

立体定向放射治疗计划不同剂量区间三维 γ 通过率分析

刘颖¹,孙海涛²,邓青萍³,袁玲¹,张红利¹,徐瑶瑶¹,张晓鹏¹,王鑫¹,石兴源¹

1.广州医科大学附属第五医院放射治疗科,广东广州510700;2.中山市中医院医学影像放疗室,广东中山528400;3.惠州市中心人民医院设备科,广东惠州516001

【摘要】目的:为探究立体定向放射治疗(SBRT)剂量通过率的特点及敏感性,分析SBRT验证计划 γ 通过率。**方法:**选取38例SBRT计划移植到PTW的OCTAVIUS模体,在Verisoft软件中将PTW 1600SRS采集的二维剂量重建为三维剂量,用Matlab分析Verisoft重建出的三维剂量(Dp)与放射治疗计划系统计算的三维剂量(Dt)间的 γ 通过率,并分析不同阈值及不同剂量区间内的 γ 通过率,检验 γ 通过率对不同剂量区间的剂量增加的敏感度。**结果:**阈值为10%时,3 mm标准下的 γ 通过率均大于90%;不同标准下的 γ 通过率的趋势较一致;3%/3 mm标准下,11%~20%区间内的 γ 通过率最高,所有 γ 标准下,51%以上剂量区间内(即照射区内) γ 通过率均值低于90%,且波动性极大; γ 通过率对51%以下剂量区间内(即照射区外)剂量增加敏感度较高。**结论:**阈值越小, γ 通过率越高;低剂量区的 γ 通过率高于高剂量区, γ 通过率对低剂量区剂量增加较敏感。

【关键词】立体定向放射治疗; γ 通过率;剂量验证;水模体

【中图分类号】R815

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)12-1508-10

Three-dimensional gamma passing rate in different dose ranges for stereotactic body radiotherapy

LIU Ying¹, SUN Haitao², DENG Qingping³, YUAN Ling¹, ZHANG Hongli¹, XU Yaoyao¹, ZHANG Xiaopeng¹, WANG Xin¹, SHI Xingyuan¹

1. Department of Radiotherapy, the Fifth Affiliated Hospital of Guangzhou Medical University, Guangzhou 510700, China; 2. Department of Radiotherapy, Zhongshan Hospital of TCM, Zhongshan 528400, China; 3. Department of Equipment, Huizhou Municipal Central Hospital, Huizhou 516001, China

Abstract: Objective To explore the characteristics and sensitiveness of gamma passing rate in stereotactic body radiotherapy (SBRT) by analyzing gamma passing rate for stereotactic radiotherapy (SBRT) verification plan. **Methods** A total of 38 SBRT plans were transplanted to the OCTAVIUS phantom of PTW, and the two-dimensional dose collected by PTW 1600SRS was reconstructed into three-dimensional dose using Verisoft. The gamma passing rates between three-dimensional dose reconstructed by Verisoft (Dp) and that calculated by treatment planning system (Dt) were analyzed by Matlab. In addition, the gamma passing rates under different thresholds and in different dose ranges were analyzed for testing the sensitiveness of gamma passing rate to dose increase in different dose ranges. **Results** The gamma passing rate at 3 mm criterion was higher than 90% when the threshold was 10%. The gamma passing rates at different criteria were in the same tread. At 3%/3 mm criterion, the highest gamma passing rate was found in the 11%-20% dose range. For all criteria, the mean gamma passing rate in dose range higher than 51% (inside radiation area) was lower than 90% and changed significantly. In dose range lower than 51% (outside radiation area), the gamma passing rate was highly sensitive to dose increase. **Conclusion** The smaller the threshold is, the higher the gamma passing rate is. The gamma passing rate of low-dose area is higher than that of high-dose area, and gamma passing rate is more sensitive to the dose increase in low-dose area.

Keywords: stereotactic body radiotherapy; gamma passing rate; dose verification; water phantom

前言

【收稿日期】2021-09-02

【基金项目】广州市科技计划项目(201905010004)

【作者简介】刘颖,研究方向:放射物理学,E-mail: 1114605768@qq.com

【作者简介】邓青萍,中级职称,研究方向:放射治疗物理学,E-mail:

870077645@qq.com

随着放射治疗(以下简称放疗)技术的发展,放疗在肿瘤治疗中的地位不断提升,放射治疗技术从最初的适形放射治疗,发展为调强放射治疗(IMRT^[1])和容积调强放射治疗(VMAT)。立体定向放射治疗(SBRT)是比调强放射治疗精度要求更高和技术更复杂的放射治疗技术。IMRT治疗技术分为静态和动态调强两种,目前广泛使用的动态调强特点是保持机架角固定,多

叶光栅(MLC)走位时同时出束,且不断调节射束强度^[2],VMAT技术在IMRT技术上,加入机架角的旋转,因此IMRT和VMAT治疗计划执行前,需验证放疗计划剂量准确性,以确保MLC的走位、射束强度等所有机械参数准确执行。SBRT技术在VMAT技术上,加入床角的旋转,即采用非共面照射技术^[3],因此计划复杂度更高。IMRT和VMAT计划多采用FF(Flattening Filter)模式,而SBRT计划采用FFF(Flattening Filter Free)模式,FFF模式下,未使用均整块处理射束,使得出射的射束强度中间高,周围低^[4],因此射线的特点与FF有较大区别^[5]。与FF相比,FFF模式^[6]具有高剂量率、机头散射低、漏射少、射野外剂量小等优势,这些优势使得FFF模式下,靶区外剂量跌落更迅速,细小的误差都会导致较大的剂量差别,因此剂量验证的要求更高。SBRT计划执行过程的可靠性受床旋转稳定性、机架旋转稳定性、旋转速度、剂量率稳定性、MLC到位精度的准确性^[7]等多种因素的影响。为保证SBRT计划能够可靠执行,需在病人治疗前进行严格的治疗计划验证。目前能用于计划验证的设备较多,如ARCCHECK(Sun nuclear)^[8]、OCTAVIUS(PTW)^[9]、Delta4(Scandidos)^[10]、基于EPID的设备^[11]等。这些设备都是以 γ 通过率为计划验证^[12]通过与否的指标,但目前绝大多数工作者只关注总的通过率,而未深入分析 γ 通过率的特点。

IMRT和VMAT一般用于治疗靶区相对较大,单次剂量小的肿瘤,低剂量区和高剂量区的比例较均衡,SBRT计划一般常用于治疗肿瘤较小的靶区,靶区处方剂量高,剂量跌落快,低剂量区的比例远大于高剂量区^[13]。目前用 γ 通过率为指标,验证放疗计划实际执行时的剂量分布与TPS计算的剂量分布是否一致,而根据 γ 值计算定义,低剂量区的 γ 值一般低于高剂量区的 γ 值, γ 值越低, γ 通过率越高,低剂量区的 γ 通过率高于高剂量区。因此,SBRT计划中,低剂量区的 γ 通过率会掩盖高剂量区的 γ 通过率。在验证SBRT计划时,靶区通过率容易被低剂量区的通过率所掩盖,且单次剂量越高,低剂量区剂量的变化越容易被过度归一^[14],使得低剂量区的通过率越高,越容易掩盖靶区的通过率。为探究SBRT计划剂量验证通过率的特征,先分析不同阈值下 γ 通过率的变化,然后再分析不同的剂量区间内 γ 通过率的特征,最后,为探究 γ 通过率对不同剂量区间内剂量改变的敏感性,以5%为梯度,修改不同剂量区间内的剂量,并重新计算剂量 γ 通过率,计算出敏感度。

1 材料与方法

SBRT计划验证过程为将患者放疗计划移植到

均匀水模体上,然后计算放射治疗计划系统(TPS)计算的水模体上三维剂量分布(Dt)与计划验证设备重建出的实际剂量分布(Dp)间的 γ 通过率。本实验中采用PTW公司的OCTAVIUS圆柱形均匀水模体,并用其配套的Verisoft软件重建出经过OCTAVIUS的实际剂量分布,最后在Matlab中计算Verisoft重建出的三维剂量(Dp)与TPS计算的三维剂量(Dt)间的 γ 通过率,图1为验证过程示意图。

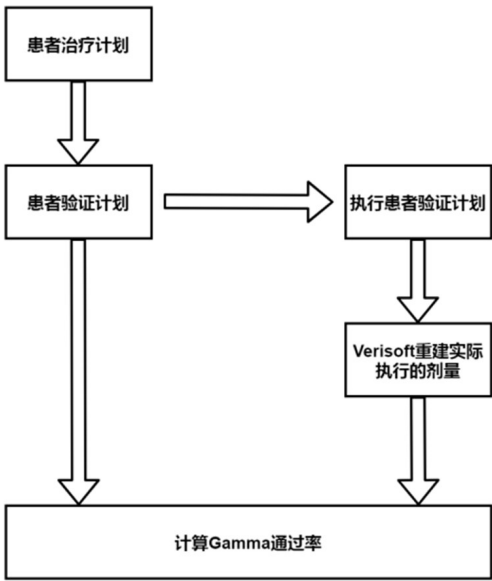


图1 三维计划验证过程
Fig.1 Three-dimensional plan verification

1.1 三维计划验证过程

本实验所用直线加速器为美国Variance公司的Trilogy(配备60对多页光栅)^[15],使用的TPS系统为Eclipse13.6治疗计划系统。三维验证设备为德国PTW公司的OCTAVIUS圆柱形均匀水模体、1600SRS^[16]二维电离室矩阵及分析软件Verisoft。其中1600SRS二维电离室矩阵由1381个液体电离室组成,电离室大小为0.003 cm³,电离室探测范围为15 cm×15 cm,中心6.5 cm×6.5 cm区域内的电离室较密集,电离室间距为2.5 mm,外围电离室间距为5.0 mm。Verisoft软件可将探测板采集到的二维剂量分布重建为三维剂量Dp,并可将重建的剂量以DICOM格式导出。在验证前,需标定验证设备,使用的标定工具为比利时IBA公司的指型电离室FC65G及DOSE1剂量仪,小水箱,及IBA公司的固体水一套。

PTW三维计划验证时,首先用CT扫描OCTAVIUS模体,将此模体的CT图像导入TPS中,然后将患者计划移植到OCTAVIUS模体CT集上,得到患者验证计划,将此验证计划传入四维集成治疗

控制台(4-D Intergrated Treatment Console, 4DCT)上,对准OVTAVIUS模体中心与直线加速器等中心后,在直线加速器上执行患者验证计划,并同时使用1600SRS二维电离室矩阵采集OVTAVIUS模体中心

层面的剂量分布,在Verisoft软件中将1600SRS采集到的二维剂量分布重建为三维剂量分布(Dp),并计算Dt与Dp的 γ 通过率,流程示意图见图2。

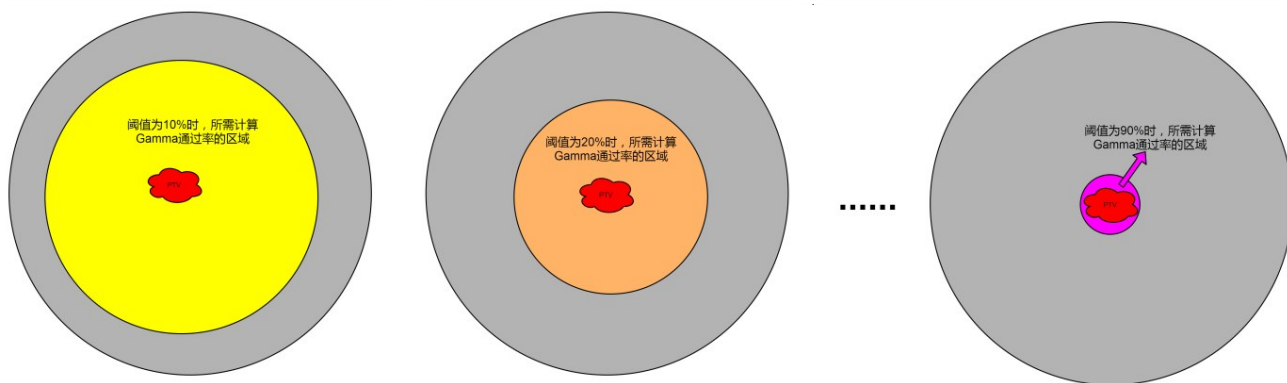


图2 不同阈值下计算 γ 通过率的区域示意图

Fig.2 Regional diagrams of gamma passing rate calculated under different thresholds

由于SBRT计划精度要求高,在剂量计算时,计算网格大小设置为1 mm^[17],选用精度更高的AXB剂量计算算法^[18]。剂量验证前,先刻度验证设备,刻度时,在治疗床上放置5块固体水,将指型电离室插入固体水预留的插孔中,用指型电离室和IBA剂量仪测量出标准条件(SSD=100,射野大小(10×10) cm²,水下5 cm)下直线加速器出束200 MU的剂量仪读数,再将剂量仪读数转换为绝对剂量。此绝对剂量用于刻度1600SRS探测板,刻度过程为:首先匹配1600SRS探测板中心电离室与加速器绝对剂量,将OCTAVIUS模体置于治疗床上,调节好1600SRS探测板,使探测板水平放置,在探测板上放置机架角置于0°,射野大小为(10×10) cm²,剂量率300 MU/min,出200 MU射束。再导入1600SRS探测板校准文件,匹配所有电离室与绝对剂量。在4DTC上执行患者验证计划,用1600SRS探测器采集SBRT患者验证计划在OCTAVIUS中心层面的二维剂量分布,并根据此二维剂量分布,在Verisoft软件中重建出患者验证计划在OCTAVIUS中的三维剂量分布。SBRT计划是非共面射野,但在实际执行过程中,仍保持床角0°^[19],不同床角的射野分开保存,重建时在Verisoft软件中输入对应的床角,以此重建出三维非共面的剂量分布。最后在Matlab中计算Verisoft重建出的三维剂量(Dp)与TPS计算的三维剂量(Dt)间的 γ 通过率。

1.2 γ 通过率

γ 值是对比TPS计算的剂量分布和验证设备重建或采集的剂量分布一致性度量函数,也是目前最常用于剂量验证的指标^[20], γ 值的计算公式如下

所示:

$$\gamma(r_r, r_e) = \sqrt{\frac{r^2(r_r, r_e)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(r_r, r_e)}{\Delta D^2}} \quad (1)$$

其中, $\gamma(r_r, r_e)$ 计算两点间的 γ 值, r_r 表示参考图像对应点,一般以TPS计算得到的剂量分布为参考图像, r_e 表示测量图像对应点, $r^2(r_r, r_e)$ 表示两点位置距离平方, Δd 表示距离容差,如常用的3 mm标准; $\delta^2(r_r, r_e)$ 表示两点间剂量差异的平方, ΔD 表示剂量差异容差,如常用的3%标准,两点间剂量差异的归一点不同,产生不同的 γ 值,当以全局最大值为归一点时,得到全局 γ 值,最终得到全局 γ 通过率,当以局部最大点为归一点时,得到局部 γ 值,最终得到局部 γ 通过率。其中全局 γ 值计算时, $\delta^2(r_r, r_e)$ 的计算公式如下所示:

$$\delta^2(r_r, r_e) = \frac{[D(r_r) - D(r_e)]}{D_r^{\max}} \times 100\% \quad (2)$$

计算局部 γ 值时, $\delta^2(r_r, r_e)$ 的计算公式如下所示:

$$\delta^2(r_r, r_e) = \frac{[D(r_r) - D(r_e)]}{D_{r, \text{search_max}}} \times 100\% \quad (3)$$

其中, $D_{r, \text{search_max}}$ 指在计算 γ 值时,参考图像对应点的搜索范围内最大值。

当 γ 小于1时,认为参考图像与测量图像的两点间 γ 检测通过,将所有的 γ 值小于1的点的总数目除以计算 γ 值的点的总数目,即为 γ 通过率,本文中分析全局 γ 通过率,计算 γ 值的点的总数目由阈值决定,阈值越小,计算 γ 值的点的总数目越多。

1.3 敏感度

为探究不同剂量区间内, γ 通过率检测区间剂量改变的敏感性,用式(4)计算 γ 检测的敏感度:

$$s = \left| \frac{\gamma_o - \gamma_c}{\gamma_o} \right| \times 100\%$$

(4)

其中, γ_o 指区间剂量未改变时的 γ 通过率, γ_c 指区间剂量修改后的 γ 通过率。

1.4 实验过程

选取广州医科大学附属第五医院放射治疗科于2019年7月31日至2021年3月31日执行的38例SBRT计划,并移植到OCTAVIUS模体中生成验证计划,重建出验证计划实际执行时的三维剂量分布Dp,并将Dp以DICOM形式导出,将Dp导入Matlab R2019a中^[21],根据 γ 验证定义,编写 γ 通过率函数,在Matlab中首先计算不同阈值下Dp与Dt间的 γ 通过率,选择的阈值以10%为梯度递增,并以10%阈值的 γ 通过率作为基准值1,分析其他阈值的 γ 通过率与基准值1间是否有显著性差异,此过程可分析不同阈值对 γ 通过率的影响,过程如图2所示。根据剂量跌落原理分析,离靶区越远,剂量跌落越慢,因此离靶区远的低剂量区域大于离靶区近的高剂量区域。

为分析不同剂量区间内 γ 通过率,将Dp以10%分解成不同的剂量区间,分解示意图如图3所示,计算不同剂量区间内 γ 通过率。随后对不同区间内的剂量以5%为梯度,增加不同剂量区间内的剂量,并计算区间剂量增加后剂量分布Dp'与Dt间的 γ 通过率,并计算 γ 通过率探测不同剂量区间的剂量变化的敏感度,随后以11%~100%为基准值2,分析不同剂量区间的 γ 通过率与基准值2之间是否存在显著性差异。实验过程流程图如图4所示,将Verisoft导出的重建的三维剂量分布Dp与TPS导出的验证计划剂量分布Dt导入Matlab,在Matlab中分别计算不同阈值下和不同剂量区间的 γ 通过率,再单独修改某一剂量区间的剂量,再重新计算Dp'与Dt间的 γ 通过率,并计算 γ 验证的敏感度。

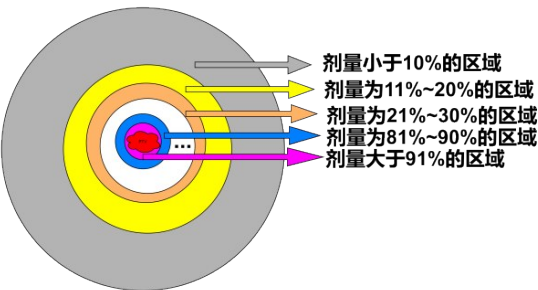


图3 不同剂量区间示意图
Fig.3 Diagram of different dose ranges

2 结果

2.1 不同阈值对 γ 通过率的影响

38例SBRT患者不同阈值 γ 通过率均值如表1所示,3%/3 mm标准下,当阈值大于40%后, γ 通过率小于90%,在2%/3 mm标准下,只有10%阈值的 γ 通过率大于90%,其他阈值下的 γ 通过率小于90%。2%/2 mm和3%/2 mm标准下,所有阈值的通过率均小于90%。当搜索区域为2 mm时, γ 通过率普遍偏低,造成此结果的可能因素包括:首先,在执行验证计划时,摆放模体的等中心与TPS扫描时的模体等中心间存在误差;其次,由于未进行插值处理,且剂量计算网格大小为1.25 mm,所以当搜索域为2 mm时,对于测量图像中的某点,只能在参考图像中找到一个点来计算 γ 值,因此会降低 γ 通过率。图5为不同阈值 γ 通过率箱线图,从图中可看出,3%/3 mm、3%/2 mm、2%/3 mm及2%/2 mm标准下,阈值大于41%后的通过率波动较大。 γ 通过率均值曲线图分别如图6所示,从图6中可看出,不同 γ 标准下, γ 通过率随着阈值的增大逐步减小,到阈值为50%后, γ 通过率普遍较低,变化较小,在临床治疗过程中,将剂量大于50%的称为照射区,此结果说明照射区内的剂量通过率普遍较低,在照射区外,尤其是低剂量区内的剂量通过率较高。以10%阈值的通过率作为基准1,分析不同阈值的 γ 通过率与基准值1间是否存在显著差异,首先分析数据分布特征,由于数据不服从正态分布,故采用非参检验,检验结果显示所有不同阈值下的 γ 通过率与基准值1间非参检验P值都为0,即都存在显著性差异。

2.2 不同剂量区间的 γ 通过率

38例SBRT患者不同剂量区间 γ 通过率均值曲线图如图7所示。从图7可看出, γ 通过率均值成下降趋势,且到51%以上 γ 通过率均值保持基本不变。为进一步分析,图8为不同剂量区间的 γ 通过率的箱线图,从图8可看出,若以10%阈值的 γ 通过率作为基准数据,则11%~20%剂量区间的 γ 通过率高与基准数据,且波动性更小。剂量大于41%的所有区间的 γ 通过率均不同程度低于基准数据,且波动性较大,这可能与靶区大小有关。从表2可看出,搜索范围越小时, γ 通过率越低,但低剂量区的受影响程度远低于高剂量区。由于本实验中,并未对参考剂量和测量剂量进行插值和配准处理,得到的是最原始的剂量分布的 γ 通过率,因此结果会比PTW配置的Verisoft计算出的结果低。表2显示所有 γ 标准下剂量大于51%的区间通过率均低于90%,临床上将50%的处方剂量包绕的区域定义为照射区,由于最大剂量一般大于处方剂量,因此51%最大值包绕的区域在照

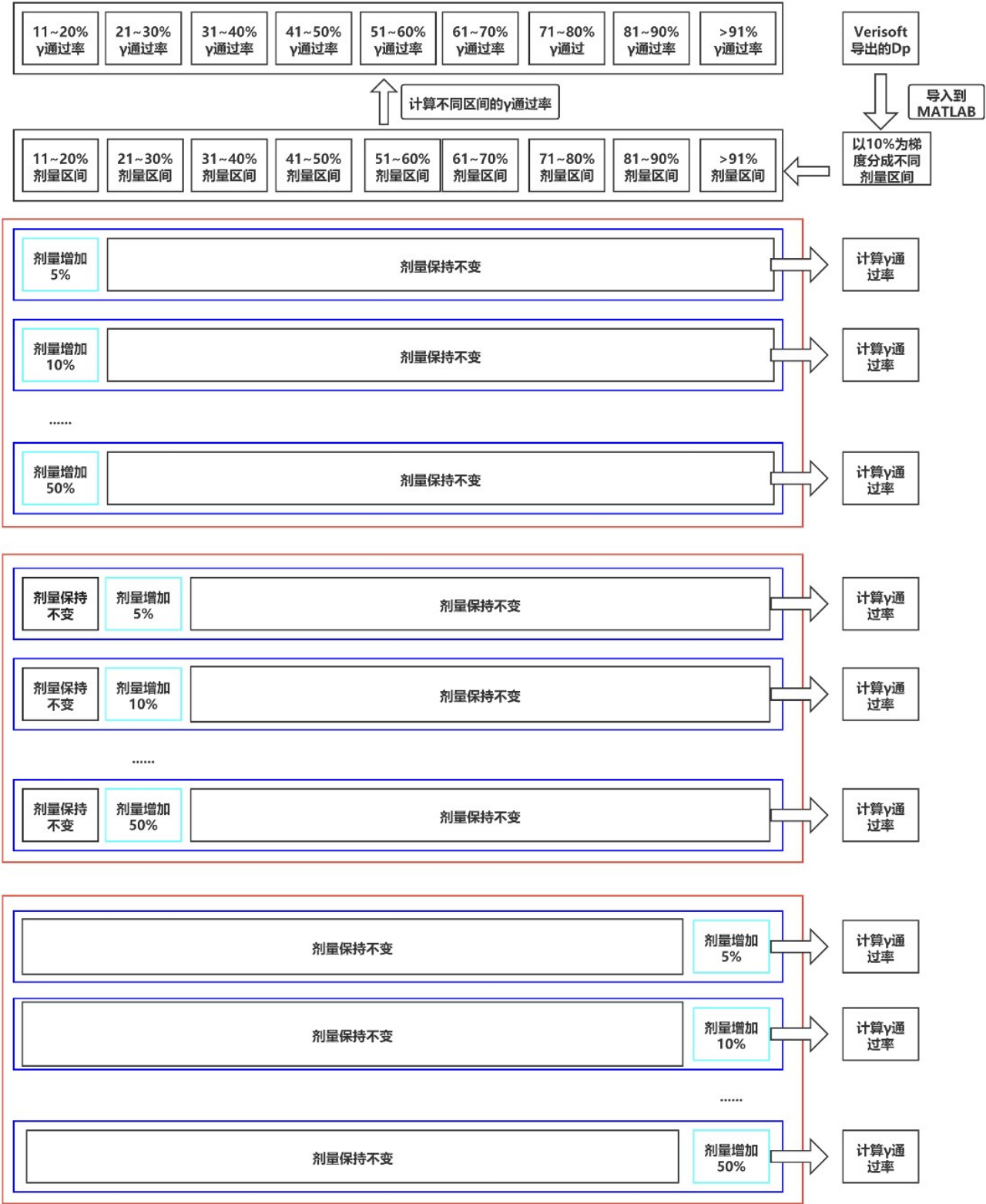


图4 实验过程流程图

Fig.4 Experimental flowchart

射区以内,即说明照射区以内的平均 γ 通过率小于90%,在3%/3 mm标准下,10%阈值下 γ 通过率均值为96.4%,11%~20%和21%~30%剂量区间的通过率均值分别为98.44%和95.84%,均大于95%,31%~40%和41%~50%剂量区间的通过率均值分别为93.52%和90.15%,均大于90%,而照射区内,剂量通过率的

均值均低于90%,且波动性极大。2%/3 mm标准下,10%阈值下 γ 通过率均值为92.09%,而只有11%~20%和21%~30%的 γ 通过率高于90%,其余区间的通过率均低于90%。4种标准下, γ 通过率随着剂量增加,各区间内的 γ 通过率呈下降趋势,且高剂量区的通过率明显低于低剂量区。由于数据不服从正态分布,

表 1 不同 γ 标准下不同阈值的 γ 通过率的均值和方差(%)

Tab.1 Mean and variance of gamma passing rates under different thresholds and at different criteria (%)

γ 通过率标准阈值	3%/3 mm	2%/3 mm	3%/2 mm	2%/2 mm
10%~100%	96.40±3.82	92.09±6.14	89.08±7.87	79.19±10.03
20%~100%	93.25±6.66	83.59±10.06	80.75±12.27	68.42±14.56
30%~100%	90.42±9.28	83.06±12.77	74.20±15.34	61.27±17.58
40%~100%	87.78±11.60	79.57±15.45	69.30±17.95	56.77±19.66
50%~100%	86.89±12.38	78.34±16.14	67.63±19.15	55.29±19.66
60%~100%	84.20±17.31	78.11±17.00	67.30±19.14	54.85±20.20
70%~100%	86.45±13.79	77.97±16.64	69.38±17.52	54.06±20.30
80%~100%	86.61±15.23	78.21±17.49	67.02±20.56	53.53±21.65
90%~100%	86.36±18.66	78.13±21.51	66.99±23.30	53.06±27.80

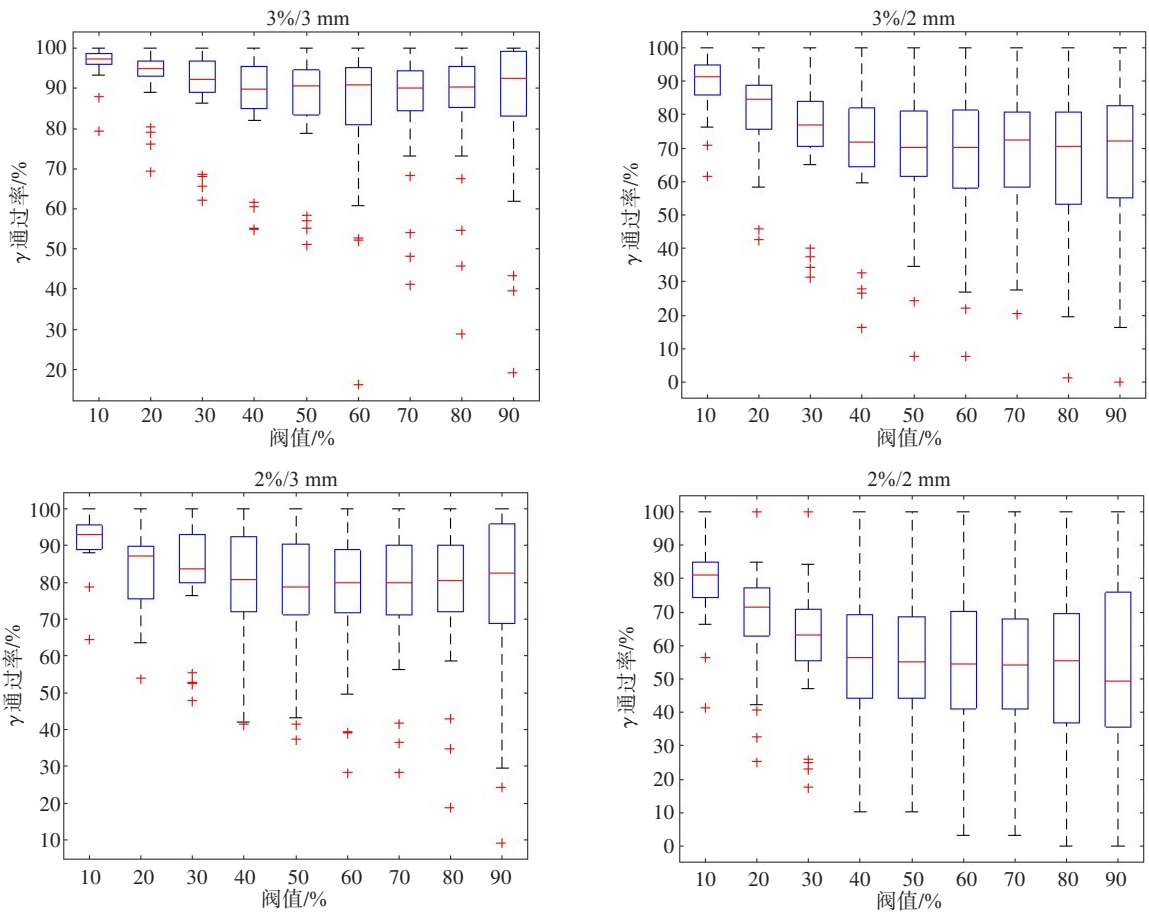


图5 不同 γ 标准下不同阈值的剂量验证 γ 通过率箱线图
Fig.5 Boxplots of gamma passing rates in dose verification under different thresholds and at different criteria

将 10%~100% 的数据作为基准数据,经非参检验后,其结果显示 P 值都为 0,即都存在显著性差异。

2.3 不同剂量区间内 γ 通过率对剂量改变的敏感性

为进一步研究不同区间内, γ 通过率对剂量改变的敏感性,以 5% 的梯度增加不同区间内的剂量,然后计算区间剂量增加后的 10%~100% 范围内的 γ 通过率,再根据敏感度计算公式,得出不同剂量区间剂量改变时 γ 通过率检测的敏感度。从阈值和区间剂

量 γ 通过率的趋势分析,不同标准下的 γ 通过率的变化趋势相似,因此在探究剂量改变对 γ 通过率影响时,只分析了 3%/2 mm 标准下 γ 通过率对剂量改变的敏感度。以 5% 为梯度增加特定剂量区间内的剂量,增加到 50% 止。图 9 为不同剂量区间内剂量增加后 γ 通过率变化的曲线图,从图中可看出 11%~20% 剂量区间内剂量增加对 γ 通过率的影响较大,21%~30% 区间内剂量增加也会产生影响,但影响程度远小于

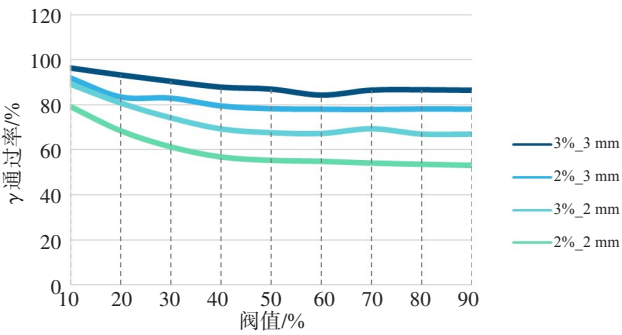


图6 不同阈值的 γ 通过率均值曲线图
Fig.6 Histogram of mean gamma passing rate under different thresholds

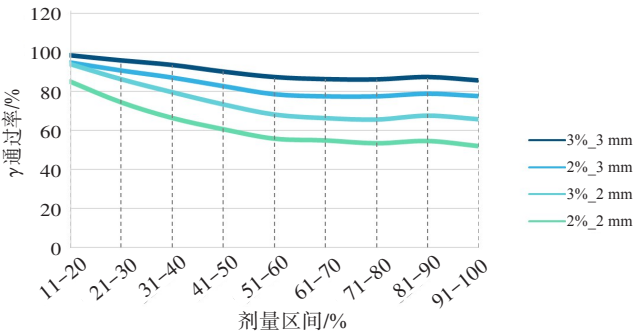


图7 不同剂量区间 γ 通过率均值曲线图
Fig.7 Mean gamma passing rates in different dose ranges

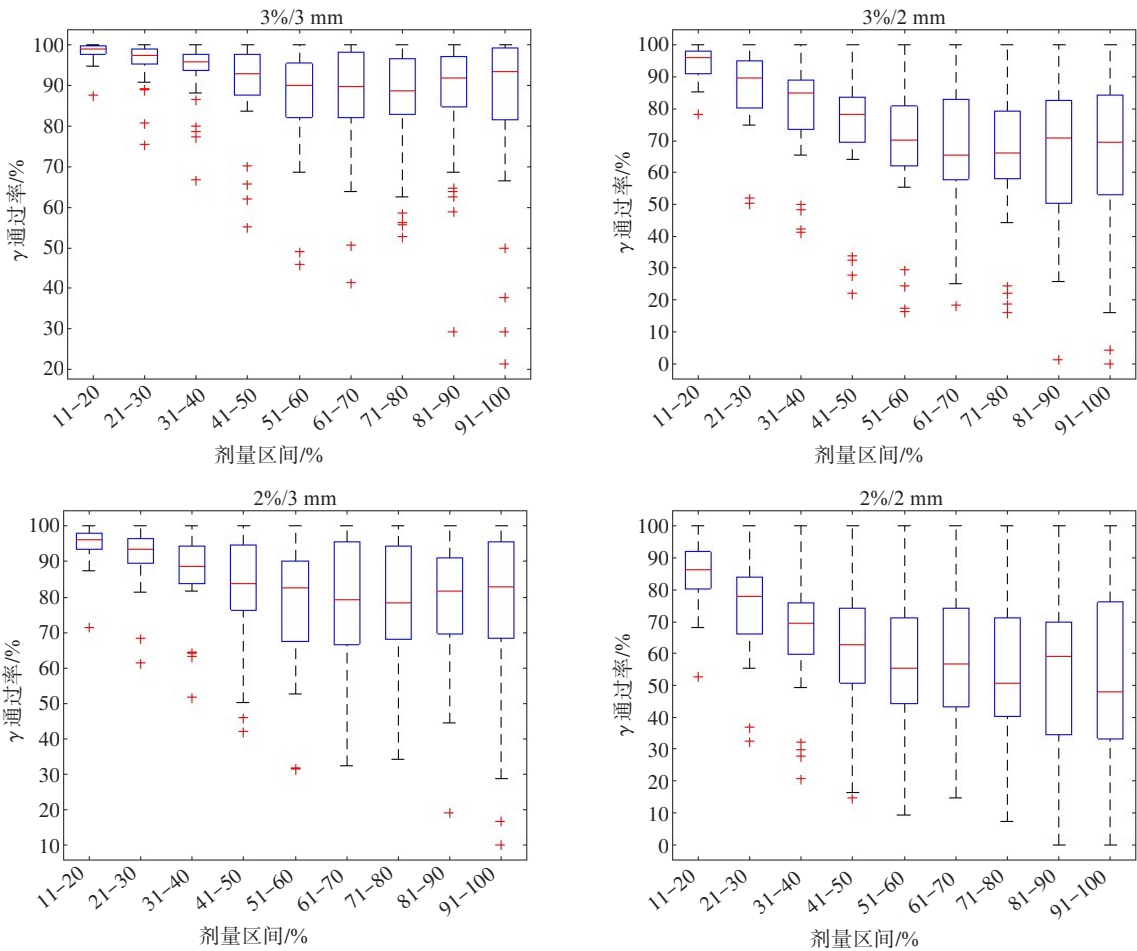


图8 不同剂量区间的 γ 通过率箱线图
Fig.8 Boxplots of gamma passing rate in different dose ranges

11%~20%; 31%~40% 区间内剂量增加对 γ 通过率稍有影响,大于41%剂量区间对 γ 通过率的影响很小。图10为不同剂量区间内剂量增加后 γ 通过率变化的均值箱线图,从图10可看出,增加11%~20%剂量区间的剂量时, γ 通过率变化较大,波动也较大,21%~30%区间的剂量变化对 γ 通过率的影响小于11%~20%,剂量大于61%的所有剂量区间内剂量的增加对 γ 通过率的影响都较小。图11为不同剂量区间内剂量增加后 γ 通过率变化箱线图,从图中可看出,11%~20%区

间内,随剂量的增加, γ 通过率先快速降低,后又升高,剂量增加对 γ 通过率的影响非常明显。21%~30%区间 γ 通过率随区间剂量增加呈现先下降后基本保持不变的规律,当剂量增加30%以上后, γ 通过率基本保持不变。31%~40%剂量区间内,剂量增加对 γ 通过率的影响较小,在增加20%之内, γ 通过率稍有降低,当剂量增加大于20%后, γ 通过率基本保持不变。剂量大于41%的所有区间内,剂量增加对 γ 通过率的影响都较小。

表2 不同 γ 标准下 γ 通过率的均值和方差
Tab.2 Mean and variance of gamma passing rate at different criteria

γ 通过率标准剂量区间	3%/3 mm	2%/3 mm	3%/2 mm	2%/2 mm
10%~100%	96.40±3.82	92.09±6.14	89.08±7.87	79.19±10.03
11%~20%	98.44±2.17	95.00±4.93	94.06±5.24	85.06±91.35
21%~30%	95.84±5.18	90.83±8.08	86.32±11.29	74.40±13.68
31%~40%	93.52±7.26	87.16±10.72	79.67±14.14	66.36±17.13
41%~50%	90.15±10.61	82.73±14.54	73.45±17.72	60.59±19.85
51%~60%	87.39±12.53	78.52±17.25	68.26±19.36	55.76±20.75
61%~70%	86.32±13.39	77.40±18.35	66.42±19.51	54.84±21.13
71%~80%	86.17±13.48	77.40±18.04	65.72±20.43	53.38±21.99
81%~90%	87.40±14.84	78.81±17.82	67.69±20.85	54.56±21.80
91%~100%	85.66±20.04	77.54±22.74	65.84±25.63	51.93±27.32

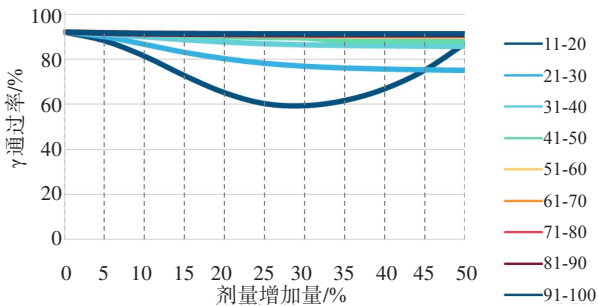


图9 不同剂量区间内剂量增加后 γ 通过率曲线图
Fig.9 Mean gamma passing rates in different dose range after dose increase

为进一步分析不同剂量区间内剂量增加对 γ 通过率的影响,计算 γ 对剂量增加的敏感度。按照敏感度计算公式,得到 γ 通过率对不同剂量区间剂量增加的敏感度,并分析剂量增加后的 γ 通过率与原 γ 通过率是否存在显著性差异。图12为 γ 通过率对不同剂量区间剂量增加敏感度箱线图,从图中可看出 γ 通过率对低剂量区的剂量改变较敏感,尤其是11%~20%剂量区间内剂量的增加敏感,对21%~30%和31%~40%区间内的敏感度稍弱,但对剂量大于51%的剂量区间内剂量的增加基本不敏感。

3 讨论

在临床工作中,SBRT技术是常用于无法手术或不愿接受手术治疗的肿瘤患者的有效治疗手段之一,而SBRT技术比调强技术更复杂,因此SBRT计划剂量验证应比调强计划剂量验证要求更高。从实验结果可看出, γ 通过率对41%以上剂量区间内的剂量改变不敏感,因此验证SBRT计划剂量时,临床工作者不应只看 γ 通过率,而应透彻了解 γ 通过率的计算过程及特点,当得到不同的 γ 通过率时,应分析 γ 值低

的原因,并评估其可能造成的影响。从实验结果可看出,高剂量区的剂量改变对 γ 通过率的影响较小。

除本实验中考虑的影响因素外,还有其他因素会影响 γ 通过率。首先,目前所有的放疗计划剂量验证都是将病人的治疗计划移植到均匀水模体中生成验证计划,但是从剂量计算算法来看,病人体内的剂量计算除蒙特卡罗算法外,大多数的算法都是根据CT值,将水吸收剂量转换为相应组织吸收剂量,剂量计算时,非均匀性校准一直是剂量计算中的重点和难点。因此,应该使用相应的剂量验证设备,能验证将病人的治疗计划移植到非均匀模体上,并验证采集的非均匀模体的剂量及重建剂量与TPS计算的剂量的 γ 通过率。其次,计算剂量差异时,在参考图像的搜索范围,当搜索范围越大时,可对比的点数越多,可能会降低 γ 值,从而提高 γ 通过率。第三,是否对剂量分布进行插值处理,当进行插值处理时,应分析对参考图像或测量图像,还是两者都进行了插值处理,若只对参考图像进行插值处理,则相当于测量点可在参考图像中寻找的对比点更多,理论上会提高 γ 通过率,若对测量图像进行插值处理,则相当于需计算 γ 值点的总数增多,而低剂量区的点增加量远多于高剂量区,理论上也会提高 γ 通过率,因此,应充分了解验证设备是否进行了插值处理,用的是何种插值算法,插值给 γ 通过率会造成哪些影响。第四,配准的影响,在做剂量验证时,首先要将参考图像和测量图像配准后,才能完成 γ 值的计算,当配准精度不够时,可能会降低 γ 通过率。

SBRT计划常用于治疗靶区较小的病灶,且靶区内的剂量远高于靶区外剂量,因此,常会得到较高的全局 γ 通过率,因为全局 γ 计算时,将剂量差异归一到全局最大值,势必会减小剂量差异影响,此时靶区外

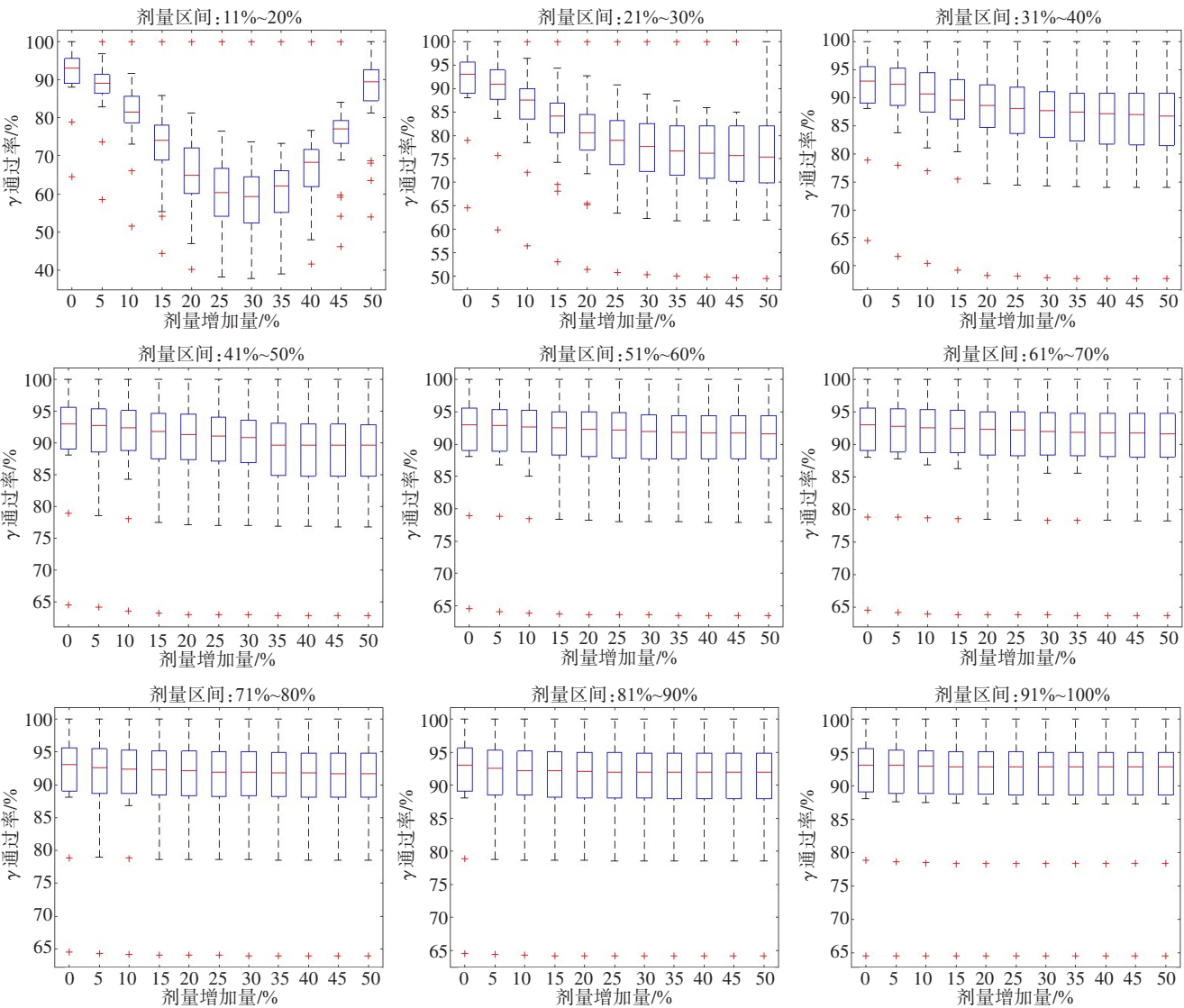


图 10 不同剂量区间内剂量增加后 γ 通过率箱线图
Fig.10 Boxplots of gamma passing rate in different dose ranges after dose increase

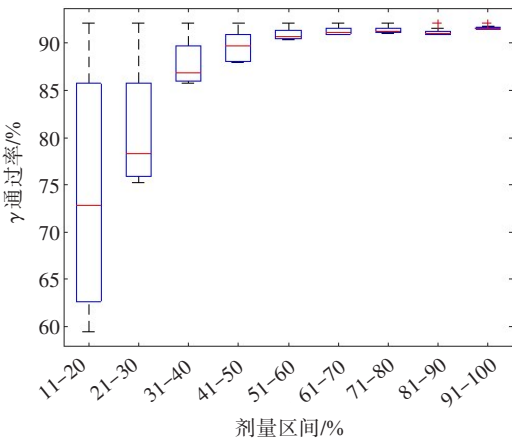


图 11 不同剂量区间内剂量增加后 γ 通过率均值箱线图
Fig.11 Boxplots of mean gamma passing rate in different dose ranges after dose increase

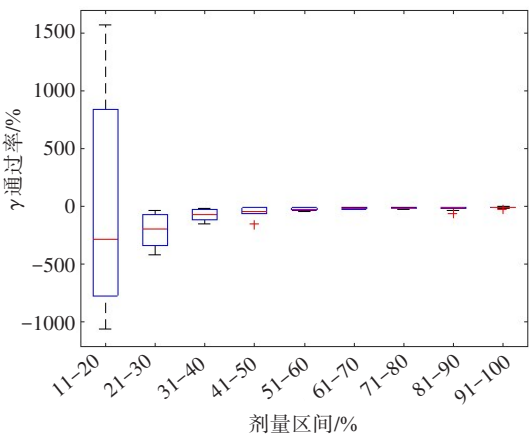


图 12 γ 通过率对不同剂量区间剂量增加敏感度箱线图
Fig.12 Sensitive of gamma passing rate to the dose increase in different dose ranges

的点的 γ 值都偏低,且 SBRT 计划中靶区小,靶区外的点远远多于靶区内的点,因此会拉高全局 γ 通过率。因此,对于 SBRT 计划,应关注不同剂量区间的 γ 通过率,再结合靶区特点,分析 γ 值高的点与靶区间的距

离,以及该点是否属于重要器官或并联器官,并判断此点 γ 值偏高的影响。其次,靶区剂量越高时,对低剂量区的剂量改变越不敏感,若在靶区外有重要器官如脊髓、脑干等,应关注此结构对应的局部 γ 通过率。因此验证SBRT计划 γ 通过率时,不能只单独看全局 γ 通过率,同时也要关注不同剂量区间的 γ 通过率。根据本文的实验结果,作者认为可以给每个剂量区间加入不同的权重,并得到最后的 γ 通过率,或者在做计划验证时,将 γ 通过率与解剖结构联系起来,给不同的结构相应的权重,得到加权后的 γ 通过率,用此 γ 通过率判断SBRT计划验证是否通过。

【参考文献】

- [1] 柏森, 黄仁炳, 郎锦义. 现代放射物理治疗技术特征与方向[J]. 四川医学, 2005, 26(2): 230-232.
BAI S, HUANG R B, LANG J Y. The feature and orientation of modern radiophysical therapy technology [J]. Sichuan Medical Journal, 2005, 26(2): 230-232.
- [2] SHIROSAKI N, TAKEMURA A. Estimation of dynamic MLC parameters using dynamic MLC position accuracy analysis software in prostate IMRT[J]. Nihon Hos Gijū Gakk Zasshi, 2020, 76(9): 936-943.
- [3] GAYEN S, KOMBATHULA S H, MANNA S, et al. Dosimetric comparison of coplanar and non-coplanar volumetric-modulated arc therapy in head and neck cancer treated with radiotherapy[J]. Radiat Oncol, 2020 38(2): 138-147.
- [4] YAO C H, CHANG T H, LIN C C, et al. Three-dimensional dose comparison of flattening filter (FF) and flattening filter-free (FFF) radiation therapy by using NIPAM gel dosimetry[J]. PLoS One, 2019, 14(2): e0212546.
- [5] VASSILIEV O N, TITT U, PO'NISCH F, et al. Dosimetric properties of photon beams from a flattening filter free clinical accelerator[J]. Phys Med Biol, 2006, 51(7): 1907-1917.
- [6] 贾亚军, 沈文同, 闫渊林, 等. 基于IAEA 277和398报告在直线加速器FFF模式下绝对剂量校准结果对比[J]. 中国医学物理学杂志, 2020, 37(7): 838-842.
JIA Y J, SHEN W T, YAN Y L, et al. Comparison of absolute dose calibration for linear accelerator in FFF mode based on IAEA 277 report versus IAEA 398 report [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2020, 37(7): 838-842.
- [7] 郑佳俊, 翟振宇, 孙丽. 瓦里安高分辨率多页准直器叶片位置误差对肺肿瘤立体定向放射治疗剂量学影响[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2021, 30(9): 930-935.
ZHENG J J, ZHAI Z Y, SUN L. Dosimetric effect of Varian high-definition multi-leaf collimator leaf position error on stereotactic body radiation therapy for lung tumors[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2021, 30(9): 930-935.
- [8] ROSE M S, TIRPAK L, VAN CASTEREN K, et al. Multi-Institution validation of a new high spatial resolution diode array for SRS and SBRT plan pretreatment quality assurance[J]. Med Phys, 2020, 47(7): 3153-3164.
- [9] URSO P, LORUSSA R, MARZOLI L, et al. Practical application of Octavius®-4D: characteristics and criticalities for IMRT and VMAT verification[J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(5): 517-524.
- [10] ACURIO E S, LIZAR J C, ARRUDA G V, et al. Technical note: three-dimensional QA of simultaneous integrated boost radiotherapy treatments by a dose-volume histogram methodology and its comparison with 3D γ results[J]. Med Phys, 2021, 48(6): 3208-3215.
- [11] KUTUZOV I, BEEK T V, MCCURDY B, et al. Verification of the delivered patient radiation dose for non-coplanar beam therapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2021, 22(7): 1-11.
- [12] 张喜乐, 杨瑞杰, 李君, 等. 立体定向调强放射治疗剂量验证结果分析[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2019, 39(9): 680-685.
ZHANG X L, YANG R J, LI J, et al. Analysis of dosimetric verification results of stereotactic body radiotherapy [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2019, 39(9): 680-685.
- [13] 樊林, 唐斌, 赵艳群, 等. 靶区体积与调强验证伽马通过率关系研究[J]. 陕西医学杂志, 2016(3): 316-318.
FAN L, TANG B, ZHAO Y Q, et al. The research of the relationship between the target volume and the verification of modulate radiotherapy pass rate [J]. Shanxi Medical Journal, 2016(3): 316-318.
- [14] 王刚, 祝锡雯, 郭兴照, 等. 放射治疗计划剂量归一问题的应用研究[J]. 中国医疗设备, 2021, 36(2): 58-60.
WANG G, ZHU X W, GUO X Z, et al. Application study of standard dose normalization in radiotherapy planning [J]. China Medical Equipment, 2021, 36(2): 58-60.
- [15] DWIHT E, HERON M, SAIFUL H U, et al. Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy (SBRT) [M]. New York: Demos Medical, 2019.
- [16] DECABOOTER E, SWINNEN A C, ÖLLERS M C, et al. Operation and calibration of the novel PTW 1600SRS detector for the verification of single isocenter stereotactic radiosurgery treatments of multiple small brain metastases[J]. Br J Radiol, 2021: 20210473.
- [17] 徐明靓, 涂莼. 基于RTOG 0813剂量学标准比较网格设定大小对NSCLC立体定向放射治疗计划的影响[J]. 北京大学学报(自然科学版), 2021, 22(1): 69-74.
XU Y L, TU Y. Effect of dose grid size according to RTOG 0813 protocol treatment planning guidelines in early-stage non-small lung cancer stereotactic radiation therapy [J]. Acta Scientiarum Naturalium University Pekinensis, 2021, 22(1): 69-74.
- [18] 吕晓平, 张艺宝, 吴昊, 等. Acuros XB、各向异性解析算法与蒙特卡罗算法在非均匀组织中剂量计算准确性对比研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2016, 33(4): 348-352.
LV X P, ZHANG Y B, WU H, et al. Accuracy comparison of Acuros XB algorithm, anisotropic analytical algorithm and Monte Carlo algorithm in calculating doses of inhomogeneous tissues [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016, 33(4): 348-352.
- [19] 孙彦泽, 周钢, 陈列松, 等. 鼻咽癌IMRT中实际机架角度对计划执行准确度影响[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(10): 1182-1186.
SUN Y Z, ZHOU G, CHEN L S, et al. Impact of actual gantry angle on accuracy of intensity-modulated radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(10): 1182-1186.
- [20] LOW D A, HARMS W B, MUTIC S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions[J]. Med Phys, 1998, 25(5): 656-661.
- [21] DVORAK P. Clinical radiotherapy physics with MATLAB: a problem-solving approach [M]. Boca Raton: CRC Press, 2018.

(编辑: 陈丽霞)