4.560	0.003	2104.300±1751.600	2128.100±1766.500	-1.900	0.100
Heart								
D <sub>mean</sub>	933.600±607.700	931.700±597.200	0.369	0.723	1687.000±758.900	1672.200±750.400	4.310	0.000
D <sub>max</sub>	4273.500±946.700	4347.200±933.500	-3.010	0.020	4393.000±1343.200	4411.900±1336.500	-1.300	0.240
Skin								
D <sub>mean</sub>	813.200±173.500	821.400±170.800	-2.400	0.048	1064.800±237.700	1063.900±231.700	0.360	0.730
D <sub>max</sub>	4937.100±1403.400	5106.100±1449.300	-5.100	0.001	4998.300±1632.900	5090.100±1658.700	-2.800	0.030
CI	0.700±0.042	0.720±0.044	-9.140	0.000	0.794±0.040	0.780±0.029	1.290	0.240
HI	0.920±0.006	0.920±0.004	3.185	0.015	1.087±0.018	1.090±0.013	0.580	0.580

表 2 两种算法在 IMRT 及 VMAT 计划间剂量相对差异程度比较  
Tab.2 Relative dose differences of AAA algorithm and Acuros XB algorithm in IMRT plan and VMAT plan

Method	PTV		Ipsilateral lung		Contralateral lung		Spinal cord		Contralateral breast		Heart		Skin	
	D <sub>max</sub>	D <sub>mean</sub>	D <sub>max</sub>	D <sub>mean</sub>	D <sub>max</sub>	D <sub>mean</sub>	D <sub>max</sub>	D <sub>mean</sub>	D <sub>max</sub>	D <sub>mean</sub>	D <sub>max</sub>	D <sub>mean</sub>	D <sub>max</sub>	D <sub>mean</sub>
IMRT	0.2%	0.2%	0.9%	1.5%	-2.6%	1.2%	0.3%	1.2%	-3.7%	1.2%	0.2%	0.9%	-1.0%	0.08%
VMAT	-3.5%	-1.9%	-1.3%	-1.1%	-2.3%	-1.3%	3.1%	0.2%	-8.1%	0.2%	-1.7%	-0.4%	-3.3%	-1.8%

Note: Largest difference was the maximum dose of relative difference in this group.



的。本实验研究对象为根治术后乳腺癌患者, 患者的IMRT及VMAT计划中最大差异的危及器官分别为健侧肺及脊髓, 都处在低剂量区且密度差异较大的组织交界面附近。而VMAT利用控制点实现, 在机架旋转过程中连续出束, 密度差异对其影响更为明显, 这与本实验结果一致——两种算法的VMAT计划靶区及危及器官的剂量差异大于IMRT。其次, 乳腺癌术后患者靶区厚度较薄, 在计划设计时IMRT计划的5~7个射野总有两个野为切线照射, VMAT两个弧的起始切入角度均为切线方向。有研究显示Acuros XB算法在侧向电子失衡的情况下, 精确性高于AAA算法<sup>[10]</sup>。在侧向光子束照射情况下, AAA算法只是简单的运用近似模型来描述电子的输运, 对带电离子平衡和光子散射平衡的考虑不够精确, 且不能有效预测低密度区域中二次建成区域的剂量<sup>[12]</sup>。出现以上差异也可能是射野数目不同造成的, 当多个射束照射相同位置时, 由于其他各方向射野的补偿作用, 可能导致最终的剂量差异变小<sup>[13]</sup>。本实验中靶区及危及器官剂量差异最大的患者均为5野照射, 相比于7野照射患者, 单个射野的影响更大, 靶区的均匀性及适形度更差。

无论在IMRT还是VMAT计划中, Acuros XB算法计算得到的皮肤 $D_{\max}$ 总是大于AAA算法, 且差异具有统计学意义。在实际临床治疗中, 患者在接受剂量照射时, 皮肤总会出现不同程度上的干硬等变化, Acuros XB算法能够更精确地获得患者的皮肤剂量, 有利于医生了解剂量与皮肤反应的关系, 在计划设计时提高对皮肤的剂量限制, 可能在一定程度上缓解这一症状。皮肤剂量的升高虽然增大了计划设计的难度, 但有可能使物理师在设计放疗计划时获得更合适的布野位置及治疗时间, 从而获得更利于治疗的靶区剂量分布。出现以上结果也可能是病例数量较少造成的偶然误差, 放射治疗方法的不同, 计划系统版本差异, 计划设计中的射野角度不同, 计算网格不同等原因造成。

本文在以Acuros XB算法为基准的条件下进行结果分析, 显示无论在IMRT计划还是VMAT计划中, Acuros XB算法对应计划的靶区的 $D_{\max}$ 均高于AAA算法,  $D_{\text{mean}}$ 均低于AAA算法; 且AAA算法计算

计划的危及器官的剂量大部分低于Acuros XB算法。AAA算法在IMRT计划中的靶区及危及器官的差异相对较小, 在VMAT计划中的差异相对较大。两种算法均满足临床要求, 均可用于临床治疗, 以上差异都应考虑在利用AAA算法进行的剂量计算中。

## 【参考文献】

- [1] Readshaw A, Lalonde R, Kim H, et al. Comparison of AAA and acuros dose calculations in a heterogenous phantom[J]. Med Phys, 2013, 40: 336.
- [2] Bragg CM, Wingate K, Conway J, et al. Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for IMRT treatment planning and verification[J]. Radiother Oncol, 2008, 86: 276-284.
- [3] Panettieri V, Barsoum P, Westermarck M, et al. AAA and PBC calculation accuracy in the surface build-up region in tangential beam treatments of Phantom and breast case study with the Monte Carlo code penelope[J]. Radiother Oncol, 2009, 93: 94-101.
- [4] 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): 1715.
- [5] Julia W, An T, Douglas A, et al. Breast cancer Atlas for radiation therapy planning: Consensus definition[J/OL]. <http://www.rtog.org/LinkClick.aspx?fileticket=vzJFhPaBipE%3d&tabid=236>.
- [6] Monica WK, Lucullus HT. Dosimetric impact of using the acuros XB algorithm for intensity modulated radiation therapy and rapid arc planning in nasopharyngeal carcinomas[J]. Radiat Oncol Biol Phys, 2013, 85: e73-e80.
- [7] Kroon PS, Hol S, Essers M, et al. 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.
- [8] 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: 1587-1595.
- [9] Chetty IJ, Devpura, Liu D, et al. Correlation of dose computed using different algorithms with local control following stereotactic ablative radiotherapy(SABR)-based treatment of non-small-cell lung cancer[J]. Radiother Oncol, 2013, 109(3): 498-504.
- [10] Tao H, Followill D, Mikell J, et al. Dosimetric impact of Acuros XB deterministic radiation transport algorithm for heterogeneous dose calculation in lung cancer[J]. Med Phys, 2013, 40(5): 1710.
- [11] Chen KL. Monte carlo method for partial breast irradiation with mammosite device[J]. Brach, 2013, 12(1): S11-S77.
- [12] Chow JC, Jiang RQ, Leung MK, et al. Dosimetry of oblique tangential photon beams calculated by superposition/convolution algorithms: A Monte Carlo evaluation[J]. Appl Clin Med Phy, 2011, 12(1): 108.
- [13] Liu HW, 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, 2013, 8(3): 53.