

基于螺旋断层放疗的立体定向放射治疗多参量数据分析

程晓龙, 刘吉平, 杨双燕, 时建芳
浙江省肿瘤医院放射物理室, 浙江 杭州 310022

【摘要】目的:探讨基于螺旋断层治疗技术的立体定向放射治疗(SBRT)计划设计和剂量验证的方法,并根据摆位误差确定靶区边界外扩值。**方法:**汇总近3年行螺旋断层放疗的SBRT病例,并遴选出45例;分析计划设计的过程,明确各项参数的设置规则;统计分析剂量验证中绝对剂量偏差及 $\gamma(3\text{ mm}/3\%)$ 通过率;根据285次摆位误差计算靶区边界外扩值(ITV-PTV)。**结果:**(1)确定了螺距值的设置方法,给出了经验公式,并依据机架最佳旋转周期制作了分次剂量与螺距的对照表格。(2)治疗计划剂量验证的绝对剂量偏差平均值为 $-0.71\%\pm 1.32\%$, γ 通过率平均值为 $98.1\%\pm 1.1\%$ 。(3)热塑体模组在左右(X)、头脚(Y)、前后(Z)和横断面上的旋转(Roll)的平均摆位误差分别为 $(1.71\pm 1.62)\text{ mm}$ 、 $(1.21\pm 1.28)\text{ mm}$ 、 $(1.18\pm 1.41)\text{ mm}$ 和 $0.55^\circ\pm 1.02^\circ$,对应的X、Y、Z方向的ITV-PTV外扩边界值分别为5.41、3.92、3.94 mm;真空垫组X、Y、Z和Roll的平均摆位误差分别为 $(1.68\pm 1.71)\text{ mm}$ 、 $(1.23\pm 1.57)\text{ mm}$ 、 $(1.22\pm 1.31)\text{ mm}$ 和 $0.73^\circ\pm 1.21^\circ$,对应的X、Y、Z方向的ITV-PTV外扩边界值分别为5.40、4.13、3.97 mm。**结论:**SBRT计划设计的关键在于参数设置及计划执行时间。SBRT的剂量验证通过率较高,可适当提升评价标准,即绝对剂量 $< \pm 3\%$, $\gamma(3\text{ mm}/3\%)< 1$ 通过率 $> 95\%$ 。摆位误差与放疗设备、固定技术、配准方法、患者个人和放疗师的操作密切相关,有必要根据实际情况确定可靠的靶区边界外扩值,为临床提供技术支持。

【关键词】螺旋断层放疗;立体定向放射治疗;剂量验证;摆位误差

【中图分类号】R812

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)03-0259-06

Multiparameter data analysis of stereotactic body radiotherapy based on helical tomotherapy

CHENG Xiaolong, LIU Jiping, YANG Shuangyan, SHI Jianfang
Department of Radiation Physics, Zhejiang Cancer Hospital, Hangzhou 310022, China

Abstract: Objective To discuss the methods for stereotactic body radiotherapy (SBRT) plan design and dose verification based on helical tomography, and to determine the margin value of target areas according to setup errors. **Methods** Forty-five cases of SBRT treated with helical tomography in the last 3 years were enrolled in this study. The process of radiotherapy plan design was analyzed, and the setting rules of various parameters were clarified. Then the absolute dose deviation and Gamma (3 mm/3%) passing rate was analyzed. Finally, the ITV-PTV margin values were calculated based on 285 setup errors. **Results** The pitch setting method was determined; the empirical formula was given; and the comparison table of fractional dose and pitch was made according to the optimal gantry period. The mean value of absolute dose deviation and Gamma passing rate of SBRT were $-0.71\%\pm 1.32\%$ and $98.1\%\pm 1.1\%$, respectively. The mean setup errors of X, Y, Z and Roll in thermoplastic body membrane group were $(1.71\pm 1.62)\text{ mm}$, $(1.21\pm 1.28)\text{ mm}$, $(1.18\pm 1.41)\text{ mm}$ and $0.55^\circ\pm 1.02^\circ$, respectively, and the corresponding ITV-PTV margin values in X, Y and Z directions were 5.41, 3.92 and 3.94 mm, respectively. The mean setup errors of X, Y, Z and Roll in vacuum negative pressure pad group were $(1.68\pm 1.71)\text{ mm}$, $(1.23\pm 1.57)\text{ mm}$, $(1.22\pm 1.31)\text{ mm}$ and $0.73^\circ\pm 1.21^\circ$, respectively, and the corresponding ITV-PTV margin values in X, Y and Z directions were 5.40, 4.13 and 3.97 mm. **Conclusion** The parameter setting and plan execution time are critical in SBRT plan design. The passing rate of SBRT dose verification is high, therefore, the evaluation standard could be improved appropriately, such as absolute dose $< \pm 3\%$ and Gamma (3mm/3%) < 1 passing rate $> 95\%$. The setup error is related to the radiotherapy equipment, fixed technology, registration method, patients themselves and the operation of radiologist. It is necessary to determine the reliable margin value according to the actual condition, so as to provide technical supports in clinic.

Keywords: helical tomotherapy; stereotactic body radiotherapy; dose verification; setup error

【收稿日期】2018-09-01

【基金项目】浙江省医药卫生技术成果项目(2018PY004)

【作者简介】程晓龙, 硕士, 工程师, 研究方向: Tomotherapy 质量控制及放疗计划设计, E-mail: chengxl@zjcc.org.cn

前言

体部立体定向放射治疗 (Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT) 是一种非侵入性治疗, 在精确的影像技术引导下给予局部肿瘤以高剂量、低分割的放射治疗, 具有分割剂量大、精度高等特点, 可获得 >95% 的肿瘤局部控制, 已成为拒绝或不可手术的肺癌标准治疗方法^[1-3]。螺旋断层放疗 (Tomotherapy, TOMO) 技术是结合调强放射治疗 (Intensity-Modulated Radiotherapy, IMRT) 和影像引导放射治疗 (Image-Guided Radiotherapy, IGRT), 应用逆向 CT 成像原理, 采用调强的扇形射束, 以螺旋旋转的方式进行放射治疗^[4]。TOMO 独有兆伏级 CT 成像技术, 成像源和照射源相同, 机械精度相同, 成像精度和照射精度都是 ± 0.1 mm, 远远高于传统加速器的 ± 1 mm, 且可在每次治疗时进行摆位验证, 确保射线对肿瘤靶区的精确照射。TOMO 每个螺旋周期中有 51 弧形照射野, 每个弧形照射野都有 64 个可调节的子野, 每个子野都有 100 级强度可调, 其单位剂量率达到 850 MU/min, 可减少单次治疗时间^[5]。本研究旨在明确 TOMO 的 SBRT 计划设计中参数设置原则和剂量验证通过标准, 并基于 MVCT 的摆位误差确定合适的靶区边界外扩值 (ITV-PTV)。

1 材料与方法

1.1 病例信息

选择浙江省肿瘤医院 2015 年 1 月至 2018 年 5 月行 TOMO 的 45 名早期原发性非小细胞肺癌 (NSCLC) 患者, 单次剂量 5.0~12.5 Gy, 中位剂量 7 Gy, 治疗次数 4~12 次, 中位次数 8 次。其中 25 例使用热塑体膜固定, 20 例使用真空负压垫固定。患者均在平静呼吸状态下, 行螺旋 CT 模拟机 4DCT 图像扫描, 扫描范围从第 4 颈椎上缘到第 2 腰椎下缘, 层厚 3 mm。选取吸气末 (EI) 与呼气末 (EE) 的 10 个序列图像以及最大强度投影图像传输至 Raystation 计划系统进行靶区与危及器官勾画。在每个时相上分别勾画大体靶区 (GTV), 所有时相的 GTV 叠加在 EE 图像 (计划 CT 图像) 中即为 ITV, 对 ITV 再均匀外扩 3~5 mm 形成计划靶区 (PTV), 最后在计划 CT 图像上勾画双侧肺、脊髓、心脏等。

1.2 计划设计

物理师首先在 Raystation 计划系统中添加辅助结构, 主要是做围绕 PTV 外扩 1 cm 的剂量限制环, 有时也根据 PTV 与双肺的位置关系, 通过增加 block 结构来约束射束对肺的直接照射范围。计划再传输至 TOMO 工作站, 将靶区和危及器官排位后, 设置计划

相关核心参数: (1) 射野宽度 (Field Width, FW), 如靶区最大径长 <6 cm, FW 选择 1 cm 或 2.5 cm; 如 >6 cm, FW 选择 2.5 cm。(2) 螺距 (Pitch), 根据单次剂量设置范围为 0.1~0.5, 具体取值后文会详细讨论。(3) 调制因子 (Modulation Factor, MF), 初始设定为 2。(4) 剂量计算网格 (Dose Grid), 选择精细 (Fine)。选定 PTV 为 Prescription, 并填入分次计数, 其他参数可暂时默认为 0, 点击 Bitch 进行子野计算, 一般需要 2~5 h。子野计算完成后, 再通过更改参数值来进行计划优化。确保处方剂量覆盖 95%PTV、100%GTV, 双肺 $V_{20} < 20\%$, 脊髓 $D_{\max} < 25$ Gy, 心脏 $D_{\max} < 35$ Gy、 $D_{\text{mean}} < 15$ Gy。

1.3 计划剂量验证

计划剂量验证分为点绝对剂量验证和胶片相对剂量验证。将胶片置于圆柱形模体两半球中间, 按照红激光灯摆位模体, 并按照绿激光灯标记好 4 点位置以及胶片正方向位置; 然后, 连接电离室, 调用每例患者的 DQA 计划出束照射。读取当时的温度及压强, 在使用 EBT3 胶片进行剂量验证的同时用电离室测量靶区感兴趣点的点剂量 (图 1), 要求点剂量偏差 $\leq \pm 3\%$, 胶片 $\gamma(3 \text{ mm}/3\%) < 1$ 通过率 >90%。



图1 EBT3胶片剂量验证摆位图

Fig.1 Replacement of EBT3 film dose verification

1.4 数据处理

靶区感兴趣点剂量采集及计算依据 AAPM TG-51 号报告^[6], 按照电荷剂量转换公式: $D_{\text{cGy}} = P_{\text{ctp}} \cdot C \cdot C_{\text{ef}} \cdot E_{\text{cf}}$, 其中, $P_{\text{ctp}} = \left(\frac{273.2 + C_{\text{degree}}}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{P_{\text{bar}}} \right)$, D_{cGy} 是计算出的剂量值 (单位 cGy), C 是静电计读出数据 (单位 nC), C_{ef} 是电离室转换因子 (单位 cGy/C), E_{cf} 是静电计修正因子, C_{degree} 是机房温度 (单位 $^{\circ}\text{C}$), P_{bar} 是机房气压 (单位 kPa), 具体计算表格如表 1 所示。 γ 分析通过率将测量得到的剂量分布数据定义为“参考分布”, 将计算出的剂量分布数据定义为“被评估分布”。对“被评估分布”中所有数据与计算“参考分布”中每个参考点的 γ 指数进行比较, $\gamma < 1$ 为通过, $\gamma > 1$ 为不通过, 通过的参考点个数占参

考点总数的百分比即为 γ 分析通过率^[7-8]。设置 γ 分析通过率标准为3 mm/3%,即在3 mm的距离上计算剂量

与测量剂量偏差不超过3%,在TOMO的DQA软件中获得 γ 分析的通过率。

表1 绝对剂量计算表

Tab.1 The computation sheet of absolute dose

绝对剂量偏差									电离室与静电计信息	
Patient ID	T/°C	Pressure/Hpa	P/mmHg	P _{cp}	Rd/nC	Dose/cGy	Plan value	Tolerance/%	Chamber model	A1SL
16-51P	22.50	1 006	754.56	1.009	2.720	175.659	178.62	-1.658	Chamber SN	XW141504
16-31G	23.50	1 006	754.56	1.012	2.990	193.794	189.51	2.237	Chamber CF (cGy/C)	6.401E+10
17-25G	22.90	1 005	753.81	1.011	2.820	182.545	183.21	-0.363	Electrometer model	TomoElec
17-73G	22.70	1 006	754.56	1.010	3.190	206.151	210.32	-1.982	Electrometer SN	L140652
17-41P	22.30	1 012	759.06	1.002	2.910	186.688	191.33	-2.462	Electrometer CF	1.000
17-33G	22.60	1 010	757.56	1.005	3.030	194.970	198.87	-1.961	Reference (cGy/C)	864.9

1.5 统计学分析

分类记录两组患者每次MVCT左右(X)、头脚(Y)、前后(Z)和横断面旋转(Roll)方向的摆位误差值,用均数 \pm 标准差表示,均数代表治疗过程中的系统体位误差(Σ),标准差代表随机体位误差(δ),根据公式 $M=2.5\Sigma+0.7\delta$ 计算PTV外放范围^[9-10]。利用SPSS 22软件进行分析,使用秩和检验分析组间各项差异,以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

TOMO计划均满足95%PTV体积的处方剂量覆盖,靶区体积、剂量分布、计划执行时间与危及器官的受照剂量如下:GTV为 $(10.84\pm 9.91)\text{ cm}^3$,ITV为 $(17.27\pm 12.56)\text{ cm}^3$,PTV为 $(33.67\pm 19.81)\text{ cm}^3$,PTV最大径长为 $(4.73\pm 1.07)\text{ cm}$;靶区均匀性指数为 1.05 ± 0.06 ,适形度指数为 0.73 ± 0.08 ;计划平均执行时间为 $(15.85\pm 4.34)\text{ min}$,肺 V_5 、 V_{20} 、 V_{30} 分别为 $17.08\%\pm 10.62\%$ 、 $5.43\%\pm 2.96\%$ 和 $3.27\%\pm 2.0\%$;脊髓 D_{\max} 为 $(12.19\pm 8.43)\text{ Gy}$;心脏 D_{mean} 为 $(3.92\pm 3.08)\text{ Gy}$ 。

SBRT计划剂量验证的绝对剂量偏差为 $-0.71\%\pm 1.32\%$,偏差范围为 $-2.61\%\sim 2.63\%$,在 $\pm 3\%$ 的评价值范围内,其中,有36例(80%)的结果在 $\pm 2\%$ 的范围内(图2)。SBRT计划剂量验证的 γ 通过率为 $98.1\%\pm 1.1\%$,范围为 $95.1\%\sim 99.6\%$,全部大于95%(图3)。

热塑体模组和真空负压垫组的平均摆位误差及ITV-PTV外扩边界值如表2所示。

3 讨论

3.1 计划参数设置

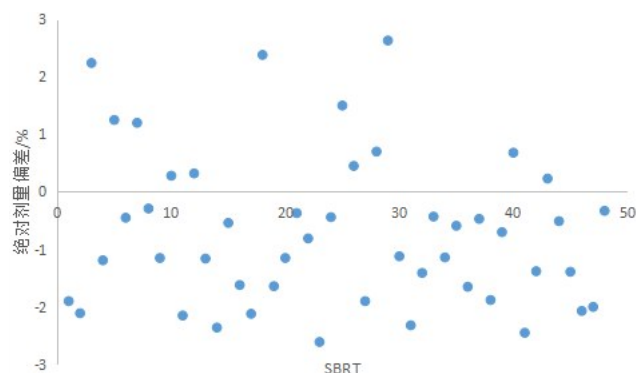


图2 绝对剂量偏差

Fig.2 Absolute dose deviation

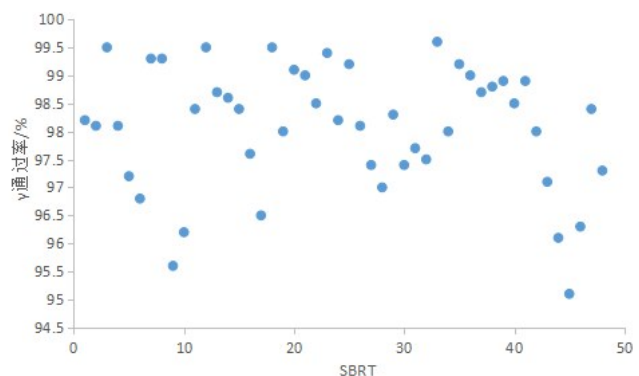
图3 γ 通过率

Fig.3 Gamma passing rate

3.1.1 FW的设置 FW是治疗区域在机器等中心处的纵向范围,可选数值为1.0、2.5和5.0 cm。对于SBRT当PTV的径向长度 $<6\text{ cm}$,FW选择1 cm或2.5 cm;如 $>6\text{ cm}$,FW选择2.5 cm,这样设置是在保证计划质量的情况下调整合理的治疗时间^[10-11]。

3.1.2 MF的设置 MF=(最长子野打开时间-最小子

表2 不同固定方式的摆位误差及ITV-PTV外放值
Tab.2 Setup errors and ITV-PTV margins of different fixation techniques

固定方式	X/mm	Y/mm	Z/mm	Roll/°	X外扩值/mm	Y外扩值/mm	Z外扩值/mm
热塑体膜	1.71±1.62	1.21±1.28	1.18±1.41	0.55±1.02	5.41	3.92	3.94
真空负压垫	1.68±1.71	1.23±1.57	1.22±1.31	0.73±1.21	5.40	4.13	3.97

野打开时间)/子野平均打开时间,更大的MF意味着射束强度有很多变化,调制水平更高。

3.1.3 螺距的设置 螺距是机架旋转1周进床距离与FW的比值,决定着每次机架旋转出现的射束重叠。螺距值越大,射束重叠越少、治疗床速度更快、机架旋转周期更长;螺距值越小,射束重叠越多、治疗床速度越慢、机架旋转周期更短^[12-13]。TOMO计划的螺距默认值为0.43,但是当分次施用大剂量时,机架旋转周期可能超出其在一个旋转周期的最大持续时间(60 s)。在调整螺距或分次剂量前,无法继续分次(Fractionation)。如果无法成功计算一个分次的处方剂量的机架旋转周期,Planning Station会出现一对话框,显示该机架旋转周期占最大持续时间的百分比(图4)。

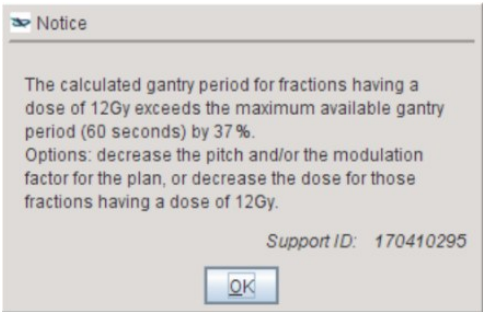


图4 错误提示
Fig.4 Error message

通过查询资料,与Accuracy工程师沟通并结合实践经验,可采取两种方法来设置螺距值,从而解决上述问题,即机架旋转周期百分比计算法和经验公式法^[14-15]:(1)机架旋转周期百分比法,在计算螺距调整值时,考虑使用更大的百分比来确保获得更大剂量分次的有效机架旋转周期,计算得出的机架旋转周期超过允许的最大机架旋转周期37%,将百分比从37%增加到41%,再将螺距或分次剂量乘以0.59(100%-41%),计算出减小的螺距(0.25×0.59=0.14)。如果减小螺距仍不能创建需要的机架旋转周期,则减小MF值,MF值按照2.7、2.4、2.2、2.0、1.7、1.4和1.2取值。(2)经验公式法,依据机架旋转周期(GP)与分次剂量(D)、MF和螺距的关系,得出经验公式:

$GP = \frac{D}{4} \times MF \times Pitch$, 其中GP范围为0.2~1.0 min;D为分次剂量(单位Gy);MF推荐取值为1.2、1.4、1.7、2.0、2.2、2.4和2.7。根据螺纹效应,螺距也有对应的经验公式^[16],螺距=0.86/N,N取值2~8整数值。最佳机架旋转周期为20 s,当机器达到20 s的最佳GP时,治疗计划可实现更短的治疗时长,放射期间TOMO的更高效性能,减小对TOMO治疗系统组件的不必要压力^[17-18]。螺距推荐取值按照最佳机架旋转周期来计算,得出表3。

表3 分次剂量D与Pitch对照表
Tab.3 Comparison table of fractional dose and pitch

分次剂量/Gy	调制因子	螺距
6	≥2	0.108
	1.7	0.123
	1.4	0.143
	1.2	0.172
7	≥1.7	0.108
	1.4	0.123
	1.2	0.143
8	≥1.4	0.108
	1.2	0.123
9	≥1.4	0.108
	1.2	0.123
≥10	-	0.108

3.1.4 剂量计算网格的设置 指定横断面(X、Z)的体素维度,分辨率用于优化和剂量计算。(1)粗糙(Coarse),使用系数4进行降低采样率处理的Ctrue影像计算得出的剂量;(2)正常(Normal),使用系数2进行降低采样率处理的Ctrue影像计算得出的剂量,适应于大多数计划;(3)精细(Fine),没有经过降低采样率处理的Ctrue影像计算得出的剂量。

3.2 计划剂量验证通过率

全部病例的绝对剂量偏差基本满足 $\pm 3\%$ 的评价标准,实际测量中会偶尔出现偏差,分析原因如下:(1)测量兴趣点的选择,一般选择胶片下5 mm的点为感兴趣点,也可以在体模影像查看器内选择靶区与圆柱形模体中轴重合的点(图5),电离室应按照兴趣点的位置放置,如位置与感兴趣点不一致会直接影响计划值和测量值的偏差;(2)物理师在做绿激光灯指示虚拟等中心准确性的检测时会将圆柱形模体180°旋转,而测量旋转剂量时没有及时复位会造成电离室的位置并非在半球面下0.5 cm而是在1.5 cm处;(3)放疗计划本身有问题,需要重新进行优化。

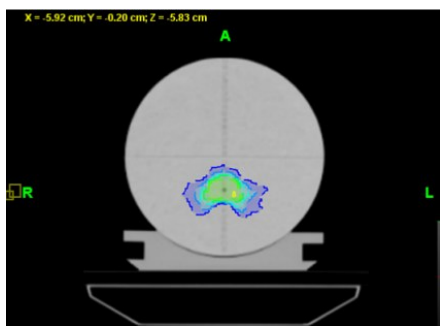


图5 感兴趣点选择

Fig.5 Selection of interest points

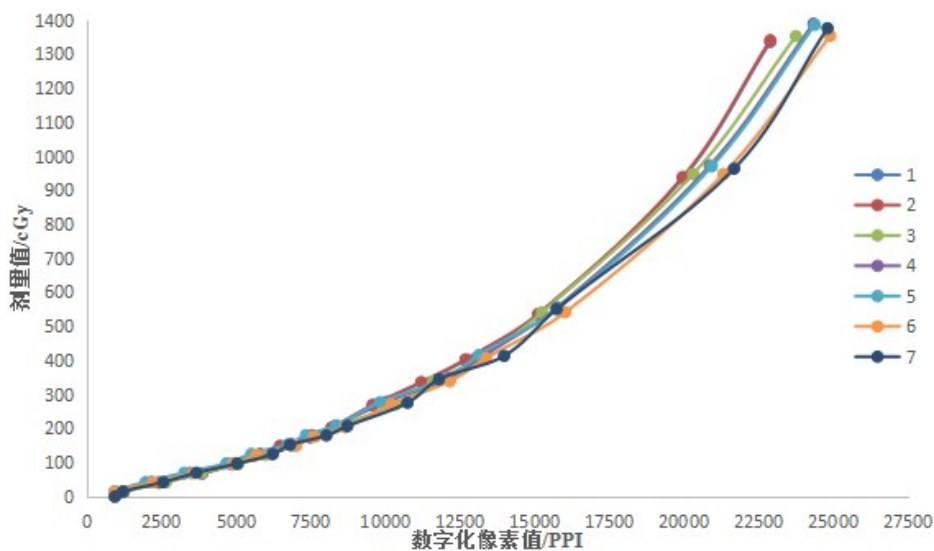


图6 胶片刻度曲线

Fig.6 Film calibration curve

体位固定技术在对应的治疗时间内的耐受力等实际情况等来确定。对于SBRT的X、Y、Z方向的ITV-PTV边界值可分别设定为6、5、4 mm。

3.4 TOMO肺癌治疗的呼吸运动管理

对于肺癌治疗的呼吸运动管理,射波刀是通过针对建立的呼吸曲线来实时修正机器人的手臂运动

胶片相对剂量验证采用 $\gamma(3\text{ mm}/3\%)$ 分析法,当胶片剂量 $\gamma \leq 1$ 像素点通过率 $>90\%$ 时,才认为该计划满足临床要求。实际该方法也受多种因素影响:(1) γ 分析的结果对剂量梯度和空间分辨率具依赖性,且该方法是不对称分析法,分析结果与参考剂量分布的选择有关;(2)胶片配准过程出现偏差,本组分析采用DQA软件中的“Coronal plus 4 lasers”模式,利用标记的4个点来实现校准,标记点的位置和大小(标记点直径 $\leq 0.5\text{ mm}$)都会对结果产生影响;(3)读取的校准文件与胶片不匹配,因胶片批次、存放时间和存放条件都会对其剂量相应造成影响^[19-20],所以需要定期重新刻度胶片剂量响应曲线,不同阶段胶片的刻度曲线是有一定偏差的,如图6所示,其中,1~7表示不同时期的胶片刻度曲线。

结果表明SBRT的计划通过率较高,可将通过率标准设定为:绝对剂量偏差 $<\pm 3\%$, $\gamma(3\text{ mm}/3\%)<1$ 通过率 $>95\%$ 。

3.3 摆位误差及靶区外放边界值

经SPSS 22分析平移误差,热塑体模组与真空负压垫组的X、Y、Z方向的摆位误差相差不大,偏差 $P>0.05$,没有统计学意义,因此在选择体位固定方式的时候可根据患者的身体素质、呼吸情况、患者对不同

来实现实时修正^[21]。目前TOMO还没有实现靶区运动与机器输出的实时结合,但是TOMO自身的机械特性即机架旋转周期(12~60 s)远远大于患者的呼吸周期(正常呼吸频率12~20次/min)^[21],且TOMO叶片具有快速的调制能力(一次开合时间为20 ms左右),可实现子野迅速切换,再加上考虑了呼吸运动的

PTV勾画,TOMO可实现肺癌治疗的准确性。目前TOMO也正在进行靶区运动与叶片相结合的研究,以实现呼吸追踪。

4 结 论

本研究通过对行TOMO的SBRT病例进行分析,着重探讨基于TOMO的SBRT计划设计和剂量验证的方法。研究表明,SBRT计划设计的关键在于参数设置及计划执行时间。SBRT的剂量验证通过率较高,可适当提升评价标准,即绝对剂量 $\leq 3\%$, $\gamma(3\text{ mm}/3\%) < 1$ 通过率 $> 95\%$ 。摆位误差与放疗设备、固定技术、配准方法、患者个人和放疗师的操作密切相关,有必要根据实际情况确定可靠的靶区边界外扩值。本研究提供了基于TOMO的SBRT治疗规范,为其应用的进一步推广提供了技术支持,且在临床上有较为积极的应用价值。

【参考文献】

- [1] TIMMERMAN R, PAULUS R, GALVIN J, et al. Stereotactic body radiation therapy for inoperable early stage lung cancer[J]. JAMA, 2010, 303(11): 1070-1076.
- [2] TIMMERMAN R, HU C, MICHALSKI J, et al. Long term results of TOG0236: a phase II trial of stereotactic body radiation therapy (SBRT) in the treatment of patients with medically inoperable stage non-small cell lung cancer[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2014, 90: S30.
- [3] 董百强, 徐裕金, 孙晓江, 等. 200例肺部肿瘤SBRT的经验和疗效[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(6): 627-630.
DONG B Q, XU Y J, SUN X J, et al. Experience and efficacy of SBRT for lung cancer: an analysis of 200 patients[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(6): 627-630.
- [4] 李玉, 徐慧军. 现代肿瘤放射物理学[M]. 北京: 中国原子能出版社, 2015.
LI Y, XU H J. The modern physics of radiation oncology[M]. Beijing: China Atomic Energy Press, 2015.
- [5] 马林, 王连元, 周桂霞, 等. Tomotherapy肿瘤断层放射治疗[M]. 成都: 四川科技出版社, 2010.
MA L, WANG L Y, ZHOU G X, et al. Tomotherapy[M]. Chengdu: Sichuan Science and Technology Press, 2010.
- [6] LANGEN K M, PAPANIKOLAOU N, BALOG J, et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148a[J]. Med Phys, 2010, 37(9): 4817-4853.
- [7] 曹午飞, 黄晓廷, 孙文钊, 等. 剂量分布验证中分辨率对Gamma通过率的影响[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2012, 21(2): 172-177.
CAO W F, HUANG X T, SUN W Z, et al. The impact of resolution to Gamma pass rate in the verification of dose distribution[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2012, 21(2): 172-177.
- [8] 苗利, 孙彦泽, 李新民. 放射治疗剂量验证中常用剂量分布比较方法及分析[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2012, 30(4): 247-251.
MIAO L, SUN Y Z, LI X M. Analysis of the most commonly used dose distribution comparison methods in radiotherapy dosimetric verification [J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2012, 30(4): 247-251.
- [9] VAN HERK M. Errors and margins in radiotherapy[J]. Semin Radiat Oncol, 2004, 14(1): 52-64.
- [10] CHENG B S, GILLETTE C, PETERS C A, et al. Clinical implementation of radiosurgery using the Helical Tomotherapy unit [J]. Med Dosim, 2017, 43(3): 284-290.
- [11] SOISSON E T, HOBAN P W, KAMMEYER T, et al. A technique for stereotactic radiosurgery treatment planning with helical tomotherapy [J]. Med Dosim, 2011, 36(1): 46-56.
- [12] MEYER P, BOUHOURS H, DEHAYNIN N, et al. The optimal tomotherapy treatment planning parameters for extremity soft tissue sarcomas[J]. Phys Medica, 2015, 31(5): 542-545.
- [13] SKÓRSKA M, PIOTROWSKI T. Optimization of treatment planning parameters used in tomotherapy for prostate cancer patients[J]. Phys Medica, 2013, 29(3): 273-285.
- [14] VAN HERK M, REMEIJER P, RASCH C, et al. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2000, 47(4): 1121-1135.
- [15] KISSICK M W, FENWICK J, JAMES J A, et al. The helical tomotherapy thread effect[J]. Med Phys, 2005, 32(5): 1413-1417.
- [16] CHEN M L, CHEN Y, CHEN Q, et al. Theoretical analysis of the thread effect in helical tomotherapy[J]. Med Phys, 2011, 38(11): 5945-5949.
- [17] CHEN Y, CHEN Q, TOME W A, et al. Dynamic tomotherapy delivery [J]. Med Phys, 2011, 38(6): 3024-3031.
- [18] FENWICK J D, TOME W A, JARADAT H A, et al. Quality assurance of a helical tomotherapy machine[J]. Phys Med Biol, 2004, 49(13): 2953-2993.
- [19] 解传滨, 徐寿平, 鞠忠建, 等. 二维电离室阵列与EDR2胶片在螺旋断层治疗计划剂量验证中的应用研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2011, 20(4): 330-336.
XIE C B, XU S P, JU Z J, et al. A comparison between two-dimensional ion chamber array and EDR2 film for intensity modulated planning of helical tomotherapy[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2011, 20(4): 330-336.
- [20] WERLE F, DEHAYNIN N, NIEDERST C, et al. Detecting anomalies in a deliberately biased tomotherapy plan: comparison of two patient-specific quality assurance processes involving ArcCheck and Gafchromic EBT3 films[J]. Cancer Radiother, 2017, 21(8): 749-758.
- [21] MONGEON M, THIBAUT F, CHARTRAND-LEFEBVRE C, et al. Safety and efficacy of endovascular fiducial marker insertion for CyberKnife stereotactic radiation therapy planning in early-stage lung cancer[J]. J Vas Interv Radiol, 2017, 28(8): 1090-1097.

(编辑:谭斯允)