

# Truebeam 加速器无均整滤过器 6 MV X 射线 SBRT 治疗计划的剂量验证评估

张基永, 张武哲, 陆佳扬, 谢良喜

汕头大学医学院附属肿瘤医院放疗科, 广东 汕头 515031

**【摘要】目的:**通过 Delta4 模体验证在 Truebeam 加速器上执行的体部立体定向放射治疗 (Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT) 计划, 评价 SBRT 治疗计划执行过程的可靠性。**方法:**按抽签法在 Eclipse10.0 治疗计划系统中选取 40 例 SBRT 治疗计划, 将选取的治疗计划移植到 Delta4 模体进行剂量计算, 得到计算后的剂量分布, 再与 Delta4 模体实际测量得到的剂量分布进行比较, 运用  $\gamma$  分析验证两者剂量分布的一致性, 以电离室验证治疗计划中心点的绝对剂量。**结果:**所有 Delta4 验证的 SBRT 治疗计划, 采用  $\gamma(3\%, 3\text{ mm})$  标准进行分析时, 通过率均  $>98\%$  ( $98.9\% \sim 100\%$ ); 当用更为严格的  $\gamma(2\%, 2\text{ mm})$  标准进行分析时, 其通过率均  $>90\%$  ( $91.2\% \sim 98\%$ )。SBRT 治疗计划用电离室在模体中心点处进行的绝对剂量验证, 其计算值和测量值的误差均  $<2\%$  ( $-0.8\% \sim 1.5\%$ )。**结论:**在 Truebeam 加速器上执行的无均整滤过器 6 MV X 射线 SBRT 治疗计划是安全可靠的, Delta4 是一个用于验证无均整滤过器模式弧形旋转治疗计划的理想设备。

**【关键词】**Truebeam 加速器; 立体定向放射治疗; 无均整滤过器; 剂量验证; Delta4

**【中图分类号】**R73

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2015)04-0510-04

## Dose verification and assessment of stereotactic body radiation therapy plans based on TrueBeam accelerator with the 6 MV X-ray of flattening filter free

ZHANG Ji-yong, ZHANG Wu-zhe, LU Jia-yang, XIE Liang-xi

Department of Radiotherapy, Affiliated Cancer Hospital, Medical College of Shantou University, Shantou 515031, China

**Abstract: Objective** To assess the reliability of stereotactic body radiation therapy (SBRT) plan according to the Delta4 phantom verification for the SBRT plan based on TrueBeam accelerator. **Methods** Forty SBRT plans in Eclipse10.0 treatment planning system were randomly selected to be transferred into Delta4 phantom for dose calculation. The calculated dose distribution was compared with the actual measured dose distribution of Delta4 phantom. The correspondence between these two dose distributions was verified by Gamma analysis. And the ionization chamber was applied to verify the absolute dose of the central points in treatment plans. **Results** Based on the gamma analysis (3%, 3 mm), the pass rates of all the verified SBRT plans were more than 98% (98.9%-100%). Based on the stricter gamma analysis (2%, 2 mm), the pass rates were all above 90% (91.2%-98%). In SBRT plan, the ionization chamber absolute dose verification for the central points of Delta4 phantom showed that the errors between calculated results and measured results were less than 2% (-0.8%-1.5%). **Conclusion** The SBRT plans based on TrueBeam accelerator with the 6 MV X-ray of flattening filter free is safe and reliable. And Delta4 is an ideal device for the verification of rotation modulated arc therapy plans based on flattening filter free model.

**Key words:** TrueBeam accelerator; stereotactic body radiation therapy; flattening filter free; dose verification; Delta4

**【收稿日期】**2015-03-15

**【基金项目】**汕头大学医学院临床提升计划(201425)

**【作者简介】**张基永, 男, 医学物理师, 研究方向: 放射物理。E-mail: jon.zh@qq.com。

**【通信作者】**谢良喜, 男, 博士, 主任医师, 硕士生导师。E-mail: xieliangxi1@qq.com。

## 前言

立体定向放射治疗 (SBRT) 是一项复杂的放疗技术, 治疗计划执行过程的可靠性受较多因素影响, 包括机架旋转的稳定性、机架旋转速度、剂量率稳定性、多叶光栅叶片到位的准确性及加速器治疗精度

等。美国瓦里安 Truebeam 加速器配备了无均整过滤器(Flattening Filter Free, FFF)的 6 MV 和 10 MV X 射线,其剂量率分别能达到 1400 MU/min 和 2400 MU/min,在治疗过程中能极大地提高工作效率<sup>[1]</sup>。无均整过滤器模式的 SBRT 放疗技术在保证靶区能得到较高照射剂量的情况下,可使靶区外的剂量快速跌落并且最大限度减少正常组织的受照剂量<sup>[2]</sup>。SBRT 技术为了获得较高的放射生物效应剂量,通常都是单次给予较大剂量的照射(如 1500 cGy/次),整个疗程的处方剂量将在极少的分次数内完成。为保证 SBRT 治疗计划在 Truebeam 加速器上得到可靠的执行,治疗前需要进行严格的剂量验证。本文分析了我科 40 例使用 6 MV 无均整过滤器能量档设计的 SBRT 计划的剂量验证结果,探讨计划执行的可靠性。

## 1 材料和方法

按抽签法选取 40 例在 Truebeam 加速器上利用无均整过滤器 6 MV X 射线治疗的 SBRT 治疗计划,其中肺癌 28 例、骨转移 5 例、脑转移 4 例、前列腺癌 3 例,所有 SBRT 治疗计划均选自 Eclipse 10.0 治疗计划系统。选取的 SBRT 治疗计划都经过瑞典 ScandiDos 公司的三维半导体探测器阵列 Delta4 和德国 IBA 公司的指形电离室 FC65-G 配备 DOSE 1 剂量仪及头颈部模体进行验证。

### 1.1 Delta4 验证

Delta4 的测量模体外形是一个圆柱形,材料为聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA),模体直径为 22 cm,长为 40 cm。Delta4 有 1069 个 P 型硅半导体探测器分布在探测板上,探测板由一块主板和两块翼板组成,主板和翼板交错排列形成一个“X”形,其中中心区域 6 cm×6 cm 的范围探测器间距为 0.5 cm,中心区域以外探测器间距为 1 cm。Delta4 测量的分辨率可达 0.0078 cm<sup>2</sup>,剂量响应范围最小为 1 mGy。Delta4 在用于测量验证前要对其进行校准。

Delta4 校准:(1)把电离室置于 Delta4 专用校准模体中测量得到一个参考剂量;(2)执行主板的剂量校准:首先进行相对剂量校准,相对剂量校准只需选择一个有均整过滤器模式的能量档(如 6 MV)进行校准;其次进行绝对剂量校准,绝对剂量校准要对所有可用的能量档进行校准,包括有均整过滤器模式和无均整过滤器模式;最后进行方向性校准,方向性校准只需校准有均整过滤器模式下的可用的能量档;(3)两块翼板的校准步骤和内容重复主板的校准即

可;(4)将主板和翼板安装到 Delta4 圆柱形测量模体中,执行一个简单盒式计划照射,得到一个参考数据,为以后的测量验证做修正。

Delta4 性能检测:Delta4 在用一台新的加速器进行计划验证前,需要对 Delta4 进行性能检测,其中主要包括:重复性、偏移校正和临界值。把一块主板和两块翼板插入圆柱形模体,连接好所有电缆,打开电源,机架设置为零度,射野大小为 25 cm×25 cm,使治疗室的激光定位灯与模体上的刻度重合,加速器的等中心在模体的中心轴上。登录 Delta4 的控制软件,选择“Performance Check”进行性能检测。检测 Delta4 的重复性,给予一定剂量的照射,反复进行多次,软件将计算这些照射之间的标准差,重复性的平均误差不能超过 1%,最大误差不能超过 5%。偏移校正检测。让 Delta4 进行一个偏移测量,然后在不出束的情况下进行测量,软件会进行偏移校正计算,其平均值不应超过±2,最大值不应超过±10。临界值水平用来判断射线是处于开启还是关闭状态,如果 Delta4 探测到的信号处于临界值水平之上,将被认为射线是开启的(处于出束状态),相反如果 Delta4 探测到的信号处于临界水平之下,说明射线处于关闭状态,与测量的值无关。

Delta4 剂量验证:在 Eclipse 10.0 治疗计划系统中打开需要验证的 SBRT 治疗计划,把 SBRT 治疗计划移植到 Delta4 模体上,在 Delta4 模体上进行剂量计算,导出计划和剂量值。将 Delta4 模体摆位到加速器治疗床上,连接电缆,打开电源进行预热,预热时间不得少于 15 min,在预热过程中不能进行任何测量。打开 Delta4 的控制软件,输入治疗室的实际温度,先执行一个简单的盒式计划照射,得到的数据与 Delta4 校准时的参考数据进行比较,软件会计算得出一个修正值。导入 Delta4 模体的 SBRT 治疗计划和剂量值,预热完成后,在 Delta4 模体上执行剂量测量,得到计划的测量值。软件将自动分析测量结果,比较 Delta4 模体的测量值和计划系统的计算值并执行 Gamma 分析<sup>[3-4]</sup>,见图 1。

### 1.2 电离室绝对剂量验证

电离室绝对剂量的验证,同样是把 SBRT 治疗计划移植到头颈部模体上进行剂量计算,记录模体中心轴上中心点的计算值。头颈部模体是一个长宽高为 18 cm 的立方体,由 98% 的聚苯乙烯和 2% 的二氧化钛组成,密度为 1.045 g/cm<sup>3</sup>。电离室插入到一个长 16 cm、宽 2 cm、高 2 cm 的电离室固定器里,固定器的

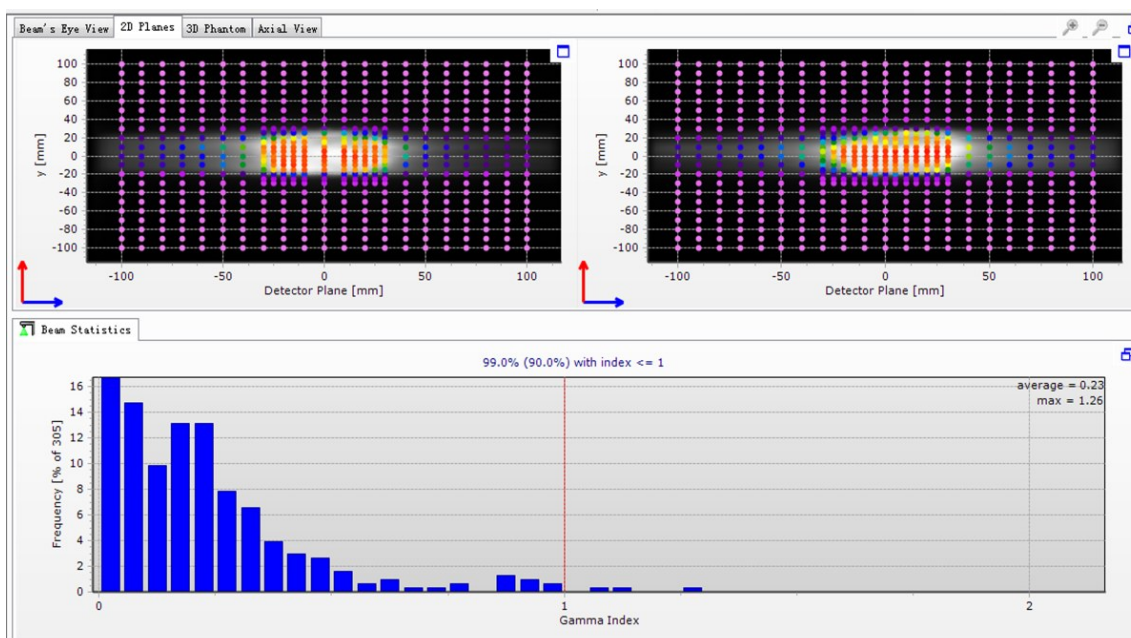


图1 SBRT治疗计划执行Delta4验证分析

Fig.1 Delta4 validation analysis for stereotactic body radiation therapy plan

材料和模体相同,固定器可以让电离室固定在模体内任意位置,比如模体中心(图2)。把头颈部模体摆位到加速器上,加速器治疗室的激光定位灯与模体上的刻度线重合,在模体中心位置插入指形电离室,连接剂量仪进行测量,得到模体中心处的绝对剂量测量值。电离室测量治疗计划绝对剂量时,每个计划都测量3次取平均值。测量到的结果与治疗计划系统的计算结果进行计算得出两者之间的误差,计算公式为:〔测量值-计算值〕/计算值 $\times 100$ 。

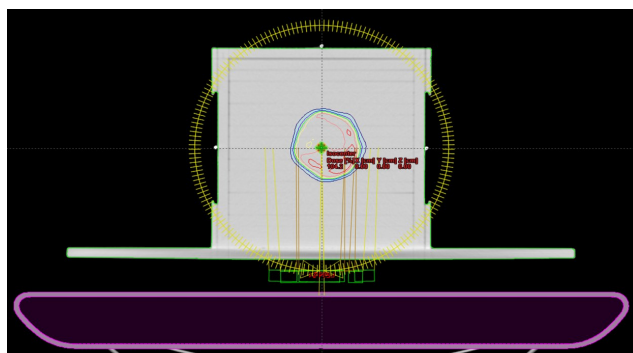


图2 SBRT治疗计划在等中心处进行电离室绝对剂量验证

Fig.2 Ionization chamber absolute dose verification for the isocenter points in SBRT plan

## 2 结果

Delta4验证结果: $\gamma$  (3%,3 mm)、 $\gamma$  (2%,3 mm)、 $\gamma$  (3%,2 mm)和  $\gamma$  (2%,2 mm)4个不同标准的 $\gamma$ 分析结

果见表1。中心点绝对剂量电离室验证结果:40例SBRT治疗计划中心点绝对剂量测量值与治疗计划系统计算值之间的误差均 $<2\%$ (-0.8%~1.5%)。

表1 40例SBRT治疗计划Delta4验证 $\gamma$ 分析的通过率(%)

Tab.1 Based on gamma analysis, the pass rate of 40 SBRT plans after Delta4 verification (%)

	$\gamma$ (3%, 3 mm)	$\gamma$ (2%, 3 mm)	$\gamma$ (3%, 2 mm)	$\gamma$ (2%, 2 mm)
Average	99.7 $\pm$ 0.5	97.8 $\pm$ 0.8	97.5 $\pm$ 0.9	96.1 $\pm$ 1.8
Max	100	100	100	98
Min	98.9	95.8	96.4	91.2

## 3 讨论

在放疗过程中,如果治疗时间太长,病人会感到不舒服,身体可能会有发生移位,影响治疗效果,尤其是使用SBRT技术放疗的病人。因此,减少治疗机器出束时间有很重要的临床实用意义。无均整过滤器模式的SBRT技术就像外科手术,可以用极少的次数每次给予很高剂量的照射完成整个放疗疗程,不需要像常规分割放疗那样疗程很长。无均整过滤器模式可以缩短出束的时间,大幅度提高工作效率。Prendergast等的研究表明,与有均整过滤器的能量模式比较,无均整过滤器模式可以节约一半以上的时间<sup>[1,5]</sup>。无均整过滤器6 MV X射线在剂量特性上相对于有均整过滤器6 MV X射线发生了很大变化,由于去除了均整过滤器,X射线没有经过滤过,一



些低传能线密度(LET)的射线包含在射束中,射线质明显变软(标称为 6 MV X 射线,实际的射线质能量相当于 5 MV X 射线),光子通量明显增加(无均整过滤器 X 射线是高剂量率产生原因之一),输出剂量率得到大幅度提高;最大射野和最小射野的准直器散射分别减少 40%和 56%,叶片透射和漏射减少,表皮剂量减少,射野边沿的剂量跌落梯度变大<sup>[6]</sup>;最大剂量点深度变深,射野增大时平坦度变差<sup>[7]</sup>。作为近年来兴起的新的放疗技术,为了保证治疗的安全性,使用无均整过滤器射线治疗病人时,治疗前的剂量验证十分必要。

Delta4 模体用于治疗计划验证的可靠性,有很多学者做了大量研究<sup>[8-10]</sup>。Delta4 在摆位过程中一定要谨慎。有研究报道如果有 2 mm 的摆位误差,会导致  $\gamma(3\%, 3\text{ mm})$  的通过率减少 3.8%<sup>[11]</sup>;Delta4 模体在做验证计划时,应导入厂家提供的 Delta4 模体影像,如果导入自行扫描的模体影像,会给剂量计算带来较大的误差。治疗床对剂量的影响也是不容忽视的,特别是做全弧旋转治疗的计划,约有 1/3 段弧需要穿过治疗床,在做验证计划时应将治疗床加进去做剂量计算。Delta4 用于无均整过滤器模式的研究国外有学者做了相关报道<sup>[12]</sup>。Delta4 是一个理想的验证工具,尤其适用于弧形旋转治疗计划的验证,如 RapidArc、SBRT 等。临床上, $\gamma$ 分析的合格标准,一般要求  $\gamma(3\%, 3\text{ mm})$  通过率 >90%<sup>[3]</sup>。本研究中,按  $\gamma(3\%, 3\text{ mm})$  标准,40 例 SBRT 治疗计划通过率均 >98% (98.9%~100%);采用更严格的  $\gamma(2\%, 2\text{ mm})$  标准时,则通过率均 >90% (91.2%~98%)。

电离室测量无均整过滤器 6 MV X 射线在高剂量率模式下绝对剂量的响应和准确性。Kry 等<sup>[13]</sup>和 Wang 等<sup>[14]</sup>做了相关的研究,电离室在无均整过滤器模式高剂量率下测量的结果与有均整过滤器常规剂量率测得的结果比较,两者没有本质的区别。我们应用电离室进行绝对剂量验证的所有 SBRT 计划,其计算值和测量值之间的误差都没有超过  $\pm 2\%$ 。综上所述,应用 Truebeam 无均整过滤器 6 MV X 射线设计的 SBRT 治疗计划,在 Truebeam 加速器上能可靠安全

的执行,Delta4 是一个用于验证无均整过滤器模式弧形旋转治疗计划的理想设备。

## 【参考文献】

- [1] Prendergast BM, Fiveash JB, Popple RA, et al. Flattening filter-free linac improves treatment delivery efficiency in stereotactic body radiation therapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(3): 64-71.
- [2] Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101[J]. Med Phys, 2010, 37(8): 4078-4101.
- [3] Low DA, Harms WB, Mutic S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions[J]. Med Phys, 1998, 25(5): 656-661.
- [4] Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: Refinement and clinical assessment of the gamma evaluation[J]. Radiother Oncol, 2002, 62(3): 309-319.
- [5] Thomas EM, Popple RA, Prendergast BM, et al. Effects of flattening filter-free and volumetric-modulated arc therapy delivery on treatment efficiency[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(6): 155-166.
- [6] Kragl G, Wetterstedt S, Knausl B, et al. Dosimetric characteristics of 6 and 10MV unflattened photon beams[J]. Radiother Oncol, 2009, 93(1): 141-146.
- [7] Paynter D, Weston SJ, Cosgrove VP, et al. Beam characteristics of energy-matched flattening filter free beams[J]. Med Phys, 2014, 41(5): 052103.
- [8] Bedford JL, Lee YK, Wai P, et al. Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(9): 167-176.
- [9] Feygelman V, Zhang G, Stevens C, et al. Evaluation of a new VMAT QA device, or the "X" and "O" array geometries[J]. J Appl Clin Med Phys, 2011, 12(2): 146-168.
- [10] Korreman S, Medin J, Kjaer-Kristoffersen F. Dosimetric verification of RapidArc treatment delivery[J]. Acta Oncol, 2009, 48(2): 185-191.
- [11] Li G, Bai S, Chen N, et al. Evaluation of the sensitivity of two 3D diode array dosimetry systems to setup error for quality assurance (QA) of volumetric-modulated arc therapy (VMAT)[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(5): 13-24.
- [12] Kalantzis G, Qian J, Han B, et al. Fidelity of dose delivery at high dose rate of volumetric modulated arc therapy in a truebeam linac with flattening filter free beams[J]. J Med Phys, 2012, 37(4): 193-199.
- [13] Kry SF, Popple R, Molineu A, et al. Ion recombination correction factors (P(ion)) for Varian TrueBeam high-dose-rate therapy beams [J]. J Appl Clin Med Phys, 2012, 13(6): 318-325.
- [14] Wang Y, Easterling SB, Ting JY. Ion recombination corrections of ionization chambers in flattening filter-free photon radiation[J]. J Appl Clin Med Phys, 2012, 13(5): 262-268.