

PTW729 二维矩阵的平面剂量验证

史贵连, 叶福丽

湖北科技学院生物医学工程学院, 湖北 咸宁 437100

【摘要】目的: 调强计划在用于病人治疗之前必须要进行剂量学验证, 以此确保调强计划各个射野出来剂量的精确度以及测量层面平面剂量分布的精确度。本文探讨逆向调强适形放射治疗过程中的剂量学验证, 分析影响剂量验证结果的因素, 采取相应措施消除影响, 保证 IMRT 治疗计划临床实施的正确性。**方法:** 选取 30 例需要做验证的调强计划, 将计划移植至标准水模体上生成 QA 计划并在 TPS 上计算出测量平面的剂量分布, 然后将计划导入 MOSAIQ, ELEKTA Precise 加速器执行 QA 计划, 用 PTW729 二维电离室矩阵进行平面剂量验证, 收集数据经矩阵扫描软件 MatriScan 读出二维电离室矩阵收集的信息传递至 VeriSoft 软件中, 对比剂量分布图得出计划通过率。**结果:** PTW729 二维电离室矩阵能够测量照射野的剂量分布和强度分布, 能够对逆向调强计划进行准确的剂量学验证, 得出平面剂量验证的通过率与 MLC 叶片到位精准度和计划的子野面积有明确关系。**结论:** 利用 PTW729 二维电离室矩阵可以极大地简化验证工作量, 提高验证的效率。

【关键词】 调强放射治疗; 调强验证; 质量控制; 二维电离室矩阵

【DOI 编码】 doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.02.020

【中图分类号】 R739.6

【文献标识码】 A

【文章编号】 1005-202X(2015)02-0239-05

Dosimetric Verification of PTW729 2D-Array

SHI Gui-lian, YE Fu-li

School of Biomedical Engineering, Hubei University of Science and Technology, Xianning 437100, China

Abstract: **Objective** To study the dosimetric verification of inverse intensity modulated conformal radiation therapy plan. **Methods** Firstly, 30 cases were selected to do verification intensity-modulated plan. Secondly, the plan was transplanted into a standard water phantom to generate QA plan and calculate the measurement plane on the TPS dose distribution. Thirdly, the plan was imported into MOSAIQ, ELEKTA Precise accelerator to execute QA plan. Fourthly, PTW729 two-dimensional ionization chamber array were used to do dose verification. Fifthly, matrix scanning software is used to get the information collected by PTW729, and then pass them to the VeriSoft software. By the steps above, the pass rate by contrasting dose distribution plans would be obtained. **Results** The PTW729 two-dimensional ionization chamber array could measure the dose distribution and intensity distribution of irradiation field, and perform accurate dosimetric verification for inverse intensity modulated plan. **Conclusion** With the PTW729 two-dimensional ionization chamber array, the workload of verification is lessened greatly and the efficiency of verification is improved.

Key words: IMRT; verification; quality control; two-dimensional ionization chamber array

前言

调强放射治疗 (Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT) 作为最先进的放疗技术契合了放射治疗“三精时代”之高精度摆位、高精度适形、高精度治

疗的要求, 也满足了放射治疗的四大原则^[1]。调强放疗也具有靶区剂量高、正常组织受量低、靶区边缘剂量梯度大、靶区内剂量均匀的优点, 实现了靶区的高度适形^[2]。但是为了达到调强放射治疗要求治疗精度高和治疗容错率低的特点, 且治疗过程复杂, 耗时长, 一旦出现摆位偏移或者剂量不准确, 不但无法实现高度适形, 相反会严重影响靶区的受量, 还会致使正常组织或者危及器官受量过高, 导致放射治疗并发症。所以调强计划在用于病人治疗之前必须要进行剂量学验证, 以此确保调强计划各个射野出来剂量的精确度以及测量层面平面剂量分布的精确度。IMRT 实施后的剂量准确与否直接关系到治疗的最终疗效, 为保证

【收稿日期】 2015-01-03

【基金项目】 湖北省教育厅科学技术研究重点项目 (D20142801)

【作者简介】 史贵连 (1978-), 男, 副教授, 从事生物医学信号检测与处理的教学与研究。E-mail: shiguilian@163.com。

【通信作者】 叶福丽 (1977-), 女, 副教授, 从事医学物理学的教学与研究。E-mail: yefuli68@163.com。

这一技术临床实施的安全和可靠, 必须对逆向调强计划进行准确的剂量学验证^[3]。

1 实验设备

德国 PTW 公司生产的 PTW729 二维电离室矩阵测量系统, 测量使用 ELEKTA Precise 直线加速器 6 MV-X 治疗用 X 射线、剂量率为 400 MU/min, 同时使用 CMS XIO4.64 计划系统制定调强计划及 QA 计划, 一套 IRW3 固体水模块。

验证系统配置如下: (1) 二维电离室矩阵: 辐射探测器, 将射线束产生的剂量转换为电信号。(2) PTW ARRAY INTERFACE: 二维电离室矩阵产生的电信号转为剂量信号经 RS232 电缆输送到计算机(作用类似于剂量校正时与指型电离室相连的剂量仪)。(3) RS232 电缆: 将 PTW ARRAY INTERFACE 接口与计算机连接。(4) 验证软件 VeriSoft: 将 IMRT 中 TPS 计算的剂量分布与实际测量的剂量分布进行比对, 并给出比对结果。

2 实验方法

2.1 实验临床资料

同济咸宁医院放疗中心, 选取 10 例肺癌调强计划(男性患者 8 例, 女性患者 2 例, 年龄为 40 岁~70 岁)、10 例宫颈癌(女性患者 10 例, 年龄为 42 岁~75 岁)、10 例鼻咽癌调强(男性患者 7 例, 女性患者 3 例, 年龄为 37 岁~69 岁)计划进行平面剂量验证。

2.2 调强计划设计

模拟定位, 用高分子热塑膜固定好病人并做好定位标记; CT 图像采集, 按模拟定位的标记摆位后进行扫描, 再将 CT 图像拷贝(由于没有网络传输系统)至 Focal(医生工作站); 靶区勾画, 在医生工作站上进行靶区勾画危及器官勾画, 勾画好后传入计划系统 XIO, 再按处方剂量以及危及器官限量填写计划申请单; 计划设计优化, 在计划系统 XIO 中打开病人, 按照计划申请单设定目标函数(靶区剂量, 危及器官限量等), 计划系统进行逆向 IMRT 计划计算, 计划生成后放疗医师与物理师通过层面图剂量分布、热点冷点、DVH 体积直方图进行计划评估^[4-5]。

三维适形与调强计划的流程如图 1。

2.3 QA 计划设计

完成病人计划后在上治疗前需在计划基础上制定调强计划进行调强验证, 验证 QA 计划不能在病人身上进行, 必须用模体来代替病人进行绝对剂量和相对剂量的验证, 间接达到验证计划的目的。本次测量选用 IRW3 固体水作为验证模体。QA 计划设计分为模体设计、模体勾画和计划移植三步。

(1) 模体设计: 在 PTW729 二维电离室矩阵上面摆放 4 mm 厚固体水模体, 下面垫 5 mm 厚固体水模体, 二维电离室矩阵夹在中间。然后根据二维电离室侧面的“+”标记确定二维矩阵电离室的有效测量中

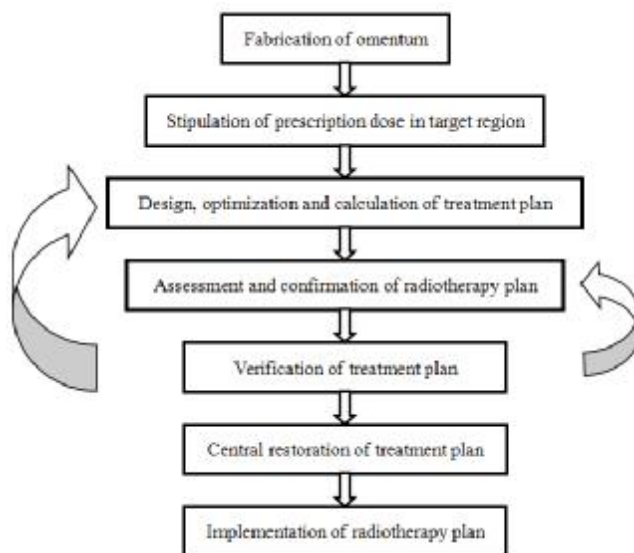


图 1 三维适形与调强放射治疗流程图

Fig.1 Flow Diagram of Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and Intensity Modulated Radiotherapy

心。将夹着二维矩阵的固体水进行 CTsim 或者 CT 扫描(5 mm 扫描, 2.5 mm 拆分);

(2) 模体勾画: 将 CT 图片传入 Focal(医生工作站), 勾画二维电离室矩阵和模体的外轮廓;

(3) 计划移植: 接着在 XIO 计划系统上移植调强计划, 由于平面剂量验证需要在二维平面进行, 所以此时要将每个野的机架角度、准直器角度、床角度都改为 0 度, 垂直于二维电离室矩阵, 称为“归零”。归零后 TPS 重新计算各个野在测量平面(即二维电离室矩阵所在 CT 层面)的剂量分布。模体计划制作好后将计划排入 Mosaic 中等待实施, 同时要将重新计算的各个野在二维电离室矩阵测量层面的剂量分布文件导入 Verisoft, 等待与实际测量结果对比, 获得计划通过率。

2.4 QA 计划实施

在很多科室做平面剂量(相对剂量)验证的同时也会做绝对剂量验证, 虽然本文只做了相对剂量验证, 这里也做下绝对剂量验证的简介。

(1) 绝对剂量验证

关于绝对剂量验证测量点位置选择的基本原则是选择剂量均匀、梯度较小的点。简单的判定方法是电离室探头的(最大剂量-最小剂量)/平均剂量的值小于 10%。通常等中心点是作为绝对剂量验证的首选位置。计划测量点均满足上述条件, 并且测量点均为计划的等中心点。但是, 有些计划的等中心点在靶区边缘或在靶区外, 比如鼻咽癌 IMRT 计划, 大多数鼻咽癌在定位时等中心点都会定在空腔上, 这样的等中心点就不适合作为测量点^[6]。这种情况下就需要适当调整模体计划中的等中心位置, 使模体中测量点位于高剂量低梯度区域, 这样可减少因测量点处剂量变化太大而导致测量结果不准确。移动计划的等中心位置

时要记录下来移动距离方向,在测量时通过移动治疗床把电离室探头移动到调整后的等中心位置。避免因计划的等中心点位于靶区外的低剂量区,无法准确测量^[7]。

绝对剂量测量步骤如下:完全按照 CT 扫描的方式把模体(40 cm×40 cm×21 cm)摆放于加速器治疗床上,借助激光线将模体测量点调整到等中心位置,注意等中心位置应在第 10 块板(2 cm 厚)测量孔的中心处,因为模体计划的测量点放在此处。将 PTW30013 型 0.6 cc 型指形电离室插入测量孔中,连接 PTW UNIDOS E 型剂量仪,输入气压、温度及校准因子修正,依次执行各野照射,记录最终的实际测量值^[8-9]。

(2) 平面剂量验证

机架和准直器角度置于 0°、加速器垂直出束,PTW 二维电离室矩阵放 5 cm 厚的固体水上方,参考激光线调整电离室矩阵,使其有效测量点位于等中心层面上,然后上面加 4 cm 的固体水,考虑到电离室矩阵固有的 5 mm 测量深度,则 SSD=95.5 cm。连接电缆,调出验证计划开始测量。对每个射野采集 1 次数据并保存。所有射野逐个测量采集数据。测量完毕后,用 Verisoft 软件将每个射野面的剂量分布的测量文件与计划文件对比分析,逐个射野对比分析后,最后总和起来形成整个计划的测量文件与计划文件的对比。得出剂量分布的误差、与各个射野和整个调强计划的通过率。

同时在进行相对剂量验证时,由于为了达到靶区的适形度会出现一下特殊形状的射野,在不移动等中心点的情况下,射野面积垂直投射后部分在二维矩阵的有效测量面积之外,同时二维矩阵还有部分测量面积空置,此时可以移动等中心点的位置,使得射野投射面积位于二维矩阵的测量面积内。移动等中心时记录移动距离方向,在测量时摆放好模体后移动治疗床达到移动等中心的目的。

3 实验结果

表 1、表 2 和表 3 为 3 组按照 QA 计划进行照射后,用 PTW729 二维电离室矩阵采集实际平面剂量分布的数据后,经 Verisoft 软件对比分析实测剂量分布与计算剂量分布,得出的各个病人 QA 计划每个射野及整个计划的通过率统计表。

4 结果分析

4.1 平面剂量验证误差分析方法

PTW729 二维电离室矩阵是目前较常用的调强验证系统之一,它可以测量照射野的剂量分布和强度分布,利用它可以极大地简化验证工作量,提高验证的效率。二维矩阵的平面剂量验证其实是将平面上每个电离室测量相应点的绝对剂量连成剂量曲线后,对比实测剂量线和计算剂量线的重合程度。但是在剂量梯度变化比较大的区域,剂量差不是好的对比标准,而在剂量变化平缓的区域,位置差也不是比较好的对比标准,故有人提出了兼顾剂量变化平坦和陡峭区域的判别方法:Gamma 分析法^[10]。

它是 Verisoft 软件中自动分析的工具,Gamma 分析法设置剂量误差标准和距离误差标准为 3%/3 mm,测量平面中达到这个标准的测量点数大于 90%则该照射野平面剂量分布合格;综合验证计划中 7 个照射野的通过率平均值,若大于 90%则该验证计划平面剂量分布合格通过。

4.2 平面剂量验证结果分析

将以上 3 组验证结果总体分析可得出:虽然 30 例调强 QA 计划均通过,但每个照射野都有 1%~8% 的误差,甚至有的照射野误差达到 10%,勉强合格,这说明的确存在影响 QA 计划验证通过的因素,并且有一定的可完善性和提高空间。

(1) 子野面积

三组数据对比分析,可以发现不同的病种对应的

表 1 10 例宫颈癌患者的通过率统计表

Tab.1 10 Cervical Cancer Cases and Corresponding Statistics of Passing Rate

Numerical order	Passing rate of single irradiation field (%)							Passing rate of plan (% , Mean)
	Field1	Field2	Field3	Field4	Field5	Field6	Field7	
1	94.6	94.1	97.3	95.5	92.2	93.7	95.2	94.6
2	97.9	97.8	96.2	95.7	95.6	97.0	99.1	97.0
3	99.0	99.5	100.0	99.1	98.0	99.0	99.1	99.1
4	90.3	92.9	92.2	91.8	96.1	90.4	95.9	92.8
5	93.2	90.3	93.1	92.1	94.4	92.7	95.6	92.9
6	91.8	93.6	96.7	94.7	95.0	96.8	91.5	94.3
7	92.3	91.4	93.7	93.2	92.5	92.1	91.6	92.4
8	94.3	96.3	94.8	95.6	89.9	93.7	94.4	94.1
9	97.8	95.9	96.4	94.7	96.5	93.8	95.5	95.8
10	95.4	96.7	96.3	95.5	94.9	96.8	96.1	96.0

表 2 10 例肺癌患者的通过率统计表

Tab.2 10 Lung Cancer Cases and Corresponding Statistics of Passing Rate

Numerical order	Passing rate of single irradiation field (%)							Passing rate of plan (%, Mean)
	Field1	Field2	Field3	Field4	Field5	Field6	Field7	
11	91.8	93.6	96.7	94.7	95.0	96.8	91.5	94.3
12	94.5	96.2	92.5	94.3	91.6	90.0	96.5	93.6
13	98.4	93.2	93.5	97.3	92.5	93.4	95.5	94.8
14	95.7	95.6	97.0	99.1	98.6	98.7	97.4	97.4
15	94.7	95.0	96.8	91.5	95.8	93.0	94.7	94.5
16	93.2	89.5	96.3	94.5	95.3	95.7	93.6	93.9
17	97.5	96.8	96.4	98.9	97.3	96.1	95.7	96.9
18	90.2	96.5	95.0	91.5	90.1	94.4	94.8	93.2
19	91.8	96.1	90.4	95.9	94.9	90.0	92.7	93.1
20	94.7	95.0	96.8	91.5	95.8	93.0	94.7	94.5

表 3 10 例鼻咽癌患者的通过率统计表

Tab.3 10 Nasopharyngeal Carcinoma Cases and Corresponding Statistics of Passing Rate

Numerical order	Passing rate of single irradiation field (%)							Passing rate of plan (%, Mean)
	Field1	Field2	Field3	Field4	Field5	Field6	Field7	
21	97.9	97.8	96.3	99.2	99.6	98.7	97.1	98.0
22	96.2	95.7	95.6	97.0	99.1	98.6	98.7	97.3
23	99.0	99.5	99.1	98.0	99.0	99.2	98.6	98.9
24	96.1	94.3	95.0	93.6	98.0	94.6	96.0	95.3
25	97.7	90.2	96.5	95.0	91.5	90.1	94.4	93.6
26	90.3	92.9	92.2	91.8	90.4	94.9	90.0	91.7
27	93.2	90.3	94.4	92.7	90.1	93.5	92.8	92.4
28	96.7	94.7	95.0	96.8	91.5	95.8	93.0	94.7
29	91.8	93.6	88.6	96.7	94.8	89.9	91.4	92.5
30	94.5	97.3	96.8	95.6	95.1	93.3	94.2	95.2

表 4 改变加速器 MLC 精度后验证符合率

Tab.4 Coincidence Rate of Verification after Altering MLC Precision of Accelerator

Numerical order	Former passing rate(%)	Present passing rate(%)
1	94.6	85.3
11	94.3	84.5
21	98.0	86.8

计划通过率在整体都合格的情况下也有小幅度的差别。表 3 鼻咽癌 29 号计划中的 Field3 与 Field6 射野的通过率低于 90%, 表 1 宫颈癌 8 号计划的 Field5 低于 90%, 而表 2 则没有出现这样的情况。鼻咽癌属于头颈部肿瘤, 由于靶区体积偏小周边危及器官多, 在制作逆向计划时会计算出许多的小面积子野来达到剂量分布适形的目的^[11-12]。而肺癌这类胸腹部肿瘤由于存在一定的呼吸运动, 为了保证治疗时射线不脱靶, 在做计划时子野面积普遍设计得较大, 子野数目也比较少。故据此猜想调强计划的子野面积会影响验证的通过率。

验证层面实际测量剂量与 QA 计划中该层面的计算剂量在低剂量区域的误差比高剂量区域较大, 而

在调强计划设计时, 低剂量区域通常是由一些小面积子野来补量的。在实际测量中, 只有少数子野的射野区域包含测量点, 即测得的是该子野的主射线, 而对于大多数子野, 只测得其边缘剂量或散射剂量, 这部分剂量通常较小, 而对于小面积子野 PTW729 电离室探头的精度不够, 故测量可能不精确。因此得出计划子野的面积会影响计划通过率, 而且子野面积最小为 4 cm²。

(2) MLC 叶片步进精度

如果小面积子野会对剂量验证产生一定影响, MLC 叶片的精度改变, 也会造成射野面积投射的不准确, QA 计划的通过率与加速器 MLC 叶片精度有着莫大的关系, 如表 4, 将加速的叶片精度从 1 mm 下调至 2 mm, 再从 3 组病人中抽取 3 例来进行验证, 如表 5。

从这项对比中可以得出 MLC 叶片步进精度对验证通过率的影响, 为了避免出现这种误差, 应该及时校准 MLC 确保到位精度, 同时一些人为误差和机器误差也会严重影响 QA 计划的通过率, 比如模体摆位精度、加速器等中心精度, 摆位精度和等中心点出现偏差必然会导致验证层面的偏差、验证中心点的偏离

表 5 调整步进距离后各射野的验证结果

Tab.5 Verification Results of Different Radiation Field after Adjusting Stepping Distance

Numerical order	Passing rate of single irradiation field (%)						
	Field1	Field2	Field3	Field4	Field5	Field6	Field7
21	85.1	89.0	82.2	84.0	85.7	85.3	86.0
22	82.6	85.8	84.1	87.5	81.9	86.6	83.0
23	88.3	85.9	83.4	87.7	89.7	83.5	89.1

这些会严重地影响计划验证通过率,所以在进行调强验证前要做好每周质控质保,矫正加速器等中心,激光灯等以排除这些误差。

【参考文献】

- [1] 张思维, 张敏, 李光琳, 等. 2003-2007 年中国食管癌肺癌发病与死亡分析[J]. 中国肿瘤, 2012, 21(4): 241-247.
Zhang SW, Zhang M, Li GL, et al. An analysis of incidence and mortality of esophageal cancer in China, 2003-2007[J]. China Cancer, 2012, 21(4): 241-247.
- [2] Lee HK, Vaporciyan AA, Cox JD, et al. Postoperative pulmonary complications after preoperative chemoradiation for esophageal carcinoma: correlation with pulmonary dose-volume histogram parameters [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003, 57: 1317-1322.
- [3] David P, Emily V, Kerry J, et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: Comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 72(4): 996-1001.
- [4] 常熙, 徐志勇, 周莉钧, 等. 鼻咽癌逆向调强计划汇总照射野方向和照射野数目对剂量分布的影响[J]. 中国癌症杂志, 2007, 17(4): 324-328.
Chang X, Xu Z, Zhou LJ, et al. Influence on dose distribution by beam direction and beam number in inverse intensity-modulated for nasopharyngeal carcinoma [J]. Chinese Journal of Cancer, 2007, 17 (4): 324-328.
- [5] 于金明, 李建彬. 乳腺癌保乳术后放射治疗进展[J]. 中华乳腺病杂志, 2007, 6(3): 13-22.
Yu JM, Li JB. Advances in radiotherapy after breast conserving operation[J]. Chinese Journal of Breast Disease, 2007, 6(3): 13-22.
- [6] Enja J, Cornelis L, geertruida H, et al. Simultaneous integrated boost irradiation after breast-conserving surgery: physician-rated toxicity and cosmetic outcome at 30 months' follow-up[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012, 82(4): 471-477.
- [7] 李建彬, 徐敏, 于金明. 乳腺癌放射治疗研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2003, 12(1): 124-127.
Li JB, Xu M, Yu JM. Research status of radiotherapy for carcinoma of breast [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2003, 12 (1): 124-127.
- [8] 吴昊, 蒋涛, 韩树奎, 等. 常见探测器的空间分辨率比较[J]. 中国医学物理学杂志, 2011, 28(2): 2501-2504.
Wu H, Jiang P, Han SK, et al. Comparison of the spatial resolution among various detectors [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2011, 28(2): 2501-2504.
- [9] 胡杰, 陶伟民, 张莹, 等. 放射治疗中绝对剂量的测量[J]. 中国医疗器械杂志, 2011, 35(3): 225-228.
Hu J, Tao WM, Zhang Y, et al. The measurement of absolute dose in radiation therapy[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2011, 35(3): 225-228.
- [10] Ong CL, Cuijpers JP, Senan S, et al. Impact of the calculation resolution of AAA for small fields and RapidArc treatment plans[J]. Med Phys, 2011, 38: 4471-4479.
- [11] 于金明, 邢力刚, 杨国仁. ^{18}F -脱氧葡萄糖 PET 用于制定肿瘤放射治疗计划研究进展[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2004, 13(2): 133-136.
Yu JM, Xing LG, Yang GR. Research progress of radiotherapy treatment planning using ^{18}F -FDG PET[J]. Chinese J Radiation Oncology, 2004, 13(2): 133-136.
- [12] Guha C, Alfieri J, Blaufox MD, et al. Tumor biology-guided radiotherapy treatment planning: gross tumor volume versus functional tumor volume [J]. Semin Nucl Med, 2008, 2: 105-113.