

M6型射波刀立体定向放疗系统的验收测试

苏坤普,周德力,李林山,司梦远,肖姚,刘岩海,马俊刚,李梦侠,陈川
陆军特色医学中心肿瘤科,重庆 400042

【摘要】目的:对M6型射波刀立体定向放疗系统的各项技术指标进行临床验收测试,评估其安全性及精确性。**方法:**参考Accuray公司及国内外相关标准与方法,对M6型射波刀的KUKA机器臂、患者定位、目标定位、可变准直器、直线加速器、治疗计划等6个子系统及端到端综合照射精度进行检测与评估。**结果:**机器人系统所有节点到位偏差平均值 ≤ 0.08 mm,最大值 ≤ 0.311 mm。患者治疗床系统偏差:前后(x)方向=0.4 mm、左右(y)方向=0.1 mm、上下(z)方向=0 mm、左右旋转(r)方向=0.1°、头脚旋转(p)方向=0°。目标定位系统:A影像中心偏差 $x=0.23$ mm、 $y=-0.31$ mm、B影像中心偏差 $x=0.28$ mm、 $y=-0.35$ mm;目标定位追踪偏差 $x=0$ mm、 $y=0.1$ mm、 $z=0.1$ mm、 $r=0.1^\circ$ 、 $p=-0.1^\circ$ 。iris准直器各尺寸重复性最大偏差0.32 mm。直线加速器系统:SAD=800 mm处光射野一致性精度为 $x=0.23$ mm、 $y=0.35$ mm;射束性能指标中剂量稳定性0.06%,剂量输出线性偏差 $\leq 0.53\%$,iris准直器透射率0.09%、fixed准直器透射率0.14%;孔径60 mm fixed准直器,其半影=4.2 mm、对称性=100.8%、平坦度=109.7%;最大剂量深度为15.5 mm,射线质 TPR_{10}^{20} 等于0.633。治疗计划系统:影像几何精度 $x=0.071$ mm、 $y=-0.173$ mm、 $z=0.361$ mm;计划点剂量精度0.08%;机器跳数手工验算精度0.04%。E2E测试:fixed准直器追踪精度为0.47 mm(颅骨追踪)、0.45 mm(金标追踪)、0.77 mm(脊柱追踪)、0.50 mm(同步呼吸追踪)、0.42 mm(肺追踪),iris准直器相应的追踪精度为0.23、0.69、0.70、0.51、0.73 mm。**结论:**M6型射波刀作为亚毫米级的立体定向放疗外科设备,各项参数测试结果均优于验收标准,其精确性、可靠性均满足临床要求。

【关键词】M6型射波刀;剂量特性;端到端测试;验收测试

【中图分类号】R318;R811

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)07-0814-08

Acceptance test of M6 CyberKnife stereotactic radiotherapy system

SU Kunpu, ZHOU Deli, LI Linshan, SI Mengyuan, XIAO Yao, LIU Yanhai, MA Jungang, LI Mengxia, CHEN Chuan
Department of Oncology, Army Medical Center of PLA, Chongqing 400042, China

Abstract: Objective To conduct a clinical acceptance test on M6 CyberKnife stereotactic radiotherapy system for evaluating its safety and accuracy. **Methods** Referring to the standards and methods of Accuray and relevant domestic and international standards, the 6 subsystems of M6 CyberKnife including KUKA robot, patient positioning, target positioning, variable collimator, linear accelerator and treatment plan were evaluated, and an end-to-end test was carried out to analyze its overall irradiation accuracy. **Results** The average deviation of all nodes in the robot system was ≤ 0.08 mm, and the maximum was ≤ 0.311 mm. The system deviation of treatment couch was as follow: anterior-posterior (x)=0.4 mm, left-right (y)=0.1 mm, superior-inferior (z)=0 mm, left-to-right rotation (r)=0.1°, superior-to-inferior rotation (p)=0°. In target positioning system, A image center deviations were $x=0.23$ mm, $y=-0.31$ mm, and B image center deviations were $x=0.28$ mm, $y=-0.35$ mm; the tracking deviations were as follow: $x=0$ mm, $y=0.1$ mm, $z=0.1$ mm, $r=0.1^\circ$, $p=-0.1^\circ$. The maximum repeatability deviation of each size of the iris collimator was 0.32 mm. For linear accelerator, the field consistency deviations at SAD=800 mm were $x=0.23$ mm, $y=0.35$ mm. The evaluation on beam performance showed that the dose stability, dose output linear deviation, iris transmittance and fixed transmittance were 0.06%, $\leq 0.53\%$, 0.09% and 0.14%, respectively. The penumbral, symmetry and flatness of 60 mm fixed collimator were 4.2 mm, 100.8% and 109.7%, respectively. The maximum dose depth was 15.5 mm, and the TPR_{10}^{20} was 0.633. For treatment planning system, the image geometric deviations were $x=0.071$ mm, $y=-0.173$ mm, $z=0.361$ mm; planning point dose deviation was 0.08%; and the deviation of monitor units in manual calculation was 0.04%. End-to-end test revealed that the accuracies of fixed collimator were 0.47 mm for 6D skull tracking,

【收稿日期】2023-02-10

【基金项目】重庆市科卫联合医学科研项目重点项目(2022ZDXM027)

【作者简介】苏坤普,硕士,工程师,主要研究方向:放射治疗物理技术,E-mail: skp2hx@163.com

【通信作者】陈川,博士,副主任医师,E-mail: sinkriver@126.com

0.45 mm for Fiducial tracking, 0.77 mm for Xsight spine tracking, 0.50 mm for synchrony respiratory tracking, -0.42 mm for lung tracking, and that the tracking accuracies of iris collimator were 0.23, 0.69, 0.70, 0.51 and 0.73 mm, respectively.

Conclusion M6 CyberKnife as a sub-millimeter-level stereotactic radiosurgery equipment satisfy the acceptance criteria, and its accuracy and reliability meet the clinical requirements.

Keywords: M6 CyberKnife; dose characteristics; end-to-end test; acceptance test

前言

美国 Accuray 公司 M6 型射波刀是一款全球顶尖的实时图像引导立体定向外放射治疗设备,专为开展立体定向放射外科(SRS)和立体定向放射治疗(SBRT)而设计,可实现全身各部位的高精度聚焦治疗^[1-5]。射波刀有5种追踪方式:颅骨追踪、金标追踪、脊柱追踪、同步呼吸追踪、肺追踪,且分别以追踪颅骨、金标、脊柱、金标、肺部肿瘤来进行肿瘤位置的监测和追踪。其中同步呼吸追踪和肺追踪模式分别是通过体内金属标志物和肿瘤与体表因呼吸而运动的 marker 点关联,从而通过 marker 点建立金标和肿瘤的呼吸运动模型,进而通过模型预测金标和肿瘤的位置,并通过实时影像监测肿瘤位置的偏差,治疗中 KUKA 机械臂带动加速器自动修正位置偏差,精准打击肿瘤。各种追踪方式均可达到亚毫米级治疗精度。针对射波刀亚毫米级的治疗精度^[6-8],陆军特色医学中心肿瘤科与美国 Accuray 公司物理师分别对6个子系统及综合照射精度做了详细而周密的验收测试,并且建立了相应的基准线。M6型射波刀系统的临床验收测试鲜有报道,本论文详细分析总结了验收测试的各个环节及注意事项,并确保该系统临床治疗的安全性与精确性。

1 材料与方法

1.1 仪器设备

美国 Accuray 公司 M6 型射波刀系统^[9],治疗计划系统 Precision, ISOpod 验证模体,前距指针,鸟笼,头颈模体,同步呼吸追踪模体,肺追踪模体,AQA 模体,PTW 三维水箱,TANDEM 双通道静电计,SUPERMAX 静电计,PTW60017 半导体探测器,STANDARDIMAGING A16、A12S 电离室,CRIS 电子密度模体,剂量验证模体 W191634(蓝色等效固体水模),EPSON 12000XL 扫描仪,EBT2、EBT3 胶片等。

1.2 M6型射波刀子系统精度检测

按照 Accuray 公司物理基础指南、AAPM TG-135 报告^[5]及 WS667-2019 机械臂放射治疗装置质量控制检测规范^[16],对 M6 型射波刀的 KUKA 机器臂、患者定位、目标定位、可变准直器、直线加速器、治疗计划

等6个子系统及综合照射精度进行检测与评估。

1.2.1 KUKA 机器臂精度 KUKA 机器臂有6个关节,每个关节可以做正反两个方向的旋转,最大可载重 300 kg,可以升高到 2.496 m 高,位置重复精度为 0.06 mm^[9]。M6 型射波刀体部的临床治疗,iris 可变准直器和 fixed 固定准直器各自有 117 个节点,多叶准直器(MLC)有 102 个节点,且这些节点的源轴距(Source Axis Distance, SAD)为 800~1 200 mm;M6 型射波刀头部的临床治疗,iris 和 fixed 准直器各自有 179 个节点,MLC 有 171 个节点,这些节点的 SAD 为 650~900 mm。将预先设定的节点坐标和机械臂节点实际坐标之差作为该节点的到位误差。对所有路径上的节点进行反复测量,得到单个节点的最大到位偏差 Dr_{\max} 和所有节点的平均到位偏差 Dr_{mean} ,到位偏差计算方法如下:

$$Dr_i = \sqrt{Dx_i^2 + Dy_i^2 + Dz_i^2} \quad (1)$$

其中 Dx_i, Dy_i, Dz_i 分别代表机器臂在每个节点处三维方向上的到位偏差。

1.2.2 患者定位系统 国内射波刀系统治疗床多为标准治疗床,它包含床板、头部基座板、治疗床手持控制器和读数显示单元,最大承重是 159 kg,包含 5 个自由度:3 个平移自由度:上/下(z)方向、前/后(x)方向、和左/右(y)方向,以及 2 个旋转自由度:左右旋转(r)方向和头脚旋转(p)方向,标准床不能做水平旋转(yaw)的位置纠正。患者定位系统检测旨在验证标准治疗床旋转和平移的到位精度。在按下两个 Enable 按钮的同时,按下手持控制器上的 home 按钮,直到治疗床停止移动(即初始位置),并用水平仪测量左右和头脚方向的旋转角度,要求旋转角度 $\leq \pm 0.3^\circ$ 。使用手持控制器使床在前后、左右、上下各平移 10 mm,左右、头脚方向各旋转 3° 。通过手持控制器使床回到 home 归位位置。再次使用水平仪,测量治疗床沿 x 轴左右旋转和沿 y 轴头脚方向旋转的角度偏差,按照 Accuray 物理基础指南要求,角度偏差在 $\pm 0.3^\circ$ 以内;使用钢尺或其他测量设备检查升降器立柱是否在治疗床底座中心的 5 mm 以内^[16]。

1.2.3 目标定位系统 目标定位系统包含 A、B 两部分,每部分分别有 1 个 X 射线源、1 个 X 射线发生器和

1个X射线影像探测器。目标定位系统检测包含：
(1)成像系统对准精度。将ISOpost模体固定于影像中心处，顶端换上水晶球。设置曝光条件为60 kV、50 mA和50 ms，获取水晶球在A、B两个X射线影像探测器上的DRR (Digitally Reconstructed Radiograph)影像，将影像放大400倍，分别拖动十字线交叉点至两个DRR影像的水晶球中心，分析水晶球中心与影像系统中心的偏差，各方向允许偏差 $\leq \pm 1$ mm。(2)目标定位系统和床运动一致性精度检测。该项目负责检测治疗床已知移动距离与目标定位系统计算的位移偏移之间的一致性。选择1个模体验证计划，将模体置于治疗床上。选择相应的追踪方式，调整模体使其六维修正误差为平移方向0 mm、旋转角度 0° ，通过手持控制器使治疗床在前后、左右和上下方向各移动10 mm，头脚和左右方向各旋转 2° 。重新获取模体实时DRR影像，然后与定位的DRR影像配准，得到治疗床在平移和旋转方向的偏差修正值，执行床的自动摆位修正功能，再曝光并做图像配准，再次得到治疗床在水平和旋转上的偏差修正值，这个值即是第一次影像配准后计算的偏差修正值与治疗床实际位移值之间的偏差，也是目标定位系统与床运动一致性精度，允许平移偏差 $\leq \pm 2$ mm，旋转偏差 $\leq \pm 0.3^\circ$ 。

1.2.4 可变准直器系统 iris准直器可提供与fixed准直器相同的12个尺寸的孔径。它包含2组并排的六边形钨合金片，这些钨合金片共同构成了一个规则十二边形孔径。可变准直器系统的测试旨在验证iris射野大小的重复性^[10-11]。测量条件SAD为800 mm。以孔径大小为15 mm的固定准直器作为标准，做光密度阈值的初始化，并对每一个iris准直器孔径确定基准值。需要注意当安装新的iris准直器、胶片批次更改或胶片扫描仪更改时，应重新执行基线测量。除此之外，胶片需做方向标记，扫描时所有胶片方向需保持一致，且对每个iris准直器孔径拍摄4次，在每次拍摄之间调整iris准直器尺寸大小，以检查其重复性。

1.2.5 直线加速器系统 (1)激光与射野一致性精度。所需测量工具有鸟笼，孔径尺寸为40 mm的固定准直器，50 mm厚的基座板；15 mm厚的建成板，EBT3胶片，照射前用细尖笔在胶片上激光点处做一标记点，将胶片放置在基座板上，使标记点对准激光点中心，再将建成板放置在基座板的顶部，加速器输出机器跳数800 MU。使用ImageJ软件分析激光点中心与辐射束中心的重合度。SAD=800 mm时，要求激光点中心与射野中心一致性精度在1 mm以内；当SAD=1 600 mm时要求一致性精度在2 mm以内。

(2)准直器透射因子。①fixed准直器透射因子检测。所需要的测量工具有PTW A16电离室、SUPERmax剂量仪、PTW MP3水箱；测量条件：SAD为800 mm，加速输出机器跳数1 000 MU，分别读取实心准直器与60 mm孔径准直器对应剂量仪的读数，其比值即为fixed准直器的透射因子值(要求小于1%)^[12]。②iris准直器透射因子检测。所需测量工具及条件与fixed准直器一样。先测量孔径60 mm的准直器下电离室的读数，然后闭合iris准直器，由于机械设计不能完全闭合，需要移动电离室中心偏离射野中心10 mm，加速器输出机器跳数1 000 MU，分别读出iris准直器完全闭合时与孔径为60 mm时剂量仪的读数，其比值即为iris的透射因子(要求小于1%)^[12]。

(3)射线质。M6型射波刀使用的是单能6 MV光子，根据Accuray公司物理基础指南，射线质测量采用孔径60 mm的固定准直器，SAD=800 mm，加速器输出机器跳数200 MU。应用PTW MP3水箱，0.125 cc的电离室31010(PTW公司德国)，测量水下深度200 mm和100 mm处的剂量，其比值即为射线质 TPR_{10}^{20} ，该参数允许范围为0.62~0.67。

(4)绝对剂量。采用IAEA TRS 398号报告进行射波刀输出剂量校准^[13-15]，在SAD为800 mm，使用孔径60 mm的固定准直器，最大剂量点取水下15 mm处，使加速器每输出1 MU的量在最大剂量点深度处电离室探测到的物理剂量为1 cGy。所需测量工具有PTW A16电离室、SUPERmax剂量仪、PTW MP3水箱、前指针等。并用蓝色等效固体水模测量输出剂量，建立每日绝对剂量测量的基准值。

(5)剂量输出稳定性。所需设备有前指针，蓝色等效固体水模，电离室A16，SUPERmax剂量仪。测量条件：SAD为800 mm，使用孔径60 mm的固定准直器，最大剂量点取水下15 mm处。剂量输出稳定性偏差计算公式如下式所示^[16]：

$$S = \frac{(D_A - D_B)}{D_B} \times 100\% \quad (2)$$

其中， S 为剂量输出稳定性偏差， D_A 为吸收剂量的输出值， D_B 为吸收剂量的基线值，单位cGy。

(6)剂量输出线性偏差。测量所需设备：PTW A16电离室、SUPERmax剂量仪、PTW MP3水箱；测量条件：SAD为800 mm，使用孔径60 mm的固定准直器，最大剂量点取水下15 mm处。在calibration check模式下，加速器输出机器跳数5、10、20、30、40、50、100、200、500、1 000 MU各3次，剂量仪的读数取平均值，比较各组数据单位MU对应物理剂量的差异，要求剂量输出线性偏差 $\leq \pm 1\%$ 。

(7)组织体模比(Tissue-Phantom Ratio, TPR)。TPR是指在恒定SAD条件下,模体中指定点上的吸收剂量与固定参考深度上的吸收剂量之比。所用测量工具有鸟笼、前指针、PTW60017二极管探测器、SUPERmax剂量仪、PTW三维水箱。测量条件:SAD=800 mm,测量深度为水下0、3、5、8、10、13、15、20、30、50、100、150、200、250、300 mm,每个深度吸收剂量测3次取平均值,固定参考深度为水下15 mm。每一个尺寸的固定准直器与可变准直器均需做相应测量。

(8)离轴比(Off-Center Ratio, OCR)。OCR为指定离轴点处的吸收剂量与相同深度辐射束中心轴处剂量的比值。所用测量工具有PTW 60017二极管探测器、PTW MP3 水箱;测量条件:源皮距(Source Surface Distance, SSD)等于800 mm,水下深度分别15、100、300 mm。按照Accuray公司物理基础指南,fixed准直器需测量横向(0°)和纵向(90°)两个正交方向的OCR。Iris准直器需测量0°、90°、15°和105°共4个角度方向的OCR。并且通过OCR分析射束对称性、平坦度、半影等特性。按照美国Accuray公司的验收报告,要求孔径60 mm的固定准直器,对称性小于104%,平坦度小于120%,各方向半影小于8.0 mm。

(9)输出因子(Output Factors, OF)。OF是特定射野大小吸收剂量相对于参考射野吸收剂量的比值^[17-18]。所有的fixed准直器和iris准直器的OF都将以孔径60 mm fixed准直器、SAD为800 mm、水下深度15 mm测量值作为参考,并做归一。测量工具有PTWA16电离室、SUPERmax剂量仪、PTW MP3水箱。测量条件:SAD分别为650、800、1 000 mm。加速器输出机器跳数200 MU,每个准直器测试5遍,读数取平均值。Iris准直器每次测量后需切换准直器孔径大小,以减小射野重复性差异造成OF的变化。

1.2.6 治疗计划系统 (1)计划系统影像几何精度检测。用定位CT对蓝色等效固体水模进行扫描,获得蓝色等效固体水模的CT影像,分别选择其4个金标并记录各点对应的坐标值,然后通过三维坐标计算各点之间的距离,称为计算距离;通过计划系统的工具尺子测量各点之间的距离,称为测量距离;各金标

点之间的实际距离是已知的,称为实际距离。比较计算距离、测量距离、实际距离三者的偏差。三维坐标计算各点之间的距离公式如下:

$$D = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

(3)

其中,(x_1, y_1, z_1)、(x_2, y_2, z_2)为任意两点的三维坐标值。

(2)计划系统中机器跳数的手工验算。随机选取1例Precision系统计划,查看计划中需验证射束的参数。根据如下公式手工计算机器跳数,比较计划系统的机器跳数与手工计算机器跳数的差异。手工计算机器跳数公式如下:

$$MU = \frac{Dose}{\frac{800^2}{SAD^2} \cdot OCR \cdot TPR \cdot OF}$$

(4)

其中Dose代表对应射束参考点的物理剂量,由计划系统直接读出,SAD代表该射束的源轴距,OCR、TPR分别代表该射束参考点的离轴比、组织体模比,OF代表该射束的输出因子。

(3)临床计划的点剂量验证。应用蓝色等效固体水模设计1例iris准直器的非等中心计划,画出指形电离室A12S的灵敏体积,处方剂量600 cGy,灵敏体积的平均剂量为593 cGy,然后执行计划,并测量实际输出的点剂量,并与计划系统中灵敏体积内的平均剂量比较。

1.3 系统综合精度检测

E2E(End to End)测试是系统综合精度检测,目的在于验证射波刀系统从模拟定位到治疗执行所有阶段的综合打靶精度,包括定位、制模、扫定位CT、图像传输、图像融合、靶区勾画、计划设计、机器剂量传递全过程^[19-20]。在模体上执行不同准直器下5种追踪方式的E2E测试计划,比较并分析实际放射剂量分布70%等剂量线中心与对应计划剂量分布中心的位置,两者间的偏离应小于0.95 mm。

2 结果

2.1 KUKA机器臂节点到位精度

对路径上所有的节点反复测量,得到单个节点的最大到位偏差 Dr_{max} 和所有节点的平均到位偏差 Dr_{mean} ,结果见表1。

表1 机械臂所有节点到位偏差的平均值 $Dr_{mean}(\bar{x} \pm s, mm)$ 和最大值 $Dr_{max}(mm)$
Table 1 Average value $Dr_{mean} (Mean \pm SD, mm)$ and maximum value $Dr_{max} (mm)$ of all node deviations

路径	节点	fixed准直器		iris准直器	
		Dr_{mean}	Dr_{max}	Dr_{mean}	Dr_{max}
头部	179	0.080±0.066	0.285	0.079±0.068	0.311
体部	117	0.079±0.065	0.277	0.078±0.062	0.246

2.2 患者定位系统精度

治疗床home位置与初始位置的偏差,结果如表2所示。

表2 治疗床home位置归位偏差
Table 2 Deviations in the home position of the treatment couch

方向	标准	测量结果
左右平移(y)方向	≤±2 mm	0.1 mm
前后平移(x)方向	≤±2 mm	0.4 mm
上下平移(z)方向	≤±2 mm	0.0 mm
左右旋转(r)方向	≤±0.3°	0.1°
头脚旋转(p)方向	≤±0.3°	0.0°

2.3 目标定位系统

(1)成像系统对准精度。Isopost模体顶端水晶球在对应A、B影像探测板中心的坐标偏差分别为:A

板中心精度(0.23 mm, -0.31 mm),B板中心精度(0.28 mm, -0.35 mm)。水晶球中心与A、B影像系统中心的坐标偏差均小于1 mm。

(2)目标定位系统和床运动一致性精度检测。目标定位系统和床运动一致性偏差,x方向偏差为0.0 mm、y方向偏差为0.1 mm、z方向偏差为0.1 mm;r方向偏差为0.1°、p方向偏差为-0.1°。

2.4 可变准直器系统的重复性

可变准直器系统检测目的在于测试12个不同尺寸孔径的精度及重复性,并确定其基线值。iris准直器每个孔径大小的基线值对于iris准直器重复性的质控检测具有重要意义。为减小随机误差和偶然误差,每个射野需重复测量4次取平均值,表3为不同孔径iris准直器的基线值。由表3可知,实际孔径大小并不一定与标称值相等,测量结果最大的标准差为0.14 mm,最大偏差为0.32 mm。测量结果见表3。

表3 不同孔径iris准直器重复性测量结果(mm)
Table 3 Measurements of repeatability of iris collimators (mm)

测量次数	5.0	7.5	10.0	12.5	15.0	20.0	25.0	30.0	35.0	40.0	50.0	60.0
第1次	5.13	7.67	9.97	12.50	15.01	19.97	25.02	29.92	34.77	39.61	49.92	59.32
第2次	5.05	7.63	10.08	12.54	15.01	19.72	24.88	29.77	34.65	39.55	49.67	59.53
第3次	5.07	7.63	10.06	12.39	15.01	19.89	24.97	29.79	34.84	39.58	49.73	59.59
第4次	5.16	7.64	9.98	12.35	15.06	19.82	24.74	29.85	34.74	39.42	49.60	59.33
均值	5.10	7.64	10.02	12.45	15.02	19.85	24.90	29.83	34.75	39.54	49.73	59.44
标准差	0.05	0.02	0.06	0.09	0.03	0.10	0.12	0.07	0.08	0.08	0.14	0.14
最大偏差	0.11	0.03	0.11	0.19	0.05	0.25	0.28	0.15	0.19	0.19	0.32	0.27

2.5 直线加速器系统

(1)SAD=800 mm处,激光束中心与射野中心一致性精度在x、y两个方向上分别为0.23、0.35 mm。(2)fixed、iris准直器透射率分别为0.09%和0.14%,均小于要求0.2%。(3)射线质。PTW水箱测量TPR₁₀²⁰等于0.633,在允许范围0.62~0.67以内。(4)绝对剂量。在SAD为800 mm,孔径为60 mm的固定准直器条件下标定剂量输出,使水下15 mm深度处,加速器每输出1 MU的机器跳数,电离室接收到的物理剂量为1 cGy。(5)剂量输出稳定性为0.06%。(6)剂量输出线性偏差。在10、20、30、40、50、100、500、1000 MU的机器跳数范围内,输出剂量最大的线性偏差为0.53%。(7)TPR。以Accuray公司提供TPR平均值为参考,测量TPR与提供的参考值相对偏差如图1所示。(8)OCR。在SSD=800 mm条件下,测量iris和fixed

准直器所有孔径尺寸在水下15、100、300 mm处的OCR值,并与Accuray公司提供的OCR的参考值对比。iris和fixed准直器均随着孔径的增加,测量值与参考值在OCR肩部的差异越明显,但差异值均小于2%。图2为孔径为20、30、40、60 mm的fixed准直器在水下15 mm深度处,测量值与参考值的对比图。

按照Accuray验收报告测试射束的OCR及TPR。OCR的测量条件:fixed准直器孔径60 mm,SSD=750 mm,水下深度50 mm。TPR测量条件:fixed准直器孔径60 mm,SAD=800 mm。百分深度剂量比测量条件:fixed准直器孔径60 mm,SSD=800 mm。测量结果见表4。

OCR的测量结果表明,孔径60 mm的fixed准直器纵向和横向对称性分别为100.6%、100.8%,小于验收标准104%;纵向和横向平坦度分别为109.4%、

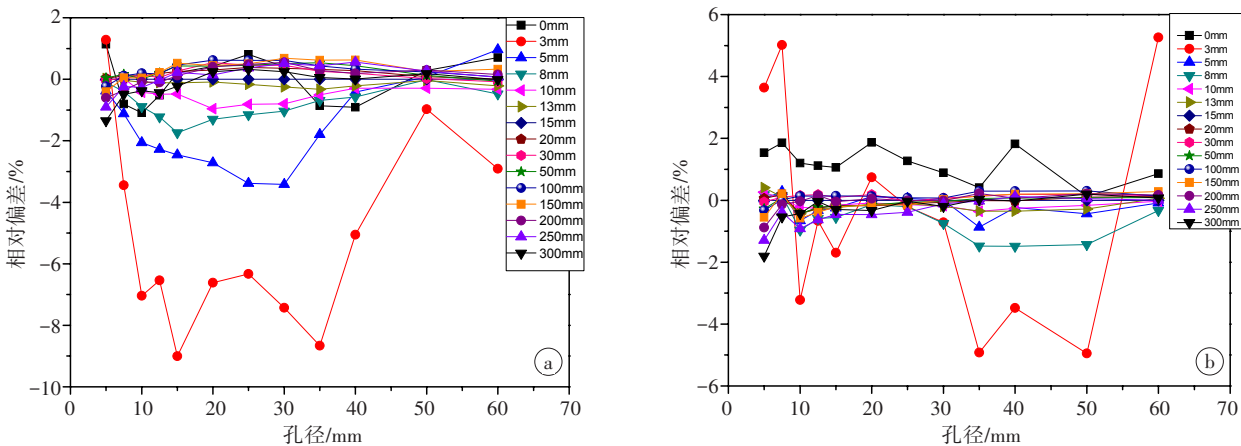


图1 fixed准直器(a)和iris准直器(b)在不同深度处TPR与Accuray提供的TPR平均值的相对偏差

Figure 1 Relative deviations of TPR of fixed collimator (a) and iris collimators (b) at different depths from the average TPR provided by Accuray

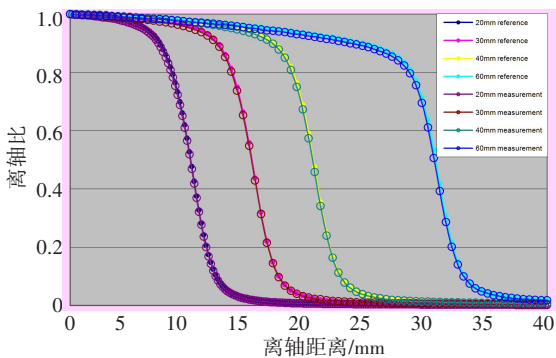


图2 水下15 mm深度处,fixed准直器OCR测量值与Accuray公司提供的OCR参考值比较

Figure 2 Comparison of OCR measurements of fixed collimators and OCR reference values provided by Accuray at a depth of 15 mm

表4 fixed准直器射束性能测量结果

Table 4 Performance measurements of 60 mm fixed collimator beams

指标	标准	测量结果
离轴比		
纵向对称性	<104%	100.6%
横向对称性	<104%	100.8%
纵向平坦度	<120%	109.4%
横向平坦度	<120%	109.7%
纵向半影	左	<8 mm
	右	<8 mm
横向半影	左	<8 mm
	右	<8 mm
百分深度剂量比		
最大剂量深度	13~17 mm	15.5 mm
0 mm深度处百分深度剂量比	<57%	37.0%
组织体模比(射线质TPR ₁₀ ²⁰)	0.62~0.67	0.633

109.7%,小于验收标准120%。4个方向的半影最大4.2 mm,小于8.0 mm的标准。

(9)OF的测量选用PTW 60017探测器,依次测量SAD为650、800、1 000 mm,水下深度15 mm处各个准直器的OF。所有OF均以SAD为800 mm,孔径为60 mm的fixed准直器归一。以Accuray公司提供的平均值为参考,SAD为800 mm时,fixed与iris准直器OF与对应参考值的相对偏差见图3。

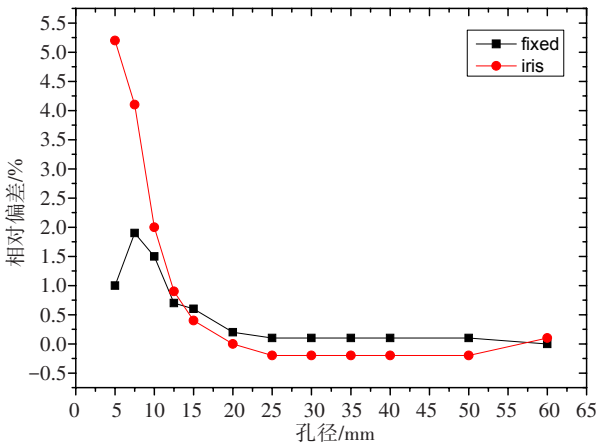


图3 SAD=800 mm,不同孔径准直器输出因子与Accuray提供的平均值的相对偏差

Figure 3 Relative deviations of the output factors of collimators of each size from the average value provided by Accuray at SAD=800 mm

2.6 治疗计划系统

(1)计划系统影像几何精度检测。用计划系统打开蓝色等效固体水模的CT图像,分别找到金标1、2、3、4,并且记录他们在计划系统中的三维坐标值。我们需要得到点1到点4(左右方向),点2到点4(前

后方向),点2到点3(头脚方向)的距离。计算距离、测量距离与实际距离比较见表5。为排除测量距离人为引入误差,所以治疗计划系统影像几何精度参考计算距离与实际距离的偏差: x 方向=0.071 mm, y 方向=-0.173 mm, z 方向=0.361 mm。

表5 precision 计划系统影像几何位置精度检测
Table 5 Detection of image geometry position accuracy in the precision planning system

方向	计算距离与实际距离		测量距离与实际距离	
	绝对偏差/mm	相对偏差/%	绝对偏差/mm	相对偏差/%
x	0.071	0.0	0.870	0.5
z	0.361	0.5	0.650	0.8
y	-0.173	-0.1	0.050	0.05

(2)计划系统中机器跳数的手工验算。计划系统中一个beam的机器跳数15.100 MU,手工计算数据为15.103 MU,偏差0.05%。

(3)计划点剂量验证。计划系统中蓝色等效固体模中电离室灵敏体积内剂量平均剂量为593 cGy,实际电离室检测597.59 cGy,偏差0.774%。

2.7 系统综合精度检测

E2E代表打靶总体位置误差,要求静态追踪方式、动态追踪径向误差不超过0.950 mm。验收测试结果见表6。

3 讨论

本文主要总结和分享了M6型射波刀测试验收的项目及其注意事项。笔者对KUKA机器臂、患者定位、目标定位、可变准直器、直线加速器、治疗计划

表6 fixed和iris准直器E2E的检测结果(mm)
Table 6 E2E test results on fixed and iris collimators (mm)

测试项目	前后偏差		左右偏差		上下偏差		总的精度	
	fixed	iris	fixed	iris	fixed	iris	fixed	iris
颅骨追踪	0.06	0.06	-0.19	-0.17	-0.43	-0.14	0.47	0.23
金标追踪	0.29	0.54	-0.16	-0.35	-0.31	-0.25	0.45	0.69
脊柱追踪	0.62	0.37	-0.07	0.05	0.45	0.60	0.77	0.70
同步呼吸追踪	0.49	0.28	-0.05	-0.23	0.10	0.35	0.50	0.51
肺部追踪	-0.37	-0.54	-0.20	-0.49	0.01	-0.05	-0.42	0.73

等6个子系统进行了单独的质控检测,为后续临床应用和物理质控打下坚实基础。

由表1可知,该M6型射波刀系统2种准直器在头部和体部两种路径上的所有节点的平均到位偏差 ≤ 0.08 mm,单个节点的最大到位偏差为0.311 mm;在目标定位系统精度测试中最大平移偏差 ≤ 0.1 mm,最大旋转偏差 $\leq 0.1^\circ$ 。Iris准直器各尺寸重复性测量结果由表3可知,实际孔径大小并不一定与标称值相等,最大的标准差 ≤ 0.14 mm,各尺寸重复性的最大偏差 ≤ 0.32 mm,由此得出该M6型射波刀iris系统孔径具有较好重复性。加速器系统各项检测均已达标。fixed与iris准直器TPR测量结果与Accuray公司提供的平均值比较,由图1可知,fixed准直器在水下深度在3、5 mm处,以及iris准直器在水下深度3 mm时差异较大,最大差异接近9%,其余所有深度差异值均 $< 2\%$,因此本论文测量的数值整体上和Accuray公司提供的数据具有较好的一致性。Sharma等^[21]报道TPR的差异源于每个单位测试的设备不同,设备几何摆

放位置不一致,甚至细微位置差异,都会产生较大的影响。测量水下3 mm及水表面的TPR时,测量点的位置很容易受到水表面张力影响,做水表面测量时需去除探测器表面的水滴;水下3 mm TPR值测量需从水下300 mm处往上缓慢移动探测器至水下3 mm处测量,尽可能减少水表面张力的影响。fixed与iris准直器OF测量结果与Accuray公司提供的平均值(参考值)比较,由图3知,iris准直器尺寸为5 mm、7.5 mm时OF与参考值差异较大,最大接近5.2%;各尺寸的fixed准直器OF与参考值差异值均小于2%。鉴于此,Accuray公司物理师建议:孔径10.0 mm以下的准直器优先选择fixed准直器。Pantelis等^[22]表明OF受准直器大小、探测器类型、源到探测器的距离等因素影响,而且小尺寸的准直器输出因子更容易受电离室壁、电极、次级电子不平衡影响。Francescon等^[23-26]用Monte Carlo模拟的方法得出了射波刀M6型不同尺寸准直器的OF、百分深度剂量、OCR的修正因子,用来修正不同类型探测器的测量结果,本文

对5、7.5、10、12.5、15、20 mm孔径的fixed及iris准直器的输出因子做了修正,进一步提高剂量的精度。precision计划系统的图像几何精度: x 方向=0.071 mm, y 方向=-0.173 mm, z 方向=0.361 mm;计划中点的剂量与实测点剂量偏差为0.08%;计划中机器跳数与手工计算值偏差为0.04%。E2E测试要求,AAPM TG 135报告推荐静态追踪和动态追踪的综合打靶精度误差值分别不超过0.95和1.50 mm。由表6可知, fixed准直器各追踪方式的综合投照精度分别为0.47 mm(6D颅骨追踪)、0.45 mm(金标追踪)、0.77 mm(脊柱追踪)、0.50 mm(同步呼吸追踪)、0.42 mm(肺追踪), iris准直器为0.23 mm、0.69 mm、0.70 mm、0.51 mm、0.73 mm。测量结果表明该M6型射波刀静态与动态追踪的综合投照偏差均小于0.95 mm。综上,M6型射波刀作为亚毫米级的立体定向放射外科设备,各项参数测试结果均优于验收标准,其可靠性、精确性均满足临床要求。

致谢:感谢Accuray公司谢应猛、陈红彬、刘强等工程人员提供的技术支持。

【参考文献】

- [1] Manabe Y, Murai T, Ogino H, et al. CyberKnife stereotactic radiosurgery and hypofractionated stereotactic radiotherapy as firstline treatments for imaging-diagnosed intracranial meningiomas [J]. *Neurol Med Chir*, 2017, 57(12): 627-633.
- [2] Di Franco R, Borzillo V, Ravo V, et al. Radiosurgery and stereotactic radiotherapy with cyberknife system for meningioma treatment[J]. *Neuroradiol J*, 2018, 31(1): 18-26.
- [3] Harada Y, Miyazaki S. CyberKnife stereotactic radiosurgery for cholangiocarcinoma[J]. *Intern Med*, 2018, 57(10): 1411-1414.
- [4] Puataweepong P, Dhanachai M, Hansasuta A, et al. Clinical outcomes of periopitic tumors treated with hypofractionated stereotactic radiotherapy using CyberKnife® stereotactic radiosurgery [J]. *J Neurooncol*, 2018, 139(3): 679-688.
- [5] Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery[J]. *Med Phys*, 2011, 38(6): 2914-2936.
- [6] Chang SD, Main W, Martin DP, et al. An analysis of the accuracy of the CyberKnife: a robotic frameless stereotactic radiosurgical system [J]. *Neurosurgery*, 2003, 52(1): 140-146.
- [7] Murphy M J, Cox RS. The accuracy of dose localization for an image guided frameless radiosurgery system[J]. *Med Phys*, 1996, 23(12): 2043-2049.
- [8] Yu C, Main W, Taylor D, et al. An anthropomorphic phantom study of the accuracy of CyberKnife spinal radiosurgery[J]. *Neurosurgery*, 2004, 55(5): 1138-1149.
- [9] Kilby W, Naylor M, Dooley J R, et al. A technical overview of the CyberKnife system[M]. *Handbook of Robotic and Image-Guided Surgery*, 2020: 15-38.
- [10] Heidorn SC, Kremer N, Furweger C. A novel method for quality assurance of the Cyberknife Iris variable aperture collimator[J]. *Cureus*, 2016, 8(5): e618.
- [11] Vandervoort E, Patrocinio H, Chow T, et al. COMP Report: CPQR technical quality control guidelines for CyberKnife technology[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2018, 19(2): 29-34.
- [12] Echner GG, Kilby W, Lee M, et al. The design, physical properties and clinical utility of an iris collimator for robotic radiosurgery[J]. *Phys Med Biol*, 2009, 54(18): 5359-5380.
- [13] International Atomic Energy Agency. Technical Repotls Series No.398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Aninternational code of practice for dosimetry based on standards of absorbrd dose to water[R]. Vienna: IAEA, 2002.
- [14] 李兵,沈君姝,戴威,等.射波刀的吸收剂量校准[J]. *中国医学物理学杂志*, 2010, 27(4): 1969-1972.
Li B, Shen JS, Dai W, et al. Calibration of absorbed dose for CyberKnife[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2010, 27(4): 1969-1972.
- [15] Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, et al. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam[J]. *Med Phys*, 2008, 35(10): 4591-4598.
- [16] 中华人民共和国国家卫生健康委员会.机械臂放射治疗装置质量控制检测规范: WS 667-2019 [S]. 2019.
National Health and Health Commission of the People's Republic of China. Specification for testing of quality control in robotic arm radiotherapy device: WS 667-2019[S]. 2019.
- [17] Yu C, Jozsef G, Apuzzo ML, et al. Measurements of the relative output factors for CyberKnife collimators[J]. *Neurosurgery*, 2004, 54(1): 157-162.
- [18] Russo S, Masi L, Francescon P, et al. Multicenter evaluation of a synthetic single-crystal diamond detector for CyberKnife small field size output factors[J]. *Phys Med*, 2016, 32(4): 575-581.
- [19] Muacevic A, Staehler M, Drexler C, et al. Technical description, phantom accuracy, and clinical feasibility for fiducial-free frameless real-time image-guided spinal radiosurgery[J]. *J Neurosurg Spine*, 2006, 5(4): 303-312.
- [20] Ho AK, Fu DS, Cotrutz C, et al. A study of the accuracy of cyberknife spinal radiosurgery using skeletal structure tracking[J]. *Neurosurgery*, 2007, 60(2 Suppl 1): ONS147-156.
- [21] Sharma SC, Ott JT, Williams JB, et al. Commissioning and acceptance testing of a CyberKnife linear accelerator[J]. *J Appl Clinl Med Phys*, 2007, 8(3): 119-125.
- [22] Pantelis E, Moutsatsos A, Zourari K, et al. On the output factor measurements of the CyberKnife iris collimator small fields: Experimental determination of the $k(Q(clin), Q(msr)) (f(clin), f(msr))$ correction factors for microchamber and diode detectors [J]. *Med Phys*, 2012, 39(8): 4875-4885.
- [23] Francescon P, Kilby W, Noll JM, et al. Monte Carlo simulated corrections for beam commissioning measurements with circular and MLC shaped fields on the CyberKnife M6 System: a study including diode, microchamber, point scintillator, and synthetic microdiamond detectors[J]. *Phys Med Biol*, 2017, 62(3): 1076-1095.
- [24] Francescon P, Kilby W, Satariano N, et al. Monte Carlo simulated correction factors for machine specific reference field dose calibration and output factor measurement using fixed and iris collimators on the CyberKnife system[J]. *Phys Med Biol*, 2012, 57(12): 3741-3758.
- [25] Francescon P, Kilby W, Satariano N. Monte Carlo simulated correction factors for output factor measurement with the CyberKnife system-results for new detectors and correction factor dependence on measurement distance and detector orientation[J]. *Phys Med Biol*, 2014, 59(6): N11-17.
- [26] Francescon P, Kilby W, Noll JM, et al. Small field dosimetry correction factors for circular and MLC shaped fields with the CyberKnife M6 System: evaluation of the PTW 60023 microSilicon detector[J]. *Phys Med Biol*, 2020, 65(1): 01NT01.

(编辑:薛泽玲)