

·临床放射医学·

调强放疗中有关多叶准直器的质量保证与质量控制

江波 刘振宅 徐晓

【摘要】利用多叶准直器(MLC)叶片运动可以实现各种不同方式的调强照射,目前越来越多的放疗中心应用它实施调强放射治疗,为了达到更好的治疗效果,需要有科学、严格的质量保证(QA)和质量控制(QC)措施来保证调强放疗的实施和治疗精度。

【关键词】放射疗法,计算机辅助;质量保证;质量控制;多叶准直器

【中图分类号】R812 【文献标识码】A 【文章编号】1673-4114(2006)06-0378-04

Quality assurance and quality control of multileaf collimator in intensity modulated radiotherapy

JIANG Bo¹, LIU Zhen-zhai¹, XU Xiao²

(1. Department of Biomedical Engineering, Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China; 2. Department of Radiation Oncology, General Hospital of Tianjin Medical University, Tianjin 300052, China)

【Abstract】The multileaf collimator (MLC) to achieve beam-intensity modulation is used more and more in most radiotherapy center. The various approaches to modulation have been developed that use the motion of the MLC leaves during irradiation to create a dynamic compensating filter either for a number of fixed gantry exposures or for a continuous arcing fan beam and for a continuous arcing cone beam. In order to obtaining much better therapeutic effect, we must have a strict scientist quality assurance(QA) and quality control(QC) management of MLC in intensity modulated radiation therap.

【Key words】Radiotherapy, computer-assisted; Quality assurance; Quality control; Multileaf collimator

放射治疗的根本目的是提高肿瘤局部的治疗增益比,调强适形放射治疗(intensity modulated radiation therapy, IMRT)作为一种治疗技术,通过照射野形状和野内剂量分布强度的调节,使得辐射在体内的高剂量区剂量分布的形状在三维方向上与肿瘤(靶区)的形状一致,从而能够将辐射剂量集中到肿瘤,避免对周围重要器官的过量照射,可以有效地提高治疗增益比。目前,实施 IMRT 的技术主要有:(1)利用多叶准直器(multileaf collimator, MLC)实施锥形束调强适形照射。该技术又可分为静态 MLC 调强适形放疗(static MLC-IMRT, SMLC-IMRT)、动态 MLC 调强适形放疗(dynamic MLC-IMRT, DMLC-IMRT)以及旋转 MLC 调强适形放疗(intensity modulated arc therapy, IMAT)3 种方式;(2)利用 MLC 实施扇形束调强适形放疗(fan beam MLC-IMRT)^[1]。

上述几种 MLC 调强技术都有各自的特点,不同的技术都应实施相应的质量保证(quality

assurance, QA)和质量控制(quality control, QC)措施。本文综述了各种调强技术中对 MLC 应实施的 QA 和 QC 措施及物理师应该进行哪些工作,以利于更好地实施 IMRT。

1 SMLC-IMRT

所谓 SMLC-IMRT 是指由多个静态 MLC 射野分段照射叠加而形成一个最终的强度调节照射野,每个照射野(称为母野)分成若干个静态子照射野,每个静态子照射野用 MLC 形成不同的射野形状,在同一个固定机架不同角度方向进行照射,最终获得一个强度调节的照射野。

1.1 MLC 叶片位置精度

静态调强是通过很多子野的注量相加建立射野的 IMRT 注量分布图,其中一些子野很窄。研究表明,射野宽度为 1 cm 时,如果叶片位置有零点几毫米的偏差,就会产生百分之几的剂量偏差。在整个治疗范围和过程中,射野边界需要移动多个不同位置,因此叶片的位置必须很精确,这样才能准确计算所有子野的总贡献。从这个角度讲,传统的

作者单位:1. 300070, 天津医科大学生物医学工程系(江波,刘振宅); 2. 300052, 天津医科大学总医院放疗科(徐晓)

通讯作者:江波(E-mail: jiangbo122@eyou.com)

MLC 的 QA 测试方法不够灵敏。

IMRT 的一个关键问题就是必须非常准确地确定射野边缘的位置与 MLC 叶片末端标称位置的相对关系。对具有弧形端面的 MLC, 射野边缘和叶片标称位置的偏差随射线能量和射野中心轴位置的不同而有所不同, 典型值在 0.4~1.1 mm 之间。对双聚焦型 MLC, 如果叶片运动偏离弧形轨道, 这个偏差也存在。为此, 需校准它们的 MLC, 以使叶片的标称位置和灯光野或照射野边缘相一致^[2]。因此, 物理师应该实施的 QA 措施有:

(1) 测量射野边缘和叶片标称位置的偏差随距中心轴距离(正、负方向)的变化(通常这个偏差可以当作一个常量来处理)。

(2) 由灯光野确定的照射野边缘和由 50% 剂量线定义的照射野边缘有一些偏离, 创建一个横跨整个射野的由位于不同位置处的相邻条形野构成的一个测试序列, 调整偏差, 使射野边缘和 50% 等剂量线相互重合。

(3) 照一张胶片, 通过对衔接线进行扫描, 以检测剂量的一致性。

使用(2)和(3)中描述的方法对于给定的不同偏差值测量其剂量偏差值。对于使用托架运动的 MLC 系统来讲, 应该设计一个可以验证整个叶片运动范围内的衔接线的序列。利用测试衔接线的均一性, 可以测到的 MLC 的位置精度约为 0.2 mm, 有报道称应用电子射野影像系统(electronic portal image device, EPID)方法可以使 MLC 的位置精度达到 0.1mm^[3], 更为精确的控制是做不到的。这个 0.2 mm 偏差在衔接线位置会引起±5%的剂量偏差, 当不同角度的多个子野叠加在一起时, 此位置偏差引起的剂量偏差并不会很大。半定量检查 MLC 叶片位置精度的另外一个很有用的测试方法是拍一个测试序列, 射野宽是 1 mm, 以等间距照射, 目测可以看到 0.5 mm 的位置偏差。同样, 这些胶片也是在机架和准直器位于不同的角度、在整个叶片的运动范围内拍摄。

在对 IMRT 系统验收、测量的过程中, 物理师必须全面检查 MLC 叶片位置的精度, 并建立一组测量方法作为常规 MLC QA。开始使用 MLC 时, 要经常检查, 随着经验的积累可以逐步减少检查的频数。

1.2 MLC 的控制问题

IMRT 需要一个计算机控制系统来设置和验证

数目较多的照射野, 但其过程从本质上来说对调强和非调强的射野是相同的, 这使控制系统得到了简化。但是记录验证过程首先限制了特定时间内能够治疗的照射野数目。还有一些生产厂家已经研制了专用的加速器和 MLC 控制系统, 它们可以直接控制和监测 MLC 形状的步进, 使得在特定时间内可以照射的子野数目更多, 但这是以单个子野外部验证的机会减少为代价的。虽然不同厂家生产的 MLC 采取不同的叶片控制方式, 但必须包括下述三项重要内容:(1) 叶片位置的监测;(2) 叶片的控制逻辑;(3) 叶片运动到位的机构; 如果不考虑治疗系统, 物理师需要了解下述内容:(1) MLC 是如何校准的;(2) MLC 叶片的步进位置与机器跳数(monitor unit, MU)的关系, 多少 MU 允许使用;(3) MLC 叶片位置如何测量, 达到什么样的精度;(4) 何种连锁检查, 叶片位置是否正确;(5) 控制系统产生什么样的验证记录;(6) 如果 MLC 标定的刻度有偏移, 怎么处理;(7) 治疗中断怎么恢复。

1.3 MLC 的物理特性

对于 IMRT 来讲, MLC 的透射特性比三维适形放疗重要, 因为大部分的 IMRT 时间内叶片都把治疗区域挡住, 通过叶片的穿射是很重要的, 这和叶片间的漏射是一样的。绝大多数治疗计划系统需要一个平均穿射值, 因此测量装置(胶片或者电离室)应该能够扫过足够大的射野范围, 以测量叶片间漏射和叶片内穿射剂量。在叶片运动方向上的叶片端面半影必须用高分辨率的测量装置例如胶片或半导体探头来测量, 这样才能得到治疗计划系统所要求的半影精度, 目前对在与叶片垂直方向上的半影值的大小不必要求, 因为现在绝大多数治疗计划系统并没有考虑叶片侧面以及叶片之间凹凸槽所引起的剂量变化。

另外, 对于 IMRT 来讲, 可得到的射野面积要比传统的治疗方式小, 因为 MLC 叶片需要扫过整个射野, 而不只是形成一个射野的轮廓。每个生产厂家对叶片延伸(即叶片过中心轴的距离)形成的治疗射野大小都有不同的规定, 物理师需要知道并在验收时测试这些规定, 确认相应的治疗计划系统已设立这种限制^[4,5]。

2 DMLC-IMRT

DMLC-IMRT 是指在加速器出束的同时 MLC 叶

片按计划要求连续运动,通过加速器剂量率的变化及多叶运动的速度变化达到逆向计划的要求,实现强度调节的技术,该技术又称滑行窗或照像快门、叶片追逐技术^[6,7]。其特点是在照射过程中机架不动,而准直器的位置是变化的,MLC中每对叶片(一对叶片形成一个缝隙)都朝着一个方向以不同的速度运动,其速度大小是时间的函数。叶片位置、叶片速度、输出的MU值和剂量率是相互影响的。对于SMLC-IMRT中的一般QA措施,在DMLC-IMRT中也必须实施,另外还应该再强调以下几个方面:

2.1 MLC叶片位置精度和叶片运动速度精度

在DMLC-IMRT技术中,因为相对叶片之间的缝隙很小,大部分治疗区域在大部分时间内被叶片遮挡,输出的剂量对通过叶片间和弧形端面的穿透射线、叶片之间的漏射线和机头散射线的大小非常敏感,因此DMLC-IMRT对叶片位置的精度要求就更高。另一个关键是输出剂量对叶片位置的敏感性依赖于已经设置好的叶片之间缝隙的大小,叶片之间缝隙的大小对DMLC的影响较对SMLC的情况小。对于每一个临床DMLC-IMRT射野来讲,如果叶片之间缝隙的宽度有0.2 mm的偏差,则会导致 $\pm 3\%$ 的剂量偏差^[2]。除此之外,DMLC-IMRT的治疗精度还依赖于叶片运动速度的控制精度,机器的剂量率也是一个影响因素,控制系统可以通过改变叶片运动速度、剂量率或者两者同时改变以达到所希望的结果。

一张胶片可以同时检查数对叶片运动速度的稳定性。可以设计这样一个测试例:使其中某一对叶片之间的缝隙宽度固定,让这对叶片运动通过整个射野。以不变的速度运动的缝隙产生一个均匀的通量图,因此胶片上的图像密度应该是均匀的(在窄束的情况下,通量和密度依赖于扩展源的形状)。通过在同一张胶片上测试数对叶片的运动,这样可以得知以不同速度运动的叶片的稳定性。

有效的QA测试方法应当综合使用电离室和胶片。中心叶片的缝隙能够扫描通过电离室,使电离室受到一个固定大小MU的照射,可以检验输出剂量的稳定性,但其可重复性较差,偏差最高达到13%^[8]。同时,放在电离室上方的胶片能够拍摄到以不同速度运动的通过中心和偏离中心的缝隙轨迹,把所有轨迹的密度都归一到中心点位置的密度

值,可得到其他有关稳定性的情况。

在验收过程中,所有指标的检查都应该在机架和准直器位于不同的角度时重复多次。常规QA中只需做其中的一部分测量,对于DMLC-IMRT,缝隙的精度是影响剂量精度的一个关键参数。叶片之间缝隙的精度会受如下一些因素的影响:单个叶片的驱动马达由于长期使用而性能下降、重力原因引起的叶片托架的松动或者齿轮间隙会影响叶片托架的稳定性等。

2.2 其他一些DMLC的问题

除上述问题外,DMLC控制系统要求相对的叶片之间有一个小的缝隙,以避免运动过程中的碰撞。这个小缝隙影响治疗过程中可实施的最小剂量,并使正常组织剂量减少幅度受到限制。物理师应该知道这个缝隙的大小,并把缝隙的稳定性的检验与机器的常规QA相结合,尤其是当计划系统在计算中用到这些数据的时候。例如,可以把射野测试和具有最小缝隙的叶片对测试结合起来,叶片对以不同的速度运动通过整个照射野。

3 IMAT

IMAT方法把准直器的运动和机架角的运动结合起来,在整个照射过程中,治疗机的机架绕患者作N次等中心旋转;每一次旋转过程中,MLC不断(一般每间隔 5°)改变射野的大小和形状,因为旋转锥形束调强MLC运动的范围和次数都低于MLC动态调强和MLC静态调强,因此其效率较高^[9]。QA措施除了按照动态MLC调强的QA措施,对相邻的子野进行优化组合以减少叶片的运动时间及保证准直器与机架运动相配合,也是物理师需要做的工作。

4 扇形束调强放疗(fan beam MLC-IMRT)

4.1 步进方式

第一个广泛使用此技术的商售IMRT系统是由Nomos公司生产的Peacock系统。此技术是把一个狭长的准直器(称为MIMiC)装到传统医用电子直线加速器上面,由两组共40个叶片组成,每组20片,相对排列,得到一个20cm宽、1~4cm长的扇形束^[10]。随着机架的旋转,扇形束能够在患者的横截面上形成一个条状的照射野。在机架旋转过程中,准直器的叶片在计算机的控制下进出,来调节

每个扇形部开或关的时间, 以此达到调强的目的。如果要治疗整个靶区, 就需要按顺序照射若干个窄条野。

作为一个附加装置, 对 MIMiC 需要做一些特殊的考虑, 首先, 由于附加在机头上的重量, 应该预先做机架平衡的测试和等中心位置的验证; 其次, 应该测试机架旋转时剂量输出的稳定性; 还有, 每次连接 MIMiC 和加速器时, 应该检查它和加速器的旋转轴是否严格对齐^[14]。MIMiC 没有与加速器的接口, 并且假设机架每运动一个弧度, 机器的输出剂量相等。这套治疗设备没有与记录/验证系统结合到一起, 因此需要有从治疗中断至恢复运行的后备措施。

对于这一类 IMRT, 物理师需要做以下工作:

(1) 保证 MIMiC 在机器上的安装到位, 使得 MIMiC 的中心在机头旋转轴上且机架旋转轴垂直。验证 MIMiC 在机器上的安装是否到位需要把机架在 90°和 270°时的胶片图像叠加起来。

(2) 保证治疗床步进精度, 这样才能在两层交接处得到均匀的剂量分布。这一点特别重要, 因为如果治疗床步进有 1mm 的偏差, 剂量就会有 25% 的偏差。治疗床在两窄条野之间的步进距离等于照射野在等中心处的宽度, 物理师应该精确地测量出这个值, 具体的测量方法和精度标准由生产厂家提供。

(3) 测量通过准直器的穿射剂量和叶片的半影。半影测量要有很高的空间精度(0.2 mm 或者更好)。除此之外, 准直器开关的速度也影响有效输出剂量, 物理师对此也需作测量。

4.2 螺旋体层治疗

此法采取螺旋 CT 扫描方式, 治疗机架旋转的同时治疗床缓慢前进, 实现扇形束的调强切片治疗。加速器产生的 X 射线由一窄条形的一级准直器, 形成扇形束, 在与扇形束垂直方向安装一组调强 MLC, 每个叶片的物理外形像一个梯形挡块, 聚焦于放射源靶点。这种治疗方式有可能会减少治疗床运动所带来的剂量偏差。由于这套设备尚未广泛投入市场, 所以关于其验收和 QA 的文献还很少。

总之, 以 MLC 为基础的 IMRT 技术由于高剂量线与靶区高度适形、靶区边缘剂量梯度大、周围危及器官受量少等优点, 已被越来越多的医疗中心所采用^[12]。对不同的调强技术, 应有相应的严格检查 MLC 的叶片运动到位精度、叶片运动速度精度、叶片运动一致性等 QA、QC 措施^[13]。面对各种新技术, QA 必须不断发展以能够处理出现的新问题, 保证其治疗精度。

参 考 文 献

- 1 胡逸民. 图像引导放射治疗——调强放射治疗技术的发展. 中国医疗器械, 2005, 11(2): 12-14
- 2 Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Med Phys, 2003, 30(8): 2089-2115.
- 3 Yang Y, Xing L. Quantitative measurement of MLC leaf displacements using an electronic portal image device. Phys Med Biol, 2004, 49(8): 1521-1533.
- 4 Bogner L, Scherer J, Treutwein M, et al. Verification of IMRT: techniques and problems. Strahlenther Onkol, 2004, 180(6): 340-350.
- 5 Low DA, Sohn JW, Klein EE, et al. Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. Med Phys, 2001, 28(5): 752-756.
- 6 Chui CS, Spirou S, Losasso T. Testing of dynamic multileaf collimation. Med Phys, 1996, 23(5): 635-641.
- 7 李高峰, 朱庙生, 吴钦宏, 等. 逆向计划调强适形放射治疗的质量保证. 中华放射肿瘤学杂志, 2002, 11(3): 190-193.
- 8 Woo MK, Nico A. Impact of multileaf collimator leaf positioning accuracy on intensity modulation radiation therapy quality assurance ion chamber measurement. Med Phys, 2005, 32(5): 1440-1445.
- 9 Bratengeier K. Applications of two-step intensity modulated arc therapy. Strahlenther Onkol, 2001, 177(8): 394-403.
- 10 胡逸民. 肿瘤放射物理学. 北京: 原子能出版社, 1999.
- 11 Saw CB, Ayyangar KM, Zhen W, et al. Quality assurance procedures for the peacock system. Med Dosim, 2001, 26(1): 83-90.
- 12 Carlson D. Intensity modulation using multileaf collimators: current status. Med Dosim, 2001, 26(2): 151-156.
- 13 Low DA. Quality assurance of intensity-modulated radiotherapy. Semin Radiat Oncol, 2002, 12(3): 219-228.

(收稿日期: 2006-03-21)