

## 应用提高分辨率的MatriXX检测等中心偏移的方法简介

易海云,夏兵,姚雷,张硕

中国医科大学附属第一医院放射治疗科, 辽宁 沈阳 110001

**【摘要】目的:**以检测等中心在X方向的偏移为例,介绍使用提高分辨率之后的MatriXX检测等中心偏移的方法。**方法:**在确保MLC的leaf bank关于collimator中心轴旋转对称,且MatriXX中心与等中心的偏差已知的基础上,将gantry和collimator的角度都设为0°,治疗床向X正方向每移动1 mm测量1次5 cm×5 cm照射野100 MU的剂量分布曲线,共7次移动治疗床,测量8组数据,然后将这8组数据叠加为一组复合数据,得到gantry和collimator角度为0°、5 cm×5 cm照射野100 MU时MatriXX在X方向分辨率为1 mm的剂量分布曲线。同样的方法测量得到将gantry角度设为180°时相对应的剂量分布曲线,然后使用OmniPro I'mRT软件对比分析这两个profile,得出等中心在X方向的偏移值。**结果:**等中心的偏移值为1.8 mm。**结论:**提高分辨率之后的MatriXX能够检测出等中心的偏移值;等中心的偏移会导致病人接受剂量出现偏差,而这种偏差可以通过调整Elekta Synergy MLC的leaf bank关于gantry旋转中心轴对称和计划设计中设置collimator与couch角度为0°来克服;等中心的偏差使得gantry角度在90°和270°附近照射野的平面剂量偏差非常大。因此,不建议计划设计中设置gantry角度在90°和270°附近的照射野,也不建议选用MatriXX或者其他平面探测器做照射野gantry角度集中在90°和270°附近的病人计划验证。

**【关键词】**等中心;偏移;MatriXX;质量保证;剂量分布

**【中图分类号】**R815.6

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)01-0019-06

## Brief introduction to isocenter deviation detection using MatriXX with improved resolution

YI Haiyun, XIA Bing, YAO Lei, ZHANG Shuo

Department of Radiation Oncology, the First Hospital of China Medical University, Shenyang 110001, China

**Abstract: Objective** To introduce a method for detecting the collimator isocenter deviation with high-resolution MatriXX by taking the detection of collimator isocenter deviation in X direction as an example. **Methods** Firstly, we ensured that the leaf bank of MLC was rotational symmetry by the central axis of collimator and that the distance of MatriXX center to isocenter was known, and then the angles of gantry and collimator were set to 0°. The dose distribution curve in an irradiation field of 5 cm×5 cm, 100 MU, was obtained after the linear accelerator was moved 1 mm at a time along X axis. The treatment couch was moved 7 times and a total of 8 measurements were obtained. All the measurements were superimposed to generate a "finer" profile, and the dose distribution curve with gantry 0°, collimator 0°, irradiation field of 5 cm×5 cm, 100 MU (G0C0) was obtained by MatriXX with an X-direction resolution of 1 mm. The same method was used to measure the dose distribution curve with gantry 180°, collimator 0°, irradiation field of 5 cm×5 cm, 100 MU (G180C0). Finally, we applied OmniPro I'mRT software to compare and analyze the profiles of G0C0 and G180C0 for obtaining the deviation of isocenter in X direction. **Results** The isocenter deviation was 1.8 mm. **Conclusion** MatriXX with an improved resolution is able to detect isocenter deviation. The isocenter deviation leads to the deviation of dose to patients, which can be avoided by adjusting the leaf bank of Elekta Synergy MLC to achieve the rotational symmetry by the central axis of gantry, and setting the angle of collimator and couch to 0°. The isocenter deviation results in a large planar dose deviation in irradiation fields with gantry angles closer to 90° and 270°, therefore, it's not recommended to select the irradiation fields with gantry angles closer to 90° and 270°, and use MatriXX or other planar detectors to validate the patient plan with fields gantry angle centered around 90° and 270°.

**Keywords:** isocenter; deviation; MatriXX; quality assurance; dose distribution

**【收稿日期】**2017-09-29

**【作者简介】**易海云,硕士研究生,研究实习员,研究方向:放疗物理学与剂量学,E-mail: yihaiyun14@163.com

**【通信作者】**夏兵,研究方向:放疗物理学与剂量学,E-mail: xia6581@sohu.com

## 前言

等中心的偏移对旋转容积调强(VMAT)计划的剂量准确性有较大的影响<sup>[1]</sup>,对应用高精度技术进行治疗的直线加速器需要更频繁地进行等中心的检

测。而在众多检测等中心的方法中<sup>[2-6]</sup>,以胶片星形野检测法最方便、应用最广、最为大众所理解和接受<sup>[2]</sup>,但是胶片的后续处理过程比较复杂,且胶片检测法无法实时检测出等中心的偏移。二维电离室矩阵 MatriXX 能够实时进行绝对剂量和相对剂量的验证,且电离室一直都是剂量验证的金标准,因此 MatriXX 是放疗质控中另一种最常用的验证设备,但 MatriXX 两个相邻电离室的间距为 7.619 mm<sup>[7]</sup>,使得其空间分辨率过低而不足以用来检测等中心的偏移。但是,很多研究指出通过移动 MatriXX/PTW 729 的位置多次测量同一照射野的方式<sup>[8-10]</sup>,或者延长源皮距(SSD)的方式<sup>[11]</sup>,或者在延长 SSD 的前提下移动 MatriXX 的方式<sup>[12]</sup>等,都可以提高 MatriXX/PTW 729 的空间分辨率,且提高分辨率之后的 MatriXX/PTW 729 所测的剂量更准确(剂量梯度高的区域,小照射野或者高调制野改进更明显)、质量保证的 Gamma 通过率更高,而使得二维电离室矩阵可以用于更精细的测量。因此,本文在以上研究<sup>[8-12]</sup>的基础上,在 X 方向上,采用 7 次移动治疗床(以改变 MatriXX 的位置) 8 次测量的方式将 X 方向测量数据的空间分辨率提高到 1 mm<sup>[8]</sup>,然后再介绍如何使用提高分辨率的 MatriXX 快速检测出等中心的偏差。

## 1 材料与方法

### 1.1 仪器资料

IBA 的二维电离室矩阵平面探测器 MatriXX 和 MULTICube Lite 模体,最小刻度为 0.5 mm 的刻度尺, Eleketa 的直线加速器 Synergy 等。

### 1.2 方法

**1.2.1 用 MatriXX 检测等中心偏移的理论依据** 在放疗质控中,通常所说的等中心是指机械等中心或者照射野等中心,机械等中心是理想情况下 collimator、gantry 和 couch 三者旋转中心轴的交点<sup>[2]</sup>,而在实际质控过程中,只要等中心在一个直径可接受的小球内便认为等中心的检测是符合要求的,其中医用直线加速器质控标准 AAPM TG142 号报告<sup>[13]</sup>中给出 IMRT 技术等中心小球的直径为 2 mm,但没有给出与立体放射治疗(SBRT)、VMAT 等高精度技术相对应的直径值。照射野等中心是所有角度(包括不同的 gantry、collimator、couch 角度)照射野中心轴穿过的最小球体<sup>[2,4]</sup>。因此,若采用照射野的方式来检测机械等中心,则机械等中心和照射野等中心为同一概念,简称等中心。

鉴于病人治疗中的照射野主要由不同 gantry、collimator 角度下不同形状的多叶准直器(MLC)形

成,因此,对病人接受剂量准确性影响最大的等中心偏差来源于 gantry 和 collimator 旋转中心轴的偏差。所以,本文在确保 MLC 的 leaf bank 关于 collimator 旋转中心轴对称的前提下,利用 MLC 形成的照射野来检测不同 gantry 角度照射野中心轴间的偏差(即等中心的偏差)。将 MatriXX 夹在 MULTICube Lite 模体中间<sup>[7]</sup>,且使激光灯对准 MatriXX 5.5 mm 深度处的平面(源轴距 SAD=100 cm,测量深度为 11 cm),并假设 gantry 在 0°与在任意角度  $\vartheta$  时照射野中心轴在等中心平面的偏差为  $\Delta A$ ,实际偏差为  $\Delta d$ ,如图 1<sup>[4]</sup>所示,则根据图 1 中的几何关系可以得出:

$$\Delta d = \Delta A \times \cos \vartheta \quad (1)$$

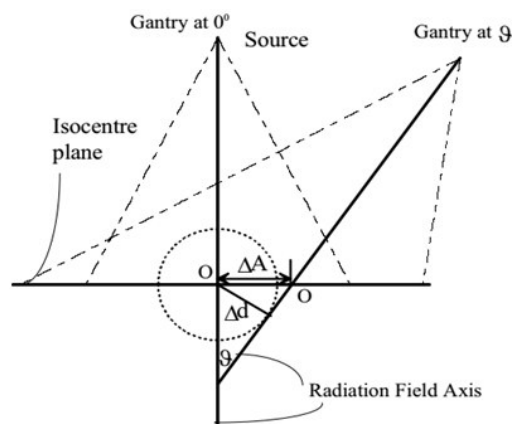


图1 不同gantry角度等中心的偏移示意图  
Fig.1 Schematic of the calculation of the isocenter deviation at different gantry angles

由式(1)可以得出,对于给定角度  $\vartheta$ ,只要测出  $\Delta A$  就能求出等中心的偏离值  $\Delta d$ 。若使用 MatriXX 测量  $\Delta A$ ,且已知 MatriXX 中心与等中心的偏差为  $0.5\Delta M$ ,则  $\Delta A + \Delta M$  为 gantry 0°和 gantry  $\vartheta^\circ$  profile 的空间偏差值,且该偏差值可以通过使用 MatriXX 的配套处理软件 OmniPro I'mRT 处理数据得到。此外,由式(1)还可以得出,当  $\vartheta$  为 180°时,式(1)简化为  $\Delta d = -\Delta A$ ,所以在 MLC 的 leaf bank 关于 collimator 旋转中心轴对称、MatriXX 的摆位误差  $\Delta M$  已知的基础上,保持 collimator 角度为 0°不变,通过对比 gantry 角度为 0°和 180°两照射野 profile 的偏差值即可得到等中心的偏移值。

**1.2.2 提高 MatriXX 空间分辨率的方法简介** MatriXX 相邻电离室间距 7.619 mm<sup>[7]</sup>,使得其空间分辨率过低而限制了其在很多测量中的应用,很多研究者尝试着改变这种现象,其中一些研究者<sup>[9-10,12]</sup>在原有测量的基础上,通过对 X、Y 方向上二维电离室矩阵移动一半相邻电离室间距再进行重复测量,并将 4 次测量数据整合为

同一组数据的方式,可以将二维电离室矩阵的分辨率提高4倍。Spezi等<sup>[9]</sup>和Oinam等<sup>[10]</sup>分别详细介绍了如何移动二维电离室矩阵和如何处理多次测量的数据,为此种方法的推广提供了指导。Wang等<sup>[8]</sup>进一步深化上述方法,在Y方向上,采用7次移动治疗床8次测量的方式,将Y方向profile的分辨率提高到1 mm,使得MatriXX可以用于质子照射野profile的测量。因此,本文在借鉴以上研究的基础上,综合考虑本放疗中心现有的条件,总结得出以下提高MatriXX分辨率的方法。

如图2所示,在中间夹有MatriXX的MULTICube Lite模体侧面贴上最小刻度为0.5 mm的刻度尺,且使刻度尺的刻度线处于模体中心标记线的中间,然后按标准摆放MatriXX<sup>[7]</sup>,并使刻度尺的刻度线处于激光线的中心,进行第一次测量,将测量结果命名为 $\Delta x = 0$ ;余下的7次测量都在原有摆位的基础上向X正方向(加速器坐标系)移动治疗床两个最小刻度(1 mm),并以 $\Delta x = 0.1, 0.2 \dots 0.7$ 的格式命名每次测量结果,最后使用OmniPro I'mRT软件分别将8次测量结果按Generic ASCII File...的格式输出(输出前按最大点归一,再用最大点的剂量除以100,使导出的剂量为绝对剂量),且输出文件名沿用 $\Delta x = 0, 0.1 \dots 0.7$ ,再用Excel打开输出文件,并将Excel中的X坐标根据文件名改为 $X + \Delta x$ ,然后将 $\Delta x = 0.1$ 至0.7这7个文件的所有数据依次复制到 $\Delta x = 0$ 文件的相应位置,再将所有数据按照X坐标升序排列,然后将所有数据保存为一个txt格式的文件,并在文本格式下打开该文件,将列数由32改为256,再利用OmniPro I'mRT软件输入Generic ASCII格式文件的方式打开该txt文件(以上所有操作可通过C++编程或者Matlab一步完成<sup>[10]</sup>),此时OmniPro I'mRT软件中所显示的剂量分布图在X方向上的空间分辨率为1.000或0.619 mm[每逢测量点是 $8n$ ( $n$ 为-128到128之间的整数)和 $8n+1$ 时,这两个相邻测量点间距是0.619 mm,其他测量点间距均为1.000 mm],由此,MatriXX在X方向两测量点间距由7.619 mm缩小为1.000或0.619 mm。

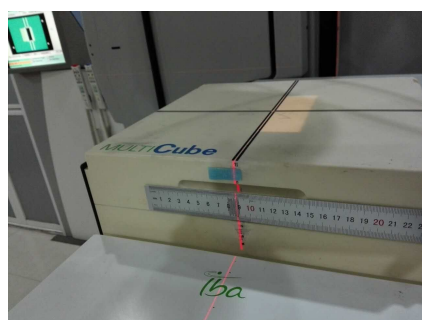


图2 刻度尺的放置图

Fig.2 Placement of scale

**1.2.3 用MatriXX检测等中心偏移的实际操作** 鉴于已有专门文献详细探讨了MatriXX的参数、使用及使用过程中需要注意的事项等问题<sup>[7, 14-15]</sup>,本论文在此基础上重点叙述本文的方法和过程:将MatriXX夹在MULTICube Lite模体中间,同时装上角度探测装置,MatriXX通过网线与装有OmniPro I'mRT软件的电脑相连,将激光灯对准MatriXX 5.5 mm深度处的平面,通电预热60 min,再进行预照射直至预照射野的剂量分布曲线稳定为止<sup>[7]</sup>,然后完全打开直线加速器的Jaw,由MLC单独形成照射野,且采用第1.2.2节中提高MatriXX分辨率的方法进行以下所有测量:

第一步,校准MLC的leaf bank关于collimator的旋转中心轴对称:在gantry  $0^\circ$ ,照射野大小 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ 的条件下,设置剂量100 MU,用MatriXX分别测量collimator为 $0^\circ$ 和 $180^\circ$ 时照射野内的剂量分布曲线,用OmniPro I'mRT软件对比这两组照射野的剂量分布曲线,分析其重合性。假如其完全重合则证明MLC的leaf bank关于collimator旋转中心轴对称,假如不重合,通过调节直线加速器leaf bank offset的相应参数来校正MLC leaf bank的位置,重新测量对比直至两剂量分布曲线完全重合为止。

第二步,减小并测量MatriXX的摆位误差:保持MatriXX的摆位方式不变,在gantry、collimator均为 $0^\circ$ ,照射野大小 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ 的条件下,设置剂量100 MU,用MatriXX测量得到照射野内的剂量分布曲线,用OmniPro I'mRT软件分别分析该剂量分布曲线经过X、Y翻转前后的重合情况。假如两剂量分布曲线完全重合,则证明MatriXX中心与等中心重合;假如两剂量分布曲线有偏差,分析得出偏差值,据此偏差值调节治疗床位置重复上述过程,直至翻转前后的剂量分布曲线的偏差值最小,并记下该偏差值作为摆位误差 $\Delta M$ 。

第三步,测量得出等中心的偏移值 $\Delta d$ :消除了MLC leaf bank关于collimator旋转中心轴不对称的误差和已知MatriXX的摆位误差之后,在照射野大小 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ 的条件下,设置剂量100 MU,保持collimator角度为 $0^\circ$ 不变,用MatriXX分别测量gantry角度为 $0^\circ$ (G0C0)和 $180^\circ$ (G180C0)时照射野内的剂量分布图,用OmniPro I'mRT软件对比分析这两组剂量分布曲线图的偏差值( $\Delta A$ ),再将 $\theta$ 为 $180^\circ$ 代入式(1)中得出照射野等中心的偏移值 $\Delta d$ 。

## 2 结果

### 2.1 MLC leaf bank关于collimator旋转中心轴的对称情况

如图3所示,红、绿色曲线分别为gantry  $0^\circ$ 、



collimator 0° (G0C0) 和 gantry 0°、collimator 180° (G0C180) 时用 MatriXX 测量并且用 OmniPro I'mRT 软件在 X 方向显示且同步归一的 5 cm×5 cm 照射野

的剂量分布曲线,对比这两条剂量分布曲线可以看出,G0C0 和 G0C180 完全重合,即 MLC 的 leaf bank 关于 collimator 的旋转中心轴完全对称。

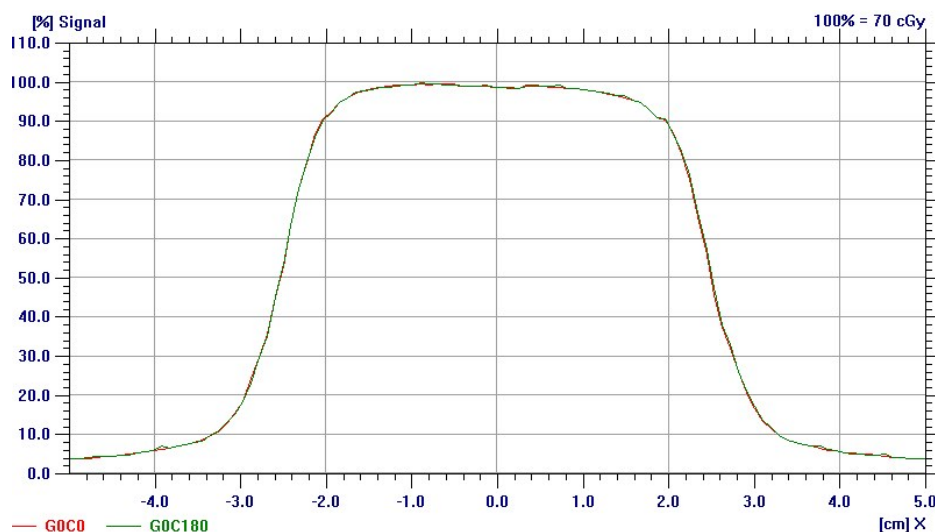


图3 照射野G0C0与G0C180在X方向剂量分布曲线对比图

Fig.3 Comparison of X-direction dose distribution curves in irradiation field G0C0 and G0C180

## 2.2 MatriXX 的摆位误差

图 4a 和图 4b 分别为 gantry 0°、collimator 0° (G0C0) 时 5 cm×5 cm 照射野剂量分布曲线经过 X、Y 翻转前后的对比图,其中红、绿色曲线分别为翻转前、后的曲线,此外,图 4a 和图 4b 分别为 MatriXX 间距 1.000、7.619 mm 时测量的结果。由图 4 可以看出,翻转前后的曲线并没有完全重合,且通过移动曲线得出翻转后的曲线均向 X/Y 的正方向移动了 0.2 mm,即  $\Delta M = 0.2$  mm。

## 2.3 等中心在 X 方向的偏移

图 5 为 gantry 0°、collimator 0° (G0C0) 和 gantry 180°、collimator 0° (G180C0) 时 5 cm×5 cm 照射野剂量分布曲线对比图,其中图 5a 和图 5b 分别为移动绿色曲线 (G180C0) 至与红色曲线 (G0C0) 重合前、后的对比图。由图 5a 可以看出,G180C0 所对应的绿色曲线向 X 负方向偏移了,通过使用 OmniPro I'mRT 软件移动曲线的功能将绿色曲线向 X 正方向移动 1.6 mm 之后,得到图 5b,由图 5b 可以看出,移动 1.6 mm 之后,红、绿色曲线完全重合,因此,G0C0 与 G180C0 所对应的剂量分布曲线在 X 方向的偏差值为 1.6 mm,即  $\Delta A + \Delta M = -1.6$  mm。

综上所述,由第 2.1 节和图 3 可得出,MLC 的 leaf bank 关于 collimator 旋转中心轴完全对称;由第 2.2 节和图 4 可得出,MatriXX 摆位误差造成 G0C0 经过 X 翻转后的曲线较 G0C0 曲线向 X 正方向偏移了 0.2 mm (图 4a),

即  $\Delta M = 0.2$  mm;由第 2.3 节和图 5 可得出,等中心的偏差和 MatriXX 摆位误差共同造成 G180C0 曲线较 G0C0 曲线向 X 负方向偏移了 1.6 mm (图 5a),即  $\Delta A + \Delta M = -1.6$  mm,所以,  $\Delta A = -1.6$  mm -  $\Delta M = -1.8$  mm,即等中心的偏差值  $\Delta d$  为 1.8 mm。

## 3 讨论

第 1.2.2 节中以 X 方向示例,通过 7 次移动治疗床 8 次测量同一照射野的方式,将所测照射野 X 方向的空间分辨率由 7.619 mm 提高到 1.000 mm,这种方法的灵感源于有效应用在西门子加速器上的 HD270 软件<sup>[16-17]</sup>,HD270 软件的目的在于减小因 MLC 的叶片宽度有限而造成的照射野边缘剂量波动,其采用的方法就是通过移动治疗床而调整 MLC 叶片的位置,进而提高照射野边缘剂量的探测分辨率,使得照射野边缘剂量分布曲线更平滑。一方面,与本文方法类似的方式已被多位研究者证实确实可以提高二维电离室矩阵的空间分辨率,以使得其可以用于做更精细的测量<sup>[8-12]</sup>;另一方面,对比图 4a 和图 4b 可以发现,调整 MatriXX 测量点间距之后的剂量分布曲线 (图 4a) 比调整前的曲线 (图 4b) 更平滑,更接近三维水箱的测量结果,且在 X、Y 方向的误差均为 0.2 mm 的情况下,图 4a 中红、绿色曲线间的偏差较图 4b 明显。因此,本文提高 MatriXX 分辨率的方法是有效、可行的,并且可以推广应用到其他的二维矩阵中,如

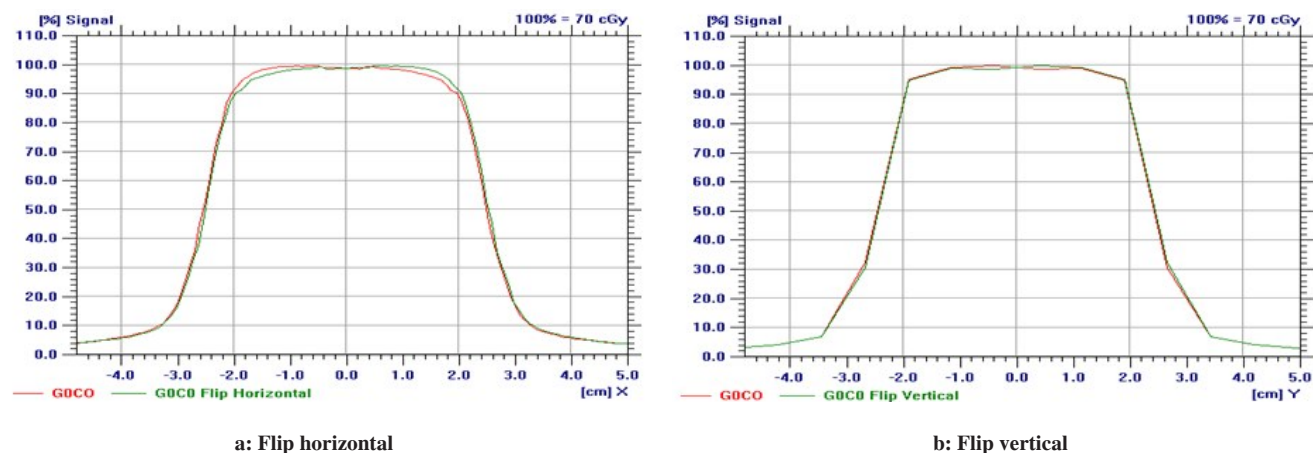


图4 G0C0剂量分布曲线翻转前、后的对比图

Fig.4 Comparison of G0C0 dose distribution curve before and after flip

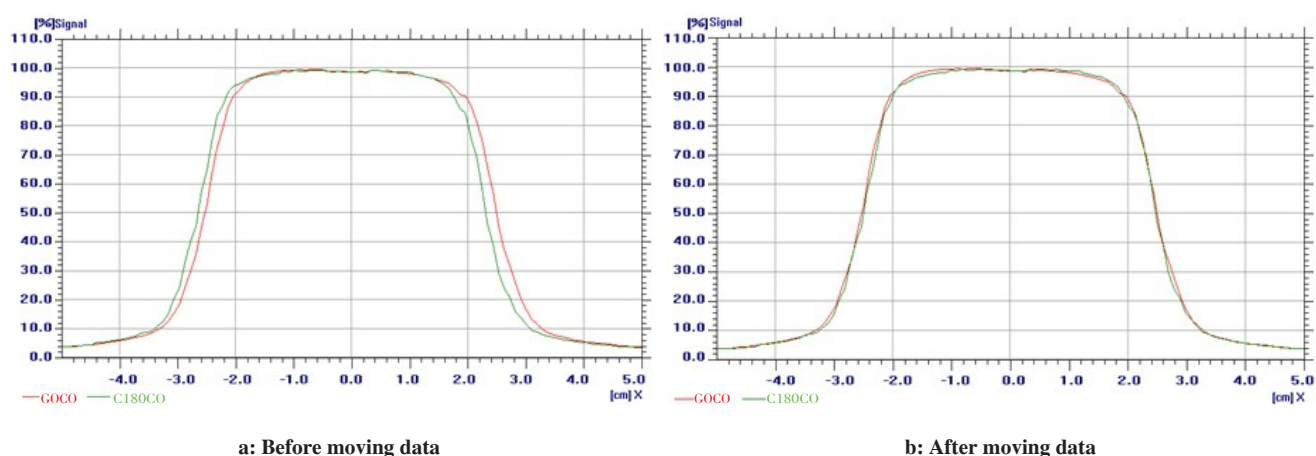


图5 照射野G0C0与G180C0在X方向剂量分布曲线对比图

Fig.5 Comparison of X-direction dose distribution curves in irradiation field G0C0 and G180C0

MapCheck 和 PTW 729 等。但是它也有缺陷的地方,一方面,本文每次移动治疗床都是人为操作,考虑到激光线有一定的宽度以及人眼分辨率有限等,使得每次移动治疗都会产生偶然误差;另一方面,因为 MatriXX 自身由 1 020 个电离室组成<sup>[7]</sup>,这使得 MatriXX 在制造过程中很难保证每个电离室位置的绝对精确,进而导致任意两个相邻电离室间距不是绝对的 7.619 mm,因而 7 次移动治疗床之后的整合数据两个测量点间距会有系统误差的存在。综上,本文提高 MatriXX 分辨率的方法既有理论依据,也有测量佐证,同时也有偶然误差和系统误差的存在。

第 2.3 节中给出了等中心的偏差值为 1.8 mm,则式(1)变为  $1.8 \text{ mm} = \Delta A \times \cos \vartheta$ ,即 gantry 在  $0^\circ$  与任意角度  $\vartheta$  时照射野 profile 的偏差值  $\Delta A = 1.8 \text{ mm} \div \cos \vartheta$ ,而 profile 的偏差反应在临床上就是剂量的偏差,由此可说明两点:(1)只要等中心的偏差存在,病人所接受的剂量就会有偏差,而临床实际条件下,collimator、gantry 和

couch 三者旋转中心轴不可能完全交于同一点,即等中心偏差始终存在,但考虑到临床病人计划设计中,可以使 collimator 和 couch 的角度均为  $0^\circ$ ,而只设置 gantry 角度,所以为了克服等中心的偏差对病人剂量所造成的偏差,临床质控中可以在 collimator 和 couch 的角度均为  $0^\circ$  条件下,调整直线加速器 leaf bank offset 的相应参数使 MLC 的 leaf bank 关于 gantry 的旋转中心轴对称,同时在病人计划设计中尽量使 collimator 和 couch 的角度均为  $0^\circ$ ;(2)若临床中没有按照(1)中的方式克服等中心的偏差对病人剂量所造成的偏差,则在等中心偏差一定的情况下,根据  $\Delta A = 1.8 \text{ mm} \div \cos \vartheta$ ,gantry  $0^\circ$  的照射野与 gantry 为任意角度  $\vartheta$  所对应照射野的偏差值随着  $\cos \vartheta$  的减小而增大,且当  $\cos \vartheta$  无穷小时,  $\Delta A$  将无穷大,即 gantry  $0^\circ$  的照射野与 gantry  $90^\circ$  或 gantry  $270^\circ$  附近的照射野的剂量偏差值将被无限放大,而临床质控中对直线加速器的调整主要集中在对 gantry  $0^\circ$  照射野的调整上,故在等中心偏差存在的情况下, gantry  $90^\circ$

或gantry 270°附近照射野的剂量偏差值将无穷大,所以建议临床计划设计中尽量不在gantry角度为90°或270°附近设置照射野。此外,鉴于gantry 0°照射野与gantry 90°或270°附近的照射野的剂量偏差值是由MatriXX探测出来的平面剂量差,因此当临床中不可避免在gantry角度为90°或270°附近设置照射野时,建议临床质量保证工作中,不要选用MatriXX或者其他的平面探测器做这种照射野角度集中在gantry 90°和270°附近的病人计划的验证。

综上,7次移动治疗床8次测量同一照射野的方式可以提高MatriXX的分辨率,且这种方法可以推广应用到提高其他类型二维矩阵(MapCheck/PTW 729)的分辨率上。提高了分辨率的MatriXX可以用于检测等中心的偏差,且等中心的偏差对病人剂量所造成的误差可以通过以下方式克服:在collimator和couch的角度均为0°的条件下,调整直线加速器leaf bank offset的相应参数使MLC的leaf bank关于gantry的旋转中心轴对称,同时在治疗计划设计中尽量使collimator和couch的角度均为0°。此外,鉴于等中心的偏差使得gantry角度在90°和270°附近照射野的平面剂量偏差被无限放大。因此,建议临床计划设计中尽量不设置gantry角度在90°和270°附近的照射野,同时建议临床质控中尽量不选用MatriXX或者其他平面探测器做照射野gantry角度集中在90°和270°附近的病人计划的验证。

## 【参考文献】

- [1] 易海云, 夏兵, 姚雷, 等. 照射野等中心的偏移对VMAT计划剂量准确性的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(8): 794-798.  
YI H Y, XIA B, YAO L, et al. Impact of radiation isocenter deviation on the delivery quality assurance of VMAT[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(8): 794-798.
- [2] KHAN F M, GIBBONS J P. The physics of radiation therapy[M]. 5th ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 2014: 381-384.
- [3] KWANGWOO P, WONHOON C, KI C K, et al. Mechanical quality assurance using light field for linear accelerators with camera calibration[J]. Phys Med, 2016, 32(2): 398-402.
- [4] LIU G, DOORN T, BEZAK E. The linear accelerator mechanical and radiation isocentre assessment with an electronic portal imaging device (EPID)[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2004, 27(3): 111-117.
- [5] PEJMAN R, MAHSHEED S, DARYL J O, et al. Verification of the Linac isocenter for stereotactic radiosurgery using cine-EPID imaging and arc delivery[J]. Med Phys, 2011, 38(7): 3963-3970.
- [6] PIOTR S, JOHN A M, OLIVIER C L, et al. A new approach to quantify the mechanical and radiation isocentres of radiotherapy treatment machine gantries [J]. Phys Med Biol, 2007, 52(23): 7109-7124.
- [7] OmniPro I'mRT System Version 1.7b User's Guide[S]. 2011: 24-251.
- [8] WANG X, MO X, ZOU J, et al. Fast and accurate profile acquisition for proton beam using multi-ion chamber arrays[J]. Med Phys, 2016, 43(6): 3503.
- [9] SPEZI E, ANGELINI A L, FERRI A. A multiple acquisition sequence for IMRT verification with a 2D ion chamber array[J]. Med Dosim, 2006, 31(4): 269-272.
- [10] OINAM A S, SINGH L, SHARMA S C, et al. Improvement of I'mRT MatriXX in terms of spatial resolution and large area acquisition for patient-specific intensity-modulated radiotherapy verification[J]. J Med Phys, 2009, 34(3): 153-160.
- [11] TIERNEY K, MORALES M, COFFEY C, et al. Improvements to ion chamber array spatial resolution at extended SSD[J]. Med Phys, 2012, 39(6): 3716.
- [12] TIERNEY K, COFFEY C, MORALES M, et al. Maximizing the spatial resolution of the MatriXX device for radiosurgery plan QA[J]. Med Phys, 2013, 40(6Part11): 213.
- [13] KLEIN E E, HANLEY J, BAYOUTH J, et al. Task group 142 report: quality assurance of medical accelerators[J]. Med Phys, 2009, 36(9): 4197-4212.
- [14] RAMESH B, MATTIAS B, FRANK L, et al. Evaluation of a 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups[J]. Phys Med Biol, 2011, 56(22): 7163-7177.
- [15] DANIELA W, HILKE V. Two years experience with quality assurance protocol for patient related RapidArc treatment plan verification using a two dimensional ionization chamber array[J]. Radiat Oncol, 2011, 6(21): 1-8.
- [16] CHENG C W, WONG J R, NDLOVU A M, et al. Dosimetric evaluation and clinical application of virtual mini-multileaf collimator[J]. Am J Clin Oncol, 2003, 26(3): e37-e44.
- [17] WOO M, CHARLAND P, KIM B, et al. Commissioning, evaluation, quality assurance and clinical application of a virtual micro MLC technique[J]. Med Phys, 2003, 30(2): 138-143.

(编辑:陈丽霞)