

调强放射治疗“end to end”质量控制核查中应用针尖电离室测量小野剂量的初步研究

薛娴¹, 何志坚¹, 袁继龙¹, 王进², 杨春勇², 周文珊³, 胡传朋⁴, 曹兴江², 孙刚涛³, 贾陈志⁴

1. 中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所, 北京 100088; 2. 江苏省疾病预防控制中心, 江苏 南京 210009; 3. 湖北省疾病预防控制中心, 湖北 武汉 430079; 4. 河南省职业病防治研究院, 河南 郑州 450052

【摘要】目的:在调强放射治疗“end to end”质量核查中,探讨应用针尖电离室对调强放射治疗小野照射进行绝对剂量测量的研究。**方法:**选择3省20家医院,将放有热释光剂量计TLD(距模体表面距离约7.5 cm)和胶片的国际原子能机构(IAEA)模体进行CT扫描,图像导入放射治疗计划系统(TPS)中,设计治疗计划,进行7野等中心调强照射,MLC照射野大小 $>2\text{ cm}\times 2\text{ cm}$ 且 $<4\text{ cm}\times 4\text{ cm}$ 。同时针尖电离室(0.015 cc)放在固体水模体距模体表面7.5 cm下进行点剂量绝对剂量验证:(1)将治疗计划中射野角度归零平移到固体水模体中进行剂量验证;(2)治疗计划射野角度不归零时为实际治疗照射方向,平移到固体水模体中进行绝对剂量验证。**结果:**在调强放射治疗多叶光栅小野照射的固体水模体中,用针尖电离室测量的绝对剂量与TPS计算得到的绝对剂量比较,7野照射方向归为零度时,比较偏差 $<5\%$;实际照射方向时,比较偏差 $<5\%$ 。验证后的计划,在IAEA模体上进行实际7野调强治疗,模体中的高剂量靶区胶片(Gafchromic EBT3 film)绝对剂量通过率均 $\geq 90\%$ (Gamma分析:3%, 3 mm),TLD偏差 $<7\%$ 。均符合IAEA提出的标准。**结论:**在调强放射治疗多叶光栅小野照射时,可以应用针尖电离室作为绝对剂量验证的一个方法。

【关键词】针尖电离室;小野剂量;调强放射治疗;质量控制

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)12-1502-06

Preliminary study on small-field dose measurement using pinpoint ionization chamber in dosimetric end to end audit of IMRT

XUE Xian¹, HE Zhijian¹, YUAN Jilong¹, WANG Jin², YANG Chunyong², ZHOU Wenshan³, HU Chuanpeng⁴, CAO Xingjiang², SUN Gangtao³, JIA Chenzhi⁴

1. National Institute for Radiological Protection, China Centre for Disease Control and Prevention, Beijing 100088, China; 2. Jiangsu Provincial Center for Disease Control and Prevention, Nanjing 210009, China; 3. Hubei Provincial Center for Disease Control and Prevention, Wuhan 430079, China; 4. Henan Institute for Occupational Health, Zhengzhou 450052, China

Abstract: Objective To discuss the feasibility of using pinpoint ionization chamber for small-field absolute dose measurement in dosimetric end to end audit of IMRT. **Methods** The study involved 20 hospitals in 3 provinces. The CT scan of IAEA phantom placed with films and TLD which was 7.5 cm from the surface of phantom was transferred into treatment planning system for treatment planning. Seven-field isocenter IMRT in which the multileaf collimator (MLC) radiation field was larger than $2\text{ cm}\times 2\text{ cm}$ and smaller than $4\text{ cm}\times 4\text{ cm}$ was carried out. Meanwhile, pinpoint ionization chamber (0.015 cc) was placed in the solid water phantom where was 7.5 cm from the surface of the phantom for the absolute dose verification of point dose, including (1) dose verification when the treatment plan was translated to solid water phantom at field angles of 0° ; (2) absolute dose verification when the treatment plan was translated to solid water phantom at actual treatment angles. **Results** For solid water phantom receiving IMRT MLC small-field radiation, the comparison between absolute dose measured by pinpoint ionization chamber and that calculated by treatment planning system showed that the deviation was less than 5% when the 7-field radiation angles returned to 0° , and that it was also less than 5% for actual treatment angles. After verification, the 7-field IMRT was performed on IAEA phantom, obtaining a TLD deviation less than 7% and $\geq 90\%$ absolute dose passing rate (3%, 3 mm gamma criterion) for Gafchromic EBT3 film (high-dose planning target volume) in the phantom, which satisfied IAEA standard. **Conclusion** Pinpoint ionization

【收稿日期】2021-06-13

【基金项目】IAEA资助项目(17821/CRP)

【作者简介】薛娴,博士在读,助理研究员,研究方向:放射治疗的医学物理,E-mail: xuexian@nirp.chinacdc.cn

【通信作者】程金生,E-mail: chengjinsheng@nirp.chinacdc.cn

chamber can be used for absolute dose verification for IMRT MLC small-field radiation.

Keywords: pinpoint ionization chamber; small-field dose; intensity-modulated radiotherapy; quality control

前言

调强放射治疗已经在全国广泛应用,针对靶区体积较小的绝对剂量验证一直以来是个难点。利用电离室测量小野数据时需要考虑电离室的方向性、杆效应、稳定性、能量响应和剂量率响应等特性及特向电子平衡等问题,还要考虑电离室是否与射野大小相适应。有文章报道在等中心和剂量均匀位置,各电离室测量值和治疗计划系统(TPS)计算误差≤5%,且0.015 cc电离室较适用于调强放射治疗剂量验证^[1]。王学涛等^[2]认为对3.5 cm×3.5 cm射野的Scp和PDD,4种电离室测量与蒙特卡罗计算结果间差异较小;CC04、CC13等体积小电离室适合于≥2 cm×2 cm射野的测量。本实验选择全国3个省(河南、江苏、湖北)的24台加速器及相应的TPS,在相同能量及相同模体下,采用德国PTW公司生产的31014型针尖电离室(0.015 cc)^[3]进行小野绝对剂量的测量,并与相应位置TPS计划值做比较,现将研究结果报道如下。

1 材料与方法

1.1 材料和设备

3个省测量小野绝对剂量时选择的剂量仪略有不同,电离室均为TW31014型0.015 cc针尖电离室(德国PTW公司生产),均使用⁶⁰Co模体校准法;河南、江苏、湖北分别选择8、5、7台加速器及相应计划系统,具体特性见表1。IAEA固体模体(国际原子能机构提供的实验模体),RW3固体水模^[4](密度为1.045 g/cm³,有1、2、5、10、20 mm等不同厚度若干块);TLD,型号LiF(Mg,Ti)(北京康科洛电子有限公司);装有TLD粉末的胶囊;热释光测量仪,型号Harshaw3500;退火炉,型号47900(美国Thermofisher科技公司);Gafchromi^{CT}MEBT3胶片,尺寸为20.32 mm×25.40 mm,Film QATM Pro胶片分析软件(美国Ashland Advanced Materials公司);Epson Expression 10000XL扫描仪(日本EPSON公司)。

表1 3个省测量剂量仪及加速器参数信息
Tab.1 Parameters of dosimeters and accelerators in 3 provinces

省份	剂量仪	校准因子	序号	加速器型号	MLC 型号	TPS 型号	TPS 算法	调强方式	计算网格/mm
河南	德国PTW UNIDOSE T10002	0.984	1	VarianTruebeam	Millenium 120	Eclipse	3A	动态	2.5
			2	VarianTrilogy	Millenium 120	Eclipse	3A	动态	2.5
			3	Elekta Synergy	Millenium 40	Pinnacle	Adaptive convolve	静态	2.5
			4	Varian 23EX	Millenium 120	Pinnacle	Adaptive convolve	静态	2.5
			5	Varian 23CX	Millenium 80	Pinnacle	Adaptive convolve	静态	2.5
			6	VarianTruebeam	Millenium 120	Eclipse	3A	静态	2.5
			7	SiemensPrimus Plus	MLC82	XIO	super position	动态	2.0
			8	Varian 6EX	Millenium 80	Eclipse	PBC	静态	2.5
江苏	德国PTW Unidos.E	1.014	9	Siemensprecise	MLC160	Pinnacle	CC	静态	2.0
			10	VarianTruebeam	Millenium 120	Eclipse	3A	动态	2.0
			11	VarianClinical	Millenium 120	Eclipse	3A	静态	2.5
			12	Elekta Axesse	Agility 160	Monaco	MC	动态	2.0
			13	VarianTruebeam	Millenium 120	Eclipse	3A	动态	1.0
湖北	德国PTW Unidos ^{webline}	1.016	14	Elekta Synergy	MLCi	Monacle	Pencile Beam	静态	2.0
			15	VarianTrilogy	Millenium 120	Eclipse	3A	动态	2.5
			16	VarianChinaciix	Millenium 120	Eclipse	3A	动态	2.0
			17	Elekta Synergy	MLCi2	Pinnacle	CC	静态	2.0
			18	VarianUnique	Millenium 120	Eclipse	3A	动态	2.5
			19	VarianClinac 600C/D	Millenium 80	Eclipse	3A	动态	2.5
			20	Elekta Synergy	MLCi2	Pinnacle	Adapitive convolve	静态	2.0

1.2 方法

1.2.1 CT扫描 将IAEA固体模体靶区(PTV)位置插入装有TLD粉末的胶囊(此胶囊位置距模体上表面约7.5 cm,在整个模体中心位置处),同时等中心位置平面处放入胶片,放置在CT治疗床上扫描,激光对准模体等中心位置(模体等中心处有十字线标注),

扫描层厚及层距 $\leq 2.5\text{ mm}$,采用螺旋或轴扫描,见图1;RW3固体水模依据以上相同条件扫描(CT激光对准电离室等中心处,固体水模体外做好标记),插入针尖电离室层面的等中心处距模体上表面为7.5 cm,且此层面下放置 $>5\text{ cm}$ 的固体水模体,见图2。

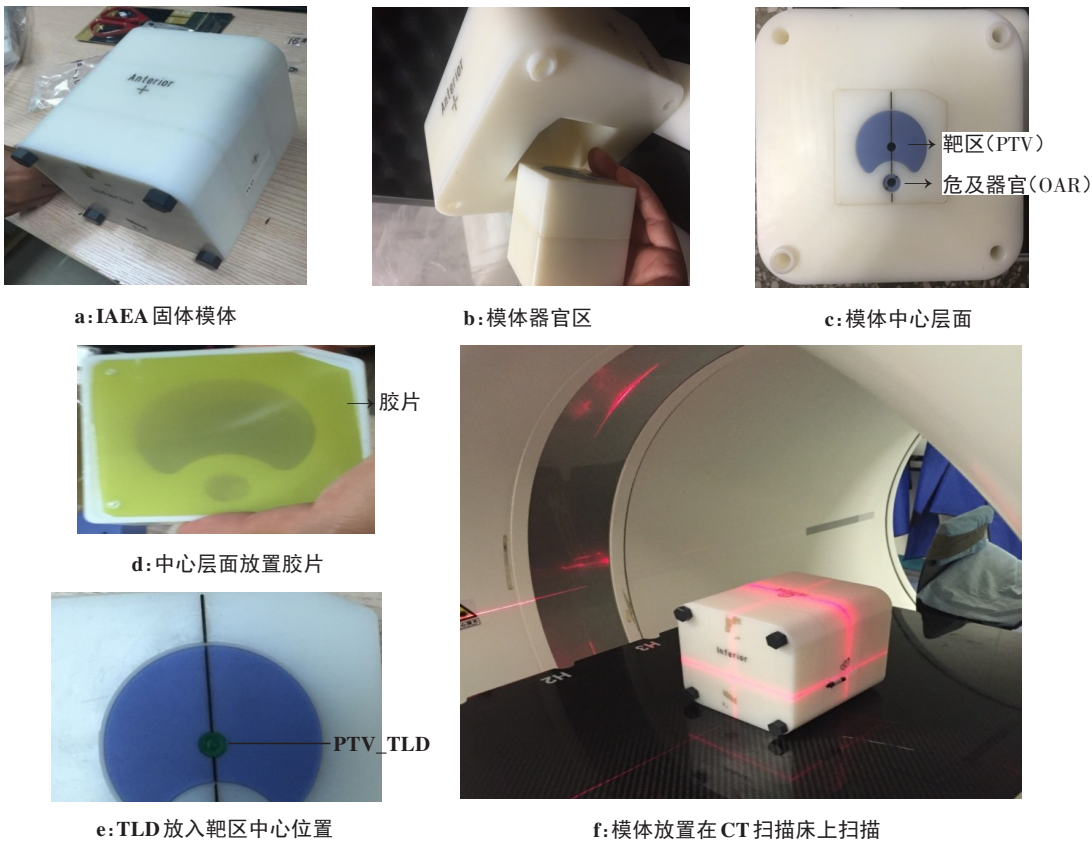


图1 将放入TLD胶囊及胶片的IAEA模体进行CT扫描
Fig.1 TLD capsule and film placed in IAEA phantom for CT scanning

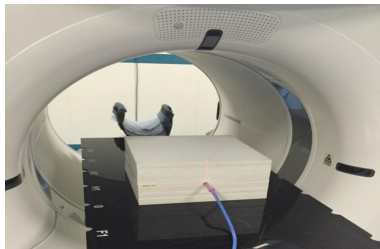


图2 将放入针尖电离室的固体水模体进行CT扫描
Fig.2 Pinpoint ionization chamber placed in solid water phantom for CT scanning

1.2.2 治疗计划

1.2.2.1 IAEA模体中设计调强计划 IAEA模体扫描后图像导入TPS中,进行靶区勾画得到PTV,6 MV X射线束,等分7个大野调强治疗(尽量避开治疗床,减少治疗床衰减造成的误差,计划中考虑衰减值),照射靶区面积,选用适当算法(表1),计算网格 $\leq 2.5\text{ mm}$,等中心照

射,单次照射剂量为2 Gy,PTV满足限值为: $D_{95\%} \geq 2\text{ Gy}$, $D_{99\%} \leq 1.86\text{ Gy}$,且整个照射模体最大剂量 $< 2.2\text{ Gy}$,见图3。记录计划计算后的PTV_TLD值,并导出计划中等中心层面(放置胶片层面)剂量分布文件。

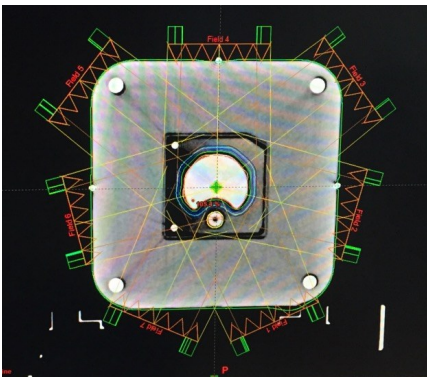


图3 IAEA模体等分7野照射
Fig.3 7-field radiation on IAEA phantom

1.2.2.2 RW3 固体水模体中设计放疗计划(7野角度归零) 将RW3固体水模体导入计划系统中,并勾画出等中心处电离室体积,将等中心设置为电离室体积中心处,将以上调强计划平移到此验证固体水模体上,7个大野角度归零,其他条件不变,等中心照射,计算得到等中心处剂量并记录数值 D_{rl} 。

1.2.2.3 RW3 固体水模体中设计放疗计划(7野角度不归零) 将1.2.2.1叙述的计划直接平移到验证固体水模体上,7野角度不变(不归零),同样以1.2.2.2中方式进行等中心照射计划设计,计算得到等中心处剂量并记录数值 D_{l2} 。

1.2.3 模体照射

1.2.3.1 RW3 固体水模体计划(7野角度归零)照射 固体水模体放在治疗床上,插入电离室,连接测量仪器,按照1.2.2.2治疗计划照射,照射完毕,记录测量仪器读数 D'_{m1} 。

1.2.3.2 RW3 固体水模体计划(7野角度不归零)照射 按照1.2.2.3治疗计划照射,照射完毕,记录测量仪器读数 D'_{m2} 。

1.2.3.3 IAEA 模体计划照射 以上验证治疗实验完毕后,记录计算数据,偏差<5%,则进行IAEA模体治疗。IAEA模体放在治疗床上,对准等中心,按照治疗计划照射。

1.2.4 数据分析 固体水模体测量值经校准因子修正后得到绝对剂量测量值 D_{m1} 、 D_{m2} ,并与相应的计划剂量计算值 D_{rl} 、 D_{l2} 对比,偏差<5%,认为照射剂量在误差范围内,治疗计划可以应用于实际照射。计算公式: $D_{m1}=N\cdot D'_{m1}$,同理得 D_{m2} 。式中 N 为 ^{60}Co 下水中绝对剂量校准因子^[5]。

将IAEA模体照射后的TLD胶囊取出,利用热释光测量仪分析得出靶区PTV_TLD实际测量值,并与TPS计算值进行对比,偏差≤7%,认为实际照射剂量在允许误差范围内;取出等中心层面胶片应用Epson Expression 10000XL扫描仪扫描导入FilmQA分析软件中,与导出TPS中的同一治疗层面剂量分布图进行绝对剂量对比验证(Gamma分析:3%,3 mm),得出靶区位置通过率,其≥90%为通过,即绝对剂量在误差范围内,见图4。

2 结果

2.1 固体水模体中针尖电离室测量所得的绝对剂量的读数与固体水模体等中心位置处计划计算剂量值比较

相对偏差=(实测值-计算值)/计算值。调强治疗7野角度归零时,测量值与计算值比较见表2。其中,20号医院测量偏差较大,超出最大偏差±5%,此家医院在开野4 cm×4 cm时做电离室绝对剂量测量,均在

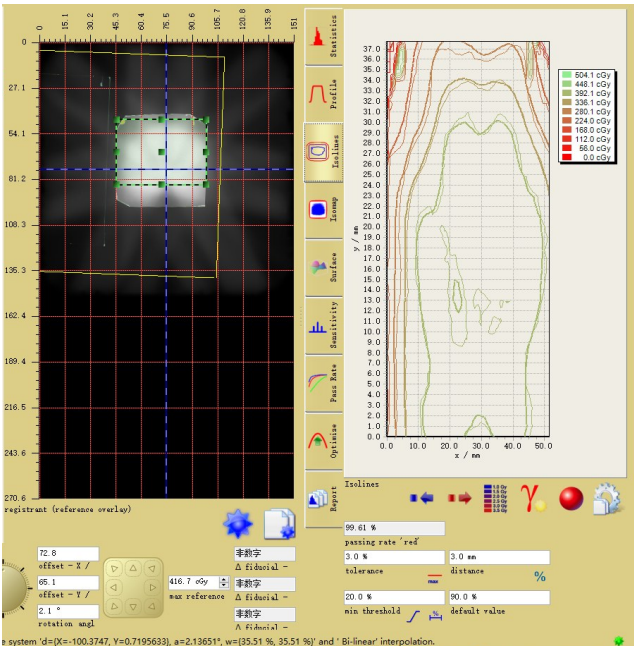


图4 胶片靶区位置处剂量比较通过率分析
Fig.4 Comparison of Gamma passing rates of PTV

误差范围内,但在此光栅形成的小野照射时却比计划剂量偏高,分析原因可能是由于调强时多叶光栅漏射线量较大。

表2 7野角度归零测量值与计算值比较
Tab.2 Comparison between measured and calculated values
when 7-field angles returned to 0°

序号	实测值(D_{m1})/Gy	计算值(D_{rl})/Gy	相对偏差/%
1	2.075	2.051	1.2
2	2.049	2.048	0.0
3	2.114	2.135	-1.0
4	2.190	2.174	0.7
5	2.131	2.070	2.9
6	2.121	2.129	-0.4
7	2.079	2.100	-1.0
8	2.093	2.086	0.3
9	2.242	2.190	2.4
10	2.148	2.160	-0.6
11	2.017	2.016	0.0
12	2.089	2.162	-3.4
13	2.169	2.140	1.4
14	2.218	2.118	4.7
15	2.214	2.136	3.7
16	2.187	2.182	0.2
17	2.199	2.172	1.2
18	2.144	2.126	0.8
19	1.988	1.963	1.3
20	2.330	2.202	5.8

调强治疗7野角度不归零测量值与计算值比较见表3。其中,20号医院由于射野角度不归零,则在照射过程中会产生剂量衰减,从而减少漏射线误差,数值在允许偏差范围内,但接近于临界值。造成20号医院这样的偏差也许还有其他原因,在以后的工作中会继续具体深入研究此原因。

表3 7野角度不归零测量值与计算值比较
Tab.3 Comparison between measured and calculated value when 7-field angles did not return to 0°

序号	实测值(D _{m2})/Gy	计算值(D ₀₂)/Gy	相对偏差/%
1	1.831	1.770	3.4
2	1.774	1.765	0.5
3	1.797	1.843	-2.5
4	1.848	1.828	1.1
5	1.744	1.781	-2.1
6	1.846	1.820	1.4
7	1.885	1.800	4.7
8	1.775	1.834	-3.2
9	/	/	/
10	/	/	/
11	1.749	1.800	-2.8
12	1.725	1.765	-2.3
13	1.810	1.872	-3.3
14	1.831	1.805	1.4
15	/	/	/
16	1.845	1.889	-2.3
17	1.887	1.907	-1.0
18	1.798	1.825	-1.5
19	1.609	1.667	-3.5
20	2.042	1.951	4.7

“/”表示未测量

2.2 模体 PTV 内 TLD 实际测量值与计划中 PTV_TLD 计算值相比较

相对偏差=(实测值-计算值)/计算值。根据IAEA偏差要求,模体PTV内TLD实际测量值与计划中PTV_TLD计算值比较见表4。由表4可知,20家医院靶区PTV_TLD绝对剂量均在7%之内,测量得到的绝对剂量在允许误差范围内。

2.3 靶区PTV胶片的绝对剂量分布

靶区PTV胶片的绝对剂量分布见表5,通过率均≥90%。需说明的是此胶片还有危及器官OAR区域及低剂量区域,但在此实验中我们仅分析高剂量PTV区域,不考虑低剂量区域剂量分布问题。

表4 PTV_TLD实测值与TPS计算值比较
Tab.4 Comparison between PTV_TLD value and TPS value

序号	实测值/Gy	计算值/Gy	相对偏差/%
1	2.143	2.046	4.7
2	2.028	2.040	-0.6
3	2.143	2.114	1.3
4	2.168	2.130	1.3
5	2.236	2.105	6.2
6	2.141	2.110	1.4
7	2.101	2.155	-2.5
8	2.035	2.066	-1.5
9	2.156	2.109	2.2
10	2.094	2.066	1.4
11	2.038	2.019	0.9
12	2.104	2.100	0.2
13	2.139	2.133	0.3
14	2.198	2.090	5.1
15	2.068	2.075	-0.3
16	2.099	2.146	-2.2
17	2.066	2.135	-3.2
18	2.060	2.080	-1.0
19	1.978	2.030	-2.6
20	2.295	2.155	6.5

表5 胶片绝对剂量通过率
Tab.5 Gamma passing rates of absolute dose to the film

序号	通过率/%
1	91.2
2	90.0
3	92.1
4	90.0
5	93.6
6	90.1
7	99.6
8	93.9
9	96.2
10	100
11	99.9
12	99.4
13	99.9
14	90.0
15	99.5
16	97.7
17	90.0
18	98.0
19	95.0
20	90.0

3 讨论

本研究对20家医院不同型号加速器在同一模体下进行7野等分调强,利用电离室测量调强放疗多叶光栅绝对剂量,因为靶区体积较小,所以要先将针尖电离室进行刻度,然后测量。由以上结果可以看到,电离室测量值均在偏差范围内,因此可以认为所做的治疗剂量符合实际治疗要求,对患者治疗不会造成剂量不足或者超剂量照射^[6-10]。

将针尖电离室在7野角度归零和不归零时的实测值做线性相关,得到 $R^2=0.6$,说明有相关性但线性值不理想,分析主要由于7野不归零时通过照射物厚度不一致,导致衰减不一致,所以在平时治疗时要注意射野角度变化,考虑衰减对剂量的影响^[11]。

将已经用针尖电离室验证好的治疗计划,再进行TLD和胶片验证测量,TLD测量偏差均在IAEA允许范围内,做相关性分析,得到TLD所测量的剂量与电离室剂量相关,针尖电离室实际治疗时靶区处一点的测量值与实际治疗时TLD所测结果一致,从而表明应用电离室剂量验证的正确性及必要性^[12]。

胶片剂量主要验证计划剂量的剂量分布与实际治疗时剂量分布的一致性, γ 通过率高低反映二维剂量分布的一致性及均匀性, $\geq 90\%$ 表示实际照射剂量分布与计划剂量分布一致,以上数值均在此范围内,所以对点剂量的测量,也可以大体推算出整个靶区剂量分布的优劣^[13-14]。但在此验证中需要注意计划系统网格选择会影响胶片的Gamma分析通过率^[15]。

以上实验均是在治疗设备已经做完质量保证的前提下进行,在CT扫描,或模体定位、摆位、治疗时也会出现各种各样的问题,这就需要一一排除问题。针尖电离室点剂量的测量作为小野绝对剂量测量验证有一定意义,可以帮助物理师及时找出设备问题,从而减少对患者治疗事故的发生^[16-18]。对均匀剂量分布区域有一定验证性,但是对大射野或非均匀照射,点剂量并不能完全推算出其剂量分布的均匀及一致性。所以此验证方法主要针对小野点剂量。随着技术提升,调强治疗剂量验证会越来越成熟,此方法对放射治疗准确性有一定参考作用。

综上所述,TLD用于调强放射治疗靶体积和危及器官剂量质量核查,胶片用于调强放射治疗二维剂量分布通过率质量核查,方法科学适用,可操作性强,数据准确可靠,适合在我国放射治疗机构大范围开展质量保证核查。

【参考文献】

[1] MCKERRACHE C, THWAITES D I. Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition[J]. Phys Med Biol, 1999, 44(9): 2143-2160.
[2] 王学涛, 陈少文, 戴振晖, 等. 瓦里安加速器6 MV X线小野数据测量与计算比较[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2012, 21(6): 557-559.
WANG X T, CHEN S W, DAI Z H, et al. Measurement and calculation of X-ray small fields' data for Varian accelerator[J]. Chinese Journal

of Radiological Oncology, 2012, 21(6): 557-559.
[3] 罗素明, 吴昊, 何志坚, 等. 调强放射治疗多叶光栅小野输出因子测量方法研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2015, 35(10): 775-779.
LUO S M, WU H, HE Z J, et al. Development of the measurement method for MLC small field output factor in intensity modulated radiation therapy (IMRT) [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2015, 35(10): 775-779.
[4] 王建华, 王洵, 任江平. 两种固体模体水等效特性的比较研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2011, 20(3): 236-239.
WANG J H, WANG X, REN J P. Dosimetric characteristics of water equivalent for two solid water phantoms [J]. Chinese Journal of Radiological Oncology, 2011, 20(3): 236-239.
[5] 胡家成, 杨小元, 马长征, 等. 放射治疗中治疗计划输出剂量的验证[J]. 现代测量与实验室管理, 2004, 4: 25-27.
HU J C, YANG X Y, MA C Z, et al. The verify for dose output of treatment plan in radiotherapy [J]. Advanced Measurement and Laboratory Management, 2004, 4: 25-27.
[6] BREZOVICH I A, WU X, POPPLE R A, et al. Stereotactic radiosurgery with MLC-defined arcs: verification of dosimetry, spatial accuracy, and end-to-end tests [J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(5): 84-98.
[7] SWINNEN A C, ÖLLERS M C, ROIJEN E, et al. Influence of the jaw tracking technique on the dose calculation accuracy of small field VMAT plans [J]. J Appl Clin Med Phys, 2017, 18(1): 186-195.
[8] PODER J, BROWN R, PORTER H, et al. Development of a dedicated phantom for multi-target single-isocenter stereotactic radiosurgery end to end testing [J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(6): 99-108.
[9] IWAI Y, OZAWA S, AGEISHI T, et al. Feasibility of single-isocenter, multi-arc non-coplanar volumetric modulated arc therapy for multiple brain tumors using a linear accelerator with a 160-leaf multileaf collimator: a phantom study [J]. J Radiat Res, 2014, 55(5): 1015-1020.
[10] SARKAR B, PRADHAN A, MUNSHI A. Do technological advances in linear accelerators improve dosimetric outcomes in stereotaxy? A head-on comparison of seven linear accelerators using volumetric modulated arc therapy-based stereotactic planning [J]. Indian J Cancer, 2016, 53(1): 166-173.
[11] PASLER M, HERNANDEZ V, JORNET N, et al. Novel methodologies for dosimetry audits: adapting to advanced radiotherapy techniques [J]. Phys Imaging Radiat Oncol, 2018, 5: 76-84.
[12] IZEWSKA J, WESOŁOWSKA P, AZANGWE G, et al. Testing the methodology for dosimetry audit of heterogeneity corrections and small MLC-shaped fields: results of IAEA multi-center studies [J]. Acta Oncol, 2016, 55(7): 909-916.
[13] DE ROOVER R, CRIJNS W, POELS K, et al. Validation and IMRT/VMAT delivery quality of a preconfigured fast-rotating O-ring linac system [J]. Med Phys, 2019, 46(1): 328-339.
[14] WESOŁOWSKA P, GEORG D, LECHNER W. Testing the methodology for a dosimetric end-to-end audit of IMRT/VMAT: results of IAEA multicenter and national studies [J]. Acta Oncol, 2019, 58(12): 1731-1739.
[15] KAZANTSEV P, LECHNER W, GERSHKEVITSH E, et al. IAEA methodology for on-site end-to-end IMRT/VMAT audits: an international pilot study [J]. Acta Oncol, 2020, 59(2): 141-148.
[16] 罗素明, 吴昊, 何志坚, 等. 调强放射治疗靶区和危及器官剂量及二维剂量分布质量核查方法研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2020, 40(2): 122-128.
LUO S M, WU H, HE Z J, et al. Development of methodology for quality audit of doses in target area and organ at risk and two dimensional dose distribution in intensity modulated radiotherapy [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2020, 40(2): 122-128.
[17] 孙刚涛, 周文珊, 叶松, 等. 湖北省7台加速器调强放疗靶体积和危及器官剂量及二维剂量分布验证方法研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2020, 40(2): 134-139.
SUN G T, ZHOU W S, YE S, et al. Verification of doses to PTV and OAR and 2D dose distribution in IMRT for 7 accelerators in Hubei province [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2020, 40(2): 134-139.
[18] 胡传朋, 贾陈志, 魏坤杰, 等. 河南省8台加速器调强放疗靶体积和危及器官剂量及二维剂量分布验证方法研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2020, 40(2): 140-144.
HU C P, JIA C Z, WEI K J, et al. Verification of doses to PTV and OAR and 2D dose distribution in IMRT for 8 accelerators in Henan province [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2020, 40(2): 140-144.

(编辑:黄开颜)