

## 不同重建方式下CT层厚对胸部肿瘤体积和剂量的影响

何亚男, 罗焕丽, 靳富, 杨丁懿, 黄铎  
重庆市肿瘤研究所/医院/癌症中心, 重庆 400030

**【摘要】目的:**基于两种不同的重建方式,分析CT层厚对胸部肿瘤靶区体积、剂量和危及器官受量的影响。**方法:**随机选取11例胸部肿瘤患者(主要为食管癌、肺癌和乳腺癌),获取层厚2 mm的CT影像(2-CT)并将其传至放疗计划系统(Eclipse 10.0)中,分别基于靶区最大层面(方法1)和定标金属小球所在层面(方法2)作为起始层进行重建,得到层厚为4、6、8、10 mm的CT影像(4-CT、6-CT、8-CT、10-CT)。由医生在2-CT影像上勾画靶区和危及器官,并将其复制到其余层厚的影像中。同样基于2-CT影像中设计调强放疗(IMRT)计划,随后将其复制到其余层厚影像中重新计算。统计两种重建方法得到的各层厚影像中的靶体积和剂量,并以2-CT数据为基准加以比较。**结果:**两种重建方式中,靶体积的相对变化随着层厚的增大逐渐增大。当靶体积为1.3 cm<sup>3</sup>时,10-CT中相对偏差两种方法均高达84.62%,8-CT时两种方法相对偏差分别为38.46%、84.62%;体积为30~100 cm<sup>3</sup>时,各层厚的体积测量偏差方法1均小于方法2;体积>100 cm<sup>3</sup>时,两种方法中靶体积基本不随层厚而改变。适形指数相对变化随着层厚的变大而变大,对于小体积靶区(<30 cm<sup>3</sup>),两种方法在10-CT中相对变化率分别为13.60%、11.18%,在8-CT时为6.56%、13.18%,在6-CT和4-CT时均小于等于5.08%;体积在30~100 cm<sup>3</sup>时,方法1相对变化率为1.29%~3.03%,方法2为1.34%~5.42%;大体积靶区受层厚的影响小,均<1.38%。两种重建方法的均匀性指数相对变化率只在小体积时随层厚增大有小幅度增加,在8-CT、10-CT时相对偏差较大,方法1为12.95%、17.42%,方法2为16.15%、15.43%。两种重建方式得到的IMRT计划中,脊髓的最小值、平均值,肺的V<sub>5</sub>、V<sub>30</sub>,心脏的V<sub>30</sub>、V<sub>40</sub>受层厚影响显著(P<0.05)。**结论:**在胸部肿瘤放疗中,基于靶区最大层面为起始层的重建方式优于基于定标金属小球所在层面为起始层的重建。同时,本研究可以为改进现有的CT扫描流程提供依据。

**【关键词】**胸部肿瘤;CT层厚;影像重建;调强放疗;危及器官

**【中图分类号】**R737.9;R815.2

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)03-0249-07

## Effects of computed tomography slice thickness on clinical target volume and dose in intensity-modulated radiotherapy for chest cancer based on different reconstruction methods

HE Ya'nan, LUO Huanli, JIN Fu, YANG Dingyi, HUANG Luo  
Chongqing Cancer Institute & Hospital & Cancer Center, Chongqing 400030, China

**Abstract: Objective** To evaluate the effects of different computed tomography (CT) slice thicknesses on the volume and dose of target areas and organs-at-risk of patients with chest cancer based on two different reconstruction methods. **Methods** Eleven patients with chest cancer (mainly, esophagus cancer, lung cancer and breast cancer) were enrolled in the study. The CT images with 2 mm slice thickness (2-CT) were transferred to Eclipse 10.0 treatment planning system. The images with different slice thicknesses (4, 6, 8 and 10 mm), namely 4-CT, 6-CT, 8-CT and 10-CT, were reconstructed by two methods. In Method 1, the largest target layer was taken as the starting layer, while in Method 2, the metal marker layer was treated as the starting layer. The target areas and organs-at-risk were delineated on 2-CT images and then were copied slice by slice on CT images with different slice thicknesses. Similarly, intensity-modulated radiotherapy (IMRT) plans were developed on the 2-CT images and then were copied on the other CT images. The target volume and doses were computed independently for each image. The results on 2-CT images were chosen as the reference standard. **Results** The target volume in two reconstruction methods was gradually increasing with the increase of slice thickness. When the target area was 1.3 cm<sup>3</sup>, the volume deviation on 10-CT images in two methods was up to 84.62% and the deviation on 8-CT images was 38.46% (Method 1) and 84.62% (Method 2). For the target volume of 30-100 cm<sup>3</sup>, the volume changes in Method 1 were

**【收稿日期】**2017-10-13

**【基金项目】**国家自然科学基金(11575038);重庆市卫生计生委医学科研项目(2015MSXM229)

**【作者简介】**何亚男, 硕士, 助理工程师, 研究方向:放疗物理, E-mail: heyanan.1986@163.com

**【通信作者】**靳富, E-mail: jfzaj@126.com

significantly smaller than that in Method 2; for target volume larger than  $100\text{ cm}^3$ , the deviation was trivial, without being increasing with the increase of slice thickness. The changes in radiation conformal index (CI) were gradually larger as the thickness increased. The changes in CI of small targets ( $<30\text{ cm}^3$ ) were particularly significant on 8-CT image (6.56% and 13.18% for Method 1 and Method 2, respectively) and 10-CT image (13.60% and 11.18% for Method 1 and Method 2, respectively) and that for larger targets with  $30\text{--}100\text{ cm}^3$  were 1.29%–3.03% (Method 1) and 1.34%–5.42% (Method 2). Both the variation tendency of CI in Method 1 and Method 2 was less than 1.38%. Nevertheless, the difference of HI between two methods was not obvious. The changes of HI were larger on 8-CT image (12.95% and 16.15% for Method 1 and Method 2, respectively) and 10-CT image (17.42% and 15.43% for Method 1 and Method 2, respectively). The minimum dose, average dose of spinal cord, the  $V_5$ ,  $V_{30}$  of lung, and the  $V_{30}$ ,  $V_{40}$  of heart in IMRT were significantly affected by CT slice thickness ( $P<0.05$ ). **Conclusion** In the IMRT for chest cancer, the reconstruction method based on the largest target layer is superior to that based on the metal marker layer. Meanwhile, the study provides some reference for improving the existing CT scanning process.

**Keywords:** chest tumor; computed tomography slice thickness; image reconstruction; intensity-modulated radiotherapy; organs-at-risk

## 前言

放射治疗作为癌症治疗的3大手段之一,首要任务是要准确地确定肿瘤靶区和危及器官,这不仅可以提高肿瘤局部控制率,还可以改善患者的生存质量<sup>[1-4]</sup>。治疗前和治疗中的剂量验证技术的飞速发展,也旨在控制处方剂量精确传输至靶区<sup>[5]</sup>。放射治疗定位作为确定靶区、危及器官的关键环节,临床上多采用计算机断层扫描(CT)、磁共振、正电子发射计算机断层显像等进行放射治疗定位,虽然磁共振和正电子发射计算机断层显像都有助于体积确定<sup>[6-7]</sup>,但CT在经济、耗时方面的优势决定其是进行放射治疗定位的一个至关重要的影像学方法。目前有研究发现,在三维适形放射治疗中,CT层厚不仅影响靶区和危及器官的体积确定,也影响着所有平面上的重建影像品质、数字重建图像、线束视角显示和剂量体积直方图(DVH)等信息。有研究显示头颈部肿瘤体积的评估依赖于CT层厚,为了得到更好的肿瘤轮廓和剂量覆盖,小体积靶区宜适用1或2 mm层厚的CT,而大体积靶区则适用4或6 mm层厚的CT<sup>[8-9]</sup>。PTPCWG1991推荐治疗体积的上下边界精确定义要求头颈部肿瘤的CT层厚范围在3~5 mm,胸腹部肿瘤在5~10 mm<sup>[10]</sup>。

随着放射治疗技术不断发展,精确放射治疗对肿瘤靶区、危及器官的体积精度要求更高,如调强放射治疗(IMRT)因其在靶区与危及器官交界处可形成快速跌落剂量曲线,对几何不确定性更为敏感;立体放射治疗中的微小靶体积也尤为重要。在临床中,一个治疗计划的优劣,大多是利用DVH来进行判定。其中,体积的精确定义直接影响评价的精准度。纵然,CT扫描层厚越小,靶体积定义越精确,但

考虑到实际临床工作中的时效性、工作效率、机器磨损等方面,我们旨在通过对初始层厚进行重建,得到常用的几组层厚,并探究不同层厚对靶体积、剂量的影响,得出在统计误差允许范围内,诸如以哪种方式来获取层厚、起始层的选定及满足临床需求的可利用的较大层厚等初步结论。因此,本研究立足于PTPCWG1991报告,结合实际情况,顺应放射治疗发展的需求,侧重研究在IMRT精确放疗中,CT层厚对胸部肿瘤的靶区、危及器官体积和剂量的影响,选取适合的层厚重建方式,从而为改进现有的CT扫描流程提供依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 主要仪器与设备

放疗专用大孔径螺旋CT(Brilliance-16, Philips Medical Systems Inc., Cleveland, Ohio);美国Varian公司网络系统VARIS;医生工作站Soma vision;放疗计划系统(Eclipse10.0, Varian Medical Systems Inc, Palo Alto, CA);医用直线加速器Varian IX(Varian Medical Systems Inc., Palo Alto, California),配备120片多叶准角器,且叶片宽度为5~10 mm。

### 1.2 摆位固定和CT扫描

选取2015年7月至2016年9月胸部肿瘤患者11例,包括食管癌3例、肺癌4例和乳腺癌4例。所有患者采用仰卧位,在CT模拟定位机下进行平静呼吸CT扫描,CT扫描层厚2 mm(2-CT)。其中,食管癌的扫描范围为第4颈椎至肋膈角水平,肺癌为从下颌至肾上极范围,乳腺癌为颈下到膈下5 cm。获得CT影像后,通过专用网络传输至放疗计划系统中。

### 1.3 结构勾画和计划设计

**1.3.1 勾画标准** 由一位资深放疗医生根据ICRU62

号报告<sup>[11]</sup>在2-CT影像中勾画靶区和危及器官。评估所涉及的危及器官包括肺、心脏、脊髓。

**1.3.2 计划设计** 采用6 MV-X线,在2-CT影像中进行IMRT计划设计。计划采用5~7个野,尽量考虑减少正常肺组织、脊髓、心脏等的受照体积,依每个病人的具体情况不同来布野。根据临床照射要求,给予处方剂量50 Gy/25次,要求靶区的 $V_{95\%} \geq 95\%$  (95%的处方剂量至少包含95%靶体积),双肺 $V_{20} < 25\%$ ,心脏 $V_{40} < 30\%$ 、 $V_{30} < 40\%$ ,脊髓最大量 $D_{\max} \leq 40$  Gy。其中 $V_x$ 表示某危及器官受 $\geq x$  Gy剂量的辐照体积占总体积的百分比, $V_x$ 越大则受照剂量高于 $x$  Gy的体积越大。

#### 1.4 CT层厚重建和计划复制

**1.4.1 关于层厚获取方法的实验验证** 众多学者在类似研究中采用在Philips CT扫描影像系统直接生成或是在Eclipse计划系统中截取的方式来获取所需的CT层厚。前者在扫描时考虑时效性、节约球管等因素,多选用5 mm作为原始的扫描层厚;且Collimation设置为 $16 \times 1.5$ 的时候可重建成2、3、5 mm层厚,设置为 $16 \times 0.75$ 的时候可重建成0.8、1.0、1.5、2.0、3.0、5.0 mm层厚。在这些层厚中可以互相重建。在本研究设计中,需要比对2、4、6、8、10 mm层厚,可见,CT系统生成的层厚不能满足本研究的需求。后者则是在2-CT影像中选定起始层后,向上下分别交替删除1、2、3和4层,剩下层面再由放疗计划系统自动插值形成不同层厚的CT影像(4-CT、6-CT、8-CT和10-CT),这样就可以在2 mm基础上通过截取方式得到所需的所有层厚。为了对比两种层厚获取方式有无差异,我们额外选取6例胸部肿瘤患者,共24例靶区做实验,得到了两者在靶体积评估上无显著差异的结果。

**1.4.2 起始层选择** 通过上述实验,结合实际情况,在本研究采用Eclipse计划系统进行CT重建,考虑到起始层选择的不同,将其分为两种方法进行研究。方法1:统观2-CT影像中勾画的靶区形状大小,以面积

最大层面为起始层进行重建;然后将2-CT影像中的靶区和危及器官逐个复制到重建的各层厚影像中,确保其在影像重建和结构传输过程中没有改变。同样的,复制2-CT影像中的IMRT计划,并与各层厚的影像做关联,重新进行剂量计算。方法2较方法1唯一的不同在于方法2是以定标金属小球所在层面为起始层进行影像的重建,其他操作均一致。

#### 1.5 剂量学评估

基于DVH、靶区适形度指数(CI)、靶区均匀性指数(HI)等评估参数进行各层厚之间的剂量学比较。其中,靶区CI定义为: $CI = (V_{T,ref}/V_T) \times (V_{T,ref}/V_{ref})$ ,  $V_{T,ref}$ 为95%的处方剂量所覆盖的计划靶区(PTV)体积,  $V_{ref}$ 为95%的剂量覆盖的所有体积,  $V_T$ 为PTV体积。CI值越接近于1,说明PTV的适形度越好<sup>[12]</sup>。HI定义为: $HI = D_{5\%} / D_{95\%}$ ,其中 $D_{5\%}$ 、 $D_{95\%}$ 分别表示5%、95%体积的靶区所接受的照射剂量,HI值越接近1,表明PTV内部剂量分布越均匀<sup>[13]</sup>。危及器官评估参数包括肺 $V_5$ 、 $V_{20}$ 、 $V_{30}$ ;心脏 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ ;脊髓用最大剂量 $D_{\max}$ 、最小剂量 $D_{\min}$ 、平均剂量 $D_{mean}$ 。

#### 1.6 统计学处理

数据以均数 $\pm$ 标准差表示。采用SPSS 23.0统计软件行配对 $t$ 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。两种重建方式中所有病例的4-CT、6-CT、8-CT和10-CT影像的体积评估和剂量分布比较均以2-CT数据作为基准,本文中涉及的相对变化定义为 $(X_{n-CT} - X_{2-CT}) / X_{2-CT} \times 100\%$ 。

## 2 结果

### 2.1 实验方法比较

在进行本研究之前,我们设计了两种CT层厚获取的实验方案:(1)直接通过Philips影像系统生成;(2)用Eclipse计划系统截取得到所需层厚。通过统计分析发现两种方式在体积评估上无显著差异,具体数据见表1。因而我们采用Eclipse计划系统截取得到本研究所需层厚。

表1 两种CT层厚获取方式对实验靶区体积变化对比( $\text{cm}^3$ )

Tab.1 Target volume change based on two system for obtaining CT slice thickness ( $\text{cm}^3$ )

System	Thickness/mm			
	4	6	8	10
Philips imaging system	30.75 $\pm$ 7.90	30.28 $\pm$ 7.83	28.98 $\pm$ 7.78	28.17 $\pm$ 7.69
Eclipse planning system	30.75 $\pm$ 7.91	29.74 $\pm$ 7.88	29.54 $\pm$ 7.81	27.95 $\pm$ 7.91
P value	0.945	0.241	0.397	0.736



2.2 层厚对体积的影响

本研究共涉及 11 例病人,32 个靶区。靶体积范围为 1.3~1 021.3 cm<sup>3</sup>,分为 4 组,靶区例数依次为:6、7、9、10,具体分组及体积相对变化见表 2。在第一组中,随着层厚的增大,两种方法中各层厚靶体积相对偏差逐渐增大;在第二组中,随着层厚增大,相对变

化有平稳上升的趋势,但不及第一组的小体积靶区趋势明显,且对于每一个层厚,方法 1 的相对变化均低于方法 2;在第三、第四组中,由于体积较大(>100 cm<sup>3</sup>),相对变化随着层厚增大变化不明显,且两种方法没有明显的差别。

表 2 不同重建方式下的体积相对偏差(%)  
Tab.2 Volume change in two reconstruction methods(%)

Parameters		Group 1	Group 2	Group 3	Group 4
Rang/cm <sup>3</sup>		0-30	30-100	100-300	300-1 021
Volume/cm <sup>3</sup>		16.03±10.76	62.20±22.24	200.10±54.97	600.23±200.72
CT slice thickness in Method 1	4 mm	7.99±6.67	2.55±2.34	1.23±0.39	0.61±0.30
	6 mm	17.19±12.07	2.82±0.79	1.94±1.57	1.00±0.51
	8 mm	19.81±11.48	6.14±4.86	3.49±1.64	1.89±1.07
	10 mm	33.17±28.04	7.07±3.12	3.92±2.26	2.79±1.04
CT slice thickness in Method 2	4 mm	8.81±8.92	3.00±2.35	0.92±0.66	0.52±0.25
	6 mm	11.59±7.01	7.38±7.17	1.86±1.74	1.49±1.02
	8 mm	29.45±29.24	7.85±4.09	3.03±1.88	2.01±1.33
	10 mm	33.35±26.02	10.05±5.12	4.65±2.89	2.63±1.60

在体积研究中,我们也做了靶区最大层面与金属小球所在层面距离与各层厚相对偏差之间的相关性分析,基于目前数据发现有弱相关( $R\leq 0.176$ ),但相关性不显著( $P>0.05$ )。

2.3 层厚对 CI 的影响

两种不同的重建方式得到的 5 组层厚对靶区 CI 值的影响见图 1。从图中可以看出,在第一、第二组中,各层厚相对于 2-CT CI 的变化率随层厚的变大逐渐变大,尤其是在第一组靶体积(< 30 cm<sup>3</sup>)中,方法 1 和方法 2 在 8-CT 中的变化率分别为 6.56%(1SD:7.18)、13.18%(1SD:18.73),10-CT 中变化率分别增大为 13.6%(1SD:20.18)、11.18%(1SD:21.09),且方法 2 较方法 1 在 8-CT 时相对变化率有突变;在 4-CT 和 6-CT 时变化率均在 5.08%以内。当体积在 30~100 cm<sup>3</sup>时,方法 1 的 CI 相对变化率为 1.29%~3.03%,方法 2 为 1.34%~5.42%。在靶体积>100 cm<sup>3</sup>的第三、第四组中,两种方法中层厚对 CI 变化率的影响则很小,均<1.38%。

2.4 层厚对 HI 的影响

各层厚相对于 2-CT 靶区 HI 值变化率的趋势见图 2。由图可知,两种重建方法的第一、第二组的 HI 变化率随层厚变大有小幅度增大,其中,8-CT、10-CT 的误差范围较大,方法 1 为 12.95%、17.42%,方法 2 为

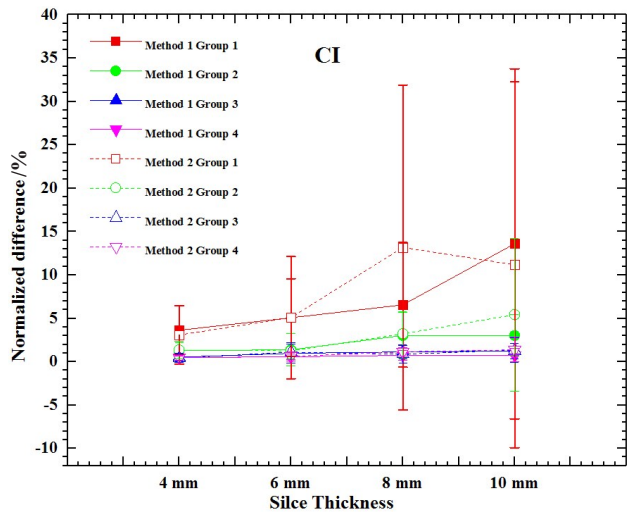


图 1 两种方式靶区 CI 值在各层厚相对于 2 mm 层厚的变化  
Fig.1 Conformal index based on CT images of different slice thicknesses changed by two reconstruction methods

16.15%、15.43%,两种方式间差异不明显。在第三、四组中,两种方式的 HI 变化率趋势均平稳。

2.5 层厚对危及器官的影响

在脊髓、肺、心脏等危及器官受量方面,两种重建方式得到的结果显示:以 2-CT 为基准进行比较,4-CT、6-CT 脊髓 D<sub>min</sub> 值在方法 1 时 P 值为 0.027、

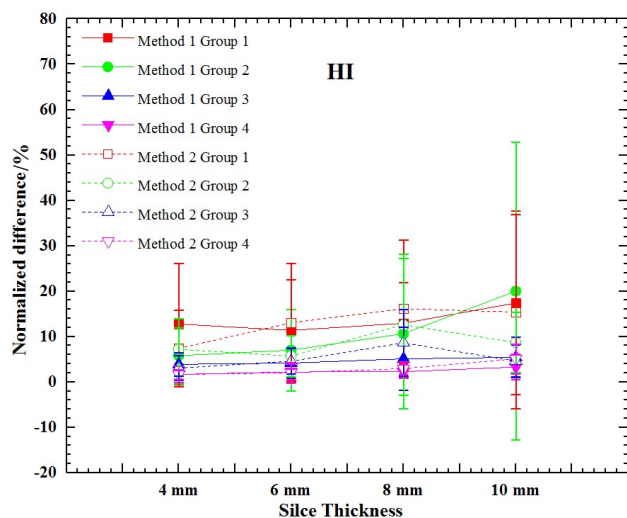


图2 两种方式靶区HI值在各层厚相对于2 mm层厚的变化  
Fig.2 Homogeneity index based on CT images of different slice thicknesses affected by two reconstruction methods

0.000, 方法2为0.007、0.000,有统计学意义;脊髓 $D_{mean}$ 各层厚较之2-CT, $P$ 值均小于0.05。与2-CT比较,两种方法的肺 $V_5$ 在4-CT、8-CT、10-CT时均有统计学意义, $V_{30}$ 在6-CT、8-CT、10-CT时, $P$ 值均小于0.05;心脏 $V_{30}$ 、 $V_{40}$ 在6-CT时有统计学意义,详见表3、表4。

### 3 讨论

新放疗技术的临床优势体现在一定程度上依赖于精确的靶区和危及器官勾画,如IMRT和立体放射治疗的边缘高剂量梯度和高剂量率的近距离治疗<sup>[14-15]</sup>。影响结构精确勾画的关键因素之一即是CT扫描层厚,不同的层厚之间,影像的品质不同,靶区的显示也不相同,致使测量体积与实际体积有偏差。

早在1996年Somigliana等<sup>[16]</sup>基于圆柱形模体

表3 方法1中的IMRT计划危及器官受量

Tab.3 Oranges-at-risk dose in IMRT plan using Method 1

Images	Spinal cord/cGy			Lung/%		Heart/%	
	Min	Max	Mean	$V_5$	$V_{30}$	$V_{30}$	$V_{40}$
2-CT (reference standard)	11.43±3.48	2 342.80±120.80	559.82±69.63	35.91±3.19	5.07±0.85	7.64±1.94	3.18±0.90
4-CT	11.73±3.54	2 334.94±120.71	564.44±70.25	35.92±3.19	5.06±0.85	7.64±1.94	3.17±0.90
$P$ value	0.027	0.150	0.000	0.013	0.020	0.915	0.866
6-CT	12.57±3.53	2 328.18±121.32	573.00±71.61	35.96±3.19	5.03±0.85	7.51±1.94	3.11±0.90
$P$ value	0.000	0.043	0.000	0.000	0.000	0.034	0.020
8-CT	11.24±3.23	2 320.05±122.97	573.29±71.18	35.96±3.19	5.03±0.85	7.55±1.91	3.09±0.87
$P$ value	0.773	0.155	0.000	0.007	0.000	0.290	0.177
10-CT	11.38±3.06	2 323.36±122.49	582.06±73.49	35.96±3.19	5.02±0.85	7.66±1.97	3.16±0.92
$P$ value	0.960	0.074	0.000	0.021	0.000	0.846	0.841

IMRT: Intensity-modulated radiotherapy

(内含有5个不同直径的固体树脂玻璃材质球体)的研究中发现在三维适形放射治疗中,直径 $\leq 1.5$  cm的靶区层厚应该选择能够获取到的最小层厚;直径为1.5~3.0 cm时,层厚选择4 mm;直径 $\geq 4$  cm,层厚可以选择8~10 mm;磁共振的结果与CT一致。基于临床实例的研究表明对于接受三维适形放射治疗的脑部肿瘤患者,当 $V_{CTV} \leq 25$  cm<sup>3</sup>时,CT影像层厚应选为2.5 mm;当 $V_{CTV} > 25$  cm<sup>3</sup>时,可以选择5 mm层厚<sup>[17]</sup>。在本研究中,基于胸部肿瘤患者IMRT数据的分析发现,小体积靶区( $< 30$  cm<sup>3</sup>)适宜选择小于4 mm的层厚;大体积靶区对层厚要求不明显。

层厚对体积评估的影响也与靶区形状有关。对

于圆柱形和立方体结构,层厚 $\leq 5$  mm时,体积评估偏差随层厚的增大而增大;层厚 $> 5$  mm,偏差趋于常数。对于球形和锥形结构,体积评估偏差随层厚的增大而持续增大<sup>[18]</sup>。

Caivano等<sup>[9]</sup>研究发现随层厚的增大,靶体积尺寸减小,在1-CT和2-CT间差异不明显,4-CT和6-CT不适合 $V_{PTV} \leq 10$  cm<sup>3</sup>的情况。基于55个不同直径球体模体的研究发现,随着CT层厚的增加,测量体积均比实际体积小<sup>[19]</sup>。然而,Wang等<sup>[20]</sup>和Jin等<sup>[21]</sup>发现,对于体积 $< 1$  cm<sup>3</sup>的球体,在层厚 $\leq 5$  mm情况下,会被低估2%~100%,然而在层厚 $> 5$  mm情况下,则会被高估112%;对于体积 $> 100$  cm<sup>3</sup>,体积评估偏差趋于

表4 方法2得到的IMRT计划危及器官受量  
Tab.4 Organs-at-risk dose in IMRT plan using Method 2

Images	Spinal cord/cGy			Lung/%		Heart/%	
	Min	Max	Mean	V <sub>5</sub>	V <sub>30</sub>	V <sub>30</sub>	V <sub>40</sub>
2-CT (reference standard)	11.43±3.48	2 342.80±120.80	559.82±69.63	35.91±3.19	5.07±0.85	7.64±1.94	3.18±0.90
4-CT	11.81±3.56	2 322.08±120.30	563.89±70.40	35.93±3.19	5.07±0.85	7.67±1.96	3.18±0.91
P value	0.007	0.123	0.002	0.004	0.792	0.610	0.922
6-CT	12.72±3.54	2 330.86±121.48	575.70±71.97	36.05±3.19	5.03±0.85	7.47±1.92	3.08±0.89
P value	0.000	0.232	0.000	0.150	0.000	0.039	0.011
8-CT	8.78±2.91	2 308.86±121.03	578.13±72.35	35.95±3.19	5.04±0.85	7.53±1.94	3.08±0.89
P value	0.056	0.023	0.000	0.011	0.007	0.369	0.116
10-CT	11.57±2.84	2 336.02±122.03	582.91±72.73	36.01±3.20	5.02±0.84	7.28±1.94	2.97±0.88
P value	0.886	0.613	0.000	0.000	0.000	0.004	0.005

零。上述研究结果的不一致性应归于CT影像重建技术的不同。Jin等<sup>[21]</sup>还发现CT影像的像素尺寸对体积也存在影响,当球体体积<1 cm<sup>3</sup>,测量体积均比实际体积低3%~70%。

从上面的分析可见,不同的影像重建方法对分析结果有影响。通过前期实验证明,利用Eclipse计划系统截取需要层厚的方式与Philips影像系统中直接生成的方式基本具有等效性。因此,本研究利用Eclipse 10.0系统着重分析比较了两种基于不同起始层的影像重建方法,即以靶区最大层面为起始层的重建和以定标金属小球标记层为起始层的重建方法。研究发现,靶体积<30 cm<sup>3</sup>时,两种重建方式的体积测量偏差均为最高,靶区越小,层厚改变对体积的影响越大。1.3 cm<sup>3</sup>的靶体积在10-CT影像中的测量偏差,两种方法均高达84.62%,然而在8-CT影像中以靶区最大层面为起始层的重建方式显示出优势,偏差为38.46%;而方法2的偏差为84.62%。在4-CT中,方法1和方法2的偏差分别为15.38%和23.08%。体积为30~100 cm<sup>3</sup>时,各层厚的体积测量偏差方法1均小于方法2;体积>100 cm<sup>3</sup>时,两种方法中靶体积基本不随层厚而改变。

在剂量的研究方面,随体积的增大,两种重建方式的CI值变化率均呈上升趋势。在第一组小体积靶区中,方法2在8-CT时变化率有突变,考虑是由于方法2的随机性恰巧将靶区所在几个大层面随机丢失后再插值重建,造成靶体积突变,CI值也相应改变。在第二组体积中,方法1的10-CT和8-CT的CI变化率基本一致,方法2依然呈上升趋势,这就表明,虽然CT层厚逐渐增大,方法1的重建方式对靶体积的改

变优于方法2。当靶体积大于100 cm<sup>3</sup>时,CI值在各层厚基本接近。HI变化率随层厚增大有小幅上升趋势,但两种重建方式之间没有明显的差异。

依据以上分析,靶体积过小,层厚过大,会受重建过程中不稳定因素的干扰,丢掉部分靶区信息,造成数据失真;方法2随机性太强,而方法1在重建中会最大限度地保留更多的靶区信息,使其更接近于靶区真实体积。此外,在研究中我们发现,方法1在重建过程中可能会将定标的金属小球层面丢失,造成在实际临床计划设计时无法定标,病人无法复位和治疗。目前,此项研究是基于Varian Eclipse 10.0系统,暂不具备同时保留所需层面与金属小球层面的功能,建议加速器厂家考虑对系统进行升级,在体积重建的时候可以随机保留所需层面。

危及器官受量的良好控制关系着病人的生存质量。本研究发现,脊髓、肺和心脏的常用评估参数随层厚的增大,差异均有统计学意义;在两种重建方式之间差异不明显。因此,在胸部肿瘤的放疗计划中,为了最大限度地保护危及器官,减少放射性脊髓炎、放射性肺炎、心血管事件的发生,建议尽可能使用较小层厚。

通过对重建而成的各层厚靶体积、剂量的统计发现以靶区最大层面为起始层的方式重建能更准确地获取真实的靶区信息。另外,目前的实例病人在进行CT扫描之前,由专业放疗医生根据经验将定标金属小球贴在靶区的范围内,然后平扫得到二维定位像,确定扫描范围后再进行螺旋扫描即可。根据本研究结论,我们可在定位扫描之前,先根据病灶范围扫出二维定位像,判断出靶区最大层面,并将金属

小球贴至此层;或者将金属小球贴至肿瘤范围后初步扫出二维定位像,测量出靶区最大层面和定标金属小球之间的距离,判断出为2/3/5的倍数,以此决定层厚大小进行定位扫描。这两种方式均可保证靶区最大层面得以保留。

#### 4 结 论

在胸部肿瘤中,治疗计划的评估精准与否很大程度上依赖于层厚的选择。而在关于层厚的研究中,建议使用从靶区面积最大层为起始层的重建方式。我们的研究可以为改进现有的CT扫描流程提供依据,从而获得更为精确的靶区定义。

#### 【参考文献】

- [1] CHEN A M, FARWELL D G, LUU Q, et al. Evaluation of the planning target volume in the treatment of head and neck cancer with intensity-modulated radiotherapy: what is the appropriate expansion margin in the setting of daily image guidance?[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 81(4): 943-949.
- [2] KUO H C, LIU W S, WU A, et al. Biological impact of geometric uncertainties: what margin is needed for intra-hepatic tumors?[J]. Radiat Oncol, 2010, 5(1): 48.
- [3] VAN HERK M, WITTE M, VAN DER GEER J, et al. Biologic and physical fractionation effects of random geometric errors[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003, 57(5): 1460-1471.
- [4] SIEDSCHLAG C, BOERSMA L, VAN LOON J, et al. The impact of microscopic disease on the tumor control probability in non-small-cell lung cancer[J]. Radiother Oncol, 2011, 100(3): 344-350.
- [5] RASCH C, STEENBAKKERS R, VAN HERK M. Target definition in prostate, head, and neck[J]. Semin Radiat Oncol, 2005, 15(3): 136-145.
- [6] HO C Y, WU T H, MOK G S. Interpolated average CT for PET attenuation correction in different lesion characteristics[J]. Nucl Med Commun, 2016, 37(3): 297-306.
- [7] AHNA K S, KANGA C H, KIMA Y, et al. Diagnosis of adhesive capsulitis: comparison of contrast-enhanced MRI with noncontrast-enhanced MRI[J]. Clin Imag, 2015, 39(6): 1061-1067.
- [8] OLSSON C, THOR M, LIU M, et al. Influence of image slice thickness on rectal dose-response relationships following radiotherapy of prostate cancer[J]. Phys Med Biol, 2014, 59(14): 3749-3759.
- [9] CAIVANO R, FIORENTINO A, PEDICINI P, et al. The impact of computed tomography slice thickness on the assessment of stereotactic, 3D conformal and intensity-modulated radiotherapy of brain tumors[J]. Clin Transl Oncol, 2014, 16(5): 503-508.
- [10] Three-dimensional photon treatment planning. Report of the Collaborative Working Group on the evaluation of treatment planning for external photon beam radiotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1991, 21(11): 1-265.
- [11] SADAGOPAN R, BENCOMO J, MARTIN R, et al. Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system[J]. J Appl Med Phys, 2009, 10(2): 104-119.
- [12] PADDICK I. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. Technical note[J]. J Neurosurg, 2000, 93(Suppl 3): 219-222.
- [13] WEISS E, SIEBERS J V, KEALL P J. An analysis of 6-MV versus 18-MV photon energy plans for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) of lung cancer[J]. Radiother Oncol, 2007, 82(1): 55-62.
- [14] PEDICINI P, CAIVANO R, FIORENTINO A, et al. Comparative dosimetric and radiobiological assessment among a nonstandard RapidArc, standard RapidArc, classical intensity-modulated radiotherapy, and 3D brachytherapy for the treatment of the vaginal vault in patients affected by gynecologic cancer[J]. Med Dosim, 2012, 37(4): 347-352.
- [15] PEDICINI P, STRIGARI L, CAIVANO R, et al. Local tumor control probability to evaluate an applicator-guided volumetric modulated arc therapy solution as alternative of 3D brachytherapy for the treatment of the vaginal vault in patients affected by gynecological cancer[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(2): 4075.
- [16] SOMIGLIANA A, ZONCA G, LOI G, et al. How thick should CT/MR slices to plan conformal radiotherapy? A study on the accuracy of three-dimensional volume reconstruction[J]. Tumori, 1996, 82(5): 470-472.
- [17] PRABHAKAR R, GANESH T, RATH G K, et al. Impact of different CT slice thickness on clinical target volume for 3D conformal radiation therapy[J]. Med Dosim, 2009, 34(1): 36-41.
- [18] SRIVASTAVA S P, CHENG C W, DAS I J. The effect of slice thickness on target and organs at risk volumes, dosimetric coverage and radiobiological impact in IMRT planning[J]. Clin Transl Oncol, 2014, 90(1): 1-11.
- [19] PRIONAS N D, RAY S, BOONE J M. Volume assessment accuracy in computed tomography: a phantom study[J]. J Appl Clin Med Phys, 2010, 11(2): 3037.
- [20] WANG Y, JIN F, ZHOU J, et al. A simple method of evaluating margin-growing accuracy in image-guided radiation therapy[J]. Br J Radiol, 2016, 89(1062): 20140636.
- [21] JIN F, ZHOU J, LUO H L, et al. Lung size and the risk of radiation pneumonitis[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2016, 94(2): 377-384.

(编辑:谭斯允)