

质子调强放疗计划的鲁棒性优化方法研究

韩榕城^{1,2} 蒲越虎^{3,4} 孔海云¹ 李秀芳³ 吴超^{1,2}

¹中国科学院上海应用物理研究所 201800; ²中国科学院大学, 北京 100049; ³上海艾普强粒子设备有限公司 201800; ⁴中国科学院上海高等研究院 201210

通信作者: 蒲越虎, Email: puyuehu@sinap.ac.cn

【摘要】 目的 提出改进最差场景算法, 能够提升计划鲁棒性并且能平衡计划在标称场景下剂量分布质量与计划鲁棒性。**方法** 对 C 形靶模型计划优化中, 以标称场景优化为主, 同时在每次迭代时计算每个体素在 9 种场景下的剂量值, 取其与在标称场景下该体素剂量值的最大差值作为鲁棒性优化项添加入优化目标函数进行优化。**结果** 在自主开发的鲁棒性优化计算模块验证, 当权重因子 $p_{\text{robust}} = 0.8$ 时, 相比常规优化, 临床靶体积的 $\Delta D_{95\%}$ 由 9.8 Gy 减小至 7.6 Gy。当 p_{robust} 由 1 减小到 0 时, $\Delta D_{95\%}$ 由 7.0 Gy 增大至 9.8 Gy, 计划鲁棒性降低, 而标称场景下 CTV 的 $D_{95\%}$ 、 D_{max} 和危及器官的 $D_{5\%}$ 、 D_{max} 减小, 剂量分布质量得到提高。**结论** 改进最差场景算法能够有效地提高计划对于射程和摆位不确定性的鲁棒性, 并且该方法中 p_{robust} 可提供给计划制定者用于权衡治疗计划在标称场景的剂量分布质量和计划的鲁棒性。

【关键词】 质子调强治疗; 鲁棒性优化方法; 射程不确定性; 摆位不确定性

DOI: 10.3760/cma.j.cn113030-20200228-00078

Research on robust optimization method of intensity-modulated proton therapy

Han Rongcheng^{1,2}, Pu Yuehu^{3,4}, Kong Haiyun¹, Li Xiufang³, Wu Chao^{1,2}

¹Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China; ²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China; ³Shanghai ATRACTRON Particle Equipment Co., Ltd, Shanghai 201800, China; ⁴Shanghai Advanced Research Institute, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201210, China

Corresponding author: Pu Yuehu, Email: puyuehu@sinap.ac.cn

【Abstract】 Objective To propose a new robust optimization method, known as modified worst case method, was proposed, which can enable users to control the trade-off between nominal plan quality and plan robustness. **Methods** In each iteration of the plan optimization process, the dose value of each voxel in nine scenarios, which corresponded to a nominal scenario and eight perturbed scenarios with range or set-up uncertainties, were calculated and the maximum of deviations of each scenario voxel dose from that of the nominal scenario was included as an additive robust optimization term in the objective function. A weighting factor p_{robust} was used to this robust optimization term to balance the nominal plan quality and plan robustness. **Results** The robust optimization methods were implemented and compared in an in-house developed robust optimization module. When $p_{\text{robust}} = 0.8$, compared with conventional optimization, the $\Delta D_{95\%}$ of CTV was reduced from 9.8 Gy to 7.6 Gy. When p_{robust} was reduced from 1 to 0, $\Delta D_{95\%}$ was increased from 7.0 Gy to 9.8 Gy, whereas the $D_{95\%}$ and D_{max} of CTV, and the $D_{5\%}$ and D_{max} of organs at risk (OAR) in the nominal scenario were reduced. **Conclusions** The proposed modified worst case method can effectively improve the robustness of the plan to the range and set-up uncertainties. Besides, the weighting factor p_{robust} in this method can be adopted to control the trade-off between nominal plan quality and plan robustness.

【Key words】 Intensity-modulated proton therapy; Robust optimization; Range uncertainty; Set-up uncertainty

DOI: 10.3760/cma.j.cn113030-20200228-00078

近年来质子放疗中的研究热点质子调强放疗 (intensity-modulated proton therapy, IMPT) 技术, 主要是基于笔形束扫描照射系统, 在多个不同方向上的照射野, 调节每个射束点的权重^[1]。相比于被动

散射照射方法, IMPT 有更多的可调参数, 能够最大限度地利用质子的布拉格峰物理特性, 在靶区得到一个高度适形的剂量分布, 同时减少周围正常组织受量^[2]。

IMPT 形成的实际剂量分布受各种不确定性因素影响,通常会与计划的剂量分布出现偏差。研究表明不确定性主要来源有两种,一种是与治疗计划剂量计算有关的质子射程不确定性,另一种是与患者治疗实际操作有关的摆位不确定性^[3]。其中射程不确定性来源于治疗计划 CT 数据本身的误差以及质子束剂量计算模型的近似带来的误差,实验证明质子射程最大有 3%~5% 的偏差^[4-5]。另外患者组织结构的变化(如体重、肿瘤体积形状的变化等)也会造成质子射程不确定性。摆位不确定性来源于治疗过程中患者摆位偏差、照射束流位置偏差等,造成治疗计划的照射位置与实际照射位置出现 1~3 mm 的偏差^[6]。

由于 IMPT 通过多野叠加质子布拉格峰形成剂量分布的特性,当出现射程及摆位不确定性时,不仅在临床靶体积(clinical target volume, CTV)边缘位置出现剂量变化也会在内部形成剂量热点或冷点,这是传统外扩 CTV 方法难以解决的^[7]。因此国内外学者提出了鲁棒性优化方法,在计划优化中将存在不确定性因素场景下的剂量分布考虑进去,通过优化得到一个对不确定性因素较为不敏感的照射方案。目前在治疗计划系统(treatment planning system, TPS)中通用的鲁棒性优化方法主要分为两大类^[8],一种是概率组合算法^[9-10],在不确定性因素存在下的所有场景剂量分布及出现概率代入优化目标函数中进行优化计算;另一种是最差场景算法,其中体素最差场景算法是在优化过程中,每个体素取在各种场景下最差的一个剂量值,形成一个最差剂量分布代入优化目标函数进行最小化优化^[11-12]。组合最差场景算法则是优化中取在不同场景中最大的一个优化目标函数值进行最小化优化,故也称为极小极大优化^[13]。然而上述的几种鲁棒性优化方法在提高治疗计划鲁棒性的同时也会牺牲标称场景,即无不确定性因素场景下的剂量分布。针对这一问题,Chen 等^[14]提出多目标优化对治疗计划的标称场景的照射效果与鲁棒性一同优化形成帕累托最优曲面供用户选择。An 等^[15]提出利用条件风险价值方法对标称场景计划效果与鲁棒性进行权衡。Shan 等^[16]提出归一化剂量间隔体积约束鲁棒性优化方法用于平衡鲁棒性与标称场景计划效果。Ma 等^[17]基于蒙特卡罗计算在优化中根据不同场景下剂量体积直方图(dose-volume histogram, DVH)分布情况,去改变不同场景对应的权重因子。

本研究提出改进最差场景算法这一新的鲁棒性

优化方法,并引入权重因子 p_{robust} 提供给计划制定者用于权衡治疗计划在标称场景的剂量分布质量与计划的鲁棒性,在自主开发的鲁棒性优化计算模块上,对最差场景算法、概率组合算法以及改进最差场景算法进行验证比较。

材料与方 法

1. 鲁棒性优化计算模块:如图 1 所示,参照 Unkelbach、Inaniwa^[9,18]采用 TG-119 报告^[19]中的 C 形靶模型对鲁棒性优化方法进行验证,CTV 与危及器官(organ at risk, OAR)之间的距离为 5 mm,采用 3 个固定照射野,分别为 0°、90°、270°,模型体积为 232 mm×120 mm×136 mm。

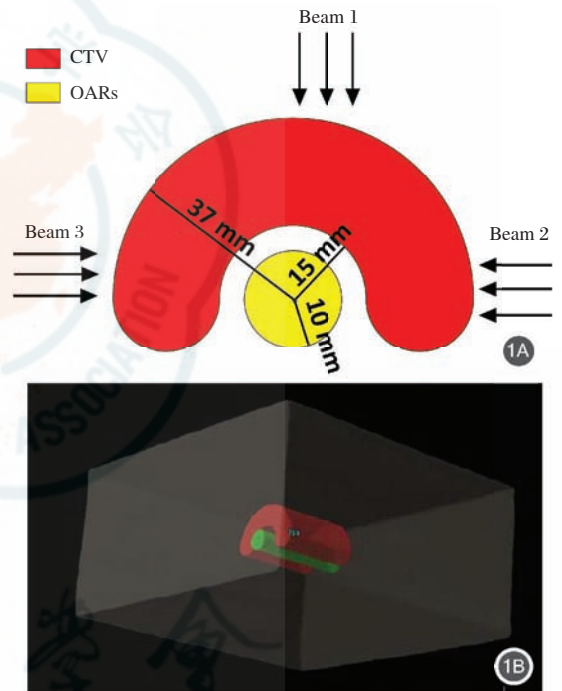


图 1 TG-119 报告中的 C 形靶模型(1A 为图示,1B 为模型)

图 2 为自主开发的鲁棒性优化计算模块的流程图。模块中采用的剂量优化算法为大多数商用 TPS 采用的拟牛顿算法^[20]。首先初始化射束点权重,计算各个场景下的剂量分布,将剂量分布代入常规优化或鲁棒性优化算法中并判断是否达到优化目标要求;若未达到要求,则进一步搜索得到新的射束点权重进入下一次计算,依次循环直至优化结果达到要求,输出射束点权重最终值。

在剂量计算上,用 Geant4 蒙特卡罗模拟计算上海瑞金医院肿瘤(质子)中心质子装置中 94 个能量质子束对应的水模中积分深度剂量曲线和横向束斑尺寸深度变化曲线^[21],以此作为基础数据采用铅笔束算法进行剂量计算^[22-23]。

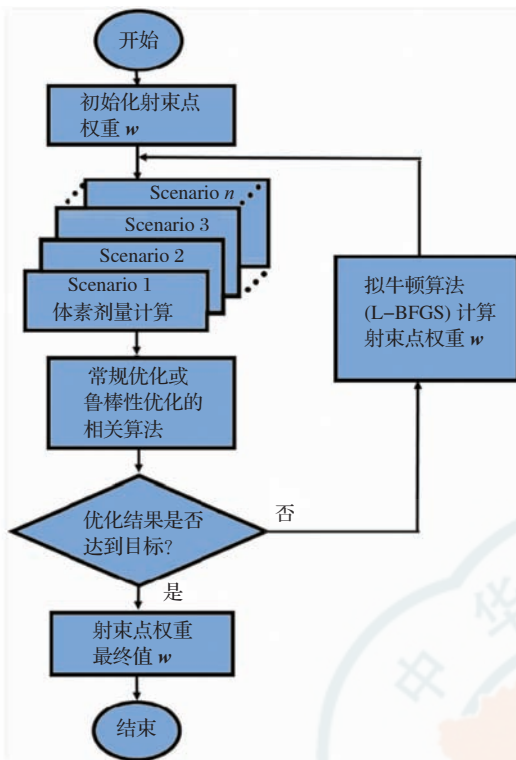


图 2 对 C 形靶模型鲁棒性优化计算模块设计流程图

常规优化时,只计算标称场景下的剂量,优化目标函数如公式(1)所示。

$$\begin{aligned} & \text{minimize}_{\mathbf{w}} f(\mathbf{w}) \\ f(\mathbf{w}) &= p_c \sum_{i \in \text{CTV}} (D_i - D_C^p)^2 + p_o \sum_{i \in \text{OARs}} H(D_i - D_0^p) \cdot (D_i - D_0^p)^2 \\ D_i &= \sum_{j=0}^{NSpot} d_{i,j} \cdot w_j \\ w_j &\geq 0 \end{aligned} \quad (1)$$

式中 w_j 为射束点 j 的权重, $NSpot$ 为射束点数目, \mathbf{w} 为所有射束点的权重的并集向量, 即 $\mathbf{w} = \{w_1, w_2 \dots w_{NSpot}\}$, D_i 为第 i 个体素的剂量值, $d_{i,j}$ 为射束点 j 对体素 i 的剂量贡献。 D_C^p, D_0^p, p_c 和 p_o 为分别 CTV 和 OARs 的处方剂量及相应惩罚因子。 $H(D_i - D_0^p)$ 表示当 $D_i \geq D_0^p$ 时 $H(D_i - D_0^p) = 1$, 否则为 0。参考 TG-119 报告, 将优化目标函数中参数设置为 $p_c = 1$, $p_o = 1, D_C^p = 52 \text{ Gy}, D_0^p = 20 \text{ Gy}$ 。

与绝大多数鲁棒性优化方法研究相同, 在鲁棒性优化过程中将射程与摆位不确定性离散化且其视为互相独立, 并假设所有的质子束流的射程不确定性是关联的, 即所有的质子束流的射程同时发生相同比例的变化。射程不确定性为 $\pm 3\%$ 这 2 种场景, 摆位不确定性为三维方向上 $\pm 3 \text{ mm}$ 共 6 种场景, 再加上标称场景共计 9 种场景。

2. 鲁棒性优化方法

(1) 最差场景算法: 本研究中采用的是体素最

差场景算法^[11], 如公式(2)所示。

$$\begin{aligned} & \text{minimize}_{\mathbf{w}} f(\mathbf{w}) \\ f(\mathbf{w}) &= p_c \sum_{i \in \text{CTV}} \max_{s=0,1,\dots,n} \{(D_i^s - D_C^p)^2\} + \\ & \quad p_o \sum_{i \in \text{OARs}} \max_{s=0,1,\dots,n} \{H(D_i^s - D_0^p) \cdot (D_i^s - D_0^p)^2\} \\ D_i^s &= \sum_{j=0}^{NSpot} d_{i,j}^s \cdot w_j \\ w_j &\geq 0 \end{aligned} \quad (2)$$

式中 $d_{i,j}^s$ 为在 s 情境下射束点 j 对体素 i 的剂量贡献, 为在 s 场景下体素 i 的剂量值。

在计划优化过程中计算每个体素在 9 种场景下的剂量值, 取其与处方剂量差值最大的剂量值作为该体素的剂量值, 最终形成一个最差剂量分布代入到优化目标函数中进行优化。

(2) 概率组合法: 根据 Unkelbach 的概率组合法^[7], 在将包含不确定性因素的场景离散化为 9 种场景的条件下, 优化目标函数如公式(3)。

$$\begin{aligned} & \text{minimize}_{\mathbf{w}} f(\mathbf{w}) \\ f(\mathbf{w}) &= \sum_{s=0}^n p_s \cdot f_s(\mathbf{w}) \\ f_s(\mathbf{w}) &= p_c \sum_{i \in \text{CTV}} (D_i^s - D_C^p)^2 + p_o \sum_{i \in \text{OARs}} H(D_i^s - D_0^p) \cdot \\ & \quad (D_i^s - D_0^p)^2 \\ D_i^s &= \sum_{j=0}^{NSpot} d_{i,j}^s \cdot w_j \\ w_j &\geq 0 \end{aligned} \quad (3)$$

式中 p_s 为 s 场景下的优化目标函数的权重, 其对应该场景出现的概率或者重要性。本研究考虑各个场景的权重一致, p_s 均设为 1。

(3) 改进最差场景算法: 本文提出改进最差场景算法这一新的鲁棒性优化方法, 在治疗计划优化中, 以标称场景优化为主, 在每次迭代时, 计算每个体素在不同场景下的剂量值, 取其与该体素在标称场景下剂量值的最大差值作为鲁棒性优化项添加入优化目标函数中, 使得当出现不确定性因素时, 每个体素的剂量值变化与标称场景的剂量值尽量小。优化目标函数如公式(4)所示。

$$\begin{aligned} & \text{minimize}_{\mathbf{w}} f(\mathbf{w}) \\ f(\mathbf{w}) &= f_{\text{nominal}}(\mathbf{w}) + p_{\text{robust}} \cdot f_{\text{robust}}(\mathbf{w}) \\ f_{\text{nominal}}(\mathbf{w}) &= p_c \sum_{i \in \text{CTV}} (D_i^0 - D_C^p)^2 + p_o \sum_{i \in \text{OARs}} H(D_i^0 - D_0^p) \cdot \\ & \quad (D_i^0 - D_0^p)^2 \\ f_{\text{robust}}(\mathbf{w}) &= p_c \sum_{i \in \text{ROI}} \max_{s=0,1,\dots,n} \{(D_i^0 - D_i^s)^2\} \\ D_i^s &= \sum_{j=0}^{NSpot} d_{i,j}^s \cdot w_j \\ w_j &\geq 0 \end{aligned} \quad (4)$$

p_{robust} 为鲁棒性优化项的权重因子,用于权衡治疗计划在标称场景的剂量分布质量与计划的鲁棒性,本研究将 p_{robust} 定为 0.8 进行研究,讨论章节对于 p_{robust} 的取值进一步研究。本研究中感兴趣区域 ROI 设为 CTV。将标称场景的序号标为 0,即 D_i^0 为在标称场景下体素 i 的剂量值。

结 果

1. 标称场景下的剂量分布评估:在常规优化、最差场景算法、概率组合算法以及改进最差场景算法优化方案中,将照射野方向、射束点布点、处方剂量及相应惩罚因子保持一致。对于 CTV 的剂量分布情况,改进最差场景算法的 $D_{95\%}$ 和 D_{max} 均略小于概率组合算法,但从图 3 可看出两者 DVH 较一致且接近常规优化,而最差场景算法的 D_{max} 则达到 62.1 Gy,大于改进最差场景算法的 59.2 Gy 和概率组合算法的 59.5 Gy,因此采用最差场景算法在标称场景下 CTV 的剂量热点较多且剂量值较高。对于 OAR 的剂量分布情况,3 种鲁棒性优化方法中,概率组合算法的 $D_{5\%}$ 和 D_{max} 最小且最接近常规优化,对 OAR 的保护效果最好。改进最差场景算法的 DVH 略差于最差场景算法但整体两者较为一致。综合 CTV 和 OAR 的剂量分布情况,最差场景算法在标称场景下剂量分布牺牲效果最大,改进最差场景算法次之,概率组合算法最小。表 1 具体列出了图 3 中 CTV 及 OAR 的 DVH 指标,相比于常规优化,采用 3 种鲁棒性优化方法后,CTV 的 $D_{95\%}$ 、 D_{max} 及 OAR 的 $D_{5\%}$ 、 D_{max} 均变大,说明采用鲁棒性优化后 CTV、OAR 区域出现剂量热点,一定程度上牺牲了标称场景下的剂量分布质量。

2. 鲁棒性评估:将两种不确定性离散化考虑,射程不确定性为 $\pm 3\%$,间隔 3% ;摆位不确定性 x 、 y 、 z 轴向上均为 $\pm 3\text{ mm}$,间隔 3 mm ,组合共计 81 种场景。计算计划在 81 种场景下的 DVH 并绘制在同一

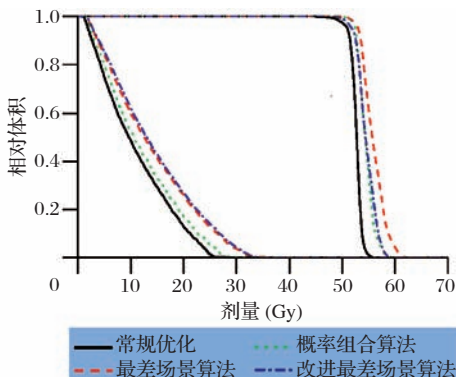


图 3 C 形靶模型 4 种优化方法得出的计划在标称场景下临床靶体积及危及器官的剂量体积直方图

表 1 C 形靶模型 4 种优化方法得出的计划在标称场景下的剂量体积直方图指标 (Gy)

剂量参数	常规优化	最差场景算法	概率组合算法	改进最差场景算法
临床靶体积				
$D_{95\%}$	51.0	53.0	52.5	51.9
D_{max}	56.0	62.1	59.5	59.2
危及器官				
$D_{5\%}$	23.5	28.9	25.3	29.4
D_{max}	28.5	35.9	31.8	35.0

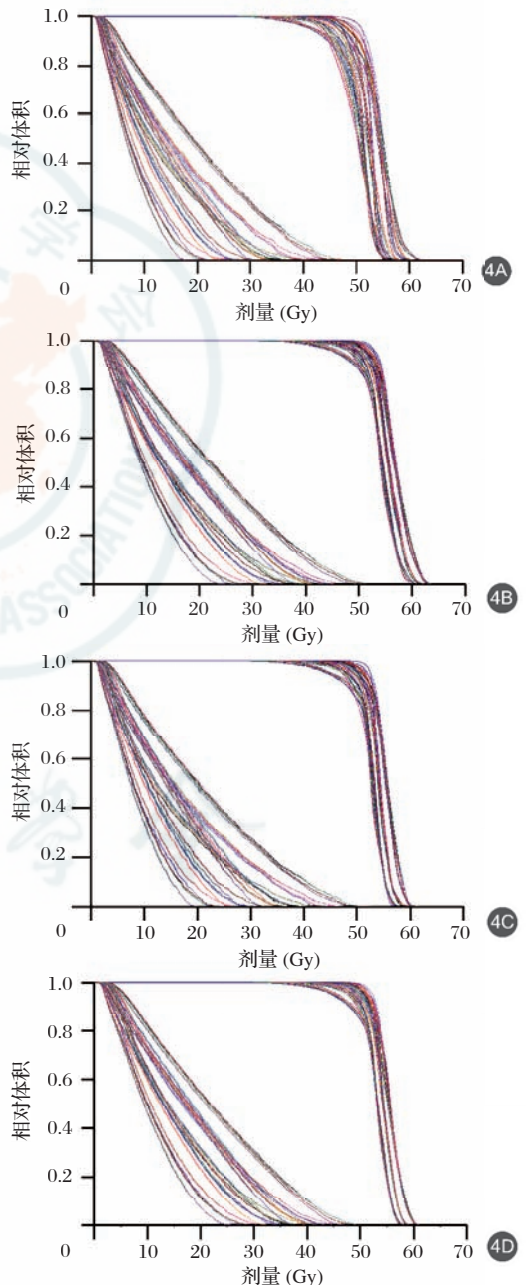


图 4 C 形靶模型 4 种优化方法得出的计划的剂量体积直方图条带图(4A 为常规优化;4B 为最差场景算法;4C 为概率组合算法;4D 为改进最差场景算法)

张图,称为 DVH 条带图,如图 4 所示,通过 DVH 变化的宽度评估计划的鲁棒性,国际上相关研究将

CTV 的 $D_{95\%}$ 变化值 $\Delta D_{95\%}$ 称为 DVH 条带宽度用作计划鲁棒性评估的指标^[11,16]。另外本研究中也把 $\Delta D_{50\%}$ 、 ΔD_{max} 等指标列于表 2 用于辅助评估鲁棒性,当指标数值越小,说明计划在不确定性因素下 DVH 的变化越小,即计划的鲁棒性越好。

从图 4 和表 2 可以看出,相比常规优化,采用最差场景算法、概率组合算法和改进最差场景算法的 CTV 和 OAR 的 DVH 变化较小,CTV 的 $\Delta D_{95\%}$ 由 9.8 Gy 分别减小至 7.6 Gy、8.1 Gy 和 7.6 Gy,概率组合算法的鲁棒性提升效果最小。对比 CTV 的 $\Delta D_{50\%}$ 、 ΔD_{max} 和 OAR 的 $\Delta D_{50\%}$ 、 ΔD_{max} ,改进最差场景算法分别为 2.6 Gy、3.0 Gy、22.2 Gy 和 23.3 Gy,在 3 种鲁棒性优化方法中最小,提升鲁棒性效果最好。另外对 4 种方法在射程及摆位不确定性分别为 $\pm 5\%$ 和 $\pm 5\text{ mm}$ 时进行鲁棒性评估, $\Delta D_{95\%}$ 分别为 23.1 Gy、19.5 Gy、21.1 Gy 和 18.8 Gy,得到了一致的结论。

讨 论

常规优化中优化目标函数只考虑在标称场景下的剂量分布,而 3 种鲁棒性优化方法还额外考虑了包含不确定性场景的剂量分布情况,并添加了限制条件代入优化目标函数。因此,鲁棒性优化方法得出的计划在标称场景下的剂量分布有所变差,但同时也提升了计划的鲁棒性。本研究提出的改进最差场景算法,优化目标函数一部分是用于保证计划在标称场景下剂量分布质量,另一部分是为了使在射程及摆位不确定性场景下剂量分布与标称场景剂量分布偏离最小,提升计划的鲁棒性。当 $p_{robust} = 0.8$ 时标称场景剂量分布的牺牲效果上,处于概率组合和最差场景算法两种方法之间,而鲁棒性提升效果最好。但表 3 显示随 p_{robust} 减小,CTV 的 $D_{95\%}$ 、 D_{max} 和 OAR 的 $D_{5\%}$ 、 D_{max} 越小,计划在标称场景下的剂量分布越好,但计划鲁棒性也变差(体现在 CTV $\Delta D_{95\%}$ 增大)。因此,当计划制定者对标称场景下的剂量分布质量要求高时, p_{robust} 可取值较小;当更看重计

划的鲁棒性时,可增大 p_{robust} ,可根据标称场景剂量分布质量和计划鲁棒性两者的权衡选择 p_{robust} 。需要注意的是,本研究在于提出改进最差场景算法这一新鲁棒性优化方法,并在自主开发的鲁棒性优化计算模块进行验证比较,证实了这一方法的有效性。而与目前商用 TPS 的鲁棒性优化方法相比孰优孰劣,还需要使用更多的临床案例进行比较才能得出结论。将改进最差场景算法与现国内自主研发的质子治疗计划系统进行集成,用更多临床患者病例进行测试比较将是今后的研究工作之一。

表 3 改进最差场景算法鲁棒性优化方法在不同 p_{robust} 下优化结果对比(Gy)

参数	1	0.8	0.5	0
标称场景剂量分布质量				
临床靶体积 $D_{95\%}$	52.1	51.9	49.9	51.0
临床靶体积 D_{max}	60.4	59.2	58.7	56.0
危及器官 $D_{5\%}$	30.6	29.4	25.8	23.5
危及器官 D_{max}	36.7	35.0	31.2	28.5
计划鲁棒性				
临床靶体积 $\Delta D_{95\%}$	7.0	7.6	8.6	9.8

总之,与其他鲁棒性优化方法一样,改进最差场景算法能够潜在而有效地提升计划对于射程和摆位不确定性的鲁棒性,并且权重因子 p_{robust} 可提供给计划制定者用于权衡计划在标称场景的剂量分布质量和计划的鲁棒性,提高制定 IMPT 计划的灵活性,比其他鲁棒性优化算法更加方便使用。后续工作将进一步利用患者数据加以充分评估,希望其成为提升质子治疗计划质量的新手段。

利益冲突 本研究由署名作者按以下贡献声明独立开展,未因进行该研究接受任何不正当的职务或财务利益,在此对研究的独立性和科学性予以保证

作者贡献声明 韩榕城负责主要内容研究工作及论文撰写;蒲越虎负责指导论文总体规划修改;其他人参与研究工作

参 考 文 献

[1] Lomax AJ. Intensity modulation methods for proton radiotherapy[J]. Phys Med Biol, 1999, 44 (1): 185-205. DOI: 10.1088/0031-9155/44/1/014.

[2] Lomax AJ, Boehringer T, Coray A, et al. Intensity modulated proton therapy: a clinical example [J]. Med Phys, 2001, 28 (3): 317-324. DOI: 10.1118/1.1350587.

[3] Paganetti H. Proton beam therapy [M]. London: Physics World Discovery, 2017: 25-29. DOI: 10.1088/978-0-7503-1370-4.

[4] Schneider U, Pedroni E, Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning [J]. Phys Med Biol, 1996, 41(1): 111-124.

表 2 C 形靶模型 4 种优化方法得出的计划的鲁棒性评估(Gy)

项目	常规优化	最差场景算法	概率组合算法	改进最差场景算法
临床靶体积				
$\Delta D_{95\%}$	9.8(41.2~51.0)	7.6(45.8~53.4)	8.1(44.4~52.5)	7.6(44.7~52.3)
$\Delta D_{50\%}$	4.7(50.2~54.9)	3.1(53.9~57.0)	3.2(52.5~55.7)	2.6(53.1~55.7)
ΔD_{max}	6.8(55.7~62.5)	3.4(60.6~64.0)	4.1(57.6~61.7)	3.0(58.4~61.4)
危及器官				
$\Delta D_{5\%}$	26.6(15.0~41.6)	24.4(20.0~44.4)	27.8(16.7~44.5)	22.3(21.0~43.3)
ΔD_{max}	29.1(18.2~47.3)	26.6(25.2~51.8)	32.8(19.9~52.7)	23.3(26.1~49.4)

DOI: 10. 1088/0031-9155/41/1/009.

- [5] Schaffner B, Pedroni E. The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power[J]. Phys Med Biol, 1998, 43 (6): 1579-1592. DOI: 10. 1088/0031-9155/43/6/016.
- [6] International Commission on Radiation Units. Measurements, prescribing, recording, and reporting proton-beam therapy. ICRU Report 78 [R]. Bethesda: ICRU, 2007: 71. DOI: 10. 1667/RRXX10. 1.
- [7] Maleike D, Unkelbach J, Oelfke U. Simulation and visualization of dose uncertainties due to interfractional organ motion[J]. Phys Med Biol, 2006, 51 (9): 2237-2252. DOI: 10. 1088/0031-9155/51/9/009.
- [8] Unkelbach J, Paganetti H. Robust proton treatment planning: physical and biological optimization[J]. Semin Radiat Oncol, 2018, 28(2): 88-96. DOI: 10. 1016/j. semradonc. 2017. 11. 005.
- [9] Unkelbach J, Chan TC, Bortfeld T, et al. Accounting for range uncertainties in the optimization of intensity modulated proton therapy[J]. Phys Med Biol, 2007, 52 (10): 2755-2773. DOI: 10. 1088/0031-9155/52/10/009.
- [10] Unkelbach J, Bortfeld T, Martin B, et al. Reducing the sensitivity of IMPT treatment plans to setup errors and range uncertainties via probabilistic treatment planning[J]. Med Phys, 2008, 36(1): 149-163. DOI: 10. 1118/1. 3021139.
- [11] Pflugfelder D, Wilkens JJ, Oelfke U, et al. Worst case optimization: a method to account for uncertainties in the optimization of intensity modulated proton therapy[J]. Phys Med Biol, 2008, 53(6): 1689-1700. DOI: 10. 1088/0031-9155/53/6/013.
- [12] Liu W, Zhang X, Li Y, et al. Robust optimization of intensity modulated proton therapy[J]. Med Phys, 2012, 39(2): 1079-1091. DOI: 10. 1118/1. 3679340.
- [13] Fredriksson A, Forsgren A, Hardemark B, et al. Minimax optimization for handling range and setup uncertainties in proton therapy [J]. Med Phys, 2011, 38 (3): 1672-1684. DOI: 10. 1118/1. 3556559.
- [14] Chen W, Unkelbach J, Trofimov A, et al. Including robustness in multi-criteria optimization for intensity-modulated proton therapy[J]. Phys Med Biol, 2012, 57 (3): 591-608. DOI: 10. 1088/0031-9155/57/3/591.
- [15] An Y, Liang J, Schild SE, et al. Robust treatment planning with conditional value at risk chance constraints in intensity-modulated proton therapy[J]. Medical Physics, 2017, 44(1): 28-36. DOI: 10. 1002/mp. 12001.
- [16] Shan J, Sio TT, Liu C, et al. A novel and individualized robust optimization method using normalized dose interval volume constraints (NDIVC) for intensity-modulated proton radiotherapy[J]. Med Phys, 2019, 46(1): 382-393. DOI: 10. 1002/mp. 13276.
- [17] Ma J, Tseung HS, Herman MG, et al. A robust intensity modulated proton therapy optimizer based on Monte Carlo dose calculation [J]. Med Phys, 2018, 45 (9): 4045-4054. DOI: 10. 1002/mp. 13276.
- [18] Inaniwa T, Kanematsu N, Furukawa T, et al. A robust algorithm of intensity modulated proton therapy for critical tissue sparing and target coverage[J]. Phys Med Biol, 2011, 56 (15): 4749-4770. DOI: 10. 1088/0031-9155/56/15/008.
- [19] Ezzell GA, Burmeister J, Dogan N, et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119[J]. Med Phys, 2009, 36(11): 5359-5373. DOI: 10. 1118/1. 3238104.
- [20] Byrd RH, Nocedal J, Schnabel RB, et al. Representations of quasi-Newton matrices and their use in limited memory methods [J]. Mathematical Programming, 1994, 63 (2): 129-156. DOI: 10. 1007/BF01582063.
- [21] Han R, Li Y, Pu Y, et al. Collection efficiency of a monitor parallel plate ionization chamber for pencil beam scanning proton therapy[J]. Nucl Sci Tech, 2020, 31(2): 1-10. DOI: 10. 1007/s41365-020-0722-z.
- [22] Hong L, Goitein M, Bucciolini M, et al. A pencil beam algorithm for proton dose calculations[J]. Phys Med Biol, 1996, 41(8): 1305-1330. DOI: 10. 1088/0031-9155/41/8/005.
- [23] Fujimoto R, Kurihara T, Nagamine Y, et al. GPU-based fast pencil beam algorithm for proton therapy[J]. Phys Med Biol, 2011, 56 (5): 1319-1328. DOI: 10. 1088/0031-9155/56/5/006.

(收稿日期: 2020-02-28)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

医学文稿中常见错别字和不规范名词辨析

文稿中有一些错别字被广泛误用,本刊将陆续汇总并进行简要辨析。

1. 正确用词为“适应证”“禁忌证”;易误为“适应症”“禁忌症”。适应证与禁忌证是判断是否可以选用或忌用某种药物或治疗方法的“证据”,而这些证据并不一定是“病症”。

2. 正确用词为“综合征”,易误为“综合症”。综合征是一系列的症状与征象,而许多“征象”并没有达到“病症”的程度。

3. 正确用词为“膈”“纵膈”,易误为“横膈”“纵膈”。人体解剖学有 5 个“膈”的部首为“月”(“膈”“尿生殖膈”“盆膈”“口膈”“鞍膈”),其余所有的,如“纵膈”“室间隔”“房室隔”“直肠膀胱膈”“肌间隔”等都“隔”。

4. 正确用词为“黏膜/黏附/黏液/黏稠/黏蛋白”,易误为“粘膜/粘附/粘液/粘稠/粘蛋白”。简易区分:表示性状用“黏”,表示动作作用“粘”。

5. 正确用词为“影像”,易误为“影象”。简易区分:“像”是比照原物体制成的图形,“象”是物体本身呈现出的样子。

6. 正确用词为“通信作者”。《通信科学技术名词》中,“通信”是“按照达成的协议,信息在人、地点、进程和机器之间进行的传送。曾称‘通讯’。”所以现在一般采用“通信作者”,而不使用“通讯作者”。

《中华放射肿瘤学杂志》编辑部