

# TrueBeam 加速器多叶准直器 射野剂量学特性

熊绮丽<sup>1,2</sup> 石勇<sup>3</sup> 徐刚<sup>1</sup> 顾强<sup>2</sup>

1 (上海大学 环境与化学工程学院 上海 200444)

2 (中国科学院上海应用物理研究所 嘉定园区 上海 201800)

3 (中南大学 湘雅三医院 长沙 410013)

**摘要** 医用电子直线加速器未均整射束的剂量学特征和优势早已被证明,但是随着三维适形和调强放射治疗技术的发展,临床治疗的射野(Field)主要是由多叶准直器射野形成,而有关未均整射束的多叶准直器射野剂量特征的研究很少。本文研究 TrueBeam 加速器 6 MV-X 未均整射束的多叶准直器射野剂量特征。利用蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)模拟和三维剂量扫描系统临床测量,对比和分析射野离轴比曲线剂量特征。结果表明:蒙特卡罗模拟和临床测量未均整射束下多叶准直器叶片到位精度、X和Y方向的漏射量、射野半影、叶片间凹凸结构对射野剂量的影响大体一致。多叶准直器形成不规则射野的几何学、蒙特卡罗模拟和临床测量的不符合度(MC或临床测量50%等剂量曲线的面积与射野几何面积的差值相对于射野实际面积的百分数)分别为3.629%、3.2626%和2.0394%。圆形射野、具有凹凸边界射野几何学和蒙特卡罗模拟的不符合度分别为0.8662%、0.8794%和0.2314%、0.8170%。为未均整射束条件下多叶准直器的临床合理使用提供可靠的依据。

**关键词** 未均整射束, 多叶准直器, 蒙特卡罗模拟, 剂量特性, 临床测量

**中图分类号** TL72

**DOI:** 10.11889/j.0253-3219.2015.hjs.38.100203

直线加速器是目前放射治疗中使用最广泛的设备,在传统的医用直线加速器中,均整过滤器的作用就是把从X射线靶出来的光子束均整为具有一定平坦度的均匀临床光子束,使在病人靶区内形成均匀的剂量分布<sup>[1]</sup>。均整器对普通放射治疗非常重要,但是随着放射治疗技术的发展,尤其是调强放射治疗技术(Intensity-modulated radiation therapy, IMRT)的出现,实际调强计划系统优化产生的剂量一般不均匀,原则上多叶准直器的运动即可产生治疗所需要的不均匀剂量<sup>[2-3]</sup>,所以研究者很早就提出了移除均整器后的未均整射束(Flattening-Filter-Free, FFF)<sup>[4]</sup>。有关 FFF 相比均整射束(Flattening-Filter)的优势已有很多研究,例如能谱改变、散射减少、剂量率增加等<sup>[5-8]</sup>。目前一些最新研发的医用电子直线加速器配备了 FFF 的治疗模式,如美国 Varian 公司的 TrueBeam 直线加速器。虽然目前该治疗模式并没有广泛应用,但是它是最具有发展潜力的医用加速器射束模式。

目前临床上广泛采用的放射治疗技术中,三维适形放射治疗主要是由多叶准直器(Multi-leaf

Collimator, MLC)代替挡铅产生高度适形射野来实现<sup>[9]</sup>,而调强放射治疗技术主要是由 MLC 对辐射野内剂量强度按一定要求进行调节,使得在靶区产生高剂量和危及器官剂量最小来实现放射治疗。MLC 叶片的到位精度、叶片间的漏射量、射野半影等因素对剂量计算的准确性有很重要的影响。而随着动态准直器的出现,治疗过程中叶片随着射野不断运动,所以有关 MLC 形成照射野的剂量特征的研究十分重要。

国内外许多研究已经证明了 FFF 的优势,而 MLC 射野剂量特征的研究仅有小部分,但是有关 FFF 条件下 MLC 形成射野的剂量特征研究在国内仍属于空白阶段。本文首先建立 MLC 模型,然后通过蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)模拟进行剂量计算,再利用三维水箱剂量扫描系统在相同条件下通过临床测量的方法从5个方面研究 FFF 条件下 MLC 射野剂量特征。通过对比和分析蒙特卡罗模拟和临床测量的剂量分布曲线,为 FFF 和 MLC 的临床合理使用提供依据。

国家自然科学基金(No.11175112)资助

第一作者:熊绮丽,女,1991年出生,2013年毕业于南华大学,现为硕士研究生

通讯作者:顾强, E-mail: guqiang@sinap.ac.cn

收稿日期:2015-06-02, 修回日期:2015-07-14

# 1 基于 TrueBeam 蒙特卡罗建模和临床测量条件

## 1.1 120Millennium 多叶准直器模型

美国 Varian 公司制造的 TrueBeam 加速器是目前世界最先进的集合全新技术设计的新一代直线加速器。TrueBeam 拥有比其他直线加速器剂量投照速度最多快 4 倍的高强度模式即未均整射束模式。TrueBeam 直线加速器的 120Millennium MLC 一共有 120 个叶片,左右两边各 60 片形成两排对称叶片组,每一排内部 40 片和外部 20 片投影到等中心平面的宽度分别是 0.5 cm 和 1 cm<sup>[10]</sup>。叶片的高度必须使原射线的透射不超过原来强度的 5%<sup>[11]</sup>,以代替常规射野挡块,这同样也决定了相邻叶片的侧面必须采用凹凸槽结构。

OMEGA 项目开发了 EGSnrc 软件,而以 EGSnrc 为平台的 BEAMnrc 中的 DYNVMLC 模块可以完整描述 120Millennium MLC 的几何属性<sup>[12-13]</sup>。X 射线靶位于 Z=0 cm 处,MLC 的叶片由 Full、Target、Isocenter 三种叶片构成,如图 1 所示。外部 20 个叶片由 Full 叶片组成,内部 40 个叶片由 Target 和 Isocenter 交替排列组成,MLC 的所有参数都是根据 TrueBeam 的技术文档设置。Target 叶片的上端在 Z 轴的位置 Z<sub>MIN</sub> 为 47.5 cm,Isocenter 叶片的下端在 Z 轴的位置 Z<sub>MAX</sub> 为 54.5 cm,叶片末端采用半圆形设计,半径 8 cm。设计了 Tongue 和 Groove 结构阻止射线直接穿过相邻叶片间隙产生漏射量,叶片沿着 Support Railing 滑动,在轨道相反方向设计了一个小凸起结构 Leaf tip 来补偿轨道凹进去所缺失的材料<sup>[14]</sup>。设计了 Driving screw hole 使叶片通过马达驱动螺杆沿着 X 轴的方向运动形成不同的射野。为使摩擦力最小并允许叶片自由运动,分别在相邻叶片间设置了小的空气间隙,间隙宽度为 0.004 6 cm。为避免两排叶片互相碰撞,完全闭合的一对叶片间存在 0.1 cm 的空隙,这种空隙和叶片的圆形末端就会导致关闭的叶片对之间产生漏射线<sup>[15]</sup>。叶片介质选择 W700ICRU,空气间隙和 Driving screw hole 的介质选择 AIR700ICRU。

## 1.2 建立 TrueBeam 加速器模型

用 BEAMnrc 模拟 TrueBeam 直线加速器 6 MV 的光子束<sup>[16]</sup>,如图 2 所示(cm)。采用 Varian 官网发布的次级准直器上方的 FFF 粒子相空间文件。每一个模块的参数都是根据 TrueBeam 直线加速器技术文档设置。为减少蒙特卡罗统计的不确定性,采用

了一系列的减少方差技术,例如设置电子截断能量 ECUT=0.7 MeV,光子截断能量 PCUT=0.01 MeV 等<sup>[17]</sup>。BEAMnrc 的模拟结果是得到源皮距 SSD=100 cm 处的粒子相空间文件,它作为 DOSXYZnrc 输入文件,DOSXYZnrc 把相空间文件中记录的粒子信息转化为体模内的剂量分布<sup>[18]</sup>。在 BEAMnrc 的模拟过程中使用的是 10 亿个粒子,DOSXYZnrc 的模拟过程中使用的是 20 亿个粒子,水模体素大小是射野边长为 1-10 cm 的 0.1 cm 和射野边长为 11-20 cm 的 0.25 cm。

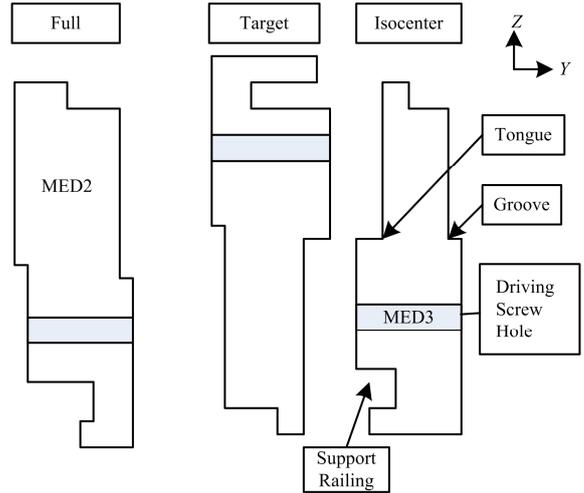


图 1 组成多叶准直器的三种叶片示意图  
Fig.1 Schematic structure of three types of MLC.

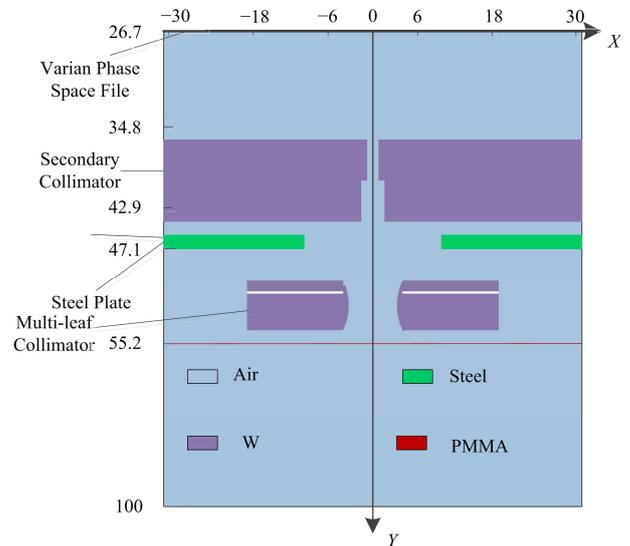


图 2 BEAMnrc 模拟 TrueBeam 直线加速治疗头  
Fig.2 BEAMnrc simulation TrueBeam linear.

## 1.3 临床测量器材

临床数据测量使用的是湖南省中南大学湘雅三医院肿瘤科 PTW SCANLIFT 三维剂量测量系统,

它由三维水箱、蓄水柜、剂量探头、标准电子附件、运动控制盒、SCANLIFT 手控盒、悬挂式操纵台和 TANDEM 静电计等部分组成,如图 3 所示。水箱尺寸为  $73.4\text{ cm}\times 63.6\text{ cm}\times 52.3\text{ cm}$ ,有效扫描范围为  $60\text{ cm}\times 50\text{ cm}\times 40.8\text{ cm}$ ,分辨率和到位精度为  $0.1\text{ mm}$ ,水箱壁为  $2\text{ cm}$  的聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)材料制成。扫描用 Semiflex 电离室具有防水功能,型号 31010,腔体积  $0.125\text{ cm}^3$ ,腔室内半径  $5.5\text{ mm}$ ,腔壁材料是石墨。三维水箱的软件 MEPHYSTO-mc<sup>2</sup> 可以驱动电机进行百分深度剂量、射野离轴比、总散射因子以及平面剂量等的扫描测量,并可以分析百分深度曲线的最大剂量点深度,射野离轴比曲线上 50%等剂量曲线的宽度、半影、平坦度和对称性等。临床测量的条件为  $\text{SSD}=100\text{ cm}$ ,水下  $3\text{ cm}$ ,剂量率为  $400\text{ cGy}\cdot\text{min}^{-1}$ 。

## 2 结果与讨论

### 2.1 FFF 条件下 MLC 叶片到位精度验证

为研究 MLC 叶片到位精度,在 BEAMnrc 模拟和临床测量过程中通过调节 MLC 的位置形成  $1\text{ cm}\times(1\text{--}20\text{ cm})\times 20\text{ cm}$  的标准方野(由于探头尺寸等原因临床测量没有测量  $1\text{ cm}\times 1\text{ cm}$  射野),获得相对射野在源皮距  $\text{SSD}=100\text{ cm}$ ,水下  $3\text{ cm}$  处离轴比曲线。因为剂量学意义上的照射野边长定义为射野离轴比曲线上 50%剂量点间的距离<sup>[19]</sup>。分别比较模拟和临床测量获得的剂量学意义射野边长与标准射野边长的偏差。



图 3 整个测量装置示意图  
Fig.3 Photograph of the whole measuring apparatus.

图 4 是模拟和临床测量获得的剂量学意义射野边长与标准射野边长的对比, NP 表示标称叶片位置, NF 表示标准射野边长, OF 表示获得的剂量学意义射野边长。由图 4 可知模拟结果与测量结果取得了较好的一致性,模拟结果的偏差在  $0.0007\text{--}0.13\text{ cm}$ ,平均偏差  $0.0709\text{ cm}$ ,临床测量结果的偏差在  $0.086\text{--}0.316\text{ cm}$ ,平均偏差  $0.2284\text{ cm}$ 。整体来讲临床测量的偏差值均大于模拟的偏差值。

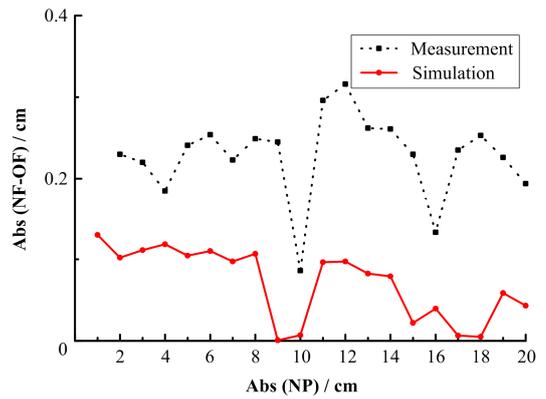


图 4 MC 模拟和临床测量获得射野边长和标准射野边长对比

Fig.4 Comparison of the field size obtained by clinical measurement and nominal leaf position for simulation.

### 2.2 FFF 条件下 MLC 漏射量验证

MLC 漏射量即 MLC 全关闭时的穿射量与原射线量的比值。在 BEAMnrc 模拟和临床测量过程中将次级准直器射野设置为  $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ ,完全关闭 MLC,获得源皮距  $\text{SSD}=100\text{ cm}$ 、水下  $3\text{ cm}$  处  $X$  轴方向和距离  $Y$  轴  $3\text{ cm}$  处的吸收剂量,与 §2.1 中  $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$  射野的中心轴剂量相比,得到漏射剂量百分数。通过比较  $X$  轴方向上的相对剂量分布曲线研究两排叶片间的漏射量和比较距离  $Y$  轴  $3\text{ cm}$  处相对剂量分布曲线研究相邻叶片间的漏射量。

图 5 为当所有叶片关闭时,两排叶片之间的漏射量即在  $X$  轴上的相对剂量分布曲线,由于叶片间隙和螺旋驱动孔的材料缺失,临床测量过程的漏射量最大值是  $23.87\%$ ,蒙特卡罗模拟过程的漏射量最大值是  $22.6984\%$ ,两者相差  $1.1716\%$ <sup>[20]</sup>。图 6 是叶片关闭时相邻叶片间的漏射率即在距离  $Y$  轴  $3\text{ cm}$  处的相对剂量分布曲线,临床测量过程的漏射量的平均值是  $0.6857\%$ ,蒙特卡罗模拟过程漏射率平均值是  $0.5712\%$ ,两者相差  $0.1145\%$ 。

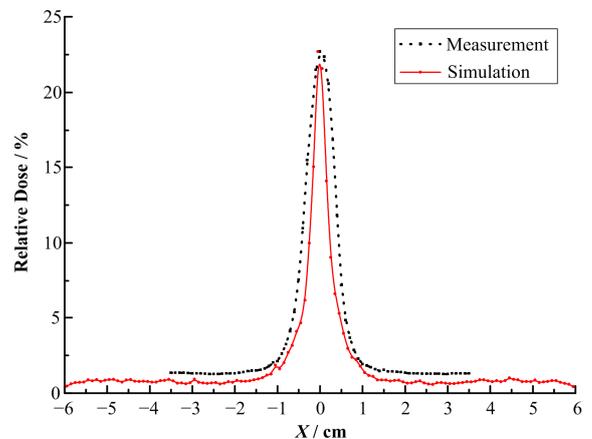


图 5 MLC 关闭时  $X$  轴处漏射线 MC 模拟和临床测量结果  
Fig.5 Comparison of leakage profiles at the  $X$  axis closing MLC between the simulation and clinical measurement results.

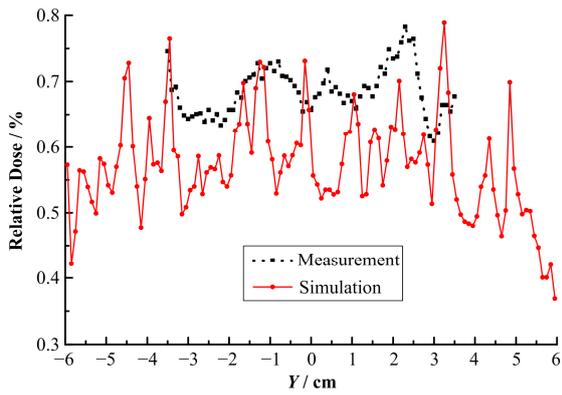


图6 离Y轴3 cm处漏射线的MC模拟和临床测量结果  
Fig.6 Comparison of leakage profiles at 3 cm offset from the Y axis between the simulation and measurement results.

### 2.3 FFF 条件下 MLC 射野半影验证

由于放射源几何体积、准直器漏射和侧向散射的存在,射野边缘存在物理半影区。射野半影区定义为射野离轴比曲线上80%剂量点到20%剂量点间的距离<sup>[21-22]</sup>。为研究MLC射野半影,利用在§2.1过程中获得的离轴比曲线,分别计算20%–80%剂量点间的距离,再比较模拟和临床测量FFF条件下多叶准直器MLC的射野半影。

图7是蒙特卡罗模拟和临床测量FFF条件下MLC射野半影对比, Penumbra表示对应射野半影。随射野边长的增大,蒙特卡罗模拟和临床测量FFF条件下MLC射野半影缓慢增加,但蒙特卡罗模拟的射野半影比临床测量射野半影增长得快。在射野边长小于11 cm时蒙特卡罗模拟的射野半影均小于临床测量射野半影,射野边长大于11 cm时蒙特卡罗模拟的射野半影均大于临床测量射野半影。

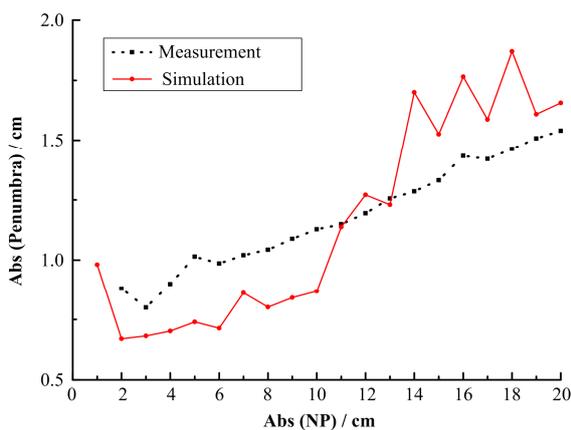


图7 MC模拟和临床测量的射野半影对比  
Fig.7 Comparison between the Field Penumbra of MC simulations and clinical measurements.

### 2.4 FFF 条件下 MLC 叶片间凹凸结构对射野剂量的影响

为评估FFF条件下MLC叶片间凹凸结构对射野剂量的影响,通过蒙特卡罗模拟和临床测量的方法,并利用MLC设计不规则照射野,如图8所示。在5 cm×5 cm的射野范围内Y轴方向上从2.5 cm到-2.5 cm依次打开两片叶片再关闭两片叶片形成不规则射野,对比蒙特卡罗模拟和临床测量距离Y轴1.25 cm处的FFF条件下MLC形成射野的离轴剂量曲线。

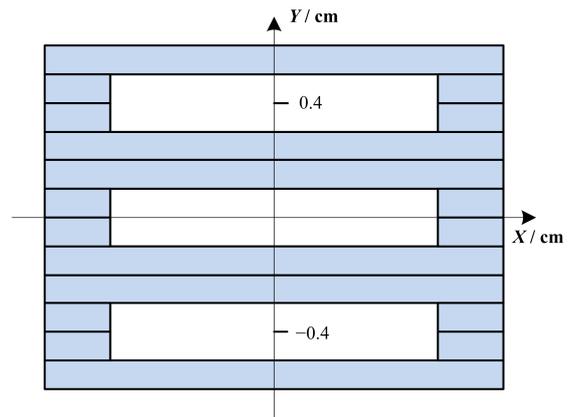


图8 MLC在5 cm×5 cm形成的三开两闭射野  
Fig.8 5 cm×5 cm irregular field generated by MLC.

图9中,蒙特卡罗模拟和临床测量结果大体上一致,但是蒙特卡罗模拟结果在60%–100%相对剂量曲线的宽度略大于临床测量结果。

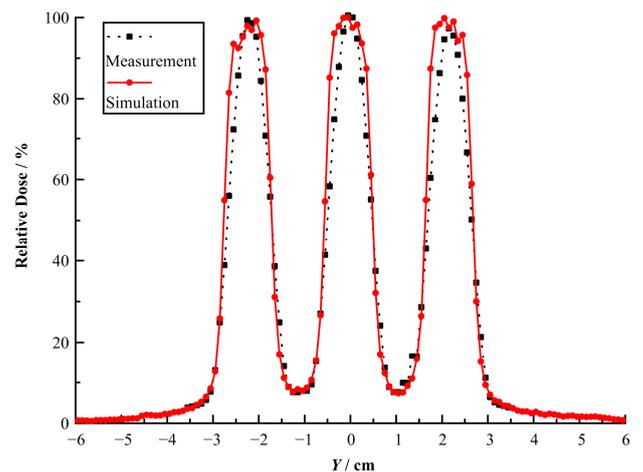


图9 离Y轴1.25 cm离轴剂量分布MC模拟和临床测量结果  
Fig.9 Comparison of relative doses at 1.25 cm offset the Y axis in irregular field between the simulation and measurement results.

## 2.5 FFF 条件下 MLC 不规则射野的符合度验证

MLC 在临床应用中的一个缺陷是它适形靶区时,形成的射野具台阶状边界,无法与期望的边界光滑的靶区完全一致。也就是说,用 MLC 适形靶区,总会存在欠挡区域和(或)过挡区域,所以对 MLC 射野剂量特征最关键的研究就是不规则射野的符合度。首先定义不符合度为蒙特卡罗模拟或临床测量的 50%等剂量曲线的面积与射野几何面积偏差相对于射野实际面积的百分数<sup>[23]</sup>。蒙特卡罗模拟和临床测量过程中利用 MLC 适形如图 10 所示的不规则射野,适形时采取的叶片端面侵入靶区的比例为 50% (即中点相接)。利用 MATLAB 对数学处理方法编程计算出 50%等剂量曲线的面积,最后分别计算出蒙特卡罗模拟和临床测量的不符合度。

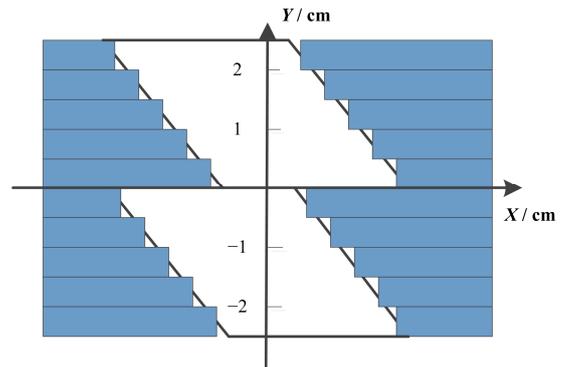


图 10 MLC 形成不规则射野  
Fig.10 Irregular field generated by MLC.

如表 1 所示,利用 MLC 适形,几何学的不符合度(过挡区域与欠挡区域面积和相对几何面积的百分数)为 3.629%,蒙特卡罗模拟和临床测量的不符合度分别为 3.262 6%和 2.039 4%。

表 1 三种不规则射野几何学、蒙特卡罗模拟和临床测量的不符合度

Table 1 Discrepancy degrees of three kinds of irregular radiation fields geometry, MC simulation and clinical measurements.

射野 Filed	靶区面积 Target area / cm <sup>2</sup>	MLC 适形面积及不符 合度 MLC CRT area / cm <sup>2</sup> and discrepancy degree	MC 射野面积及不符 合度 MC radiation field area / cm <sup>2</sup> and discrepancy degree	临床测量射野面积及不 符合度 Clinical measure radiation field area / cm <sup>2</sup> and discrepancy degree
不规则射野 Irregular field	15.5	14.937 5 3.629%	14.994 3 3.262 6%	15.816 1 2.039 4%
圆形射野 Circular field	78.5	79.18 0.866 2%	79.190 3 0.879 4%	—
凹凸边界射野 Bumpborder field	48.666 1	48.778 7 0.231 4%	49.063 7 0.817%	—

基于上面的研究结果,为进一步研究 FFF 条件下 MLC 不规则射野的不符合度,利用 AutoCAD 以中点相接的方式适形如图 11 和 12 所示的半径为 5 cm 圆形射野和矩形面积为 10 cm×8 cm 具有凹凸边界不规则射野,获得叶片端面的位置坐标,同时测得过当区域与欠挡区域的面积。在蒙特卡罗模拟过程中利用上述坐标使 MLC 适形半径为 5 cm 的圆形射野和具有凹凸边界的不规则射野,最后计算 50%等剂量曲线的面积。

半径为 5 cm 的圆形射野的几何学和蒙特卡罗模拟的不符合度分别为 0.866 2%和 0.879 4%。矩形面积为 10 cm×8 cm 具有凹凸边界不规则射野的几何学系统和蒙特卡罗模拟的不符合度分别为 0.231 4%和 0.817 0%。

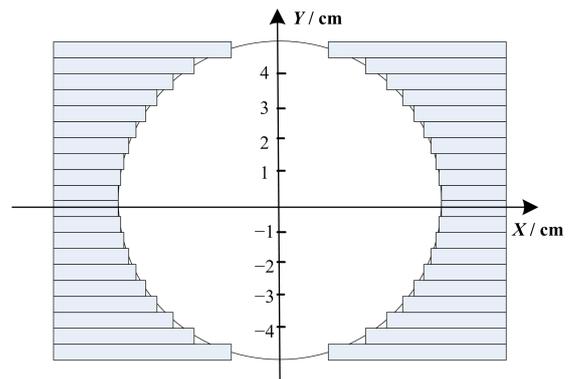


图 11 MLC 形成 R=5 cm 不规则射野  
Fig.11 Radius of 5 cm irregular field by MLC.

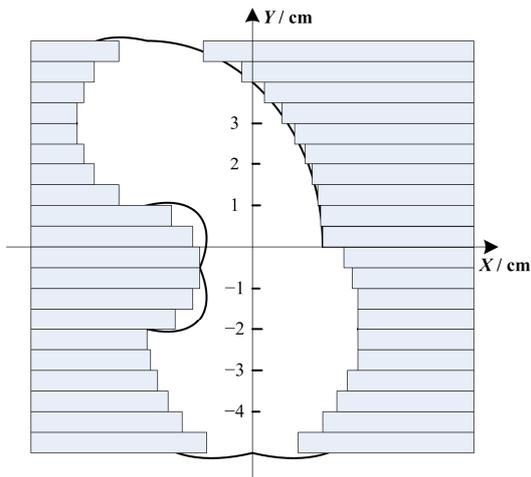


图 12 MLC 在  $12\text{ cm}\times 8\text{ cm}$  形成凹凸边界的不规则射野  
Fig.12 Bump border irregular radiation field at  $12\text{ cm}\times 8\text{ cm}$  by MLC.

### 3 讨论

通过蒙特卡罗模拟和临床测量的对比, TrueBeam 直线加速器 FFF 条件下 MLC 射野剂量特征结果整体上一致。在分析和对比 FFF 条件下 MLC 射野剂量学意义、射野边长和标准方野边长的偏差时,发现蒙特卡罗模拟结果均比临床测量结果偏低,这可能是因为 BEAMnrc 在模拟过程中使用电子截断能量  $ECUT=0.7\text{ MeV}$ , 光子截断能量  $PCUT=0.01\text{ MeV}$  等一系列方差减小技术,导致原本可以继续传递能量的粒子过早地终止了其历程和减少了能量的沉积,这就导致射野离轴曲线上的剂量下降,50%等剂量曲线间的距离减小。分析 FFF 条件下 MLC 射野在 X 轴方向上漏射量时,在  $X=0\text{ cm}$  处达到最大值,为 22.6984%,这可能是因为两排叶片间 0.1 cm 的空气间隙导致  $X=0\text{ cm}$  处的漏射量骤然增大。分析 FFF 条件下 MLC 射野在距离 Y 轴 3 cm 处的漏射量均小于 0.85%,这说明 MLC 形成射野时代替铅块达到了漏射量小于 5%的标准,同时也说明叶片间 0.046 cm 的空气间隙对剂量的影响可以忽略。而且蒙特卡罗模拟值均小于临床测量值,这可能也是由于模拟过程采用了方差减小技术。在分析 FFF 条件下 MLC 射野半影时发现当射野边长小于 11 cm 时,蒙特卡罗模拟和临床测量的精度均为 0.1 cm,蒙特卡罗模拟射野半影值均小于临床测量射野半影值,这可能也是由于模拟过程采用了方差减小技术。但是当射野边长大于 11 cm 时蒙特卡罗模拟值大于临床测量值,这可能是因为大射野时蒙特卡罗模拟过程中 DOSXYZnrc 的体素大小为 0.25 cm,而临床测量过程的精度 0.1 cm,导致模拟

过程的分辨率低于临床测量,而分辨率的影响大于方差减小技术的影响。在分析叶片间凹凸结构对射野剂量的影响时,蒙特卡罗模拟和临床测量的平均偏离值小于 3%,这符合临床规定射野剂量的不确定度小于 5%的要求<sup>[24]</sup>。这说明叶片间凹凸结果既起到阻止射线直接穿过叶片的作用,又满足临床要求,完全可以代替挡铅产生高度适形射野。不规则射野不符合度值比较小,而且数值差别也很小,根据这个结果再设计的两个不规则射野的不符合度值再次验证了这个结果的可靠性。表明当叶片于射野边界采取中点相接方式时,FFF 条件下 MLC 适形结果的符合性好。

### 4 结语

使用 BEAMnrc 模拟 120Millennium 多叶准直器最关键的是可以模拟 MLC 的所有几何细节,蒙特卡罗模拟和临床测量结果的一致性也说明了 BEAMnrc 蒙特卡罗建模的精准性。在现在的放射治疗过程中,MLC 对调强剂量的分布有很大的影响,对危及器官的保护都是由 MLC 遮挡完成的,对于脊髓和晶体等耐受量比较低的结构,设计治疗计划时需要充分考虑两排叶片间的漏射量,尤其在现在的治疗过程中叶片随射束照射过程不断地运动。通过对 FFF 条件下 MLC 射野剂量 5 个方面的研究,虽然 FFF 模式目前并没有广泛使用,但是它的射野剂量特征均满足临床要求的标准,所以临床上 FFF 模式下 MLC 可以正常、安全地使用。

### 参考文献

- 1 杨绍州,陈龙华,张树军. 医用电子直线加速器[M]. 北京:人民军医出版社,2004:133-134  
YANG Shaozhou, CHEN Longhua, ZHANG Shujun. Medical electron linear accelerator[M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2004: 133-134
- 2 Fu W, Dai J. Delivery time comparison for intensity-modulated radiation therapy with/without flattening filter: a planning study[J]. Physics in Medicine & Biology, 2004, 49(8): 1535-1548. DOI: 10.1088/0031-9155/49/8/011
- 3 Titt U, Vassiliev O N, Poenisch F. Flattening filter free IMRT: first experimental results[J]. Medical Physics, 2005, 32(6): 2146-2146. DOI: 10.1118/1.1998604
- 4 Cashmore J. The characterization of unflattened photon beams from a 6 MV linear accelerator[J]. Physics in Medicine & Biology, 2008, 53(7): 1933-1946. DOI: 10.1088/0031-9155/53/7/009
- 5 Kragl G, Wetterstedt S, Knausl B, et al. Dosimetric

- characteristics of 6 and 10 MV unflattened photon beams[J]. *Radiotherapy & Oncology*, 2009, **93**(1): 141–146. DOI: 10.1016/j.radonc.2009.06.008
- 6 Ponisch F. Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator[J]. *Medical Physics*, 2006, **33**(6): 2131–2131. DOI: 10.1118/1.2241289
- 7 Titt U, Vassiliev O N, Ponisch F, *et al.* A flattening filter free photon treatment concept evaluation with Monte Carlo[J]. *Medical Physics*, 2006, **33**(6): 1595–1602. DOI: 10.1118/1.2198327
- 8 Stathakis S, Esquivel C, Gutierrez A, *et al.* Treatment planning and delivery of IMRT using 6 and 18 MV photon beams without flattening filter[J]. *Applied Radiation & Isotopes Including Data Instrumentation & Methods for Use in Agriculture Industry & Medicine*, 2009, **67**(9): 1629–1637. DOI: 10.1016/j.apradiso.2009.03.014
- 9 Ding G X, Duggan D M, Coffey C W. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2006, **51**(10): 2549–2566. DOI: 10.1088/0031-9155/51/10/013
- 10 崔伟杰. 多叶准直器的结构设计[J]. *医疗装备*, 2009, **22**(02): 4–9. DOI: 10.3969/j.issn.1002-2376.2009.02.002
- CUI Weijie. The configuration designs for multi-leaf collimators[J]. *Chinese Journal of Medical Device*, 2009, **22**(02): 4–9. DOI: 10.3969/j.issn.1002-2376.2009.02.002
- 11 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999
- HU Yimin. The tumor radiation physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999
- 12 Heath E, Seuntjens J. Development and validation of a BEAMnrc component module for accurate Monte Carlo modelling of the varian dynamic millennium multileaf collimator[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2003, **48**(24): 4045–4063. DOI: 10.1088/0031-9155/48/24/004
- 13 Rogers D W O, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc user's manual[M]. NRCC Report PIRS-0509 (A) revK, 2006: 193–204
- 14 Deng J, Pawlicki T, Chen Y, *et al.* The MLC tongue-and-groove effect on IMRT dose distributions[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2001, **46**(4): 1039–1060. DOI: 10.1088/0031-9155/46/4/310
- 15 Borges C, Zarza-Moreno M, Heath E. Monte Carlo modeling and simulations of the high definition micro MLC and validation against measurements for a 6 MV beam[J]. *Medical Physics*, 2012, **39**(1): 415–422. DOI: 10.1118/1.3671935
- 16 Walters K. Efficient photon beam dose calculations using DOSXYZnrc with BEAMnrc[J]. *Medical Physics*, 2006, **33**(8): 3046–3056. DOI: 10.1118/1.2219778
- 17 Kawrakow D, Rogers W O. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting[J]. *Medical Physics*, 2004, **31**(10): 2883–2897. DOI: 10.1118/1.1788912
- 18 Walters B, Kawrakow I, Rogers D W O. DOSXYZnrc user's manual[M]. NRCC Report PIRS-794 revB, 2006: 16–39
- 19 任江平. 剂量学射野误差影响因素的研究[J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2010, **30**(4): 464–465. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2010.04.026
- REN Jiangping. Dose study of factors affecting the radiation field errors[J]. *Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection*, 2010, **30**(4): 464–465. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2010.04.026
- 20 王小平, 胡海芹, 胡晓玉. 多叶准直器在肿瘤适形放疗中的应用[J]. *中国医疗设备*, 2009, **24**(12): 15–18. DOI: 10.3969/j.issn.1674-1633.2009.12.005
- WANG Xiaoping, HU Haiqin, HU Xiaoyu. Application of multi-leaf collimator in tumor conformal radiotherapy[J]. *Journal Press of China Medical Devices*, 2009, **24**(12): 15–18. DOI: 10.3969/j.issn.1674-1633.2009.12.005
- 21 邱杰, 张福泉. 直线加速器射野半影研究[C]. 全国医用加速器技术交流会, 2003
- QIU Jie, ZHANG Fuquan. Linear accelerator radiation field penumbra research[C]. National Medical Accelerator Technology Exchange Conference, 2003
- 22 杨树欣, 赵庆军, 刘成红. 加速器 X-线半影的影响因素分析[J]. *医疗卫生装备*, 2005, **26**(6): 38–38. DOI: 10.3969/j.issn.1003-8868.2005.06.018
- YANG Shuxin, ZHAO Qingjun, LIU Chenghong. Analysis of the influence factors of X-ray line accelerator penumbra[J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2005, **26**(6): 38–38. DOI: 10.3969/j.issn.1003-8868.2005.06.018
- 23 徐利明, 何正中, 王晓红. MLC 不规则野射野边缘的剂量符合度研究[J]. *中国医学物理学杂志*, 2004, **21**(1): 9–12. DOI: 10.3969/j.issn.1005-202X.2004.01.004
- XU Liming, HE Zhengzhong, WANG Xiaohong. Analyzing the dose distribution of irregular field's edge under multileaf collimator[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2004, **21**(1): 9–12. DOI: 10.3969/j.issn.1005-202X.2004.01.004
- 24 Thwaites D. Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons[J]. *Clinical Oncology*, 1990, **2**(1): 59–59

## Dosimetry characteristics of multi-leaf collimator field for TrueBeam

XIONG Qili<sup>1,2</sup> SHI Yong<sup>3</sup> XU Gang<sup>1</sup> GU Qiang<sup>2</sup>

*1(Environmental and Chemical Engineering, Shanghai University, Shanghai 200444, China)*

*2(Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Jiading Campus, Shanghai 201800, China)*

*3(The Third Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410013, China)*

**Abstract Background:** The dose distribution of the Flattening-Filter-Free (FFF) of medical linear accelerator (LINACS) has been proved to have its advantages in clinical use. With the recent development of three-dimensional conformal radiotherapy and intensity-modulated radiation therapy, field of clinical treatment is mainly achieved by using Multi-leaf Collimator (MLC). Because of the rare researches on dosimetry characteristics of MLC field under FFF beam, it is interesting to note the importance of its further development. **Purpose:** For the TrueBeam accelerator of 6 MV-X, the dose characteristics of the MLC are studied in the presence of the FFF beam. **Methods:** The off-axis dose curve characteristics are analyzed by using the Monte Carlo (MC) method, combined with three-dimensional dose scanning data. **Results:** The compared results, including MLC leaf position accuracy, leakage radiations along X-axis and Y-axis, field penumbra and the influence of the concave-convex structure of the leaf, show that the MC simulations result in good agreement with the clinical data. MLC irregular radiation field's geometry, MC calculation and clinical measurement discrepancy degree are 3.629 0%, 3.262 6% and 2.039 4%, respectively. A circle field of radius 5 cm and uneven borders field geometry and MC calculation discrepancy degree are 0.866 2%, 0.879 4% and 0.231 4%, 0.817 0%, respectively. **Conclusion:** The results provide a reliable basis for the clinical use of MLC.

**Key words** FFF, MLC, Monte Carlo, Dose characteristics, Clinical measurement

**CLC** TL72