

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2016.01.001

医学放射物理

医用直线加速器中心轴绝对剂量输出长期稳定性对比分析

刘卓伦¹, 张艺宝¹, 岳海振¹, 弓健¹, 张健¹, 胡俏俏¹, 蒋璠¹, 李莎¹, 包尚联², 吴昊¹

1. 北京大学肿瘤医院暨北京市肿瘤防治研究所放疗科, 恶性肿瘤发病机制及转化研究教育部重点实验室, 北京 100142; 2. 北京大学医学物理和工程北京市重点实验室, 北京 100871

【摘要】目的:分析对比医用直线加速器中心轴光子绝对剂量输出的长期稳定性特点。**方法:**选取3台Varian加速器, 以最新IAEA TRS-398报告中推荐的水中直接剂量法监测15个月内的剂量输出, 用SPSS和SigmaPlot软件进行统计分析。**结果:**在390条数据中, 超过 $\pm 2\%$ 允差有7次(1.79%)。偏差主要分布在-0.2%~1.2%, 最大+2.55%。同一加速器均整模式下不同能量输出稳定性差异显著($P < 0.05$), 但无临床意义(< 1 cGy量级)。不同加速器的均整模式输出稳定性显著依赖于机龄($P < 0.05$), 与机型无关, 而非均整模式(FFF)间差异不显著。**结论:**包括较新的TrueBeam FFF模式在内的Varian加速器中心轴绝对剂量输出的长期稳定性良好, 错误率为1%~2%。放疗中心可以晨检仪和标准水箱测量相结合的方法, 监测并及时纠正该偏差。

【关键词】医用直线加速器; 绝对剂量; 长期稳定性; 非均整模式

【中图分类号】R144.1

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)01-0001-05

Comparative analysis on long-term stability of absolute dose output at central axis of medical linear accelerators

LIU Zhuo-lun¹, ZHANG Yi-bao¹, YUE Hai-zhen¹, GONG Jian¹, ZHANG Jian¹, HU Qiao-qiao¹, JIANG Fan¹, LI Sha¹, BAO Shang-lian², WU Hao¹

1. Key Laboratory of Carcinogenesis and Translational Research (Ministry of Education), Department of Radiotherapy, Peking University Cancer Hospital and Institute, Beijing 100142, China; 2. Beijing Key Laboratory of Medical Physics and Engineering, Peking University, Beijing 100871, China

Abstract: Objective To compare and analyze the long-term stability of absolute dose output at central axis of medical linear accelerators. **Methods** Three Varian accelerators were selected. The dose outputs in 15 months were monitored by the water phantom introduced in the latest IAEA TRS-398 protocol. SPSS and SigmaPlot software were used for statistical analysis. **Results** Among the 390 measurements, 7 measurements exceeded the tolerance of $\pm 2\%$, accounting for 1.79%. The deviations were mainly from -0.2% to 1.2%, and the maximum deviation was +2.55%. Significant differences were observed in the output stability of different energies from the same flattening-filter accelerator ($P < 0.05$), without clinical significance (< 1 cGy). The output stability of different accelerator with flattening filter significantly was dependent on the machine age ($P < 0.05$), not the type of accelerator. No significant differences were found in the output stability of the flattening-filter-free (FFF) accelerator. **Conclusion** The long-term stability of absolute dose output at central axis of Varian accelerators with latest TrueBeam FFF was satisfactory, with 1%-2% of error rate. A combination of morning checkers and standard water tank measurement should be used by radiotherapy center to monitor and timely fine-tune the output errors.

Key words: medical linear accelerator; absolute dose; long-term stability; flattening-filter-free

【收稿日期】2015-08-04

【基金项目】973项目课题(2011CB707701); 国家自然科学基金(11505012, 81402535); 北京市医院管理局“青苗”计划专项经费(QML20151004); 质检公益性行业科研专项(201510001-02)

【作者简介】刘卓伦(1987-), 本科, 助理工程师, 研究方向: 医学物理。Tel: 010-88196033; E-mail: iwinliu@gmail.com。

【通信作者】吴昊(1976-), 硕士, 高级工程师, 研究方向: 医学物理。Tel: 010-88196033; E-mail: wuhao_bicr@sina.com。

前言

随着放射治疗新技术的快速发展, 调强放射治疗(Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT)和容积调强放射治疗(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)已经逐渐成为主流的肿瘤放射治疗技术, 标志着肿瘤放射治疗由传统放疗进入精确放疗时代^[1-2]。IMRT技术可以有效提高肿瘤靶区剂量和均匀性,

同时降低周围正常组织受照剂量,进而达到提高治疗增益比的目的^[3]。系统设备及其应用的不断复杂化也对物理师的质量控制和质量保证工作提出了更高的要求,其中医用直线加速器中心轴绝对剂量输出的长期稳定性与准确性监测作为所有质控工作的基础之一,对于放疗的疗效和安全性起着至关重要的作用。

在我国,由于硬件资源、人员配备、治疗人数等客观条件限制,各放疗中心对于医用直线加速器中心轴绝对剂量输出的长期稳定性与准确性监测的方法、频率、标准等不尽一致。本工作拟通过分析既往较长期间内以国际通行推荐方法获取的中心轴绝对剂量输出变化特征,对比美国 Varian 公司生产的主流机型之间可能存在的差异特点等,为制定更符合中国国情及各放疗中心实际情况的质量保证体系提供数据支持。

1 材料与方法

1.1 医用直线加速器

作为目前国内外放疗中心广泛使用的加速器机型,本工作使用了美国 Varian 公司生产的两台 Clinac ix (4248 和 4634) 和一台 TrueBeam (1103) 直线加速器,装机时间分别是 2009 年 8 月初、2010 年 2 月初和 2011 年 7 月中旬。与 Clinac 机型半机械化设计相比, TrueBeam 机型采用全电子化控制,束流偏转,射线能量、剂量率等参数均由电子器件控制,可以直接在 service 模式下进行调整。同时首次增加了非均整模式 (Flatter Filter-Free, FFF), 大幅度提高了剂量率,从而极大缩短了立体定向体部放射治疗 (Stereotactic Body Radiotherapy, SBRT) 的治疗时间^[4-6]。鉴于 FFF 模式的稳定性鲜有文献报道,本工作不仅涉及了传统的 6 MV 和 10 MV 两档能量,同时包含了最新的 6FFF 和 10FFF 模式下的 X 线中心轴的绝对剂量输出比较。

1.2 测量工具

本工作涉及的测量设备在使用前均经由国际标准实验室或国家相关检测单位校准刻度。具体工具型号和技术参数如下。

1.2.1 德国 PTW MP1-M 一维模体水箱 可以完成水平面下 25.4 cm 范围内任何深度的高能光子和电子线的绝对剂量测量,从而获得其百分深度剂量曲线 (Percentage Depth Dose, PDD)。该水箱的设计体积既能够满足 AAPM TG-51、IAEA TRS-398 和 DIN 6800-2 等国际通行放射学标准对于中心轴剂量测量的散射要求,又兼具传统单一测量点小水箱的小巧

轻便特性,可通过模体表面的参考标记线及底部的 3 个水平调节支撑快速完成摆位,其机械精度足以替代笨重的三维水箱进行 PDD 的快速验证。为保护机械传动部件并保证测量精度,模体灌注采用高纯度去离子水,并且每 2 个月进行一次水箱清洗和灌注水更换。

1.2.2 德国 PTW Farmer Chamber Type 30013 指形电离室 (0.6 cc) 其防水型设计可以满足水箱内任意深度的测量要求,可有效响应 30 keV-50 MV 光子线,为国际通用的放疗质控配置。由于国内标准实验室暂时只能基于 IAEA TRS 277^[7] 报告中的空气比释动能法刻度电离室,而更新的 IAEA TRS 398 报告^[8] 则直接利用水中吸收剂量因子来校准电离室,从而减少了测量的不确定度。为了使用最新的国际标准方法,本文将使用的电离室寄送德国标准实验室进行了刻度。对于 10 MV、6 MV、10FFF 和 6FFF 四档能量 KQ 因子的值分别是 0.980、0.992、0.986 和 0.996。该因子在测量前被输入德国 PTW UNIDOS weblin Universal Dosimeter 静电计,其设计和制造均符合 IEC 60731 报告规范。

1.2.3 其他测量参数的质量保证 为了尽可能避免允差范围内的加速器电子读数与实际值偏差导致的不确定性,本工作全部实验的机架角度设置均为电子水平尺的实际测量值 (美国 SPI-TRONIC Pro3600,精度为 0.01°/m)。温度和气压修正值的获取分别用到校准后的德国进口水银温度计和长春气象仪器厂生产的 ZBY215-84 型空盒气压表。

1.3 测量方法

本工作使用如下方法对 3 台加速器的中心轴绝对剂量输出进行为期 15 个月、每月 2~3 次的连续监测。

1.3.1 加速器设置 本工作采用国际通行的医用直线加速器中心轴绝对剂量输出的标准测量条件,设置机架角度和小机头角度=0,射野大小=10 cm×10 cm,输出 200 MU (Monitor Unit),剂量率设为 400 MU/min。

1.3.2 水箱及电离室设置 在机架角度和小机头角度均为 0 时,将置于治疗床头的水箱表面参考线与加速器光野十字线对齐 (在 40 cm×40 cm 光野下进行,测量前调回 10 cm×10 cm)。将去离子水注入水箱至顶部参考线,并以此为参考将水箱调至水平 (利用 3 个底部支撑旋钮)。将电离室固定于水箱升降台,使其长轴分别与水平面和枪靶方向十字线平行。随后将电离室平衡帽上的环形标记线调至与加速器光野十字线的左右方向重合 (通过进出治疗

床实现,后锁定该方向),并通过左右平移治疗床将平衡帽末端的参考点与光野十字线的枪靶方向对齐,后锁定治疗床。最后通过一维水箱的升降杆将平衡帽末端的参考点置于水和空气的交界面,并以此时的升降杆坐标读数为基础将电离室降至水平面以下 10 cm 处,取下平衡帽。最后利用光距尺通过升降治疗床将水面调至源皮距(Source to Surface Distance, SSD)=100 cm 处,记下此时的水温 and 气压。

1.3.3 静电计设置及测量 在开始测量前对位于控制室内的静电计通电预热,并输入温度、气压和相应能量的 KQ 值。预热完成后选择正确的电离室设置并连接、置零,待不显示漏电流后开始测量,然后操作加速器出束。出束结束后待静电计计数稳定后按下 Hold 键并记录结果。重复获取 3 次并取其平均值作为最终结果。将此最终结果除以相应的 PDD 10 cm 值(对于 10 MV、6 MV、10FFF 和 6FFF 该值分别为 0.736、0.663、0.711 和 0.634)得到最大剂量点的值,当该值与 2.000 Gy 参考值相差超过 2% 时,则对加速器进行调试并重复上述实验过程,直到该值回到 2.000 Gy。

1.4 统计学处理

采用 SPSS 19.0 软件,本工作首先对 3 台加速器相同能量下(10 MV 和 6 MV)的绝对剂量数据做整体 ANOVA 分析,在 $P < 0.05$ 时再进行两两之间的 SNK 检验, $P < 0.05$ 为有统计学意义。数据的图表统计分析则利用 SigmaPlot 10.0 软件完成。

2 结果与分析

对于 3 台加速器的两档均整能量(10 MV 和 6 MV)的 X 光子线中心轴绝对剂量输出,本工作共测量绝对剂量 278×3 次(测量 3 次取平均值为最终结果),最终获取 ix4248 数据 56 对, ix4634 数据 31 对, TrueBeam1103 数据 52 对。对于 TrueBeam1103 测得 10FFF 和 6FFF 数据各 56 条。如图 1 所示,在 15 个月的监测期间,绝大多数中心轴绝对剂量符合本单位放疗质控标准预设的±控标允差(图 1 中两条水平红线标示),该允差的设定依据是 AATM TG142 报告中推荐的 3%(日检)和 2%(月检)^[9]。对于 6 MV、10 MV、6FFF 和 10FFF 的光子线,分别有 3 次(2.16%)、2 次(1.44%)、1 次(1.79%)和 1 次(1.79%)测量值超过了 2.040 Gy 的允差上限,总超限率为 1.79%,没有超过允差下限的情况发生。其中 6 MV 和 10 MV 最大值分别出现在 ix4248 的第 7 月的同一次测量中,其中中心轴绝对剂量分别为 2.049 Gy 和 2.051 Gy。6FFF 和

10FFF 的最大值也出现在第 8 个月的同一次测量中,分别为 2.045 Gy 和 2.040 Gy。所有误差均不超过 AAPM TG-142 报告中规定的日检 3% 的允差范畴。图 1 中的水平绿线为参考基准,即 200 MU 在标准条件下对应 D_{max} 点剂量应为 2.000 Gy。图 1 还显示,相同加速器的各档能量的 X 线中心轴剂量输出变化具有相近的长期趋势,导致这一现象的原因可能包括相同监测电离室的偏差^[10],同次摆位包含的随机误差等^[11-13]。

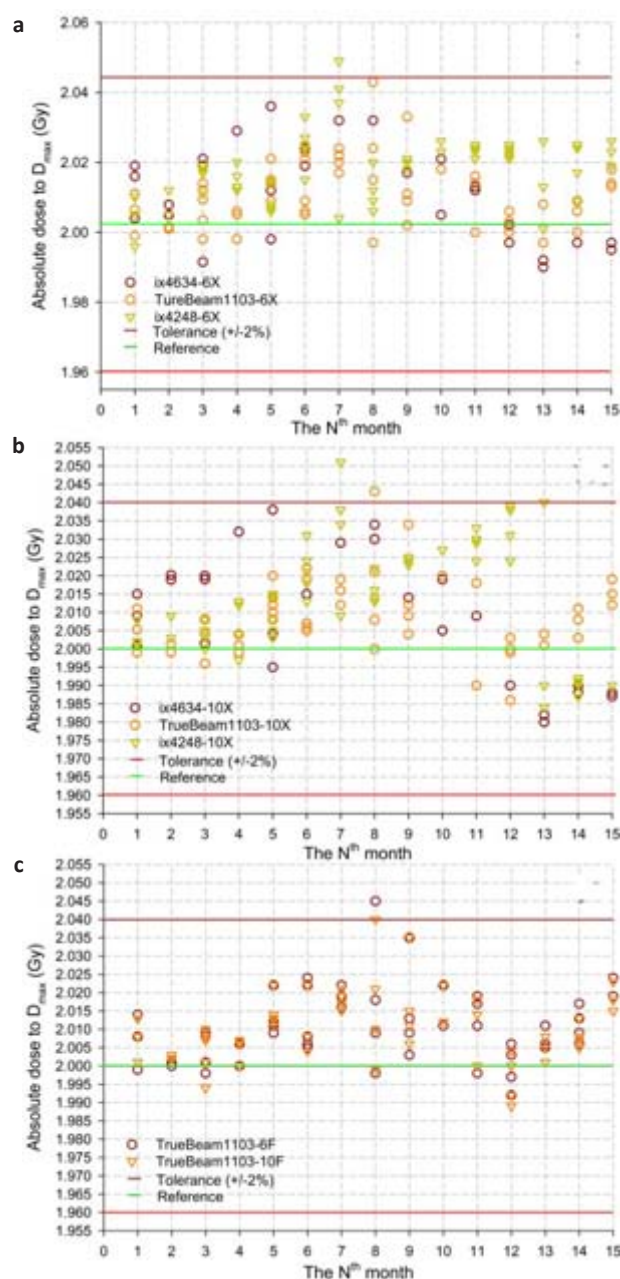


图1 连续 15 个月监测的 3 台加速器各能量中心轴绝对剂量输出变化情况

Fig.1 Absolute dose output of different energies at central axis of three accelerators monitored for 15 months

Note: (a), (b) and (c) respectively displayed the absolute dose output of energies of 6 MV, 10 MV and FFF mode.

为了更直观地展示3台加速器的相对剂量偏差%数据的特征,即(实测剂量-参考剂量)/参考剂量 $\times 100\%$,我们利用SigmaPlot10.0软件对获取的3组原始测量数据对3台加速器的绝对剂量偏差数据进行了箱图分析,如图2所示。图2显示在长达15个月的连续监测中,大多数剂量偏差稳定分布在-0.2%~1.2%之间(上下四分位数),最大上下边缘分别位于1.6%和-0.6%左右,异常值广泛存在于所有加速器的各档能量,但绝大部分并未超出预设的允差,而超出时均得以及时纠正。包括FFF模式在内的TrueBeam加速器的所有能量的箱体高度均较低,且分布更接近0点,表明其输出误差较小。

以单台加速器为单位,以对应的两档能量的绝对剂量测量值(Gy)做配对 t 检验,分析结果如表1所示。分析表明,同一台加速器的所有均整能量之间(6 MV/10 MV)的中心轴剂量输出稳定性存在显著统计学差异($P<0.05$),但差异均值最大不超过0.005 36 Gy(0.268%),无实际临床意义。而涉及FFF模式的所有能量输出比较均无显著统计学差异($P>0.05$)。

以相同能量档分组,对3台加速器中心轴输出绝对剂量做单向ANOVA分析,结果6 MV对应的 $P<0.001$,具有显著统计学差异;而10 MV对应的 $P=0.209$,无统计学意义。进一步对3台机器的6 MV测量值做两两间的独立样本 t 检验,结果如表2所示。结合表2中的 P 值,以及图2中的箱体高度可以看出,随着使用年龄的增加,各档能量输出稳定性的差异均值逐渐升高,但其绝对值仍处在符合临床要求的较低范围。TrueBeam加速器整体稳定性较佳,可能由更优设计及更新机龄所决定。

3 讨论和结论

通过连续15个月不间断监测美国Varian公司生产的代表机型TrueBeam和Clinac医用直线加速器的中心轴绝对剂量输出的稳定性,笔者测量到了超出允差的绝对剂量并及时进行了纠正。但其出现错误的概率非常小,概率在2%左右。这一方面说明各放疗中心确有必要制定相应的质保和质控体系,对包括该指标在内的加速器重要参数进行定期的监测和调试,并达到AAPM等相关组织的规定要求。另一方面,Varian加速器的较好稳定性表现(98%~99%)也为国内各放疗中心基于自身业务特点及工作负荷适当降低监测频率提供了可能,可以

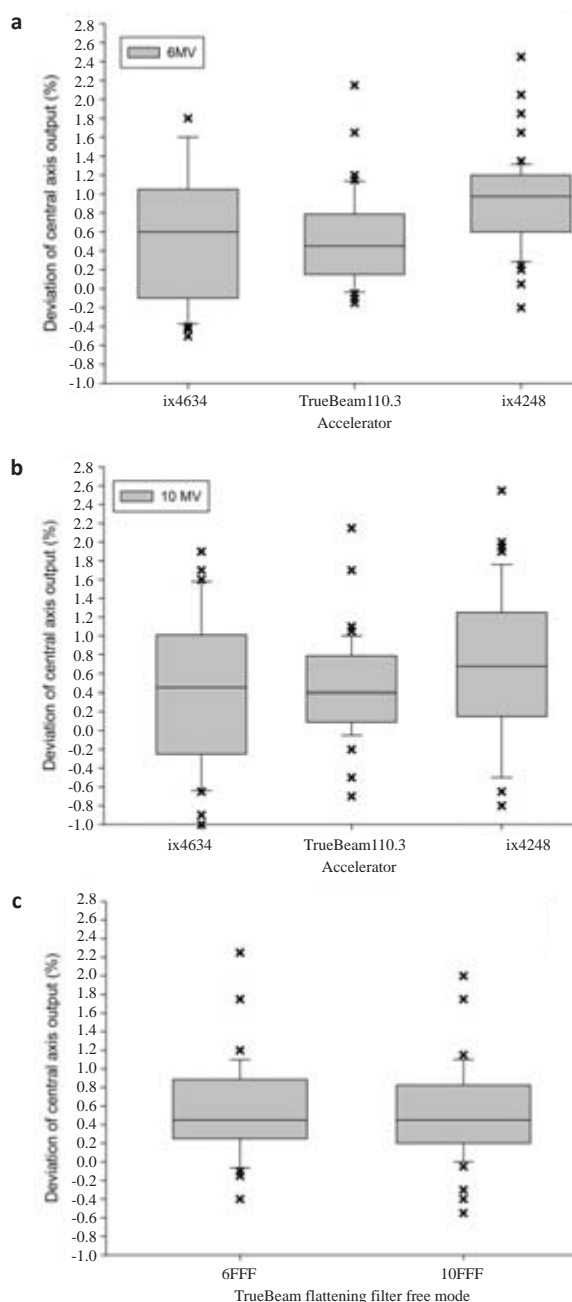


图2 3台加速器的相对剂量偏差对比

Fig.2 Comparison of relative dose deviation of three accelerators

Note: (a), (b) and (c) respectively showed the relative dose deviation of energies of 6 MV, 10 MV and FFF mode.

在两次基于水箱的标准测量之间以晨检仪监测该参数的稳定性,并在可能出现问题时及时利用水箱法确认并调试^[14]。

对于机型而言,虽然TrueBeam加速器从整体设计来讲体现出更高的精度,如治疗床的几何到位精度达到了0.01 cm,但其中心轴绝对剂量输出(6 MV和10 MV)长期稳定性相对于与其机龄相当的ix4634 Clinac加速器并无显著差异,表现只是略好

表 1 同一台加速器各档光子能量稳定性对比分析

Tab.1 Comparative analysis of output stability of various photon energies from same accelerator

Accelerator	P value	Mean difference	Standard deviation	95% CI	
				Upper	Down
ix4634 (6/10 MV)	0.036	0.002 41	0.006 11	0.000 17	0.004 65
ix4248 (6/10 MV)	0.005	0.005 36	0.013 61	0.001 71	0.009 00
TrueBeam1103					
6 MV/10 MV	0.019	0.001 54	0.004 60	0.000 26	0.002 82
6 FFF/10 FFF	0.057	0.001 07	0.004 12	-0.000 03	0.002 18
6 MV/6 FFF	0.341	0.000 65	0.004 87	-0.000 71	0.002 01
10 MV/10 FFF	0.884	0.000 13	0.006 45	-0.001 66	0.001 93

表 2 不同加速器 6 MV 光子能量输出稳定性比较

Tab.2 Comparison of output stability of photon energy of 6 MV from different accelerators

Accelerator	P value	Mean difference	Standard deviation	95% CI	
				Upper	Down
ix4634 vs TrueBeam	0.614	0.001 27	0.002 51	-0.003 73	0.006 27
TrueBeam vs ix4248	<0.001	-0.008 35	0.001 81	-0.011 94	-0.004 77
ix4634 vs ix4248	0.007	-0.007 08	0.002 57	-0.012 19	-0.001 97

于相对较老的 ix4248 加速器($P<0.05$)。说明该剂量参数受机龄的影响大于机型,各放疗中心在制定质保体系时需要做个体化考虑。

本工作的局限性在于基于 Varian 加速器的结果不能直接反应其他厂家加速器,如 Elekta 的稳定性表现。但该工作使用的研究方法,特别是基于最新的 IAEA TRS-398 报告更准确地测量水中绝对剂量的技术可以用于检测其他加速器,并有待在国家标准实验室的相关刻度服务完善后进一步推广。

【参考文献】

[1] CLEMENTE S, WU B, SANGUINETI G, et al. SmartArc-based volumetric modulated arc therapy for oropharyngeal cancer: a dosimetric comparison with both intensity- modulated radiation therapy and helical tomotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 80(4): 1248-1255.

[2] DOORNAERT P, VERBAKEL W F, BIEKER M, et al. RapidArc planning and delivery in patients with locally advanced head-and-neck cancer undergoing chemoradiotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 79(2): 429-435.

[3] VERBAKEL W F, CUIJPERS J P, HOFFMANS D, et al. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2009, 74(1): 252-259.

[4] ZWAHLEN D R, LANG S, HRBACEK J, et al. The use of photon beams of a flattening filter free linear accelerator for hypofractionated volumetric modulated arc therapy in localized prostate cancer[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012, 83(5): 1655-1660.

[5] HRBACEK J, LANG S, KLOCK S. Commissioning of photon

beams of a flattening filter-free linear accelerator and the accuracy of beam modeling using an anisotropic analytical algorithm [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 80(4): 1228-1237.

[6] POPPLE R A, BREZOVICH I A. Dynamic MLC leaf sequencing for integrated linear accelerator control systems [J]. Med Phys, 2011, 38(11): 6039-6045.

[7] International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice [R]. IAEA Technical Reports Series No. 277. 1997.

[8] International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water[R]. IAEA Technical Report Series No 398. 2000.

[9] KLEIN E E, HANLEY J, BAYOUTH J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical acceleratorsa[J]. Med Phys, 2009, 36(9): 4197-4212.

[10] YOSHIZUMI M T, VIVOLO V, CALDAS L V. Preliminary studies of a new monitor ionization chamber [J]. Appl Radiat Isotopes, 2010, 68(4): 620-622.

[11] MEIJER G J, RASCH C, REMEIJER P, et al. Three-dimensional analysis of delineation errors, setup errors, and organ motion during radiotherapy of bladder cancer [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003, 55(5): 1277-1287.

[12] HONG T S, TOMÉ W A, CHAPPELL R J, et al. The impact of daily setup variations on head-and-neck intensity-modulated radiation therapy [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2005, 61(3): 779-788.

[13] VAN HERK M. Errors and margins in radiotherapy [J]. Semin Radiat Oncol, 2004, 14(1): 52-64.

[14] MCDERMOTT G M, BUCKLE A H. Monitoring linear accelerator output constancy using the PTW linaccheck [J]. Med Dosim, 2011, 36(1): 71-74.