

## TLD 和仿真盆腔模型核查宫颈癌后装治疗三维剂量分布的研究

张书旭<sup>1,2</sup>, 李文华<sup>2</sup>, 徐海荣<sup>2</sup>, 林生趣<sup>1</sup>

中图分类号: R730.55 文献标识码: A 文章编号: 1004-714X(2005)03-0167-03

**【摘要】** 目的 探讨用 JR1152F 型热释光剂量计(TLD)和仿真人体的盆腔模型核查宫颈癌腔内后装治疗三维剂量分布的可行性。方法 测定 JR1152-F 型 TLD(规格 1 mm×1 mm×6 mm)用于铱-192 剂量测量的升温程序、剂量线性响应范围和重复性,并对 TLD 剂量计及热释光剂量仪(FJ427-A1)进行剂量刻度,仿真人体的盆腔模型分成 6 段,每一层面关键器官上设置若干直径 1 mm、长 6 mm 的测试孔,孔中放入直径 1 mm、长 6 mm 小铅条,插入宫腔管施源器,模拟机下拍摄 X 光定位片,取出铅条,测试孔内放入 TLD 剂量计,用 microSelectron HDR 后装治疗计划系统(TPS)设计腔内放疗模拟计划,给予 A 点剂量 200 cGy/次,计算出各测试点的理论值和重建精度,按计划进行腔内后装照射,用热释光剂量计对受照后的 TLD 剂量计进行重复测量。结果 TLD 剂量计剂量线性范围在 300 cGy 内,相关系数 0.997,重复性好于±4%,A 点、B 点、F 点、膀胱和直肠剂量参考点实测剂量与 TPS 计算值符合较好,误差分别在±3.60%、±0.9%、±7.8%、±7.1%、6.4%内。结论 用 JR1152-F 型 TLD 和仿真人体的盆腔模型核查宫颈癌腔内后装治疗三维剂量分布准确、可靠。

**【关键词】** 宫颈肿瘤; 放射疗法; 近距离治疗; 热释光剂量计

Study on 3D-Dose Distribution of <sup>192</sup>Ir HDR Intracavitary Brachytherapy for Cervix Cancer Patients by TLD and Anthropomorphic Pelvic Phantom. ZHANG Shu-xu, LI Wen-hua, XU Hai-rong, et al. *Guangzhou Tumor Hospital, Guangzhou 510095 China.*

**【Abstract】 Objective** To investigate the feasibility of checking the 3D-dose distribution of <sup>192</sup>Ir HDR intracavitary brachytherapy for cervix cancer patients by TLD and anthropomorphic pelvic phantom. **Methods** The heating program, the range of dose linear response, the reproducibility and the calibration factor of the TLD (JR1152-F, 1 mm×1 mm×6 mm) were determined. The tissue equivalent pelvic phantom was cut into six segments and a set of small holes (φ1×6 mm) were drilled at the interesting organs on each segment to hold the TLDs. The lead markers (φ1×6 mm) were placed in the holes. After the tandem catheter had been put into the treatment position, the orthogonal X-films could be taken and the lead markers were replaced by the TLDs. An orthogonal radiography-based brachytherapy treatment planning was designed by microSelectron HDR treatment planning system (TPS) with the prescription dose to Point A of 200 cGy. The doses to each measuring position were calculated. After the treatment plan was delivered, the doses to each TLD were measured by dosimeter. **Results** The range of dose linear response of the TLD is within 300 cGy with correlation coefficient of 0.997. The average reproducibility is less than ±4.0%. The calculated and measured dose values are in good coincidence at Point A, Point B, Point F, bladder and rectum reference points. The relative errors for those positions are within ±3.6%, ±0.9%, ±7.8%, ±7.1% and 6.4%, respectively. **Conclusion** The JR1152-F TLD and the anthropomorphic pelvic phantom are accurate and reliable in checking the 3D-dose distribution of <sup>192</sup>Ir HDR intracavitary brachytherapy for cervix cancer patients.

**【Key words】** Cervical Cancer; Radiation Therapy; Brachytherapy; Thermoluminescence Dosimeter

宫颈癌是严重威胁妇女健康的一种疾病,也是最多见的恶性肿瘤之一,居我国妇女恶性肿瘤的首位。体外照射和腔内后装治疗相结合长期以来被认为是治疗宫颈癌的标准方法,宫颈肿瘤原发区的治疗,以腔内后装治疗为主,盆腔转移区以体外照射为主。据中国医学科学院肿瘤医院统计表明,宫颈癌放射治疗失败的患者中,70%是盆腔内复发,30%为远处转移,盆腔内复发者中60%是宫旁复发,近40%是局部复发<sup>[1]</sup>。有资料表明,宫颈癌后装腔内治疗后放射性膀胱炎、放射性直肠炎分别达9.3%、20%,阴道放射性损伤则更为严重<sup>[2]</sup>,因此,准确了解宫颈癌腔内后装治疗时各重要器官和组织的实际受照剂量,对预测放疗副作用、优化放疗计划和提高疗效具有重要价值。笔者采用国产高灵敏度氟化锂[LiF(Mg, Cu, P)]热释光剂量计(TLD)和仿真人体的盆腔模型配合,核查宫颈癌腔内后装治疗三维剂量分布,探讨 JR1152-F 型 TLD 用于后装治疗体内剂量监测的准确度及其应用价值。

## 1 仪器设备材料

所用仿真人体的盆腔模型为成都剂量体模,制作体模用的材料的组织辐射等效在医疗照射范围(60 keV~20 MeV)等效误差小于±2%,形态相似参数:按中国成人女性 50 百分位制作,围

径误差小于 2 cm,脏器中心定位误差小于 1.5 cm。北京核仪器厂生产的 FJ427-A1 型微机热释光剂量仪, FJ411A 型热释光退火炉, JR1152-F 型热释光剂量计(规格 1 mm×1 mm×6 mm);荷兰核通公司生产的 micro-Selectron HDR <sup>192</sup>Ir 后装治疗系统,该系统经广东省剂量检定站检定,水模体内测量点吸收剂量的重复性为 0.1%,TPS 计算的剂量值与水模体中实测吸收剂量的相对偏差为 1.0%;西门子 Primart 电子直线加速器(X 射线能量 6MV),东芝 LX-40A 模拟定位机, Farmer 2570 剂量仪。

## 2 方法及结果

**2.1 TLD 测量升温程序的确定** 采用慢速线性升方式,对实验中所用的 TLD 进行发光曲线的测定:预热温度 40℃,预热时间 5 s,读出温度 360℃,升温速度 2℃/s,升温时间 160 s,退火温度设为 400℃,退火时间设为 0。测得发光曲线如图 1 所示。

根据发光曲线,本实验中 TLD 测量的升温程序可定为:预热温度 140℃,预热时间 20 s,读出温度 240℃,读出时间 20 s,退火温度 300℃,退火时间 15 s。所有测量均用同样的升温 and 退火条件。

**2.2 TLD 的筛选** 取 JR1152-F 型 TLD 共 100 条,彼此紧密相接整齐排列于仿真体模块上,形成 20 mm×30 mm 的矩阵,再用厚度 5 cm 的仿真体模块覆盖其上,用 Primart 电子直线加速器 6MV 的 X 射线进行照射,射野大小 10 cm×10 cm,源皮距为 100 cm, TLD 矩阵位于照射野中心,加速器剂量特性经广东省剂量检定站检定,重复性 0.1%,短期稳定性 0.7%,辐射野对称性 1.01%,用经标定后的剂量仪同时监测,照射 100 MU 后,用退火炉 400℃退火 1 h,然后自然冷却,重复照射并测量,将读数分散性小于±3%的 TLD 检出备用。

基金项目:广东省医学科研基金;批准号 A2004577;广东省科技计划资助项目;批准号 C30601

作者单位:1 广州市肿瘤医院放疗中心,广东 广州 510095;2 南方医科大学工系

作者简介:张书旭(1968~),男,四川内江人,高级工程师/主任技师,在职研究生,从事肿瘤放射治疗研究工作。

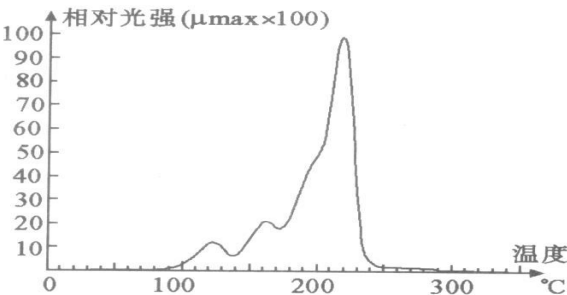


图 1 TLD 测量<sup>192</sup>Ir 的发光曲线

2.3 TLD 剂量刻度 绝对剂量测量, 须对热释光剂量仪和所使用的探测器进行标定, 即对 TLD 照射已知剂量, 然后测量读数, 确定读数与剂量值之间的比例系数。TLD 剂量计在退火炉内 400 °C 退火 1 h, 然后立即取出倒在专用金属盘中快速冷却。为获得较均匀的<sup>192</sup>Ir γ 辐射场, 设计后装治疗计划, 使放射源按直线驻留, 步进长度为 5 cm, 采用外径 6 F 塑料软管作施源器, 距施源器中心外 2 cm 处给予参考剂量 100 cGy, 经后装 TPS 优化后, 在施源器外 2 cm 处可得到一段长度为 3 cm, 剂量相对误差小于 1.0% 的均匀照射区域, 源步进值 0.25 cm, 待刻度的 TLD 剂量计 5 个为一组, 放于另一条外径同样为 6 F 的施源器中, 固定两施源器, 使其严格平行, 呈直线排列, 两施源器中心相距 2 cm, TLD 位于 3 cm 的均匀辐照场区域(相对偏差小于 1.0%)。TLD 剂量计编号后, 反复照射三次, 取每一剂量计测量值的算术平均值作为该剂量计的读数, 对所有剂量计再取平均值, 从而可得到该组剂量计的刻度系数, 见表 1。

表 1 TLD 的校正系数测量结果

序号	TLD 读数 (× 10 <sup>3</sup> c/s)	校正 系数	序号	TLD 读数 (× 10 <sup>3</sup> c/s)	校正 系数
1	331.37	3.17	11	314.99	3.33
2	323.70	3.24	12	325.67	3.22
3	310.90	3.38	13	359.05	2.92
4	336.15	3.12	14	321.34	3.27
5	350.06	3.00	15	330.18	3.18
6	326.27	3.22	16	349.88	3.00
7	315.40	3.33	17	336.99	3.12
8	328.78	3.19	18	322.74	3.25
9	347.81	3.02	19	319.28	3.29
10	337.47	3.11	20		
平均			330.95 ± 13.35	3.17 ± 0.13	

注: 1 c/s 表示 1 计数/秒

2.4 TLD 的剂量响应线性 照射方式与 2.3 中所述相似, 照射剂量从 20 cGy, 50 cGy 到 700 cGy, 每次照射 5 个 TLD 剂量计为一组, 同时照射, 测量时去掉一个读数最大和一个读数最小值, 取其余三个读数的平均作为相应剂量的测量读数, 见表 2。

表 2 TLD 的剂量响应线性的测量值及拟合值

照射剂量 (cGy)	每组测量平均值 (× 10 <sup>3</sup> c/s)	最小二乘拟合值 (× 10 <sup>3</sup> c/s)	测量与拟合值 相对偏差(%)
20	55.75 ± 3.54	69.04	-21.3
50	175.95 ± 0.95	172.18	2.2
100	355.18 ± 8.87	344.08	3.2
150	524.72 ± 8.91	515.98	1.7
200	689.52 ± 11.84	687.88	0.2
250	841.93 ± 49.37	859.78	-2.1
300	1 037.82 ± 106.12	1 031.68	0.6
350	1 173.98 ± 52.55	1 203.58	-2.5
400	1 316.45 ± 66.36	1 375.48	-4.4
450	1 796.35 ± 41.56	1 547.38	14.9
500	1 846.25 ± 15.88	1 719.28	7.1
600	2 214.12 ± 118.30	2 063.08	7.1
700	2 768.77 ± 351.20	2 406.88	14.6

从表 2 中可见, 当照射剂量 300 cGy 内时, 本批剂量计的测量读数与剂量的关系呈线性关系。对照射剂量在 300 cGy 内的测量读数进行最小二乘法拟合, 得方程:  $Y = 3.438X + 0.2849$ , 相关系数  $R = 0.997$  当照射剂量大于 300 cGy 时, 剂量片的测量读数与剂量的关系呈非线性关系(见图 2)。

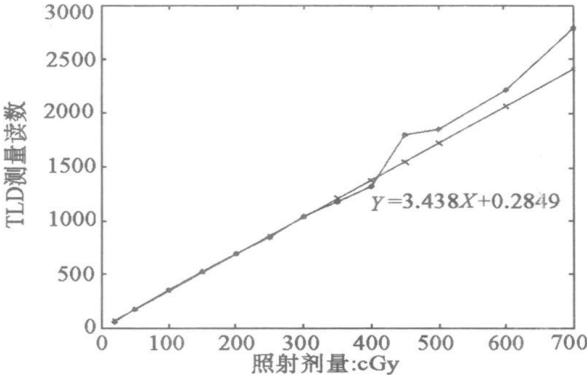


图 2 TLD 线性: 测量读数与照射剂量的最小二乘拟合

2.5 TLD 测量剂量的重复性 照射方式与 2.3 中所述相似, 只不过为提高效率, 在放射源所在施源器两侧对称放两组 TLD 剂量计, 每组五个, 每组测量读数时, 去掉一个读数最大值和最小值, 取其余三个读数的平均值作为单次照射的测量读数, 重复测量五次, 得到十组读数平均值。重复性的计算公式:

$$\text{相对实验标准差: } S_v = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (R - R_i)^2} \times 100\%$$

式中:  $R_i$  第  $i$  次测量值,  $R$ :  $n$  次比值的平均,  $n = 10$ 。根据测量结果, 计算得 TLD 测量剂量的重复性相对偏差 ± 3.9%。

2.6 体模内剂量测量 仿真人体盆腔模型分成 6 段, 在每一段的关键器官上设置若干直径 1 mm、长 6 mm 的测试孔, 孔中放入直径 1 mm、长 6 mm 小铅条, 插入宫腔管施源器, 模机下拍摄正位和侧位 X 射线定位片。取出铅条, 将经过仔细筛选、编号、刻度和 400 °C 退火后的 TLD 剂量计, 按照编号顺序放入仿真人体模型对应编号的剂量测试孔内, 用 microSelection HDR 后装治疗计划系统(TPS)设计腔内放疗模拟计划, 给予 A 点剂量 200 cGy/次, 计算出各测试点的理论值和重建精度, 按计划进行腔内后装照射, 用已刻度的 FJ427-A1 热释光剂量仪对受照后的 TLD 剂量计进行测量读数, 同一位置进行三次照射和测量, 结果列于表 3。

表 3 体模内重要器官受照剂量的实测值和计算值及其相比偏差

测量位置	测量读数平均 (× 10 <sup>3</sup> c/s)	测量值 (cGy)	TPS 计算值 (cGy)	相对偏差 (%)
股骨	11.39	3.61	3.50	3.1
右股骨头	23.11	7.80	7.00	10.9
左股骨头	21.63	6.76	6.40	5.4
左侧 B 点	61.16	19.68	19.50	0.9
右侧 A 点	308.51	102.71	99.20	3.5
左侧 A 点	301.95	96.43	93.00	3.6
膀胱上缘	116.71	35.23	36.70	-4.1
膀胱中心	127.77	42.02	45.10	-7.1
直肠中心	103.47	32.19	30.20	6.4
右髂外淋巴结	38.16	12.72	11.60	9.2
左髂外淋巴结	35.39	11.41	10.70	6.4
F 点	113.46	37.07	40.10	-7.8
右卵巢	28.21	8.97	10.40	-14.8
右卵巢	31.29	9.39	10.50	-11.2
髂总淋巴结	17.36	5.65	5.60	0.8

3 讨论

宫颈癌腔内后装治疗的体内剂量测试, 大多是利用人体的天然管腔进行无创监测, 也有的通过插植进行有创监测, 主要测量方法是用热释光剂量仪, 也有用半导体剂量仪的。热释光

剂量仪在体内剂量测量时比半导体剂量仪更简单、更准确,因而应用较多。Hood 等<sup>[3]</sup>用小型的热释光剂量棒 Pin wom (直径 0.6 mm、长 2 mm),放在空心针和软施源管中,在组织等效体模内测量<sup>192</sup>Ir 插植剂量分布,Pin wom 重复性小于 2%、剂量测量下限为 10 mGy。所测相对剂量分布与用 ADAC 公司生产的 Pin-nacle 计划系统的计算值符合得很好。

测量值与 TPS 计算值间误差来源,TPS 基于均匀水体模测量值进行计算,计算值与电离室在水模体中的测量值相对误差小于±1%,仿真盆腔体模由非均匀的肌肉和骨等效材料组成,其吸收剂量的差异是误差的主要来源之一;误差还产生于剂量梯度的影响、测量位置空间几何重建误差、测量点远超出剂量计算参考距离(剂量计算公式的有效范围)、LiF 与骨密度的差异、TLD 测量本身固有的统计涨落。在 2 cm 处测线性、重复性、刻度的原因:一方面因 A 点距施源器距离为 2 cm;在距源小于 2 cm 的距离内,剂量梯度大,几何误差所致剂量差异大;当距离过远时,剂量率低,达到一定剂量的照射时间长,工作效率低。对于重建精度对结果的影响,Pantelis 等<sup>[4]</sup>的研究表明,1 mm 施源器重建误差和沿施源器方向 1.5 mm 的源驻留位置误差,导致在小于 2 倍处方剂量的范围内,剂量不确定度小于 2%,在靠近施源器表面的最大剂量不确定度可达 5%。当重建误差为 2 mm 时,在处方剂量 1.5 倍的剂量曲线范围内,剂量的不确定度最高可达 9%。

宫颈癌腔内后装治疗均为多分次的治疗,每次治疗时插管难以保持一致,计划设计时施源器的位置与治疗时的位置也会因病人的移动而变化,这使计算剂量不能真实反映受照剂量。据 Garipagaoglu 等<sup>[5]</sup>报道施源器位置变化在 3.2~12.1 mm,直肠和膀胱参考剂量单次变化分别为 64~75 cGy 和 47~58 cGy,因此,宫颈癌腔内后装治疗时固定施源器,尽可能减少病人移动具有重要意义。

Anagnostopulos 等<sup>[6]</sup>报道用 TLD-100 热释光剂量棒放入 4F 塑料管中,再置入 6F 插植针内,插于尿道附近进行体内测量监测,将测量结果与基于 CT 的三维计划系统的计算值进行比较,单次偏差 8.57%±2.61%,总平均偏差 6.88%±4.93%。在体内剂量测试与远期并发症相互关系的研究中,Huh 等<sup>[7]</sup>发现直肠出血与否,患者直肠剂量参考点的计算值无差异,但 TLD 测试值差异有显著性,用微型热释光片(棒)进行体内剂量测试对

预测直肠并发症具有指导意义。

在等效体模中一次性获取大量重要器官组织的受照剂量,为体内剂量测量作了有益的探讨,微型 TLD 可直接放入施源器中进行宫腔内、直肠、膀胱内或通过用插植针对其他组织器官进行体内剂量监测,从实验结果来看,TLD 实测剂量能较好地反映病人受照剂量,预测放疗副作用、优化放疗计划,提高疗效,具有重要价值。

参考文献:

[1] 殷蔚伯,谷铎之.肿瘤放射治疗学[M].第三版.北京:中国协和医科大学出版社,2003.902-922.

[2] 陈昆田,何智纯,曹新平.近距离放射治疗宫颈癌(II、III期)的远期疗效[J].中华放射肿瘤学杂志,1996,5(12):237-239.

[3] Hood G, Duggan L, Bazley S, et al. LiF: Mg, Cu, P ' pin woms' : miniature detectors for brachytherapy dosimetry[J]. Radiat Prot Dosimetry. 2002; 101(1-4): 407-410.

[4] Pantelis E, Papagiannis P, Anagnostopoulos G, et al. Evaluation of a TG-43 compliant analytical dosimetry model in clinical <sup>192</sup>Ir HDR brachytherapy treatment planning and assessment of the significance of source position and catheter reconstruction uncertainties[J]. Phys Med Biol. 2004, 49(1): 55-67.

[5] Garipagaoglu M, Tuncel N, Koseoglu FG, et al. Geometric and dosimetric variations of ICRU bladder and rectum reference points in vaginal cuff brachytherapy using ovoids[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2004, 58(5): 1607-1615.

[6] Anagnostopoulos G, Baltas D, Geretschlaeger A, et al. In vivo thermoluminescence dosimetry dose verification of transperineal <sup>192</sup>Ir high-dose-rate brachytherapy using CT-based planning for the treatment of prostate cancer[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2003 Nov 15; 57(4): 1183-1191.

[7] Huh SJ, Lim do H, Ahn YC, et al. Comparison between in vivo dosimetry and barium contrast technique for prediction of rectal complications in high-dose-rate intracavitary radiotherapy in cervix cancer patients[J]. Strahlenther Onkol. 2003, 179(3): 191-196.

(收稿日期:2005-01-03)

【工作报告】

潍坊市一起放射源丢失事件的调查分析

王 勇,沈金霞,鞠兰芹

中图分类号: TL73 文献标识码: D

2004 年 12 月 5 日,潍坊市某水泥厂丢失一枚铯-137 放射源,接到报告后,我们进行了调查,现报告如下。

1 放射源丢失经过

2004 年 11 月 27 日该厂二车间水泥卸料发生故障,工人刘某将安装在立窑上的放射源(料位计用)卸下,立窑车间主任张某安排其放于仓库。因未找到仓库钥匙,刘某报告了张某,张又安排其找电工存放。电工李某将放射源置于电工房门口北侧墙边,并用铁板遮挡。12 月 3 日,张某找李某查看时,放射源还在,遂安排其找钥匙放于仓库。5 日 15 时,张某再次去查看时,未发现放射源(当时李某未在电工房)。6 日 7 时,张某找李某询问放射源下落,李某也未发现,遂判断放射源丢失。

2 放射源查找过程

6 日 8 时,张某向厂领导作了汇报。6 日上午,厂里发动职工在厂内、厂周围(包括宿舍、废弃的房屋)以及附近村庄寻找放射源,未果。6 日 11 时 30 分,该厂将放射源丢失情况报告了当地环保局、公安局和防疫站。相继赶到的调查人员通过广播、电视、张贴布告、散发传单、设立举报箱、重点地段仪器探测

等方式进行查找,一直到 6 日 23 时,仍无下落。7 日下午市防疫站和省环保局赶来参与调查处理。8 日上午 9 时,放射源在厂区通往家属宿舍楼的路上被找到。经检测,铅罐完整,放射源在铅罐内。

3 讨论

- 3.1 事故判定 本次事件所丢失的铯-137 放射源出厂时活度为  $7.4 \times 10^6$  Bq(1992 年 5 月),推算到丢失时的活度大约为  $5.54 \times 10^6$  Bq。根据《放射事故管理规定》判定,本次事件为一起因被盗而发生的丢失放射性物质的一般事故。
- 3.2 事故原因 工作人员有章不循,将放射源随意乱放是造成本次事故的直接原因。
- 3.3 结果启示 各级各部门分工明确、通力合作,以及由此而产生的强大舆论压力,促使盗窃者放弃赃物,放射源方得以找回。然而,也许由于本次盗窃者看中的只是铅罐的价值,如果盗窃者是用放射源作案、谋害他人的话,查找的过程将不会如此简单,后果也将不堪设想。
- 3.4 措施 加强工人的在岗培训,强化责任意识,是防止此类事故发生的简单而有效的办法。

(收稿日期:2005-01-16)