

基于解剖结构的三维剂量验证系统物理模型测试及应用

张俊¹, 王昊², 谢丛华¹, 刘晖¹, 钟亚华¹, 周福祥¹, 戴静¹, 鲍志荣¹

1. 武汉大学中南医院放疗科, 湖北 武汉 430071; 2. 上海市胸科医院, 上海 200000

【摘要】目的:测试基于矩阵探测器测量引导,在患者解剖图像上对计划剂量进行扰动修正的三维剂量验证系统(3DVH)的准确性,评估其临床应用可行性。**方法:**分别设计一系列固体水模体测试计划,以指型电离室和慢感光胶片测量各测试计划的点剂量和平面剂量;利用3DVH系统得到重建剂量,将计划系统计算剂量和重建剂量分别与上述的测量剂量进行比较,以评估系统剂量重建准确性。分别选取头颈部肿瘤调强放疗(IMRT)计划和前列腺癌容积弧形调强(VMAT)计划各6例,比较计划系统计算剂量和3DVH系统重建剂量,分析系统验证结果的临床意义。**结果:**就点剂量而言,除6周期振荡窄缝野和模拟C形靶区的IMRT和VMAT计划外,其他测试例的计划系统计算剂量和指型电离室测量剂量的偏差、PDP重建剂量和电离室测量剂量的偏差均不超过3%;就面剂量而言,其他测试例计划系统计算剂量和PDP重建剂量分布的 γ 通过率(3%/3 mm)均高于98%。6例头颈部肿瘤IMRT计划靶区、PGTV_{mx}、PGTV_{nd}和6例前列腺癌VMAT计划靶区的D₉₅和D_{mean}的重建偏差均小于3%, γ 通过率均高于95%;两种计划的危及器官验证结果为,除IMRT计划左右晶体外,其他器官剂量-体积参数在总体上均有较好的符合率, γ 通过率也均高于95%。**结论:**基于患者解剖结构的3DVH系统是调强剂量验证的一个理想工具,可以提供基于患者解剖信息的剂量验证评估。

【关键词】解剖结构;调强放射治疗;三维剂量验证系统;剂量学;质量保证

【中图分类号】R318.01;R730.55

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)04-0474-05

Physical model test and application of three-dimensional dose verification system based on anatomical structure

ZHANG Jun¹, WANG Hao², XIE Cong-hua¹, LIU Hui¹, ZHONG Ya-hua¹, ZHOU Fu-xiang¹, DAI Jing¹, BAO Zhi-rong¹

1. Department of Radiation Oncology, Zhongnan Hospital of Wuhan University, Wuhan 430071, China; 2. Shanghai Chest Hospital, Shanghai 200000, China

Abstract: Objective To measure the accuracy and evaluate the clinical application of three-dimensional dose verification system (3DVH) when the planning dose was perturbed and corrected on patients' anatomical images with the guidance of the matrix detector. **Methods** A series of solid water phantom test plans were designed and implemented. The point dose and plane dose were measured separately by the thimble ion-chamber and slow sensitive film. The planning dose was calculated from the planning system, while the reconstructed dose was obtained from 3DVH system. The calculated dose and the reconstructed dose were respectively compared with the measured dose to evaluate the accuracy of dose verification system. Six intensity modulated radiotherapy (IMRT) plans for head and neck neoplasms and six volumetric modulated arc therapy (VMAT) plans for prostate cancer were selected to compare with the dose calculated from the planning system and the reconstructed dose obtained from 3DVH system and to analyze the clinical significance of system verification results. **Results** Except the IMRT and VMAT plans of six periods oscillating sweeping gap field and mock C shape target, the deviation of the point dose calculated from planning system, and point dose measured by thimble ion-chamber, and that of planned dose perturbation (PDP) reconstructed point dose and measured point dose were not more than 3%. Comparing to the plane dose measured by slow sensitive film, the γ passing rates (3%/3 mm) of plane dose calculated from planning systems and PDP reconstructed plane dose distribution were above 98%. The reconstructed deviations were all within 3% for the planning target volume (PTV), PGTV_{mx}, PGTV_{nd} of six IMRT plans for head and neck neoplasms, and D₉₅ and D_{mean} of the PTV of six VMAT plans for

【收稿日期】2015-02-20

【基金项目】国家自然科学基金(81101742);安庆师范学院青年科研基金(KJ201019)

【作者简介】张俊(1975-),男,医学物理专业硕士,物理师。研究方向:图像引导放射治疗。E-mail:zhangjun16@tom.com。

【通信作者】刘晖(1969-),男,医学物理专业硕士,物理师。研究方向:放射治疗质量控制。E-mail:liuhui69_wh@hotmail.com。

prostate cancer, and their γ passing rates were all above 95%. Except the lens of IMRT plans, the dose-volume parameters of other organs at risk had a better coincidence rate and the γ passing rates were all higher than 95%. **Conclusion** The 3DVH based on patients' anatomical structure is a practical instrument for IMRT quality assurance, providing dose verification assessment based on anatomical structure.

Key words: anatomical structure; intensity modulated radiotherapy; three-dimensional dose verification system; dosimetry; quality assurance

前言

调强放疗技术(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)因其精确性,目前已在临床得到普遍开展,但在计划设计、传输和治疗过程中,因计划设计、输出剂量误差以及病人摆位误差等仍会引起误差甚至错误,为保证安全,在治疗前必须进行严格缜密的质量保证(Quality Assurance, QA)^[1]。传统的QA方法,如用电离室测量的点剂量验证,或用胶片测量的特定平面相对剂量验证,都不能提供肿瘤和正常器官的剂量验证信息;基于二维探测器矩阵或三维均匀模体剂量验证虽然提高了剂量验证效率,但验证信息只能体现模体上探测器某一特定层面的验证信息,仍然无法提供剂量误差对应的患者解剖结构和位置关系,从而减低了QA的临床意义^[2-3]。目前,基于解剖结构扰动修正的三维剂量验证系统已初步应用于临床^[2]。本研究对基于患者解剖结构和矩阵探测器测量引导的三维剂量重建验证系统(3DVH)设计一系列测试例,分别用该系统和传统的指型电离室及EBT3慢感光胶片进行测量和比较,以测试这种系统剂量重建的准确性,并且分别选取了6例头颈部肿瘤9野IMRT和6例前列腺癌容积弧形调强计划(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)进行临床验证,分析这种系统临床应用的可行性。

1 材料与方法

1.1 3DVH系统

3DVH系统(Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL)是一种基于半导体探测器阵列测量引导,在患者CT图像上对IMRT或VMAT计划剂量进行扰动修正的一种间接测量验证系统,系统包括用于IMRT计划剂量重建的半导体探测器阵列Mapcheck2和用于VMAT计划剂量重建的三维剂量验证工具ArcCheck,以及三维剂量重建和评估软件,此软件核心算法即剂量扰动算法(Planned Dose Perturbation, PDP)。

1.2 剂量仪和模体

为测试上述3DVH系统剂量重建的准确性,分别

采用了指型电离室(30013型0.6 cm³, PTW)和慢感光胶片(EBT, International Specialty Products Corporation, USA)进行测量比对,测量模体为40 cm×40 cm×22 cm固体水模体(RW3, PTW)。Mapcheck2测量模体在32 cm×26 cm面积内排列1527个二极管探测器,整个矩阵内探测器间距均为7 mm, Mapcheck2测量时上方放置3 cm厚度固体水; ArcCheck测量模体有1386个二极管探测器在圆柱形模体表面呈螺旋排列分布。SNC Patient是Mapcheck2/ArcCheck配套软件,本研究用此软件进行剂量分布比较。

1.3 加速器和计划系统

测试例和临床病例验证选用Trilogy直线加速器和Eclipse 8.6治疗计划系统(Varian Medical Systems, USA)。

1.4 研究方法

(1)点剂量验证和面剂量验证:将指型电离室放置于大小为40 cm×40 cm×22 cm的水模体内,电离室中心位于等中心处,距离模体表面11 cm,同时将慢感光胶片放置在电离室上方1 cm水模体层面内。取机架角度为0°,射野大小分别为3 cm×3 cm、3 cm×5 cm、5 cm×3 cm、5 cm×10 cm、10 cm×5 cm、10 cm×10 cm和20 cm×20 cm的单野测试例7例,以及三阶调强方形野、6周期振荡窄缝野、AAPM 119报告测试计划(包括模拟多靶区,模拟C形靶区,模拟前列腺肿瘤和模拟头颈肿瘤)测试例各1例^[4]。其中AAPM 119报告4个结构按照设计要求,每个结构分别设计IMRT和VMAT计划各1例。测试例按照计划实际设置条件分别在加速器上执行照射并测量。

将Mapcheck2/ArcCheck测量剂量文件,探测器层面计划剂量文件,以及每个测试计划模体图像、结构、计划和剂量分别导入3DVH系统,得到每个测试例重建的三维剂量分布,将重建的电离室点剂量和胶片层面剂量分布从验证系统导出。

将计划系统计算剂量和PDP重建电离室剂量分别与上述电离室测量的点剂量进行比较,得到点剂量验证结果 $[\Delta_{\text{计划系统}} = (\text{计划系统计算剂量} - \text{电离室测$

量剂量)/电离室测量剂量 $\times 100\%$; $\Delta_{\text{PDP}}=(\text{PDP 重建电离室剂量}-\text{电离室测量剂量})/\text{电离室测量剂量}\times 100\%$ 。分析计划系统计算剂量、PDP 重建剂量、胶片测量面剂量的 γ 通过率得到面剂量验证结果。

(2)临床计划验证 :分别选取头颈部肿瘤 9 野 IMRT 计划和前列腺癌 VMAT 计划各 6 例,用测试的 3DVH 系统进行三维剂量验证测量,分别对患者计划靶体积(Planning Target Volume, PTV)、危及器官剂量体积直方图(Dose Volume Histogram, DVH)参数和重建偏差[偏差=(测量重建值-计划计算值)/计划计算值 $\times 100\%$],以及各器官剂量分布的 γ 通过率(3%/

3 mm)进行统计分析。

2 结果

2.1 点剂量验证

除 6 周期振荡窄缝野和模拟 C 形靶区 IMRT 和 VMAT 计划外,其他测试例计划系统计算剂量和 PDP 重建剂量与电离室测量点剂量的偏差均不超过 3%,且 7 个单野测试例的 PDP 重建剂量与电离室测量剂量的偏差均在 1%以内。模拟 C 形靶区 VMAT 计划 PDP 重建剂量与电离室测量剂量偏差最大,达到-5.57%(表 1)。

表 1 计划系统计算剂量和 PDP 重建点剂量与电离室测量值比较结果

Tab.1 Results of calculated and PDP reconstructed point dose compared to dose measured by icon-chamber

Solid water phantom plan	Plan system (cGy)	PDP (cGy)	Ionization chamber (cGy)	$\Delta\text{TPS}(\%)$	$\Delta\text{PDP}(\%)$
3 cm \times 3 cm	60.90	62.20	62.50	-2.56	-0.48
3 cm \times 5 cm	65.40	64.30	64.90	0.77	-0.92
5 cm \times 3 cm	62.80	63.10	63.50	-1.10	-0.63
5 cm \times 10 cm	72.60	71.60	72.20	0.55	-0.83
10 cm \times 5 cm	71.30	70.60	70.80	0.71	-0.28
10 cm \times 10 cm	77.40	76.80	76.20	1.57	0.52
20 cm \times 20 cm	86.70	87.10	86.50	0.23	0.69
Triple ranks indensity square aperture field	138.60	135.40	136.90	1.24	-1.10
Six periods oscillating sweeping gap	63.60	64.10	66.20	-3.93	-3.17
Multitarget (IMRT)	104.60	103.60	104.30	0.29	-0.67
Mock C-shape target (IMRT)	37.40	34.80	36.20	3.31	-3.87
Mock head/neck (IMRT)	101.10	98.70	100.90	0.20	-2.18
Mock prostate (IMRT)	101.70	99.70	101.40	0.30	-1.68
Multitarget (VMAT)	99.60	99.40	99.80	-0.2	-0.40
Mock C-shape target (VMAT)	35.30	32.20	34.10	3.52	-5.57
Mock head/neck (VMAT)	100.20	99.50	99.80	0.40	-0.30
Mock prostate (VMAT)	94.20	92.40	93.90	0.32	-1.60

Note: PDP: Planned dose perturbation; TPS: Treatment planning system; IMRI: Intensity modulated radiotherapy; VMAT: Volumetric modulated arc therapy; $\Delta_{\text{TPS}}=(\text{The value of TPS}-\text{The value of Ionization chamber})/\text{The value of Ionization chamber}\times 100\%$; PDP rebuild deviation=(The value of rebuild-The value of TPS)/The value of TPS $\times 100\%$; $\Delta_{\text{PDP}}=(\text{PDP value of rebuild}-\text{The value of Ionization chamber})/\text{The value of Ionization chamber}\times 100\%$. 3 cm \times 3 cm for single field

2.2 面剂量验证

与胶片测量剂量相比,除 6 周期振荡窄缝野和模拟 C 形靶区两种计划外,其他测试例计划系统计算剂量和 PDP 重建剂量分布的 γ 通过率(3%/3 mm)均高于 98%(表 2)。

2.3 临床计划验证

3DVH 系统基于患者解剖结构的重建剂量与计划系统计算剂量的比较范围为剂量值 $>5\%$ 处方剂量的区域。6 例头颈部肿瘤 IMRT 计划靶区、PGTV_{nx}、PGTV_{nd}以及 6 例前列腺癌 VMAT 计划靶区的 D₉₅和 D_{mean}的重建偏差均小于 3%, γ 通过率均高于 95%。两种计划的危及器官验证结果为,除 IMRT 计划左右晶

体外,其他器官剂量-体积参数在总体上均有较好的符合率, γ 通过率均高于 95%(表 3 和表 4)。

3 讨论

目前的 QA 方法大多采用体模移植计划,比较这种计划的执行结果和计划系统计算剂量的误差^[5-7]。但由于体模 QA 无法提供剂量误差对应的患者解剖结构和位置关系,从而减低了 QA 的临床意义。

本研究采用的 3DVH 系统是传统 Mapcheck2 和 ArcCheck 模体剂量验证方法的延伸^[8-9],可以将体模验证时获得的测量数据和病人的图像、结构、计划和剂量导入该剂量验证系统,系统根据模体的测量和计

表2 计划系统计算剂量、PDP重建面剂量与胶片测量剂量分布比较结果

Tab.2 Results of calculated and PDP reconstructed plane dose compared to dose measured by sensitive films

Solid water phantom plan	γ pass rate(3%/3 mm)	
	TPS	PDP
10 cm×10 cm	99.3	99.5
20 cm×20 cm	98.9	99.6
Triple ranks indensity square aperture field	99.5	99.8
Six periods oscillating sweeping gap	95.2	95.6
Multitarget (IMRT)	99.2	99.7
Mock C-shape target (IMRT)	95.4	96.5
Mock head/neck (IMRT)	98.7	98.4
Mock prostate (IMRT)	99.2	99.5
Multitarget (VMAT)	98.3	98.9
Mock C-shape target (VMAT)	95.8	95.3
Mock head/neck (VMAT)	98.4	98.9
Mock prostate (VMAT)	99.1	99.6

Note: 10 cm×10 cm; 20 cm×20 cm for single field

表3 6例头颈部肿瘤9野IMRT计划与PDP重建剂量比较结果($\bar{x}\pm s$)

Tab.3 Comparison of dose in six 9-field IMRT plans for head and neck neoplasms and PDP reconstructed dose (Mean±SD)

Region-of-interest(ROI)	Parameters	PDP rebuild deviation (%)
PTV	ΔD_{95}	-2.1±0.8
	ΔD_{mean}	-2.2±0.5
	γ	99.1±4.4
PGTV _{nd}	ΔD_{95}	-2.2±0.6
	ΔD_{mean}	-1.8±0.4
	γ	95.9±3.5
PGTV _{nx}	ΔD_{95}	-2.4±0.6
	ΔD_{mean}	-2.6±0.3
	γ	95.7±4.2
Spinal Cord	ΔD_{max}	3.1±1.2
	ΔD_{mean}	2.7±1.6
	γ	95.4±3.8
Brainstem	ΔD_{max}	-3.4±1.6
	ΔD_{mean}	1.6±4.5
	γ	96.2±3.1
Left Parotid Gland	ΔV_{30}	1.5±2.9
	ΔD_{mean}	0.7±1.0
	γ	99.0±2.1
Right Parotid Gland	ΔV_{30}	1.3±2.1
	ΔD_{mean}	1.3±1.6
	γ	99.7±0.7
Left Crystal	ΔD_{max}	31.4±24.8
	ΔD_{mean}	43.4±28.0
	γ	46.7±46.8
Right Crystal	ΔD_{max}	33.0±20.6
	ΔD_{mean}	39.4±24.1
	γ	35.6±37.0

Note: PDP rebuild deviation=(The value of rebuild-The value of TPS)/The value of TPS × 100%, Δ The dose deviation of TPS and reconstruction (%); PTV for planning target volume; PGTV for planning gross tumor volume; PGTV_{nx} for primary tumors; PGTV_{nd} for lymph node metastases, spinal Cord, Brainstem etc; D_{95} for the minimum dose of planning target volume of 95%; D_{mean} for average dose; ΔD_{max} for maximum dose

表4 6例前列腺癌容积弧形调强计划与PDP重建剂量比较结果($\bar{x}\pm s$)

Tab.4 Comparison of dose in six VMAT plans for prostate cancer and PDP reconstructed plane dose (Mean±SD)

Region-of-interest (ROI)	Parameters	PDP rebuild deviation (%)
PTV	ΔD_{95}	-1.1±1.0
	ΔD_{mean}	-1.2±0.5
	γ	95.4±4.5
Left Femoral Head	ΔV_{20}	-4.4±4.3
	ΔD_{mean}	-2.1±1.4
	γ	98.5±2.8
Right Femoral Head	ΔV_{20}	-3.3±5.2
	ΔD_{mean}	-1.4±1.2
	γ	99.6±0.8
Bladder	ΔV_{40}	-4.4±1.8
	ΔD_{mean}	-2.4±0.9
	γ	97.5±0.6
Rectum	ΔV_{40}	-2.3±5.2
	ΔD_{mean}	-1.6±1.8
	γ	97.7±3.6
Small Intestine	ΔV_{40}	-0.3±6.9
	ΔD_{mean}	-2.1±1.6
	γ	99.6±0.4

算剂量误差估计出患者实际治疗剂量。而其他三维剂量验证系统由于具有独立的剂量计算模型,在投入临床应用前需对它进行类似TPS临床测试的应用前检验,而且独立的剂量计算模型会带来额外的误差^[10-11]。

为了验证3DVH系统重建剂量准确性,本研究设计了一系列测试计划,将该系统重建的点剂量和面剂量与执行照射电离室和胶片测量剂量进行比较。结果表明,点剂量和面剂量验证除6周期振荡窄缝野以及模拟C形靶区的IMRT、VMAT两种计划外,其他

测试例计划系统计算剂量和PDP重建剂量与电离室测量剂量的偏差都不超过3%,且与慢感光胶片测量的平面剂量比较,其他测试例计划系统计算剂量和PDP重建剂量分布 γ 通过率(3%/3 mm)均高于98%。6周期振荡窄缝野计划和重建剂量与测量偏差较大可能是由于大多数控制点位于射野中心离轴位置,而模拟C形靶区两种计划由于测量位置位于剂量高跌落区,导致计算和重建剂量与测量偏差较大。其中,模拟C形靶区VMAT计划的PDP重建剂量与电离室测量点剂量偏差最大(-5.57%),同时,PDP重建胶片层面剂量与胶片测量 γ 通过率(3%/3 mm)最低(95.3%)。研究发现,本研究中3 cm×3 cm,3 cm×5 cm,5 cm×3 cm,5 cm×10 cm,10 cm×5 cm单野测试例和AAPM 119报告4种结构的8例计划,PDP重建剂量均略小于实际测量值;而20 cm×20 cm射野PDP重建剂量稍高于测量值。考虑到Mapcheck2和ArcCheck绝对剂量是在参考射野10 cm×10 cm时标定,当射野小于或大于10 cm×10 cm时,由于各向散射条件差异,半导体探测器读数会稍低于或高于参考射野读数,由此导致剂量验证系统重建电离室剂量会稍低于或高于实际测量值。Olch^[12]使用临床病例模型移植计划测试也得到类似的结论。

在临床病例验证中,靶区和危及器官剂量-体积参数重建值多数略低于计划值,这也可能是由于上述参考射野效应的影响^[12]。6例头颈部肿瘤IMRT计划PTV、PGTV_{nx}、PGTV_{nd}以及6例前列腺癌VMAT计划PTV的D₉₅和D_{mean}计划和重建偏差均小于3%, γ 通过率平均值都在95%以上;危及器官除头颈部肿瘤IMRT计划左右晶体外,其他器官剂量-体积参数在总体上均有较好的符合率, γ 通过率平均值均高于95%。研究发现6例头颈部肿瘤IMRT计划晶体均位于射野Y轴铅门附近,可能由于Mapcheck2探测器分辨率的限制,通过插值的方法得到的铅门附近剂量跌落区剂量高于计划剂量,导致晶体重建剂量高于计划值。Rykers等^[13]用该验证系统验证前列腺癌固定野调强计划,发现Y轴铅门附近直肠和膀胱重建剂量均高于计划剂量,导致重建平均剂量分别高出3.2%和3.7%。

对于固定野调强计划三维剂量重建,本研究由于条件限制简化了验证过程,将Mapcheck2测量射野角度全部归零,与实际照射条件不符,在机器状态较好时,该方法重建结果与计划按实际条件照射电

离室和满感光胶片测量结果符合性较好。如果将Mapcheck2通过附件固定在机头上,获得实际入射角度射野数据,重建的剂量会更接近实际照射的结果。这也是我们后续工作需要重点解决的问题。ArcCheck由于考虑了角度响应问题,适合做VMAT计划三维剂量重建测量模体。

总之,基于患者解剖结构的3DVH系统是调强剂量验证的一个理想工具,可以快速、直观地分析出靶区和危及器官理论和实际治疗的差异。

【参考文献】

- [1] Handee WR, Herman MG. Improving patient safety in radiation oncology[J]. Med Phys, 2011, 38(1): 78-82.
- [2] Nelms BE, Zhen HM, Tome WA. Per-beam planer IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors[J]. Med Phys, 2011, 38(2): 1037-1044.
- [3] Zhen HM, Nelms BE, Tome WA. Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA[J]. Med Phys, 2011, 38(10): 5477-5489.
- [4] Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons: A report from AAPM Task Group 119[J]. Med Phys, 2009, 36(11): 5359-5373.
- [5] Masi L, Casamassima F, Doro R, et al. Quality assurance of volumetric modulated arc therapy: Evaluation and comparison of different dosimetric systems[J]. Med Phys, 2011, 38(2): 612-621.
- [6] Low DA, Moran JM, Dempsey JF, et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT[J]. Med Phys, 2011, 38(3): 1313-1338.
- [7] Boggula R, Birkner M, Lohr F, et al. Evaluation of a 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups[J]. Phys Med Biol, 2011, 56(22): 7163-7176.
- [8] Jursinic PA, Sharma R, Reuter J. MapCHECK used for rotational IMRT measurements: Step-and-shoot, Tomotherapy, RapidArc[J]. Med Phys, 2010, 37(6): 2837-2846.
- [9] Yan GH, Lu B, Kozelka J, et al. Calibration of a novel four-dimensional diode array[J]. Med Phys, 2010, 37(1): 108-115.
- [10] 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.
- [11] 林海磊,黄劲敏,邓小武,等. 基于解剖在线测量的调强放疗三维剂量验证系统测试与应用[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2012, 21(3): 271-275.
- [12] Lin HL, Huang SM, Deng XW, et al. A clinical test and application research of IMRT dose verification system based on patient's anatomical structure and on-line dosimetry[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2012, 21(3): 271-275.
- [13] Rykers K, Lawford C, Fernando W. 3DVH: A new dimension in IMRT QA[C]. Elekta Australasian User Meeting, 2010.