

放射治疗中医用直线加速器光子能量合成方法

张喜乐^{1,2}, 周付根¹, 刘博¹, 吴秋文³

1. 北京航空航天大学图像处理中心, 北京 100191; 2. 北京大学第三医院肿瘤放疗科, 北京 100191; 3. 杜克大学医学中心放射肿瘤系, 北卡罗来纳州 达勒姆市 3295

【摘要】目的:分析一种利用高低两档能量光子拟合任意中间能量光子的方法,并与现有方法进行对比。**方法:**百分深度剂量曲线(PDD)和离轴剂量分布曲线(OCR)是影响光子射束数据模型计算精度的两个重要特征参数。使用 Varian Truebeam 直线加速器模型中金标准射束数据6和15 MV射束的PDD和OCR数据,采用最小二乘拟合方法拟合中间能量10 MV射束,与金标准数据10 MV射束数据比较分析,并与其他拟合方法进行对比,证明该方法的可行性和有效性。基于三维仿真水模体数据和不同肿瘤部位的实际病例数据实验,进一步验证合成能量方法的准确性。**结果:**相比只考虑PDD数据的能量拟合方法,本研究得到的合成能量10 MV与金标准数据10 MV光子束相比,各尺寸射野下PDD的均方根误差有所增加,但均小于1%,而OCR的均方根误差明显减小(特别是20 cm以上的射野),均小于0.5%。三维仿真水模体数据和实际患者数据测试例实验结果优于只考虑PDD数据的能量拟合方法。**结论:**利用PDD和OCR数据合成光子能量方法的效果较仅使用PDD数据的方法更好,合成能量光子与实际10 MV光子之间PDD和OCR差异较小,基于三维仿真水模体和实际病例数据的不同放疗技术计划三维剂量分布的一致性很高,拟合能量光子可代替实际能量光子用于临床治疗。

【关键词】放射治疗;光子能量合成;百分深度剂量;离轴剂量

【中图分类号】R811.1;R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)07-0793-08

Photon energy synthesis method on medical linac for radiotherapy

ZHANG Xile^{1,2}, ZHOU Fugen¹, LIU Bo¹, WU Qiuwen³

1. Image Processing Center, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. Department of Radiation Oncology, Peking University Third Hospital, Beijing 100191, China; 3. Department of Radiation Oncology, Duke University Medical Center, Durham 3295, USA

Abstract: Objective To propose an energy synthesis method that can fit photons with any known intermediate energies through high- and low-energy photons and compare it with the existing method. **Methods** Percentage depth dose (PDD) and off-center ratio (OCR) are two important characteristics that affect the calculation accuracy of the beam model. The study adopted the PDD and OCR of the gold standard data (6 and 15 MV beams) of Varian TrueBeam accelerator, and used the least squares fitting method to fit the intermediate energy (E_{syn} -10 MV). The E_{syn} -10 MV was compared with the gold standard data (TB-10 MV), and the proposed method was compared with other fitting method for validating the feasibility and validity of the method. The accuracy of the energy synthesis method was further verified by experiments with 3D water phantom and the actual cases of different tumor sites. **Results** Compared with the energy synthesis method that only considers PDD, the proposed method obtained the E_{syn} -10 MV with increased PDD root mean square error under each size of the field and reduced OCR root mean square error (especially for fields above 20 cm), and the root mean square errors of PDD and OCR were all less than 1.0% and 0.5%. The experimental results of the proposed method on 3D water phantom and the actual cases were also better than those of the energy synthesis method that only considers PDD. **Conclusion** The energy synthesis method that considers both PDD and OCR is superior to that only considering PDD, and the differences in PDD and OCR between E_{syn} -10 MV photons and TB-10 MV photons are trivial. The consistency of 3D dose distribution in different radiotherapy plans for 3D water phantom and the actual cases is high. Therefore, the synthetic energy photons can replace actual energy photons for clinical treatment.

Keywords: radiotherapy; photon energy synthesis; percentage depth dose; off-center ratio

【收稿日期】2023-05-06

【基金项目】国家重点研发计划(2019YFB1311300, 2019YFB1311301)

【作者简介】张喜乐, 博士, 研究方向: 放射治疗中光子能量优化方法、影像引导的调强放射治疗技术和治疗计划快速优化等, E-mail: xile.zhang@hsc.pku.edu.cn

【通信作者】周付根, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向: 多模图像配准与融合、生物医学成像、图像处理与识别, E-mail: zhufugen@buaa.edu.cn

前言

医用直线加速器是一种常用的外照射放射治疗设备,通常配备多档能量的光子,方便计划设计者根据患者自身因素(胖瘦)、肿瘤位置(深浅)以及肿瘤与危及器官的距离远近等因素,为每位患者选择合适的能量来制定个体化放射治疗方案^[1]。然而由于医用直线加速器工程的复杂性和输出剂量率的要求,商业加速器的设计只配备有限数量档的光子能量(通常为2至3档)。随着医用直线加速器输出光子能量档数增多,设备制造工艺的复杂性和成本将明显增加。此外,还需要额外质量保证要求,间接增加用户后期维护的人力和时间成本^[2]。

不同能量的光子射束具有不同的穿透能力和其它剂量学特性^[3]。射束的百分深度剂量曲线(PDD)和离轴剂量分布曲线(OCR)数据是光子射线与能量相关的两个重要特征参数,也是医用直线加速器光子射束建模的重要数据^[4],直接影响治疗计划系统的剂量计算准确度^[5]。前期工作中,Wu等^[6]提出使用一个低能量光子(6 MV)和一个高能量光子(15 MV)的PDD数据,通过数据拟合得到已知中间能量光子(10 MV)的PDD数据能量合成方法,但该方法的数据拟合中未考虑使用OCR数据。鉴于此,本文提出一种新的光子能量合成方法,在数据拟合中综合使用了PDD和OCR数据,使用最小二乘法线性拟合方法来求解拟合系数,使得各个射野下合成能量与已知能量光子的PDD和OCR的均方根误差(Root Mean Squared Error, RMSE)和最小。为了验证本研究提出的能量合成方法的性能,与只使用PDD数据的Wu等^[6]方法进行定量分析。对两种方法得到的合成能量光子分别与实际能量的光子射束数据进行比较,分析两种拟合方法的准确度,然后基于三维仿真水模体数据和实际患者数据,分别制定不同能量的光子计划,进一步验证两种合成方法在三维剂量计算上的准确度。

1 资料与方法

1.1 实验数据准备

本研究使用的射束建模数据是临床常用的瓦里安公司(Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)TrueBeam加速器的金标准射束数据^[7],选择使用金标准射束数据中6 MV、15 MV和10 MV光子进行实验,用于验证光子能量合成方法的准确性。不同能量光子的射束数据是使用三维水箱在不同射野尺寸下测量得到的,SSD=100 cm。其中,PDD数据测量范围为0~30 cm,OCR数据分别在4个不同深度处

(5、10、20和30 cm)测量。所有PDD和OCR数据在拟合前进行插植重采样处理。PDD数据以1 mm间距采样,并在最大剂量深度 d_{\max} 处归一化为100%,OCR数据以1 mm间距采样,中心点值设置为相同射野尺寸下,同一深度处射野中心轴上的PDD值,其他点按照OCR曲线的其他点按此中心点值进行归一化处理。

1.2 光子能量合成方法

对于给定的一台医用直线加速器,通常包含一个低能(E_{low})、一个高能(E_{high})和若干中间能量(E_{mid})的光子。每档能量光子的射束数据,包括各个射野尺寸下PDD及OCR(不同深度处)等数据都可以用来计算光子能量合成算法的数据匹配。对于每个射野几何尺寸,合成能量(E_{syn})光子可以定义为 E_{low} 和 E_{high} 的光子线性组合,其相应的PDD和OCR的表达式如下所示:

$$\begin{cases} pdd_{E_{\text{syn}}} = \alpha \cdot pdd_{E_{\text{low}}} + \beta \cdot pdd_{E_{\text{high}}} \\ ocr_{E_{\text{syn}}} = \alpha \cdot ocr_{E_{\text{low}}} + \beta \cdot ocr_{E_{\text{high}}} \end{cases} \quad (1)$$

其中, α 和 β 是 E_{low} 和 E_{high} 的权重系数。考虑到合成方法的可用性和简单性,本研究采用最小二乘法,拟合求解得到各个射野下拟合权重系数(α, β),使得合成能量 E_{syn} 与实际能量 E_{mid} 在不同尺寸射野下PDD和OCR的RMSE值加权和最小,光子射束数据间差异最小。

$$\begin{cases} \arg \min_{\alpha, \beta} (\text{RMSE}_{\text{PDD}} + \text{RMSE}_{\text{OCR}}) \\ \text{RMSE}_{\text{PDD}} = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (pdd_{E_{\text{mid}}}(i) - pdd_{E_{\text{syn}}}(i))^2} \\ \text{RMSE}_{\text{OCR}} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (ocr_{E_{\text{mid}}}(i) - ocr_{E_{\text{syn}}}(i))^2} \end{cases} \quad (2)$$

其中, m 和 n 分别表示PDD和OCR曲线的数据采样点的总个数;变量 i 为第 i 个采样点;RMSE_{PDD}和RMSE_{OCR}分别表示为相应 pdd 和 ocr 的RMSE。

1.3 光子能量合成方法的准确性验证

首先利用6 MV(TB-6 MV)和15 MV(TB-15 MV)光子,合成得到中间能量为10 MV(E_{syn} -10 MV)光子,与实际10 MV(TB-10 MV)光子进行比较。对于楔形射野,选择30°楔形射野的射束数据来评估楔形射野下的能量合成方法的准确性。每个射野尺寸下,对拟合得到的和实际测量的PDD和OCR曲线的剂量差异进行逐点比较分析。为了定量评估拟合方法的误差,除了使用RMSE值之外,还使用2%的剂量差异(Dose Difference, DD)标准和1 mm的距离符合度(Distance to Agreement, DTA)对拟合得到的和实际测量的PDD和OCR曲线进行1D-Gamma分析^[8]。

1.4 基于三维仿真水模体数据的方法验证

为了评估合成能量的光子射束数据能否用于三维计划剂量计算,在治疗计划系统上设计不同射野尺寸计划,评估合成能量光子和实际能量光子的计划之间的三维剂量学差异。在计划系统内创建一个(60×60×60) cm³三维仿真水模体,然后分别使用大小为3、4、6、8、10、20、30和40 cm的射野,设计两组使用不同能量光子(TB-10 MV和E_{syn}-10 MV)的单开野计划。第一组计划,SSD=100 cm,机架角度为0°,1 000 MU,使用实际能量TB-10 MV光子射束制定计划。第二组计划中,每个射束方向包含两个射野参数完全相同但能量不同的射束(TB-6 MV和TB-15 MV),合成得到能量为E_{syn}-10 MV光子射束,两个能量射束的MU值是根据式(1)能量合成算法得到的拟合系数(α, β)计算得到。两组计划使用相同的剂量计算算法和剂量计算网格,将两组计划的三维剂量分布以DICOM格式导出,使用Plastimatch工具包进行3D-Gamma分析^[9]。3D-Gamma分析中DTA设置为1 mm,DD设置为1%(最严格)和2%,剂量评估阈值设置为5%。

1.5 基于实际患者数据的方法验证

选择5例不同肿瘤位置的实际患者CT图像数据,包括脑膜瘤、肺癌、乳腺癌、肝癌和前列腺癌患者。每个病例分别设计两组不同能量光子(TB-10 MV和E_{syn}-10 MV)的治疗计划,研究光子能量合成算法在临床治疗中应用的可行性。第一组计划使用实际射束TB-10 MV光子分别生成3DCRT、IMRT和VMAT 3种不同放疗技术的3个计划。第二组计划保持各个射野参数不变,使用合成能量E_{syn}-10 MV光子,E_{syn}-10 MV射束由TB-6MV和TB-15 MV射束合成得

到。类似地,每个射束方向的TB-6 MV和TB-15 MV两个能量射束的MU值是根据式(1)能量合成算法得到的拟合系数(α, β)计算得到。不同放疗技术的两组计划间比较,使用3D-Gamma分析两个不同能量计划三维剂量分布的 γ 通过率。3D-Gamma分析中,DTA标准设置为1 mm,DD设置为1%,剂量评估阈值设置为5%。

1.6 与其它光子能量合成方法对比

与既往Wu等^[6]提出的方法进行对比,分析不同合成方法得到的合成能量光子射束的剂量差异。由于Wu等^[6]方法在数据拟合中未考虑使用OCR数据,因此在OCR数据拟合生成中,使用了PDD的拟合系数。依照上述方法对不同拟合方法得到合成能量和实际能量光子的PDD和OCR曲线的剂量差异进行逐点比较分析和1D-Gamma分析,并基于三维仿真水模体数据和实际患者数据,分析不同能量的计划间三维剂量分布的差异。

2 结果

2.1 开放射野的光子能量合成结果

对于开放射野,两种能量合成方法拟合得到E_{syn}-10 MV的PDD和OCR的RMSE值,见表1。对于每个射野尺寸,本文方法得到的PDD的最大RMSE为0.85%,OCR的最大RMSE为0.39%。Wu等^[6]方法得到的PDD的最大RMSE为0.50%,OCR的最大RMSE为1.05%。本文方法综合考虑了PDD和OCR数据进行数据拟合,各个射野下PDD的RMSE有所增加,但均小于1.0%,而OCR的RMSE明显减小(特别是20 cm以上的射野),均小于0.5%。

表1 两种方法的TB-10 MV和E_{syn}-10 MV之间的PDD和OCR的拟合结果(%)
Table 1 RMSE of PDD and OCR between TB-10 MV and E_{syn}-10 MV for two methods (%)

方法	参数	方野尺寸							
		3 cm	4 cm	6 cm	8 cm	10 cm	20 cm	30 cm	40 cm
本文方法	RMSE _{PDD}	0.46	0.51	0.50	0.50	0.52	0.58	0.77	0.85
	RMSE _{OCR}	0.10	0.12	0.16	0.16	0.22	0.27	0.34	0.39
Wu等 ^[6] 方法	RMSE _{PDD}	0.46	0.50	0.47	0.47	0.44	0.31	0.33	0.35
	RMSE _{OCR}	0.11	0.13	0.20	0.21	0.32	0.55	0.86	1.05

表2总结了两种能量合成方法拟合得到的10 MV射束的PDD和OCR曲线1D-Gamma分析结果。本文方法在2%/1 mm的标准下,除了少数大尺寸射野下30 cm深度处OCR(最低 γ 通过率为81.5%),大多数PDD和OCR的 γ 通过率都基本达到了100%。而Wu等^[6]方法大尺寸射野下20 cm和30 cm深度处

OCR的 γ 通过率很低,最低 γ 通过率为22.8%。

图1和图2显示了两种能量合成方法得到的TB-10 MV和E_{syn}-10 MV射束在射野尺寸为(10×10) cm²和(20×20) cm²的PDD和OCR曲线的剂量差异,可以看到本文方法得到的合成能量(E_{syn}-10 MV)光子,与实际能量10 MV(TB-10 MV)光子之间的PDD和

表2 两种方法的TB-10 MV和E_{syn}-10 MV之间PDD和OCR的1D-Gamma通过率(%)
Table 2 1D-Gamma passing rates of PDD and OCR between TB-10 MV and E_{syn}-10 MV for two methods (%)

方法		深度	方野尺寸							
			3 cm	4 cm	6 cm	8 cm	10 cm	20 cm	30 cm	40 cm
本文方法	OCR	5 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		10 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		20 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		30 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	86.1	81.5	83.2
	PDD	-	99.7	99.7	99.7	99.7	99.7	99.7	99.7	99.7
Wu等 ^[6] 方法	OCR	5 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		10 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		20 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	67.7	47.4	47.3
		30 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	97.4	46.1	39.6	22.8
	PDD	-	99.7	99.7	99.7	99.7	99.7	99.7	100.0	100.0

OCR曲线差异较小,各个射野尺寸下,PDD最大差异不超过3.9%,OCR最大差异在1.4%以内。而Wu等^[6]方法较本文方法,虽然PDD曲线差异变小,但大

尺寸射野下30 cm深度处OCR曲线差异变大,其中PDD的最大差异不超过2.5%,OCR的最大差异为2.6%。

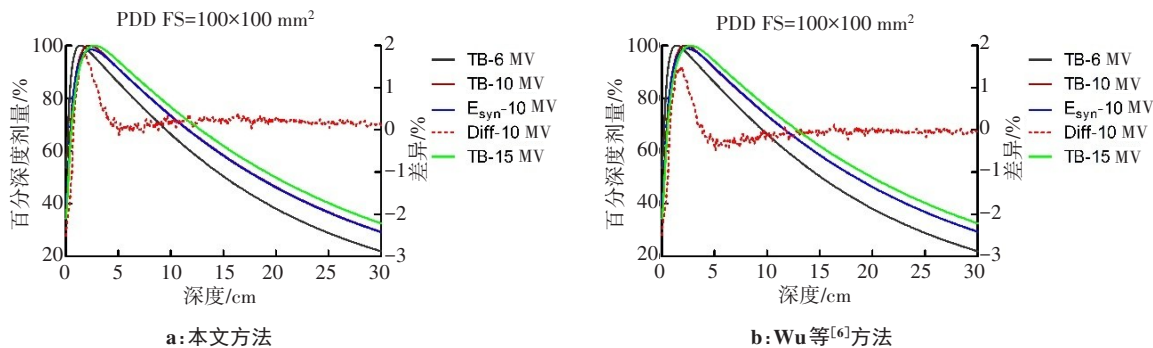


图1 两种方法的TB-10 MV和E_{syn}-10 MV的PDD曲线显示
Figure 1 PDD of TB-10 MV and E_{syn}-10 MV for two methods

2.2 楔形射野的光子能量合成结果

对于楔形射野,OCR曲线不再平坦且梯度较大,这对光子能量合成算法的曲线拟合具有挑战性。拟合得到的E_{syn}-10 MV的PDD和OCR的RMSE值总结在表3中。从表中可以看到,不管是本文方法还是Wu等^[6]方法,拟合得到的楔形野的PDD和OCR的RMSE值略高于开放射野。其中,本文方法得到PDD的最大RMSE为1.07%,OCR的最大RMSE为0.50%。Wu等^[6]方法得到PDD的最大RMSE为0.53%,OCR的最大RMSE为1.28%。整体而言,本文方法优于Wu等^[6]方法。

表4总结了拟合得到的30°楔形野下10 MV射束的PDD和OCR曲线1D-Gamma分析结果。本文方法在2%/1 mm的标准下,除了少数大尺寸射野下30 cm

深度处OCR(最低γ通过率为90.6%),大多数PDD和OCR的γ通过率都基本达到了100%。而Wu等^[6]方法大尺寸射野下20 cm和30 cm深度处OCR的γ通过率很低,最低γ通过率为28.5%。

图3显示了两种拟合方法的TB-10 MV和E_{syn}-10 MV在(30×30) cm²射野下的OCR曲线差异,可以看到本文方法得到的合成能量(E_{syn}-10 MV)光子,与实际能量10 MV(TB-10 MV)光子之间的OCR曲线差异很小,差异均在1.2%以内,而Wu等^[6]方法差异很大,超过2%。

2.3 基于三维仿真水模体数据的方法验证

表5总结了分别使用5%剂量评估阈值和2%/1 mm和1%/1 mm评估标准对水模体中不同计划的3D-Gamma分析结果。在1%/1 mm评估标准下,本文方

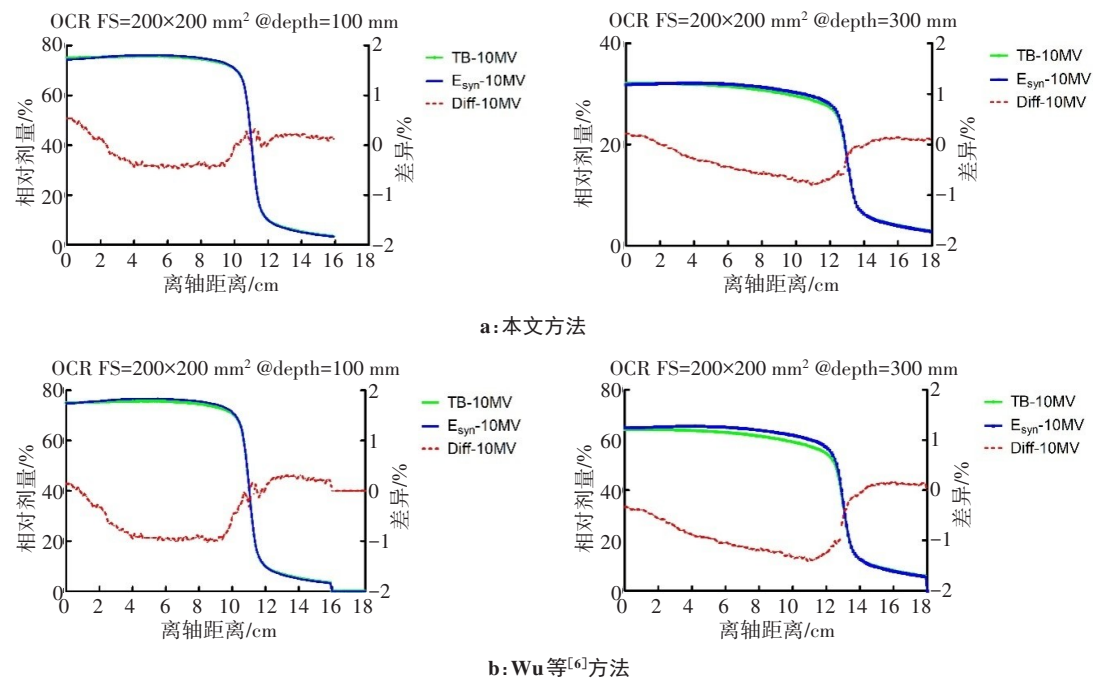


图2 两种方法的TB-10 MV和E_{syn}-10 MV的OCR曲线显示
Figure 2 OCR of TB-10 MV and E_{syn}-10 MV for two methods

表3 楔形射野中两种方法的PDD和OCR的拟合结果(%)
Table 3 RMSE of PDD and OCR for two methods in the wedge field (%)

方法	参数	方野尺寸				
		4 cm	10 cm	20 cm	30 cm	40 cm
本文方法	RMSE _{PDD}	0.54	0.63	0.79	0.97	1.07
	RMSE _{OCR}	0.18	0.26	0.36	0.50	0.49
Wu等 ^[6] 方法	RMSE _{PDD}	0.53	0.46	0.33	0.31	0.47
	RMSE _{OCR}	0.20	0.42	0.78	1.18	1.28

方野尺寸40 cm表示为X=30 cm和Y=40 cm的楔形射野

表4 楔形射野中两种方法的PDD和OCR的1D-Gamma通过率(%)
Table 4 1D-Gamma passing rates of PDD and OCR for two methods in the wedge field (%)

方法		深度	方野尺寸				
			4 cm	10 cm	20 cm	30 cm	40 cm
本文方法	OCR	5 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		10 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		20 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		30 cm	100.0	100.0	100.0	92.2	90.6
	PDD	-	99.7	98.0	99.7	99.7	99.7
Wu等 ^[6] 方法	OCR	5 cm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
		10 cm	100.0	100.0	100.0	98.4	91.8
		20 cm	100.0	100.0	73.2	64.7	55.6
		30 cm	100.0	88.3	57.1	38.1	28.5
	PDD	-	99.7	99.7	99.7	99.7	99.7

法的最低 γ 通过率为87.3%, Wu等^[6]方法为24.7%。在2%/1 mm评估标准下, 本文方法的最低 γ 通过率为98.2%, Wu等^[6]方法为94.4%。整体而言, 本文方法优于Wu等^[6]方法, 特别是最严格的1%/1 mm评估标准下, 大尺寸射野差异更明显。

图4显示了两种拟合方法的TB-10 MV和E_{syn}-10 MV射线束的不同射野下两组计划在等中心平面中的 γ 值分布图, 评估标准为1%/1 mm。可以看到本文方法得到的合成能量(E_{syn}-10 MV)光子计划的等中心平面中的 γ 值分布图中, 未达到1%(DD)/1 mm(DTA)标准($\gamma>1.0$)的点主要位于浅表和部分射野外区域, 整体 γ 值相对较小。而Wu等^[6]方法, 未达到1%(DD)/1 mm(DTA)标准($\gamma>1.0$)的点主要位于浅表、射野内和部分射野外区域, 整体 γ 值相对较大, 结果比本文方法要差。

2.4 基于实际患者数据的方法验证

表6总结了5例临床病例的两组不同放疗技术计划的剂量分布的3D-Gamma结果, Gamma分析使用5%剂量评估阈值和1%/1 mm评估标准。本文方法所有病例 γ 通过率较高, 最低 γ 通过率为97.4%。Wu等^[6]方法所有病例 γ 通过率相对较低, 最低 γ 通过率为92.7%, 结果要比本文方法稍差。

3 讨论

目前用于调节医用直线加速器输出射束能量方法可大致分为3类: 硬件方法^[10-11]、基于蒙特卡罗仿真

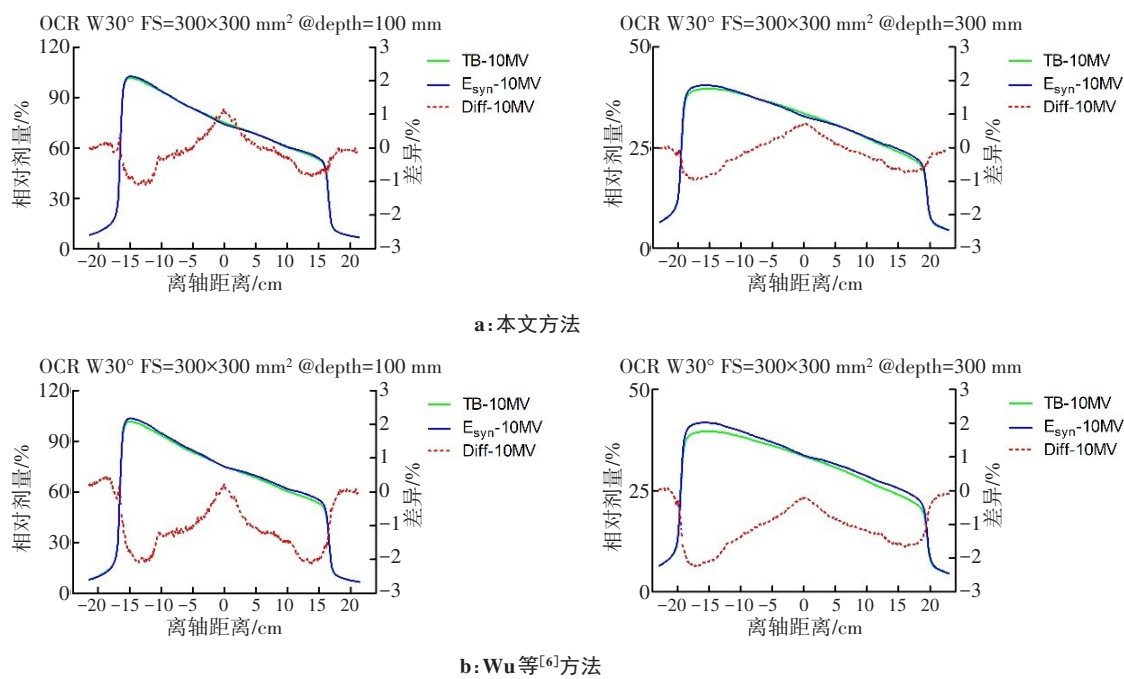


图 3 楔形射野中两种方法的 TB-10 MV 和 E_{syn}-10 MV 的 OCR 的差异
Figure 3 Differences in OCR of TB-10 MV and E_{syn}-10 MV for two methods in the wedge field

表 5 两种方法的 TB-10 MV 和 E_{syn}-10 MV 两组计划 3D-Gamma 分析结果(%)

Table 5 3D-Gamma analysis results between TB-10 MV and E_{syn}-10 MV plans (%)

方法	分析标准	方野尺寸							
		3 cm	4 cm	6 cm	8 cm	10 cm	20 cm	30 cm	40 cm
本文方法	1%/1 mm	97.4	98.2	98.9	99.7	99.6	95.4	87.3	87.7
	2%/1 mm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	99.6	99.6	98.2
Wu 等 ^[6] 方法	1%/1 mm	95.7	98.9	98.8	99.8	94.9	74.3	31.7	24.7
	2%/1 mm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	99.8	99.6	94.4

方法^[12-15]和基于测量数据拟合法^[6, 16]。目前硬件控制方法主要有两种:一是通过改变磁控管或速调管输出功率,实现多个能量光子调节,缺点是能量调节范围小^[10];二是使用能量开关方法进行多种能量调节,缺点是加速器可选择能量较少,无法连续调整^[11]。而基于蒙特卡罗方法,使用的合成模型复杂,生成的实验射束数据并不能实际应用于临床治疗。本文研究提出一种新的思路,重点关注可观察到的物理效应,例如人们可以测量、普遍接受的剂量学的物理量,来表征光子的能量,从直线加速器的已知两档光子能量合成其它已知中间能量光子数据的方法。通过这种方法,在严格的标准下拟合给定的已知能量光子射束的剂量学特征。本文方法与传统的能量匹配方法有根本的不同,不需要对加速器波导的设计或束流调试进行修改^[17-19]。此外,它利用水中采集的射线束数据进行能量合成,因此其拟合结果与治疗计划系统或不同的光子剂量计算算法无关,从而适用于各种治疗计

划。该方法适用于多种场景,包括开放射野和楔形射野,以及 3DCRT、IMRT 和 VMAT 技术等。

在本研究中,将 Wu 等^[6]提出的未考虑使用 OCR 数据的拟合法进行对比,并对两种方法准确度以及三维仿真水模体数据和实际患者数据计划剂量分布进行比较分析,结果发现本文提出的能量合成方法要优于 Wu 等^[6]方法,得到的合成能量(E_{syn}-10 MV)光子,与实际能量 10 MV(TB-10 MV)光子之间的 PDD 和 OCR 曲线差异很小,基于三维仿真模体数据和实际患者数据计划剂量分布一致性很高,合成能量的光子数据能够用于三维计划剂量计算。值得指出的是,本研究中的方法验证用来证明实际能量与合成能量光子射束的剂量学特性的等效性,而不是优越性。这种能量合成技术有许多临床益处。例如,不同能量光子的同一台或另一台不同的直线加速器上,当一台直线加速器上的该能量光子治疗不可用时,而其它能量的光子可用,那么根据本文方

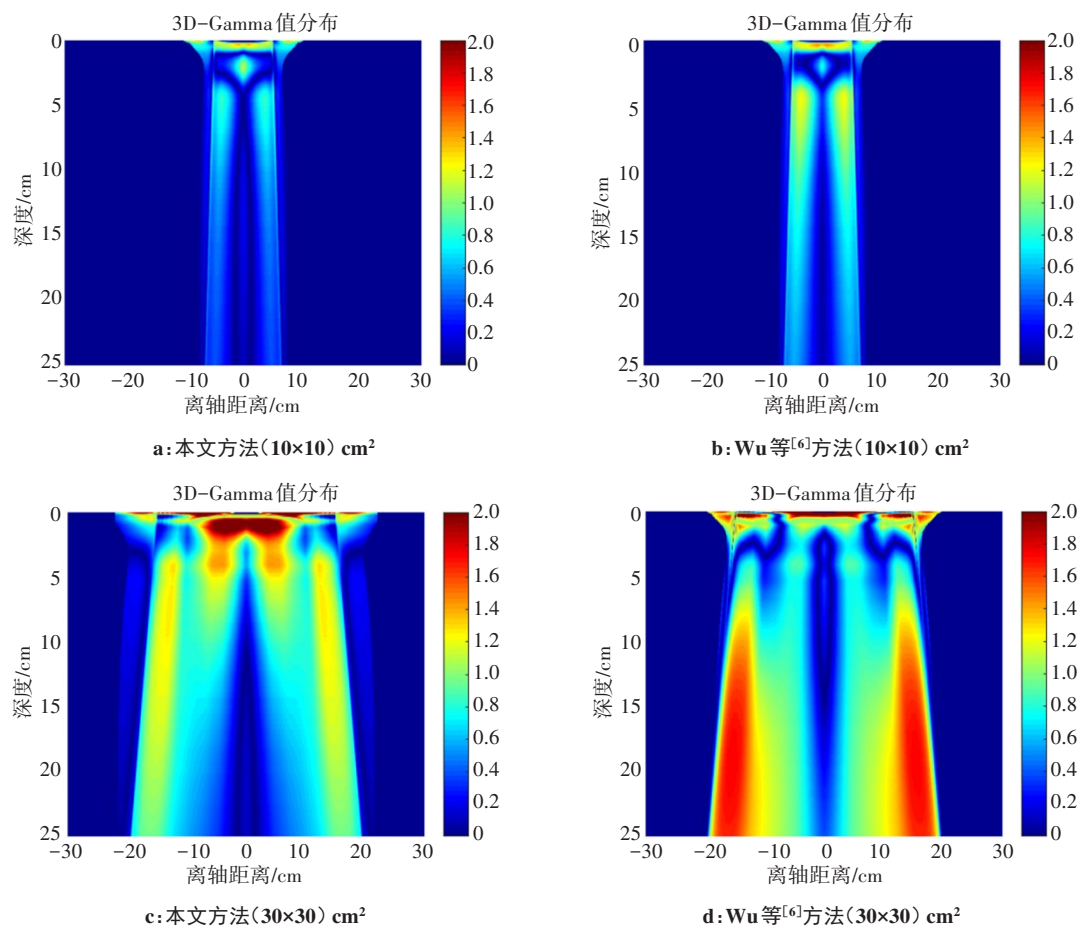


图4 两种方法的三维仿真水模体等中心平面上 γ 值分布

Figure 4 Gamma distributions on the central plane of 3D water phantom for two methods

表 6 5例临床病例的3D-Gamma通过率(%)

Table 6 3D-Gamma passing rates of 5 clinical cases (%)

方法	放疗部位	3DCRT	IMRT	VMAT
本文方法	Case 1(脑膜瘤)	99.9	100.0	100.0
	Case 2(乳腺癌)	97.7	97.4	99.1
	Case 3(肺癌)	99.6	99.6	99.7
	Case 4(肝癌)	100.0	100.0	100.0
	Case 5(前列腺癌)	99.5	99.6	99.0
Wu等 ^[6] 方法	Case 1(脑膜瘤)	100.0	99.1	100.0
	Case 2(乳腺癌)	92.7	96.5	97.7
	Case 3(肺癌)	99.9	99.1	99.1
	Case 4(肝癌)	100.0	100.0	100.0
	Case 5(前列腺癌)	97.3	97.7	99.6

法,利用其他两档能量光子,可以提供已知能量光子束的放射治疗计划几乎相同的剂量分布,患者仍然可以在相同或不同的直线加速器上接受放射治疗,从而防止患者治疗延误。

该合成方法也存在一些缺点需要考虑。首先,执行效率方面存在明显的限制。在使用合成能量光

子计划时,每个射野都需要执行两次照射,切换高能量和低能量的光子束。其次,在射野的浅表和射野外区域存在差异较大的情况,尽管这些差异可能不像在三维剂量分布中进行3D-Gamma分析时那样重要,但仍需要仔细评估每个计划的总体剂量分布差异。另外,光子能量超过10 MV就会产生中子^[20],可能会导致继发性癌症的发生率增加^[21]。在未来的研究中,可以将中子剂量考虑在内,开展基于蒙特卡罗的模拟研究,并将生物学优化指标引入到计划优化中。

【参考文献】

[1] Kry SF, Bednarz B, Howell RM, et al. AAPM TG 158: measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy[J]. Med Phys, 2017, 44(10): e391-e429.

[2] Caudrelier V, Garcia R, Bourhis J, et al. Cost of quality assurance in radiotherapy: human and material requirements[J]. Cancer Radiother, 2005, 9(6-7): 444-448.

[3] Laughlin JS, Mohan R, Kutcher GJ. Choice of optimum megavoltage for accelerators for photon beam treatment[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1986, 12(9): 1551-1557.

[4] Lebron S, Lu B, Yan G, et al. Parameterization of photon beam dosimetry for a linear accelerator[J]. Med Phys, 2016, 43(2): 748-760.

[5] Brualla L, Mayorga PA, Fluhs A, et al. Retinoblastoma external beam photon irradiation with a special 'D'-shaped collimator: a comparison

- between measurements, Monte Carlo simulation and a treatment planning system calculation[J]. *Phys Med Biol*, 2012, 57(22): 7741-7751.
- [6] Wu Q, Addido J, Zhuang T, et al. Synthetic photon energy on LINAC for radiation therapy[J]. *Med Phys*, 2017, 44(6): 3305.
- [7] Chang Z, Wu Q, Adamson J, et al. Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: composite data of three TrueBeam machines[J]. *Med Phys*, 2012, 39(11): 6981-7018.
- [8] Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method[J]. *Med Phys*, 2003, 30(9): 2455-2464.
- [9] Shackleford J, Kan Da Samy N, Sharp G. Plastimatch—an open-source software for radiotherapy imaging[M]. *High Performance Deformable Image Registration Algorithms for Manycore Processors*, 2013.
- [10] Hanna S. Review of energy variation approaches in medical accelerators [C]//11th European Particle Accelerator Conference. *Proceedings of EPAC08*, 2008: 1797-1799.
- [11] 宋瑞英, 贺守波, 汪鹏. 14 MeV 医用同源双模中能电子直线加速管的研制[J]. *核技术*, 2016, 39(5): 31-36.
- [11] Song RY, He SB, Wang P. Development of a 14-MeV dual-mode congeneric mid-energy accelerating structure for medical electron linear accelerator[J]. *Nuclear Techniques*, 2016, 39(5): 31-36.
- [12] Chibani O, Moftah B, Ma CM. On Monte Carlo modeling of megavoltage photon beams: a revisited study on the sensitivity of beam parameters[J]. *Med Phys*, 2010, 38(1): 188-201.
- [13] 夏祥, 李永宝, 吴朝霞, 等. Varian RapidARC 直线加速器 6 MeV-X 线虚拟源模型的建立[J]. *中国医学物理学杂志*, 2017, 34(6): 561-569.
- [13] Xia X, Li YB, Wu ZX, et al. Establishment of a virtual source model of Varian RapidARC linear accelerator with 6 MeV X-ray[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2017, 34(6): 561-569.
- [14] Zhang Y, Feng Y, Ming X, et al. Energy Modulated Photon Radiotherapy: a Monte Carlo feasibility study[J]. *Biomed Res Int*, 2016, 2016: 7319843.
- [15] Park JM, Kim JI, Heon CC, et al. Photon energy-modulated radiotherapy: Monte Carlo simulation and treatment planning study [J]. *Med Phys*, 2012, 39(3): 1265-1277.
- [16] Tahmasebi BM, Chegeni N, Tahmasbi M, et al. Calculating weighting factors for mixing megavoltage photon beams to achieve desirable dose distribution in radiotherapy[J]. *J Biomed Phys Eng*, 2019, 9(3): 279-284.
- [17] Rojas-Lopez JA, Venencia D. Importance of beam-matching between TrueBeam STx and novalis Tx in pre-treatment quality assurance using portal dosimetry[J]. *J Med Phys*, 2021, 46(3): 211-220.
- [18] Krishnappan C, Radha CA, Balaji K, et al. Evaluation of beam matching accuracy among six linacs from the same vendor[J]. *Radiol Phys Technol*, 2018, 11(4): 423-433.
- [19] Bhangle JR, Narayanan VK, Kumar NK, et al. Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators[J]. *J Med Phys*, 2011, 36(3): 176-180.
- [20] Kry SF, Salehpour M, Followill DS, et al. Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2005, 62(4): 1204-1216.
- [21] Kry SF, Salehpour M, Followill DS, et al. The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity-modulated radiation therapy [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2005, 62(4): 1195-1203.

(编辑:陈丽霞)