

宫颈癌调强放疗的三维剂量验证

Three-Dimensional Dose Verification of Cervix Cancer Intensity Modulated Radiation Therapy

陈旭明, 姚升宇, 许奕

上海交通大学附属第一人民医院 肿瘤放疗科, 上海 201620

CHEN Xu-ming, YAO Sheng-yu, XU Yi

Department of Radiation Oncology, Shanghai General Hospital, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 201620, China

[摘要] 目的 使用Compass系统分别验证宫颈癌的调强放疗(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)计划, 分析其靶区和正常组织的 γ 通过率和剂量体积直方图(Dose Volume Histogram, DVH), 以验证其三维剂量分布。方法 选取10例宫颈癌病人, 对其设计IMRT计划, 将计划导入Compass系统, 进行计算和3位实测剂量重建, 针对各靶区与正常组织进行三维 γ 分析和DVH分析。结果 10例病人计划的靶区和正常组织 γ 通过率(以3 mm/3%为标准)都能达到90%以上。结论 使用Compass系统进行三维剂量验证能够有效保证治疗计划的剂量准确性, 在宫颈癌的放射治疗中, IMRT的三维剂量分布准确性均能达到临床要求。

[关键词] 宫颈癌; 三维剂量验证; Compass系统; 三维 γ 分析; 剂量重建; 调强放疗

Abstract: Objective To make three-dimensional dose verification for cervix cancer intensity modulated radiation therapy (IMRT) plans by Compass system, then analyze the γ passing rate and dose volume histogram of the target region and normal tissue to verify three-dimensional dose distribution. Methods Ten patients with cervix cancer were selected and IMRT plans were designed for them. Then, exported the 10 IMRT plans to Compass system to calculate and reconstruct three-dimensional dose distribution for target volume and normal tissue through three-dimensional γ analysis and dose volume histogram analysis. Results The γ passing rate of the target region and normal tissue of all ten patients were above 90% (taking 3mm/3% as standard). Conclusion Verifying three-dimensional dose distribution with Compass system can effectively guarantee the dose accuracy of treatment plan and make IMRT plan meet clinical standard in the radiation therapy of cervix cancer.

Key words: cervix cancer; three-dimensional dose verification; Compass system; three-dimensional γ analysis; dose reconstruction; intensity modulated radiation therapy

[中图分类号] R730.44; R737.33 [文献标识码] B

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2017.02.020

[文章编号] 1674-1633(2017)02-0074-03

引言

随着放疗技术的不断发展, 调强放疗(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)得到广泛应用。已有文献研究表明, IMRT应用于宫颈癌的治疗, 能起到提高靶区剂量, 降低正常组织毒性, 提高患者生存质量的作用^[1-4]。基于调强技术的复杂性, 必须对其开展剂量验证以保证治疗的准确性^[5]。在传统的二维剂量验证工作中, 一般采取使用电离室对点剂量进行测量并使用胶片或其他二维平板矩阵对射野进行二维剂量分布验证。然而这种验证只能反

映某一点或某一特定条件下的剂量分布情况, 无法获得三维空间的剂量分布情况, 因此具有一定局限性^[6]。二维验证的缺陷在于无法获取实际照射条件下病人体内的三维剂量分布情况, 没有针对各靶区和正常组织的定量分析工具, 无法获得其受照情况; 同时由于在做二维测量时一般都要将射野的机架角归零, 在机架角零度的条件下测量, 无法反映真实治疗状态和加速器本身存在的误差。Compass系统是一款基于病人CT影像和解剖结构的三维剂量验证系统, 在实际测量中具有一定精度, 能够通过测量获取真正的三维剂量分布^[7-13]。通过三维剂量分布以及其它分析工具, 医生和物理师能够更直观地了解计划内各靶区和正

收稿日期: 2016-03-28

修回日期: 2016-04-06

通讯作者: 许奕, 主任医师, 主要研究方向为盆腔肿瘤的放射治疗。

通讯作者邮箱: xuyibjr@163.com

常组织的剂量分布。同时由于直接在治疗条件下进行测量,在剂量重建过程中可将加速器在治疗中存在的各类误差纳入考量范围,因此也能够取得更贴近实际治疗的情况,更真实地反应患者在治疗过程中的受照射情况,对临床更具有指导意义。我们抽取了 10 例宫颈癌 IMRT 计划,分别用 Compass 系统进行计算和测量重建,并对其进行三维 γ 分析和剂量体积直方图 (Dose Volume Histogram, DVH) 分析,研究使用 Compass 进行三维剂量验证的可行性。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选取在我院进行 IMRT 治疗的 10 例宫颈癌患者,由放疗科医师勾画靶区和各危及器官包括膀胱、小肠、直肠和左右股骨头。

1.2 设备

Varian Clinac iX 直线加速器, Eclipse 10.0 治疗计划系统, IBA 公司 Compass 系统。Compass 是一种基于二维矩阵 Matrixx 的平板,配备叠加卷积算法 (Collapsed Cone Convolution, CCC) 可独立计算获得第三方三维剂量分布,可悬挂于加速器机头,随机架同步旋转并通过测量所得通量图反推重建基于 CT 影像的三维剂量分布。

1.3 计划设计

针对靶区设计七野 IMRT 计划,处方剂量为 48 Gy/25 Fx,要求 95% 以上计划靶区 (Planning Target Volume, PTV) 体积受量达 48 Gy。

1.4 三维剂量验证

将 IMRT 计划导入 Compass 系统,分别对每一个计划进行独立运算获取三维计算分布 (Compute Dose, CD); 悬挂测量后得到三维重建分布 (Reconstruct Dose, RD)。对 PTV, 膀胱、小肠、直肠和左右股骨头进行三维 γ 分析 (以 3 mm/3% 为通过标准), 比较平均剂量 D_{mean} 的偏差,以及靶区 95% 体积受照剂量 D_{95} 的偏差。

2 结果

2.1 计算剂量 CD

使用 Compass 系统自带的 CCC 算法对治疗计划系统 (Treatment Planning System, TPS) 进行第三方独立运算,统计指标包括 PTV、膀胱、小肠、直肠和左右股骨头的平均剂量 D_{mean} 偏差,三维 γ 通过率和 PTV95% 体积受照剂

量 D_{95} 的偏差。独立计算参数偏差结果,见表 1。

2.2 重建剂量 RD

将计划传输至加速器,使用 Martixx 平板矩阵悬挂于加速器机头对计划进行实测,获取实测通量图,与 TPS 的通量比较偏差,重建得到三维剂量分布。实测重建算参数偏差结果,见表 2。

3 讨论

当使用 CCC 算法独立对 IMRT 计划进行计算验证时,影响两者差异的因素主要来自 TPS 与 Compass 系统建模时存在的差异和两套系统各自采用的不同算法。建模的差异主要表现在建成区前的体表位置,而这种差异由于系统算法差异的原因,很难消除。同时由于所在深度都在表浅位置,对腹盆部位的治疗并无显著影响,故可以忽略。Eclipse 采用各向异性分析算法 (Anisotropic Analytical Algorithm, AAA),而 Compass 采用 CCC 算法。以往的文献研究表明,在相同射野条件下,AAA 的计算结果往往略高于 CCC^[14-15]。从结果中也能发现,在靶区的平均剂量 D_{mean} 上,CCC 的计算结果都小于 AAA,但偏差都在 2% 以内 D_{95} 的偏差也控制在 2% 以内, γ 通过率接近 100%。表明靶区剂量的两种算法计算结果有很好的通过率。个别正常组织的偏差会大于 5%,但所有 γ 通过率都基本接近 100%,表示在两种算法正常组织计算上也有很好的通过率。

在传统的 IMRT 验证中,往往只选取个别层面的剂量,并将加速器机架角度都归零,这会导致测量结果与实际治疗的偏差,通过率仅反映整体平面的剂量分布,无法针对单个靶区和正常组织的获取实际受量情况,由于靶区的剂量冷点或正常组织的剂量热点会导致治疗失败或产生并发症,而二维验证无法获取相关信息,因此对于临床的参考意义有限。

Compass 在根据治疗计划进行测量,并能直接获取靶区和正常组织的受照剂量,对于临床更具参考意义。在重建剂量 RD 内,所有靶区的平均剂量 D_{mean} 和 D_{95} 偏差均在 1.5% 以内, γ 通过率大于 95%; 所有正常组织 D_{mean} 的偏差均在 95% 以内, γ 通过率接近 100%。结果表明,实测重建的剂量与 TPS 计算剂量也能很好的符合。

从结果中可以注意到,对于靶区的平均剂量,计算剂量 CD 和重建剂量 RD 之间产生了相反的结果: CD 低于

表1 独立计算参数偏差 (CD-TPS, $\bar{x} \pm s$, %)

	PTV	膀胱	小肠	直肠	右股骨头	左股骨头
D_{mean}	-1.3 ± 0.1	-1.9 ± 0.3	-3.0 ± 1.1	-1.7 ± 0.3	-2.6 ± 0.6	-2.3 ± 0.4
γ	100.0 ± 0.1	100.0 ± 0.0	99.9 ± 0.1	99.9 ± 0.3	99.9 ± 0.2	99.9 ± 0.2
D_{95}	-1.3 ± 0.2					

表2 实测重建算参数偏差 (RD-TPS, $\bar{x} \pm s$, %)

	PTV	膀胱	小肠	直肠	右股骨头	左股骨头
D_{mean}	1.1 ± 0.5	1.1 ± 0.7	0.5 ± 1.9	-0.7 ± 1.1	0.0 ± 1.6	0.1 ± 1.3
γ	99.3 ± 0.6	99.8 ± 0.2	99.7 ± 0.4	99.7 ± 0.4	99.9 ± 0.2	99.9 ± 0.2
D_{95}	0.7 ± 0.3					

TPS, 而 RD 高于 TPS。差异的原因主要来自于通过测量所得的通量图。由于重建剂量基于测量得到的通量图与 TPS 通量图之间的差异再通过系数转换, 由 CCC 算法计算最终得出, 而测量过程中由于平板分辨率和探头与叶片端面位置的关系, 所得通量图可能存在一定偏差^[16]。因此, 将重建剂量与计算剂量搭配使用是一种更可靠的方法: 当重建剂量与 TPS 有较大偏差时, 由于这种偏差可能来自于测量中的一些无法避免的因素, 可用 CCC 算法独立对计划进行核对。

对于正常组织, 由于盆腔部多为并行器官, 并不需要考虑点剂量的差异, 因此在本研究中主要关注平均剂量偏差和 γ 通过率。从结果中可以看到, 在独立计算和测量重建的结果中, 个别正常组织的平均剂量偏差达到 5%, 但 γ 通过率却能控制在 100% 附近。这表明, 在三维剂量验证中, 由于参与验证的空间点数较传统的二位验证有所增加, $\gamma > 1$ 的点数占总体积比例下降, 使得 γ 通过率普遍较高, 这与邢晓芬等^[8]的研究结果类似。因此, 我们建议在做三维剂量验证时, 对于靶区可参考常规验证中点剂量的验证方法, 将靶区的平均剂量偏差控制在 $\pm 3\%$ 以内, 将 γ 通过率以 3 mm/3% 的标准设定为 95%; 对于正常组织的平均剂量, 如验证结果低于 TPS 则可忽略, 若高于 TPS, 可将标准设定在 5% 以内, γ 通过率设定在 95%, 对于串行器官则需增加对 1% 体积剂量 D_1 的考察, 设定标准为 3%。

Compass 三维验证相较于传统的二维验证更接近实际临床条件, 并且能提供基于病人 CT 解剖影像的三维剂量分布和 DVH 等量化分析工具, 同时还具备第三方算法, 可对计划进行独立验证, 对于 IMRT 剂量验证更有参考价值。宫颈癌 IMRT 计划经三维剂量验证后, 结果均能符合验证标准, 其临床可靠性进一步加强。

[参考文献]

- [1] 孔雷, 于涌华, 黄伟, 等. 宫颈癌调强放疗新进展[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2006, 15(5): 426-428.
- [2] 陈静, 丁乾, 罗鸣, 等. 宫颈癌调强放射治疗的临床研究[J]. 华中科技大学学报医学版, 2012, 41(3): 353-357.
- [3] Portelance L, Chao KS, Grigsby PW, et al. Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) reduces small bowel, rectum, and bladder doses in patients with cervical cancer receiving pelvic and para-aortic irradiation[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2001, 51(1): 261-266.
- [4] Cihoric N, Tsikkinis A, Tapia C, et al. Dose escalated intensity modulated radiotherapy in the treatment of cervical cancer[J]. *Radiat Oncol*, 2015, 10(1): 1.
- [5] 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[J]. *Med Phys*, 2003, 30(8): 2089-2115.
- [6] Nelms BE, Zhen HM, Tome WA. Per-beam planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors[J]. *Med Phys*, 2011, 38(2): 1037-1044.
- [7] 林海磊, 黄劲敏, 邓小武, 等. 基于解剖在线测量调强放疗的三维剂量验证系统的测试与应用[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2012, 21(3): 271-275.
- [8] 邢晓芬, 褚薛刚, 崔桐, 等. 调强放疗三维验证系统精度测试及临床应用研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2014, 34(6): 427-430.
- [9] Nakaguchi Y, Araki F, Maruyama M, et al. Dose verification of IMRT by use of a COMPASS transmission detector[J]. *Radiol Phys Technol*, 2012, 5(1): 63-70.
- [10] Nakaguchi Y, Araki F, Ono T, et al. Validation of a quick three-dimensional dose verification system for pre-treatment IMRT QA[J]. *Radiol Phys Technol*, 2015, 8(1): 73-80.
- [11] Visser R, Wauben DJ, de Groot M, et al. Efficient and reliable 3D dose quality assurance for IMRT by combining independent dose calculations with measurements[J]. *Med Phys*, 2013, 40(2): 021710.
- [12] Boggula R, Lorenz F, Mueller L, et al. Experimental validation of a commercial 3D dose verification system for intensity-modulated arc therapies[J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(19): 5619-5633.
- [13] Boggula R, Jahnke L, Wertz H, et al. Patient-specific 3D pretreatment and potential 3D online dose verification of Monte Carlo-calculated IMRT prostate treatment plans[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2011, 81(4): 1168-1175.
- [14] Hasenbalg F, Neneuschwander H, Mini R, et al. Collapsed cone convolution and analytical anisotropic algorithm dose calculations compared to VMC++ Monte Carlo simulations in clinical cases[J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52(13): 3679-3691.
- [15] Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations[J]. *Phys Med Biol*, 2006, 51(22): 5785-5807.
- [16] Godart J, Korevarr EW, Visser R, et al. Reconstruction of high-resolution 3D dose from matrix measurements: error detection capability of the COMPASS correction kernel method[J]. *Phys Med Biol*, 2011, 56(15): 5029-5043.

本文编辑 袁隽玲