

## 非小细胞肺癌放疗中靶区和危及器官真实剂量体积直方图

马长升<sup>1</sup>, 马长东<sup>2</sup>, 李殊吏<sup>1</sup>, 温强<sup>1</sup>, 罗居东<sup>1</sup>, 秦绍华<sup>3</sup>

1. 山东大学附属山东省肿瘤医院放疗科, 山东 济南 250117; 2. 山东大学齐鲁医院放疗科, 山东 济南 250012; 3. 山东师范大学物理与电子科学学院, 山东 济南 250000

**【摘要】目的:**应用非小细胞肺癌患者锥形束CT(CBCT)图像和计划CT图像比较,分析在治疗过程中靶区及危及器官的体积和剂量学变化,并应用变形配准方法进行剂量叠加,分析计划剂量与实施剂量的差别。**方法:**通过回顾分析8例接受适形放疗或调强放疗的非小细胞肺癌患者,应用RayStation的变形配准功能将每周CBCT图像作为靶图像与计划CT进行变形配准,应用配准的映射关系分别将每周CBCT实施剂量叠加至计划CT,比较靶区和危及器官(心脏、脊髓、双肺等)计划剂量与累积剂量的差别。**结果:**8例患者大体肿瘤靶区在治疗末CBCT图像上显示的平均体积变化为原体积的88.28%。大体肿瘤靶区的计划剂量平均为(1 166.49±645.42) cGy,累积剂量平均为(1 150.13±630.27) cGy,两者比较,差异有统计学意义( $P<0.05$ )。CT计划和累积计划的计划靶区达到处方剂量的体积( $V_{100}$ )平均分别为95.59%和81.47%( $P>0.05$ )。治疗末期,CBCT图像中左右肺的体积平均变化分别为原体积的88.95%和80.32%。左右肺CT计划平均剂量分别为(167.31±165.75)和(79.33±54.11) cGy,累加剂量平均为(164.63±164.96)和(77.63±53.36) cGy,差异无统计学意义。心脏的平均剂量为(61.88±66.70) cGy,累积剂量平均为(68.38±60.91) cGy,差异无统计学意义。脊髓的最大剂量平均为(372.62±185.91) cGy,累积最大剂量平均为(360.00±173.14) cGy,差异无统计学意义。**结论:**非小细胞肺癌患者靶区解剖结构的变化使计划剂量与实施剂量存在差别,应用剂量变形叠加的方法可发现计划与实施剂量的差距,为自适应放疗提供参考。

**【关键词】**非小细胞肺癌;剂量体积直方图;分次实施剂量;变形配准;累积剂量

**【中图分类号】**R730.55

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)07-0702-06

## Dose-volume histogram of the delivery dose to target areas and organs-at-risk during the radiotherapy for non-small cell lung cancer

MA Changsheng<sup>1</sup>, MA Changdong<sup>2</sup>, LI Shuli<sup>1</sup>, WEN Qiang<sup>1</sup>, LUO Judong<sup>1</sup>, QIN Shaohua<sup>3</sup>

1. Department of Radiation Therapy, Shandong Cancer Hospital Affiliated to Shandong University, Jinan 250117, China; 2. Department of Radiation Therapy, Qilu Hospital of Shandong University, Jinan 250012, China; 3. School of Physics and Electronics, Shandong Normal University, Jinan 250000, China

**Abstract: Objective** To analyze the changes of the volume and dose of target areas and organs-at-risk by comparing the cone beam CT (CBCT) images and planning CT images of patients with non-small cell lung cancer (NSCLC), and to accumulate the dose based on deformation registration, and finally to analyze the differences between planned dose and delivered dose. **Methods** The clinical data of 8 NSCLC patients receiving conformal radiotherapy or intensity-modulated radiotherapy (IMRT) were retrospectively analyzed. With the CBCT image of each week as target image, we performed the deformation registration for CBCT image and planning CT images in RayStation, and superposed the delivered dose of CBCT image to planning CT images with the use of mapping relationship in registration. The differences between planned dose and accumulative dose of target areas and organs-at-risk (including heart, spinal cord and lungs) were compared. **Results** At the last stage of treatment, the average gross target volume (GTV) in CBCT images was 88.28% of the original volume. The average planned and accumulative dose of GTV in 8 patients were (1 166.49±645.42) and (1 150.13±630.27) cGy, respectively ( $P<0.05$ ). The average planning target volume (PTV) reaching the prescription dose in CT plans and accumulation plans was 95.59% and 81.47% of the PTV ( $P>0.05$ ). At the last stage of treatment, the volumes of the left and right lungs in CBCT images were 88.95% and 80.32% of the original volume. The left and right lungs in CT plan received an average dose of (167.31±165.75) and (79.33±54.11) cGy, respectively,

**【收稿日期】**2017-01-18

**【基金项目】**山东省自然科学基金(ZR2016HM41, ZR2016FM39);山东省医药卫生科技发展计划项目(2016WS0553)

**【作者简介】**马长升,博士,助理研究员,研究方向:肿瘤放射物理, E-mail: machangsheng\_2000@126.com

**【通信作者】**李殊吏,硕士,助理研究员,研究方向:医学影像, E-mail: 15169118822@163.com

and an accumulative dose of  $(164.63 \pm 164.96)$  and  $(77.63 \pm 53.36)$  cGy, respectively ( $P > 0.05$ ). The average and accumulative dose of heart was  $(61.88 \pm 66.70)$  and  $(68.38 \pm 60.91)$  cGy, respectively ( $P > 0.05$ ). The average maximum dose and accumulative dose for spinal cord was  $(372.62 \pm 185.91)$  and  $(360.00 \pm 173.14)$  cGy, respectively ( $P > 0.05$ ). **Conclusion** With the dose deformation superposition method, the differences between planned dose and cumulative dose caused by the changes of anatomical structure in target areas in NSCLC patients can be found, providing a reference for adaptive radiotherapy.

**Keywords:** non-small cell lung cancer; dose-volume histogram; fractionated dose; deformable registration; accumulative dose

## 前言

在目前放射治疗技术中,调强放射治疗(IMRT)由于具有良好的剂量梯度,与三维适形相比,对于复杂靶区能够提供良好适形度的同时使危及器官受到的剂量更小。大量临床研究显示,应用IMRT技术可以显著提高肿瘤的控制率并减少并发症,IMRT广泛应用于一些复杂靶区的放射治疗中<sup>[1]</sup>。在患者放射治疗过程中,多重因素影响放疗计划的精确实施。患者每次治疗时会存在靶区位置的改变,使放射治疗实施的靶区与计划靶区存在误差;而解剖结构的改变会引起计划剂量分布发生变化,比如靶区体积减小会导致靶区的剂量分布与靶区的适形度变差,周围正常组织进入高剂量区,造成正常组织受照剂量的增高等<sup>[2]</sup>。因此,我们有必要采取一定手段对分次放疗过程中的这些变化进行监测分析,来减少这些变化对放射治疗效果的影响。

自适应放疗(Adaptive Radiation Therapy, ART)就是根据图像数据、累积剂量等反馈信息了解患者各种情况的变化,及时调整计划靶区(PTV)和临床靶区(CTV)的大小和间距,修改处方剂量、修改治疗计划以改进后续的分次治疗,使放射治疗更加精确化、个体化以达到更好的治疗效果。广义上讲,影像引导、体积引导、剂量引导的放射治疗都属于ART的范畴<sup>[3]</sup>。本研究应用非小细胞肺癌患者锥形束CT(CBCT)和计划CT图像变形配准的方法进行剂量叠加,分析在治疗过程中靶区和危及器官的体积与剂量学的变化,初步研究非小细胞肺癌放疗中靶区和危及器官的真实剂量体积直方图(DVH)。

## 1 材料与方法

### 1.1 计划CT的获取和靶区的勾画

回顾性分析山东省肿瘤医院2014年1月~2015年1月收治的8例非小细胞肺癌适形或IMRT的放疗患者(共8套CT图像,41套CBCT图像)。其中,男性5例,女性3例;年龄47~64岁,中位年龄56岁;临床分期为II~III期。使用Philips Bigcore CT扫描仪对患者进行定位CT扫描(即计划CT扫描),进行CT定位

时,患者均采用仰卧位,用真空负压袋进行体位固定,扫描图像以3 mm的层厚重建,然后经网络导入放疗计划系统(RayStation®Ray Research)。由临床医生在计划CT上勾画靶区和危及器官。放疗靶区体积包括大体肿瘤靶区(GTV)、加上微小病灶的CTV边缘、靶区运动的内靶区(ITV)边缘,以及每日靶区定位误差边缘来制定PTV。勾画肺癌靶区时CT肺窗窗宽和窗位分别为1 600、-600 HU,纵隔窗窗宽和窗位分别为400、20 HU。除非有外侵证据,CTV不应超出解剖范围。肺癌原发灶为GTV+(6~8) mm+呼吸动度+摆位误差,纵隔淋巴结PTV为GTV+(3~5) mm+呼吸动度+摆位误差,医生可根据靶区周围正常结构情况适当修改。危及器官包括肺、脊髓、心脏和食管等。

### 1.2 放疗计划的制定

物理师利用RayStation治疗计划系统,适形计划一般采用6 MV X线,4~6个固定适形野。调整侧野角度尽量使其长轴平行于靶区,减少穿过肺组织体积,保证至少一个射野能完全避开脊髓,并使所有射野的夹角尽量大于40°。常见为5野照射:前后野对穿照射处于肺门和纵膈的靶区,一个对侧野避开脊髓,一个右前斜野增加剂量分布适形度。传统IMRT一般由5~7个奇数射野构成,并且分隔角度相同。而IMRT应用于肺癌时,射野数目和角度分隔则倾向于根据实际情况进行调整。靶区处方剂量为2.0 Gy×30次。危及器官限量为脊髓最大点<42 Gy;双肺 $V_{20} \leq 30\%$ 、 $V_{30} < 20\%$ ,或者双肺平均剂量( $D_{mean}$ ) $\leq 20$  Gy;心脏 $V_{30} \leq 46\%$ 或 $D_{mean} < 26$  Gy;食管 $V_{30} \leq 30\%$ 、 $D_{mean} \leq (34 \sim 40)$  Gy、最大剂量( $D_{max}$ ) $\leq (58 \sim 74)$  Gy。

### 1.3 CBCT图像获取

8例患者在治疗前进行CBCT扫描,选用真空负压带进行体位固定。根据扫描范围选定参考等中心层面,在三维激光灯下标记前面和左右两侧的等中心体表标记。CBCT图像采集应用Elekta Synergy (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK)加速器 XVI 系统,该系统由kV级X线管及与之相对的大面积非晶硅数字化X射线探测板组成,通过可以伸缩的机械臂安装在直线加速器机架的两侧,与机头垂直。扫

描时采用半束模式,机架旋转 $200^{\circ}$ 扫描。其余参数为:管电压120 kV,管电流25 mA,采集速率5.5 frames/s,加bowtie滤线器和S20准直器。XVI获取图像的过程是球管发出脉冲式X射线(频率固定为5.75 Hz),射线穿过扫描物体,随后信号被平板探测器读出并储存,不断重复该过程采集数据。图像重建矩阵为 $512 \times 512$ ,重建层厚为3 mm,每组CBCT图像为88层,在病人每次治疗前进行CBCT扫描一次,同时进行图像配准,修正摆位误差。最后将所有CT和CBCT图像导入RayStation治疗计划系统。

#### 1.4 CT和CBCT图像形变配准

CBCT图像靶区和危及器官勾画应用RayStation治疗计划系统中的形变配准自动勾画的功能进行自动勾画,然后由临床医生进行手动修正。即将计划CT图像作为参考图像,每天的CBCT图像作为靶图像,基于体部外轮廓进行刚性配准,检查刚性配准的结果,必要时进行手动修改,然后基于灰度再进行形变配准,应用靶区映射的功能将计划CT的靶区和危及器官映射到CBCT图像上。

#### 1.5 CBCT分次剂量计算与累加

运用RayStation治疗计划系统中的Adaptive Radiation模块中dose tracking和accumulation dose,对CBCT图像选用每位患者通过自身CT图像映射得到的个性化CBCT电子密度表进行计算。基于CBCT图像计算得出分次剂量,将分次剂量形变累加到计划CT图像得到累积剂量。

#### 1.6 统计学方法

运用统计软件SPSS 19.0版本进行统计分析。数据用均数 $\pm$ 标准差表示,采用配对 $t$ 检验。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

## 2 结果

#### 2.1 靶区和危及器官体积的变化

在图1a中,8例患者的GTV在CT和CBCT图像上显示:在治疗末,CBCT勾画的结果体积分别变化为原体积的85.05%、101.13%、107.26%、94.67%、57.31%、87.83%、82.50%、90.48%,8例患者大体肿瘤靶区在治疗末CBCT图像上显示的平均体积变化为原体积的88.28%。CBCT自动勾画的结果与CT自动勾画的结果差别不大,除了第3例和第5例患者有些差异。第3例患者CBCT自动勾画的结果显示出体积增大,而第5例患者CBCT自动勾画的结果显示出体积缩小。分析原因为对于受呼吸运动影响较大的器官(如肺)由于呼吸运动造成肿瘤靶区和周围组织的运动,造成靶区位置变化,使得患者每次治疗时会

存在靶区位置的改变,使放射治疗实施的靶区与计划靶区存在误差,从而造成实施剂量的变化。

图1b和图1c所示为肺部体积随治疗次数的增加而相对变化,我们可以看到大部分患者肺部的体积在前半程变化较大,在后半程趋于平缓。其中,CBCT的勾画结果为:第1例患者的左右肺在治疗末体积分别变化为原体积的105.04%和95.57%;第2例患者的左右肺在治疗末体积分别缩小为原体积的93.39%和96.79%;第3例患者的左右肺体积变化为75.30%和80.35%;第4例患者的左右肺体积变化为99.78%和96.07%;第5例患者的左右肺体积变化为91.86%和94.87%;第6例患者的左右肺体积变化为86.77%和90.22%;第7例患者的左右肺体积变化为88.62%和88.69%;第8例患者为70.89%和71.71%。治疗末期,8例患者CBCT图像中左右肺的体积平均变化分别为原体积的88.95%和80.32%。观察CT和CBCT图像中勾画的左右肺变化趋势,除了第1例患者的左肺体积变大外,其余基本上体积都缩小了。这说明CBCT对肺部形变配准还是较为准确的,自动勾画的方法也能较好地反映出肺部体积的变化。

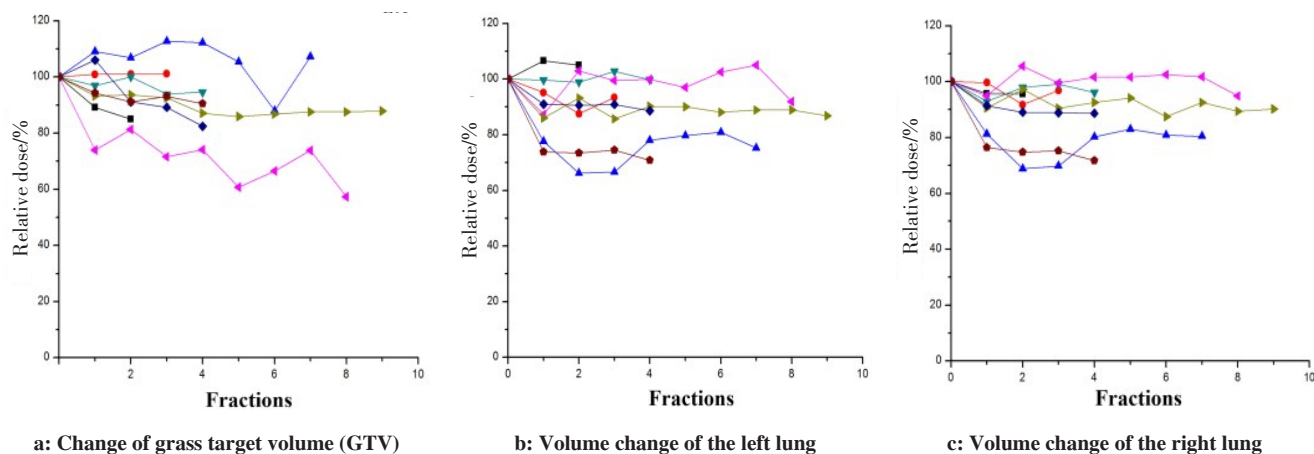
#### 2.2 靶区和危及器官每次实施剂量的变化

图2a显示CT图像和CBCT图像均显示出靶区每分次的实施剂量变化不大。大部分患者CT图像上的靶体积与CBCT自动勾画的靶体积差别不大,对剂量的影响也不大。这8例患者除了第1例患者外,PTV每分次的实施剂量并未发现明显变化,误差均在5%以内,说明在每次放疗过程中,靶区一直处于高剂量的区域。

图2c和图2d中可以看出,8例患者的左右肺在CT和CBCT计算结果中基本上显示出肺部体积减小,肺部剂量的平均值成逐渐上升的趋势。而第8例患者CBCT勾画结果中,左右肺在治疗过程中比CT图像上剂量大得多。这8例患者的左右肺CBCT勾画结果在治疗末剂量分别变化为原剂量的77.56%和36.59%、103.45%和103.61%、95.24%和122.45%、137.76%和136.24%、103.05%和104.80%、102.15%和106.65%、91.26%和107.14%、103.81%和109.76%。治疗末期,左右肺CT计划平均剂量分别为 $(167.31 \pm 165.75)$ 和 $(79.33 \pm 54.11)$  cGy,累加剂量平均为 $(164.63 \pm 164.96)$ 和 $(77.63 \pm 53.36)$  cGy,这8例患者大部分显示随着治疗的进行,肺部体积逐渐减小,肺部剂量逐渐上升,这表明肺部体积的缩小与其剂量的增高有一定相关性。如果按照原来的剂量实施治疗会造成过度照射。

#### 2.3 靶区和危及器官累积剂量的变化

图3所示为GTV  $D_{90}$ 累积剂量图,除了第1例和第5例患者GTV的累积剂量较计划剂量偏低外,但



P1: Black; P2: Red; P3: Blue; P4: Dark cyan; P5: Magenta; P6: Dark yellow; P7: Navy blue; P8: Claret; NSCLC: Non-small cell lung cancer

图1 8例患者的靶区、左右肺体积变化

Fig.1 Volume changes of target areas, and the left and right lungs in 8 NSCLC patients

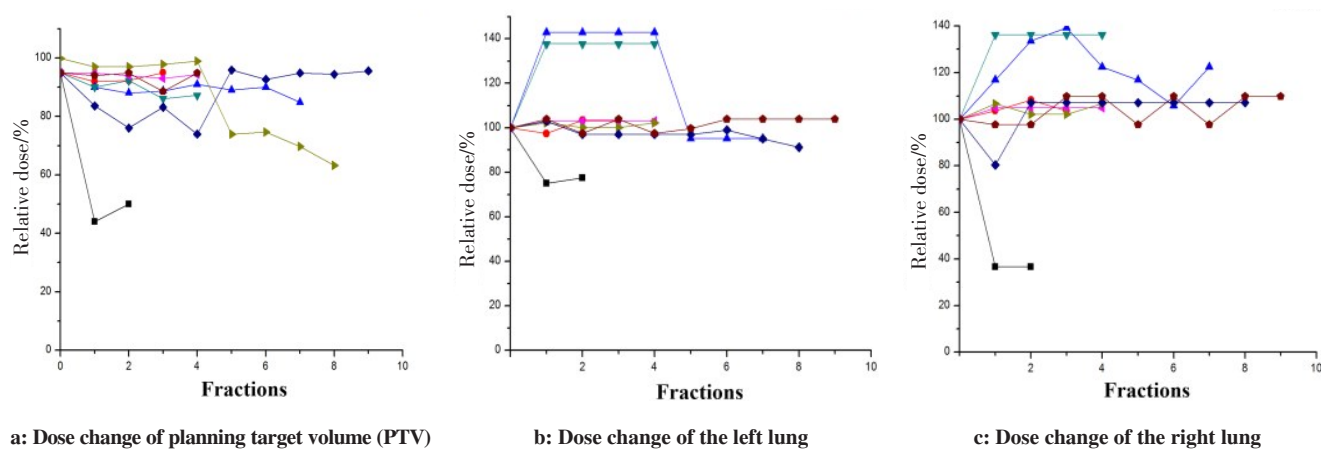


图2 8例患者靶区、左右肺每次实施剂量的变化

Fig.2 Delivery dose change of target areas, and the left and right lungs in 8 NSCLC patients

仍处于临床要求达到的最低剂量以上,其余的靶区未发现明显变化。在每次分次实施剂量图中,靶区每次分次的实施剂量也未发现明显变化,说明靶区一直处于高剂量区。另外CT和CBCT累积剂量间也未发现明显区别,当靶区缩小的时候,我们也要给原始靶区足够的照射剂量,来保证肿瘤的控制率。

8例患者的顺序、年龄、性别和分期等基本临床信息见表1,分别列出治疗前定位计划CT图像测得的GTV、PTV、左右肺的体积。

表2表明患者GTV  $D_{95}$ 、 $D_{50}$ 、average和PTV计划剂量和累积剂量变化以及一些评估参数的配对 $t$ 检验分析,在治疗过程中体积变化和平均剂量变化的关系结果 $t$ 值分别为1.919、2.299、2.372、2.197, $P$ 值分别为0.096、0.055、0.049、0.064,CT计划和累积计划的计划靶区PTV的 $V_{100}$ 达到处方剂量的体积平均分别为95.59%和81.47%。对于GTV的average,计划剂量与累积剂量的差异有统计学意义( $P<0.05$ )。

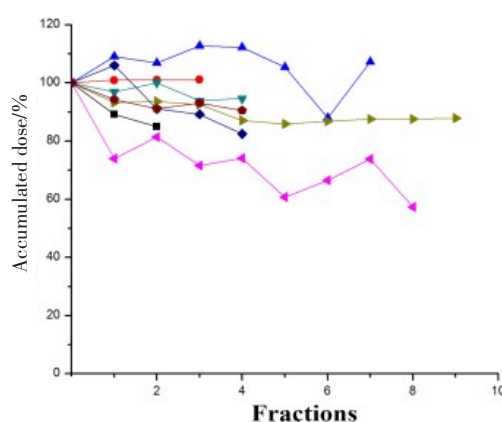


图3 GTV  $D_{95}$ 累积剂量图

Fig.3  $D_{95}$  accumulative dose map of GTV in 8 NSCLC patients

表3显示肺部心脏和脊髓的一些关注评估参数,计划剂量与实施的累加剂量的差别。8例患者肺部和脊髓的累加剂量与计划剂量比较未发现剂量的增加,反而有所减小,心脏 $D_{mean}$ 累加结果显示有所增

表 1 患者基本信息  
Tab.1 General clinical data of patients

Patient	Age	Genger	Stage	GTV/cm <sup>3</sup>	PTV/cm <sup>3</sup>	Left lung/cm <sup>3</sup>	Right lung/cm <sup>3</sup>
P1	61	M	II	8.76	55.24	744.65	1 047.76
P2	47	F	III	62.86	131.06	1 450.89	2 298.61
P3	58	M	II	4.41	49.94	2 197.43	2 679.99
P4	55	F	III	21.38	101.97	2 041.11	2 179.29
P5	64	M	II	8.69	52.37	853.46	1 267.49
P6	56	M	III	36.58	139.11	1 936.13	2 424.55
P7	50	M	II	2.80	30.27	1 028.39	1 738.77
P8	60	F	III	17.75	81.51	1 097.00	1 119.53

表 2 CT 计划与累积计划照射剂量的差异  
Tab.2 Differences in exposure dose between CT plan and accumulation plan

GTV	CT plan	Accumulation plan	<i>t</i> value	<i>P</i> value
D <sub>95</sub> /cGy	1 135.80±626.86	1 111.37±614.94	1.919	0.096
D <sub>50</sub> /cGy	1 167.78±646.08	1 152.63±629.93	2.299	0.055
Average/cGy	1 166.49±645.42	1 150.13±630.27	2.372	0.049
PTV (V <sub>100</sub> )/%	95.59±1.69	81.47±18.71	2.197	0.064

表 3 CT 计划和累积计划危及器官剂量差异(cGy)  
Tab.3 Differences in organs-at-risk dose between CT plan and accumulation plan (cGy)

Organs-at-risk	CT plan	Accumulation plan	<i>t</i> value	<i>P</i> value
Right lung-D <sub>mean</sub>	79.33±54.11	77.63±53.36	1.222	0.261
Left lung-D <sub>mean</sub>	167.31±165.75	164.63±164.96	0.480	0.646
Heart-D <sub>mean</sub>	61.88±66.70	68.38±60.91	-0.291	0.780
Total lung-D <sub>mean</sub>	118.14±67.22	115.87±66.19	0.786	0.457
Spinal cord-D <sub>max</sub>	372.62±185.91	360.00±173.14	1.683	0.136

加。配对 *t* 检验分析表明,右肺 D<sub>mean</sub>、左肺 D<sub>mean</sub>、心脏 D<sub>mean</sub>、全肺 D<sub>mean</sub> 和脊髓 D<sub>max</sub> 的 *t* 值分别为 1.222、0.480、-0.291、0.786、1.683, *P* 值分别是 0.261、0.646、0.780、0.457、0.136, 均无统计学意义。

**3 讨论**

肺部周围有不少重要的器官,解剖结构比较复杂,并且肺部肿瘤的控制率与放射治疗剂量有相关性,对周围正常组织的剂量限制已经成为常规放疗技术提高肿瘤剂量的最大障碍。适形或 IMRT 放疗技术可以产生高度适合靶区形状的剂量分布,降低周围正常组织和危及器官的受量,但放疗患者接受的是治疗前的计划设计,且贯穿于整个治疗过程<sup>[4]</sup>。而患者实际在接受治疗过程中,肿瘤和正常组织对于放射线的反应必然带来患者解剖结构的改变,从而使初始治疗计划的剂量分布在实际治疗过程中发

生改变,分析实施剂量与计划剂量间的变化趋势有利于修正放疗的计划,更好准确地进行放射治疗。

本研究中,三维方向上经验靶区外放安全边界的情况下,治疗过程中 GTV D<sub>mean</sub> 下降明显,差异有统计学意义,说明经验外放边界未必能够达到要求。尚东平等<sup>[5]</sup>选取 26 例周围型肺癌或肺转移癌患者,利用四维 CT 测量自由呼吸状态下肺内孤立性病灶、隆突及膈肌在三维空间的运动位移,结果左右肺肿瘤 GTV 中心在头足方向的位移显著小于对应方向膈肌运动幅度,差异有统计学意义 (*P*=0.001 和 *P*=0.008)。所以根据经验值外扩安全边界有可能造成靶区漏照或(和)正常组织的过量照射,不利于正常组织的保护。PTV 达到处方剂量的体积平均下降到 81.47%。何志良等<sup>[6]</sup>通过选取 10 例接受三维适形放疗的中段食管癌患者,分别制定两套计划,分析其复位前后靶区和剂量学变化,结果复位后的靶区体积

明显小于复位前( $P=0.036$ );危及器官心脏、左肺和全肺  $D_{\text{mean}}$  以及脊髓最大点剂量复位后的计划均小于复位前计划( $P>0.05$ );右肺  $D_{\text{mean}}$  复位后显著小于复位前( $t=3.172, P=0.025$ ),这个结果说明在治疗过程中重新定位并调整计划的必要性。

重新定位并再次制定计划需要根据肿瘤的退缩情况选择合适的时机进行。Ding 等<sup>[7]</sup>研究 87 例 IMRT 和三维适性放射治疗患者,在接受 40 Gy 照射后进行  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT 扫描,并使用 PET 和 CT 融合图像进行靶区勾画,经统计发现 84 例患者肿瘤显著消退。张英杰等<sup>[8]</sup>通过对 40 例非小细胞肺癌放疗中靶区体积变化及相应修改放疗计划对肺脏受照射量的影响的研究,比较照射次数 $\leq 20$ 次复位者和照射 20 次以后复位者的 GTV 缩小比例以及患侧肺和双肺  $D_{\text{mean}}$  下降比例,得出结论 40 Gy/20 次重新计划较为合理,但不同个体间应有差别。

由于 CT 图像的软组织对比度高,而 CBCT 的软组织对比度较差,在以往研究中,多通过重复进行 CT 扫描的方法,由医生勾画靶区分析靶区和正常组织的变化,在本研究中我们应用一次 CT 和多次 CBCT 勾画的结果可以看出,肺部和靶区随着治疗的进行,均会出现不同程度的变化。应用 CBCT 图像进行勾画,分析认为肺部心脏和脊髓可以获得较好的勾画效果,而对于靶区由于与周围组织对比度较低,还有待于算法的继续改进<sup>[9]</sup>。图像算法主要包含了频域的 Contourlet 变换、小波变换和空间域的非局部均值滤波<sup>[10-12]</sup>等,这些算法均有很大的发展空间。

通过使用形变配准,我们可以将计划 CT 图像轮廓形变到 kV 级 CBCT 图像上,分解为多次 CBCT 计算,并把每一次 CBCT 实施剂量相加,将得到的总剂量再移植到计划 CT 图像上,这样得到的结果减少了病人位置变化、器官体积变化等不确定因素。应用 CBCT 进行剂量累加的结果显示,肺部在治疗过程中实施剂量与计划剂量有一些差别,心脏的剂量上升,脊髓的剂量有轻微下降。还需要更多病例来支持本研究的数据和结论。

由于我们需要将每次实施的剂量叠加至原始 CT 上并与计划 CT 进行比较,需要对 CBCT 的 HU-RED 表进行精确校准,才能获得较准确的累积剂量叠加剂量<sup>[13]</sup>。本研究通过采用 RayStation 软件自动划分不同组织密度定义 HU 值的方法,相较于传统模体标定的方法准确性有所提高。还有自身 CT 与 CBCT 间进行感兴趣区映射的方法,但是由于摆位误差及 CBCT 图像质量的影响,目前这两种方法均不能完全消除误差<sup>[14-16]</sup>,但均可满足目前的临床要求。

综上所述,非小细胞肺癌放疗中靶区和危及器官真实 DVH 的初步研究是基于离线的人工修正方法,过程花费时间较多;另外,两种图像靶区和正常

组织形变配准的精度是否影响到 DVH 参数的计算,还有待于进一步验证。通过提高形变配准速度和精度,实现快速在线修正放疗靶区和计划是实现自适应放疗的重要保证。

## 【参考文献】

- [1] ENDO M, TSUNOO T, KANDATSU S, et al. Four-dimensional computed tomography (4DCT)-concepts and preliminary development [J]. Radiat Med, 2003, 21(1): 17-22.
- [2] ZHAO J D, XU Z Y, ZHU J, et al. Application of active breathing control in 3-dimensional conformal radiation therapy for hepatocellular carcinoma: the feasibility and benefit [J]. Radiother Oncol, 2008, 87(3): 439-444.
- [3] MA C S, HOU Y, LI H S, et al. A study of the anatomic changes and dosimetric consequences in adaptive CRT of non-small-cell lung cancer using deformable CT and CBCT image registration [J]. Technol Cancer Res Treat, 2014, 13(2): 95-100.
- [4] XI M, LIU M Z, DENG X W, et al. Defining internal target volume (ITV) for hepatocellular carcinoma using four-dimensional CT [J]. Radiother Oncol, 2007, 84(3): 272-278.
- [5] 尚东平, 李建彬, 王玮, 等. 肺内孤立性病灶不同时间段位移四维 CT 测量差异分析 [J]. 中华肿瘤防治杂志, 2011, 20(5): 417-419.
- [6] SHANG D P, LI J B, WANG W, et al. Differential analysis of four dimensional CT measurement of the different time segment displacement of the isolated lung lesions [J]. Chinese Journal of Cancer Prevention and Treatment, 2011, 20(5): 417-419.
- [7] 何志良, 戚雯, 纪璞璞, 等. 胸中段食管癌复位前后靶区移位和剂量学变化的初步研究 [J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(5): 3610-3612.
- [8] HE Z L, QI W, JI P P, et al. A preliminary study on the target displacement and dosimetric changes before and after the reduction of middle thoracic esophageal carcinoma [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2012, 29(5): 3610-3612.
- [9] DING X, LI H, WANG Z, et al. A clinical study of shrinking field radiation therapy based on F-18-FDG PET/CT for stage III non-small cell lung cancer [J]. Technol Cancer Res Treat, 2013, 12(3): 251-257.
- [10] 张英杰, 李建彬, 卢洁, 等. 非小细胞肺癌三维适形放疗中放疗计划修改的研究 [J]. 中华肿瘤防治杂志, 2010, 17(22): 1852-1854.
- [11] ZHANG Y J, LI J B, LU J, et al. Study on modification of radiotherapy plan for three dimensional conformal radiotherapy for non small cell lung cancer [J]. Chinese Journal of Cancer Prevention and Treatment, 2010, 17(22): 1852-1854.
- [12] DOBASHI S, SUGANE T, MORI S, et al. Intrafractional respiratory motion for charged particle lung therapy with immobilization assessed by four-dimensional computed tomography [J]. J Radiat Res, 2011, 52(1): 96-102.
- [13] CHEN X, GILKESON R C, FEI B. Automatic 3D-to-2D registration for CT and dual-energy digital radiography for calcification detection [J]. Med Phys, 2007, 34(12): 4934-4943.
- [14] LU X, ZHANG S, SU H, et al. Mutual information-based multimodal image registration using a novel joint histogram estimation [J]. Comput Med Imaging Graph, 2008, 32(3): 202-209.
- [15] REN L, GODFREY D J, YAN H, et al. Automatic registration between reference and on-board digital tomosynthesis images for positioning verification [J]. Med Phys, 2008, 35(2): 664-672.
- [16] MA C S, CAO J P, YIN Y, et al. Radiotherapy dose calculation on kV cone-beam CT image for lung tumor using the CIRS calibration [J]. Thorac Cancer, 2014, 5(1): 68-73.
- [17] NITHIANANTHAN S, BROCK K, DALY M, et al. Demons deformable registration for CBCT-guided procedures in the head and neck: convergence and accuracy [J]. Med Phys, 2009, 36(10): 4755.
- [18] WANG H, DONG L, O'DANIEL J, et al. Validation of an accelerated 'demons' algorithm for deformable image registration in radiation therapy [J]. Phys Med Biol, 2005, 50(12): 2887.
- [19] LOU Y, NIU T, JIA X, et al. Joint CT/CBCT deformable registration and CBCT enhancement for cancer radiotherapy [J]. Med Image Anal, 2013, 17(3): 387-400.

(编辑:陈丽霞)