

剂量学参数计算方法对治疗计划评估结果的影响分析

嵇卫星, 张建英, 肖寒, 李婷婷, 张玉洁
复旦大学附属中山医院放疗科, 上海 200032

【摘要】目的:分析不同算法对同一个治疗计划进行评估时剂量学参数的变化。**方法:**以两种计划系统设计的66例鼻咽癌计划为研究对象,对自主编写评估软件和治疗计划系统读取的剂量学参数结果做比较,研究不同算法下剂量学参数的变化,分析 D_2 和 D_{max} 的差异,并研究 $D_{0.01cc}$ 代替 D_{max} 的可行性。**结果:**Pinnacle与XiO中读取的剂量学参数与评估软件读取的数据之间存在类似的差异。当器官的体积减小时, D_{max} 以及 D_{mean} 的绝对值偏差都会变大, D_{max} 的偏差要更大。所有计划中5%的 D_{max} 差值高于292 cGy,5%的 D_{mean} 差值高于55 cGy。除PTVnx外, D_2 的差值平均值都要小于 D_{max} 。相应器官 $D_{0.01cc}$ 对应的剂量差值为 (45.5 ± 30.4) cGy, D_{max} 对应的剂量差值为 (107.6 ± 56.8) cGy。且除BRAINSTEM_PRV2外, $D_{0.01cc}$ 的剂量差值均小于100 cGy。**结论:**用不同的剂量学算法计算同一个治疗计划, D_{max} 的差异要大于 D_{mean} ,体积越小,计算差异一般也越大。用 D_2 代替 D_{max} 可以显著降低计算算法间的差异。用 $D_{0.01cc}$ 代替 D_{max} 可以将计算误差显著降低。

【关键词】鼻咽癌;治疗计划系统;剂量学;剂量体积直方图

【中图分类号】R730.55

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)05-0519-07

Effects of different methods of dosimetry parameter computation on treatment plan evaluation results

Ji Weixing, ZHANG Jianying, XIAO Han, LI Tingting, ZHANG Yujie

Department of Radiation Oncology, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China

Abstract: Objective To analyze the changes of plan evaluation results when calculating the dosimetry parameters with different algorithms. **Methods** The treatment plans designed by two different planning systems for 66 cases of nasopharyngeal carcinoma were selected as the research objects. A self-developed evaluation software was adopted to read the dosimetry parameters of the plans, and these results were compared with those obtained with treatment planning system. Then the differences between D_2 and D_{max} were analyzed, and the feasibility of replacing D_{max} with $D_{0.01cc}$ was discussed. **Results** Differences between the dosimetry parameters read from Pinnacle and XiO system and the evaluation software were similar. With the reduced volume of the organs, the differences in D_{max} and D_{mean} became larger, and the differences in D_{max} were much greater. In all the plans, 5% of D_{max} difference was higher than 292 cGy, and 5% of D_{mean} difference was higher than 55 cGy. Except for PTVnx, the mean value of the differences in D_2 was less than D_{max} . The dose difference was (45.5 ± 30.4) cGy for $D_{0.01cc}$ in related organs, and (107.6 ± 56.8) cGy for D_{max} . The dose differences of $D_{0.01cc}$ were less than 100 cGy except for BRAINSTEM_PRV2. **Conclusion** When calculating the same treatment plan with different methods of dosimetry parameter computation, the differences in D_{max} is greater than D_{mean} . The smaller the volume is, the larger the difference is. The use of D_2 instead of D_{max} can significantly reduce the difference in the calculation of dosimetry parameters, and replacing D_{max} with $D_{0.01cc}$ can significantly reduce the calculation errors.

Keywords: nasopharyngeal carcinoma; treatment planning system; dosimetry; dose-volume histogram

前言

用于治疗计划评估的剂量学参数一般包括剂量

的最小值(D_{min})、最大值(D_{max})、平均值(D_{mean})和剂量体积直方图(Dose Volume Histogram, DVH)。DVH可以将三维的剂量分布信息以统计图的形式呈现出来,以便于比较不同计划之间的优劣^[1]。有研究表明,DVH的结果与器官的毒性之间呈现出显著的相关性^[2-4]。因此,尽管失去了剂量的空间分布信息,DVH在临床上仍然起着非常重要的作用,是临床医生评价计划质量的主要手段之一^[5-6]。

【收稿日期】2018-03-17

【作者简介】嵇卫星,硕士,助理工程师,主要研究方向:放射治疗技术,
E-mail: ji.weixing@zs-hospital.sh.cn

【通信作者】张玉洁,博士,工程师,主要研究方向:机器学习与放疗计划自动化,E-mail: zhang.yujie@zs-hospital.sh.cn

在实际工作中,许多方面的应用都涉及到计划剂量学参数的计算。例如,为了科学研究或提高工作效率,许多研究人员会依据DICOM标准^[7],设计程序来处理剂量学参数^[8-11]。此外,许多跨中心的研究通常会涉及到多种治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)之间数据的比较^[12],评估软件通常也要对来源于不同TPS的剂量学参数进行重新计算。DVH一般是基于三维剂量分布和对器官轮廓进行插值计算得出的。Ebert等^[13]指出采用不同的算法和参数计算得到的DVH数据会有不同。进一步研究发现,计算误差一般会随着计算网格、CT扫描层厚的变大而增加,但算法的不同会使这种关系变得复杂。

由此可见,剂量学参数的大小与诸多方面相关,其中有些方面在临床工作中是可控的,如计算网格、扫描间距等参数。而由于TPS软件的封闭性,我们无法获知不同程序取样和插值算法之间的异同。为了研究不同剂量学参数的计算方法对临床工作的影响,我们开始了此项研究,本研究所编写的程序基于Aditya Panchal等开发的dicompyler-core软件包^[14]。该软件包是基于BSD协议的开源软件包,为处理DICOM RT文件提供了必要的函数,在读取和可视化CT图像以及治疗计划方面应用广泛。该评估软件基于TPS系统导出的DICOM剂量和结构文件重新计算剂量学参数,并与从TPS中直接读取的参数信息相比较,研究不同的计算方法对不同器官及评价标准的影响。我们选择鼻咽癌计划作为研究对象,鼻咽癌患者的治疗计划涉及到的体积从小于1 cc(晶体)到大于100 cc(靶区),剂量分布由平坦(靶区)到陡峭(腮腺等),情况较为复杂,包含了临床上大部分的情况。

1 材料与方法

1.1 数据采集

我们选择66名接受调强放射治疗的鼻咽癌患者计划进行分析。其中46名患者在2013~2016年间接受治疗,采用XiO进行计划设计;20名患者在2016~2017年间接受治疗,采用Pinnacle进行计划设计。所有的CT扫描间距均为3 mm,计划的计算网格为2 mm×2 mm×2 mm。计划设计均基于Siemens Oncor加速器模型,选择能量为6 MV的X射线。

1.2 评估软件编写

不同TPS软件中剂量学参数的获取算法是未知的。如果计算方法受到器官大小、不同类别的剂量学参数等因素的影响,那么以其中一种软件为基准,其他TPS计算出来的结果与该基准软件计算出来的结果应该有类似的差异规律。为此,我们自主编写

第三方程序作为评估软件来研究XiO和Pinnacle系统读取算法后的结果差异。程序基于Python语言编制,运行过程流程图如图1所示。其中由两种TPS分别导出的DICOM文件,包括DICOM RT Dose、DICOM RT Plan和DICOM RT Structure Set文件。为了能够对读取过程批处理,我们依据表1中的标准名称对每个计划的靶区以及器官进行标准化处理^[15]。

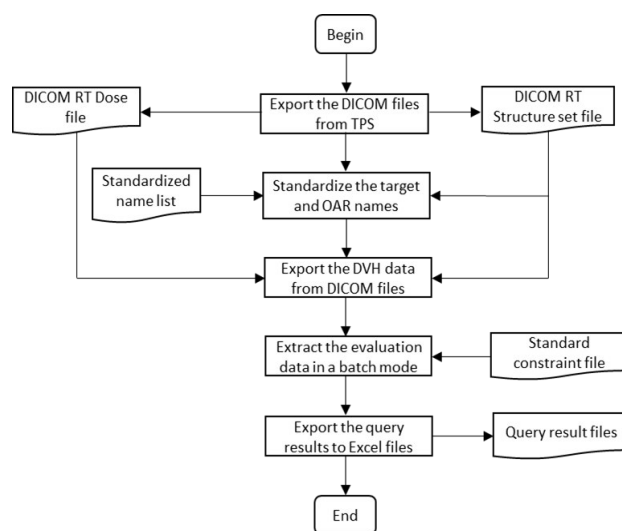


图1 评估软件的运行流程图

Fig.1 Operation flow chart of evaluation software

1.3 不同TPS间剂量学参数差异分析

分别从XiO和Pinnacle中读取表1中相关评价标准的值作为研究对象,以评估软件中读取值作为参考值。表1中的评价标准及其定义参考文献^[16],其中 D_{\max} 、 D_{\min} 、 D_{mean} 分别代表剂量最大值、最小值和剂量平均值; D_2 代表2%的相对体积对应的剂量; V_{60} 代表60 Gy的剂量对应的绝对体积等。采用SPSS V22.0.0.0软件分析研究对象和参考值之间的差异,检验方法为配对样本 t 检验(数据符合正态分布)或者配对样本的秩和检验(数据不符合正态分布)。分析差值大小和体积之间的关系。分析在所有情况中,不同的评价标准下,95%的情况对应的剂量大小。

1.4 代表 D_{\max} 的剂量学参数间的差异研究

根据TG83号报告^[17], D_2 被建议用来代替 D_{\max} ,为此我们针对Pinnacle研究了 D_2 和 D_{\max} 之间的差异,检验分析 D_2 和 D_{\max} 之间是否有统计学差异。 D_2 是指2%的器官体积对应的剂量,该体积大小随着器官体积大小的变化而变化。因此,我们研究绝对体积对应的剂量是否可以代替 D_{\max} ,为此我们对 $D_{1\text{ cc}}$ 、 $D_{0.1\text{ cc}}$ 、 $D_{0.01\text{ cc}}$ ($D_{1\text{ cc}}$ 表示1 cc体积对应的绝对剂量, $D_{0.1\text{ cc}}$ 、 $D_{0.01\text{ cc}}$ 定义类似)和 D_{\max} 之间的关系进行研究分析。

表1 器官标准名称及对应的评价标准

Tab.1 Organ standard name and corresponding evaluation indicators

Target/organ standard name	Evaluation indicator	Comment
PTVnx	D_{\max} , $V_{69.96}$ or $V_{69.3}$, D_2 , D_{\min} , D_{98} , D_{50}	GTVnx with an expansion of a certain distance
PTVnd	D_{\max} , D_2 , $V_{69.30}$ or V_{66}	GTVnd with an expansion of a certain distance
PTV1	$V_{62.7}$ or $V_{59.4}$	CTV1 with an expansion of a certain distance
PTV2	V_{54} or $V_{52.8}$	CTV2 with an expansion of a certain distance
SPINALCORD	D_{\max} , D_2	Spinal cord
SPINALCORD_PRV5	D_{\max} , D_2	Spinal cord with an expansion of 5 mm
BRAINSTEM	D_{\max} , D_2	Brainstem
BRAINSTEM_PRV2	D_{\max} , D_2	Brainstem with an expansion of 2 mm
LEN_L	D_{\max} , D_2	Left lens
LEN_R	D_{\max} , D_2	Right lens
OPTICNERVE_L	D_{\max} , D_2	Left optic nerve
OPTICNERVE_R	D_{\max} , D_2	Right optic nerve
OPTICCHIASM	D_{\max} , D_2	Optic chiasma
PITUITARY	D_{\max} , D_2	Pituitary
TEMPLOBE_L	V_{60}	Left temporal lobe
TEMPLOBE_R	V_{60}	Right temporal lobe
MANDIBLE_L	V_{60}	Left mandible
MANDIBLE_R	V_{60}	Right mandible
EAR_L	D_{mean}	Left ear
EAR_R	D_{mean}	Right ear
LARYNX	D_{mean}	Larynx
TRACHEA	D_{mean}	Trachea
ORALCAVITY	D_{mean}	Oral cavity
PAROTID_L	D_{mean}	Left parotid gland
PAROTID_R	D_{mean}	Right parotid gland
ESOPHAGUS	D_{\max} , D_2	Esophagus

2 结果

2.1 评估软件读取的结果与从 XiO 和 Pinnacle 中读取结果的差异

如图2所示,图中黑色柱状图代表有统计学差异($P<0.05$),灰色代表无统计学差异($P>0.05$)。因为数据来自于2013~2017年不同时期的病人计划,因此涉及到的器官和评价标准并不完全一致。当评价标准为 D_{\max} 时,XiO和Pinnacle两种TPS中有PTVnx、PTVnd、LEN等器官与评估软件的差值较小,其中XiO与评估软件的差值为 (27.2 ± 24.8) cGy(PTVnx)、 (27.1 ± 25.7) cGy(PTVnd)、 (56.5 ± 47.1) cGy(LEN)、 (46.7 ± 40.8) cGy(LEN_L)、 (55.3 ± 43.4) cGy(LEN_R),Pinnacle与评估

软件的差值为 (5.2 ± 15.3) cGy(PTVnx)、 (11.0 ± 19.9) cGy(PTVnd)、 (14.6 ± 10.6) cGy(LEN_L)、 (18.8 ± 14.2) cGy(LEN_R)。剩下器官与评估软件读取结果的差值较大,XiO中各器官读取结果与评估软件的差值基本都大于150 cGy[SPINALCORD为 (80.1 ± 71.2) cGy],Pinnacle中各器官读取结果与评估软件的差值都大于80 cGy。XiO中OPTICNERVE_L、OPTICNERVE_R、OPTICCHIASM、PITUITARY等器官与评估软件的差值要大于其在Pinnacle中读取结果与评估软件之间的差值,而SPINALCORD、SPINALCORD_PRV5、BRAINSTEM、BRAINSTEM_PRV2等器官的结果差值则较为接近。而且除了Pinnacle中的PTVnx,其他器官

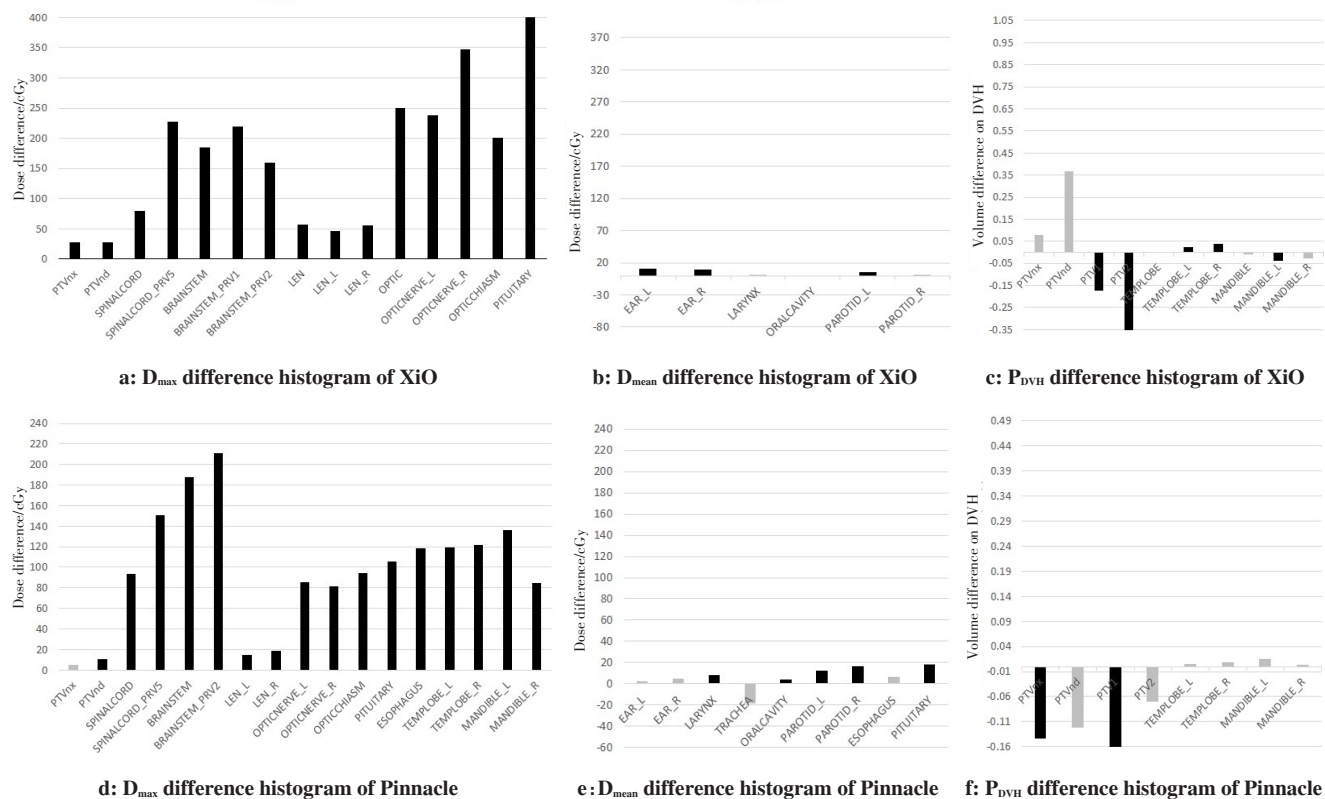


图2 评估软件读取的参数信息与从XiO和Pinnacle中读取结果的差异(P_{DVH} 是指DVH曲线上的某个点)

Fig.2 Differences between the parameters read by evaluation software and the results read from XiO and Pinnacle (P_{DVH} refers to a certain point on the DVH curve)

的差值均有统计学差异。当评价标准为 D_{mean} 时, XiO和Pinnacle两种TPS中的情况较为接近, 其在TPS中读取的数据与在评估软件中的读取结果差值均小于20 cGy, 差值是否有统计学差异分布无规律。当评价标准为 P_{DVH} (P_{DVH} 是指DVH曲线上某一点剂量对应的相对体积差值, 其中, PTVnx、PTVnd、PTV1、PTV2指的是相对体积差异, TEMPLOBE、MANDIBLE对应的是绝对体积差异)时, XiO中差异最大值为0.366%, 大于Pinnacle中的结果(0.168%), 差值是否有统计学差异分布无规律。

我们对来自于Pinnacle系统的20例病人计划的体积进行分析, 分析涉及到的器官体积, 最小和最大的体积均值分别是0.3 cc(晶体)和378.9 cc(PTV1)。靶区、颞叶等都体现出了很大的标准差。大部分器官的体积都小于100 cc。我们将所有器官的 D_{max} 和 D_{mean} 差值按照体积大小描绘出来, 如图3所示。

图3a和图3c中横坐标代表靶区/器官的体积, 纵坐标代表剂量的绝对差异(程序读取的剂量-TPS读取的剂量)。图3b和图3d中横坐标为剂量差值, 纵坐标为个数。图中的曲线代表剂量差值低于某个剂量的个数占总数的比值。我们发现, 当器官的体积减小时, D_{max} 以及 D_{mean} 的绝对值偏差都会变大。5%的计划 D_{max} 差值高于292 cGy, D_{mean} 差值高于55 cGy。另外, 图3a中正

值的比例要远高于负值, 说明算法对结果产生了系统性的影响, 而对 D_{mean} 的影响则要小得多。

2.2 D_2 与 D_{max} 差异比对

TG83号报告建议采用 D_2 、 D_{98} 来表征近似 D_{max} 和近似 D_{min} 。我们依据来自Pinnacle的20例病人计划分析相应器官 D_2 和 D_{max} 之间的差异, 结果如图4所示。显然, 无论是平均值还是标准差, D_2 都要小于 D_{max} [PTVnx除外, D_{max} 为 (5.2 ± 15.3) cGy, 而 D_2 为 (-10.6 ± 4.9) cGy]。当评价标准为 D_{max} 时, 16个器官中, 有13个器官在Pinnacle中读取的结果与在评估软件中读取结果的差值均值大于50 cGy, 8个器官的差值均值大于100 cGy。而在 D_2 中, 所有器官的差值均值都小于50 cGy。对所有器官的 D_2 和 D_{max} 进行配对 t 检验(差值符合正态分布), 结果有统计学差异($P < 0.05$)。

2.3 代表 D_{max} 的剂量学参数间的差异

我们分析了上述20例病人计划中相关危及器官 D_{1cc} 、 $D_{0.1cc}$ 、 $D_{0.01cc}$ 、 D_{max} 之间的关系。对各个危及器官的 D_{1cc} 和 $D_{0.1cc}$ 、 $D_{0.1cc}$ 和 $D_{0.01cc}$ 、 $D_{0.01cc}$ 和 D_{max} 分别进行配对样本 t 检验(样本均读取自Pinnacle系统, 且均符合正态分布), 全部有统计学差异($P < 0.05$)。接着我们研究了以 D_{1cc} 、 $D_{0.1cc}$ 、 $D_{0.01cc}$ 、 D_{max} 作为评价标准时, 从评

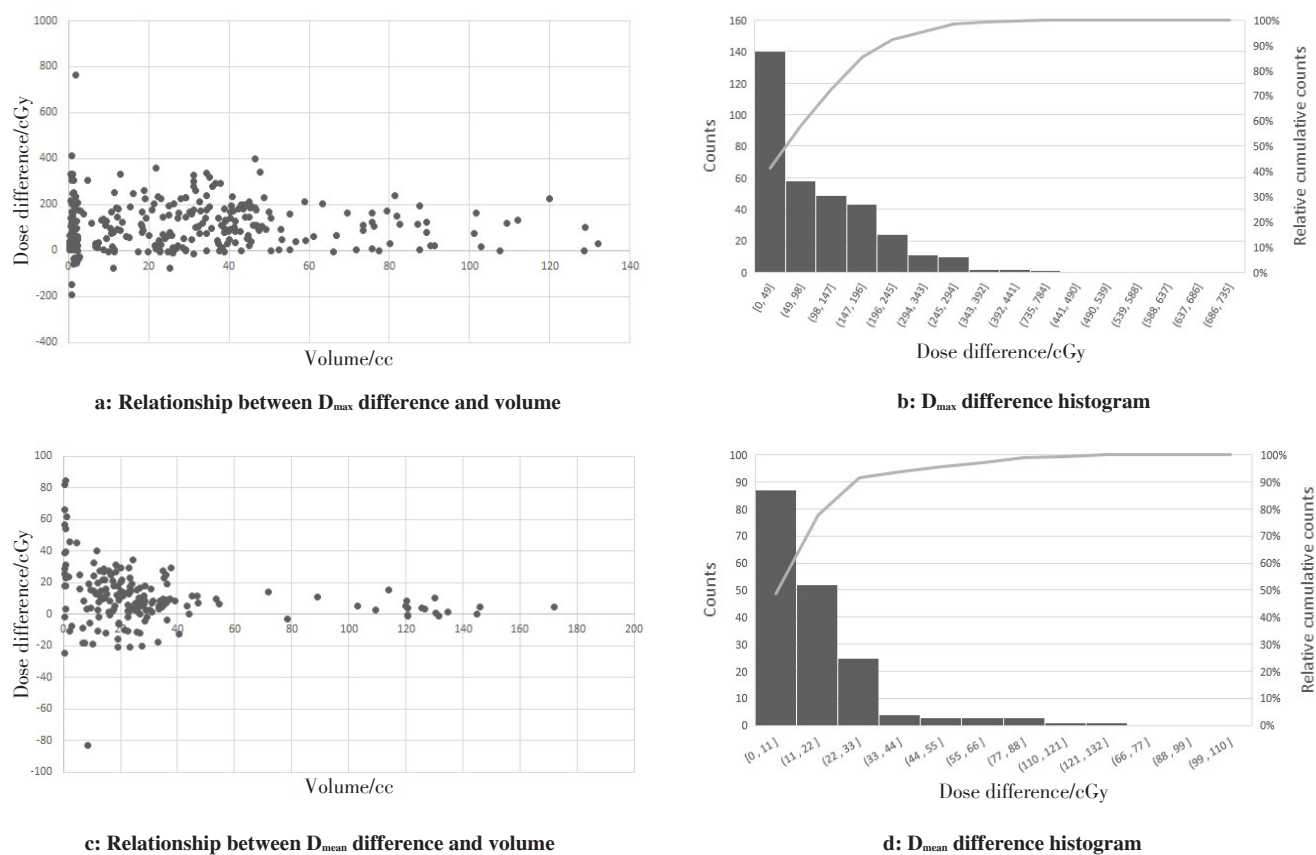
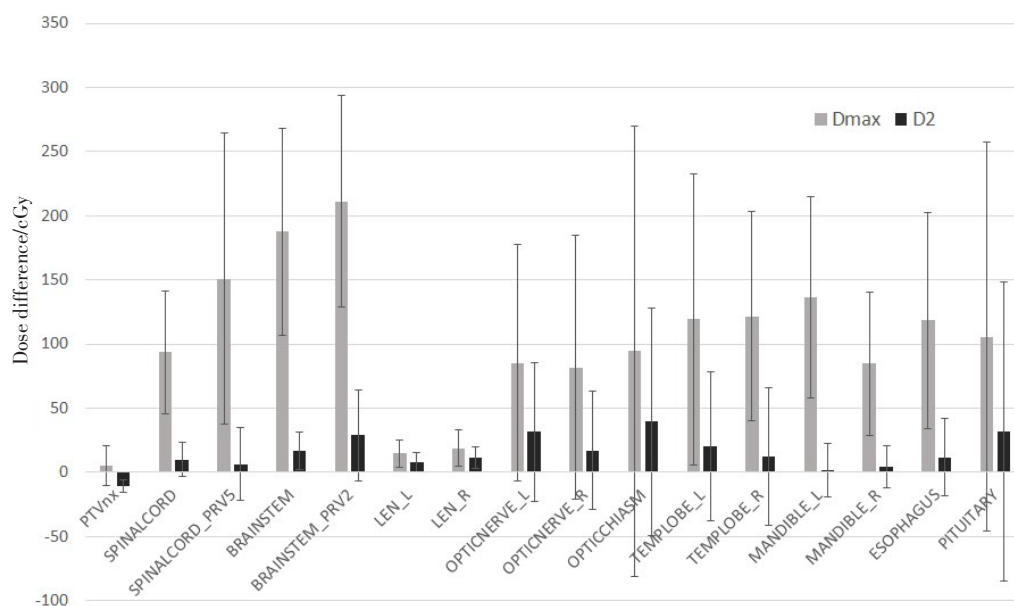


图3 体积和评价标准对剂量学参数计算的影响

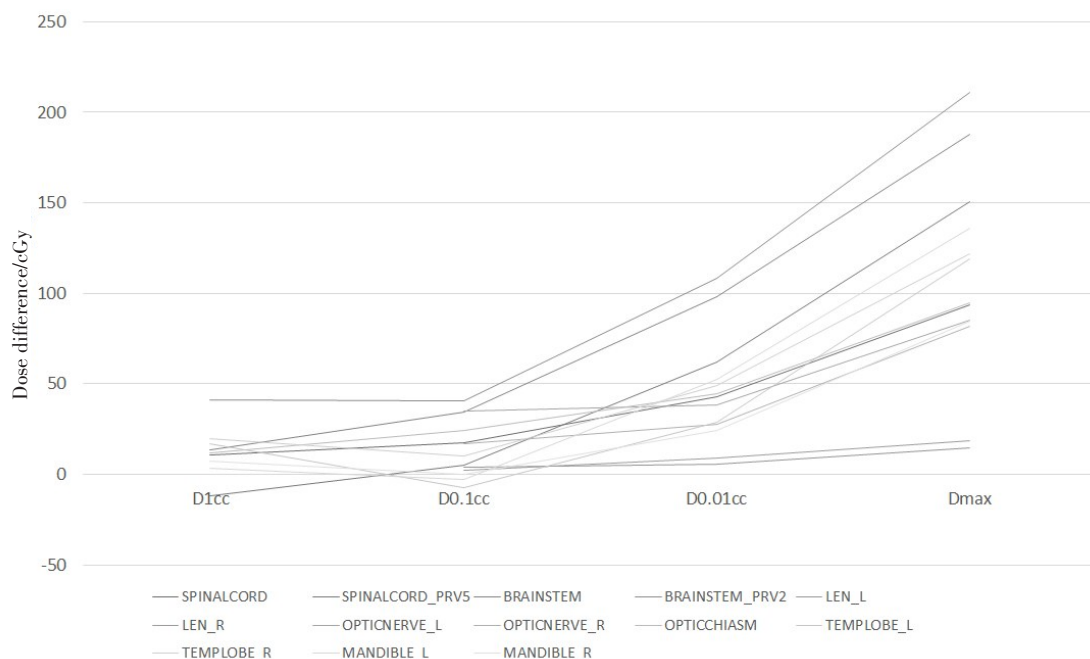
Fig.3 Effect of volume and evaluation indicators on the calculation of dosimetry parameters

图4 不同器官 D_2 和 D_{max} 之间的差异比较Fig.4 Comparison of differences between D_2 and D_{max} in different organs

估软件和 Pinnacle 中读取结果之间差值大小与评价指标的关系,如图5所示。

图5中,纵坐标代表剂量的差值。显然从 D_{1cc} 、 $D_{0.1cc}$ 、

$D_{0.01cc}$ 到 D_{max} ,剂量的差值呈现出越来越大的趋势。相较于 D_{max} [剂量差值为 (107.6 ± 56.8) cGy],各器官 $D_{0.01cc}$ 对应的剂量差值为 (45.5 ± 30.4) cGy。且除1例外

图5 相关危及器官 D_{1cc} 、 $D_{0.1cc}$ 、 $D_{0.01cc}$ 和 D_{max} 之间的关系Fig.5 Relationship among D_{1cc} , $D_{0.1cc}$, $D_{0.01cc}$ and D_{max} of related organs-at-risk

(BRAINSTEM_PRV2 为 108.11 cGy), $D_{0.01cc}$ 对应的剂量差值均小于 100 cGy。

3 讨论

TPS 在进行剂量计算时,通常先将器官或者靶区结构分割为更小的体素,接着计算每个体素中心的剂量,每个器官/靶区的剂量即为其轮廓内每个体素剂量的集合。因此,分割的单元越小,CT 层厚越小,体素的集合就越近似于器官/靶区的真实结构,计算计划的剂量学参数时偏差就会越小。此外,不同的插值和取样算法对器官和靶区边界的处理方式不同,因此表面积的大小就会影响剂量学参数的计算结果。

本研究中,从 Pinnacle 与 XiO 中读取的剂量学参数与评估软件读取的数据之间的差异并不完全一致,这说明不同 TPS 系统之间的剂量学参数计算方法并不一致。就 D_{max} 而言,除了脊髓和脑干的差异接近外, XiO 中其他器官的 D_{max} 差异都要大于 Pinnacle 中的对应器官。另一方面,两个 TPS 系统与评估软件间的差异也存在着类似的规律。总体来说, D_{max} 的差异要高于 D_{mean} 的差异,体积小的结构的差异要大于体积大的结构的差异。 D_{mean} 以及 DVH 上点的差值没有统计学意义的比例高于评价标准为 D_{max} 时的情况,说明无论何种计算方法,评价指标的种类都对差值大小起到了重要的影响。

TG83 号报告推荐用 D_2 、 D_{98} 来表征近似 D_{max} 和近似

D_{min} 。在本研究中, D_2 作为评价标准时, Pinnacle 中的计算结果与评估软件中的计算结果间的差值均值由 D_{max} 的 101.8 cGy 降为 15.0 cGy。因此,用 D_2 代替 D_{max} 可以降低 D_{max} 在不同算法间的差异。但是由于器官的体积差异较大, 2% 对应的体积分布广泛, 本研究中, 该体积小至 0.005 cc (晶体), 大到 2.650 cc (颞叶)。工作中, $D_{2.65cc}$ 与 D_{max} 对应的临床结果并不一定相同 (实际上, 不少文献同时将 D_{2cc} 和 D_{max} 作为评价指标^[18-20])。因此, 对于体积小的器官, D_2 是很好的替代指标, 但是当器官体积变大时, 就很难直接用 D_2 来替代 D_{max} 使用。

此前, 已有研究将 D_{max} 直接定义为 0.035 cc 或更小体积对应的剂量^[19,21]。这启发我们对绝对体积对应的剂量是否可以代替 D_{max} 进行了研究。结果发现, 用 $D_{0.01cc}$ 来代替 D_{max} , 不同算法间的稳定性获得大幅提高, 其差值均值由 107.6 cGy 降为 45.5 cGy。一般在进行计划设计时, 体素的大小设置为 2 mm×2 mm×2 mm, 对应的体积为 0.008 cc, 接近 0.010 cc。因此 $D_{0.01cc}$ 有着实际的物理意义, 可以近似认为是器官或者靶区内某个体素的最高剂量。

综上所述, 计算剂量学参数时, 影响因素多而复杂, 因此剂量学参数具体值的大小是有使用情境的。在跨平台使用剂量学参数信息时, 即使计算使用的网格、CT 层厚等参数保持一致, 先进行剂量学参数差异程度的评估也是必要的。这种差异随着器官、评价标准的不同而变化, 特别是器官体积很小, 而评价标准为 D_{max} 时, 这种差异将更大。通过我们的

研究发现,用 $D_{0.01\text{ cc}}$ 代替 D_{max} 不失为一种简便的方法,但是 $D_{0.01\text{ cc}}$ 对应的生物学效应与 D_{max} 是否完全一致需要进一步的研究。

4 结 论

本研究基于对不同算法的剂量学参数的计算差异分析,发现 D_{max} 的计算差异要大于 D_{mean} ;体积越小,计算差异一般也越大。用 D_2 代替 D_{max} 可以显著降低计算剂量学参数时的差异。当治疗计划在不同平台间迁移时,用 $D_{0.01\text{ cc}}$ 代替 D_{max} 可以将计算误差显著降低。

【参考文献】

- [1] MAYLES P, NAHUM A, ROSENWALD J C. Handbook of radiotherapy physics[M]. New York: Taylor & Francis, 2007: 722.
- [2] RODRIGUES G, LOCK M, D'SOUZA D, et al. Prediction of radiation pneumonitis by dose-volume histogram parameters in lung cancer-a systematic review[J]. Radiother Oncol, 2004, 71(2): 127-138.
- [3] OETZEL D, SCHRAUBE P, HENSLEY F, et al. Estimation of pneumonitis risk in three-dimensional treatment planning using dose-volume histogram analysis[J]. Int J Radiat Oncol, 1995, 33(2): 455-460.
- [4] 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, 1999, 45(2): 323-329.
- [5] DEEK M P, NAGARAJAN S, KIM S, et al. Clinical characteristics and dose-volume histogram parameters associated with the development of pleural effusions in non-small cell lung cancer patients treated with chemoradiation therapy[J]. Acta Oncol, 2016, 55(8): 1029-1035.
- [6] GOLDSMITH C, PRICE P, CROSS T, et al. Dose-volume histogram analysis of stereotactic body radiotherapy treatment of pancreatic cancer: a focus on duodenal dose constraints[J]. Semin Radiat Oncol, 2016, 26(2): 149-156.
- [7] LAW M, LIU B. DICOM-RT and its utilization in radiation therapy1 [J]. Radiographics, 2009, 11(2): 218.
- [8] PANCHAL A, ZHANG Y, RUFFER J, et al. A dose volume histogram (DVH) constraint analysis system for clinical protocol treatment plan evaluation using DICOM RT [J]. Int J Radiat Oncol, 2010, 78(3): S754.
- [9] 宋威, 赵迪, 鹿红, 等. 放疗计划剂量学数据的自动提取分析[J]. 中国医疗器械杂志, 2016, 40(4): 301-304.
- SONG W, ZHAO D, LU H, et al. Automatic extraction and analysis of dosimetry data in radiotherapy plans [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2016, 40(4): 301-304.
- [10] 谢朝, 骆科林, 邹炼, 等. Eclipse 计划系统 DVH 自动生成比较软件开发[J]. 中国医疗器械杂志, 2016, 40(2): 140-142.
- XIE Z, LUO K L, ZOU L, et al. Development of a compared software for automatically generated DVH in Eclipse TPS [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2016, 40(2): 140-142.
- [11] WESTBERG J, KROGH S, BRINK C, et al. A DICOM based radiotherapy plan database for research collaboration and reporting [J]. J Phys Conf Ser, 2014, 489(1): 012100.
- [12] KRISHNA G S, SRINIVAS V, AYYANGAR K M, et al. Comparative study of old and new versions of treatment planning system using dose volume histogram indices of clinical plans [J]. J Med Phys, 2016, 41(3): 192-197.
- [13] EBERT M A, HAWORTH A, KEARVELL R, et al. Comparison of DVH data from multiple radiotherapy treatment planning systems [J]. Phys Med Biol, 2010, 55(11): N337-N346.
- [14] PANCHAL A, KEYES R. SU-GG-T-260: dicompyler: an open source radiation therapy research platform with a plugin architecture [J]. Med Phys, 2010, 37(6): 3245.
- [15] SANTANAM L, HURKMANS C, MUTIC S, et al. Standardizing naming conventions in radiation oncology [J]. Int J Radiat Oncol, 2012, 83(4): 1344-1349.
- [16] GONG Y U, YU J, PANG D, et al. Automated extraction of dose/volume statistics for radiotherapy-treatment-plan evaluation in clinical-trial quality assurance [J]. Front Oncol, 2016, 6(2): 47.
- [17] GREGOIRE V, MACKIE T R, DE NEVE W, et al. Prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT) [J]. J ICRU, 2010, 10(1): 1-112.
- [18] AOKI M, SATO M, HIROSE K, et al. Radiation-induced rib fracture after stereotactic body radiotherapy with a total dose of 54-56 Gy given in 9-7 fractions for patients with peripheral lung tumor: impact of maximum dose and fraction size [J]. Radiat Oncol, 2015, 10(1): 99.
- [19] ABELSON J A, MURPHY J D, LOO B W, et al. Esophageal tolerance to high-dose stereotactic ablative radiotherapy [J]. Dis Esophagus, 2012, 25(7): 623-629.
- [20] JOO C M, HWAN K S, HOON L J, et al. A dosimetric comparative analysis of TomoDirect and three-dimensional conformal radiotherapy in early breast cancer [J]. J Breast Cancer, 2015, 18(1): 57-62.
- [21] LIU M, SNYDER K, ZHAO B, et al. SU-E-T-487: in VMAT of spine stereotactic radiosurgery a 1 mm grid size increases dose gradient and lowers cord dose significantly relative to a 2.5 mm grid size [J]. Med Phys, 2015, 42(6): 3446.

(编辑:陈丽霞)