

不同计划系统胸部肿瘤物理剂量参数比较与分析

姚雷¹, 夏兵¹, 曾程², 张硕¹, 纪天龙¹, 易海云¹, 孙路¹

1. 中国医科大学附属第一医院放疗科, 辽宁 沈阳 110001; 2. 沈阳市第五人民医院放疗科, 辽宁 沈阳 110001

【摘要】目的:探讨不同计划系统胸部肿瘤患者的静态调强放疗计划的物理剂量参数,比较两种计划系统 Oncentra 和 Raystation 的剂量体积直方图,为临床治疗更优选择提供依据。**方法:**回顾 129 例胸部肿瘤患者静态调强治疗计划,比较和分析两个计划系统 Oncentra4.3 和 Raystation 4.72 在同一加速器(医科达 Synergy)相同射野、子野和子野 MU、相同计算网格条件下的靶区(D_{98} 、 D_{95} 、 D_{50} 、 D_2)、脊髓(D_2)、全肺(V_5 、 V_{20})、肺平均剂量的物理参数。**结果:**同一治疗计划(包括 RT image、RT plan、RT structure)经过两个不同计划系统计算(保持相同的计算网格),剂量体积直方图有一定差异。Lung_ V_5 、Lung_ V_{20} 、Lung_ D_{mean} 误差较大, Cord_ D_2 、PTV_ D_{98} 、PTV_ D_{95} 、PTV_ D_{50} 、PTV_ D_2 误差较小。除 Lung_ V_5 外,其他差异均符合正态分布,这个差异具有统计学意义。**结论:**不同的计划系统之间存在着一定的差异,在评估不同计划系统的计划时,要考虑计划系统之间因建模及算法等原因所造成的剂量分布差异,尤其是在考虑胸部肿瘤患者肺受量,应针对具体病例及计划系统进行分析。

【关键词】胸部肿瘤;静态调强放疗;剂量体积直方图;Oncentra 计划系统;Raystation 计划系统

【中图分类号】R730.55

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)05-0526-06

Comparison and analysis of physical dose parameters between two different planning systems for radiotherapy in thoracic cancer

YAO Lei¹, XIA Bing¹, ZENG Cheng², ZHANG Shuo¹, JI Tianlong¹, YI Haiyun¹, SUN Lu¹

1. Department of Radiation Oncology, the First Affiliated Hospital of China Medical University, Shenyang 110001, China;

2. Department of Radiation Oncology, Shenyang Fifth People Hospital, Shenyang 110001, China

Abstract: Objective To investigate the differences of the physical dose evaluation in different intensity-modulated radiotherapy (IMRT) plans and compare the dose-volume histogram (DVH) parameters between Oncentra and Raystation planning systems for providing a basis for selecting a better treatment option. **Methods** A retrospective analysis was performed on the clinical data of 129 thoracic tumor patients. With the same field, segment, monitor units and computational grid in the same accelerator (Elekta Synergy), the D_{98} , D_{95} , D_{50} and D_2 of target areas, the D_2 of spinal cord and the V_5 , V_{20} , mean dose of lung were calculated with Oncentra 4.3 and Raystation 4.72 planning systems. **Results** The same treatment plan, including RT image, RT plan and RT structure, was calculated by two different planning systems (keeping the same computational grid), and the results revealed some differences in the DVH. The differences were relatively larger in Lung_ V_5 , Lung_ V_{20} , Lung_ D_{mean} , and relatively smaller in Cord_ D_2 and PTV_ D_{98} , PTV_ D_{95} , PTV_ D_{50} , PTV_ D_2 . Except for Lung_ V_5 , the other differences were in the normal distribution, with statistical significance. **Conclusion** Due to the differences between different planning systems, the differences in dose distributions between the different planning systems which were caused by modeling and algorithms should be attentive, especially the whole lung dose in thoracic tumor patients which should be analyzed based on the comprehensive consideration of the condition of specific case and the selection of planning system.

Keywords: thoracic cancer; intensity-modulated radiotherapy; dose-volume histogram; Oncentra planning system; Raystation planning system

【收稿日期】2017-11-18

【作者简介】姚雷,放射物理师,助理研究员,研究方向:放射物理、放射治疗计划设计及验证、加速器质控及剂量学 QA, E-mail: summer_yaolei@sina.com

【通信作者】夏兵,放射物理师,副研究员,研究方向:放射物理、放射治疗计划建模及验证、加速器质控及剂量学 QA, E-mail: xia6581@sohu.com

前言

胸部肿瘤患者 5 年生存率仅为 5%~40%^[1-3]。在肿瘤放射治疗过程中,计划系统的使用是其中非常重要的一环,因此计划系统是否准确是必须考虑的问题^[4-5]。不同计划系统在进行不同密度介质分界面

上的电子转移近似时,都会有不同的局限性^[6-9]。由于胸部肿瘤较其他部位肿瘤有更多复杂的不确定因素,导致双肺的物理剂量要求格外严谨^[10]。调强放疗计划需通过剂量体积直方图(DVH)来评估计划^[11-12],因为DVH可以定量给出肿瘤靶区和危及器官体积剂量和受量体积^[13-15]。Oncentra与Raystation是两种不同的计划系统,根据RTOG 53号报告,两个计划系统误差均在标准范围内。计划系统的建模及算法均有差异,比较同一治疗计划经过两者计算后靶区和危及器官的物理剂量参数的差异,并分析其原因。

1 材料与方法

1.1 一般临床资料

回顾性分析2013年8月~2016年10月在中国医科大学附属第一医院行胸部肿瘤放射治疗的患者中选取资料完整者129例,其中男72例,女57例,年龄43~75岁(中位数为61岁)。临床医生勾画并确定靶区,患者肺大小为1 639~6 585 cm³,计划靶区(PTV)为15~1 128 cm³。

1.2 CT定位

用体膜及真空垫将患者按治疗体位进行体位固定,行4排螺旋CT(东芝,日本)定位,患者采取仰卧位,静脉造影强化扫描,定位层厚为5 mm。

1.3 靶区勾画原则

利用Oncentra4.3治疗计划系统勾画临床靶区(CTV),根据每位患者的强化CT确定肿瘤体积(GTV),CTV在GTV均匀外扩0.5~0.8 cm后修改得到,内靶区(ITV)根据患者在定位机下呼吸移动度外扩0.5~1.5 cm得到,计划肿瘤靶区(PGTV)与计划临床靶区(PCTV)在ITV与CTV基础上分别外扩0.5 cm摆位误差得到。如有淋巴结转移则将淋巴结转移勾画为GTV-ND,勾画出淋巴引流区为CTV-ND,再分别均匀外扩0.5 cm为PTV-ND、PCTV-ND(本实验只比较PGTV与PTV-ND的物理剂量参数)。针对同台加速器(医科达Synergy直线加速器,瑞典),靶区剂量要求95%PTV接受 ≥ 60 Gy处方剂量,危及器官脊髓外扩0.5 cm ≤ 45 Gy,平均肺剂量 ≤ 14 Gy,肺部照射体积占总体积百分比 $V_5 \leq 60\%$ 、 $V_{20} \leq 25\%$ 。

1.4 计划比较与DVH参数

选择计划系统Oncentra4.3(Collapsed cone算法)已完成的治疗计划,导出CT影像、靶区、计划文件到Raystation(Collapsed cone算法,且建模经过测量校准)计划系统,设置为同一计算网格,后进行计算。即比较两种计划系统在同一加速器(医科达Synergy

直线加速器,瑞典)且相同射野、子野和子野MU、相同计算网格条件下的计算结果及DVH。获取和比较两个计划系统下胸部肿瘤DVH参数:全肺的5、20 Gy受量体积(Lung_V₅、Lung_V₂₀)、肺平均剂量(Lung_D_{mean}),脊髓最大量(Cord_D₂),靶区98%体积受量(PTV_D₉₈),靶区95%体积受量(PTV_D₉₅),靶区50%体积受量(PTV_D₅₀),靶区2%体积受量(PTV_D₂),并且获取每一个调强放疗计划的MU数、子野数、PTV体积,分析其与两计划系统之间误差的相关性。

1.5 统计学方法

用SPSS 23.0软件对各剂量学参数行配对 t 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。对数据进行正态分布K-S检验, $P > 0.05$ 为符合正态分布。对结果采用双变量Spearman相关系分析, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 两系统DVH参数的差异

Oncentra计划系统与Raystation计划系统比较,同一计划文件(包括RT image、RT plan、RT structure)经过两个不同计划系统计算(保持相同的计算网格),DVH有一定差异,详见表1和图1。Lung_V₅(%)、Lung_V₂₀(%)、Lung_D_{mean}(cGy)差异相对较大,Cord_D₂(cGy)、PTV_D₉₈(cGy)、PTV_D₉₅(cGy)、PTV_D₅₀(cGy)、PTV_D₂(cGy)差异相对较小。Lung_V₅(%)、Lung_V₂₀(%)、Lung_D_{mean}(cGy)、PTV_D₉₈(cGy)、PTV_D₉₅(cGy)差异具有统计学意义。Cord_D₂(cGy)、PTV_D₉₅(cGy)、PTV_D₅₀(cGy)差异没有统计学意义。除Lung_V₅(%)以外,Lung_V₂₀(%)、Lung_D_{mean}(cGy)、Cord_D₂(cGy)、PTV_D₉₈(cGy)、PTV_D₉₅(cGy)、PTV_D₅₀(cGy)、PTV_D₂(cGy)误差均符合正态分布。详见表2。

2.2 临床研究

图2为Oncentra计划系统与Raystation计划系统关于全肺的5、20 Gy受量体积、肺平均剂量差异与MU数、子野数、PTV体积关系图。从图2可见,Lung_V₅(%)、Lung_V₂₀(%)、Lung_D_{mean}(cGy)差异均随着MU数和子野数的增加而增加,Lung_V₅(%)差异随着子野和MU数增加而增加的现象更明显。Lung_V₅(%)差异随着PTV体积的增大而增大,Lung_V₂₀(%)和Lung_D_{mean}(cGy)差异相对于PTV体积没有统计学意义。

通过查看两种不同计划系统对相同水模体10 cm \times 10 cm射野,SSD=100 cm,水下5 cm处X方向的Profile,发现Backup jaw与多叶准直器(MLC)的不同步增加

表1 两个计划系统间感兴趣区(ROI)物理剂量表
Tab.1 Dose parameters of ROI in the two planning systems

Parameter	Oncentra		Raystation	
	Calculation	P value	Calculation	P value
Lung_V _s /%	54.7±6.3	0.000	52.5±5.6	0.000
Lung_V ₂₀ /%	22.7±4.3	0.001	21.1±4.6	0.000
Lung_D _{mean} /cGy	1 176±135	0.000	1 105±132	0.000
Cord_D ₂ /cGy	3 200±1 170	0.000	3 114±1 126	0.000
PTV_D ₉₈ /cGy	5 650±325	0.002	5 480±302	0.000
PTV_D ₉₅ /cGy	6 016±47	0.000	5 896±42	0.008
PTV_D ₅₀ /cGy	6 378±220	0.000	5 982±206	0.000
PTV_D ₂ /cGy	6 705±370	0.000	6 678±362	0.002

ROI: Region of interest; PTV: Planning target volume

了计划系统之间的差异。当光栅与jaw完全重合时,10 cm×10 cm射野两计划系统计算相对较接近,MLC的10 cm×10 cm和Backup jaw的10.2 cm×10.2 cm时略有差异,MLC的10 cm×10 cm和Backup jaw的10.5 cm×10.5 cm时差异增大。详见图3。

3 讨论

在胸部肿瘤放射治疗过程中,计划系统的准确是十分重要的。各种剂量算法在进行不同密度介质分界面的电子转移近似时,都会遇到不同的问题,而且不同的算法所带来的局限性也不同^[16-17]。在胸部肿瘤中,由于肺体积较大,且与周围组织存在的密度差异也较大,因此,对于胸部肿瘤的物理剂量要求格外严谨。

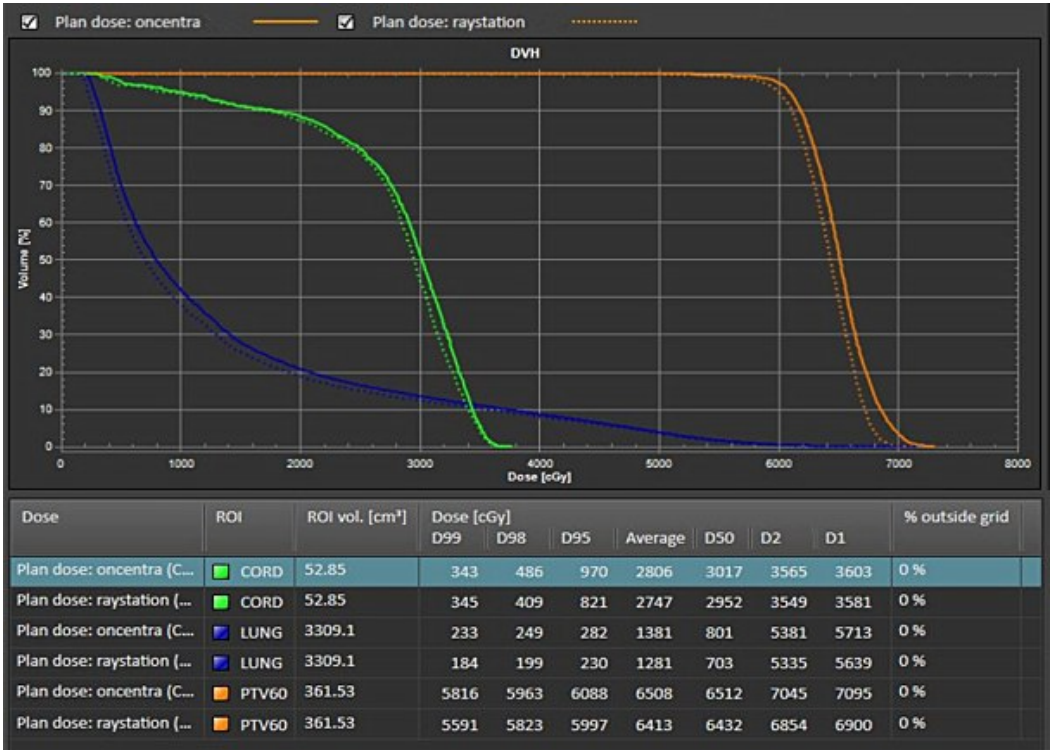


图1 两计划系统间一例患者的DVH图比较
Fig.1 Comparison of dose-volume histograms between the two planning systems for the same patient

胸部肿瘤调强计划的剂量计算中,人体内组织的不均匀性会改变原射线和散射线光子能量分布及次级电子能量沉积,对组织密度不均匀性的处理能力和对次级电子能量沉积处理方式,是衡量计算数学模型优劣的重要标志^[18]。既往文献报道,CCC算法是一种三维数学模型,它不但考虑到了所在平面内不均匀组织散射,还考虑了所在平面及相邻层面不均匀组织散射对该点剂量的影响,并且考虑了电

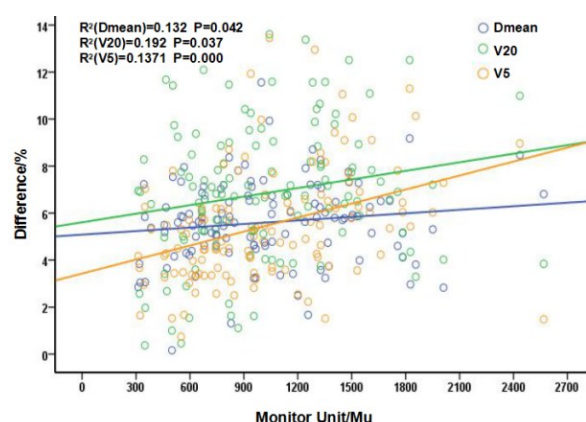
子侧向失衡问题^[19],因此认为CCC算法在计算非均匀组织及其交界面的剂量时十分精确。但是从本研究的患者统计分析结果可见,CCC算法虽然考虑了电子侧向失衡的低密度区域,但是两个均是CCC算法计划系统的计算结果依然存在一定的差异。Lung_V_s(%)、Lung_V₂₀(%)、Lung_D_{mean}(cGy)差异相对较大,Cord_D₂(cGy)、PTV_D₉₈(cGy)、PTV_D₉₅(cGy)、PTV_D₅₀(cGy)、PTV_D₂(cGy)差异相对较小。

表2 两个计划系统间DVH值相对误差表(%)

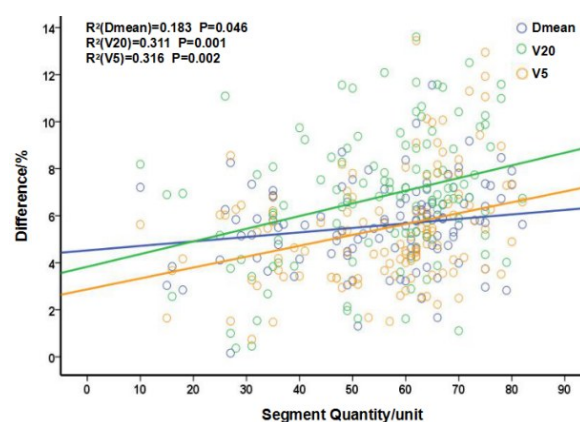
Tab.2 Comparison of dose-volume histogram parameters between the two planning systems (%)

Parameter	Differences (Mean±SD)	P _{k-s} value
Lung_V ₅	3.24±7.84	0.000
Lung_V ₂₀	7.16±5.90	0.200
Lung_D _{mean}	6.12±3.10	0.200
Cord_D ₂	2.67±4.86	0.200
PTV_D ₉₈	2.90±5.75	0.200
PTV_D ₉₅	2.15±4.20	0.200
PTV_D ₅₀	0.80±3.75	0.200
PTV_D ₂	0.42±4.00	0.200

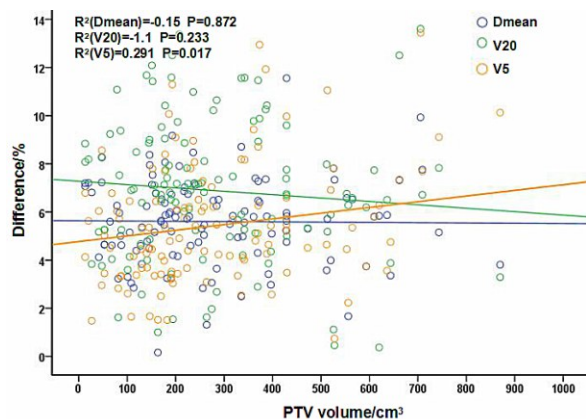
当两个计划系统计算相同胸部肿瘤治疗计划时存在差异,这是由于光子束从高密度组织射向低密度组织时,次级电子剂量发生改变,电子平衡被打破后,大量侧向散射电子把能量沉积到射野以外地方,使射野半影增加导致低密度组织一侧剂量迅速减少而形成一个剂量下降陡坡,在电子侧向失衡的低密度区,计划系统对于原射线的计算精度降低。从肺组织到肿瘤组织的二次建成效应,进一步使得肿瘤边缘剂量较少,这种效应在小面积射野照射情况下更加明显^[20]。另外,通过查看两种不同计划系统对相同水模体 10 cm×10 cm 射野的 Profile,发现 Backup jaw 与 MLC 的不同步增加了计划系统之间的差异。



a: Difference between the planning systems caused by monitor unit



b: Differences between the planning systems caused by segment



c: Difference between the planning systems caused by PTV volume

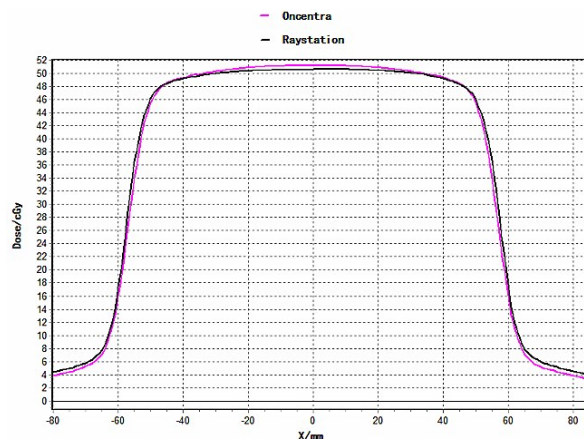
本研究表明, Lung_V₅(%)、Lung_V₂₀(%)、Lung_D_{mean}(cGy)差异均随着MU数和子野数的增加而增加, Lung_V₅(%)差异随着子野数和MU数增加而增加的现象更明显。这是由于当MU数和子野数增加, IMRT计划就会包含更多的窄条子野和小面积子野,并且这种子野均是jaw与光栅不能完全同步。当这种子野增多的时候,对于计划系统的计算存在一

图2 Oncentra与Raystation计划系统关于5、20 Gy受量体积、肺平均剂量差异与MU数、子野数、PTV体积关系图

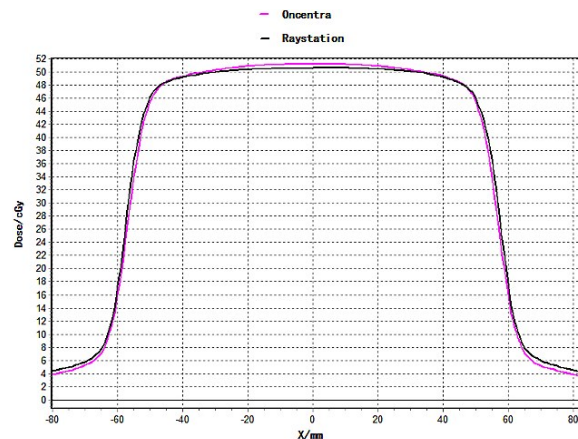
Fig.2 Differences between Oncentra and Raystation planning systems in Lung_V₅, Lung_V₂₀, Lung_D_{mean} caused by monitor unit, segment and PTV volume

定的局限。通常情况下,这样的子野只是一部分,但在复杂IMRT计划中,窄条野和小面积子野对于计划系统的计算有一定的控制,差异就会产生加法效应^[21]。因此, MU数和子野数的增多使两种计划系统对于Lung_V₅(%)、Lung_V₂₀(%)、Lung_D_{mean}(cGy)的差异有所增加。

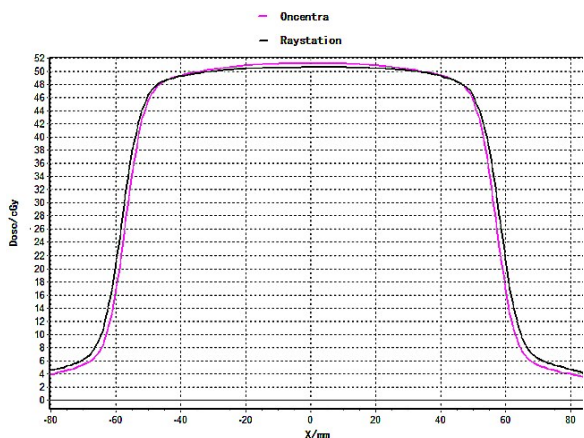
ICRU 83号报告中对于串联器官推荐使用D₂来



a: Backup jaw 10 cm×10 cm, MLC 10 cm×10 cm



b: Backup jaw 10.2 cm×10.2 cm, MLC 10 cm×10 cm



c: Backup jaw 10.5 cm×10.5 cm, MLC 10 cm×10 cm

图3 Back jaw 与MLC处于不同的3种相对位置时SSD于100 cm, 10 cm×10 cm照射野在水下5 cm处过中心点x轴的profile
Fig.3 X axial profiles across the centre with SSD of 100 cm, 10 cm×10 cm irradiation field and 5 cm under the water when the backup jaw and multileaf collimator (MLC) are at 3 relative positions

表示近似最大值, D_{98} 表示最小值, 这样会相对准确^[22]。本研究结果也可见, 脊髓 $Cord_D_2$ (cGy) 的计算差异相对较小, 靶区 PTV_D_{98} (cGy)、 PTV_D_{95} (cGy)、 PTV_D_{50} (cGy)、 PTV_D_2 (cGy) 计算差异也相对较小, $Lung_V_5$ (%)、 $Lung_V_{20}$ (%)、 $Lung_D_{mean}$ (cGy) 的差异明显增大, 说明两计划系统在剂量计算中靶区主要 DVH 参数差异较小, 脊髓最大值差异较小, 而肺的物理剂量参数差异较大。MU 数、子野数、PTV 体积均对差异有一定的影响, MU 数与子野数对其影响更大。因此, 在计算胸部肿瘤放疗计划时, 为了提高计算精确度, 应该更加关心窄射野和小面积射野, 优化时应尽量减少子野数及总 MU 数, 增加最小子野面积。在做质控时, 也应该更加关心窄条射野与小面积射野的验证。并且在计划系统建模时, 应考虑光栅与 Backup jaw 不同步时的数据采集。两个计划系统之间的差异还包含了其它非常复杂多样的原因, 如光栅漏射等, 本研究仅是差异来源的一部分, 且本研究中虽然 Raystation 的建模按照 AAPM (American Association of Physicists in Medicine) TG53 号报告、TG119 号报告、IAEA (International Atomic Energy

Agency) TRS-430 号报告和 MPPG (the AAPM Medical Physics Practice Guideline) 5.a 标准进行调整, 并通过验证。理论上在一定程度上接近测量值或蒙特卡罗算法的计算值, 由于 IMRT 计划的复杂性, 不能把 Raystation 的计算结果作为金标准。

总之, 在做胸部肿瘤 IMRT 放疗计划时, 不同的计划系统之间存在着一定的差异, 由于各单位计划系统及加速器不尽相同, 计划系统与加速器存在个体化特征。所以在制定调强放疗计划时, 要充分考虑到计划系统之间因建模及算法等原因所造成的剂量分布的差异, 尤其是在考虑胸部肿瘤患者肺受量时, 应针对具体病例及治疗计划系统具体分析。

【参考文献】

- [1] FERLAY J, SOERJOMATARAM I, ERVIK M, et al. GLOBOCAN 2012 v1.0, cancer incidence and mortality worldwide: IARC cancer base. No. 11 [J]. Int J Cancer, 2014, 136(5): E359-E386.
- [2] SONKE J J, BEDLDERBOS J. Adaptive radiotherapy for lung cancer [J]. Semin Radiat Oncol, 2010, 20(2): 94-106.
- [3] PHTTERS L, GASPAR L E, KAVANAGH B, et al. American society for therapeutic radiology and oncology (ASTRO) and American college of radiology (ACR) practice guidelines for image-guided

- radiation therapy (IGRT)[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2010, 76(2): 319-325.
- [4] ESCH A V, TILLIKAINEN L, PYYKKONEN J, et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation[J]. *Med Phys*, 2006, 33(11): 4130-4148.
- [5] 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): 189.
- [6] 潘莹, 龚五星, 梁翠微, 等. 晚期非小细胞肺癌维持化疗临床研究[J]. *实用医学杂志*, 2017, 33(7): 1130-1132.
- PAN Y, GONG W X, LIANG C W, et al. Clinical study of maintenance chemotherapy for advanced non-small cell lung adenocarcinoma[J]. *The Journal of Practical Medicine*, 2017, 33(7): 1130-1132.
- [7] JIM P T, MAX D, ALEXANDER R D, et al. Can knowledge-based DVH predictions be used for automated, individualized quality assurance of radiotherapy treatment plans?[J]. *Radiat Oncol*, 2015, 10(1): 234-248.
- [8] SHAHINE B H, AL-GHAZI M S, EL-KHATIB E. Experimental evaluation of interface doses in the presence of air cavities compared with treatment planning algorithms[J]. *Med Phys*, 1999, 26(3): 350-355.
- [9] DANG J, LI G, ZANG S, et al. Comparison of risk and predictors for early radiation pneumonitis in patients with locally advanced non-small-cell lung cancer treated with three-dimensional conformal radiotherapy[J]. *J Cancer Res Clin Oncol*, 2010, 136(8): 1169-1178.
- [10] YAN D, VICINI F, WONG J, et al. Adaptive radiation therapy[J]. *Phys Med Biol*, 1997, 42(1): 4123-4132.
- [11] DRZYMALA R E, MOHAN R, BREWSTER L, et al. Dose-volume histograms[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1991, 21(1): 71-78.
- [12] GRAHAM M V, PURDY J A, EMAMI B, et al. Clinical dose-volume histogram analysis for pneumonitis after 3D treatment for non-small cell lung cancer (NSCLC)[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1999, 45(2): 323-329.
- [13] CHEN T Y. Dose volume histograms in treatment planning[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1988, 14(6): 1319-1320.
- [14] JIM P T, MAX D, ALEXANDER R D, et al. Can knowledge-based DVH predictions be used for automated, individualized quality assurance of radiotherapy treatment plans?[J]. *Radiat Oncol*, 2015, 10(1): 234-248.
- [15] TAKANORI A, TOMOAKI T, SOUICHI M, et al. Assessing cumulative dose distributions in combined radiotherapy for cervical cancer using deformable image registration with pre-imaging preparations[J]. *Radiat Oncol*, 2014, 9(1): 293-301.
- [16] ENGELSMAN M, DAMEN D M, KOKEN P W, et al. Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours[J]. *Radiat Oncol*, 2001, 60(3): 299-309.
- [17] 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(5): 1-12.
- [18] 胡逸民. X(γ)射线野剂量学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 206.
- HU Y M. Dosimetry of portal of X(γ) ray beam [M]. Beijing: Publishing House of Atomic Energy Agency, 1999: 206.
- [19] 孙小梅, 夏文明, 姜新, 等. 局部晚期胰腺癌容积旋转调强与五野调强放疗的剂量学比较[J]. *吉林大学学报(医学版)*, 2017, 43(2): 365-368.
- SUN X M, XIA W M, JIANG X, et al. Comparison of dosimetry between RapidArc and 5F-IMRT in treatment of locally advanced pancreatic carcinoma [J]. *Journal of Jilin University (Medicine Edition)*, 2017, 43(2): 365-368.
- [20] 赵艳群, 王培, 黎杰, 等. 不同算法在非均匀组织模体中光子剂量计算精确度比较[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2012, 21(1): 72-76.
- ZHAO Y Q, WANG P, LI J, et al. Comparison of the accuracy of different algorithms in photon dose calculation in inhomogeneous tissue phantom[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2012, 21(1): 72-76.
- [21] CORDOBA A, NICKERS P, TRESCH E, et al. Safety of adjuvant intensity-modulated postoperative radiation therapy in endometrial cancer: clinical data and dosimetric parameters according to the International Commission on Radiation Units (ICRU) 83 report[J]. *Rep Pract Oncol Radiother*, 2000, 20(5): 385-392.
- [22] NELMS B E, CHAN M F, JARRY G, et al. Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels[J]. *Med Phys*, 2013, 40(11): 111722.

(编辑: 陈丽霞)