

利用蒙特卡罗模拟比较医用电子直线加速器均整模式和非均整模式下光子束的半影分布特性

唐华南¹, 陈蕾², 傅玉川¹, 李长虎¹, 韩纪锋²

1. 四川大学华西医院肿瘤中心/放射物理技术中心, 四川 成都 610041; 2. 四川大学原子核科学技术研究所/辐射物理及技术教育部重点实验室, 四川 成都 610064

【摘要】目的:通过蒙特卡罗模拟对比分析不同能量条件下光子均整(FF)射束和非均整(FFF)射束的半影分布特性。**方法:**利用BEAMnrc程序构建医科达 Versa HD 加速器FF模式和FFF模式下的机头模型,同时使用DOSXYZnrc程序建立标准水箱模型,模拟计算不同模式、不同打靶电子能量下的光子束在标准水模中的百分深度剂量(PDD)和射野离轴比(OAR),并与测量数据进行对比,确定不同模式下光子束的打靶电子能量。对FF射束采用射束中心轴剂量20%~80%之间的宽度计算半影,对FFF射束采用Ponisch方法计算半影,比较不同射束的半影宽度。**结果:**相同打靶电子能量条件下,6 MV FFF射束的半影相较于6 MV FF射束更锐利,但随着射野尺寸的增大,FFF射束的半影优势逐渐消失。当打靶电子能量提高到7.0 MeV时,6 MV FFF射束的半影与6 MV FF射束的半影趋于一致。对于10 MV FF和10 MV FFF射束,小野时FFF射束半影有明显优势。**结论:**打靶电子能量是决定不同射束半影特性的主要因素。

【关键词】均整模式;非均整模式;蒙特卡罗模拟;医用直线加速器;半影

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)09-1069-06

Monte Carlo simulation and comparison for the penumbra characteristics of flattening filter and flattening filter free photon beams from medical electron linear accelerator

TANG Huanan¹, CHEN Lei², FU Yuchuan¹, LI Changhu¹, HAN Jifeng²

1. Radiotherapy Physics & Technology Center/Cancer Center, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China; 2. Key Laboratory of Radiation Physics and Technology, Ministry of Education/Institute of Nuclear Science and Technology, Sichuan University, Chengdu 610064, China

Abstract: Objective To analyze the penumbral characteristics of flattening filter (FF) and flattening filter free (FFF) photon beams under different energy conditions using Monte Carlo simulation. **Methods** BEAMnrc program was used to model Elekta Versa HD accelerator head in FF mode and FFF mode, and DOSXYZnrc program to build the standard water tank model. The percentage depth dose (PDD) and off-axis ratio (OAR) of the photon beam in the standard water model under different modes and different incident electron energies were simulated and compared with the measurement data to determine the incident electron energy of the photon beam in different modes. For FF beam, the width between 20% and 80% of the beam center axis dose was used to calculate the penumbral; and for FFF beam, the penumbral was calculated with Ponisch method. The penumbral widths of different beams were compared. **Results** With the same incident electron energy, the penumbra of 6 MV FFF beam was sharper than that of 6 MV FF beam, but the penumbra advantage of FFF beam gradually disappeared with the increase of the field size. When the incident electron energy was increased to 7.0 MeV, the penumbra of 6 MV FFF beam tended to coincide with that of 6 MV FF beam. For 10 MV FF and 10 MV FFF beams, FFF beam penumbra had obvious advantages for small field. **Conclusion** Incident electron energy is the main factor determining the characteristics of different beam penumbras.

Keywords: flattening filter mode; flattening filter free mode; Monte Carlo simulation; medical electron linear accelerator; penumbra

【收稿日期】2023-04-26

【基金项目】四川省科技计划重点研发项目(2020YFS0274)

【作者简介】唐华南,研究方向:放射治疗物理技术,E-mail: 2515362532@qq.com

【通信作者】傅玉川,研究方向:医学物理与辐射防护,E-mail: ychfu@hotmail.com

前言

随着现代放疗设备和技术的发展,医用电子直线加速器的非均整(Flattening Filter Free, FFF)模式被越来越广泛地应用于放疗实践中。相较于均整(Flattening Filter, FF)模式,FFF模式具有输出剂量率高、剂量梯度大的特点,这使其能够在立体定向放射治疗(Stereotactic Body Radiotherapy, SBRT)和立体定向放射外科(Stereotactic Radiosurgery, SRS)等精确治疗技术中发挥重要作用^[1-2]。模体内射束轴上任一点剂量梯度的大小与该点剂量值、该点百分深度剂量在射束轴上的斜率、照射角度等参量有关^[3]。为使靶区和周围危及器官之间获得更大的剂量梯度,靶区边缘剂量跌落更快,射束半影越小越好^[4]。而医用电子直线加速器产生的半影主要受到射束能量、束流焦斑、测量深度、准直器结构、组织密度等的影响。一般来说,射束半影随着射束能量和测量深度的增加以及组织密度的降低而增加^[5],但是由于测量过程中电离室的体积效应及半影区缺乏电子平衡^[6],导致半影测量的准确度被限制。在以小野组合为基础的调强放射治疗(Intensity-Modulated Radiotherapy, IMRT)中,很小的射束半影差异也会导致最终的剂量分布发生改变。

针对FF模式和FFF模式下射束剂量学特性的研究主要分为两类:测量和蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)模拟^[7-10],但较少对其中的半影分布特性进行系统的分析和评估。MC方法是公认的能精确模拟辐射输运过程的算法,在医学物理领域被应用于模拟加速器机头结构、模体内射线与物质的相互作用和剂量分布计算等研究中^[11]。本研究利用加拿大国家研究委员会(National Research Council Canada, NRC)发布的通用蒙特卡罗程序BEAMnrc/DOSXYZnrc对医科达Versa HD直线加速器6 MV FF射束和6 MV FFF射束进行建模和验证后^[12-13],比较研究了标称能量分别为6 MV和10 MV的光子束在不同靶电子能量、不同均整模式下的射束半影分布特性,从而为临床计划设计提供底层的数据参考。

1 材料与方法

1.1 实验测量

采用IBA Blue Phantom 2三维水箱和PTW CC13电离室对医科达Versa HD医用直线加速器6 MV FF和6 MV FFF射束的百分深度剂量(Percentage Depth Dose, PDD)和射野离轴比(Off-Axis Ratio, OAR)进行测量。测量射野包括5 cm×5 cm、10 cm×10 cm、20 cm×20 cm、30 cm×30 cm。三维水箱采用连续模

式测量,测量范围为水下35 cm至水上0.5 cm,数据采集时源皮距(Source Surface Distance, SSD)设为100 cm。

1.2 MC模拟

使用BEAMnrc程序对医科达Versa HD加速器机头6 MV FF射束和6 MV FFF射束进行建模^[14-16],分别使用SLABS、CONS3R、FLAFILT、CHAMBER、MIRROR、SYNCLMLCE、SYNCLJAWS、SLABS组件模拟加速器机头中的靶、初级准直器、均整器(6 MV FF)或钢片(6 MV FFF)、监测电离室、反射/透射镜、多叶光栅(Multi-Leaf Collimator, MLC)、次级准直器、空气层,在SSD为100 cm处存储记录粒子的相空间文件。医科达Versa HD加速器机头6 MV FF和6 MV FFF射束MC模型如图1所示。

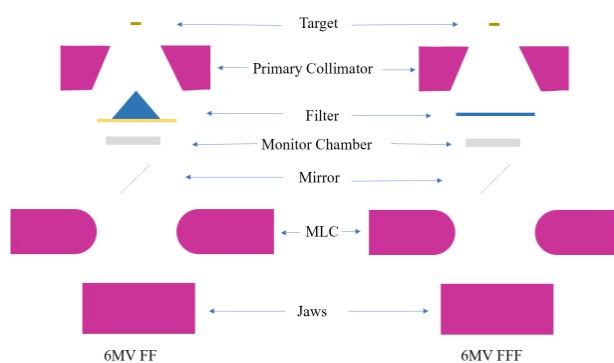


图1 6 MV FF和6 MV FFF射束条件下的Versa HD加速器机头MC模型

Figure 1 Monte Carlo models of the Elekta Versa HD accelerator head for 6 MV FF and 6 MV FFF beams

为提高计算效率,减小统计误差,采用电子射程否决技术和方向性韧致辐射分裂(DBS)技术,DBS半径为相应射野的大小,电子输运步长算法为PRESTA-II,电子过边界算法为EXACT。电子输运截止能量(ECUT)和碰撞产生电子的最低能量(AE)均为0.7 MeV,光子输运截止能量(PCUT)和韧致辐射产生光子的最低能量(AP)均为0.01 MeV^[14,17-18]。入射源为径向强度为高斯分布的椭圆形射束(SOURCE=19),初始入射粒子数为 1.5×10^8 。

使用DOSXYZnrc程序模拟光子在水中的剂量分布:主要参数设置与BEAMnrc程序中相应的参数设置相同。光子/电子分裂次数设为40,水模体大小设置为40 cm×40 cm×35 cm。根据射野大小的不同,对水模体不同深度、不同半影区位置设置不同的体素:在水模体表面以下0~3 cm深度处,半影区体素 V_{xyz} 设置为0.1 cm×0.2 cm×0.1 cm,非半影区体素 V_{xyz}

设置为0.2 cm×0.2 cm×0.1 cm;在水模体表面下3~35 cm深度处,半影区体素 V_{xyz} 设置为0.1 cm×0.2 cm×0.2 cm,非半影区体素 V_{xyz} 设置为0.2 cm×0.2 cm×0.2 cm。根据射野大小的不同,对初始入射粒子数进行调整,以确保最大深度处体素点的不确定度小于1%,从而得到6 MV FF和6 MV FFF射束各射野的PDD和OAR数据。

1.3 数据处理和分析

使用Python程序处理测量和模拟得到的PDD和OAR数据:将PDD数据归一到剂量最大点,将OAR数据归一到射束中心轴。对于FF射束,其半影宽度为20%~80%等剂量线间的侧向距离;对于FFF射束,根据Pönisch等^[19-22]建议,半影宽度由归一化剂量 D_n 的20%~80%的侧向距离得到, $D_n = (D_u/D_f) \times D_{CAX}$,其中, D_u 为FFF射束拐点处的剂量值, D_f 为FF射束拐点处的剂量值, D_{CAX} 为FF射束中心轴的剂量值。10 cm×10 cm射野、水模体表面下10 cm深度处6 MV FF和6 MV FFF射束半影计算方法如图2所示。

2 结果

2.1 医科达 Versa HD 机头模型建立及初始电子束参数确定

采用打靶电子能量为6.1 MeV且焦斑半高宽(Full Width at Half Maxima, FWHM)为0.201×0.301的入射电子束的模拟结果与6 MV FF射束的测量结果一致;采用打靶电子能量为7.0 MeV且焦斑FWHM=

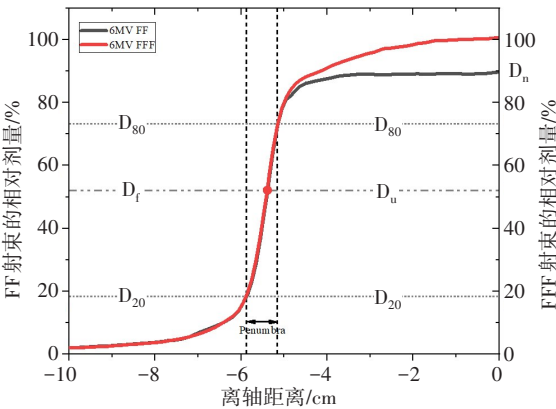


图2 6 MV FF和6 MV FFF射束半影计算方法
Figure 2 Penumbra calculation methods for 6 MV FF and 6 MV FFF beams

0.20×0.29的入射电子束的模拟结果与6 MV FFF射束的测量结果一致。在10 cm×10 cm射野条件下,6 MV FF射束测量数据的TPR_{20/10}为0.586 39,模拟数据的TPR_{20/10}为0.587 45,6 MV FFF射束测量数据的TPR_{20/10}为0.583 82,模拟数据的TPR_{20/10}为0.581 20。测量值与模拟值的TPR_{20/10}偏差均小于1%。

2.2 不同射野条件下PDD及OAR的测量结果与模拟结果的比较

为了进一步验证MC模拟的准确性,将6 MV FF和6 MV FFF射束模拟得到的PDD和测量得到的PDD均归一到剂量最大点后进行对比,结果如图3所示,在水模体表面以下30 cm深度范围内,模拟值和测量值的百分偏差不超过2.5%。

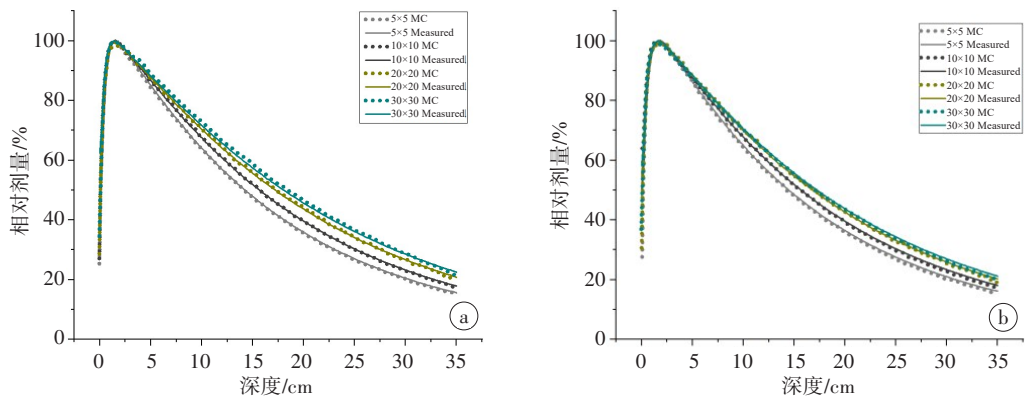


图3 6 MV FF(a)和6 MV FFF(b)射束不同射野PDD曲线模拟结果和测量结果对比
Figure 3 Comparison of simulation and measurement results of PDD curves of 6 MV FF (a) and 6 MV FFF (b) beams for different fields

将水模体表面以下10 cm深度处6 MV FF和6 MV FFF射束的OAR模拟结果与相同条件下的测量结果均归一到射束中心轴后分别进行对比,结果如图4所示。在不同射野大小和不同射束条件下,两

者在平坦区域和半影区域的剂量偏差均小于1.5%。由此表明本研究建立的医科达Versa HD加速器6 MV FF和6 MV FFF射束模型是正确的。

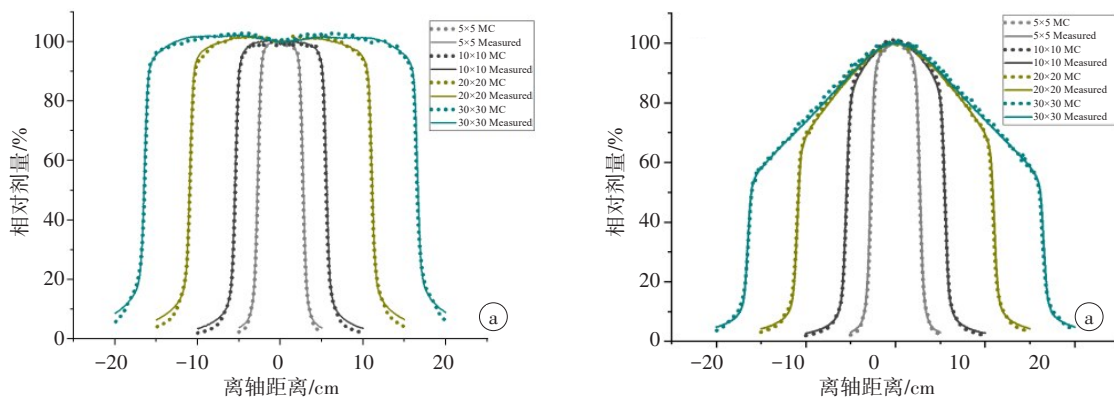


图4 6 MV FF(a)和6 MV FFF(b)射束10 cm深度处的离轴曲线模拟结果和测量结果对比
Figure 4 Comparison of simulation and measurement results of off-axis curves of 6 MV FF (a) and 6 MV FFF (b) beams at 10 cm depth

2.3 6 MV FF射束和6 MV FFF射束的半影计算结果比较

由2.1的结果可知,对于标称能量为6 MV的FF模式,打靶电子束能量为6.1 MeV;但6 MV FFF模式的打靶电子束能量为7.0 MeV。为了分析相同打靶能量时FF模式和FFF模式下的半影特性,在其它参数不变的情况下,笔者模拟计算了打靶电子束能量为6.1 MeV时,6 MV FFF射束(6 MV FFF*)在SSD=100 cm处的相空间文件并计算在标准水模中的PDD和OAR。由模拟计算得到10 cm×10 cm射野、10 cm深度处6 MV FF射束、6 MV FFF射束和6 MV FFF*射束的OAR曲线的拐点剂量,比较3种射束的半影分布,结果如图5所示。

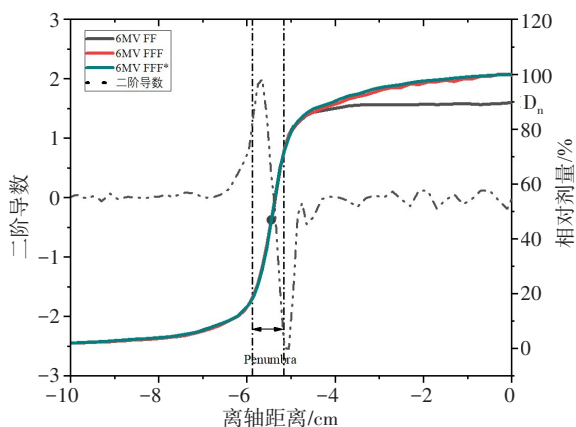


图5 6 MV FF射束、6 MV FFF射束和6 MV FFF*射束的半影分布
Figure 5 Penumbra distributions for 6 MV FF, 6 MV FFF and 6 MV FFF* beams

2.4 10 MV FF射束和10 MV FFF射束的半影计算结果比较

在其它参数不变的情况下,将6 MV FF射束、6 MV FFF射束的打靶电子束能量改为10.0 MeV,计算

10 MV FF射束、10 MV FFF射束在SSD=100 cm处的相空间文件并计算在标准水模中的PDD和OAR,计算10 cm×10 cm射野、水模体表面下10 cm深度处10 MV FF射束和10 MV FFF射束的OAR曲线的拐点剂量,比较10 MV FF射束和10 MV FFF射束的半影分布,结果如图6所示。

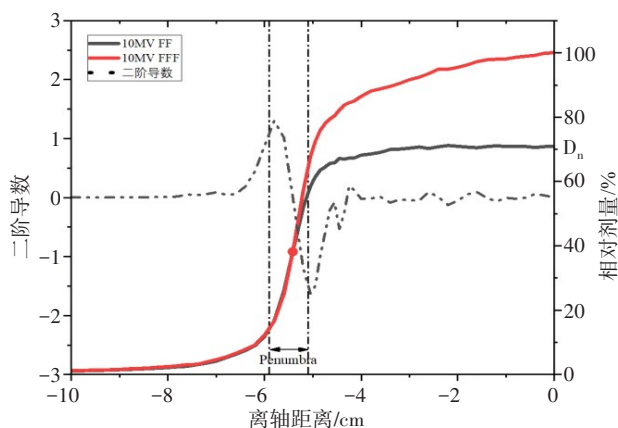


图6 10 MV FF射束和10 MV FFF射束的半影分布
Figure 6 Penumbra distributions for 10 MV FF and 10 MV FFF beams

根据FF模式和FFF模式下射束的半影计算方法,得到5种射束在不同射野、不同深度下的横向半影宽度,如表1所示。

由表1可以看到,对于相同打靶电子能量的6 MV FF射束和6 MV FFF*射束,在5 cm×5 cm到20 cm×20 cm射野范围内,FFF射束的半影较小,但当射野逐渐增大时,其半影优势逐渐消失,且在30 cm×30 cm射野时,6 MV FFF*射束半影宽度相较于6 MV FF射束增加了6.3%(1.5 cm深度)、6.8%(10 cm深度)。当打靶电子能量增加时,相较于6 MV FFF*

表1 1.5 cm 和 10 cm 深度处不同射野的横向半影宽度(mm)
Table 1 Transverse penumbra widths for different fields at 1.5 cm and 10.0 cm depths (mm)

深度	射束	5 cm×5 cm	10 cm×10 cm	20 cm×20 cm	30 cm×30 cm
1.5 cm	6 MV FF	5.14	5.39	5.97	6.67
	6 MV FFF*	4.86	5.05	5.82	7.09
	6 MV FFF	4.99	5.04	5.91	7.19
	10 MV FF	5.80	6.08	7.58	8.03
	10 MV FFF	4.73	5.52	7.39	8.11
10 cm	6 MV FF	6.46	7.23	9.30	11.29
	6 MV FFF*	6.29	7.09	9.52	12.06
	6 MV FFF	6.33	7.12	9.78	12.46
	10 MV FF	7.24	8.08	10.80	18.05
	10 MV FFF	6.28	7.66	10.64	18.17

射束,6 MV FFF射束的半影优势减弱,且在30 cm×30 cm射野时,6 MV FFF射束的半影宽度相较于6 MV FFF*射束增加了1.4%(1.5 cm深度)、3.3%(10 cm深度),相较于6 MV FF射束增加了7.8%(1.5 cm深度)、10.4%(10 cm深度)。对于具有相同打靶电子能量的10 MV FF和10 MV FFF射束,FFF模式下射束半影更锐利,但在30 cm×30 cm射野时,10 MV FFF射束半影宽度相较于10 MV FF射束增加1.0%(1.5 cm深度)、0.7%(10 cm深度)。

3 讨论

半影的定义为射野边缘剂量随离开射束中心轴距离增加而急剧变化的范围^[23],而医用电子直线加速器产生的半影主要包括几何半影、穿射半影、散射半影。几何半影与束流焦斑直径、源到等中心的距离等有关,穿射半影与准直器叶端结构有关,散射半影与射线能量、测量深度、模体材料等有关。由于医用电子直线加速器束流焦斑直径很小,源到等中心距离很大,射束几何半影较小,穿射半影和散射半影较大^[4]。

对于打靶电子能量相同的6 MV FF射束和6 MV FFF*射束,当射野从5 cm×5 cm增加至30 cm×30 cm时,1.5 cm深度处的半影宽度分别从5.14 mm增加至6.67 mm(6 MV FF射束),从4.86 mm增加至7.09 mm(6 MV FFF*射束),10 cm深度处的半影宽度分别从6.46 mm增加至11.29 mm(6 MV FF射束),从6.29 mm增加至12.06 mm(6 MV FFF*射束)。由此可以看出,射束的半影随射野边长的增大而变宽,且当射野逐渐增大时,6 MV FF射束和6 MV FFF*射束之间的半影宽度差先减小再增大,最终导致6 MV FFF*射束的半影宽度比6 MV FF射束更宽。10 cm深度

处半影较1.5 cm处半影大,原因在于测量深度越深,散射线越多,散射半影越大。Kragl等^[20]在测量了3台医科达Precise加速器的PDD和OAR后,对不同射束半影宽度进行计算,发现具有相同打靶电子能量的6 MV FF和6 MV FFF射束、10 MV FF和10 MV FFF射束的半影变化趋势相同。

当打靶电子能量提高时,相较于6 MV FFF*射束,6 MV FFF射束的半影宽度随射野变化更快,其半影与6 MV FF射束的半影趋于一致,但在30 cm×30 cm射野时,6 MV FFF射束半影优势基本消失,这与Meshram等^[24]测量的医科达Versa HD加速器半影变化趋势相同。这是由于小野时,FFF模式下机头散射较小,射束半影更锐利,但当射野增大,射束半影变宽速度加快。医科达通过调节磁控管和偏转线圈电流等参数对6 MV FFF射束的能量进行调制,使得6 MV FFF射束和6 MV FF射束的PDD在10 cm×10 cm射野、10 cm深度处相吻合,两者在水中的剂量分布相似^[21]。Yarahmadi等^[25]使用MC方法模拟了瓦里安2100C/D直线加速器电子束能量在2 MeV到6.2 MeV之间变化的FFF射束并对小野的半影宽度进行了研究,发现对于小于3 cm×3 cm的射野,能量越低,射野边缘剂量跌落越快,均匀性越好。这是由于去除均整器,射线质变软,次级电子射程减小,从而导致低能电子束的半影更加锐利。

对于具有相同打靶电子能量的10 MV FF射束和10 MV FFF射束,小野时,FFF模式下射束半影更锐利。这是由于光子通量在射野边缘附近的衰减,导致FFF模式下射束的半影和野外剂量都较小^[7];FFF模式下机头的辐射和漏射减小,患者全身的受照剂量减小,放疗后二次癌症的发生几率也更小^[26]。

MC模拟计算结果显示,去除均整器会使小野半

影更加锐利,而对于采用不同电子束能量的FF模式和FFF模式的射束,其不同射野不同深度的半影宽度不同。对于采用FFF模式的SRS和SBRT技术治疗的小体积肿瘤来说,小野时陡峭的剂量梯度和锐利的射束半影会在保证靶区剂量的同时更好地保护周围危及器官,从而提高肿瘤控制概率,降低正常组织并发症发生概率。

4 结 论

本文的研究结果表明,在打靶电子能量相同、射野较小的情况下,FFF模式产生的半影宽度小于FF模式,具有更陡峭的剂量梯度。而打靶电子能量是决定不同射束半影特性的主要因素。

【参考文献】

- [1] Rieber J, Streblow J, Uhlmann L, et al. Stereotactic body radiotherapy (SBRT) for medically inoperable lung metastases: a pooled analysis of the German working group "stereotactic radiotherapy"[J]. Lung Cancer, 2016, 97: 51-58.
- [2] Kim G, Rice R, Lawson J, et al. Stereotactic radiosurgery with FFF mode photon beams [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012, 84(3): S823.
- [3] Sharpe MB, Miller BM, Wong JW. Compensation of X-ray beam penumbra in conformal radiotherapy[J]. Med Phys, 2000, 27(8): 1739-1745.
- [4] 王大荣, 鲍志荣, 蒋大振, 等. 两种直线加速器射野剂量学特性测试分析[J]. 中国医疗设备, 2019, 34(5): 61-64.
Wang DJ, Bao ZR, Jiang DZ, et al. Analysis of beam dosimetric characteristics of two linear accelerators[J]. China Medical Devices, 2019, 34(5): 61-64.
- [5] Tsiakalos MF, theodorou K, kappas C, et al. Analysis of the penumbra enlargement in lung versus the quality index of photon beams: a methodology to check the dose calculation algorithm[J]. Med Phys, 2004, 31(4): 943-949.
- [6] Kawahara D, Ozawa S, Nakashima T, et al. Evaluation of beam modeling for small fields using a flattening filter-free beam[J]. Radiol Phys Technol, 2017, 10(1): 33-40.
- [7] Mesbahi A. Dosimetric characteristics of unflattened 6 MV photon beams of a clinical linear accelerator: a Monte Carlo study[J]. Appl Radiat Isot, 2007, 65(9): 1029-1036.
- [8] 杨鑫, 孙文钊, 陈利, 等. 新型双能医用直线加速器非均整剂量学特性研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(2): 203-209.
Yang X, Sun WZ, Chen L, et al. Dosimetric characterization of a novel dual-energy medical linear accelerator without a flattening filter[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(2): 203-209.
- [9] Borzov E, Nevelsky A, Bar-Deroma R, et al. Dosimetric characterization of Elekta stereotactic cones [J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(1): 194-203.
- [10] Fogliata A, Garcia R, Knoos T, et al. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy[J]. Med Phys, 2012, 39(10): 6455-6464.
- [11] Onizuka R, Araki F, Ohno T. Monte Carlo dose verification of VMAT treatment plans using Elekta Agility 160-leaf MLC [J]. Phys Med, 2018, 51: 22-31.
- [12] Rogers DW, Walters BR, Kawrakow I. BEAMnrc users manual. NRCC Report PIRS-0509(A) revL [R]. Ottawa: National Research Council of Canada, 2013: 288.
- [13] Walters BR, Kawrakow I, Rogers DW. DOSXYZnrc users manual. NRCC Report PIRS-794 revB [R]. Ottawa: National Research Council of Canada, 2013: 125.
- [14] Chand B, Singh R, Kumar M. Determination and validation of the initial beam parameters of Elekta Agility collimator head by Monte Carlo simulations[J]. Phys Eng Sci Med, 2022, 45(3): 889-899.
- [15] Durán-Nava OE, Torres-García E, Oros-Pantoja R, et al. Monte Carlo simulation and experimental evaluation of dose distributions produced by a 6 MV medical linear accelerator[J]. J Phys Conf Ser, 2019, 1221(1): 1-6.
- [16] Paschal HM, Kabat CN, Papaconstadopoulos P, et al. Monte Carlo modeling of the Elekta Versa HD and patient dose calculation with EGSnrc/BEAMnrc[J]. J Appl Clin Med Phys, 2022, 23(9): e13715.
- [17] Keall PJ, Siebers JV, Libby B, et al. Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set[J]. Med Phys, 2003, 30(4): 574-582.
- [18] Kawrakow I, Rogers DW, Walters BR. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting[J]. Med Phys, 2004, 31(10): 2883-2898.
- [19] Pönisch K, Titt U, Vassiliev ON, et al. Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator[J]. Med Phys, 2006, 33(6): 1738-1746.
- [20] Kragl G, Af Wetterstedt S, Knäusl B, et al. Dosimetric characteristics of 6 and 10 MV unflattened photon beams[J]. Radiother Oncol, 2009, 93(1): 141-146.
- [21] Xiao Y, Kry SF, Popple R, et al. Flattening filter-free accelerators: a report from the AAPM Therapy Emerging Technology Assessment Work Group[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(3): 5219.
- [22] Paynter D, Weston SJ, Cosgrove VP, et al. Beam characteristics of energy-matched flattening filter free beams[J]. Med Phys, 2014, 41(5): 052103.
- [23] 金浩宇. 三维适形放射治疗剂量计算模型研究[D]. 广州: 第一军医大学, 2004.
Jin HY. Research on dose calculation model for three-dimensional conformal radiotherapy [D]. Guangzhou: First Military Medical University, 2004.
- [24] Meshram MN, Pramanik S, Ranjith CP, et al. Dosimetric properties of equivalent-quality flattening filter-free (FFF) and flattened photon beams of Versa HD linear accelerator[J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(3): 358-370.
- [25] Yarahmadi M, Allahverdi M, Nedaie HA, et al. Improvement of the penumbra for small radiosurgical fields using flattening filter free low megavoltage beams[J]. Z Med Phys, 2013, 23(4): 291-299.
- [26] 陈勇, 张旭光, 倪捷, 等. 西门子直线加速器均整和未均整射束的光子束剂量学特性[J]. 核技术, 2012, 35(3): 179-184.
Chen Y, Zhang XG, Ni J, et al. Photon beam dosimetric characteristics of SIEMENS linear accelerator with/without flattening filter [J]. Nuclear Science and Techniques, 2012, 35(3): 179-184.

(编辑: 薛泽玲)