

## 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

裴运通, 胡金炎, 马阳光, 王海洋, 刘乐乐, 姬腾飞, 郭跃信  
郑州大学第一附属医院放射治疗部, 河南 郑州 453003

**【摘要】目的:**探讨 Monaco 计划系统中计算网格对头颈部肿瘤小体积危及器官剂量学影响。**方法:**选取 10 例头颈部 NKT (结外 NK/T 细胞淋巴瘤) 患者, Monaco 计划系统按不同计算网格分 A、B 两组制作计划。A 组以 3 mm 网格优化, 以 1、2、4、5 mm 网格重新计算剂量生成新计划; B 组按 1、2、3、4、5 mm 网格直接优化计划。A、B 两组计划其它参数均保持不变, 归一到处方剂量包绕 95% 靶区体积。统计晶体及计划敏感器官体积 (PRV)、视交叉和视神经最大、最小和平均剂量、靶区 CI 和 HI, 剂量重新计算与优化时间。以 1 mm 网格数据为参考, 采用配对  $t$  检验对上述结果进行统计分析。**结果:**2 mm 与 1 mm 网格配对  $t$  检验 A 组右晶体 PRV、右视神经和视交叉有统计学差异 ( $P < 0.05$ ), B 组右晶体 PRV 和视交叉有统计学差异, 其它危及器官 (OAR) 均无统计学差异 ( $P > 0.05$ )。3 mm 与 1 mm 网格配对  $t$  检验所有 OAR 均无统计学差异。4 mm 与 1 mm 网格配对  $t$  检验 A、B 两组晶体及 PRV 除 B 组右晶体 PRV 外均有统计学差异, 而视神经和视交叉均无统计学差异。5 mm 与 1 mm 网格配对  $t$  检验 A、B 两组晶体及 PRV 均有统计学差异, 视神经和视交叉除 A 组视交叉外均无统计学差异。1 mm 网格 A、B 两组 OAR 的剂量学参数、靶区的 CI 和 HI 没有统计学差异, B 组计划所需时间是 A 组的 4 倍。**结论:**较之于视神经和视交叉, 晶体及 PRV 对计算网格变化更敏感。Monaco 计划系统兼顾计算精度和工作效率, 头颈部肿瘤采用 3 mm 计算网格是合适的选择。当临床需要 1 mm 网格数据时, 可采用 3 mm 网格优化并重新计算到 1 mm 网格剂量的方法。

**【关键词】**Monaco; 计算网格; 小体积危及器官; 剂量学

**【中图分类号】**R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)10-1145-07

## Dosimetric impact of computational grid size in Monaco treatment planning system on small organs-at-risk in patients with head and neck cancer

PEI Yuntong, HU Jinyan, MA Yanguang, WANG Haiyang, LIU Lele, JI Tengfei, GUO Yuexin

Department of Radiation Oncology, the First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Zhengzhou 453003, China

**Abstract: Objective** To investigate the dosimetric effects of computational grid size in Monaco treatment planning system on the small organs-at-risk (OAR) in patients with head and neck cancer. **Methods** Ten patients with head and neck NKT (extranodal NK/T-cell lymphoma) were enrolled in the study, and two groups (groups A and B) of radiotherapy plan with different grid sizes were designed by Monaco treatment planning system. The plans in group A were optimized with 3 mm grid, and then 4 new plans were obtained by recalculating the final dose with the grid of 1, 2, 4 and 5 mm; in group B, 5 plans were generated with different grids (1, 2, 3, 4 and 5 mm). The other parameters in groups A and B remain unchanged, and the dose distribution was normalized to a prescription dose of 95% of planning target volume. The maximum, minimum and mean doses of lens, planning organ at risk volume (PRV) of lens, optic chiasm and optic nerve, the homogeneity index and conformity index of target areas, the time for dose recalculation and optimization were analyzed. Paired  $t$  test was used to analyze the obtained results, using 1 mm grid data as the reference. **Results** The paired  $t$  test on 2 mm grid and 1 mm grid showed that there was no statistical differences in OAR ( $P > 0.05$ ), except for PRV of the right lens, the right optic nerve and optic chiasm in group A ( $P < 0.05$ ) as well as the PRV of the right lens and optic chiasm in group B ( $P < 0.05$ ). No significant difference was found in OAR between 3 mm grid and 1 mm grid. There were statistical differences in groups A and B between 4 mm grid and 1 mm grid, except for the optic nerve and optic chiasm in groups A and B, and PRV of the right lens in group B. The paired  $t$  test on 5 mm grid and 1 mm grid showed that

**【收稿日期】**2019-05-11

**【基金项目】**河南省医学科技攻关计划 (201602035); 河南省科技厅科技攻关计划 (182102310369)

**【作者简介】**裴运通, 硕士, 助理工程师, 研究方向: 放射物理技术, E-mail: seabrezer@foxmail.com

**【通信作者】**郭跃信, 科主任, 研究方向: 放射物理技术, E-mail: guoyx0371@126.com

there were statistical differences in lens and lens PRV in groups A and B, and optic chiasm in group A, not in the optic nerve in groups A and B and optic chiasm in group B. There was no statistical difference in the dose parameters of OAR, and the CI and HI of target areas between group A (1 mm grid) and group B (1 mm grid). The time required in group B was 4 times longer than that in group A. **Conclusion** Compared with optic nerve and optic chiasm, lens and PRV of lens are more sensitive to computational grid size. For the accurate calculation as well as efficiency, using a grid size of 3 mm appears to be the most appropriate choice. For the clinical needs of 1 mm dose grid data, the plan can be firstly optimized by 3 mm grid and then recalculated using 1 mm grid.

**Keywords:** Monaco; computational grid; small organs-at-risk; dosimetry

## 前言

当前计划设计CT图像以三维矩阵形式离散化存储,计划系统通过计算网格控制计算点大小进行剂量计算<sup>[1-3]</sup>。当计算网格增大时,由于计算点插值的影响及体积平均效应,剂量计算误差可能增大<sup>[4-6]</sup>。尽管一些研究探讨了计算网格大小对剂量分布的影响,但多数针对靶区<sup>[7-9]</sup>。计算网格设置对小体积、放射敏感的危及器官(OAR),如耳蜗、晶体、视神经、视交叉等器官影响却缺少相应研究。再者,当靶区附近存在放射敏感OAR时,治疗计划一般采用调制能力更强的VMAT或IMRT技术,这样就在靶区与OAR之间产生陡峭的剂量梯度,而剂量梯度也跟计算网格有关<sup>[10]</sup>,因而计算网格的设置对放射敏感小体积OAR剂量学影响也更为显著<sup>[11]</sup>。但是,更小的计算网格在提高剂量计算准确性的同时也会增加剂量计算时间,降低计划设计效率<sup>[12-13]</sup>。本研究利用一种商业化的治疗计划系统Monaco研究计算网格大小对头颈部肿瘤小体积OAR(晶体、视神经和视交叉)的剂量学影响,试图确定一种合适的计算网格以兼顾剂量计算准确性和效率。

## 1 材料与方法

### 1.1 病例选择

选取既往在郑州大学第一附属医院进行放疗的10例头颈部NKT(结外NK/T细胞淋巴瘤)病例,西门子64排大孔径CT(SOMATOM Definition AS)以3 mm层厚获得扫描图像。这些病例共有特点是晶体、视神经接近靶区,接受60 Gy常规分割治疗(单次2 Gy,5次/周,共30次)。

### 1.2 VMAT计划设计

靶区和OAR由医生在Eclipse 13.5医生工作站手动勾画,晶体3 mm的外扩形成计划敏感器官体积(PRV),扫描图像和结构传至Monaco 5.1.11计划系统进行VMAT计划设计。计划投照机器为医科达Versa HD,其配备Agility机头具有80对多叶光栅,等中心叶片厚度为5 mm,射线能量选择6 MV光子线,

剂量计算算法为Monte Carlo,统计不确定性(statistical uncertainty)定为0.5%,采用共面的1射束2弧(1 beam 2 arc)方式,弧的角度为360°,射束增量(increment)为30°。

实验分为两组:(1)A组:计算网格等于3 mm制作放疗计划,然后复制计划将计算网格改为1、2、4、5 mm重新计算得到新计划,每个病例得到5个不同计算网格计划;(2)B组:计算网格等于1、2、3、4、5 mm重新优化得到新放疗计划,每个病例也得到5个不同计算网格放疗计划。A、B两组各个计划优化参数保持不变,归一到处方剂量包绕95%靶区体积。

### 1.3 数据获取和分析

统计晶体、晶体PRV和视神经的最大剂量、最小剂量、平均剂量等剂量学参数,以及计划优化时间、靶区适形度指数(CI)和均匀性指数(HI),并对2、3、4及5 mm计算网格的剂量学参数与1 mm计算网格的剂量学参数作配对t检验。CI和HI计算方法如式(1)和式(2)所示:

$$CI = (V_{R_x})^2 / TV \cdot V_{R_I} \quad (1)$$

$$HI = D_5 / D_{95} \quad (2)$$

其中,TV为靶区体积,  $V_{R_x}$  为接受处方剂量照射的靶区体积,  $V_{R_I}$  为接受处方剂量照射的体积,  $D_5$  为5%靶区体积接受的剂量,  $D_{95}$  为95%靶区体积接受的剂量。

### 1.4 统计学方法

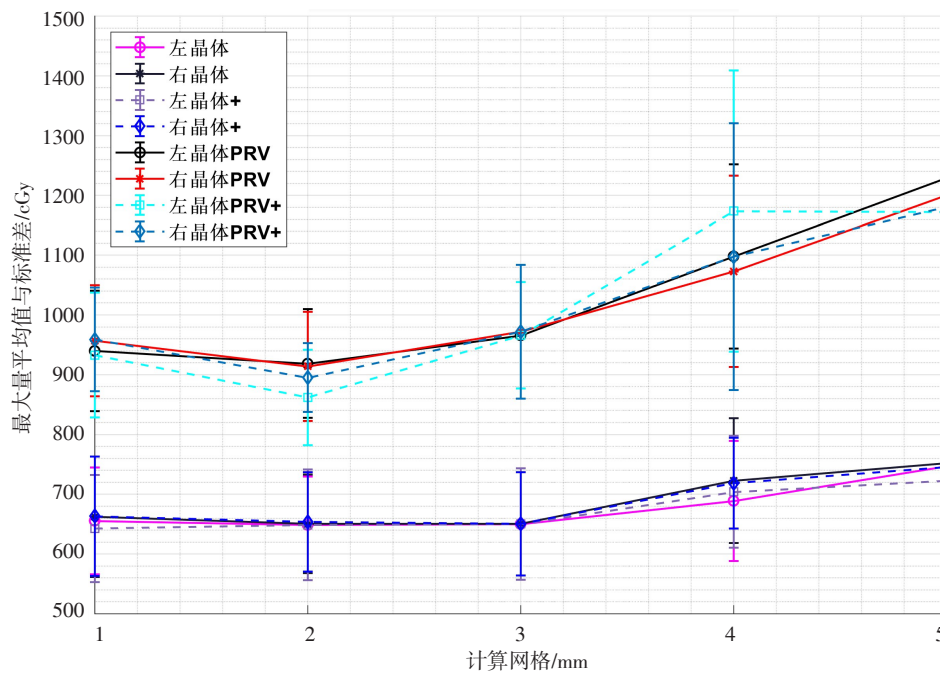
采用SPSS 22软件对以上所有结果进行配对t检验统计分析,  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 2 结果

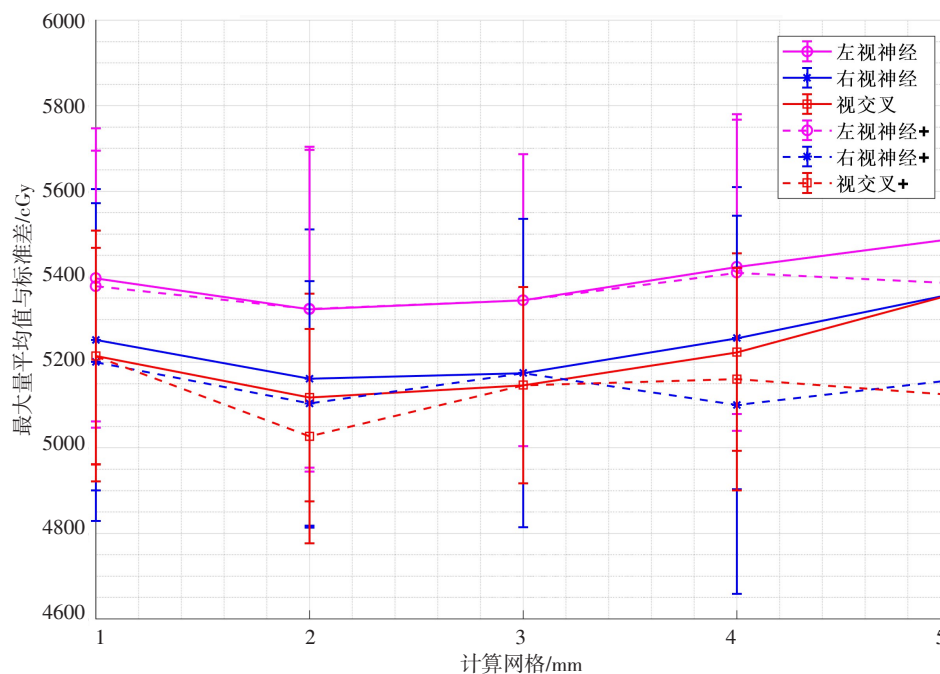
A、B两组实验VMAT计划剂量学参数及优化时间、CI、HI等特征参数的统计结果见图1~图3和表1~表5。图1左侧显示不同计算网格下晶体及其PRV最大剂量平均值与标准差的变化趋势,晶体及其PRV在1~3 mm计算网格范围内变化不明显,4~5 mm计算网格范围内明显上升,且晶体PRV的变化范围大于晶体导致两者差值显著增大,标准差变动范围也具有类似变化规律。图1右侧显示不同计算网格下视神经及视交叉最大剂

量平均值与标准差变化趋势,两组实验视神经及视交叉在1~5 mm计算网格内变化均不明显,且重新计算(A

组)的最大剂量平均值大于重新优化(B组),4~5 mm计算网格下这种情形表现得更为明显。



a: 晶体及PRV最大剂量平均值与标准差



b: 视神经视交叉最大剂量平均值与标准差

图1 A、B两组实验不同计算网格下晶体及PRV、视神经和视交叉最大剂量平均值与标准差(“+”代表B组实验结果)

Fig.1 The average and standard deviation of the maximum dose of lens, planning organ at risk volume (PRV) of lens, optic chiasm and optic nerve under different grids in groups A and B (“+” was the results of group B)

表1统计A组实验其它计算网格与1 mm计算网格OAR最大剂量平均值配对 $t$ 检验结果。对于剂量限值严格的晶体及晶体PRV,2 mm与1 mm计算网格配对 $t$ 检验除右晶体PRV外,其它OAR均无统计学差异,3 mm与1 mm计算网格配对 $t$ 检验所有OAR均无统计学差异,

而4 mm和5 mm计算网格与1 mm计算网格配对 $t$ 检验均有统计学差异;对于剂量限值较宽松的视神经和视交叉,右视神经在2 mm与1 mm计算网格配对 $t$ 检验存在显著性差异,视交叉在2 mm与1 mm及5 mm与1 mm计算网格配对 $t$ 检验存在显著性差异,而所有其它配对

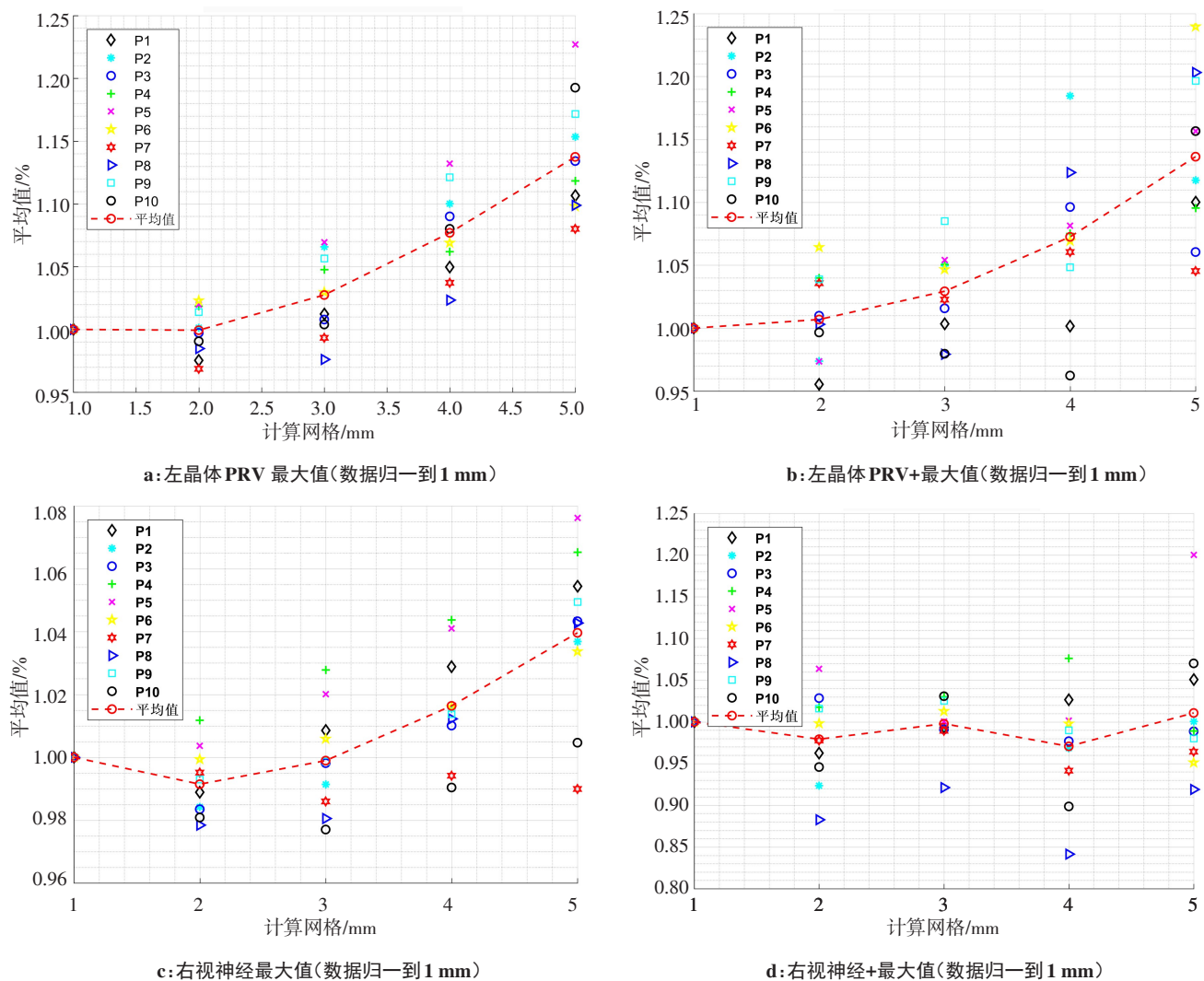


图2 A、B两组实验不同计算网格下左晶体PRV与右视神经剂量最大值(数据归一到1 mm, P1-P10代表10个病例, “虚线+红色圆圈”代表的是10个病例的平均值)

Fig.2 Maximum doses of PRV of the left lens and the right optic nerve in groups A and B (all data were normalized to 1 mm; P1-P10 indicated 10 cases, and the average value of 10 cases was represented by "dashed line + red circle")

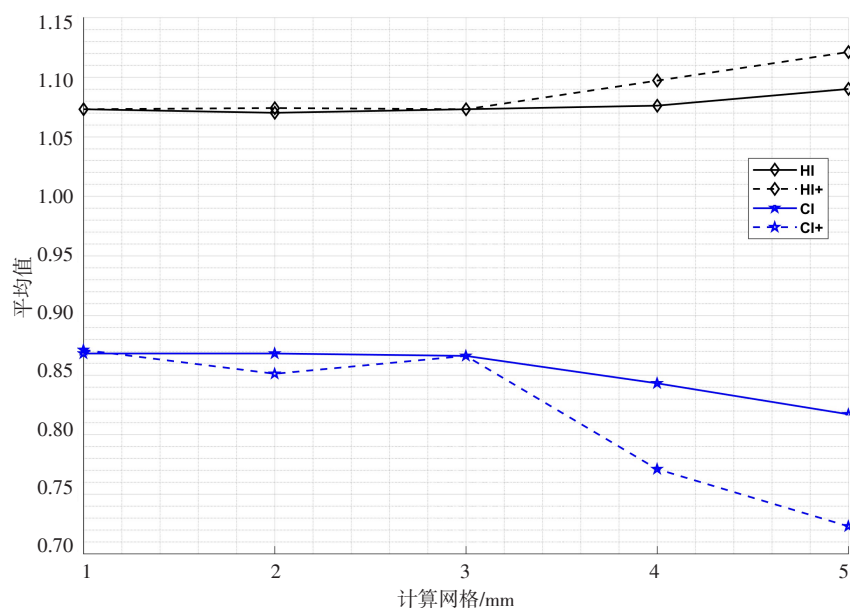


图3 A、B两组实验不同计算网格下10个病例计划靶区CI和HI的平均值

Fig.3 Average value of CI and HI of target areas in 10 cases under different dose grids in groups A and B



表1 A组OAR其它计算网格与1 mm计算网格最大剂量平均值配对 $t$ 检验( $P$ 值)Tab.1 Paired  $t$  test ( $P$  value) on the average of the maximum dose of OAR in group A between 1 mm grid and other grids

危及器官	计算网格对比			
	(2 mm, 1 mm)	(3 mm, 1 mm)	(4 mm, 1 mm)	(5 mm, 1 mm)
左晶体	0.596	0.590	0.011	0.000
左晶体PRV	0.250	0.331	0.000	0.000
左视神经	0.067	0.186	0.541	0.071
右晶体	0.300	0.133	0.003	0.000
右晶体PRV	0.019	0.597	0.007	0.000
右视神经	0.017	0.055	0.923	0.078
视交叉	0.031	0.067	0.784	0.000

表2 B组OAR其它计算网格与1 mm计算网格最大剂量平均值配对 $t$ 检验( $P$ 值)Tab.2 Paired  $t$  test ( $P$  value) of the average of the maximum dose of OAR in group B between 1 mm grid and other grids

危及器官	计算网格对比			
	(2 mm, 1 mm)	(3 mm, 1 mm)	(4 mm, 1 mm)	(5 mm, 1 mm)
左晶体+	0.435	0.435	0.001	0.000
左晶体PRV+	0.050	0.292	0.001	0.006
左视神经+	0.288	0.333	0.650	0.957
右晶体+	0.451	0.325	0.007	0.011
右晶体PRV+	0.025	0.686	0.073	0.038
右视神经+	0.298	0.680	0.351	0.726
视交叉+	0.044	0.267	0.240	0.340

表3 A、B两组实验其它计算网格与1 mm计算网格CI和HI配对 $t$ 检验( $P$ 值)Tab.3 Paired  $t$  test ( $P$  value) of CI and HI between 1 mm grid and other grids in groups A and B

评价指标	计算网格			
	(2 mm, 1 mm)	(3 mm, 1 mm)	(4 mm, 1 mm)	(5 mm, 1 mm)
HI	0.193	1.000	0.394	0.001
HI+	0.337	1.000	0.006	0.001
CI	1.000	0.716	0.000	0.000
CI+	0.034	0.244	0.000	0.000

$t$ 检测结果 $P$ 值均大于0.05。

表2统计B组实验其它计算网格与1 mm计算网格OAR最大剂量平均值配对 $t$ 检验结果。表2统计B组实验其它计算网格与1 mm计算网格OAR最大剂量平均值配对 $t$ 检验结果。除了右视神经在2 mm与

1 mm、右晶体PRV在4 mm与1 mm以及视神经在5 mm与1 mm之间配对 $t$ 检验不存在显著性差异外,表2具有与表1相同的统计学规律。

A、B两组实验各个病例左晶体PRV和右视神经平均剂量见图2,其它计算网格平均剂量均归一

表4 A、B两组实验不同计算网格剂量重新计算和计划重新优化时间  
Tab.4 Time for dose recalculation and re-optimization in groups A and B with different grids

评价指标	计算网格				
	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
剂量重新计算时间/s	2 163	164	64	33	21
计划优化时间/s	11 000	1 638	519	304	269

表5 1 mm 计算网格下A组与B组 OAR 剂量学参数配对t检验(P值)  
Tab.5 Paired t test (P value) on the dose parameters of OAR in groups A and B with 1 mm grid

评价指标	危及器官						
	左晶体	左晶体PRV	左视神经	右晶体	右晶体PRV	右视神经	视交叉
最大值	0.083	0.594	0.525	0.724	0.241	0.595	0.830
最小值	0.849	0.600	0.008	0.594	0.186	0.799	0.131
平均值	0.155	0.549	0.067	0.728	0.837	0.826	0.760

图3显示A、B两组实验HI和CI在不同计算网格下的变化情况,表3统计A、B两组实验其它计算网格与1 mm 计算网格HI和CI配对t检验结果。1~3 mm 计算网格范围内HI和CI均无明显变化,HI、CI在2 mm和3 mm 计算网格与1 mm 计算网格配对t检验无显著性差异,而HI在4~5 mm 计算网格范围内明显上升,CI在4~5 mm 计算网格范围内显著下降,其与1 mm 计算网格配对t检验结果除A组HI外均有统计学差异。

不同计算网格下A组剂量重新计算时间与B组计划重新优化时间见表4。A、B两组耗时间随计算网格增大呈指数下降,对于A组实验计算网格1 mm 剂量重新计算时间是3 mm的33倍,对于B组实验计算网格1 mm 计划重新优化时间是3 mm的21倍。

表5统计了A、B两组实验1 mm 计算网格OAR最大剂量、最小剂量和平均剂量配对t检验结果,显示A、B两组实验OAR剂量学参数均无统计学差异。

3 讨论

本文主要研究 Monaco 计划系统里计算网格设置对小体积危及器官的剂量学影响,通过A、B两组实验来评估其影响大小。有文献表明 Monaco 计划系统计算网格为1 mm、统计不确定性为0.5%时,计算结果与实际测量值极为接近<sup>[14-15]</sup>,因此本研究以1 mm 计算网格得出剂量学数值为参考数据。

对于剂量限值严格的晶体及其PRV,A、B两组实验各剂量学参数在2~3 mm 计算网格与1 mm 计算

到1 mm 计算网格。左晶体PRV平均剂量在1~3 mm 范围内有缓慢上升(小于4%),而在4~5 mm 范围内左晶体PRV上升趋势增大(约15%),左、右晶体及右晶体PRV变化规律与之类似。右视神经在1~5 mm 范围平均剂量无明显变化,左视神经和视交叉也有类似的变化规律。结合图1和图2,相较于视神经和视交叉,晶体及PRV对计算网格的变化较为敏感。

网格除A组2 mm 右晶体PRV外均没有统计学差异,在4~5 mm 计算网格与1 mm 计算网格除4 mm 右晶体PRV外均有统计学差异。对于剂量限值较宽松的视神经和视交叉在2~3 mm 计算网格与1 mm 计算网格除A组2 mm 右视神经和视交叉以及B组2 mm 视交叉外均无统计学差异。在4~5 mm 计算网格与1 mm 计算网格除A组5 mm 视交叉外均无统计学差异。HI和CI显现与晶体及其PRV类似规律,同样在2~3 mm 计算网格与1 mm 计算网格除B组CI外均无统计学差异,4~5 mm 计算网格与1 mm 计算网格除A组HI外均有统计学差异。因此,当计算网格较大时,计划质量要比患者实际投照的计划(计算网格为1 mm 的计划)质量较差,特别是对于一些小体积放射敏感的OAR如晶体等。同时,由于它们较小的剂量限值,临床医生对这些OAR的剂量值往往特别关注,当计算网格较大,这些OAR的剂量值超过临床剂量限值时就会使得医生在肿瘤控制率与危及器官并发症之间折中,导致一部分病人失去治愈的机会。

通过A、B两组数据的分析,同样都是小体积OAR,剂量限量较严的晶体及其PRV相对于剂量限量较松的视神经和视交叉对计算网格的大小变化更加敏感。可能是由于计算网格会导致剂量分布的体积平均效应,临床限量较严的OAR外的剂量快速增加存在着较大的剂量梯度,当计算网格的增大,一部分高剂量值的像素点被包进OAR内,导致OAR的剂量体积参数增大,而晶体的剂量限值要远远低于视神经和视交叉的剂量限值,在晶体附近剂量梯度要

比视通路神经器官附近的剂量梯度更为陡峭,所以随着计算网格的增大,晶体的剂量变化幅度要明显大于视通路神经器官的剂量变化幅度。

尽管小的计算网格会最小化剂量梯度和体积平均效应的影响导致更为精确的剂量分布<sup>[16-18]</sup>,但是小的计算网格会严重影响计算效率,特别是体积较大、控制点多的VMAT计划,这需要在计算精度与计算效率之前平衡<sup>[19-21]</sup>。本研究中发现,Monaco计划系统中对于头颈部鼻腔NKT计算网格大小为3 mm在计算精度上是可行的。在当前医院所使用的计算机软硬件配置系统上,3 mm计算网格的计算时间要比1 mm提高数十倍,综合考虑计算效率和计算精度,3 mm计算网格大小对于头颈部肿瘤来说是一个可行的方案。

通过表4可知,A、B两组实验1 mm计算网格OAR剂量学参数均无统计学差异,A组得到1 mm结果所耗费的时间是B组得到1 mm结果耗费时间的4倍。临床应用时如果需要知道更小计算网格下的剂量分布,采用较大计算网格优化并减小计算网格重新计算剂量而不是重新优化是一种合适的选择。

综上所述,临床工作中兼顾剂量计算精度与工作效率,Monaco计划系统中头颈部肿瘤计算网格为3 mm是合适的,即能够在满足剂量计算精度的同时也能提高优化速度。剂量限值严格的OAR对计算网格大小设置较为敏感,在临床实践时需要特别加以考虑。由于本文中所有放疗计划在制作过程中采用的是VMAT技术,至于IMRT技术是否支持本文结果有待进一步研究。

## 【参考文献】

- [1] NIEMIÉKO A, GOITEIN M. The influence of the size of the grid used for dose calculation on the accuracy of dose estimation[J]. Med Phys, 1989, 16(2): 239-247.
- [2] ROCHA H, DIAS J M, FERREIRA B C, et al. Influence of sampling in radiation therapy treatment design[C]//International Conference on Computational Science and Its Applications. Heidelberg: Springer, 2011: 215-230.
- [3] DEMPSEY J F, ROMEIJN H E, LI J G, et al. A fourier analysis of the dose grid resolution required for accurate IMRT fluence map optimization[J]. Med Phys, 2005, 32(2): 380-388.
- [4] PARK J Y, KIM S, PARK H J, et al. Optimal set of grid size and angular increment for practical dose calculation using the dynamic conformal arc technique: a systematic evaluation of the dosimetric effects in lung stereotactic body radiation therapy[J]. Radiat Oncol, 2014, 9(1): 5.
- [5] SRIVASTAVA S P, CHENG C W, DAS I J. The dosimetric and radiobiological impact of calculation grid size on head and neck IMRT[J]. Pract Radiat Oncol, 2017, 7(3): 209-217.
- [6] CHOW J C, JIANG R, MARKEL D. Dosimetric variations in calculation grid size in prostate VMAT: a dose-volume histogram analysis using the Gaussian error function[J]. J Radiother Pract, 2018, 17(2): 162-170.
- [7] KIM K H, CHUNG J B, SUH T S, 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.
- [8] GOITEIN M. Calculation of the uncertainty in the dose delivered during radiation therapy[J]. Med Phys, 1985, 12(5): 608-612.
- [9] 刘翔宇, 柳先锋, 何亚男, 等. 计算网格大小对Eclipse治疗计划系统剂量计算的影响[J]. 吉林大学学报(医学版), 2011, 37(5): 843-847.
- [10] LIU X Y, LIU X F, HE Y N, et al. Effects of different calculation grids on dose calculation in treatment plan system of Eclipse[J]. Journal of Jilin University (Medicine Edition), 2011, 37(5): 843-847.
- [11] RANA S, ZHENG Y. Impact of grid size on uniform scanning and IMPT plans in XiO treatment planning system for brain cancer[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(5): 447-456.
- [12] KAREN C S, LIU M, ZHAO B, et al. Investigating the dosimetric effects of grid size on dose calculation accuracy using volumetric modulated arc therapy in spine stereotactic radiosurgery [J]. J Radiosurg SBRT, 2017, 4(4): 303.
- [13] 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): 061704.
- [14] SVENSSON G K. Quality assurance in radiation therapy: physics efforts[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1984, 10: 23-29.
- [15] 乌晓礼, 王利华, 郝志龙, 等. Pinnacle 3治疗计划系统中计算网格大小对剂量分布的比较研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2014, 23(3): 224-225.
- [16] WU X L, WANG L H, YU Z L, et al. A comparative study of dose calculation grid size distribution of Pinnacle 3 treatment planning system[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2014, 23(3): 224-225.
- [17] SMITH C W, MORREY D, GRAY K. The influence of grid size on accuracy in radiotherapy dose plotting[J]. Med Phys, 1990, 17(1): 135-136.
- [18] 王文婷, 李勤, 梁志文, 等. 计算网格改变对鼻咽癌调强放疗计算精度的影响[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2009, 18(6): 494-495.
- [19] WANG W T, LI Q, LIANG Z W, et al. Effect of computational grid change on calculation accuracy of intensity-modulated radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2009, 18(6): 494-495.
- [20] CHOW J C, JIANG R. Dose-volume and radiobiological dependence on the calculation grid size in prostate VMAT planning[J]. Med Dosim, 2018, 43(4): 383-389.
- [21] 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.
- [22] KAWASHIMA M, KAWAMURA H, ONISHI M, et al. The impact of the grid size on tomotherapy for prostate cancer[J]. J Med Phys, 2017, 42(3): 144.
- [23] BEDFORD J L. Speed versus accuracy in a fast convolution photon dose calculation for conformal radiotherapy[J]. Phys Med Biol, 2002, 47(19): 3475.
- [24] ÇAKIR 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.

(编辑:陈丽霞)