

# 无受体条件下校准 $\gamma$ 个人剂量计 修正因子的实验研究

杜毅, 李星垣, 任敏, 陈嘉浪, 陈翠萍

(核工业西南放射性计量站, 四川 成都 610005)

**摘要:** 对有代表性的 4 种类型的  $\gamma$  个人剂量计在无受体(体模)校准时的修正因子进行实验测定, 并进行不确定度评定。应用该修正因子, 可简化校准程序, 提高校准效率, 并可推广应用于常规校准。

**关键词:**  $\gamma$  个人剂量计; 体模; 修正因子; 不确定度

**中图分类号:** TL814.4      **文献标志码:** A      **文章编号:** 1000-6931(2008)03-0266-03

## Experimental Study on Amendment Coefficient of Simplified Calibration for $\gamma$ -Personal Dosimeter Without Phantom

DU Yi, LI Xing-yuan, REN Min, CHEN Jia-lang, CHEN Cui-ping

(South-West Radioactive Metrology Department of Nuclear Industry, Chengdu 610005, China)

**Abstract:** Amendment coefficient of the simplified calibration for the four kinds of representative personal dosimeter was experimentally studied. The application of amendment coefficient can simplify calibration process, improve work efficiency, and can be used for routine calibration.

**Key words:**  $\gamma$ -personal dosimeter; phantom; amendment coefficient; uncertainty

国际标准化组织(ISO)根据 ICRU 关于个人剂量计校准量和体模的建议<sup>[1]</sup>, 制定了 ISO 4037-3:1999<sup>[2]</sup>, 已被世界各国接受和采用。我国亦已等同采用该标准, 颁布了 GB/T 12162.3—2004<sup>[3]</sup>。该标准规定,  $\gamma$  个人剂量计的校准需在有受体条件下进行, 即采用有机玻璃制成的水板体模(PMMA)模拟人体, 剂量计紧贴于体模前表面进行校准。校准点个人剂量当量的约定真值由自由空气中测定该点的空气比释动能再乘以空气比释动能到个人剂量当量的转换因子得到。然而, 在实际校准中,

由于需要校准的  $\gamma$  个人剂量计往往数量较多, 如果均采用体模, 工作十分繁琐, 效率很低, 因此, 可考虑在无受体条件下进行  $\gamma$  个人剂量计的简化校准。同时文献<sup>[2-3]</sup>也指出, 剂量计常规校准并不总是在体模上进行, 可简化在自由空气中进行, 但需预先证明其有效。为此, 实验测定几种常用  $\gamma$  个人剂量计在有、无受体时的差异, 以确定相应的修正因子。

### 1 实验方法

图 1 所示为实验装置示意图。

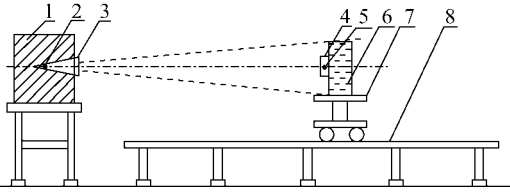


图1 实验装置示意图

Fig.1 Sketch of experimental setup

- 1——屏蔽体;2——放射源;3——快门;
- 4——个人剂量计;5——参考点;
- 6——PMMA 水板体模;7——位移小车;8——轨道

将个人剂量计与体模的组合体置于  $\gamma$  参考辐射场校准点上,取剂量计的参考点作为剂量计与体模组合体的参考点,并与校准点重合。通过控制辐射束快门开启至关闭的时间,使剂量计受到所需量的照射,获取剂量计读数;在无体模条件下进行相同照射,同样获取剂量计读数。比较 2 次测量结果,按式(1)计算修正因子  $C_f$ ,有:

$$C_f = \frac{M_y}{M_n} \quad (1)$$

式中:  $M_y$  为有体模时个人剂量计读数;  $M_n$  为无体模时个人剂量计读数。

校准  $\gamma$  个人剂量计时,按式(2)计算被校个人剂量计校准因子  $K_c$ :

$$K_c = \frac{H_p(10)}{M_y} = \frac{h_p(10)\dot{K}_a t}{C_f M_n} \quad (2)$$

式中:  $H_p(10)$  为校准点深部个人剂量当量约定真值, Sv;  $\dot{K}_a$  为校准点空气比释动能率约定真值,  $Gy \cdot h^{-1}$ ;  $h_p(10)$  为空气比释动能到深部个人剂量约定真值的转换因子;  $t$  为被校剂量计照射时间, h。

同理,按式(3)可计算得到被校个人剂量计基本误差  $E$ , 有:

$$E = \frac{H_p(10) - M_y}{H_p(10)} = \left(1 - \frac{C_f M_n}{h_p(10)\dot{K}_a t}\right) \times 100\% \quad (3)$$

本实验所采用的  $\gamma$  源为:  $^{60}Co$ ,  $\gamma$  辐射能量为 1.17 MeV 和 1.33 MeV;  $^{137}Cs$ ,  $\gamma$  辐射能量为 662 keV;  $^{241}Am$ ,  $\gamma$  辐射能量为 59.5 keV。

## 2 个人剂量计的选择

本实验选择了目前在个人剂量监测中较常采用的、探测器类型不尽相同的  $\gamma$  个人剂量计,具体型号及相关技术参数列于表 1。

表 1 个人剂量计技术参数

Table 1 Technical parameters of personal dosimeters

剂量计型号	生产厂家	探测器类型	测量范围	能量范围
ADM	日本	半导体	1 $\mu$ Sv~ 100 mSv	50 keV~ 3 MeV
PD-12i	日本 SAIC	GM 计数管	1 $\mu$ Sv~ 100 mSv	55 keV~ 6 MeV
PDM-102	日本	半导体	1 $\mu$ Sv~ 1 mSv	150 keV~ 3 MeV
FJ320C <sub>1</sub>	中国	验电器	0~ 1 mSv	80 keV~ 2 MeV

## 3 剂量计重复性检验

实验时,应选择重复性好的个人剂量计,以避免由于重复性引入较大的测量结果不确定度。因此,对所选取的剂量计进行了重复性检验,按式(4)计算重复性:

$$s = \frac{1}{\bar{X}} \sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 / (n - 1)} \quad (4)$$

式中:  $s$  为实验相对标准偏差(重复性);  $n$  为测量次数;  $X_i$  为剂量计读数;  $\bar{X}$  为剂量计读数均值。

剂量计重复性测量结果列于表 2。

表 2 剂量计重复性测量结果

Table 2 Measured dosimeter repeatability

剂量计型号	剂量计支数	测量次数 $n$	重复性/%
ADM	6	5	0.3~0.13
PD-12i	5	5	0.28~0.36
PDM-102	3	5	0.5~0.6
FJ320C <sub>1</sub>	5	5	0.3~0.4

## 4 修正因子的测定

按上述实验方法,在不同  $\gamma$  能量和不同校准距离条件下,对 4 种型号的个人剂量计进行实验测定,并按式(1)计算修正因子。为使射束截面尺寸足够大,并均匀照射到整个体模的前表面,放射源与校准点间的距离大于 2 m。

表 3 列出 4 种  $\gamma$  个人剂量计对  $^{60}Co$ 、 $^{137}Cs$ 、 $^{241}Am$  3 种源  $\gamma$  辐射的修正因子。从表 3 可看出,光子能谱改变,修正因子随之变化。相对  $^{137}Cs$  而言,  $^{60}Co$   $\gamma$  辐射修正因子的变化在 5% 以内;  $^{241}Am$   $\gamma$  辐射修正因子的变化在 8% 以内(不包括 PDM-102 和 FJ320C<sub>1</sub>, 因超出该剂量计允许使用能量范围)。

表3  $\gamma$ 个人剂量计对不同源 $\gamma$ 辐射的修正因子  
Table 3 Correction factors at different  $\gamma$ -radiation  
for  $\gamma$ -personal dosimeters

$\gamma$ 辐射源	剂量计型号	$\bar{M}_y/mSv$	$\bar{M}_n/mSv$	$\bar{C}_f$	$s_c/\%$
$^{60}Co$	ADM	27.49	26.77	1.026	0.11
	PD-12i	43.1	40.9	1.054	0.20
	PDM-102	0.228	0.216	1.056	0.11
	FJ320C <sub>1</sub> <sup>1)</sup>	0.483	0.453	1.066	0.64
$^{137}Cs$	ADM	0.213	0.204	1.044	0.39
	PD-12i	302.6	276.8	1.093	0.83
	PDM-102	0.201	0.185	1.086	0.53
	FJ320C <sub>1</sub>	0.210	0.187	1.123	0.50
$^{241}Am$	ADM <sup>2)</sup>	0.199	0.178	1.118	0.90
	PD-12i <sup>2)</sup>	143.5	129.9	1.105	0.44
	PDM-102 <sup>2)</sup>	0.187	0.146	1.281	0.66
	FJ320C <sub>1</sub>	0.158	0.122	1.295	0.54

注:1) 探测器到辐射源距离为6 m

2) 探测器到辐射源距离为3 m

表3中, $\bar{M}_y$ 为在有体模时对多支个人剂量计分别照射相同剂量的读数平均值; $\bar{M}_n$ 为无体模时对多支个人剂量计分别照射相同剂量的读数平均值; $\bar{C}_f$ 为修正因子平均值; $s_c$ 为修正因子平均值的相对标准偏差。

为验证校准距离对修正因子的影响,在 $^{60}Co$   $\gamma$ 辐射场中测定了2种个人剂量计在不同距离处的修正因子,结果列于表4。从表4可看出,修正因子随校准距离的增加有所增加,但变化较小,在2~5 m范围内,最大变化 $\leq 2\%$ 。

表4 修正因子随校准距离的变化  
Table 4 Variation of correction factor  
with calibration distance

距离/m	修正因子 $C_f$	
	ADM	PD-12i
2	1.026	1.054
3	1.034	1.061
4	1.044	1.064
5	1.047	1.066

## 5 不确定度评定

### 5.1 重复性引入的不确定度

从表2可看出,4种个人剂量计单次测量标

准偏差(重复性)在0.03%~0.6%范围内,取其中最大值,即重复性引入的不确定度为0.6%。

### 5.2 校准点位置的不一致性引入的不确定度

对剂量计照射时,为保证校准位置的一致性,先将剂量计和体模的组合体进行照射,获取读数;然后去除体模,进行同样照射,获取读数。由于照射距离大于2 m,两者的位置差别对测量结果的影响可忽略。

### 5.3 同型号、不同剂量计间差异引入的不确定度

从表3可看出,修正因子平均值的标准偏差不大于0.9%(含重复性影响)。

### 5.4 合成标准不确定度

按最大值估计,合成标准不确定度为:

$$u_c = \sqrt{0.9^2 + 0.6^2} \leq 1.1\%$$

扩展不确定度  $u_r = 2.2\%$  ( $k=2$ )。

用本方法校准 $\gamma$ 个人剂量计时,修正因子的不确定度应作为校准结果标准不确定度的1个分量输入。

## 6 结束语

本工作对几种典型的 $\gamma$ 个人剂量计在无受体时校准的修正因子进行了实验测定,结果具有代表性,现已应用于常规校准。对于其它未进行实验测定的剂量计,原则上可按本方法进行试验,确定修正因子,对测量结果进行修正。用这种方法对校准结果引入的不确定度不大于1.1%,证明此方法有效,可推广应用。

### 参考文献:

- [1] ICRU. Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations[R]. Bethesda MD:ICRU Publication, 1992.
- [2] ISO. ISO 4037-3: 1999 X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy[S]//Calibration of AREA and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. [S. l.]: ISO,1999.
- [3] 中华人民共和国公安部. GB/T12162.3—2004 场所剂量仪和个人剂量计的校准及其能量响应和角响应的确定[S]//用于校准剂量仪和剂量率仪及确定其能量响应的X和 $\gamma$ 参考辐射. 北京: 中国标准出版社,2004.