

# 计算网格大小对脑肿瘤立体定向放射治疗剂量学的影响

刘力闽<sup>1</sup>, 陈馨薇<sup>1</sup>, 罗静<sup>1</sup>, 康盛伟<sup>2</sup>, 黎杰<sup>2</sup>, 王培<sup>2</sup>, 吴骏翔<sup>2</sup>

1. 仁寿县人民医院 肿瘤科, 四川 仁寿 620500; 2. 四川省肿瘤医院(研究所)/四川省癌症防治中心/电子科技大学医学院 放射肿瘤学四川省重点实验室, 四川 成都 610041

**[摘要]** 目的 比较剂量计算网格(Dose Calculation Grid Size, DCGS)大小对基于容积旋转弧形调强放疗技术(Volumetric Modulate Arc Therapy, VMAT)的脑肿瘤立体定向放疗(Stereotactic Radiotherapy, SRT)剂量学参数和优化效率的影响, 探索将SRT技术应用于脑肿瘤时最优的计算网格大小。方法 选取10例SRT脑肿瘤患者, 均采用VMAT技术, 处方剂量40 Gy, 靶区体积范围2.8~37.7 cm<sup>3</sup>, 相同优化条件下分别使用0.1、0.2和0.3 cm(DCGS1、DCGS2和DCGS3组)的剂量计算网格进行计划设计和评估。比较3组计划靶区的D<sub>95</sub>、D<sub>50</sub>、梯度指数(Gradient Index, GI)、适形度指数、危及器官的受照剂量、机器跳数和剂量计算时间。结果 DCGS1组的靶区GI和正常脑组织V<sub>5</sub>、V<sub>10</sub>、V<sub>15</sub>、V<sub>20</sub>、V<sub>25</sub>和D<sub>mean</sub>均优于DCGS2和DCGS3组, 与DCGS2相比分别下降了0.26、1.44%、1.23%、0.52%、0.25%、0.14%以及0.20 Gy(P<0.05), 与DCGS3相比分别下降了0.60、3.11%、2.85%、1.25%、0.60%、0.33%以及0.45 Gy(P<0.05)。DCGS1、DCGS2和DCGS3组的剂量计算时间分别为46.85、12.29和5.36 min。DCGS3组与DCGS2组和DCGS1组相比, 计算时间分别降低了56.39%和88.56%(P<0.05)。结论 综合考虑计划质量和优化效率, 建议采用0.2 cm计算网格用于脑肿瘤SRT, 若只考虑计划质量则建议采用0.1 cm计算网格。

**[关键词]** 立体定向放疗; 容积弧形调强放射治疗; 剂量计算网格; 剂量学参数; 脑肿瘤

## Dosimetric Comparison Among Volumetric Modulated Arc Therapy Plans With Different Dose Calculation Grid Size During Stereotactic Radiotherapy for Brain Tumors

LIU Limin<sup>1</sup>, CHEN Xinwei<sup>1</sup>, LUO Jing<sup>1</sup>, KANG Shengwei<sup>2</sup>, LI Jie<sup>2</sup>, WANG Pei<sup>2</sup>, WU Junxiang<sup>2</sup>

1. Department of Oncology, The People's Hospital of Renshou County, Renshou Sichuan 620500, China;  
2. Key Laboratory of Radiation Oncology of Sichuan Province, Sichuan Cancer Hospital & Institute/Sichuan Cancer Center/  
School of Medicine, UESTC, Chengdu Sichuan 610041, China

**Abstract:** Objective To compare the effect of dose calculation grid size (DCGS) on dosimetric parameters and optimization efficiency of brain tumor stereotactic radiotherapy (SRT) based on volumetric modulated arc therapy (VMAT), and explore the optimal DCGS for brain tumor SRT. **Methods** A total of 10 patients with brain tumors were selected. All patients received VMAT at a prescription dose of 40 Gy and target volume range of 2.8~37.7 cm<sup>3</sup>. Under the same optimization conditions, dose calculation grids of 0.1, 0.2 and 0.3 cm (DCGS1, DCGS2 and DCGS3 groups) were used for planning design and evaluation. The difference for D<sub>95</sub>, D<sub>50</sub>, gradient index (GI), conformity index (CI), dose to OARs, monitor unit and dose calculation time were compared among these 3 treatment plans. **Results** The GI of target area and the V<sub>5</sub>, V<sub>10</sub>, V<sub>15</sub>, V<sub>20</sub>, V<sub>25</sub> and D<sub>mean</sub> of normal brain tissue in DCGS1 group were better than those in DCGS2 and DCGS3 group. Compared with DCGS2, they decreased by 0.26, 1.44%, 1.23%, 0.52%, 0.25%, 0.14% and 0.20 Gy respectively (P<0.05). Compared with DCGS3, they decreased by 0.60, 3.11%, 2.85%, 1.25%, 0.60%, 0.33% and 0.45 Gy, respectively (P<0.05). The dose calculation time of DCGS1, DCGS2 and DCGS3 groups were 46.85, 12.29 and 5.36 min, respectively. Compared with DCGS2 and DCGS1, the calculation time of DCGS3 group was reduced by 56.39% and 88.56% (P<0.05), respectively. The dose calculation time was 46.85, 12.29 and 5.36 min for DCGS1, DCGS2 and DCGS3, respectively. DCGS3 compared with DCGS2 and DCGS1, the dose calculation time decreased by 56.39% and 88.56%, respectively (P<0.05). **Conclusion** Considering planning quality and optimization efficiency, a 0.2cm grid is recommended for SRT of brain tumors, and a 0.1cm grid is recommended for SRT of brain tumors only considering planning quality.

**Key words:** stereotactic radiotherapy; volumetric modulated arc therapy; dose calculation grid; dosimetric parameters; brain tumor

[中图分类号] R815.6

[文献标识码] A

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2022.04.012

[文章编号] 1674-1633(2022)04-0047-04

## 引言

据统计, 20%~40% 的肿瘤患者会出现脑转移瘤<sup>[1]</sup>。立体定向放射治疗 (Stereotactic Radiotherapy, SRT) 单次高剂量、少分割次数、高等效生物剂量、靶区外剂量快速跌落等特点结合容积弧形调强放射治疗技术 (Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) 已广泛地应用于脑肿瘤治疗<sup>[2-4]</sup>。计划系统在 VMAT 等调强技术的剂量计算过程中提供了多种剂量计算网格 (Dose Calculation Grid Size, DCGS) 的参数设置, 计算网格越小结果越精确, 但计算时间却成倍增长<sup>[5-6]</sup>。目前, 国内外很少有关于计算网格大小对脑肿瘤 SRT 物理剂量和生物剂量影响的研究, 需要确定一个最优的计算网格大小, 在保证剂量计算精度、计划质量的同时尽可能地提高优化效率。根据美国医学物理学家学会 (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) 的 TG101 报告<sup>[7]</sup> 建议, SRT 技术应使用 0.2 cm 或者更小的剂量计算网格, 不建议使用 0.3 cm 或更大的计算网格。因此, 本研究选取脑肿瘤患者应用 SRT 技术, 比较 0.1、0.2 和 0.3 cm 计算网格对 VMAT 计划质量和优化效率的影响, 为 VMAT 进行脑肿瘤 SRT 选择合适的计算网格提供数据支持。

## 1 材料与方法

### 1.1 患者资料

选择 2020 年 1 月至 2020 年 10 月本院收治的脑转移瘤患者 10 例 (肿瘤位置: 额叶 4 例、顶叶 3 例、颞叶 3 例), 年龄 48~66 岁 ( $\geq 55$  岁的 6 例), 中位年龄 51 岁, 男女各半, 所有患者均无放疗禁忌证。患者靶区体积为 2.8~37.7 cm<sup>3</sup> ( $<10$  cm<sup>3</sup> 的 4 例,  $\geq 20$  cm<sup>3</sup> 的 4 例), 中位体积 15.2 cm<sup>3</sup>。

### 1.2 CT 定位和靶区危及器官勾画

患者采用仰卧位, 头部热塑膜固定体位, 采用 Philips Brilliance TM CT BigBore4 16 排大孔径 CT 扫描机, 扫描层厚 0.3 cm。扫描后将患者 CT 数据传送至美国 MIM Software 公司的 MIM Maestro 软件由主管医生勾画计划靶区 (Planning Target Volume, PTV) 和危及器官 (Organ at Risk, OAR)。OAR 包括脑组织、脑干、眼球、晶体、视交叉、视神经以及垂体。

### 1.3 处方剂量和计划设计

PTV 处方剂量 40 Gy, 5 次, 8 Gy/次。计划要求处方剂量, 即 40 Gy 剂量线至少要覆盖 95% 的靶区体积, 靶区内  $D_{\max} < 125\%$  处方剂量。采用美国瓦里安公司的 Eclipse 11.0 放射治疗计划系统, 优化算法为 PRO (Progressive Resolution Optimizer) 11.0.31 版本, 剂量计算采用 AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) 11.0.31 版本。加速器采用瓦里安公司的 Novalis TX, 其中 32 对 0.25 cm 多叶光栅, 28 对 0.50 cm 多叶光栅。射线能量为 6 MV X 射线, 均整器模式 (Flattening

Filter, FF), 剂量率最大 600 MU/min。计划设计采用共面、VMAT、FF, 3 个全弧 (弧 1 顺时针 181°~179°, 弧 2 逆时针 179°~181°, 弧 3 顺时针 181°~179°)。分别选择 0.1、0.2、0.3 cm 计算网格 (DCGS1、DCGS2 和 DCGS3 组) 进行 VMAT 设计, 优化时 3 组 PTV 和 OAR 的条件一致。

### 1.4 计划评价指标

靶区评估采用 95% PTV 体积的剂量  $D_{95}$ 、 $D_{50}$ 、适形度指数 (Conformity Index, CI)<sup>[8]</sup> 以及梯度指数 (Gradient Index, GI)<sup>[9]</sup>。CI =  $(TV_{PV})^2 / (TV \times PV)$ , 其中  $TV_{PV}$  为处方剂量所覆盖的 PTV 的体积, TV 为 PTV 的体积, PV 为处方剂量线所覆盖的总体积。GI 定义为 50% 处方剂量所包裹的体积与处方剂量所包裹的体积之比。CI 值越接近 1 表示适形度越高。GI 值越小表示剂量跌落越快。OAR 的评估指标包括脑组织的  $V_5$ 、 $V_{10}$ 、 $V_{15}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{25}$  和平均剂量  $D_{\text{mean}}$ ; 脑干最大值  $D_{\max}$ ; 眼球  $D_{\max}$ ; 晶体  $D_{\max}$ ; 视交叉  $D_{\max}$ ; 视神经  $D_{\max}$ ; 垂体  $D_{\max}$ ; 另外, 还统计 3 组计划的机器跳数和优化时间。 $V_n < m$  表示 n Gy 剂量所包裹的 OAR 的体积小于 m%。

### 1.5 统计学分析

采用 SPSS 23.0 对本研究中 3 组计划的剂量学参数进行配对  $t$  检验分析, 数据以  $\bar{x} \pm s$  表示。 $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 2 结果

### 2.1 PTV 和 OAR 剂量学比较

3 组 PTV 和 OAR 剂量学参数结果列于表 1。3 组计划得到的靶区  $D_{95}$  和  $D_{50}$  参数的差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。DCGS1 组得到的 CI 优于 DCGS3 组, 差异有统计学意义 ( $t = -2.34$ ,  $P < 0.05$ )。DCGS1 组得到的 GI 优于 DCGS2 和 DCGS3 两组相比, 分别下降了 6.31% 和 13.45%, 差异有统计学意义 ( $t = -8.57$ 、 $-6.03$ ,  $P < 0.05$ )。图 1 为 3 组计划在横截面的剂量分布图, 其中图 1a、1b、1c 分别是 0.1、0.2、0.3 cm 计算网格, 剂量线从 1500 cGy 至 5000 cGy, 结合 3 组计划得到的 GI 可知随着计算网格的减少, 靶区外的剂量跌落更加陡峭。3 组计划在脑干、眼球、晶体、视神经和视交叉等 OAR 的差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。正常脑组织的剂量学参数, 随着计算网格的降低而降低, 其中 DCGS1 组与 DCGS3 组相比,  $V_5$ 、 $V_{10}$ 、 $V_{15}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{25}$  和  $D_{\text{mean}}$  分别下降了 3.11%、2.85%、1.25%、0.60%、0.33% 以及 0.45 Gy, 差异有统计学意义 ( $t = -7.50$ 、 $-5.60$ 、 $-5.11$ 、 $-5.62$ 、 $-6.55$ 、 $-9.16$ ,  $P < 0.05$ ); 与 DCGS2 组相比,  $V_5$ 、 $V_{10}$ 、 $V_{15}$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{25}$  和  $D_{\text{mean}}$  分别下降了 1.44%、1.23%、0.52%、0.25%、0.14% 以及 0.20 Gy, 差异有统计学意义 ( $t = -7.66$ 、 $-7.16$ 、 $-4.83$ 、 $-5.48$ 、 $-8.15$ 、 $-11.76$ ,  $P < 0.05$ )。

### 2.2 机器跳数和剂量计算时间比较

3 组计划得到的机器跳数差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。DCGS1、DCGS2 和 DCGS3 组的剂量计算时间分别为 46.85、12.29 和 5.36 min。随着计算网格的增加, 剂量计算

收稿日期: 2021-04-29

基金项目: 四川省重点研发项目 (2021YFG0168; 2021YFG0320)。

通信作者: 吴骏翔, 副研究员, 主要研究方向为辐射物理与医学物理。

通信作者邮箱: wujx610@qq.com

表1 10例患者3组PTV和OAR剂量参数结果 ( $\bar{x} \pm s$ )

计划	PTV				脑干D <sub>max</sub> /Gy	眼球D <sub>max</sub> /Gy
	D <sub>95</sub> /Gy	D <sub>50</sub> /Gy	CI	GI		
DCGS1	40.06 ± 0.04	44.56 ± 0.49	0.88 ± 0.04	3.86 ± 1.05	17.10 ± 8.39	6.20 ± 2.77
DCGS2	40.05 ± 0.04	44.63 ± 0.49	0.89 ± 0.04	4.12 ± 1.13 <sup>a</sup>	16.52 ± 7.98	6.35 ± 2.99
DCGS3	40.07 ± 0.04	44.55 ± 0.49	0.89 ± 0.03 <sup>a</sup>	4.46 ± 1.32 <sup>ab</sup>	16.50 ± 7.87	6.38 ± 3.29

计划	脑组织					D <sub>mean</sub> /Gy
	V <sub>5</sub> /%	V <sub>10</sub> /%	V <sub>15</sub> /%	V <sub>20</sub> /%	V <sub>25</sub> /%	
DCGS1	50.70 ± 18.59	21.40 ± 11.11	9.27 ± 6.02	4.85 ± 2.88	3.19 ± 1.88	6.84 ± 2.33
DCGS2	52.14 ± 18.68 <sup>a</sup>	22.63 ± 11.56 <sup>a</sup>	9.79 ± 6.29 <sup>a</sup>	5.10 ± 2.98 <sup>a</sup>	3.33 ± 1.92 <sup>a</sup>	7.04 ± 2.37 <sup>a</sup>
DCGS3	53.81 ± 18.77 <sup>ab</sup>	24.25 ± 12.41 <sup>ab</sup>	10.52 ± 6.58 <sup>ab</sup>	5.45 ± 3.14 <sup>ab</sup>	3.52 ± 1.99 <sup>ab</sup>	7.29 ± 2.43 <sup>ab</sup>

计划	晶体D <sub>max</sub> /Gy	视神经D <sub>max</sub> /Gy	视交叉D <sub>max</sub> /Gy	垂体D <sub>max</sub> /Gy	加速器跳数/MU	剂量计算时间/min
DCGS1	3.51 ± 1.64	5.79 ± 3.33	5.73 ± 3.58	6.19 ± 3.85	4054.9 ± 409.7	46.85 ± 0.94
DCGS2	3.51 ± 1.57	5.68 ± 3.40	5.74 ± 3.45	6.48 ± 4.11	4103.4 ± 364.3	12.29 ± 0.69 <sup>a</sup>
DCGS3	3.61 ± 1.70	6.09 ± 3.88	6.08 ± 3.89	6.67 ± 4.30 <sup>a</sup>	4113.3 ± 352.1	5.36 ± 0.30 <sup>ab</sup>

注: <sup>a</sup>与DCGS1组相比,  $P < 0.05$ ; <sup>b</sup>与DCGS2组相比,  $P < 0.05$ 。

时间显著降低, DCGS3组与DCGS2组和DCGS1组相比, 计算时间分别降低了56.39%和88.56%, 差异有统计学意义 ( $t=10.71, 51.00, P < 0.05$ )。

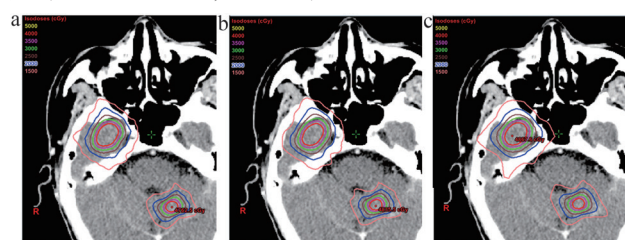


图1 3组计划的横截面剂量分布图

注: a. 0.1 cm 计算网格; b. 0.2 cm 计算网格; c. 0.3 cm 计算网格。

### 3 讨论

SRT 技术是脑肿瘤的主要治疗手段之一<sup>[10-11]</sup>。SRT 技术是通过单次或少次 (1~5 次) 给予靶区大剂量照射 (6~30 Gy), 为了最小化 OAR 的不良反应, 需要严格控制靶区外的剂量跌落。因此, 相比于常规放疗, SRT 技术需要更加准确的剂量传递<sup>[7]</sup>。Dempsey 等<sup>[12]</sup>通过理论和试验均证明了离散空间剂量计算网格在调强放疗剂量计算时会产生误差, 应在计划优化时选择合适的剂量计算网格。在剂量计算中, 使用不同的网格大小将会对剂量计算的准确性产生不同的影响, 还会对剂量分布产生不同程度的影响。目前, 国内外已有学者发布了关于计算网格对肺癌<sup>[13]</sup>、头颈部肿瘤<sup>[14]</sup>、宫颈癌<sup>[15]</sup>等部位计划的剂量学影响研究, 而少有关于计算网格大小对脑肿瘤 SRT 剂量学影响的研究。随着脑肿瘤 SRT 技术在临床应用越来越广泛, 更加需要如何选择计算网格的相关剂量学研究, 以便为临床使用提供数据参考。基于此, 本研究按照 AAPM TG101 报告<sup>[7]</sup>中推荐的 SRT 技术应使用不大于 0.3 cm 的计算网格进行剂量计算, 比较了 0.1、0.2、0.3 cm 计算网格大小对脑肿瘤 SRT 剂量学参数和优化效率的影响, 结果表明 0.1 cm 的计算网格在剂量梯度和正常脑组织保护上更具有优势, 而 0.3 cm

计算网格在优化效率上更具优势。

改变剂量计算网格的大小会对剂量分布、计算精度和计算时间产生不同程度的影响<sup>[16-18]</sup>。乌晓礼等<sup>[16]</sup>的研究中使用 PTW-VeriSoft 调强验证软件得到计划验证通过率随着计算网格的减少而增加, 0.3、0.4 和 0.5 cm 计算网格时的计划通过率分别为 96.7%、94.5% 和 91.7%。Chung 等<sup>[5]</sup>研究表明使用 0.15 cm 和 0.2 cm 计算网格时的处方剂量相差 2.3%, 而与 0.4 cm 相比差异达到 5.6%。本研究得到的结果表明改变剂量计算网格大小可对靶区外的剂量分布产生影响, 这可能与 SBRT 技术靶区体积小、靶区外剂量跌落陡峭有关, 计算网格的减少会最小化剂量梯度和体积平均效应的影响<sup>[19-20]</sup>。本研究中, 靶区的 GI 值随着计算网格的增加而增加, 计算网格 0.3 cm 与 0.2 cm 和 0.1 cm 相比分别增加了 0.34 和 0.60 ( $P < 0.05$ )。本研究中计算网格的改变对 OAR 的剂量体积影响较大, 特别是正常脑组织。脑转移 SRT 治疗的放射性脑坏死的风险与肿瘤的位置、体积、处方剂量、脑组织的剂量学参数以及病理等因素有关, 在计划设计中应严格控制脑组织的受照剂量。而随着计算网格的增加, 脑组织的 V<sub>5</sub>、V<sub>10</sub>、V<sub>15</sub>、V<sub>20</sub>、V<sub>25</sub> 和 D<sub>mean</sub> 也随之增加, 计算网格 0.1 cm 与 0.2 cm 和 0.3 cm 相比分别减少了 1.44%、1.23%、0.52%、0.25%、0.14% 及 0.20 Gy, 3.11%、2.85%、1.25%、0.60%、0.33% 以及 0.45 Gy ( $P < 0.05$ ); 而计算网格的改变对 OAR 最大值的影响较小, 3 组计算网格得到的脑干、眼球、晶体、视神经和视交叉等 OAR 的最大值的差异均无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。计算网格的减少不仅可以增加计划的精确性, 还可以减少正常脑组织的受照剂量, 这一结果为在脑肿瘤 SRT 中更好的保护正常脑组织提供了一种新的方法。

随着计算网格的减小, 计算结果更加精确, 但是却会显著提高剂量计算的时间, 降低优化效率, 特别是控制点较多的 VMAT 计划, 需要在计算精度和计算效率之间平衡<sup>[21-22]</sup>。Mittauer 等<sup>[17]</sup>研究发现, 剂量计算时间随着计算网格的增加而减少, 0.4 cm 和 0.3 cm 网格的计划时



间与 0.2 cm 相比分别减少了 84.4% 和 69.8%。本研究中计算网格 0.1、0.2 和 0.3 cm 的剂量计算时间分别是 46.85、12.29 和 5.36 min, 0.1 cm 计算网格的计算时间分别是 0.2 和 0.3 cm 的 3.81 和 8.74 倍。0.1 cm 计算网格与 0.2 和 0.3 cm 相比虽然可以提高计划质量, 但是却明显降低优化效率, 对于患者治疗压力较大的医院, 该计算网格并不适合在临床应用。计算网格大小既影响剂量计算速度, 也影响计算精度, 需要根据实际情况在计划质量和优化效率之间合理选择。另外, 本研究目前只比较了 3 种计算网格对于脑肿瘤 SRT 剂量分布和优化效率的影响, 而对验证通过率的比较, 需要进一步研究。

#### 4 结论

综合考虑计划质量和优化效率, 建议使用 0.2 cm 计算网格用于脑肿瘤的 SRT 技术, 在满足剂量计算精度的同时也能保证优化效率。3 组计划中, 0.1 cm 计算网格的计划质量最好, 但优化时间较长, 若只考虑计划质量则建议使用该计算网格。

#### [参考文献]

- [1] Patchell R. The management of brain metastases[J]. *Cancer Treat Rev*, 2003, 29(6): 533-540.
- [2] Roa D, Schiffner D, Zhang J, et al. The use of Rapid Arc volumetric-modulated arc therapy to deliver stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy to intracranial and extracranial target[J]. *Med Dosim*, 2012, 37(3): 257-264.
- [3] Nikitas J, Roach M, Robinson C, et al. Treatment of oligometastatic lung cancer with brain metastases using stereotactic radiosurgery (SRS) and stereotactic body radiation therapy (SBRT)[J]. *Clin Transl Radiat Oncol*, 2019, 21: 32-35.
- [4] Fiorentino A, Giaj-Levra N, Tebano U, et al. Stereotactic ablative radiation therapy for brain metastases with volumetric modulated arc therapy and flattening filter free delivery: feasibility and early clinical results[J]. *La Radiologia Medica*, 2017, 122: 676-682.
- [5] Chung H, Jin H, Palta J, et al. Dose variations with varying calculation grid size in head and neck IMRT[J]. *Phys Med Biol*, 2006, 51(19): 4841-4856.
- [6] Ong C, Cuijpers J, Senan S, et al. Impact of the calculation resolution of AAA for small fields and Rapid Arc treatment plans[J]. *Med Phys*, 2011, 38(8): 4471-4479.
- [7] Benedict S, Yenice K, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM task group 101[J]. *Med Phys*, 2010, 37(8): 4078-4101.
- [8] Feuvret L, Noel G, Mazon JJ, et al. Conformity index: a review[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2006, 64(2): 333-342.
- [9] Paddick I, Lippitz B. A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index[J]. *J Neurosurg*, 2006, 105: 194-201.
- [10] Lin X, Deangelis L. Treatment of brain metastases[J]. *J Clin Oncol*, 2015, 33(30): 3475-3484.
- [11] Prabhu R, Press R, Patel K, et al. Single-fraction stereotactic radiosurgery (SRS) alone versus surgical resection and SRS for large brain metastases: a multi-institutional analysis[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2017, 99(2): 459-467.
- [12] Dempsey J, Romeijn H, Li J, et al. A fourier analysis of the dose grid resolution required for accurate IMRT fluence map optimization[J]. *Med Phys*, 2005, 32: 380-382.
- [13] 陈祥, 单国平, 邵凯南, 等. 剂量网格分辨率大小对非小细胞肺癌立体定向放射治疗的剂量学影响[J]. *中国医学物理学杂志*, 2019, 36(1): 6-11.
- [14] 裴运通, 胡金炎, 马阳光, 等. Monaco 计划系统计算网格对头颈部肿瘤小体积危及器官的剂量学影响[J]. *中国医学物理学杂志*, 2019, 36(10): 1145-1151.
- [15] 陈飞虎, 李一江, 柏晗, 等. 宫颈癌放疗中计算网格尺寸对物理剂量和生物剂量的影响[J]. *中国医学物理学杂志*, 2020, 37(8): 971-976.
- [16] 乌晓礼, 王利华, 郝志龙, 等. Pinnacle3 治疗计划系统中计算网格大小对于剂量分布的比较研究[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2014, 23(3): 224-225.
- [17] Mittauer K, Lu B, Yan G, et al. A study of IMRT planning parameters on planning efficiency, delivery efficiency, and plan quality[J]. *Med Phys*, 2013, 40(6): 1-13.
- [18] Kim K, Chung J, Suh T, et al. Dosimetric and radiobiological comparison in different dose calculation grid sizes between acuros XB and anisotropic analytical algorithm for prostate VMAT[J]. *PLoS One*, 2018, 13(11): e0207232.
- [19] Chow J, Jiang R. Dose-volume and radiobiological dependence on the calculation grid size in prostate VMAT planning[J]. *Med Dosim*, 2018, 43(4): 383-389.
- [20] Srivastava S, Cheng C, Das I. The dosimetric and radiobiological impact of calculation grid size on head and neck IMRT[J]. *Pract Radiat Oncol*, 2017, 7(3): 209-217.
- [21] Bedford J. Speed versus accuracy in a fast convolution photon dose calculation for conformal radiotherapy[J]. *Phys Med Biol*, 2002, 47(19): 3475-3484.
- [22] Cakir A. Dosimetric comparison of anisotropic analytical algorithm and acuros XB in stereotactic body radiotherapy and effect of calculation grid size[J]. *Turk J Oncol*, 2017, 32(3): 100-105.

本文编辑 崔丽君