DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2019.11.004

医学放射物理

探讨热释光在螺旋断层放射治疗系统和直线加速器中剂量标定

王为,沈奕晨,蒋马伟

上海交通大学医学院附属新华医院肿瘤科,上海 200092

【摘要】目的:比对热释光剂量计(TLD)在普通直线加速器(LINAC)和螺旋断层放射治疗系统(TOMO)中的剂量刻度差 异,探讨TLD特性,为后续临床实测应用提供依据。方法:在6MV光子束下,通过LINAC和TOMO对同批次TLD分别 刻度。LINAC出束跳数30、50、100、150、200、300 MU;TOMO出束时间为3、5、10、15、20、30、40 s。在TLD测量位置,应 用电离室交叉校准。每组测量数据为3个TLD片平均值。计算相应剂量为TLD读数的函数。将LINAC和TOMO下 的TLD剂量校准曲线分别进行最小二乘法的线性模型和二次模型拟合比较,统计分析和配对t检验计算校准因子。验证 相应TLD灵敏度、重复性、分散性和剂量响应等特性。结果:LINAC中,TLD发光读数y与照射剂量x关系式:y= 94.754x+0.001x², R²=0.997 1;TOMO中:y=93.835x+0.000 3x², R²=0.998 2。在0.30~3.74 Gy剂量范围内,对6 MV光子 束,TLD计数值与剂量呈近似线性关系。cGy剂量级同批次TLD各重复测量5次,读出平均值变化为1.48%。结论:同等 能量下TOMO和LINAC的TLD刻度结果差异小于3%,符合要求。TLD线性相关性强、重复测量精度高、性能稳定,可应 用于相关临床放疗剂量测量。

【关键词】热释光剂量测量系统;螺旋断层放射治疗系统;兆伏级剂量校准;刻度因子 【中图分类号】R815 【文献标志码】A 【文章编号】1005-202X(2019)11-1261-06

Dosimeteric calibration of thermoluminescence in helical tomotherapy system and linear accelerator

WANG Wei, SHEN Yichen, JIANG Mawei

Department of Oncology, Xinhua Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200092, China

Abstract: Objective To compare the differences in scale factors of thermoluminescent dosimeters (TLD) between a linear accelerator (LINAC) and a helical tomotherapy system (TOMO) and to investigate the characteristics of TLD for providing basis for follow-up clinical applications. Methods The same batch of TLD was calibrated at 6 MV photon beams via LINAC and TOMO. The machine units of LINAC were 30, 50, 100, 150, 200 and 300 MU, respectively, while the delivery time of TOMO was 3, 5, 10, 15, 20, 30 and 40 s, respectively. Cross-calibration of an ionization chamber was applied at TLD measurement positions. Each set of measurement data was defined as the average of 3 TLD chips, and the dose as a function of TLD reading was calculated. The TLD dose calibration curves under LINAC and TOMO were compared with the linear model and the quadratic model fitting with least square method, respectively. Statistic analysis and paired t test were performed to calculate calibration factors. Meanwhile, the corresponding TLD characteristics such as sensitivity, repeatability, dispersibility and dose response performance were also verified. Results The correlation between TLD reading y and irradiation dose x in LINAC was $y=94.754x+0.001x^2$, $R^2=0.9971$. In TOMO, the correlation was y=93.835x+0.000 $3x^2$, $R^2=0.998$ 2. In the dose range of 0.30-3.74 Gy, the TLD dose-response curve of 6 MV photon beams was approximately linear. The measurement for the same batch was repeated 5 times at each cGy dose level, and the average change in reading was 1.48%. Conclusion The difference in TLD calibrated with LINAC and TOMO at the same energy was less than 3%. With the advantages of strong linear correlation of dose response, precise measurements, high repeatability, and stable performance, the proposed TLD system is appropriate for relevant clinical irradiation dose measurements. Keywords: thermoluminescent dosimeter; helical tomotherapy; megavoltage dose calibration; calibration factor

【收稿日期】2019-05-15

- 【基金项目】上海促进市级医院临床技能与临床创新3年行动计划项 目(16CR2014A)
- 【作者简介】王为,硕士,物理师,研究方向:放射治疗物理技术,E-mail: wangwei06@xinhuamed.com.cn
- 【通信作者】蒋马伟,博士,主任医师,研究方向:儿童肿瘤放射治疗, E-mail:jiangmawei@xinhuamed.com.cn

前言

与直线加速器相比,螺旋断层放射治疗系统 Tomotherapy(Accuray Inc., Sunnyvale, Calif.)独特的 光束传输技术需要量身定做的质量保证,这一要求 同样适用于外照射剂量比对。绝对剂量测量应考虑 每个治疗系统特性和不同照射技术^[1]。热释光剂量 计(Thermoluminescent Dosimeter, TLD)是利用热致 发光原理获取累积辐射剂量的一种探测器件。当 TLD受到射线辐照后,能量被储存,对其加热,用光 电倍增管测量输出,可读取对应辐射剂量值。与电 离室和半导体测量仪相比,TLD体积小,灵敏度高, 稳定性好,能量响应好,可重复使用[2],但其均匀性欠 佳,能响范围和探测灵敏度依赖于构成热释光的磷 光体材质不同原子序数,读数依赖于读出器的精度。 当不同材质的TLD应用于临床肿瘤放射治疗的剂量 测定和质量保证,需要进行相关性能测试和筛选[3]。 TLD测量是一种相对测量方式,在使用前必须进行 剂量标定刻度。刻度即在标准条件下,定量确定剂 量仪读数和被测量值关系。本实验目的为在临床常 规分割剂量范围内,筛选出符合要求的高精度高稳 定性氟化锂(Lithium Fluoride, LiF)热释光片,探讨热 释光剂量测量系统在螺旋断层放射治疗系统和直线 加速器下不同刻度方法和应用可行性,为临床剂量 学验证和实测提供依据。

1 材料与方法

1.1 实验材料和设备

本实验采用氟化锂(LiF)材料的TLD,型号为 GR-200A,其直径、厚度分别为4.5、0.8 mm,精度为 $\pm 0.01\%$,密度为2.5 g/cm³。热释光剂量测量系统由 TLD、热释光读数仪(RAYDOSE, SL08型)、计算机与 数据处理软件、退火设备等组成。实验设备为0.6 cc 的 FARMER 指形电离室(剂量仪 FARMER 2570), 0.056 cc 的 A1SL 指形电离室(Standing Imaging, USA), 医科达直线加速器(Synergy 1629, Elekta, Stockholm, Sweden),简称LINAC,以及螺旋断层与 径照放射治疗系统TomoHD,简称TOMO。

1.2 TLD 原理

构成TLD的磷光体(晶体材料)在制备工程中会 加进某些杂质,这些杂质经加热或辐射会引起位错 产生陷阱。晶体的陷阱,可以保持电子或空穴,防止 其重新结合。在辐射电离作用(射线照射)下,一些 电子被陷阱所俘获。亚稳态能量状态在晶体能带结 构中以电子-空穴对形式激发能量。如果将这些晶体 加热,被俘获的电子获得足够的能量从陷阱中逃逸 出来与空穴结合,原本存储在空穴中的射线能量以 光辐射的形式释放出来,即热释光现象。在光电倍 增管条件下,能量转换为电荷量,得到热释光接受辐 射剂量与光强度的比例关系^[45]。

1.3 分散性和重复性实验筛选热释光片

进行相关性能测试,筛选合适的热释光片,保证 临床使用及刻度结果的准确和稳定性。TLD经过 240 ℃高温加热后,冷却。在热释光片上覆盖5 mm 水等效建成厚度材料。用直线加速器6 MV射线,源 轴距(Source to Axis Distance, SAD)=100 cm,射野为 10 cm×10 cm,等中心处吸收剂量为100 cGy,均匀照 射。先用指型电离室测量射野范围内的均匀性,要 求中心轴测量值与X轴和Y轴测量值比较,相对偏差 小于±1%。在相同退火、照射和测量条件下,筛选出 分散性控制在±3%内的热释光片。重复5次实验,再 筛选出重复性在整个组平均响应为±3%内的热释光 片,用于标定和常规剂量传送^[2]。

1.4 LINAC和TOMO中心剂量测量校准

1.4.1 LINAC 确定所有参数后,进行温度气压修正, 对LINAC 的输出剂量进行标定,在射线束的最大剂 量深度位置处1 MU=1 cGy,在 SAD=100 cm,等效固 体水模体下5 cm处,射野大小为10 cm×10 cm,射束 中心轴上5 cm处的百分深度剂量比(Percentage Depth Dose, PDD)=86.6%,使用 FARMER 电离室,出 束跳数为200 MU,记录当日实测值。

1.4.2 TOMO 设定射线束角度为0°,剂量率约为 854 cGy/min, SAD=85 cm,射野大小为5 cm×40 cm, 等效固体水模体1.5 cm深度处,使用A1SL电离室, 出束时间70 s,记录当日实测值。

1.5 标定(刻度)条件

分别采用6 MV LINAC 和6 MV TOMO 射线源, 使用筛选后的热释光片和经权威计量部门检定的放 疗剂量仪(电离室),在相应测量条件下进行测量,将 TLD发光读数与电离室所测值对应记录^[6]。

(1)LINAC剂量标定:6 MV X射线束,SAD=100 cm, 照射野为10 cm×10 cm。电离室为FARMER 2570,在 等效固体水模体5 cm深度处,出束跳数分别为30、50、 100、150、200、300 MU下,在有效点测量并记录。 (2)TOMO剂量标定:6 MV X射线束,SAD=85 cm,照 射野5 cm×25 cm。电离室为A1SL,在等效固体水模体 8 cm深度处^[6],出束时间分别为3、5、10、15、20、30、40 s条 件下,在有效点测量并记录。(3)热释光测量:采用替代 测量法,将筛选后的热释光片分别放置在(1)、(2)中的 电离室处,照射条件与(1)、(2)完全相同,标记不同出 束跳数或出束时间下的热释光片。

1.6 热释光测量和退火步骤

(1)测量加热程序:二阶段程序升温,第一阶段 为135℃预热8s,第二阶段为恒温温度240℃加热 20s,升温速率为15℃/s。(2)高温退火程序:在 240℃恒温条件下,退火10min^[7],并使用热炉逐渐 冷却5min。TLD辐照24h后,读取响应。 1.7 剂量刻度曲线拟合和刻度因子N计算

采用 IAEA TRS 277 基于电离室空气比释动能的 校准方法[8-9],使用电离室进行输出剂量测量,并计算 TLD受照位置处(同一有效测量点)相应电离室在水 中参考深度处的吸收剂量。将TLD发光读数与电离 室所测吸收剂量比对刻度[10]。

1.7.1 剂量刻度曲线拟合 本实验TLD标定采用刻度 曲线法(最小二乘法)^[11],利用最小化误差的平方,寻 找数据的最佳函数匹配,即按各点到曲线的距离之 和最短的计算方法,进行二项式方程拟合曲线。在 LINAC和TOMO的标定条件下,各选取几组不同的 照射剂量,TLD 读数值和受照吸收剂量值按式(1)和 式(2)进行拟合,分别绘出热释光剂量刻度拟合曲 线。已知数据点(x_i, y_i), *i*=1, 2, …, *n*, 其中, y_i为TLD 读出器计数值,x,为受照处(电离室)的吸收剂量 (cGy),n为照射剂量点的组数。本实验LINAC组中 *n*=6;TOMO组中*n*=7。

若二次函数作为近似拟合曲线,使得均方误差 $\sum_{i=1}^{n} \left(\mathbf{a}_{0} + \mathbf{a}_{1} \mathbf{x}_{i} + \mathbf{a}_{2} \mathbf{x}_{i}^{2} - \mathbf{y}_{i} \right)^{2}$ 最小,计算公式为:

$$y(x) = a_0 + a_1 x + a_2 x^2$$
(1)

其中,a,、a,、a,分别表示常数项、一次项系数和二次项 系数。

若进行线性拟合,计算公式按最小二乘法原理 得出:

$$y = kx + b \tag{2}$$

其中,k为标准剂量曲线斜率,b为标准剂量曲线截 距,k和b按式(3)和式(4)进行计算得到:

$$k = \frac{n \sum_{i=1}^{n} x_i y_i - \sum_{i=1}^{n} x_i \sum_{i=1}^{n} y_i}{n \sum_{i=1}^{n} x_i^2 - \left(\sum_{i=1}^{n} x_i\right)^2}$$
(3)

(4)

 $b = \overline{v} - k\overline{x}$

1.7.2 刻度因子N计算 刻度因子N是剂量计需要定 度的约定真值H除以读数仪的读数M所得的 商[8-9],即:

$$N = \frac{H}{M}$$
(5)

在标准实验条件下,照射不等的约定真值H(参 考点吸收剂量, cGy)除以经测量得到的TLD读数平 均值M,得到热释光测量系统水中吸收剂量刻度因 $\mathcal{F}N_{w^{\circ}}$

1.8 回归验证

在常规周检条件下,LINAC照射野为10 cm×10 cm, 等效固体水模体5 cm 深度处,出束跳数分别为100、 200、300 MU: TOMO 照射野为5 cm×25 cm, 等效固 体水模体 1.5 cm 深度处,出束时间分别为 10、20、 30 s。两组各使用电离室和 TLD 进行 3 次实测,由 TLD 读数通过两种拟合方法计算并比对受照剂量, 对刻度因子N"行回归验证^[12-13]。

1.9 统计学分析

使用 SPSS 17.0 软件对同样能量条件下, LINAC 和 TOMO的TLD剂量刻度进行配对样本t检验。P<0.05 为样本差异有统计学意义。

2 结 果

2.1 TLD分散性和重复性实验结果

在LINAC的6MVX射线能量条件下,每6~8个 TLD片1组,均匀平铺放在射野中心范围内,并覆盖 5 mm 水等效建成厚度材料。分批照射,每次出束 100 MU,筛选出符合临床要求,分散性和重复性 <±3%的热释光片,用于后续标定和常规剂量传送。 在cGy剂量级,同批次TLD各重复测量5次,得到此 批次TLD的总重复性读出变化值为(1.48±0.47)%, 表1为部分TLD的分散性和重复性读数结果。

2.2 LINAC和TOMO中心吸收剂量电离室测量校准 结果

根据IAEA TRS 277 报告推荐方法,用电离室进行 输出剂量测量,计算水中参考深度处的吸收剂量。刻 度当日LINAC等中心处计算的吸收剂量为200.5 cGy, 与真值 200.0 cGy 偏差+0.25%; TOMO 等中心处计算的 吸收剂量为822.4 cGy,与真值827.0 cGy偏差-0.56%。 2.3 LINAC和TOMOTLD测量和拟合结果

在LINAC和TOMO组中,每个测量点各测量3 次,TLD读出器的平均计数值如表2所示,其中 \bar{v} (计 数)为扣除本底值。LINAC组的标定剂量范围为 30.0~299.6 cGy, TOMO 组的标定剂量范围为 28.0~374.1 cGy。TLD计数与对应吸收剂量x比较, 在LINAC组中, t=-3.261, P=0.022;在TOMO组中, t= -3.757, P=0.009。可见, LINAC组和TOMO组TLD 平均计数值和吸收剂量都具有显著相关性:按归一 后剂量对应的LINAC组和TOMO组TLD读数值行 配对 t 检验, 配对样本 t=0.216, P=0.837, 两配对样本 不存在显著差异,即在同等能量下的 LINAC 和 TOMO, TLD 读数均数差异不具有统计学意义。

根据最小二乘法二项式拟合实测数据(图1),得出 LINAC组中TLD发光读数y与照射剂量x关系式:y=94.754x+0.001 x^2 , R^2 =0.997 1; TOMO 组: y=93.835x+ 0.000 3x², R²=0.998 2。得出 LINAC 和 TOMO 组中,刻 度因子Nul分别为0.010 55 和0.010 66,均值差异1.03%。

表1 部分热释光剂量计分散性和重复性读数

Tab.1 Dispersibility and repeatability of partial readings of thermoluminescent dosimeters (TLD)

TLD编号	读数1	读数2	读数3	读数4	读数5	重复性标准误差/%
1	8 152.90	8 301.31	8 365.23	8 558.59	8 230.66	1.85
2	8 550.11	8 764.32	8 601.42	8 972.53	8 687.24	1.90
3	8 355.48	8 427.75	8 599.80	8 656.22	8 472.15	1.46
4	8 671.99	8 712.40	8 790.64	8 835.18	8 690.75	0.79
5	8 202.76	8 487.46	8 506.11	8 498.67	8 354.21	1.56
6	7 995.23	8 122.38	8 185.24	8 234.51	8 104.94	1.11
7	8 638.01	8 733.25	8 796.84	8 865.69	8 746.08	0.86
8	8 270.65	8 357.97	8 487.47	8 596.56	8 087.13	2.35
9	8 244.90	8 455.32	8 492.25	8 636.37	8 258.04	1.97
10	8 460.80	8 587.27	8 759.63	8 653.37	8 577.06	1.97
11	8 154.98	8 187.55	8 264.29	8 468.83	8 297.67	1.48
12	8 612.99	8 747.91	8 768.47	8 874.63	8 653.52	1.18
分散性标准误差/%	2.67	2.62	2.43	2.40	2.82	-

表2 LINAC和TOMO测量条件下,吸收剂量x和热释光读出 器平均计数<u>求</u> Tab.2 Absorbed dose *x* and average TLD reading y for

LINAC and TOMO

标定设备	出東跳数/出束时间	x/cGy	<i>y</i> /100	标准差/100
LINAC	30 MU	30.0	22.60	1.53
	50 MU	50.0	41.32	1.04
	100 MU	99.9	99.52	0.53
	150 MU	149.8	147.63	1.13
	200 MU	199.7	185.45	0.99
	300 MU	299.6	285.49	10.44
ТОМО	3 s	28.0	22.94	1.54
	5 s	46.8	46.80	1.66
	10 s	93.7	92.23	1.29
	15 s	140.4	124.69	3.66
	20 s	187.4	182.51	3.52
	30 s	281.3	259.65	11.26
	40 s	374.1	353.49	13.84

根据刻度线性拟合(图2),LINAC组和TOMO组 TLD读数*M*和吸收剂量*H*关系式分别为:*M*=94.982*H*, *R*²=0.9971;*M*=93.936*H*,*R*²=0.9982,得平均刻度因子*N*_{w2} 分别为0.01053和0.01065,均值差异1.13%。

2.4 刻度因子回归验证结果

利用公式对上述测量结果进行验证,回归刻度

因子 $N_w' = \frac{H}{M}$,其中H为该点吸收剂量,M为TLD读数。刻度因子相对偏差= $(N_w'-N_w)/N_w \times 100\%$,结果见表3。

实验结果表明,采用最小二乘法的二项式拟合和 线性拟合法计算出的刻度因子均能较好回归到真实 照射计量值,误差均在3%以内,符合测量精度要求。 相较而言,取测量点平均值再线性拟合计算得出的刻 度因子回归的结果(误差为-0.66%~-2.25%)比二项式 拟合出的计算公式回归结果(误差为-0.75%~-2.35%) 误差略小。在实际测量范围中,LiF材质的TLD剂量 刻度因子接近线性拟合结果,可用作临床实际应用。

3 讨 论

热释光测量是一种相对测量方法,将TLD剂量 计测量读数转换为剂量值,需要采用标准源对剂量 计进行刻度。不同批次的热释光剂量原件对辐射的 敏感度不同,每批次原件在使用前也都需要进行刻 度,用于剂量刻度和后续临床监测用的TLD剂量计 为同批型号规格^[14]。本实验在同等能量6 MV下的 LINAC和TOMO中分别标定TLD,线性拟合后的刻 度系数差异约1.13%。不同照射系统的射线质差异、 标定条件、电离室灵敏体积差异、TLD特性、TLD读 数仪偏差和刻度拟合方式都会造成标定结果的误差^[15]。

在TOMO系统中标定TLD,取最大射野宽5 cm,射 野宽度大于在等效水介质中的两倍侧向散射距离,可 实现侧向电子平衡。受体积平均效应的影响,一般灵



图1 TLD计数值与照射剂量二次函数拟合曲线图比较

Fig.1 Dose-response fitting curves based on the quadratic function of irradiation dose and TLD reading



图 2 TLD刻度因子线性拟合图比较 Fig.2 Comparison of the linear fitting results for TLD calibration factors

- 余 粉r	组别						
参 <u>载</u>	LINAC			ТОМО			
出束跳数/出束时间	100 MU	200 MU	300 MU	10 s	20 s	30 s	
吸收剂量H'/cGy	99.87	199.39	299.61	135.62	271.83	407.45	
TLD读数均值M	9 587.30	19 245.79	29 008.29	12 823.44	26 114.13	38 790.09	
标准差	111.88	181.38	1 302.88	101.62	238.77	1 500	
$1/N_w$	95.99	96.52	96.80	94.55	96.07	95.20	
回归刻度因子 N _w	0.010 42	0.010 36	0.010 33	0.010 58	0.010 41	0.010 50	
刻度因子相对偏差1/%	-1.23	-1.80	-2.09	-0.75	-2.35	-1.50	
刻度因子相对偏差2/%	-1.04	-1.61	-1.90	-0.66	-2.25	-1.37	

表3 LINAC和TOMO组刻度因子 N_w 回归验证 Tab.3 Regressive verification of calibration factor N_w for LINAC and TOMO

刻度因子相对偏差1为Nw'与Nw1比较结果;刻度因子相对偏差2为Nw2与Nw2比较结果

敏体积较大的电离室测量误差较大,但在剂量分布均 匀区域(标定射野下),TOMO组使用的0.056 cc电离室 与LINAC组使用的0.6 cc电离室受影响较小。 理论上,标定时电离室和TLD吸收剂量的测量点 应严格一致。但电离室的灵敏体积不同会造成有效测量点的不确定^[16-17],同时实际测量中TLD芯片的放置差异和固定不充分也会导致误差。TLD临床应用中以体表剂量实测和依据表面出射入射剂量推算体中剂量居多^[18],覆盖5mm水等效建成厚度材料进行重复性实验,此等效厚度可能导致TLD的有效测量点位于建成区内,剂量梯度较大,会造成测量误差。

TLD存在材料剂量特性,低原子序数磷光体组 织如LiF的有效原子序数与人体组织和空气近似等 效,组织等效性较电离室或胶片好,所测辐射剂量基 本真实反映人体吸收的剂量。实际测量过程中,测 量准确度受到较多因素的影响。除了TLD测定或评 估中的误差,探测器的测量参数设置,如TLD读数仪 的初始温度、加热速率、最高温度设置和读取前的预 热时间都会影响读数,所以需要对TLD读数仪和校 准程序进行定期质量控制。

本实验中,采用最小二乘法的二项式拟合和线 性拟合法计算出的刻度因子均能较好回归到真实照 射计量值,线性拟合计算得出的刻度因子比二项式 拟合出的回归结果误差略小,误差均在3%以内,符 合测量精度要求。在临床常规分割剂量范围内,无 论是在LINAC还是TOMO下的6 MV光子束,TLD 校准曲线都接近线性,且同等能量下的不同照射系 统刻度因子无明显差异。

4 结 论

TLD能长时间积累剂量,性能较稳定,具有重复 性好、分散性小、稳定性高、线性相关性强等基本特 性,信号衰弱现象远不如胶片那样明显。在临床常 规分割剂量范围内,LiF材质的TLD剂量刻度因子对 于6 MV光子束接近线性拟合结果,精度符合国际推 荐标准,可应用于LINAC和TOMO临床剂量测定。

【参考文献】

- [1] SCHIEFER H, BUCHAUER K, HEINZE S, et al. Design and implementation of a cheese phantom-based tomotherapy TLD dose intercomparison[J]. Strahlenther Onkol, 2015, 191(11): 855-861.
- [2] 江芬芬,王培,康盛伟,等. 热释光剂量片测量肺部肿瘤放疗剂量的 方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2016, 33(6): 564-568.
 JIANG F F, WANG P, KANG S W, et al. Thermo luminescent dosimeter method for measuring radiothepray dosimetry of lung tumor [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016, 33(6): 564-568.
- [3] TOIVONEN M J. Improving the accuracy of TLD systems in clinical applications [J]. Radiat Prot Dosim, 1993, 47: 497-503.
- [4] SCARBORO S B, FOLLOWILL D S, HOWELL R M, et al. Variations in photon energy spectra of a 6 MV beam and their impact on TLD response[J]. Med Phys, 2011, 38(5): 2619-2628.
- [5] TSOULFANIDIS N, LANDSBERGER S. Measurement and detection of radiation[M]. 3rd ed. CRC Press, 2010.

[6] 赵进沛,张富利,王雅棣,等. 热释光技术在螺旋断层放射治疗系统 治疗计划剂量验证中的应用研究[J]. 中国职业医学, 2014, 41(1): 73-76.

ZHAO J P, ZHANG F L, WANG Y D, et al. Application study on verifying the treatment plan dose in tomotherapy system with thermoluminescence dosimeter [J]. China Occupational Medicine, 2014, 41(1): 73-76.

- [7] 侯雪莉,戴军,陈宝维. TLD 的测量技术及其质量控制[J]. 核电子 学与探测技术, 2005, 25(6): 772-777.
 HOU X L, DAI J, CHEN B W. TLD measurement technology and its quality control [J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2005, 25(6): 772-777.
- [8] International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice: technical reports series No.277[R]. Vienna: IAEA, 1987.
- [9] International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice: technical reports series No.398[R]. Vienna: IAEA, 2000.
- [10] 罗素明,何志坚,施建和,等. 放疗剂量TLD质量控制[J]. 中华放射 医学与防护杂志, 1999, 19(2): 137-139.
 LUO S M, HE Z J, SHI J H, et al. Quality control of radiotherapy dose with TLD [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 1999, 19(2): 137-139.
- [11] 唐木涛, 孙华斌, 杨新芳, 等. 热释光用于个人剂量监测中剂量刻度 方法研究[J]. 医疗卫生装备, 2006, 27(10): 7-8.
 TANG M T, SUN H B, YANG X F, et al. Study on dose calibration of thermoluminescent used in individual dosimetry[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2006, 27(10): 7-8.
- [12] 胡传朋,程晓军,乔红兵,等. TLD核查6MV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.
 HU C P, CHENG X J, QIAO H B, et al. Method validation of TLD verification of 6 MV photon beam dose dosimetric parameters[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2014, 23(1): 23-25.
- [13] 余宁乐, 钟文平, 张兵. TLD 在术中放疗剂量监测中的应用[J]. 中国辐射卫生, 2003, 12(4): 214-215.
 YUNL, ZHONG W P, ZHANG B. The aplication of TLD to radiation therapy dose monitoring[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2003, 12(4): 214-215.
- [14] 周汝信. 热释光测量系统的质量控制及剂量刻度[J]. 核电子学与 探测技术, 1999, 19(2): 140-143.
 ZHOU R X. Quality control and dose calibration of thermoluminescence dosimeter system [J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 1999, 19(2): 140-143.
- [15] 国家质量监督检验检疫总局. 放射治疗水平剂量监测用热释光测 量系统: GB/T 16817-2008[S]. 北京: 中国标准出版社, 2009.
 General Administration of Quality Supervision, Inspection and Quarantine of the People's Republic of China. Thermoluminescence dosimeter system for radiotherapy level monitoring: GB/T 16817-2008
 [S]. Beijing: Standards Press of China, 2009.
- [16] CRANMER-SARGISON G, WESTON S, SIDHU N P, et al. Experimental small field 6 MV output ratio analysis for various diode detector and accelerator combinations[J]. Radiother Oncol, 2011, 100 (3): 429-435.
- [17] LAUB W U, WONG T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT[J]. Med Phys, 2003, 30 (3): 341-347.
- [18] DUCH M A, GINJAUME M, CHAKKOR H, et al. Thermoluminescence dosimetry applied to *in vivo* dose measurements for total body irradiation techniques[J]. Radiother Oncol, 1998, 47(3): 319-324.

(编辑:薛泽玲)