

Varian Edge均整和非均整模式下6 MV和10 MV光子线能谱研究

韩俊杰¹, 陈立新², 朱金汉², 潘焱¹, 梁瑜¹, 王学涛³, 张白霖³, 邹文长¹

1. 广东省人民医院放疗科, 广东 广州 510080; 2. 中山大学附属肿瘤医院放疗科/华南肿瘤学国家重点实验室, 广东 广州 510060;
3. 广东省中医院放疗科, 广东 广州 510120

【摘要】目的:研究 Varian Edge 均整(FF)和非均整(FFF)模式下 6 MV 和 10 MV 光子线能谱并对比其差异。**方法:**利用蒙特卡洛程序软件包 EGSnrc/Beamnrc 建立 Varian Edge 6 MV FF 和 FFF、10 MV FF 和 FFF 的加速器模型,模拟所对应的相空间文件,而后以相空间作为输入源,利用 DOSXYZnrc 计算其在水体模中的剂量分布,并与三维水箱的测量数据对比,当模拟值与测量值之间的差异在 1% 之内时,利用 Beamdp 分析此时的相空间文件,得到对应的光子线能谱,并比较相互之间的差异。**结果:**模拟的百分深度剂量曲线和离轴比曲线与测量值之间的差异在 1% 之内。相对于 FF 模式,FFF 模式的能谱“软化”,其中 6 MV FFF 的平均能量从 1.587 MeV 下降至 1.172 MeV,低能(能量 ≤ 1 MeV)光子所占的份额由 41.06% 上升至 60.04%;而 10 MV FFF 的平均能量从 2.796 MeV 下降至 1.956 MeV,低能光子所占的份额由 21.22% 上升至 44.63%。同一射野内 FFF 模式的能谱随离轴距离的改变较小,同时每初始粒子所引起的能量注量是 FF 模式的 2~4 倍,射野内的能量注量分布变得不均匀,非平坦度 F 上升;分析不同射野下的能谱发现 FFF 模式的机头散射较少。**结论:**本研究结果对理解 FFF 模式下光子线的物理特性提供了非常好的参考价值。

【关键词】光子线;能谱;均整模式;非均整模式;Varian Edge;EGSnrc

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)09-0997-08

Energy spectra of 6 and 10 MV flattened and flattening filter-free photon beams from Varian Edge

HAN Junjie¹, CHEN Lixin², ZHU Jinhan², PAN Yi¹, LIANG Yu¹, WANG Xuetao³, ZHANG Bailin³, ZOU Wenchang¹

1. Department of Radiation Oncology, Guangdong General Hospital, Guangzhou 510080, China; 2. State Key Laboratory of Oncology in South China/Department of Radiation Oncology, Sun Yat-sen University Cancer Center, Guangzhou 510060, China; 3. Department of Radiation Oncology, Guangdong Traditional Chinese Medicine Hospital, Guangzhou 510120, China

Abstract: Objective To study the energy spectra of 6 and 10 MV flattening filter (FF) and flattening-filter-free (FFF) photon beams from Varian Edge and compare their differences. **Methods** Monte Carlo program package, EGSnrc/Beamnrc, was used to establish Varian Edge models, including 6 MV FF and FFF, 10 MV FF and FFF, and the corresponding phase space files were simulated. Then with the phase space as input source, DOSXYZnrc was applied to measure the dose distributions in water phantom which were compared the simulated results obtained with three-dimensional water tank. If the differences between measurement and simulation were within 1%, the phase space files were analyzed with Beamdp in order to obtain the energy spectra. The differences among those obtained energy spectra were also compared. **Results** The differences of percentage depth dose and off axis ratio between simulation and measurement were within 1%. Compared with that of FF model, the energy spectra of FFF model became softer. The mean energy of 6 MV FFF decreased from 1.587 MeV to 1.172 MeV, and the percentage of low-energy photon (≤ 1 MeV) increased from 41.06% to 60.04%. The mean energy of 10 MV FFF decreases from 2.796 MeV to 1.956 MeV, and the percentage of low-energy photon increased from 21.22% to 44.63%. In the same field, the energy spectra of FFF model had slight changes with the increase of off axis distance, but the energy fluence caused by per initial particle was 2 to 4 times of FF model. Meanwhile, compared with that of FF model, the energy fluence distribution of FFF model became uneven, with a raising unflatness F . The analysis on the energy spectra in different fields revealed that the scattering from FFF accelerator head was less. **Conclusion** This study provides valuable references for the comprehension about the physical characteristic of FFF photon beams.

Keywords: photon beam; energy spectrum; flattening filter model; flattening filter-free model; Varian Edge; EGSnrc

【收稿日期】2018-05-09

【基金项目】广东省自然科学基金(2016A030313276, 2014A030310188);广州市科技计划项目(20160701168)

【作者简介】韩俊杰,研究方向:蒙特卡洛算法在放疗中的应用, E-mail: 1259432066@qq.com

【通信作者】陈立新,博士,副研究员, E-mail: chenlx@sysucc.org.cn;潘焱,博士,主任医师, E-mail: panyiff01@163.com

前言

随着调强放射治疗技术的发展,医用直线加速器厂商陆续推出可非均整(Flattening Filter Free, FFF)模式的光子线照射技术。相对于均整(Flattening Filter, FF)的照射模式,FFF模式的光子线照射具有剂量率高、机头散射少、野外剂量少的特点^[1-3],在立体定向放射治疗和调强放射治疗中有一定的应用前景和优点^[4]。关于医用直线加速器的FFF模式的剂量学特性研究已有不少的报道^[5-10],但对医用直线加速器FFF模式的光子线能谱研究的报道则相对较少,包括FF和FFF两种模式下6 MV和10 MV光子线能谱的比较,FFF模式下的10 MV光子线能谱的详细信息等。研究FFF模式的光子线能谱能更好地从理论上去了解FFF模式下光子线的物理特性,同时研究医用加速器的FFF模式的光子线能谱,有利于FFF模式下的辐射剂量的准确计算,对建立FFF模式的束流模型有很好参考价值。

本文利用蒙特卡洛程序研究 Varian Edge FF 和 FFF 模式下6 MV 和10 MV 的光子线能谱,并详细比较相互之间的差异。

1 材料与方法

1.1 模型的建立

模拟的医用直线加速器为 Varian Edge,模拟以下4种不同的情况:6 MV FF 和 FFF、10 MV FF 和 FFF。建立其所对应的模型是在蒙特卡洛程序软件包EGSnrc^[11]/BEAMnrc^[12]进行。图1给出了6 MV FF模型示意图。模型部件包括靶、初级准直器、Be窗、均整器、监测电离室、灯光野镜、次级准直器。通过BEAMnrc的SLABS描述靶和Be窗;CONS3R描述初级准直器;FIATFILT描述均整器;CHAMBER描述监测电离室;MIRROR描述灯光野镜;JAWS描述次级准直器。FF模式的具体几何结构参数和材料参数从瓦里安标准数据(Varian golden data set)中获得;而FFF模式的具体几何参数和材料参数厂家还没有发布,但FFF模式在均整器移除之后,原来的位置用2 mm Cu代替^[13],2 mm Cu是圆柱体结构,底部直径 ϕ 为12.065 cm,高度为0.2 cm,上表面距离靶为12.3 cm,其密度为8.96 g/cm³,图2给出了2 mm Cu的几何结构示意图。而对于FFF模式的靶的参数:6 MV FFF靶的几何结构参数和材料参数被认为和6 MV FF的一样,10 MV FFF的靶的参数则要寻找和调试^[14]。6 MV FFF和10 MV FFF的初级准直器、Be窗、均整器、监测电离室、灯光野镜、次级准直器的几何参数和材料参数则与FF模式做同样的设置。

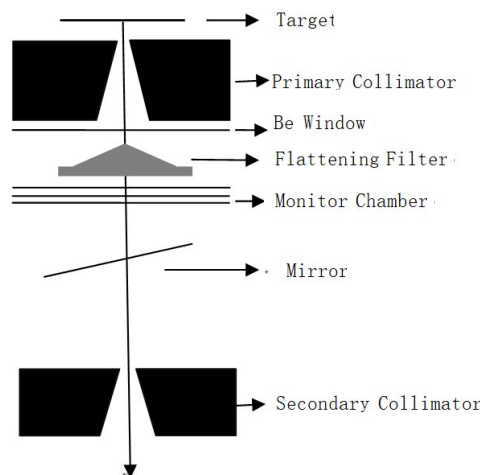


图1 加速器模型示意图

Fig.1 Sketch map of linear accelerator

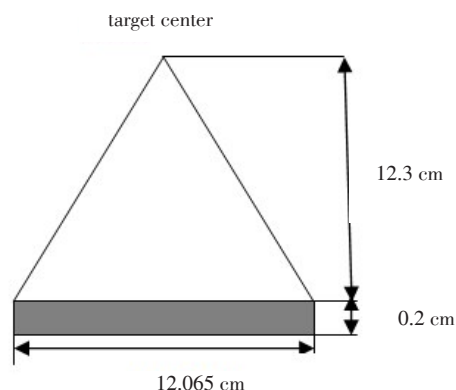


图2 2 mm Cu的几何结构示意图

Fig.2 Geometric construction of 2 mm Cu

1.2 模拟参数的设置

模拟计算时,计算机配备规格如下:操作系统为 fedora 18(64 位),内核为 linux 3.6.10-4.fc18.x86_64, CPU 型号为 intel core i7-4770K(3.5 GHz),内存为 Kingston DDR3 8 GB。主要的输运参数设置如下:电子的截止能量 ECUT=0.7 MeV,光子的截止能量 PCUT=0.01 MeV,电子输运步长算法为 PRESTA-II,电子过边界算法为 EXACT。为提高模拟效率,采用的减方差技巧为:韧致辐射方向分裂(Directional Bremsstrahlung Splitting, DBS)分裂数(NBRSPL)为1 000,分裂野半径FS设置为射野边长的 $\frac{\sqrt{2}}{2}$ 倍,全局电子射程截断能量 Esave 设置为2.0 MeV,而靶的 Esave 设置为0.7 MeV。

1.3 入射参数的设置

加速器模型构建无误后,确定入射电子的打靶参数是整个模拟的关键。主要是采用尝试错误法^[15],具体做法是:①先按照厂家推荐的设置,利用BEAMnrc模拟得到相空间文件(Phase Space File, PSF),一般PSF

容量约为4 G,包含约1亿个粒子的信息,此处的信息包括每一个粒子的能量、方向、位置、权重、种类等,而记录1亿个粒子的信息,所需要的时间如表1所示;②把PSF作为输入源,用DOSXYZnrc模拟计算其在水体模中的剂量分布^[16];③把模拟值与测量值进行比对,如果两者的差异较大,那么调整入射电子的打靶参数,重新利用BEAMnrc模拟PSF;④重复上述的步骤②、步骤③,直到模拟值和测量值的差异小于1%^[15],最终确定入射电子的打靶参数。

表1 6 MV FF和FFF、10 MV FF和FFF不同射野下记录1亿个粒子的信息所需要的时间(h)

Tab.1 Time for recording the information of 100 million particles in different fields of 6 MV FF and FFF, 10 MV FF and FFF (h)

Model	Field size		
	(3×3) cm ²	(10×10) cm ²	(40×40) cm ²
6 MV FF	52.8	5.4	0.6
6 MV FFF	17.9	2.0	0.4
10 MV FF	96.5	9.0	0.7
10 MV FFF	35.1	3.5	0.7

FF: Flattening filter; FFF: Flattening filter-free

1.4 能谱的分析方法

确定入射电子的打靶参数之后,采用Beamdp^[17]对模拟得到的PSF进行分析。分析时,将能量均匀划分为 j 个区间,由此得到第 i 个空间区域光子线的注量 ϕ_{ij} 及第 i 个空间区域的平均能量 E_i 、注量 ϕ_i 、能量注量 ϕ_i 。它们之间的关系如下:

$$\bar{E}_i = \sum_{j=1}^J E_i \phi_{ij} / \sum_{j=1}^J \phi_{ij} \quad (1)$$

$$\phi_i = \sum_{j=1}^J \phi_{ij} \Delta E \quad (2)$$

$$\phi_i = \sum_{j=1}^J E_i \phi_{ij} \Delta E \quad (3)$$

式中, ΔE 为能量区间的间隔。

为描述能量注量射野内的均匀性,引入参数非平坦度 F ,其定义为:

$$F = \frac{\varphi_{\max} - \varphi_{\min}}{\varphi_{\max}} \quad (4)$$

式中, φ_{\max} 为射野内能量注量的最大值; φ_{\min} 为射野内能量注量的最小值^[18]。

2 结果

2.1 光子线在水体模中的剂量分布

图3给出了Edge 6 MV FF和FFF、10 MV FF和FFF在小野(3×3) cm²、中野(10×10) cm²、大野(40×40) cm²下的百分深度剂量曲线(Percentage Depth Dose, PDD)的比对图,从图3可以看出,剂量建成以后,模拟值与测量值之间的差异均在1%之内。

图4给出了Edge 6 MV FF和FFF、10 MV FF和FFF在小野、中野、大野水下深度5 cm crossline方向的吸收剂量离轴比曲线(Off Axis Ratio, OAR)。为了显示方便,小野的数值都乘以0.6,中野的数值都乘以0.8。从图4可以看出:在射野内,模拟值与测量值之间的差异基本都小于1%。

综合PDD和OAR模拟值与测量值之间的比对可知:Varian Edge的蒙特卡洛模型建立准确,为接下来的光子线能谱的研究奠定了基础。

2.2 同一射野内的光子线能谱的特点

图5分别给出Edge 6 MV FF和FFF、10 MV FF和FFF的光子线能谱,模拟的射野均为(10×10) cm²。图中的能谱已经对注量值进行归一,纵坐标表示一个光子在各能量区间所占的份额。为清晰起见,不以直方图的形式显示,而是取能量区间的中点值以及其所对应的注量值连成的曲线来显示。每一个能量区间所对应的注量值的模拟误差都在1%之内。

相对于FF模式,移除均整器之后,6 MV FFF的平均能量从1.587 MeV下降至1.172 MeV,低能(能量1 MeV)光子所占的份额由41.06%上升至60.04%;而10 MV FFF的平均能量从2.796 MeV下降至1.956 MeV,低能光子所占的份额由21.22%上升至44.63%。FFF模式的能谱明显左移,能谱“软化”。这是由于均整器对低能光子的吸收截面较大,移除均整器之后,低能光子则不经过均整器而直达记录面。

图6给出了Edge 6 MV FF和FFF、10 MV FF和FFF(10×10) cm²的射野下在 $r=0$ cm和 $r=5$ cm处的光子线能谱。由图可知:随着离轴距离的增大,FF模式能谱峰值前移并升高,低能光子所占的比例上升;而FFF模式的X射线能谱谱形几乎不变。

图7给出了Edge 6 MV FF和FFF、10 MV FF和FFF在(10×10) cm²的射野下光子线能谱平均能量profile。由图7可知:随着离轴距离的增大,FF模式在射野内(即离轴距离0~5 cm)的平均能量逐渐下降,最大的下降幅度,6 MV的为4.91%,10 MV的为7.90%;而FFF模式射野内的平均能量几乎不变,变化幅度在1%之内。机头的散射线是指从靶产生的韧致辐射光子与机头的部件发生一次或者多次相互作用之后的光子,其中散射线最大的来源是均整器^[18]。所以在射野外,离轴距离5~8 cm处,去除均整

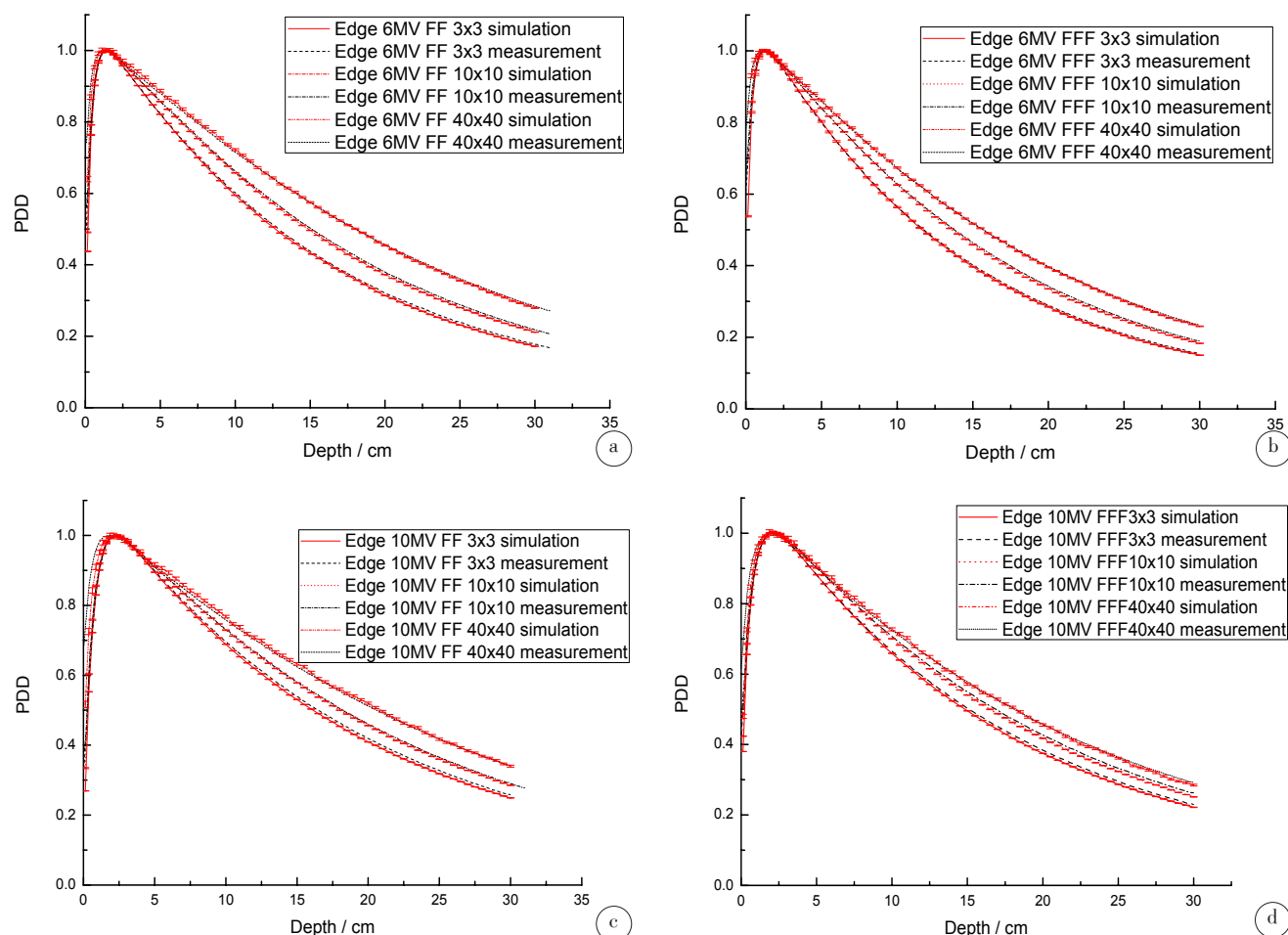


图3 Edge 6 MV FF(a)和FFF(b)、10 MV FF(c)和FFF(d)的百分深度剂量曲线(PDD)对比图(归一到最大剂量点)

Fig.3 Comparison of the simulation and measurement of percentage depth dose for Edge 6 MV FF (a) and FFF (b), 10 MV FF (c) and FFF (d) (normalized to maximum dose)

器之后,由于缺少来自均整器的散射光子,6 MV FFF和10 MV FFF的平均能量逐渐上升,6 MV FF和10 MV FF的平均能量则平缓变化。

综合图6和图7可知,FFF模式的光子线能谱对离轴距离的依赖性低,即能谱随离轴距离的改变小。

虽然FFF模式的光子线能谱随离轴距离的改变小,但是FFF模式的注量却随着离轴距离的增大而迅速降低,从而使得能量注量也随着离轴距离的增大而迅速降低。图8出了6 MV FF和FFF、10 MV FF和FFF在 (10×10) cm²和 (40×40) cm²下的能量注量随离轴距离变化profile,由图8可知:当射野为 (10×10) cm²时,相对于FF模式,FFF模式的能量注量明显上升,最大上升幅度如下:6 MV的升高了1.41倍,10 MV的升高了2.98倍;而当射野为 (40×40) cm²时,FFF模式相对于FF模式能量注量的最大上升幅度如下:6 MV的升高了1.66倍,10 MV的升高了2.92倍。治疗时,FF模式的剂量率一般为400~600 MU/min,而FFF模式的剂量率最高为1 400 MU/min(6 MV FFF),2 400 MU/min(10 MV FFF),FFF模式的剂量率之所以

比FF模式的高,首先是因为光子线束流中的能量注量比FF模式的高。

相对于FF模式,FFF模式的能量注量升高的同时,射野内的能量注量变得不均匀,非平坦度 F 上升,当射野为 (10×10) cm²时,6 MV FFF的非平坦度 F 从1.06%上升到14.06%,而10 MV FFF的 F 则从0.42%上升到21.81%;而当射野为 (40×40) cm²时,6 MV FFF的 F 从2.62%上升到57.69%,10 MV的 F 则从1.29%上升到70.97%。FFF模式水下不同深度的profile在射野内的分布不均匀,均是中间高、两肩低,射野越大,两肩低得越明显,越来越呈“塔”形分布。profile分布不均匀,首先是因为射野内的能量注量分布不均匀。而且相对于6 MV FFF,10 MV FFF无论是能量注量还是水下不同深度的profile,分布不均匀都更明显。

2.3 射野大小对X射线能谱的影响

图9给出了6 MV FF和FFF、10 MV FF和FFF在小野、中野、大野的光子线能谱。由图9可知:随着射野的增大,FF模式的能谱逐渐“软化”,能谱左移,低

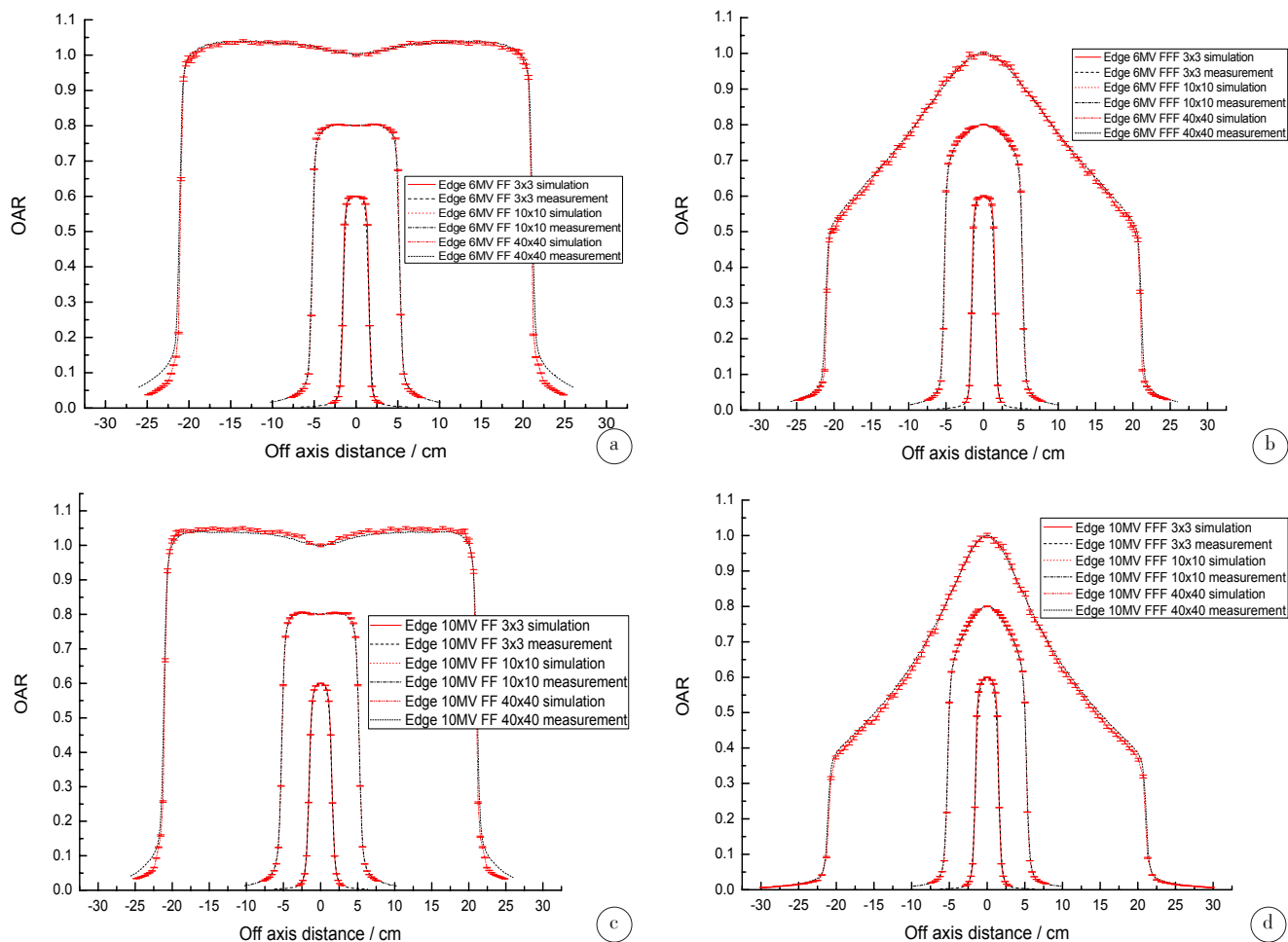


图4 Edge 6 MV FF(a)和FFF(b)、10 MV FF(c)和FFF(d)在水下深度 5 cm 的吸收剂量离轴比曲线(OAR)对比图

Fig.4 Comparison of the simulation and measurement of off axis ratio for Edge 6 MV FF (a) and FFF (b), 10 MV FF (c) and FFF (d) at 5 cm underwater

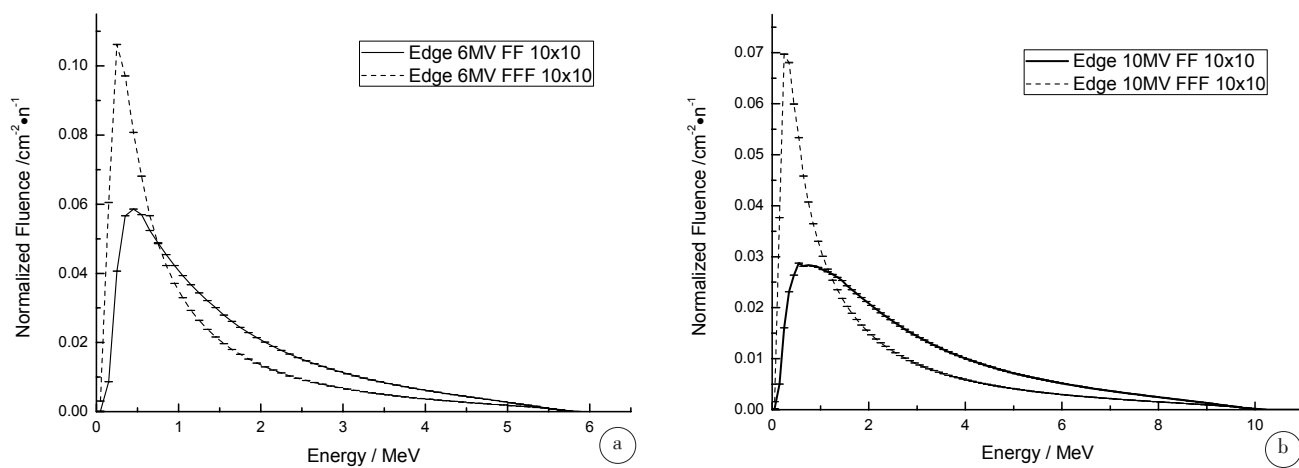


图5 Edge 6 MV FF和FFF(a)、10 MV FF和FFF(b)(10x10) cm²的光子线能谱

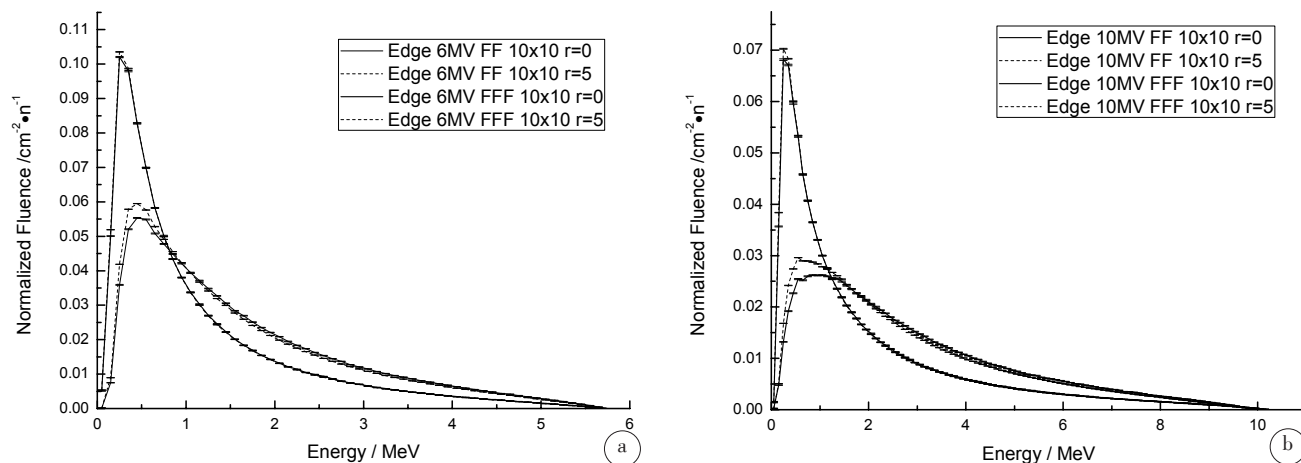
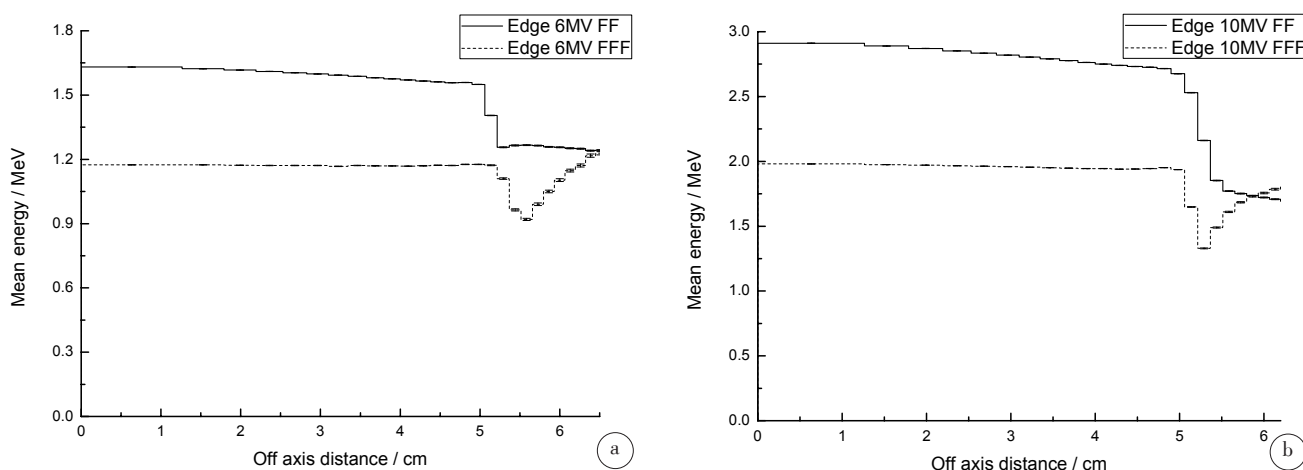
Fig.5 Energy spectra of photon beams in (10x10) cm² field for Edge 6 MV FF and FFF (a), 10 MV FF and FFF (b)

能光子所占的份额逐渐升高,其中6 MV FF的低能光子所占的份额从38.61%升高到41.06%再升高到53.03%;而10 MV的则从16.80%升高到21.21%再升高到38.40%。FFF模式的能谱谱形几乎不变,只是低能光子所占的份额略微升高,升高的幅度均在3%之内。这说明,相对于FF模式,FFF模式的能谱随射

野改变小,即FFF模式的机头散射较FF模式小。

3 讨论

相对于FF模式,FFF模式的PDD和OAR曲线都有较大的变化,而且移除均整器之后,光子线能谱变软,平均能量下降,低能光子所占的份额上升,当使

图6 Edge 6 MV FF和FFF(a)、10 MV FF和FFF(b) (10×10) cm^2 内不同位置光子线能谱Fig.6 Energy spectra of photon beam at different positions in (10×10) cm^2 field for Edge 6 MV FF and FFF (a), 10 MV FF and FFF (b)图7 Edge 6 MV FF和FFF(a)、10 MV FF和FFF(b) (10×10) cm^2 的平均能量profileFig.7 Mean energy profile of (10×10) cm^2 field for Edge 6 MV FF and FFF (a), 10 MV FF and FFF (b)

用FFF时,不管是6 MV及10 MV,其FFF在surface的PDD是增加的。相对于FF模式,当射野为 (10×10) cm^2 时,6 MV FFF在水深2 mm处的PDD值由71.1%上升到76.3%,10 MV FFF则由50.5%上升到57.5%;另外,在水深10 cm处的PDD值由66.0%下降到62.9%,10 MV FFF的PDD则由73.3%下降到70.7%;对于射线质,6 MV FFF的由0.574下降到0.545,10 MV FFF的则由0.630下降到0.604。

同时光子线能谱对离轴距离的依赖性低,每初始粒子所引起的能量注量是FF模式的2~4倍,射野内的能量注量变得不均匀,非平坦度 F 上升;分析不同射野下的能谱发现FFF模式的机头散射较少。

对于FF模式的模型建立所需要的参数能在瓦里安标准数据中获得,而对于FFF模式,瓦里安不再提供建模所需要的参数,而是在官网提供相应的相空间文件。因此不能通过调节入射电子的打靶参数来匹配用户所在医院的直线加速器的三维水箱测量数

据;官网提供的相空间容量小,从而增加所要计算的量的统计不确定性^[19];此外,模拟受限于B类不确定度和模拟PSF所用的蒙特卡罗程序的种类^[20];也不能确定沉积在监控电离室的能量,所以以Gy/MU为单位的剂量不能被精确地计算^[21]。

为了克服如上不足,Rodriguez等^[22]提出了一个“虚假源”(Fake Beam)模型,此模型通过设计一个特别薄的过滤器(hoc thin filter)来取代FF模式的均整器,从而使得Fake Beam模型在计算水体模中的剂量时比瓦里安官网提供的相空间所计算的要准确。然而hoc thin filter的材料组成是重金属,它的引入必将增加机头散射和影响射线质。因此,FFF模式应该是在FF模式移除均整器之后,在原来的位置用薄铜片代替,以减少电子污染。

本文在6 MV FFF和10 MV FFF的模拟中均是采用2 mm Cu。而当6 MV FFF的靶材料跟6 MV FF做同样的设置时,模拟得到结果跟三维水箱测量值差

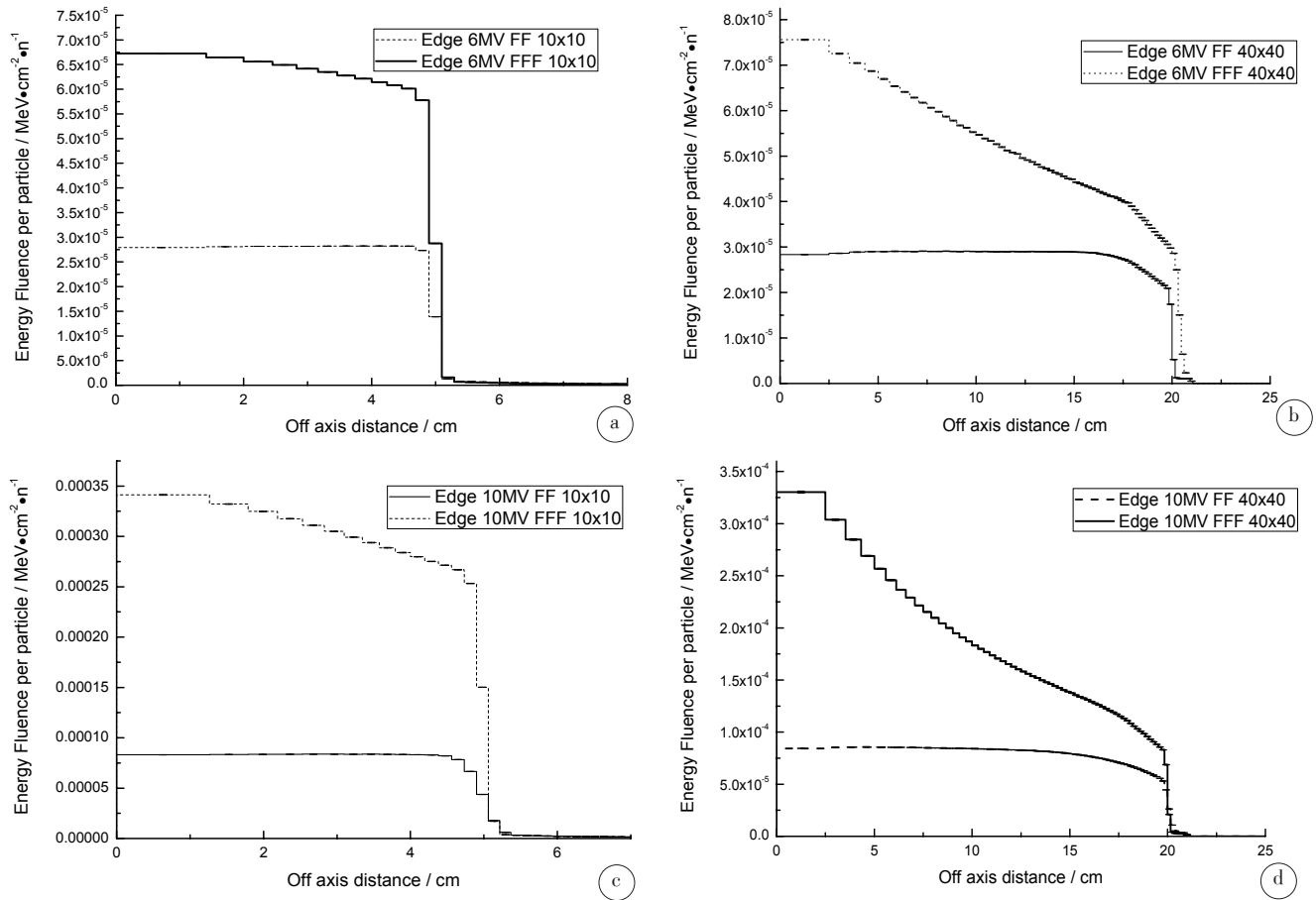


图8 Edge 6 MV FF 和 FFF 在射野 $(10\times10)\text{ cm}^2$ (a)和 $(40\times40)\text{ cm}^2$ (b)、10 MV FF 和 FFF 在射野 $(10\times10)\text{ cm}^2$ (c)和 $(40\times40)\text{ cm}^2$ (d)的能量注量 profile

Fig.8 Energy fluence profile of $(10\times10)\text{ cm}^2$ (a) and $(40\times40)\text{ cm}^2$ (b) field for Edge 6 MV FF and FFF, $(10\times10)\text{ cm}^2$ (c) and $(40\times40)\text{ cm}^2$ (d) field for 10 MV FF and FFF

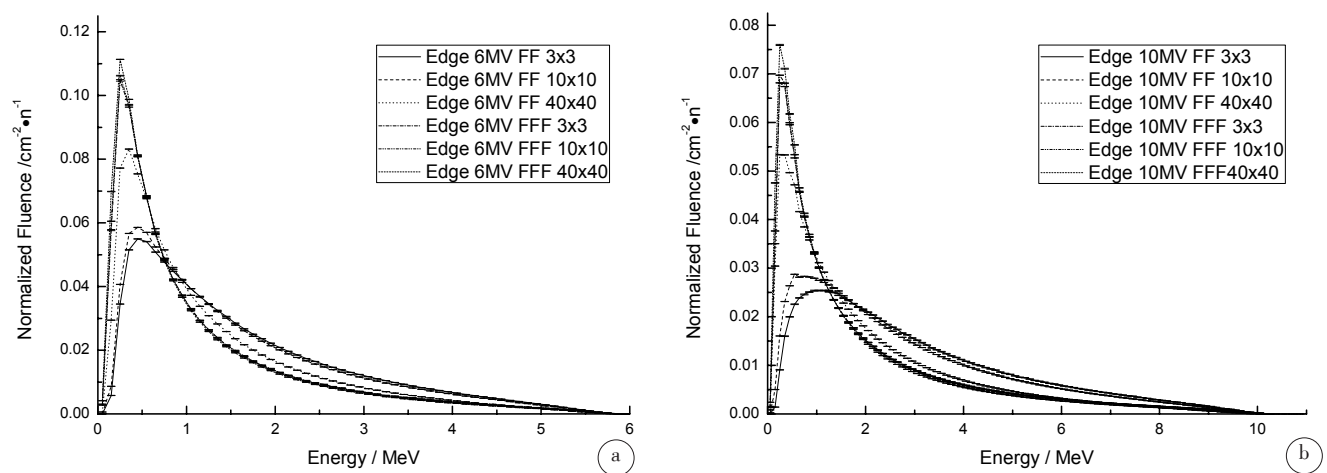


图9 Edge 6 MV FF 和 FFF(a)、10 MV FF 和 FFF(b)在 (3×3) 、 (10×10) 、 $(40\times40)\text{ cm}^2$ 射野下的光子线能谱

Fig.9 Energy spectra of photon beams of (3×3) , (10×10) , $(40\times40)\text{ cm}^2$ fields for Edge 6 MV FF and FFF (a), 10 MV FF and FFF (b)

异较小,因此本文认为相对于6 MV FF,6 MV FFF模拟所用的靶材料未作任何的改变。而当10 MV FFF跟10 MV FF用同样的靶材料时,得到的结果跟三维水箱测量值相差较大,这与Feng等^[14]所描述的一致,而且Feng等^[14]认为10 MV FFF的靶材料应该是钨铜合

金,本文沿着此观点,利用尝试错误法,最终尝试得到:当靶材料的组成是0.063 5 cm的钨和0.808 cm的铜时,能得到跟三维水箱测量值差异较小的结果。

为了验证本文FFF模式下光子线能谱的可靠性,本文的FFF模式的能谱跟瓦里安官网提供的相空间

计算所得的能谱相比:当射野设置为 (10×10) cm²时,谱形几乎重合,6 MV FFF的平均能量相差0.02 MeV;10 MV FFF的则为0.10 MeV。

4 结 论

本文使用蒙特卡洛程序研究了瓦里安Edge类型加速器的FF和FFF模式下6 MV和10 MV的光子线能谱,这些结果对研究非均整模式下X射线的剂量学特性提供了非常好的参考价值。

【参考文献】

- [1] CASHMORE J. The characterization of unflattened photon beams from a 6 MV linear accelerator[J]. Phys Med Biol, 2008, 53(7): 1933-1946.
- [2] TAILOR R C, TELLO V M, SCHROY C B, et al. A generic off-axis energy correction for linac photon beam dosimetry[J]. Med Phys, 1998, 25(5): 662-667.
- [3] ALMBERG S S, FRENGEN J, LINDMO T. Monte Carlo study of in-field and out-of-field dose distributions from a linac operating with and without a flattening-filter[J]. Med Phys, 2012, 39(8): 5194-5203.
- [4] 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.
- [5] VASSILIEV O N, TITT U, PÖNISCH 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] PAYNTER D, WESTON S J, COSGROVE V P. Cosgrove beam characteristics of energy-matched flattening filter free beams[J]. Med Phys, 2014, 41(5): 052103.
- [7] DALARYD M, KRAGL G, CEBERG C, et al. A Monte Carlo study of a flattening filter-free linear accelerator verified with measurements [J]. Phys Med Biol, 2010, 55(23): 7333-7344.
- [8] MESBAHI A. Dosimetric characteristics of unflattened 6 MV photon beams of a clinical linac: a Monte Carlo study[J]. Appl Radiat Isot, 2007, 65(9): 1029-1036.
- [9] ZAVGORODNI S. Monte Carlo investigation into feasibility and dosimetry of flat flattening filter free beams[J]. Phys Med Biol, 2013, 58(21): 7699-7713.
- [10] DZIERMA Y, LICHT N, NUESKEN F, et al. Beam properties and stability of a flattening-filter free 7 MV beam-an overview[J]. Med Phys, 2012, 39(5): 2595-2602.
- [11] KAWRAKOW I, ROGERS D. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport[Z]. NRC Report PIRS, 2000.
- [12] ROGERS D W, WALTERS B, KAWRAKOW I. BEAMnrc user's manual[R]. NRC Report PIRS, 2001.
- [13] KRY S F, VASSILIEV O N, MOHAN R. Out-of-field photon dose following removal of the flattening filter from a medical accelerator [J]. Phys Med Biol, 2010, 55(8): 2155-2166.
- [14] FENG Z S, YUE H Z, ZHANG Y B, et al. Monte Carlo simulation of beam characteristics from small fields based on TrueBeam flattening-filter-free mode[J]. Radiat Oncol, 2016, 11: 30.
- [15] ALJARRAH K, SHARP G C, NEICU T, et al. Determination of the initial beam parameters in Monte Carlo linac simulation [J]. Med Phys, 2006, 33(4): 850-858.
- [16] WALTERS B, KAWRAKOW I, ROGERS D W. DOSXYZnrc users manual[Z]. NRCC report PIRS-794revB, 2011.
- [17] MA C M, ROGERS D W. BEAMDP user's manual[Z]. NRC Report PIRS, 2010: 509.
- [18] 韩俊杰, 朱金汉, 张白霖, 等. 医用直线加速器主要部件对X射线能谱的影响[J]. 核技术, 2015, 38(10): 23-28.
HAN J J, ZHU J H, ZHANG B L, et al. Effects of main components of clinical linac on X-ray energy spectra [J]. Nuclear Technology, 2015, 38(10): 23-28.
- [19] SEMP AU J, SÁNCHEZ-REYES A, SALVAT F, et al. Monte Carlo simulation of electrons beams from an accelerator head using PENELOPE[J]. Phys Med Biol, 2001, 46(4): 1163-1186.
- [20] FADDEGON B A, KAWRAKOW I, KUBYSHIN Y, et al. The accuracy of EGSnrc, Geant4 and PENELOPE Monte Carlo systems for the simulation of electron scatter in external beam radiotherapy [J]. Phys Med Biol, 2009, 54(20): 6151-6163.
- [21] POPESCU I A, SHAW C P, ZAVGORODNI S F, et al. Absolute dose calculations for Monte Carlo simulations of radiotherapy beams[J]. Phys Med Biol, 2005, 50(14): 3375-3392.
- [22] RODRIGUEZ M, SEMP AU J, FOGLIATA A. A geometrical model for the Monte Carlo simulation of the TrueBeam linac[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(11): N219-N229.

(编辑:薛泽玲)