

指形电离室在后装放射治疗计划点剂量验证中的应用

杨凤^{1,2}, 王先良², 祁国海², 刘敏², 黎杰², 康盛伟², 冯玺², 刘明哲¹

1. 成都理工大学核技术与自动化工程学院, 四川 成都 610059; 2. 四川省肿瘤医院·研究所, 四川 成都 610041

【摘要】目的:探讨用指形电离室进行患者后装放射治疗计划剂量验证的方法及可行性。**方法:**对自制模体进行CT扫描, 将获得的图像导入 Oncentra V4.3 计划系统。在计划系统上勾画出指型电离室灵敏体积, 以此为感兴趣区, 感兴趣区的平均剂量认为是测量点的剂量。实验有两个部分: (1) 用 Oncentra V4.3 计划系统在自制模体上制定单管、双管和三管施源器的简单计划, 然后在自制模体照射并测量, 对比平均剂量与测量值之间的剂量偏差; (2) 选取 21 例患者的治疗计划, 在自制模体对应的施源器管道和对应的驻留位置中输入患者计划的驻留时间, 对比平均剂量与测量值之间的剂量偏差。**结果:**简单计划系统计算值和指型电离室测量值之间的最大偏差为 -3.5%, 21 例患者计划系统计算值和测量值之间的偏差均小于 5%。**结论:**可以用指形电离室对后装放射治疗患者的计划进行点剂量验证。

【关键词】宫颈癌; 指形电离室; 后装放射治疗; 剂量验证; 计划系统

【中图分类号】R312; R144.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)05-0506-07

Application of thimble ionization chamber in point dose verification of brachytherapy

YANG Feng^{1,2}, WANG Xianliang², QI Guohai², LIU Min², LI Jie², KANG Shengwei², FENG Xi², LIU Mingzhe¹

1. School of Nuclear Technology and Automation Engineering, Chengdu University of Technology, Chengdu 610059, China;
2. Sichuan Cancer Hospital & Institute, Chengdu 610041, China

Abstract: Objective To explore the approach and feasibility of using a thimble ionization chamber to carry out dose verification of brachytherapy. **Methods** The self-made phantom was scanned with CT and the obtained images were imported into Oncentra V4.3 planning system. The region of interest which plotted on the planning system was defined as the sensitive volume of the thimble ionization chamber and the average dose of the region of interest was considered as the dose at the measurement point. This experiment for the dose verification of brachytherapy mainly includes two parts. (1) The simple plans for source applicators, including single-tube, double-tube and three-pipe, were made for the self-made phantom with the use of Oncentra V4.3 system, and then the self-made phantom were irradiated for dose measurements. Finally, the dose deviations between the average dose and the measured values were compared. (2) The treatment plans of 21 patients were selected. With the corresponding source applicators and dwelling positions of the self-made phantom, the dwelling time in the treatment plans of patients was adopted for the calculation and measurement. Finally, the dose deviations between the average dose and the measured value were compared. **Results** The maximum deviation between the calculated values of the planning system and the measured values of the thimble ionization chamber was -3.5%. The deviations between the measured value and the calculated values in 21 patients were all less than 5%. **Conclusion** Thimble ionization chamber can be used for the point dose verification of brachytherapy.

Keywords: cervical cancer; thimble ionization chamber; brachytherapy; dose verification; planning system

前言

【收稿日期】2019-01-14

【基金项目】四川省重点研发项目(2017GZ0322, 2018GZ0197)

【作者简介】杨凤, 在读研究生, 研究方向: 核信息获取与处理, E-mail: 366890836@qq.com

【通信作者】刘明哲, 教授, 研究方向: 核信息获取与处理、智能核仪器, E-mail: liumz@cdut.edu.cn

后装放射治疗有近源处靶区剂量高、源周边剂量跌落迅速、靶区周围正常器官受照剂量小的特点, 广泛应用于宫颈癌、前列腺癌等癌症的治疗。由于后装放射治疗的剂量线分布梯度大, 治疗过程中的一点误差都可能会引起患者实际照射剂量与计划剂量不一致, 并且后装放射治疗照射分次少, 多为单次大剂量照射, 一旦有剂量偏差, 就很难评估和弥补因剂量偏差导致的后果。因此, 后装放射治疗中的剂

量验证是非常重要的。指形电离室是开展放射治疗单位必备的设备,但是目前还未见国内有用指型电离室进行患者后装放射治疗计划剂量验证的文献研究。本研究用指形电离室进行患者后装放射治疗计划剂量验证的方法和结果,供其他开展后装放射治疗的单位参考。

1 材料与方法

1.1 使用设备

本研究设计一种用于后装放射治疗计划验证的模体,模体主要由 IBA 固体水和 Freiburg Flap Applicator Set (Nucletron part #0.89.0.95, Elekta) 组成,模体的尺寸如图 1 所示。中间层的固体水中有可以插入指型电离室的圆孔, Freiburg Flap Applicator Set 中有多个插植针通道,通道之间最小间隔为 1 cm。在指型电离室正下方和距正下方左右 2 cm 处各插入 1 根插植针 (Proguide Sharp Needle, Elekta), 用于模拟临床中常用的单管、双管和三管施源器,如图 2 所示。当然也可以在 Freiburg Flap Applicator Set 中插入更多的插植针,采用相同的方法来验证施源器通道数超过 3 的情况。

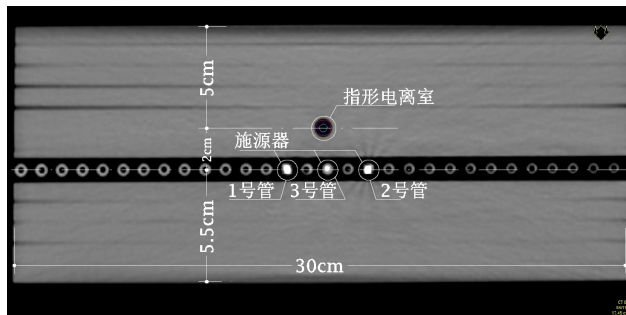


图1 模体示意图

Fig.1 Diagram of solid phantom

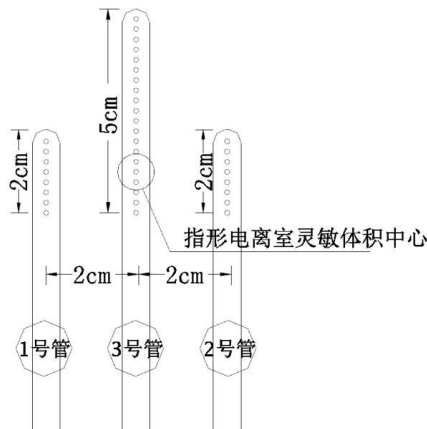


图2 插植针相对位置示意图

Fig.2 Position of needles relative to 0.6cc ionization chamber

在插植针中放置假源后进行 CT 扫描,CT 图像的分辨率为 $(1 \times 1 \times 3) \text{ mm}^3$,然后将所得的 CT 图像导入 Oncontra V4.3 计划系统 (Elekta), TPS 计算 Grid (计算网格) 为 $(1 \times 1 \times 1) \text{ cm}^3$ 。在计划系统中勾画出指型电离室的灵敏体积,命名为 GTV。根据假源重建出插植针在模体中的位置,本研究所用 ^{192}Ir mHDR-v2 放射源 (MicroSelectron units, Nucletron®) 的长度为 0.036 cm,施源器重建是从连接端重建,并且施源器重建的顶点取假源的顶点,考虑到金属假源的伪影,计划中每根施源器管道的 offset 值取为 -0.2 cm。

后装放射治疗剂量分布不均匀,也就是指型电离室灵敏体积内的剂量分布不均匀,为了研究不同灵敏体积平均剂量统计上的差别,我们将 GTV 的半径缩小 0.1 cm,长度不变,得到 GTVR1;将 GTVR1 的半径缩小 0.1 cm,长度不变,得到 GTVR2;将 GTV 均匀缩小 0.1 cm,得到 GTVA1;将 GTVA1 均匀缩小 0.1 cm,得到 GTVA2。GTV、GTVR1、GTVR2、GTV A1、GTV A2 的体积分别为 0.69、0.40、0.15、0.23、0.02 cm^3 ,如图 3 所示。

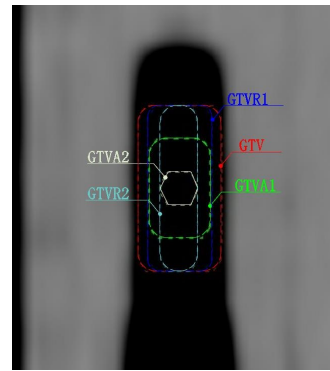


图3 靶区勾画图

Fig.3 Definition of target areas

剂量测量时所采用的指形电离室为 TW30013 (德国 PTW 公司),它的灵敏体积为 0.6 cm^3 ;剂量仪为 UNIDOS (德国 PTW 公司)。

1.2 简单测试

在 Oncontra V4.3 计划系统上设计单管、双管和三管施源器的简单计划。按放射源驻留的管道号简单计划分为 5 种: P(1)、P(2)、P(3)、P(1 & 2) 和 P(1 & 2 & 3),其中 P(X) 为计划中只有 X 号管道有放射源, P(X & Y) 为计划中 X 号管道和 Y 号管道有放射源。所有管道都从施源器的顶端开始布源,步进长度都选 0.25 cm,1 号管道和 2 号管道布源的长度为 2 cm,3 号管道布源长度为 5 cm。设计计划时不优化驻留点权重,通过改变放射源驻留时间使 GTV 平均剂量为 200 cGy,计划完成后传送至控制台进行照射测量。

1.3 患者临床治疗计划

选取2018年3月~4月治疗的根治性宫颈癌患者21例,患者都使用Fletcher施源器(Nucletron part# 189.730, Elekta)。Fletcher施源器有3根管道,基于自制模体CT图像新建计划,在对应的施源器管道和对应的驻留位置中输入患者原计划的驻留时间,修改新建计划的时间,使其与患者原治疗计划的时间相同,剂量计算后,统计模体中GTV、GTVR1、GTVR2、GTVA1、GTVA2的平均剂量,并将计划传送至控制台进行照射测量。

1.4 测量参数

指形电离室的刻度因子 K 为:

$$K = N_x \times \frac{W}{e} \times K_{at} \times K_m \times S_{wa} \times P_u \times P_{cel} \times 2.58 \times 10^{-4} \quad (1)$$

其中, N_x 为照射量校准因子,其值可通过表1用插值法求得为1.048; $\frac{W}{e}$ 为电子的平均电离能,为33.97 J/C; K_{at} 为电离室室壁及平衡帽对校准辐射的吸收和散射的修正; K_m 为电离室室壁及平衡帽材料对校准辐射空气等效不充分而引起的修正, $K_{at}K_m$ 为0.973; S_{wa} 为水对空气组织本领比,其值查表可得; P_u 为扰动校准因子,其值查表可得; P_{cel} 为指形电离室电离中心收集极空气等效不完全校正因子,对光子来说 $P_{cel} = 1$ [1]。本研究中指形电离室的刻度因子 K 为0.939。

表1 中国测试技术研究院提的 N_x 值

Tab.1 N_x value provide by National Institute of Measurement and Testing Technology

仪器范围	管电压	平衡帽/mm	半价层/mm	N_x
低剂量率	60 V	-	0.06Cu	1.040
	100 V	4.0Al	0.18Cu	1.041
	135 V	0.25Cu+1.0Al	0.52Cu	10.470
	180 V	0.5Cu+1.0Al	0.98Cu	1.056
	250 V	1.5Cu+1.0Al	2.33Cu	1.063
中剂量率	⁶⁰ Co γ 射线, 1.25 Mev(电离室佩戴平衡帽)			1.070
中剂量率	⁶⁰ Co γ 射线, 1.25 Mev(电离室佩戴平衡帽)			0.951

Cu是铜, Al是铝, 代表平衡帽的材料和层厚

根据IAEA TRS-277号报告中的定义,在自由空气中测量时,电离室中心(P 点)收集的电离电荷源于该点前方的某一点(P_{eff})产生的次级电子,因此将 P_{eff} 定义为电离室的有效测量点,以修正电离室气腔内电离辐射的注量梯度变化。沿射线的入射方向,点 P_{eff} 位于点 P

的正前方,如图4所示。测量高能电子束($E > 300$ keV)时,点 P_{eff} 与点 P 之间的距离推荐值为 $0.75r$,但是TRS-277第2版将其修正为 $0.6r$ [1]。本研究实验中使用IBA固体水模进行测量,IAEA TRS-398号报告 [2] 中推荐在水模体中进行测量时,将电离室的有效测量点放在电离室中心,使用 ρ_{dis} 因子来修正电离室腔体替换水的影响,指形电离室的 ρ_{dis} 值约为0.6% [3]。 ρ_{dis} 因子对测量结果的影响已在 P_u 扰动因子中考虑到,不再额外修正。

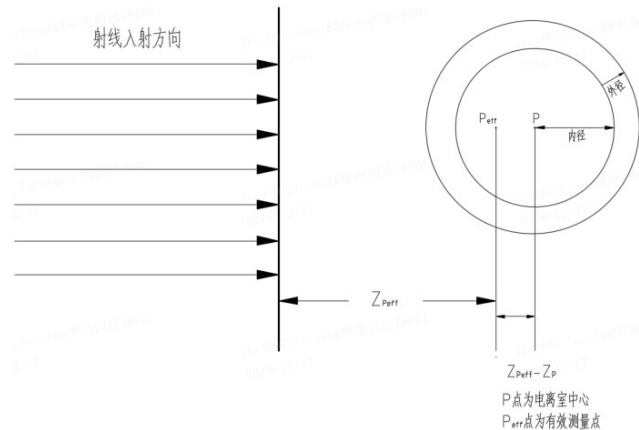


图4 有效测量点 P_{eff} 与电离室的中心点 P 位置

Fig.4 Effective measurement point P_{eff} and the central point P of an ionization chamber

1.5 数据处理

为了便于表述,我们定义 $D_{Ave}^{GTV_x}$ 为 GTV_x 的平均剂量, $GTV_x \in (GTV, GTVR1, GTVR2, GTVA1, GTVA2)$ 。 GTV_x 平均剂量的平均值为 AVE_{GTV_x} 。 $D_{Ave}^{GTV_x}$ 与 AVE_{GTV_x} 的偏差 Δ_{GTV_x} 通过式(2)计算:

$$\Delta_{GTV_x} = 100\% \times \frac{D_{Ave}^{GTV_x} - AVE_{GTV_x}}{AVE_{GTV_x}} \quad (2)$$

为了减小统计偏差对验证结果的影响,我们以 GTV 、 $GTVR1$ 、 $GTVR2$ 、 $GTVA1$ 、 $GTVA2$ 的平均剂量的平均值 AVE_{GTV_x} 作为测量点剂量的计划系统计算值。定义测量结果为 $Meas$, $Meas$ 和 AVE_{GTV_x} 的偏差 DEV 通过式(3)计算:

$$DVE = 100\% \times \frac{Meas - AVE_{GTV_x}}{Meas} \quad (3)$$

2 结果

2.1 $D_{Ave}^{GTV_x}$ 与 AVE_{GTV_x} 的偏差

随机选取1例病人的临床计划, Oncentra V4.3计划系统所得指形电离室所在层面剂量分布曲线如图5所示。 GTV 、 $GTVR1$ 、 $GTVR2$ 、 $GTVA1$ 、 $GTVA2$ 的

平均剂量 $D_{Ave}^{GTV_x}$ 与 AVE_{GTV_x} 的偏差如表2所示, $D_{Ave}^{GTV_x}$ 与 AVE_{GTV_x} 的偏差最大为1.1%。由表2可见, 灵敏体积的大小对平均剂量基本没有影响, 我们以 AVE_{GTV_x} 作为测量点剂量的计划系统计算值。

2.2 简单计划测量结果

表3是简单计划的测量结果。在5种简单计划中, P(1)的 AVE_{GTV_x} 与 Meas 的偏差最大(-3.57%), P(2)的 AVE_{GTV_x} 与 Meas 的偏差最小(-0.3%)。

2.3 临床计划测量结果

21例患者GTV、GTVR1、GTVR2、GTV A1、GTV A2的平均剂量、平均值 AVE_{GTV_x} 与 Meas 的偏差如图6所示, 21例患者的平均值与测量值的偏差均在±4%以内。

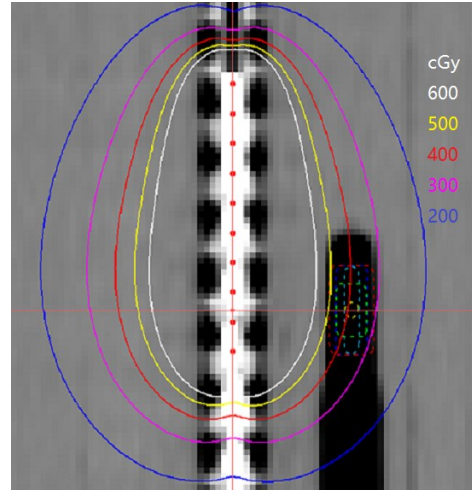


图5 计划系统计算出的剂量分布图
Fig.5 Dose distribution calculated by planning system

表2 $D_{Ave}^{GTV_x}$ 与 AVE_{GTV_x} 的偏差
Tab.2 Deviation between $D_{Ave}^{GTV_x}$ and AVE_{GTV_x}

患者编号	AVE_{GTV_x}	Meas	$D_{Ave}^{GTV_x} (\Delta_{GTV})$	$D_{Ave}^{GTVR1} (\Delta_{GTVR1})$	$D_{Ave}^{GTVR2} (\Delta_{GTVR2})$	$D_{Ave}^{GTV A1} (\Delta_{GTV A1})$	$D_{Ave}^{GTV A2} (\Delta_{GTV A2})$
1	277.2	285.5	278(0.3%)	277(-0.1%)	278(0.3%)	277(-0.1%)	276(-0.4%)
2	267.8	265.8	269(0.4%)	266(-0.7%)	268(0.1%)	268(0.1%)	268(0.1%)
3	322.4	312.9	323(0.2%)	319(-1.1%)	322(-0.1%)	324(0.5%)	324(0.5%)
4	378.0	382.2	379(0.3%)	375(-0.8%)	379(0.3%)	379(0.3%)	378(0.0%)
5	273.6	267.2	274(0.1%)	271(-1.0%)	273(-0.2%)	275(0.5%)	275(0.5%)
6	266.4	262.1	267(0.2%)	264(-0.9%)	266(-0.2%)	268(0.6%)	267(0.2%)
7	324.6	317.5	325(0.1%)	322(-0.8%)	324(-0.2%)	326(0.4%)	326(0.4%)
8	238.2	235.9	239(0.3%)	236(-0.9%)	238(-0.1%)	239(0.3%)	239(0.3%)
9	249.0	250.7	250(0.4%)	248(-0.4%)	250(0.4%)	249(0.0%)	248(-0.4%)
10	385.0	385.6	386(0.3%)	382(-0.8%)	385(0.0%)	386(0.3%)	386(0.3%)
11	222.2	215.2	223(0.4%)	220(-1.0%)	222(-0.1%)	223(0.4%)	223(0.4%)
12	390.4	389.7	392(0.4%)	388(-0.6%)	391(0.2%)	391(0.2%)	390(-0.1%)
13	305.0	313.5	306(0.3%)	303(-0.7%)	306(0.3%)	305(0.0%)	305(0.0%)
14	153.8	153.6	154(0.1%)	153(-0.5%)	154(0.1%)	154(0.1%)	154(0.1%)
15	321.8	321.6	323(0.4%)	320(-0.6%)	323(0.4%)	321(-0.2%)	322(0.1%)
16	303.2	295.2	304(0.3%)	301(-0.7%)	303(-0.1%)	304(0.3%)	304(0.3%)
17	304.0	302.9	305(0.3%)	303(-0.3%)	305(0.3%)	304(0.0%)	303(-0.3%)
18	347.6	355.5	349(0.4%)	346(-0.5%)	348(0.1%)	348(0.1%)	347(-0.2%)
19	379.6	373.2	381(0.4%)	377(-0.7%)	379(-0.2%)	380(0.1%)	381(0.4%)
20	355.6	355.1	356(0.1%)	353(-0.7%)	356(0.1%)	356(0.1%)	357(0.4%)
21	261.4	257.2	262(0.2%)	259(-0.9%)	261(-0.2%)	262(0.2%)	263(0.6%)

AVE_{GTV_x} 为GTV、GTVR1、GTVR2、GTV A1、GTV A2平均剂量的平均值

2.4 改变施源器重建坐标

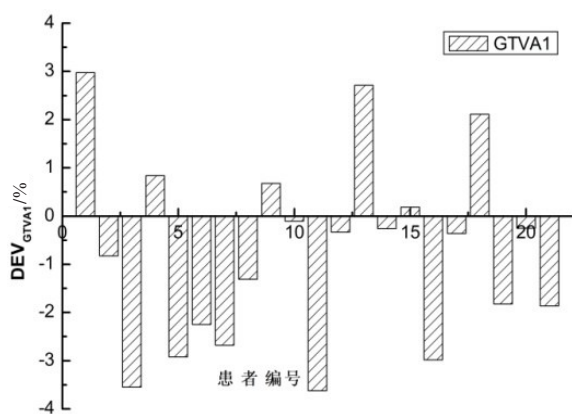
在测量过程中, Freiburg Flap Applicator Set 有可

能发生形变, 使得我们预设的施源器位置发生变化, 因此在 Oncentra V4.3 计划系统中改变3号管重建位

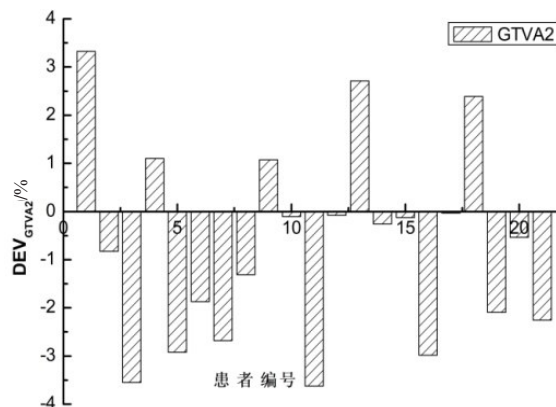
表3 简单计划测量结果

Tab.3 Measurements of simple plans

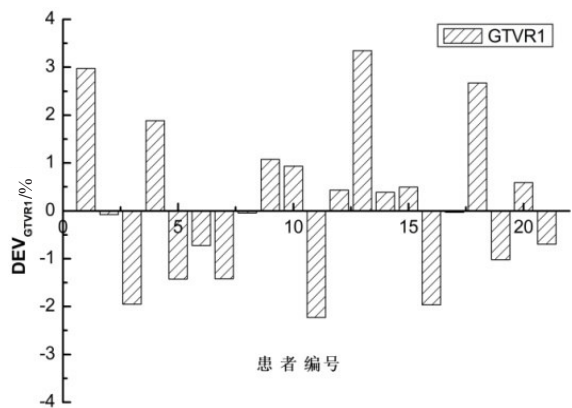
计划编号	$D_{Ave}^{GTV_x}$	D_{Ave}^{GTVR1}	D_{Ave}^{GTVR2}	D_{Ave}^{GTVA1}	D_{Ave}^{GTVA2}	AVE_{GTV_x}	Meas	DEV/%
P(1)	200	198	199	201	202	200.0	193.1	-3.57
P(2)	200	197	199	200	200	199.2	198.6	-0.30
P(3)	200	194	196	197	196	196.6	194.0	-1.34
P(1 & 2)	200	197	198	200	201	199.2	194.8	-2.26
P(1 & 2 & 3)	200	195	197	198	199	197.8	196.5	-0.66



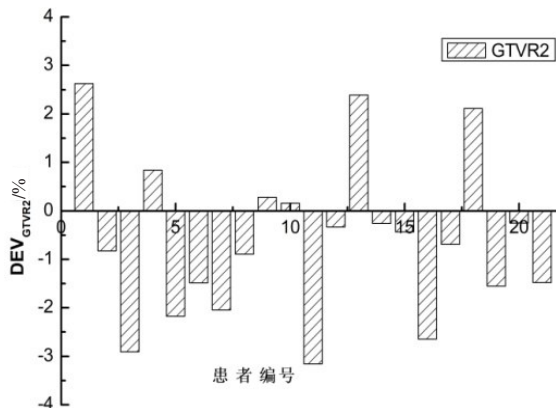
a: D_{Ave}^{GTV1} 与 Meas 的偏差



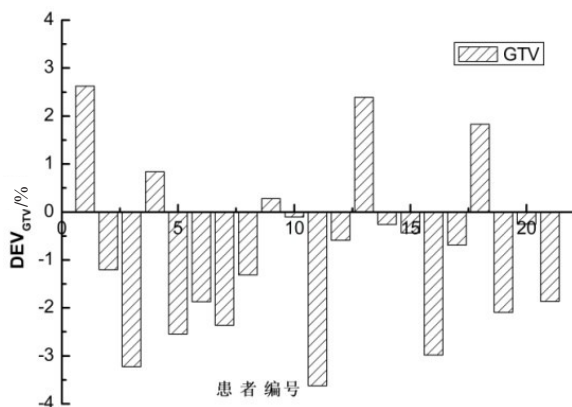
b: D_{Ave}^{GTV2} 与 Meas 的偏差



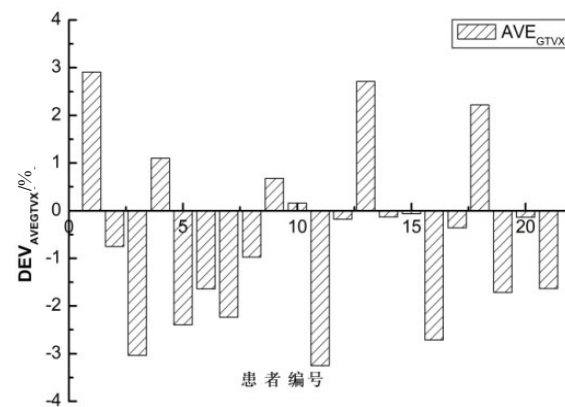
c: D_{Ave}^{GTVR1} 与 Meas 的偏差



d: D_{Ave}^{GTVR2} 与 Meas 的偏差



e: D_{Ave}^{GTV} 与 Meas 的偏差



f: AVE_{GTV_x} 与 Meas 的偏差

图6 GTV、GTVR1、GTVR2、GTV A1、GTV A2的平均剂量 $D_{Ave}^{GTV_x}$ 、平均值 AVE_{GTV_x} 与测量值 Meas 偏差

Fig.6 Deviation of $D_{Ave}^{GTV_x}$, AVE_{GTV_x} and Meas

置,简单计划的系统计算值发生明显变化,图7是改变3号管简单计划在计划系统中的施源器重建位置(X、Y、Z坐标)的计划系统计算值与初始简单计划系

统计算值之间的偏差。在系统重建施源器过程中,在相同改变量的情况下,Z坐标的重建偏差最大,X坐标的重建偏差最小。

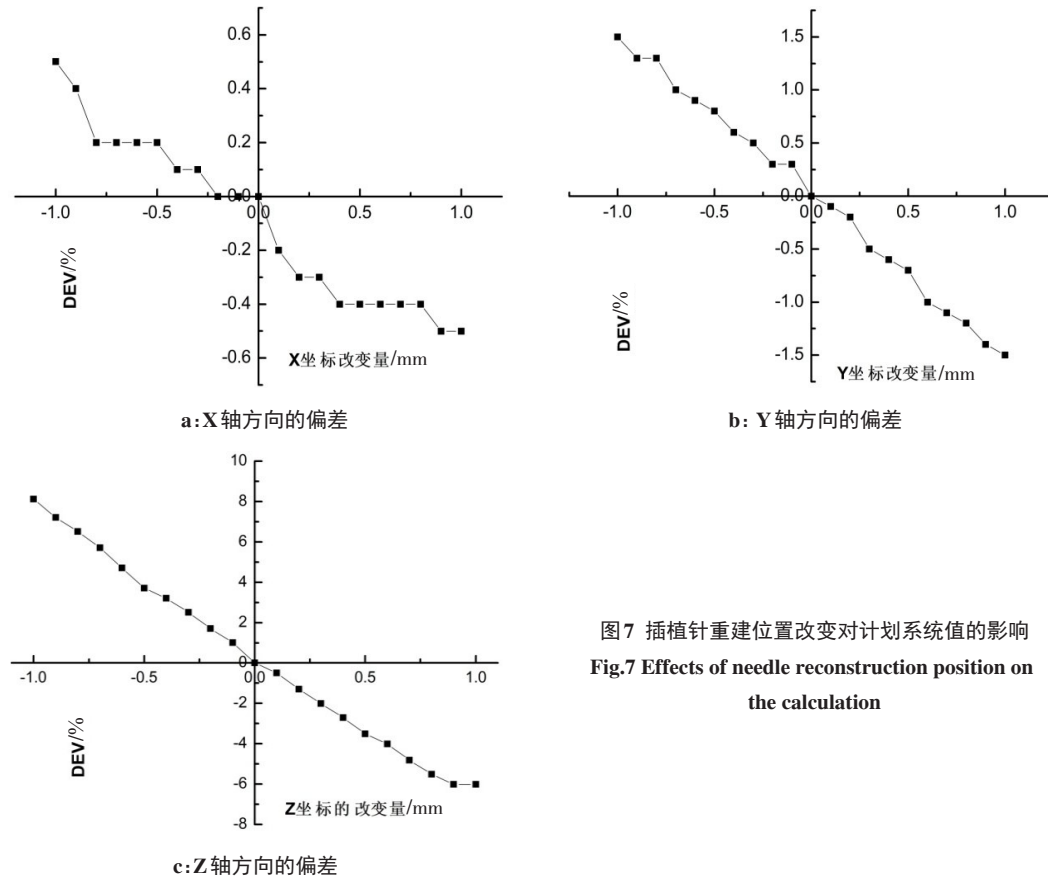


图7 插植针重建位置改变对计划系统值的影响
Fig.7 Effects of needle reconstruction position on the calculation

3 讨论

放射治疗中治疗剂量的准确性会直接影响肿瘤原发病灶复发的可能性和周围正常组织放射性并发症发生的可能性^[4-5]。根据TG-53号^[6]报告,整体剂量偏差<5%,可以在放射生物效应上获得很好的结果。由于后装放射治疗通常是单次大剂量的照射,所以从放射生物学角度考虑,对后装放射治疗计划进行剂量验证有着更为重要的意义。本研究在指形电离室的灵敏体积中勾画出体积不同的5种靶区(GTV、GTVR1、GTVA1、GTVR2、GTVA2),结果表明在指形电离室灵敏体积中,靶区的勾画对实验结果影响不大。用指形电离室测量5种简单计划,其平均值与测量值的偏差在±3%左右,21例患者临床计划的GTV、GTVR1、GTVR2、GTVA1、GTVA2的平均剂量、平均值与测量值的平均值偏差均小于±4%,满足AAPM TG-56号报告所提出的剂量偏差<5%的标准^[7]。

在5种简单计划中,P(1)的 AVE_{CTV_x} 与Meas的偏差最大(-3.57%),P(2)的 AVE_{CTV_x} 与Meas的偏差最小(-0.3%),

这可能在测量过程中, Freiburg Flap Applicator Set有可能发生形变,改变施源器与指形电离室的相对距离。在 Oncentra V4.3 计划系统中改变施源器重建位置,简单计划的系统计算值发生明显变化。在系统重建施源器过程中,通过改变施源器重建坐标来模拟施源器与指形电离室相对位置的变化,在相同改变量的情况下,Z坐标的重建偏差对系统计划值的影响最大,X坐标的重建偏差对系统计划值的影响最小。因此P(1)计划偏差相差较大的原因可能是测量过程中 Freiburg Flap Applicator Set 发生形变,使得施源器发生偏移。在使用指形电离室进行计划点剂量验证时,需要注意一定要保证指形电离室与施源器相对位置的准确。

目前,未发现用指形电离室进行后装放射治疗计划验证的文章。但是有国内外学者报道采用Mapcheck、MatriXX、MOS 场效晶体管(MOSFET)等工具对后装放射治疗计划进行剂量验证。Taguenang 等^[8]使用MapCheck2测量的剂量分布与使用EBT2薄膜测量的剂量分布在5%之内一致。Abdelfattah等^[9]、于浪等^[10]和 Bhagwat 等^[11]都使用MatriXX 验证后装放射治疗计

划剂量分布,采用Gamma因子分析结果,3项研究结果的Gamma通过率均超过93%。Qi等^[12]将MOSFET剂量测定系统用于高剂量率近距离放射治疗计划剂量验证,结果表明距离源1 cm剂量点的平均相对偏差为 $2.2\% \pm 0.2\%$,距离源2 cm处剂量点的相对偏差为 $2.0\% \pm 0.1\%$,所有的测量剂量与计划剂量之间的百分比偏差均低于5%。Persson等^[13]将MOSFET用于后装放射治疗计划验证,在体膜中,MOSFET重复性低于3%,测量值高于计划系统计算值2%~7%。TLD探针用于眼部肿瘤后装放射治疗计划验证中,在3、5、10、20 mm深度处的偏差分别为6%、7%、1%、13%,偏差归因于探头的构造^[14]。Kozłowska等^[15]将TLD固定在特殊面罩中验证皮肤癌后装放疗计划,测量值与计算值之间的偏差<5%,这与Rasmussen等^[16]研究结果大致相同。梁志文等^[17]将不同灵敏体积的指形电离室用于射波刀计划剂量验证,若处方剂量完全包绕电离室灵敏体积,则灵敏体积对测量结果影响不大。

为了避免不同计划在施源器重建过程中引入误差,所有计划都复制同一套计划,保证施源器重建均相同。本研究的不确定度主要考虑以下几方面:(1)¹⁹²Ir源的直径为0.09 cm,插植针内径为0.1 cm,两者不完全相同,在出源时源相对于施源器的中心轴线的位置存在0.01 cm的余量,其不确定度约为0.9%;(2)实验过程中对剂量仪进行校准时所设置的参数(气压计和温度计读数等)存在随机误差,其不确定度大约为0.1%^[18];(3)吸收剂量计算公式中的各物理量也存在不确定度,其中 N_d 值的不确定度为0.7%,扰动校正因子 P_d 的不确定度为1.0%^[19],源的传送时间转换因子(f_{tr})、模体转换为全散射水模体的转换因子(f_{ph})、质能吸收系数($\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{air}^{water}$)和施源器衰减校正系数(f_{cath})的不确定度均为0.3%^[20],所以总不确定度约为1.63%。

综上所述,计划系统中勾画的电离室灵敏体积的大小对平均剂量基本没有影响,但要注意在使用过程中,减少模体移动,避免施源器在移动过程中发生偏移,在保证施源器位置准确的前提下,指形电离室可用于后装放射治疗中的点剂量验证。

【参考文献】

- [1] International Atomic Energy Agency. IAEA technical report series NO.277. Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice[R]. Vienna: IAEA, 1997: 1-45.
- [2] MUSOLINO S V. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water; technical reports series No. 398 [J]. Health Phys, 2001, 81(5): 592-593.
- [3] COMMITTEE R T. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams[J]. Med Phys, 1983, 10 (6):741-771.
- [4] 胡传朋,程晓军,乔红兵,等. TLD核查6 MV光子线束剂量学参数的方法验证[J]. 中国辐射卫生, 2014, 23(1): 23-25.
- [5] HU C P, CHENG X J, QIAO H B, et al. Method validation of TLD verification of 6 MV photon beam dosimetry parameters[J]. Chinese Journal of Radiation Health, 2014, 23(1): 23-25.
- [6] IZEWSKA J, WESOLOWSKA 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.
- [7] FRAASS B, DOPPKE K, HUNT M, et al. American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning[J]. Med Phys, 1998, 25(10): 1773.
- [8] NATH R, ANDERSON L L, MELI J A, et al. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine[J]. Med Phys, 1999, 24(10): 1557.
- [9] TAGUENANG J, HERMAN T D, YOUNG J, et al. SU-E-T-113: quantitative evaluation of dosimetric accuracy of a multiple-diode-array detector (MapCHECK2) for high-dose-rate ir-192 brachytherapy[J]. Med Phys, 2013, 40(6 Part 12): 229.
- [10] ABDELFATTAH R M, DEIAB N A, ELNAGGAR M H, et al. Dose distributions verification for high dose rate brachytherapy plans by using ionization chambers 2D array[J]. Int J Comput Technol, 2016, 15(3): 6618-6625.
- [11] 于浪,杨波,庞廷田,等. 应用二维电离室矩阵对后装剂量分布的验证[J]. 协和医学杂志, 2013, 4(4): 408-412.
- [12] YU L, YANG B, PANG T T, et al. Use of two-dimensional ionization chamber array on brachytherapy dose verification[J]. Medical Journal of Peking Union Medical College Hospital, 2013, 4(4): 408-412.
- [13] BHAGWAT M, O'FARRELL D, WAGAR M, et al. SU-E-T-783: using Matrixx to determine transit dose contribution over clinically useful limits of HDR source activity[J]. Med Phys, 2015, 42(6 Part 24): 3517.
- [14] QI Z Y, DENG X W, HUANG S M, et al. Verification of the plan dosimetry for high dose rate brachytherapy using metal-oxide-semiconductor field effect transistor detectors[J]. Med Phys, 2007, 34(6 Part 1): 2007-2013.
- [15] PERSSON M, NILSSON J, CARLSSON T. Experience of using MOSFET detectors for dose verification measurements in an end-to-end ¹⁹²Ir brachytherapy quality assurance system[J]. Brachytherapy, 2018, 17(1): 227-233.
- [16] JAREM T, CUTAJAR D, WEAVER M, et al. Dose verification of eye plaque brachytherapy using spectroscopic dosimetry[J]. Australas Phys Eng, 2016, 39(3): 627-632.
- [17] KOZŁOWSKA B, PALUCH-FERSZT M, DYBEK M. Verification of treatment plans for skin cancer in brachytherapy with the use of TLD technique[J]. Phys Med, 2016, 32(3): 274.
- [18] RASMUSSEN K, BAUMGARTEN A, STANLEY D, et al. SU-G-201-07: dosimetric verification of a 3D printed HDR skin brachytherapy applicator[J]. Med Phys, 2016, 43(6 Part 24): 3624.
- [19] 梁志文,杨晶,杨志勇,等. 电离室灵敏体积对射波刀计划绝对剂量验证的影响[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(7): 786-789.
- [20] LIANG Z W, YANG J, YANG Z Y, et al. Effect of sensitive volume of ionization chamber on absolute dose verification of Cyber Knife plan[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(7): 786-789.
- [18] 李秀芹,赵进沛,吴欣,等. 医用⁶⁰Co远距治疗机参考深度吸收剂量测量不确定度评定[J]. 中国辐射卫生, 2011, 20(4): 481-483.
- [19] LI X Q, ZHAO J P, WU X, et al. Evaluation of uncertainty in reference deep absorption dose measurement of medical ⁶⁰Co teletherapy machine[J]. Chinese Journal of Radiation Health, 2011, 20(4): 481-483.
- [19] STEGGERDA M J, MIJNHEER B J. Replacement corrections of a farmer-type ionization chamber for the calibration of Cs-137 and Ir-192 sources in a solid phantom[J]. Radiother Oncol, 1994, 31(1): 76-84.
- [20] ELFRINK R J, KOLKMANDEURLOO I K, VAN KLEFFENS H J, et al. Determination of the accuracy of implant reconstruction and dose delivery in brachytherapy in the Netherlands and Belgium [J]. Radiother Oncol, 2001, 59(3): 297-306.

(编辑:陈丽霞)