

实验室刻度, 该标准可溯源到美国标准技术研究院。刻度因子的不确定度为 2.7%。

其中, 计算电离电荷复合率的公式:

$$A_{\text{ion}} = \frac{4}{3} - \left(\frac{1}{3} \times \frac{Q_1}{Q_2} \right) \quad (1)$$

式中, Q_1 、 Q_2 分别为在 -100% 和 -50% 极性电压时测量的电离电荷平均值(nC)。

根据 ^{125}I 粒子源空气比释动能强度公式^[3]:

$$S_k = M_U \cdot N_{\text{sk}} \cdot N_E \cdot C_{\text{T,P}} \cdot A_{\text{ion}} \quad (2)$$

式中, S_k 为 ^{125}I 粒子源空气比释动能强度, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$; M_U 为在电压 300 V 时测量的电离电荷平均值(nC); N_{sk} 为 ^{125}I 粒子源的刻度因子; N_E 为主为 CDX-2000A 静电计的刻度因子; $C_{\text{T,P}}$ 为温度、气压校准因子。

计算源外观活度^[5]:

$$A_{\text{app}} = \frac{S_k}{F}$$

式中, A_{app} 为 ^{125}I 粒子源外观活度, mCi; F 为 ^{125}I 粒子源空气比释动能强度与源外观活度转换系数, 取 $1.270 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{mCi}^{-1}$ 。

二、结果

用建立的测量方法, 在不同时间, 测量临床中使用的 3 颗 ^{125}I 粒子源, 结果见表 1。

表 1 ^{125}I 粒子源活度结果

放射源 编号	源空气比 释动能强度 ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$)	厂家给出源 初始活度 (mCi)	井型电离室 测量活度 (mCi)	相对偏差 (%)
1	1.227	0.94	0.996	-3.0
2	1.077	0.89	0.848	5.0
3	6.616	0.55	0.485	13.4

由表 1 可见, 有的粒子源相对误差 13.4%, 超出相对偏差 $\pm 5\%$ 的限值。如果这批源用于临床治疗, 将是超剂量照

射引起不良的后果。

三、讨论

1. 粒子源在临床使用前, 一定要抽样测量, 对 ^{125}I 粒子源进行质量控制。该测量方法可在开展 ^{125}I 粒子源植入治疗的医院中推荐使用。

2. 经检测后发现源活度与定货要求的活度相差太大时, 如没有活度的源(死源)应马上与厂家协商, 请他们帮助解决, 以保护自己的经济利益。

3. 本实验室作为国家二级标准剂量学实验室, 可为使用井型电离室的医院提供 ^{125}I 粒子源刻度因子。

参 考 文 献

- [1] ICRP. Radiation safety aspects of brachytherapy for prostate cancer using permanently implanted sources. ICRP Publication 98. Oxford: Pergamon Press, 2003.
- [2] ICRP. Protection of accident in radiotherapy. ICRP Publication 86. Oxford: Pergamon Press, 2001.
- [3] AAPM. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43, Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. Med Phys, 1995, 22 (2): 209-233.
- [4] Yan Yu, Anderson LL, Mellenberg DE, et al. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 64, Permanent prostate seed implant brachytherapy. Med Phys, 1999, 26 (10): 2054-2076.
- [5] Williamson JF, Coursey BM, Dewerd LA, et al. AAPM in medicine radiation therapy committee subcommittee on low energy brachytherapy source dosimetry, On the use of apparent activity (Aapp) for treatment planning of ^{125}I and ^{103}Pd interstitial brachytherapy sources, Med Phys, 1999, 26 (12): 2529-2530.
- [6] Mellenberg DE, Kline RW. Verification of manufacture supplied ^{125}I and ^{103}Pd Air kerma strengths. Med Phys, 1995, 22 (9): 1495-1497.

(收稿日期: 2007-01-22)

福建省热释光测量系统检定和比对结果分析

黄丽华 吴德龙 林美榕 陈新保 郑森兴

在放射工作人员外照射个人剂量监测中, 国家计量部门检定、行业间比对是保证热释光测量系统监测质量的有效手段。本中心参加了 2006 年中国计量科学研究院(下称计量院)计量检定和 2004、2006 年中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所(以下简称辐射安全所)组织的行业间盲样比对, 通过分析比对结果, 探讨使用自备辐射场校准方法

与计量基准之间差异的原因, 提出可以在常规检测中使用的刻度方法, 并初步探讨热释光剂量计(TLD)能量响应对剂量评估结果的影响。

一、材料与方法

1. 测量、刻度系统: RGD-3A、RGD-3 型热释光测读仪, FJ-411 型退火炉, LiF(Mg, Cu, P) 粉末探测器, 粉末封装在塑料管中制成探测元件, 圆形徽章式剂量盒, ^{137}Cs 辐射场, 普通有机玻璃支架。粉末探测元件垫上海绵, 装入剂量盒, 制成 TLD。

作者单位: 350001 福州, 福建省职业病与化学中毒预防控制中心

2. 比对方法: TLD 分成两组, 一组邮寄组织单位进行盲样照射, 另一组在本中心自备¹³⁷Cs 辐射场中照射, 求出校准系数, 用以评估盲样剂量。

在自备辐射场照射时粉末元件放在空气中, 元件前后放置 2.5 mm 厚有机玻璃板, 以满足电子平衡条件。在空气比释动能 0.5 ~ 10 mGy 范围内照射 5 ~ 7 个剂量点, 作回归曲线, 并取约为 2.5 mGy 剂量点得出自备辐射场空气比释动能单点校准系数(f), 同时比较两种校准方法的差异。

检定和比对的照射均在 ISO-4037 标准推荐的平板注水标准体模上进行。采用 ICRU 球替代物⁶⁰Co γ 射线, 能量 1250 keV, 剂量计中心点距参考源 1.5 m, 重复精度优于 5%^[1], 选取 0.2 ~ 10 mSv 范围内不同的 $H_p(10)$ 剂量点。2006 年计量院检定刻度因子一个点(5 mSv), 剂量检验一个点(3 mSv), 线性检验^[2]4 个点(0.5 ~ 10 mSv)。另做了⁶⁰Co 及 100、180 kV 两个 X 射线的能量响应刻度, TLD 在空气中照射比释动能 K_a 5 mGy。辐射安全所比对 2004 年 8 个点, 在计量院照射; 2006 年 6 个点, 另加 64 keV 窄束 X 射线 2 个点, 在辐射安全所照射。所有照射中每个剂量点至少两个元件, 每个元件读取 5 ~ 7 个数据, 取均值。

二、结果

1. 不同批次 TLD 元件的自备辐射场校准系数(f)为 $(0.9 \sim 1.2) \times 10^{-3}$ mGy/读数, 使用单点法与回归法得出的校准系数相差均小于 5%。

2. 2006 年计量院检定时刻度因子 C_i 为约定真值 H_a 与

自备辐射场校准后的评定值 X_j 比较所得, RGD3A 为 1.115 mSv/mGy, RGD-3 为 1.122 mSv/mGy, 两台测读仪相差小于 1%, 取其均值 1.12 mSv/mGy。剂量检验、线性检验结果见表 1。

两台测读仪的剂量检验点测量值均符合 JJG 593-89《个人监测用 X、 γ 辐射热释光剂量测量装置检定规程》中 $\pm 15\%$ 要求。TLD 线性检验结果均符合规定的 1 mSv ~ 1 Sv 范围内响应变化不大于 $\pm 10\%$ 要求。

3. 2004、2006 年辐射安全所比对结果评价采用自备辐射场刻度因子 C_i 1.12(mSv/mGy) 求出的剂量评估值 H_j 与约定真值比较, 结果见表 2。两次参加比对⁶⁰Co 射线剂量评估值与约定真值偏差均小于 10%, 说明本中心热释光测量系统性能良好。刻度因子较好地包括了 $H_p(10)$ 与 K_a 间的转换系数、剂量盒、刻度体模、辐射场能量等刻度方法上的差异影响, 这与 1999 年参加检定时自备辐射场与计量院辐射场之间存在 11.6% 的系统误差相吻合^[3]。

4. 2006 年计量院能量响应检定结果见表 3。对于⁶⁰Co γ 射线, RGD3A、RGD3 根据自备辐射场¹³⁷Cs 校准后的空气比释动能评定值与约定真值相差仅为 0.6% 和 1.9%, 鉴于 LiF (Mg, Cu, P) 的热释光响应在两个能量上基本趋于一致, 说明本中心自备辐射场的剂量值与国家基准吻合, 所用剂量盒也较好的满足了电子平衡的要求。对于 100、180 kV X 射线, 评定值偏小约 13% ~ 25%, 这是 TLD 对不同射线的能量响应差别。

表 1 2006 年检定剂量检验、线性检验结果

检测项目	RGD-3A					RGD-3				
	剂量检验	1	2	3	4	剂量检验	1	2	3	4
辐照剂量 H_a (mSv)	3.0	0.5	1.0	5.0	10.0	3.0	0.5	1.0	5.0	10.0
评定值 X_j (mGy)	2.693	0.443	0.885	4.568	9.028	2.824	0.499	0.949	4.624	9.110
实测剂量值 H_j (mSv)	3.003	0.494	0.987	5.095	10.068	3.170	0.560	1.065	5.189	10.225
与标准值的标准偏差 %	0.1	-1.3	-1.3	1.9	0.7	5.7	12.1	6.5	3.8	2.3
实测平均值 H_j 的置信区间 I_j	0.019	0.007	0.009	0.021	0.092	0.042	0.026	0.018	0.150	0.164
$(H + I_j)/H_a$	1.007	1.002	0.996	1.023	1.016	1.071	1.173	1.083	1.068	1.039
$(H_j - I_j)/H_a$	0.995	0.972	0.978	1.015	0.998	1.043	1.069	1.048	1.008	1.006

表 2 RGD-3A 型测读仪参加比对结果

编号	约定真值 H_a (mSv)		射线源		评定值 X_j (mGy)		剂量评估值 H_j (mSv)		H_j 与 H_a 偏差 (%)	
	2004 年	2006 年	2004 年	2006 年	2004 年	2006 年	2004 年	2006 年	2004 年	2006 年
1	0.2	0.2	⁶⁰ Co	⁶⁰ Co	0.178	0.186	0.199	0.208	-0.6	4.1
2	0.5	0.5	⁶⁰ Co	⁶⁰ Co	0.455	0.490	0.509	0.549	1.9	9.8
3	0.9	0.9	⁶⁰ Co	⁶⁰ Co	0.842	0.809	0.943	0.906	4.8	0.6
4	1.1	2.6	⁶⁰ Co	⁶⁰ Co	1.005	2.539	1.126	2.843	2.3	9.4
5	2.6	4.8	⁶⁰ Co	⁶⁰ Co	2.437	4.539	2.730	5.084	5.0	5.9
6	0.2	2.6	⁶⁰ Co	⁶⁰ Co	0.184	2.472	0.206	2.768	2.9	6.5
7*	4.9	2.6	⁶⁰ Co	X 射线	4.616	1.676	5.170	1.878	5.5	-27.8
8*	8	5.2	⁶⁰ Co	X 射线	7.350	3.359	8.232	3.762	2.9	-27.7

注: 2006 年比对 7 和 8 号元件仅作为参考, 不作比对考核结果使用

表 3 2006 年能量响应检定结果

射线源	约定真值 K_a (mGy)	RGD-3A		RGD-3	
		评定值 (mGy)	偏差 (%)	评定值 (mGy)	偏差 (%)
^{60}Co	5	4.970	0.6	5.097	1.9
100 kV X 射线	5	4.297	-14.1	4.372	-12.6
180 kV X 射线	5	3.732	-25.4	3.871	-22.6

三、讨论

1. 关于常规刻度方法:目前,很多个人剂量实验室在一个检定周期内(一年)都使用同一个刻度系数(mSv/读数)来评估人员受照剂量,这个系数是相对于测读仪测读值而言的。实际使用中,每个检测周期退火条件不完全重复、探测器灵敏度变化、粉末探测器封装材料差异、人员变动、操作手法不一致、测读仪稳定性变化如测读仪经过维护,如擦拭滤光镜、加热托盘等都会对系统灵敏度造成影响,根据本中心自备辐射场校准结果,此误差可达 10% 以上。即使是同批、同型号的粉未经重复使用,操作人员变化后,两年间的计量检定刻度系数相对偏差达 20% 以上^[4],当然其中不乏系统灵敏度的变化。

因此,在常规检测周期(2~3 个月)中,可以通过自备辐射场校准,消除上述因素的影响。几次计量检定结果表明,本中心自备辐射场与计量院辐射场之间的刻度系数恒定为 1.12 mSv/mGy 左右。通过与计量部门理论值的传递修正,可以将自备辐射场结果追溯至国家计量基准,极大地提高了检测结果的可靠性。

当然,今后若能在自备辐射场中校准时使用剂量盒及标准体模,将进一步减少刻度方法上带来的差异,自备辐射场的校准结果将进一步与国家计量基准吻合。

2. 关于能量响应:2006 年计量院检定时对 X 射线的评定值偏小约 13%~25%,这个值没有包括体模及 $H_p(10)$ 与 K_a 转换系数对 TLD 能量响应的影响。因此在 2006 年比定时,直接使用 ^{60}Co γ 射线的刻度因子去评估 X 射线的 $H_p(10)$ 剂量低估了约 28%。如果在比对中使用鉴别式剂量计和经检定的能量响应系数,即可消除这两个 X 射线剂量点评估值的偏差。在日常监测中,如果只用一个计量检定刻度因子去评估普通 X 射线工作人员的 $H_p(10)$ 剂量,会产生较大的偏差。因此,较理想的刻度方法是对所使用的 TLD 作一个全面的 $H_p(10)$ 能量响应刻度曲线,了解其不同射线能量范围内的响应差异。

参 考 文 献

[1] 胡爱英,周汝信,夏佩华. 全国外照射个人剂量计比对分析. 中华放射医学与防护杂志, 2005, 25(2): 164-166.
 [2] JJG 593-89. 个人监测用 X、 γ 辐射热释光剂量测量装置检定规程.
 [3] 黄丽华,徐利亚,赖苏克,等. 热释光测量系统比对结果的评价. 海峡预防医学杂志, 2001, 7(5): 45-46.
 [4] 夏子勇,陈中雨,徐玲. 杭州市外照射个人剂量计比对结果比对分析. 中华放射医学与防护杂志, 2005, 25(5): 498.
 (收稿日期:2007-01-04)

· 读者·作者·编者·

应避免使用的非医学规范名词举例

现将常见的非医学规范名词和错别字列出,并依据全国自然科学名词审定委员会编写的《医学名词》给出相关医学规范名词(按汉语拼音排列,括号内为正确的),供业内同人参考。

阿斯(司)匹林	爱(艾)滋病	白血球(白细胞)	板兰(蓝)根	鼻衄(鼻出血)
表情呆痴(滞)	侧枝(支)循环	肠套迭(叠)	唇颚(腭)裂	低血氧(氧血)症
旦(蛋)白尿	耳郭(廓)	返(反)胃	烦躁(躁)不安	尘肺(肺尘埃沉着症)
幅(辐)射病	副(附)睾	肤(腹)腔	肝脾肿大(肝脾大)	肝硬变(硬化)
干燥(燥)	高血压病(原发性高血压)	高脂血(血脂)症	革蓝(兰)阳性菌	机(功)能障碍
核磁共振(磁共振)	红血球(红细胞)	黄胆(疸)	活性碳(炭)	急燥(躁)
晶体(晶状体)混浊	禁忌症(证)	抗菌(生)素	抗炎(抗感染)	咯(咳)痰
腊(蜡)黄面色	兰(阑)尾炎	脉搏(搏)	弥漫(散)性血管内凝血	霉(真)菌
脑溢(出)血	脑梗塞(梗死)	年令(龄)	纵膈(隔)	中风(脑卒中)
适应症(证)	食道(管)	松驰(弛)	糖皮质类固醇(糖皮质激素)	萎糜(靡)不振
心肌梗塞(梗死)	血色素(血红蛋白)	血相(象)	血小板紫癜(癜)	医原(源)性
药原(源)性	瘰病(症)	噪音(噪声)	针灸(灸)	震(振)幅
症侯(候)	综合症(征)	紫(发)紺		

(本刊编辑部)