

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

陈飞虎,李一江,柏晗,刘旭红,朱思瑾,吴星尧

云南省肿瘤医院/昆明医科大学第三附属医院/云南省癌症中心放射治疗科, 云南 昆明 650118

【摘要】目的:定量分析剂量计算网格尺寸(DCGS)对宫颈癌放疗中物理剂量和生物剂量的影响。**方法:**选取Pinnacle³治疗计划系统中宫颈癌的治疗方案12例,取默认值DCGS=4.0 mm的计算网格,优化调整宫颈癌治疗方案,再改变DCGS(1.0~7.0 mm),重新计算靶区和危及器官(OAR)的剂量,探讨靶区和OAR的物理剂量和生物剂量随DCGS的变化情况。**结果:**靶区和OAR的物理剂量随DCGS的变大而减小,在体积剂量直方图上表现出曲线整体向低剂量区平移。除左右股骨头外,靶区的肿瘤控制概率(TCP)和OAR的正常组织并发症概率(NTCP)也随DCGS增大而缓慢降低。PGTV_{nd}的TCP下降率约为0.7%/mm,PTV的TCP下降率约为0.6%/mm,而膀胱和直肠的NTCP下降速度相对较快,膀胱NTCP下降率最大值为15.0%,直肠NTCP下降率最大值为13.5%。**结论:**宫颈癌放疗中物理剂量和生物剂量随DCGS变大而减少,靶区和OAR的物理剂量在体积剂量直方图上表现出整体向低剂量区平移,这种变化趋势会诱导研究者低估靶区的TCP及OAR的NTCP。

【关键词】宫颈癌;剂量计算网格尺寸;物理剂量;生物剂量

【中图分类号】R737.33;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)08-0971-06

Effects of dose calculation grid size on physical dose and biological dose in radiotherapy for cervical cancer

CHEN Feihu, LI Yijiang, BAI Han, LIU Xuhong, ZHU Sijin, WU Xingrao

Department of Radiation Oncology, Yunnan Cancer Hospital/the Third Affiliated Hospital of Kunming Medical University/Yunnan Cancer Center, Kunming 650118, China

Abstract: Objective To quantitatively investigate the effects of dose calculation grid size (DCGS) on the physical dose and biological dose in radiotherapy for cervical cancer. **Methods** Twelve treatment plans of cervical cancer designed in Pinnacle³ treatment planning system were selected and then optimized with the default DCGS of 4.0 mm. As the DCGS were changed from 1.0 mm to 7.0 mm, the doses of target areas and organs-at-risk (OAR) were recalculated to explore the changes of physical dose and biological dose of target and OAR with different DCGS. **Results** The physical doses of target areas and OAR were decreased with the increase of DCGS, and the dose-volume curves showed an overall shift to the lower dose region in dose-volume histogram. Except for the NTCP of femoral heads, both the tumor control probability (TCP) of target areas and the normal tissue complication probability (NTCP) of OAR were slowly decreased with the increase of DCGS. The decline rate of TCP of PGTV_{nd} was about 0.7%/mm, and that of TCP of PTV was about 0.6%/mm. However, the decrease rates of NTCP of the bladder and the rectum were relatively faster, and the maximum decrease rate of NTCP was 15.0% for the bladder and 13.5% for the rectum. **Conclusion** The physical dose and biological dose in radiotherapy for cervical cancer are decreased with the increase of DCGS, and the dose-volume curves of target areas and OAR show an overall shift to the lower dose region in dose-volume histogram, which will induce the underestimations of the TCP of target areas and the NTCP of OAR.

Keywords: cervical cancer; dose calculation grid size; physical dose; biological dose

前言

在容积旋转调强(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)计划设计时,剂量计算网格尺寸(Dose Calculation Grid Size, DCGS)是一项基本的参数设置,通常一套商用的治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)会提供取值在一定范围内的DCGS,以供

【收稿日期】2020-04-15

【基金项目】云南省科技计划项目(2017FE468(-221))

【作者简介】陈飞虎,硕士研究生,工程师,研究方向:放射肿瘤物理学的临床应用,E-mail: cmh093@qq.com

【通信作者】吴星尧,E-mail: 13708874297@163.com

计划设计者根据不同的需要进行选择。例如商用的Pinnacle³ TPS提供了从1.0 mm到10.0 mm的DCGS,默认DCGS=4.0 mm。较大的DCGS通常用来计算靶区和危及器官(Organs-at-Risk, OAR)体积比较大的病例,以获得更好的计算效率;但若想得到头颈肿瘤放疗中晶状体、视神经、视交叉和垂体等小体积OAR的精确剂量,特别是最大点处的剂量,应选择较小的计算网格进行剂量计算^[1-3]。

不同网格尺寸造成的剂量差异可能会影响对治疗方案质量的评判。因此,研究DCGS对宫颈癌放疗的物理剂量和生物剂量的影响,对有效计算和评估宫颈癌放疗方案的物理剂量是一项十分重要的工作。本研究回顾分析了采用Pinnacle³ TPS设计的12例宫颈癌患者的治疗方案,改变其DCGS以探讨靶区和OAR的物理剂量和生物剂量,如靶区和OAR的

D_{max} 、 D_{mean} 随DCGS的变化情况,靶区的肿瘤控制概率(Tumor Control Probability, TCP)和OAR的正常组织并发症概率(Normal Tissue Complication Probability, NTCP)随DCGS的变化情况等。

1 材料与方法

1.1 病例资料

选取2017年12月~2018年11月在云南省肿瘤医院放射治疗科接受治疗(DCGS=4.0 mm)的12例宫颈癌患者的治疗方案进行回顾性研究。患者的计划淋巴结靶区(Primary Gross Tumor Volume of Lymph Nodes, PGTV_{nd})体积为21.0~395.0 cm³,计划靶区(Planning Target Volume, PTV)体积为1 336.0~2 587.0 cm³;PGTV_{nd}和PTV的平均体积分别为141.6、1 850.7 cm³。靶区和OAR的体积详见表1。

表1 12例宫颈癌患者靶区和OAR的体积(cm³)
Tab.1 Volumes of target areas and organs-at-risk (OAR) in 12 patients with cervical cancer (cm³)

病人	PGTV _{nd}	PTV	直肠	膀胱	左股骨头	右股骨头
1	258	2 214	52	134	111	107
2	171	1 944	33	243	89	93
3	21	1 539	115	575	99	98
4	395	2 511	52	245	163	163
5	38	1 336	47	93	90	90
6	75	2 091	27	128	95	100
7	223	2 587	75	117	101	101
8	37	1 502	51	66	91	87
9	41	1 373	41	661	98	109
10	105	1 584	27	319	109	98
11	293	1 817	65	165	120	116
12	42	1 710	36	432	140	145
平均	141.6±119.1	1 850.7±406.3	51.8±23.6	264.8±187.4	108.8±21.5	108.9±21.9

患者仰卧,双手环抱于头顶,用热塑网状膜固定。采用Siemens Somatom Sensation Open 24 CT (Siemens Co., Munich, Germany)作为数据采集系统,扫描范围为横膈膜顶至耻骨联合下缘1.0 cm,用3.0 mm层厚重建每位患者的CT数据,并将这些数据传至Pinnacle³ TPS 9.10。

1.2 VMAT计划的设计

12例患者治疗方案均采用VersaHD直线加速器(Elekta Medical Systems Co., Stockholm, Sweden)6 MV光子线,360°全弧双弧和Smart Arc逆向优化的方式

设计VMAT计划,逆向优化时的目标函数约束条件如表2所示,剂量计算采用筒串卷积算法(Collapsed Cone Convolution, CCC)^[4-6]。PGTV_{nd}处方剂量60.0~62.5 Gy/25 F;PTV处方剂量45.0~50.0 Gy/25 F。

所有VMAT计划方案均采用Pinnacle³ TPS 9.10设计,取默认值DCGS=4.0 mm的计算网格优化调整宫颈癌治疗计划,待计划完成后再改变DCGS(1.0~7.0 mm),重新计算不同DCGS时,靶区和OAR的剂量变化。本研究分别采用DCGS=1.0、2.0、3.0、4.0、5.0、6.0和7.0 mm进行剂量计算。

表2 宫颈癌 VMAT 计划的剂量-体积限值标准
Tab.2 Dose-volume criteria used in the volumetric modulated arc therapy plan for cervical cancer

靶区或 OAR	剂量体积限值
PGTV _{nd}	D _{min} ≥95%PD, V _{PD} ≥95%, D _{max} <107%PD
PTV	D _{min} ≥95%PD, V _{PD} ≥95%
直肠	V ₄₀ <60%, D _{33%} <45 Gy
膀胱	V ₄₀ <40%, D _{33%} <45 Gy
左股骨头	V ₄₅ <5%, V ₃₀ <30%
右股骨头	V ₄₅ <5%, V ₃₀ <30%
小肠	V ₃₀ <30%
脊髓	D _{max} <45 Gy

PD 为处方剂量

1.3 物理剂量的统计和生物剂量的计算

根据文献[7-11]和病人主管医师的临床经验,比较与计划质量、TCP 和 NTCP 有密切关系的物理参数随 DCGS 的变化情况,例如 PGTV_{nd} 和 PTV 的 D_{min}、D_{max}、D_{mean}、适形度指数 (Conformity Index, CI) 和均匀性指数 (Homogeneity Index, HI);膀胱和直肠的 D_{mean}、D_{max} 等。其中,CI、HI 由式(1)和式(2)计算得到^[12-14]:

$$CI = \frac{V_{t,ref}^2}{V_t \cdot V_{ref}} \tag{1}$$

其中,V_{t,ref}是指参考剂量所包绕的靶区体积;V_t是靶区的体积;V_{ref}是参考剂量形成的曲面所包绕的空间体积。

$$HI = \frac{D_{2\%}}{D_{98\%}} \tag{2}$$

其中,D_{2%}为2%的靶区吸收剂量的最小值;D_{98%}为98%的靶区吸收剂量的最大值。

TCP是指肿瘤在一定剂量的照射下,肿瘤组织局部控制概率的大小;NTCP是指正常组织在一定剂量的照射下,OAR放射性并发症发生概率的大小。根据 Schultheiss TCP 模型^[15]和 Lyman-Kutcher-Burman (LKB)NTCP 模型^[16],TCP 和 NTCP 的计算公式如下^[17-19]:

$$TCP = \frac{1}{1 + \left(\frac{TCD_{50}}{EUD}\right)^{4\gamma_{50}}} \tag{3}$$

$$NTCP = 1/\sqrt{2\pi} \int_{-\infty}^u e^{-t^2/2} dt \tag{4}$$

其中,

$$u = (EUD - TD_{50})/(mTD_{50}) \tag{5}$$

$$TD_{50}(v) = TD_{50}(1) \cdot v^{-n} \tag{6}$$

$$EUD = \left(\sum_i v_i D_i^a\right)^{1/a} \tag{7}$$

其中,EUD为某一OAR的等效均匀剂量(Equivalent Uniform Dose);v_i和D_i表示某OAR分体积v_i受到剂量D_i的照射;a和γ₅₀为肿瘤或正常组织器官特有的控制参数,可以通过临床数据拟合得到,其对应取值见文献[20-21];m、n均为OAR特有的常数,m是受同一剂量照射时控制NTCP剂量效应曲线的斜率,n是体积效应系数,其对应取值见文献[20-21];u是NTCP模型中的一个积分变量,也是一个与EUD相关的函数;TD₅₀是OAR并发症概率为50%时可接受的均匀剂量;TCD₅₀是靶区的控制概率为50%时需要的均匀剂量。

2 结果

2.1 靶区的物理剂量和指标随DCGS的变化

改变治疗方案剂量计算时的DCGS(1.0~7.0 mm)对剂量进行重新计算,统计剂量体积直方图(Dose-Volume Histogram, DVH)上 PGTV_{nd}、PTV_{ring} (PTV扣除PGTV_{nd}剩余的环状部分)的D_{min}、D_{max}、D_{mean},PGTV_{nd}的CI、HI以及PTV的CI随DCGS的变化。统计每个DCGS下12例治疗方案中的某一物理量(例如PGTV_{nd}的D_{mean}),然后求其平均值和标准差σ,如图1~图4所示。PGTV_{nd}、PTV_{ring}的D_{min}、D_{max}、D_{mean}随DCGS的变大而减小(其中PTV_{ring}不统计D_{max});PGTV_{nd}的CI、HI和PTV的CI随DCGS逐渐递增时,在DCGS=4 mm处出现了极大和极小值。对于PTV,没有统计其HI和D_{max},原因是PTV内包含的PGTV_{nd}的处方剂量要远高于PTV的处方剂量,且在计划优化时,已约束PTV内的高剂量一定要处于PGTV_{nd}内,而不能处在PTV_{ring}中。

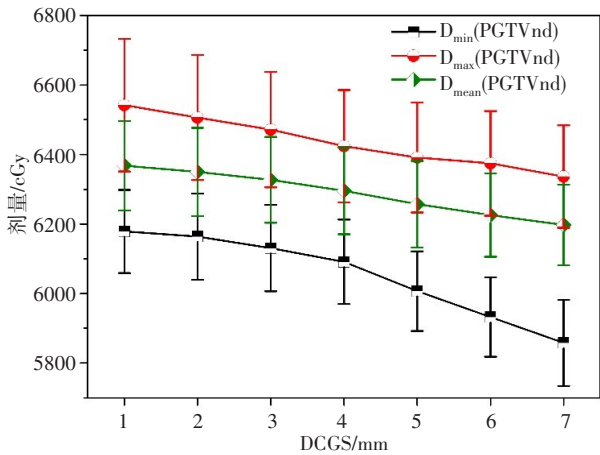


图1 PGTV_{nd}的D_{min}、D_{max}和D_{mean}随DCGS的变化
Fig.1 Variations of the D_{min}, D_{max} and D_{mean} of PGTV_{nd} with dose calculation grid size (DCGS)

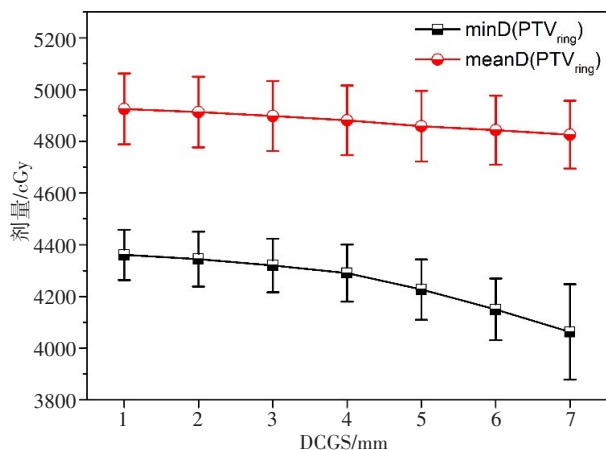


图2 PTV_{ring}的D_{min}和D_{mean}随DCGS的变化
Fig.2 Variations of the D_{min} and D_{mean} of PTV_{ring} with DCGS

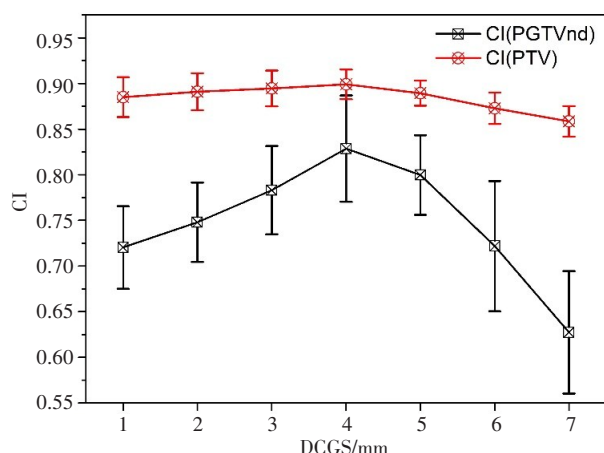


图3 PGTV_{nd}和PTV的CI随DCGS的变化
Fig.3 Variations of the CI of PGTV_{nd} and PTV with DCGS

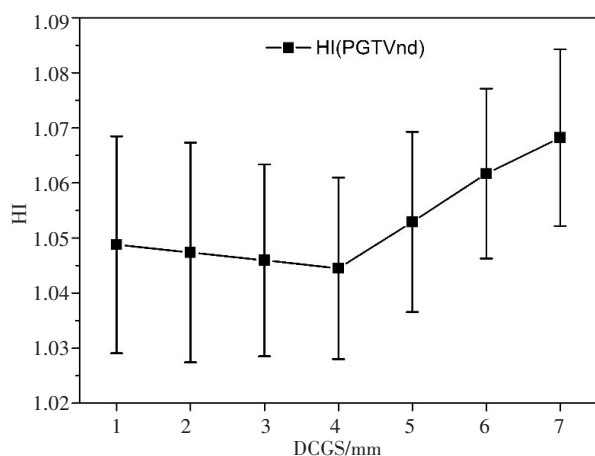


图4 PGTV_{nd}的HI随DCGS的变化
Fig.4 Variations of the HI of PGTV_{nd} with DCGS

2.2 OAR的物理剂量随DCGS的变化

对于宫颈癌的放疗,因为侵犯的范围不一样,统计的OAR数目也不尽相同,本研究统计的OAR主要包括膀胱、直肠和左右股骨头,OAR的物理剂量的获得和处

理方法同靶区。膀胱和直肠的D_{max}均随DCGS的增大而减小,膀胱、直肠和左右股骨头的D_{mean}随DCGS的增大而减小缓慢或几乎不变(图5~图7)。

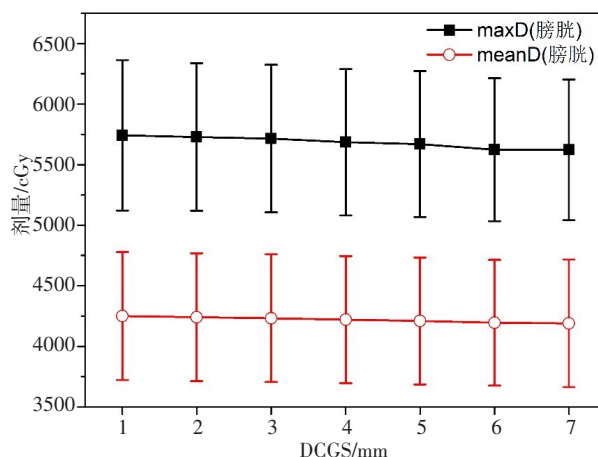


图5 膀胱的D_{max}和D_{mean}随DCGS的变化
Fig.5 Variations of the D_{max} and D_{mean} of the bladder with DCGS

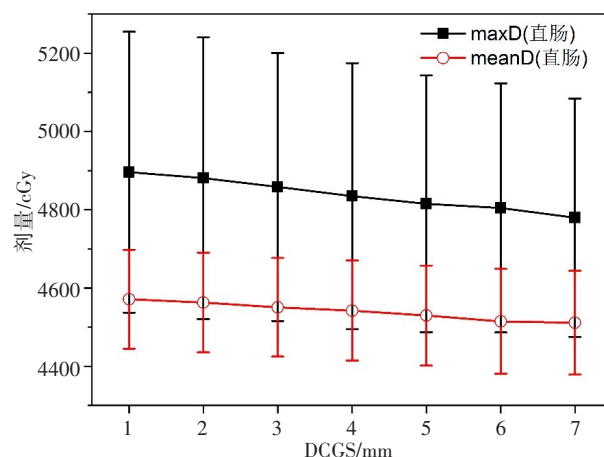


图6 直肠的D_{max}和D_{mean}随DCGS的变化
Fig.6 Variations of the D_{max} and D_{mean} of the rectum with DCGS

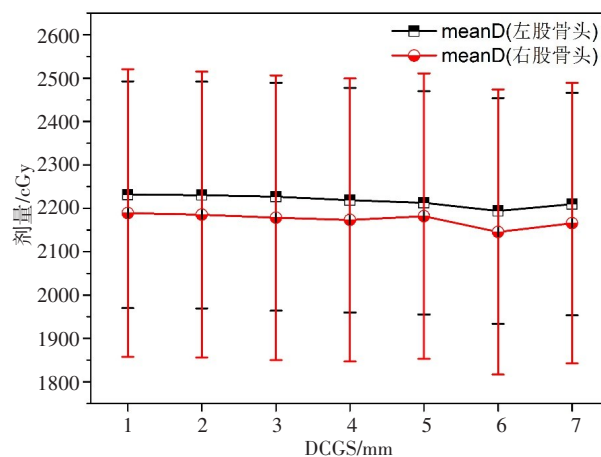


图7 左、右股骨头的D_{mean}随DCGS的变化
Fig.7 Variations of the D_{mean} of the L-femur and the R-femur with DCGS

2.3 TCP、NTCP随DCGS的变化

将12例宫颈癌患者84个放疗方案(12×7=84)的DVH微分图导出成.txt的数据文件。MATLAB编程

读取.txt文件中的数据,将其代入式(7)中,得到每个靶区和每个OAR的EUD,然后利用式(3)~式(6)计算TCP和NTCP,结果如表3所示。

表3 靶区TCP、危及器官NTCP及计算时间随DCGS的变化
Tab.3 Variations of the TCP of target areas, the NTCP of organs-at-risk and calculation time with DCGS

DCGS/mm	TCP/%		NTCP/%				计算时间/min
	PGTV _{nd}	PTV	膀胱	直肠	左股骨头	右股骨头	
1	62.32±0.71	72.00±2.1	2.25±0.54	3.84±1.55	0.00±0.00	0.00±0.00	273.14±66.66
2	61.89±0.71	71.58±2.1	2.06±0.38	3.45±1.73	0.00±0.00	0.00±0.00	27.70±6.28
3	61.52±0.88	71.15±3.0	1.87±0.61	3.11±0.92	0.00±0.00	0.00±0.00	9.10±1.79
4	61.09±0.71	70.80±2.2	1.66±0.55	2.83±1.20	0.00±0.00	0.00±0.00	4.79±0.80
5	60.79±0.70	70.38±2.2	1.47±0.43	2.58±0.90	0.00±0.00	0.00±0.00	3.15±0.43
6	60.43±0.85	69.96±2.3	1.38±0.61	2.36±0.87	0.00±0.00	0.00±0.00	2.51±0.28
7	59.65±0.72	69.40±2.4	1.20±0.66	2.08±0.89	0.00±0.00	0.00±0.00	2.14±0.21

对于PGTV_{nd}, TCD₅₀=51.24 Gy, γ₅₀=0.83; 对于PTV, TCD₅₀=36.5 Gy, γ₅₀=0.72^[22]; 在计算PGTV_{nd}和PTV的EUD时, α=-10。膀胱TD₅₀=78.0 Gy, m=0.17, n=0.09, α=1.0; 直肠TD₅₀=78.0 Gy, m=0.14, n=0.02, α=1.0; 股骨TD₅₀=78.0 Gy, m=0.12, n=0.25, α=1.0^[23]。

当DCGS在1.0~7.0 mm变化时, DCGS每增大1.0 mm, PGTV_{nd}的TCP平均下降率约0.7%, PTV的TCP平均下降率约0.6%; 然而, OAR的NTCP下降速度要相对较快, 膀胱的NTCP下降率最大可达15.0% (当DCGS从6.0 mm变至7.0 mm时, NTCP变化从1.38%下降到1.20%), 直肠的NTCP下降率最大可达到13.5% (当DCGS从6.0 mm变至7.0 mm时, NTCP变化从2.36%下降到2.08%)。但不同DCGS下, 股骨头NTCP是恒定的。

就DCGS对计算效率的影响而言, 治疗计划的剂量计算时间随DCGS的增大而减少(未包含计划优化时间)。当DCGS≤3 mm时, 随着DCGS的减少, 在剂量计算精度提高的同时计算效率明显大大降低; 当DCGS≥4 mm时, 随着DCGS的增大, 剂量计算时间减少缓慢, 计算效率的提高不明显, 但同时降低了剂量计算的精度。

3 讨论

治疗方案的质量主要受客观因素和主观因素的影响。主观因素主要是指放射治疗方案设计者的经验; 客观因素主要是指直线加速器的机械性能以及计划软件的算法、性能和参数的设置。本研究着重分析DCGS设置对宫颈癌放疗计划方案物理剂量和

生物剂量的影响。

为了更好地说明物理和生物剂量随DCGS有较明显的变化趋势, 研究选取1~7 mm的DCGS。从图1和图2中可以看出, 靶区D_{min}、D_{max}、D_{mean}均有明显的下降, 且DCGS的变化对靶区D_{min}的影响大于D_{max}和D_{mean}。如图8所示, 一般靶区PGTV_{nd}或PTV的D_{min}通常位于靶区的边缘。当DCGS=2 mm时, 剂量计算的单位体积为图中所示“小黑点”区域; 当DCGS=5 mm时, 剂量计算的单位体积变为图中所示“小方块”区域, 靶区周边更多较低剂量的区域计算到靶区内, 从而引起靶区的D_{min}降低, 同时靶区的D_{mean}也随DCGS变大而缓慢降低, 而靶区内的D_{max}通常会处在靶区的中心位置, 当DCGS变大时说明平均的范围在变大, 更多相对低剂量平均计算到该D_{max}点。因此, 靶区的D_{min}、D_{max}、D_{mean}均随DCGS增大而降低, 且D_{min}降低幅度最大。从图3和图4中可以看到靶区的HI和CI在DCGS=4.0 mm时达到最佳值, 这是因为12个治疗方案的初始设计选用的DCGS=4.0 mm。在DCGS=4.0 mm时, 与其他DCGS相比, 计划设计者将HI和CI调整到了最优值。

对于正常组织器官而言, 膀胱和直肠的D_{max}均随DCGS的增大而减小, 膀胱、直肠和左右股骨头的D_{mean}随DCGS的增大而减小缓慢或几乎不变, 这是因为膀胱和直肠的D_{max}通常位于该器官与靶区的交界处, 即高剂量区域附近剂量跌落最快处, 随着DCGS增大, 更多该区域的体积计算到D_{max}点, 从而导致膀胱和直肠的D_{max}减小, 但它们的D_{mean}并不随边缘体积的微小改变而变化明显, 左右股骨头D_{mean}几乎不变。

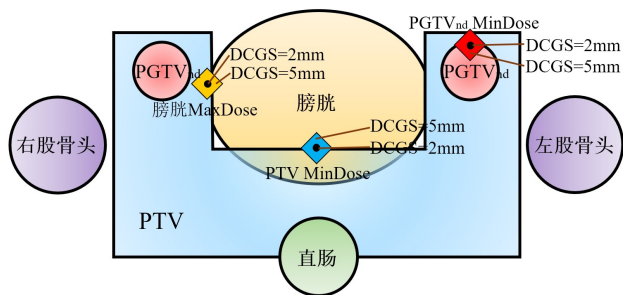


图8 宫颈癌靶区和OAR相对位置示意图

Fig.8 Schematic diagram of relative position of target areas and OAR in the patient with cervical cancer

本研究中,物理剂量随着DCGS的递增而发生变化,在计算TCP和NTCP时,因靶区和OAR的物理剂量会随DCGS增大而减小,故式(7)中EUD计算值随之减小,将靶区EUD结果代入式(3)可得出TCP的计算值随之减小,同时将OAR的EUD代入式(5)中,再根据式(4)可计算得出NTCP也随之减小。但最终计算出TCP和NTCP的绝对值变化不大,这主要与TCP和NTCP计算式中 m 、 n 、 TD_{50} 和 TCD_{50} 的取值相关, TD_{50} 和 TCD_{50} 的取值相对较大,远大于方案中物理剂量因DCGS改变而带来的偏差。本研究中股骨头的NTCP始终为0,并不是因为它不随DCGS的变化而改变,而是因为变化非常小而准确性的精度所掩盖。

4 结论

宫颈癌放疗中物理剂量和生物剂量均随DCGS变大而减少。靶区和OAR的物理剂量在DVH上表现出整体向低剂量区域平移,这对评价计划靶区和OAR有不一样的意义。基于效率的考虑,当采用较大的DCGS设计放疗方案时,可能会得到一个低于实际剂量的物理剂量,这会诱导研究者对靶区的TCP的低估,若低估的TCP还是能满足临床要求,显见实际的TCP更能满足临床要求,这是有利的;但同时诱导研究者对OAR的NTCP的低估,这却是不利的。

【参考文献】

- [1] PARK J M, PARK S Y, KIM J I, et al. The influence of the dose calculation resolution of VMAT plans on the calculated dose for eye lens and optic pathway[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2017, 40(1): 209-217.
- [2] STIVASTAVA 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.
- [3] 郭栓栓, 姜仁伟, 丁秋娥, 等. 网格精度对不同肿瘤放疗计划影响[J]. 中华肿瘤防治杂志, 2017, 24(20): 1465-1468.
- [4] GUO S S, JIANG R W, DING Q E, et al. Effect of mesh accuracy on radiotherapy plan for different cancers[J]. Chinese Journal of Cancer Prevention and Treatment, 2017, 24(20): 1465-1468.
- [5] AHNESJÖ A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media[J]. Med Phys, 1989, 16(4): 577-592.
- [6] ELCIM Y, DIRICAN B, YAVAS O. Dosimetric comparison of treatment planning systems using collapsedcone convolution and pencil beam algorithms[J]. J Radiother Pract, 2016, 15(4): 364-377.

- [7] 吴建亭, 狄慧, 施春明, 等. 两种算法在宫颈癌术后调强放疗中的剂量学比较研究[J]. 肿瘤预防与治疗, 2017, 30(1): 39-42.
- [8] WU J T, DI H, SHI C M, et al. Dosimetric study of two algorithms in postoperative intensity modulated radiotherapy for cervical carcinoma[J]. Journal of Cancer Control and Treatment, 2017, 30(1): 39-42.
- [9] HUANG B T, WU L L, LIN P X, et al. Dose calculation of Acuros XB and anisotropic analytical algorithm in lung stereotactic body radiotherapy treatment with flattening filter free beams and the potential role of calculation grid size[J]. Radiat Oncol, 2015, 10: 53.
- [10] PARK J Y, KIM S Y, 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.
- [11] CHANG Y, YANG Z Y, LI G L, et al. Correlations between radiation dose in bone marrow and hematological toxicity in patients with cervical cancer: a comparison of 3DCRT, IMRT, and RapidARC[J]. Int J Gynecol Cancer, 2016, 26(4): 770-776.
- [12] DENG X, HAN C, CHEN S, et al. Dosimetric benefits of intensity-modulated radiotherapy and volumetric-modulated arc therapy in the treatment of postoperative cervical cancer patients[J]. J Appl Clin Med Phys, 2017, 18(1): 25-31.
- [13] FEDERICO M, POZAS S T, MOLINAS J P, et al. MR-guided IGABT vs standard BT for cervical cancer: dosimetric comparison[J]. Rep Pract Oncol Radiother, 2013, 24(2): 152-157.
- [14] 于德洋, 杨姗姗, 云维康, 等. 宫颈癌术后容积弧形调强与固定野动态调强放疗技术的剂量学比较[J]. 实用肿瘤学杂志, 2017, 31(2): 152-155.
- [15] YU D Y, YANG S S, YUN W K, et al. Dosimetric comparisons of volumetric modulated arc radiotherapy with fixed field dynamic intensity modulated radiotherapy for postoperative cervical carcinoma[J]. Journal of Practical Oncology, 2017, 31(2): 152-155.
- [16] 柏晗, 陈飞虎, 李文辉, 等. Monaco与Pinnacle计划系统在宫颈癌容积旋转调强计划中的剂量学比较及分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(6): 654-658.
- [17] BAI H, CHEN F H, LI W H, et al. Dosimetric comparison and analysis of volumetric modulated arc radiotherapy plan for cervical cancer based on Monaco system and Pinnacle system[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(6): 654-658.
- [18] TORRENS M, CHUNG C, CHUNG H T, et al. Standardization of terminology in stereotactic radiosurgery: report from the Standardization Committee of the International Leksell Gamma Knife Society: special topic[J]. J Neurosurg, 2014, 121(Suppl 2): 2-15.
- [19] SCHULTHEISS T E. Models in radiotherapy: volume effects[J]. Med Phys, 1983, 10(4): 410-415.
- [20] LYMAN J T, WOLBARST A B. Optimization of radiation therapy, IV: a dose-volume histogram reduction algorithm[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1989, 17(2): 433-436.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] GULLIFORD S L, PARTRIDGE M, SYDES M R, et al. Parameters for the Lyman Kutcher Burman (LKB) model of normal tissue complication probability (NTCP) for specific rectal complications observed in clinical practise[J]. Radiother Oncol, 2012, 102(3): 347-351.
- [24] LUXTON G, KEALL P J, KING C R. A new formula for normal tissue complication probability (NTCP) as a function of equivalent uniform dose (EUD)[J]. Phys Med Biol, 2008, 53(1): 23-36.
- [25] FOGLIATA A, THOMPSON S, STRAVATO A, et al. On the gEUD biological optimization objective for organs at risk in photon optimizer of Eclipse treatment planning system[J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(1): 106-111.
- [26] CHAIKH A, BALOSSO J. The use of TCP based EUD to rank and compare lung radiotherapy plans: in-silico study to evaluate the correlation between TCP with physical quality indices[J]. Transl Lung Cancer Res, 2017, 6(3): 366-372.
- [27] 朱建. 肿瘤调强放射治疗并发症预测模型[D]. 南京: 东南大学, 2013.
- [28] ZHU J. Predictive models of toxicity in intensity modulated radiotherapy[D]. Nanjing: Southeast University, 2013.

(编辑:谭斯允)