

中华人民共和国国家职业卫生标准

GBZ 207—2016
代替 GBZ 207—2008

外照射个人剂量系统性能检验规范

Testing criteria of personnel dosimetry performance for external exposure

2016-06-28 发布

2016-11-01 实施



中 华 人 民 共 和 国
国家卫生和计划生育委员会 发 布

目 次

前言	I
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 检验中用到的物理量	2
5 检验分类及剂量计的照射要求	3
6 个人剂量系统常规性能检验	5
7 个人剂量系统综合性能检验	5
8 性能检验中的质量控制	7
附录 A (资料性附录) 剂量计算中的转换系数	8
附录 B (资料性附录) 照射用辐照源的性能	10
附录 C (规范性附录) 检验体模及照射条件	13
附录 D (规范性附录) 不同检验类型的照射剂量范围及允许水平	15
附录 E (资料性附录) 测量不确定度的评定方法	16
参考文献	19

前 言

本标准第5章~第8章为强制性条款,其余为推荐性条款。

本标准按照 GB/T 1.1—2009 给出的规则起草。

本标准代替了 GBZ 207—2008《外照射个人剂量系统性能检验规范》,与 GBZ 207—2008 相比,主要技术变化如下:

- 增加了第2章规范性引用文件;
- 对原标准的第7章内容进行合理整合;
- 照射用光子辐射源仅保留 GB/T 12162 中的部分常用照射规范; β 源部分作了修改;
- 综合性能判断指标作了修改;
- 性能判断标准作了修改,使国内、国际评价标准一致;
- 将光子类的综合性能检验分为三种情况进行检验,提出了不同的判断标准。

本标准起草单位:中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所、中国医学科学院放射医学研究所、河北省疾病预防控制中心。

本标准主要起草人:胡爱英、张良安、郭文、曹磊、刘运宏、王拓、周开建。

外照射个人剂量系统性能检验规范

1 范围

本标准规定了外照射个人剂量监测系统的常规性能检验和综合性能检验方法,以及性能检验中的质量控制。

本标准适用于外照射个人剂量监测系统的性能检验。

2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件,仅注日期的版本适用于本文件。凡是不注日期的引用文件,其最新版本(包括所有的修改单)适用于本文件。

GB/T 12162(所有部分) 用于校准剂量仪和剂量率仪及确定其能量响应的 X 和 γ 参考辐射

3 术语和定义

下列术语和定义适用于本文件。

3.1

检验参与者 testing participator

接受检验组织对其所用个人剂量监测系统实施性能检验的机构。

3.2

检验组织 testing organization

组织实施个人剂量监测系统性能检验活动的组织或机构。

3.3

浅表吸收剂量 shallow absorbed dose

$D_p(0.07)$

在 30 cm×30 cm×15 cm 板型模体中指定浅表深度的个人吸收剂量。

注:对弱贯穿辐射,浅表吸收剂量的参考深度是 0.07 mm。单位为焦耳每千克($J \cdot kg^{-1}$),专用名戈瑞(Gy)。它是事故个人剂量估算中使用的量。

3.4

深部吸收剂量 deep absorbed dose

$D_p(10)$

在 30 cm×30 cm×15 cm 板型模体中指定深度的个人吸收剂量。

注:对强贯穿辐射,深部吸收剂量的参考深度是 10 mm。单位为焦耳每千克($J \cdot kg^{-1}$),专用名戈瑞(Gy)。它是事故个人剂量估算中使用的量。

3.5

个人剂量当量 personal dose equivalent

$H_p(d)$

人体表面指定点下,适当深度 d 处软组织(通常指 ICRU 球)中的剂量当量。

注:用 $H_p(d)$ 表示,单位是焦耳每千克($J \cdot kg^{-1}$),专用名是希沃特(Sv)。对强贯穿辐射,推荐的 d 值为 10 mm;对弱贯穿辐射,推荐的 d 值为 0.07 mm。它作为有效剂量的替代量($d=10$ mm),或组织或器官中的当量剂量的替代量,可直接测量,用于外照射个人监测。

3.6

事故剂量 accident dosimetry

因事故造成的、且大于 0.1 Gy 的剂量。

注：该剂量水平有可能产生能观察到的确定性效应。事故剂量用深部吸收剂量 $D_p(10)$ 表示。

3.7

参考剂量点 reference dose point; RDP

辐射场内特定的一点。为检验方便, RDP 通常选定在辐射束中心轴线通过体模正面中心的表面。

3.8

残留最大能量 residual maximum energy

E_{res}

参考剂量点处已进行散射和吸收修正后的 β 粒子能量谱的最大值。

3.9

允许水平 tolerance level

L

对个人剂量系统的性能设定的可接受水平。

4 检验中用到的物理量**4.1 光子****4.1.1 光子剂量的基本物理量**

光子剂量的基本物理量是空气比释动能, 其他量均是通过该基本物理量再乘以相应的转换系数而赋值的。

4.1.2 深部个人剂量当量 $H_p(10)$

对于给定的光子谱, 深部个人剂量当量 $H_p(10)$ 按式(1)赋值:

$$H_p(10) = \bar{C}_{K,d,a} \cdot K_a \quad \dots\dots\dots (1)$$

式中:

$\bar{C}_{K,d,a}$ ——从空气比释动能到深部个人剂量当量的转换系数, 见附录 A 中的表 A.1;

K_a ——无体模时相当于体模正面中心处的空气比释动能。

4.1.3 浅表个人剂量当量 $H_p(0.07)$

对于给定的光子谱, 浅表个人剂量当量 $H_p(0.07)$ 按式(2)赋值:

$$H_p(0.07) = \bar{C}_{K,s,a} \cdot K_a \quad \dots\dots\dots (2)$$

式中:

$\bar{C}_{K,s,a}$ ——从空气比释动能到浅表个人剂量当量的转换系数, 见附录 A 中的表 A.1;

K_a ——无体模时相当于体模正面中心处的空气比释动能。

4.1.4 事故剂量 $D_p(10)$

对于给定的光子谱, 事故剂量 $D_p(10)$ 按式(3)赋值:

$$D_p(10) = \bar{C}_{K,d,a} \cdot K_a \quad \dots\dots\dots (3)$$

式中:

$\bar{C}_{K,d,a}$ ——从空气比释动能到事故(吸收)剂量的转换系数, 一般情况下, 应做模拟转换系数实验; 在紧急情况时, 这个值在数值上与空气比释动能到深部个人剂量当量的转换系数相等;

K_a ——无体模时相当于体模正面中心处的空气比释动能。

4.2 β 粒子

4.2.1 β 粒子剂量的基本物理量

β 粒子剂量的基本物理量是吸收剂量。

4.2.2 浅表个人剂量当量 $H_p(0.07)$

浅表个人剂量当量 $H_p(0.07)$ 按式(4)赋值：

$$H_p(0.07) = D_p(0.07) = C_{s\phi} \cdot \Phi_\beta \quad \dots\dots\dots (4)$$

式中：

$D_p(0.07)$ ——皮肤的吸收剂量， β 射线注量到浅表个人剂量当量转换系数与到皮肤的吸收剂量的转换系数的数值相同；

$C_{s\phi}$ ——AP 入射方式下不同能量单能 β 射线注量到皮肤剂量的转换系数，见附录 A 中的表 A.2；

Φ_β ——在体模参考剂量点(RDP)处空气中测定的 β 射线注量。

4.3 中子

4.3.1 中子剂量的基本物理量

中子剂量的基本物理量是注量。

4.3.2 中子源所致深部个人剂量当量

中子本身及其伴生 γ 射线所致深部个人剂量当量之和，即由以下 a)、b) 两项相加得到：

a) 中子所致深部个人剂量当量 $H_{pn}(10)$ ，按式(5)赋值：

$$H_{pn}(10) = \bar{C}_\phi \cdot \Phi_n \quad \dots\dots\dots (5)$$

式中：

$\bar{C}_\phi$ ——由中子注量换算成深部个人剂量当量的转换系数。对于 D_2O 慢化的 ^{252}Cf 源， $\bar{C}_\phi$ 为 $91 \text{ pSv} \cdot \text{cm}^2$ ；对未慢化的 ^{252}Cf 源， $\bar{C}_\phi$ 为 $340 \text{ pSv} \cdot \text{cm}^2$ ；

Φ_n ——在体模参考剂量点(RDP)处空气中测定的中子注量。

b) 中子源伴生 γ 射线所致深部个人剂量当量 $H_{py}(10)$ ，应按式(6)赋值：

$$H_{py}(10) = H_{pn}(10) \cdot \eta \quad \dots\dots\dots (6)$$

式中：

$H_{pn}(10)$ ——中子所致深部个人剂量当量；

η ——中子源伴生的 γ 射线的深部个人剂量当量率与中子个人剂量当量率的比值。其值与房间的几何尺寸和照射距离有关，见附录 B 中的表 B.3 中列出了典型值的例子。

5 检验分类及剂量计的照射要求

5.1 检验分类

个人剂量监测系统的检验类型分为：I 类(事故情况下的光子)、II 类(光子)、III 类(β)、IV 类(β -光子混合)和 V 类(中子-光子混合)。

5.2 照射用源

照射用各类辐照源及其性能的要求详见附录 B。

5.3 剂量计

对于每类检验,检验参与者应提交 15 个剂量计和 3 个跟随本底剂量计,以及一定数量的备用剂量计。每类检验的 15 个剂量计等分成 5 个照射组。

5.4 照射条件

对于每类检验,照射条件选择如下:

- 对 I 类检验时,除 ^{137}Cs 和 ^{60}Co 各一组照射外,另外三组照射选自附录 B 表 B.1 的辐照场;
- 对 II 类检验时,除光子能量 $\geq 500\text{ keV}$ 一组照射外,另外四组照射选自附录 B 表 B.1 的辐照场;
- 对 III 类检验时,除 β 能量 $\geq 500\text{ keV}$ 和 $< 500\text{ keV}$ 的照射至少各一组外,另外三组照射选自附录 B 表 B.2 的辐照场;
- 对 IV 类检验时,除光子能量 $\geq 500\text{ keV}$ 、 β 能量 $\geq 500\text{ keV}$ 和 β 能量 $< 500\text{ keV}$ 各一组照射外,另外两组照射选自附录 B 表 B.2 的辐照场;
- 对 V 类检验时,其中一组是选用 D、O 慢化的或未经慢化的 ^{252}Cf 中子源照射,一组用高能光子 ($\geq 500\text{ keV}$) 照射,其他三组照射选自附录 B 表 B.3 的辐照场。

5.5 照射角度

需确定剂量计的角度响应特性时,按如下方式选择照射条件:

- 对光子辐射场,当平均能量低于 70 keV 时,采用垂直入射的方式照射。在平均能量 $> 70\text{ keV}$ 时,照射的入射角度应在 0° 、 40° 、 60° 中适当选择;
- 对 β 辐射场、 β -光子混合场和中子-光子混合场照射,采用垂直入射的方式照射。

5.6 照射体模

光子和中子的性能检验采用一个组织等效的聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)薄板体模,体模要求及剂量计在体模上的布放方法见附录 C。

5.7 照射的量及其数值范围

对于 I 类检验选用吸收剂量,而其他类检验均选用个人剂量当量。各组照射量值按附录 D 中给定范围选定,且选定最大剂量点的个人剂量当量应不小于最小剂量点设定值的 3 倍。

5.8 参考值不确定度的要求

5.8.1 除特别说明外,本标准中的不确定度是指扩展不确定度,具体评定方法见附录 E。

5.8.2 每组照射剂量参考值的扩展不确定度要求如下:

- 光子源:扩展不确定度应 $\leq 5\%$ ($k=2$, 95% 置信限水平);
- β 源:扩展不确定度应 $\leq 5\%$ ($k=2$, 95% 置信限水平);
- 中子源:扩展不确定度应 $\leq 8\%$ ($k=2$, 95% 置信限水平)。

5.9 混合场

混合辐射场的深部(或浅表)个人剂量当量应是每一种辐射深部(或浅表)个人剂量当量相加之和。

5.10 修正

5.10.1 当剂量计中心偏离射线轴时,应对个人剂量当量值进行修正。

5.10.2 若要求在体模上的特定位置赋值,而不是按参考剂量点 RDP 赋值,则应对两者间的差异进行修正。

6 个人剂量系统常规性能检验

6.1 最低可探测水平(MDL)检验

一般情况下,应对 MDL 变化大于 10% 的个人剂量系统实施状态复检,查明原因并在个人剂量系统修复后方可开展相关工作。其中,MDL 检验程序如下:

- 取一致性控制在 5% 以内的剂量计(或探测器)10 个。采用常规程序处理;
- 处理后的剂量计(或探测器)应放置于无附加辐射场的天然本底环境中,作为跟随本底。探测器的放置周期与个人剂量监测周期一致;
- 按常规测读程序,测读剂量计(或探测器)。采用附录 E 的方法计算测读值的 $u_A(x_i)$;
- 按式(7)计算 MDL:

$$MDL = 3 \times u_A(x_i) \quad \dots\dots\dots (7)$$

式中:

MDL ——在辐射监测中,用于评价探测能力的一种统计的值,指在给定的置信水平下,一种测量方法能够探测出区别零值的最小样品贡献;

$u_A(x_i)$ ——本底测量结果的检验标准差。

6.2 线性检验

对每批剂量计(或探测器)线性误差(e_j)>10% 时(下标 j 表示批次),应查其原因,若不能通过一致性控制等手段得到改进,则判定其不宜用于个人剂量监测。线性检验程序如下:

- 取一致性控制在 5% 以内的剂量计(或探测器)60 个,采用常规程序处理;
- 每 10 个剂量计(或探测器)为一组,共分 6 个组(以 i 表示组别)。其中,1 组留作本底,另外 5 组分别照射 0.1 mSv、0.4 mSv、2 mSv、10 mSv、50 mSv;
- 按常规测读程序,测读剂量计(或探测器)。每组扣除本底测量值后,获得该组个人剂量当量测量均值(d_{ji})。
- 按式(8)计算第 j 批的线性误差(e_j):

$$e_j = \sum_i \frac{1}{5} \left| 1 - \frac{d_{ji}}{D_{ji}} \right| \times 100\% \quad \dots\dots\dots (8)$$

式中:

d_{ji} —— j 批第 i 组的测量的个人剂量当量测量均值;

D_{ji} —— j 批第 i 组的个人剂量当量照射参考值。

7 个人剂量系统综合性能检验

7.1 检验方式

一般情况下,综合性能检验分为三种方式,即:

- 个人剂量当量;

- b) 个人剂量当量、辐射照射类型和能量；
- c) 个人剂量当量、辐射照射类型、能量和角度。

7.2 检验程序

7.2.1 检验组织应依据附录 D 表 D.1 中的检验类型中列出的一类或几类检验,组织性能检验活动。

7.2.2 检验参与者应按照检验组织要求提供剂量计等,并包含以下信息:

- a) 剂量计照射时的特殊要求,如对剂量计在体模上方向性的简单描述;
- b) 若检验参与者希望给出不同于参考剂量点的其他特定点的剂量值时,应予以说明;
- c) 检验参与者认为有必要说明的其他问题。

7.2.3 检验组织按第 5 章的相关要求组织性能检验活动。除对 I 类和 V 类的检验应分别标明其检验类型、标明跟随本底和检验方案中明确可公布的信息外,检验组织不得在公布检验结果之前,向检验参与者泄露其他任何信息。

7.2.4 检验参与者应按照规范要求的格式向检验组织报告结果。

7.2.5 检验组织应按本章要求对检验参与者所报结果进行判定,并给出判定结论。

7.3 结果判定

7.3.1 单组性能 P_i

对第 i 照射组剂量计单组性能的判定指标,按式(9)计算:

$$P_i = [H_R(d)_i - H_p(d)_i] / H_p(d)_i \quad \dots\dots\dots (9)$$

式中:

$H_R(d)_i$ ——检验参与者报告的第 i 照射组剂量计的个人剂量当量值;

$H_p(d)_i$ ——检验组织给出的第 i 照射组剂量计的个人剂量当量参考值。

对于事故剂量,应该用吸收剂量。

单组性能 P_i 的判定:不同检验类型有不同的允许水平 L (详见附录 D 表 D.1)。对于某一特定检验类型,当 $|P_i| \leq L$ 时,则判定该类型的第 i 照射组的单组性能为合格;如同一类型单组性能检验不合格的组数 ≥ 2 时,则判定个人剂量系统对该类型的单组性能检验不合格。

7.3.2 偏离 B

对特定类型检验的综合判定指标,按式(10)计算:

$$B = \bar{P} = (1/n) \sum_{i=1}^n P_i \quad \dots\dots\dots (10)$$

式中:

$\bar{P}$ ——全部 n 个照射组的单组性能 P_i 的平均值;

n ——该特定类型检验中接受照射的剂量计组数;

i ——该特定类型检验中接受照射的第 i 组剂量计;

P_i ——对第 i 照射组剂量计单组性能的判定指标。

7.3.3 偏离的标准偏差 S

偏离变化的统计表征,用式(11)定义:

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (P_i - \bar{P})^2}{n - 1}} \quad \dots\dots\dots (11)$$

式中:

n ——组数;

i ——该特定类型检验中接受照射的第 i 组剂量计;

P_i ——对第 i 照射组剂量计单组性能的判定指标;

$\bar{P}$ ——全部 n 个照射组的单组性能 P_i 的平均值。

7.3.4 综合性能的判定

对于某一特定检验类型,如满足式(12)不等式时,则判定个人剂量系统对该类型的综合性能检验为合格。

$$B^2 + S^2 \leq L^2 \quad \dots\dots\dots (12)$$

式中:

B ——个人剂量系统对该类型的综合性能检验的偏离;

S ——个人剂量系统对该类型的综合性能检验的偏离的标准偏差;

L ——个人剂量系统对该类型的综合性能判定的允许水平, L 的取值见附录 D 表 D.1。

单组性能或综合性能判定中,只要有一种不合格的就应判定该个人剂量系统性能不合格。

8 性能检验中的质量控制

8.1 剂量计(或探测器)的条件优化选择

在个人剂量监测系统正式使用前或改变时,应实施剂量计(或探测器)的条件优化选择,包括高压、加热或光激方式、读数时期和周期等。优化选择时,可以按式(13)计算目标量 T 值,并选择 T 值最小时的工作条件为系统的最佳条件。

$$T = \frac{3u_A}{R_1} \quad \dots\dots\dots (13)$$

式中:

u_A ——本底(未经照射)测量值的 A 类不确定度(见附录 E);

R_1 ——照射 1 mGy 时的测量读数值。

8.2 剂量计(或探测器)的一致性选择

应定期对剂量计(或探测器)进行一致性选择。同一批次剂量计(或探测器)使用前,均应进行一致性选择,一致性宜控制在 $\pm 5\%$ 以内。

附 录 A

(资料性附录)

剂量计算中的转换系数

A.1 表 A.1 列出了从空气比释动能到深部和浅表个人剂量当量的转换系数。

表 A.1 从空气比释动能到深部和浅表个人剂量当量的转换系数(Sv/Gy)

线束编码	深部个人剂量当量转换系数($\bar{C}_{k,d,\alpha}$)			浅表个人剂量当量转换系数($\bar{C}_{k,s,\alpha}$)		
	$\alpha=0^\circ$	$\alpha=40^\circ$	$\alpha=60^\circ$	$\alpha=0^\circ$	$\alpha=40^\circ$	$\alpha=60^\circ$
HK30	0.39	0.32	0.20	1.01	1.00	0.99
HK60	1.19	1.07	0.86	1.29	1.27	1.22
WS110	1.87	1.76	1.52	1.71	1.67	1.59
WS200	1.65	1.57	1.42	1.55	1.53	1.50
NS20	0.27	0.20	0.09	0.98	0.98	0.97
NS30	0.79	0.68	0.49	1.10	1.09	1.07
NS40	1.17	1.06	0.85	1.27	1.24	1.19
NS60	1.65	1.52	1.27	1.55	1.50	1.42
NS80	1.88	1.76	1.50	1.72	1.66	1.58
NS100	1.88	1.76	1.53	1.72	1.68	1.60
NS120	1.81	1.71	1.51	1.67	1.63	1.58
NS150	1.73	1.64	1.46	1.61	1.58	1.54
NS200	1.57	1.51	1.38	1.49	1.49	1.46
NS250	1.48	1.44	1.33	1.42	1.43	1.43
NS300	1.42	1.40	1.30	1.38	1.40	1.40
^{241}Am	1.89	1.77	1.50	1.72	1.66	1.57
LK30	0.91	0.79	0.60	1.14	1.13	1.10
LK35	1.09	0.98	0.77	1.22	1.20	1.16
^{241}Am	1.89	1.77	1.50	1.72	1.66	1.57
^{137}Cs	1.21	1.20	1.16	1.21	1.23	1.24
^{60}Co	1.17	1.16	1.14	1.18	1.18	1.19

A.2 表 A.2 列出了从 β 粒子注量到皮肤剂量的转换系数。

表 A.2 AP 入射方式下不同能量单能 β 射线注量到皮肤剂量的转换系数

能量 MeV	$C_{S\phi}$ pGy/cm ²	能量 MeV	$C_{S\phi}$ pGy/cm ²
0.060	—	1.00	164
0.100	8	1.20	162
0.200	39	1.50	158
0.300	80	2.00	153
0.400	98	4.00	150
0.600	171	10.0	165

注 1: $C_{S\phi}$ 是 β 射线注量到皮肤剂量的转换系数。
注 2: β 射线注量到浅表个人剂量当量转换系数与到皮肤剂量的转换系数的数值相同,单位为皮希沃特每平方厘米(pSv/cm²)。
注 3: 本表的数据来自 ICRP 74—1996。

附 录 B
(资料性附录)
照射用辐照源的性能

B.1 检验用光子源的基本特性

B.1.1 ^{137}Cs 和(或) ^{60}Co γ 射线源,源可以是带有准直器的射线束,也可以是无屏蔽的在自由空气中的射线束,其照射条件应通过测量和验证,给出的 $H_p(d)$ 的相对扩展不确定度应在 5% 以内。

B.1.2 ^{241}Am 源应为窄束谱光子源,给出 $H_p(d)$ 的相对扩展不确定度应在 5% 以内。

B.1.3 恒定电压的 X 射线源的管电压范围至少覆盖 30 kV~300 kV,其连续 X 射线谱的参考性能参数见附录 D。这些照射条件应通过测量和验证,给出的 $H_p(d)$ 的相对扩展不确定度应在 5% 以内。

B.1.4 表 B.1 中列出了用于个人剂量系统照射的光子线束的技术特性。

表 B.1 用于个人剂量系统照射的光子线束的技术特性

线束 编码	附加滤片 ^a mm				半值层 mm		均匀系数 ^b		平均能量 keV	FWHM ^c keV
	Al	Cu	Sn	Pb	Al	Cu	Al	Cu		
HK30	0.52	—	—	—	0.38	0.013	63	72	20	13
HK60	3.2	—	—	—	2.42	0.079	74	72	36	26
WS110	—	2	—	—	—	0.96	—	86	79	40
WS200	—	—	2	—	—	3.08	—	93	137	78
NS20	1	—	—	—	0.32	—	86	—	16	5.2
NS30	4	—	—	—	1.15	—	88	—	24	7.5
NS40	—	0.21	—	—	—	0.084	—	92	33	9.9
NS60	—	0.6	—	—	—	0.24	—	92	47	17
NS80	—	2	—	—	—	0.58	—	94	65	21
NS100	—	5	—	—	—	1.11	—	95	83	23
NS120	—	5	1	—	—	1.71	—	97	100	28
NS150	—	—	2.5	—	—	2.36	—	96	117	28
NS200	—	2	3	1	—	3.99	—	99	164	49
NS250	—	—	2	3	—	5.19	—	99	208	58
NS300	—	—	3	5	—	6.12	—	100	251	68
LK30	4	0.18	—	—	1.47	—	99	—	26	5.5
LK35	—	0.25	—	—	2.2	—	99	—	30	6.8
^{241}Am	—	—	—	—	—	—	—	—	59	—
^{137}Cs	—	—	—	—	—	—	—	—	662	—
^{60}Co	—	—	—	—	—	—	—	—	1 250	—

注:本表的特性参数为 ISO 特性光子束。

^a LK30、NS20、NS30 和 HK30 的固有过滤大约是 1.0 mm Be,其他的固有过滤已调到 4 mm Al。

^b 均匀系数是第一半值层与第二半值层之比乘 100。

^c 连续能谱曲线上的半高宽。

B.2 检验用 β 粒子源的基本特性

B.2.1 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ β 粒子源具有一个吸收 $^{90}\text{Sr}\beta$ 粒子的 $100\text{ mg}/\text{cm}^2$ 过滤片, 给出的吸收剂量的相对扩展不确定度应在 5% 以内, 并应当满足以下条件:

- 残留最大能量 $\geq 1.80\text{ MeV}$;
- 体模(见附录 B)内 $100\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(1)$ 除以体模内 $7\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(0.07)$ 的商应在 $0.98\sim 1.04$ 范围内;
- 体模内 $1000\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(10)$ 应当小于体模内 $7\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(0.07)$ 的 1%。

B.2.2 ^{85}Kr β 粒子源给出的 $H_p(d)$ 的相对扩展不确定度应在 5% 以内, 并应满足以下条件:

- 残留最大能量 $\geq 0.53\text{ MeV}$;
- 体模内 $20\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(0.2)$ 除以体模内 $7\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(0.07)$ 的商在 $0.75\sim 0.85$ 范围内。

B.2.3 天然铀 β 放射源, 其尺寸超过被辐照剂量计的尺寸, 用 $3\text{ mg}/\text{cm}^2\sim 7\text{ mg}/\text{cm}^2$ 聚乙烯覆盖, 应满足以下规范:

- 体模内 $100\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(1)$, 除以体模内 $7\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(0.07)$ 的商应在 $0.54\sim 0.62$ 范围内;
- 体模内 $1000\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(10)$ 应当小于体模内 $7\text{ mg}/\text{cm}^2$ 处的吸收剂量 $D_p(0.07)$ 的 3%。

B.2.4 表 B.2 中列出了用于个人剂量系统照射的 β 粒子源的技术特性。

表 B.2 用于个人剂量系统照射的 β 粒子源的技术特性

β 源	半衰期 a	过滤片	平均能量 MeV	残留最大 能量最小值 MeV	$D_p(0.2)$ / $D_p(0.07)$	$D_p(1)$ / $D_p(0.07)$	$D_p(10)$ / $D_p(0.07)$
^{85}Kr	10.8	一个半径 4 cm、厚度 $50\text{ }\mu\text{m}$ 的 PET 片, 外加一片同中心的半径为 2.75 cm、厚度 $190\text{ }\mu\text{m}$ 的 PET 片 ^a	0.26	0.53	0.80 ± 0.05	—	—
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	28.78	—	0.84	1.80	—	1.01 ± 0.03	<0.01
天然铀	4.5×10^9	$3\text{ mg}/\text{cm}^2\sim 7\text{ mg}/\text{cm}^2$	0.62^b	—	—	0.58 ± 0.04	<0.03
^a 过滤片安装在离源 10 cm 的地方。 ^b 过滤后的 β 粒子的平均能量。							

B.3 检验用中子源的基本特性

B.3.1 ^{252}Cf 中子源可以裸用, 也可以在直径是 300 mm 的 D_2O 慢化球的中心, 表面覆盖有 $0.5\text{ mm}\sim 1\text{ mm}$ 的镉, 给出的 $H_p(d)$ 的相对扩展不确定度应在 8% 以内。

B.3.2 表 B.3 中列出了用于个人剂量系统照射的中子源的技术特性。

表 B.3 用于个人剂量系统照射的中子源的技术特性

放射源	半衰期 a	注量平均能量 ^a MeV	剂量当量平均能量 ^b MeV	比源强 ^c (s ⁻¹ ·kg ⁻¹) ^d 或 (s ⁻¹ ·Bq ⁻¹) ^e	光子与中子 剂量当量比
²⁵² Cf(D ₂ O 慢化) ^f	2.65	0.55	2.1	2.1×10 ^{15d}	0.18
²⁵² Cf	2.65	2.13	2.3	2.4×10 ^{15d}	0.05 ^g
²⁴¹ Am-B(α,n)	432	2.72	2.8	1.6×10 ^{-5e}	<0.20 ^h
²⁴¹ Am-Be(α,n)	432	4.16	4.4	6.6×10 ^{-5e}	<0.05 ^h
^a 全部能谱范围内中子注量的平均能量。 ^b 全部能谱范围内剂量当量的平均能量。 ^c 对于²⁵²Cf,比源强与源中所含²⁵²Cf的质量有关,对于其他中子源,与源中所含²⁴¹Am的活度有关。 ^d 比源强单位为 s⁻¹·kg⁻¹。 ^e 比源强单位为 s⁻¹·Bq⁻¹。 ^f 重水慢化球的直径为 300 mm,外壳为 0.5 mm~1 mm Cd。 ^g 源包壳为 2.5 mm 不锈钢。 ^h 源由 1 mm Pb 包裹,可以使 γ 剂量当量率降低到中子剂量当量率的 5% 以下。					

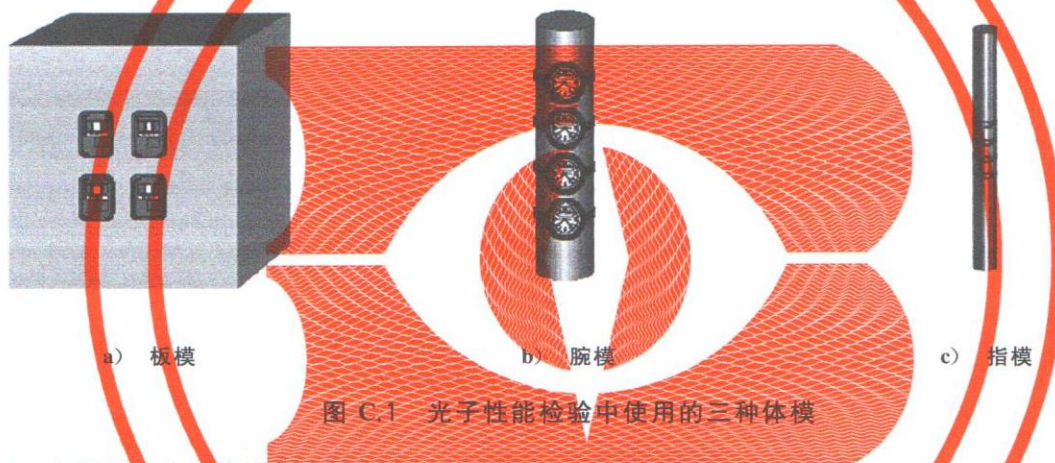
附 录 C
(规范性附录)
检验体模及照射条件

C.1 个人剂量计性能检验用的体模

C.1.1 光子性能检验用的体模

个人剂量计性能检验用的体模应是组织等效充水板模、腕模或指模,其具体要求如下:

- a) 板模:30 cm×30 cm×15 cm,见图 C.1a),用于全身个人剂量计的检验和刻度;
- b) 腕模:直径为 7.3 cm,高为 30 cm 的圆柱,见图 C.1b),用于手腕和脚踝个人剂量计的检验和刻度;
- c) 指模:直径为 1.9 cm,高为 30 cm 的圆棒,见图 C.1c),用于手指个人剂量的检验和刻度。



C.1.2 中子性能检验体模

用于确定剂量计中子个人剂量当量响应或校准因子的板状体模其具体要求如下:

- a) ICRU 组织板模:ICRU 材料固体板模,尺寸 30 cm×30 cm×15 cm,见图 C.2,用于全身个人剂量计检验和刻度;
- b) 考虑到实际不可能制造出成分与 ICRU 组织尺寸相当的固体体模,可在一个外形尺寸一致,材质为有机玻璃的充水简化体模上刻度,体模除前表面厚度为 2.5 mm 外,其他面的壁厚为 10 mm。

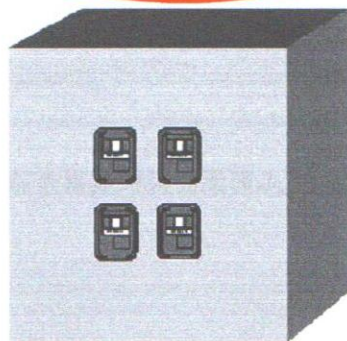


图 C.2 中子性能检验中使用的 ICRU 材料体模

C.2 剂量计在体模上的布放方法

剂量计在体模上的布放方法如下：

- 体模前端面的几何中心在照射线束的中心轴线上；
- 剂量计布放于体模表面上，剂量计的灵敏区面向辐照源，见图 C.1a)；
- 剂量计照射时，剂量计背面平行于体模表面；
- 垂直入射是指垂直于体模前端面的入射；非垂直入射的入射角 α 是指体模中心与射线束中心线的连线与体模前端面法线方向(过体模中心)间的夹角。
- 辐照源中心与体模正面中心的距离，对 ^{241}Am 源： $\geq 50\text{ cm}$ ，对其他光子源： $\geq 100\text{ cm}$ ；对 β 源： $\geq 30\text{ cm}$ ；对 neutron 源： 50 cm ；
- 同时辐照几个剂量计时，需考察辐照场均匀性。由于辐照场均匀性引入吸收剂量(或个人剂量当量)不确定度应尽可能低；
- 剂量计灵敏区的边界与体模边缘的距离，对光子照射： $\geq 7.5\text{ cm}$ ；对 neutron 照射： $\geq 10\text{ cm}$ 。

C.3 个人剂量计的照射方法

个人剂量计的照射方法如下：

- 在辐照场可用于检定和检验照射的范围内，在靠近边界但不影响检定和检验照射的某一位置固定安装监督电离室，见图 C.3；
- 检定和检验照射的参考剂量点与辐射源之间的距离应大于或等于 2 m ；
- 在照射源照射束中心轴线上参考剂量点处，可以使用作为次级标准用的仪器验证该处的自由空气比释动能，见示意图 C.3a)；
- 当照射 $\alpha = 0^\circ$ 时，为垂直照射条件。斜向照射时，见示意图 C.3b)。

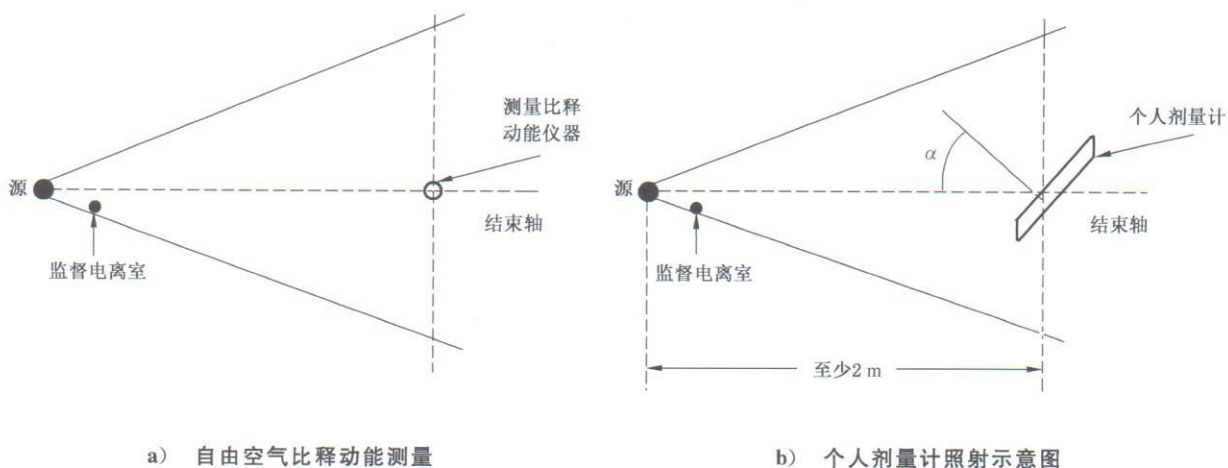


图 C.3 个人剂量计检验照射方法示意图

附 录 D

(规范性附录)

不同检验类型的照射剂量范围及允许水平

表 D.1 中列出了不同检验类型的照射剂量范围及允许水平。

表 D.1 不同检验类型的照射剂量范围及允许水平

照射方法和考核方式	检验类型	照射剂量范围	允许水平(L)	
			深 部	浅 表
除 ¹³⁷ Cs和 ⁶⁰ Co各一组照射外,另外三组照射选自附录B表B.1的辐照场,不告知角度	I类	0.05 Gy~5 Gy	0.24	不检验
单能(⁶⁰ Co或 ¹³⁷ Cs)垂直入射	II类	0.2 mSv~50 mSv	0.10	不检验
除 γ 能量 ≥ 500 keV一组照射外,另外四组照射选自附录B表B.1的辐照场,不告知辐射类型、能量垂直入射	II类	0.3 mSv~50 mSv	0.25	0.25
除 γ 能量 ≥ 500 keV一组照射外,另外四组照射选自附录B表B.1的辐照场,不告知辐射类型、能量(≥ 70 keV)和角度	II类	0.3 mSv~50 mSv	0.30	0.30
高能量(⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y),或低能量(⁸⁵ Kr)随机选	III类	2.5 mSv~250 mSv	不检验	0.30
除 γ 能量 ≥ 500 keV、 β 能量 ≥ 500 keV和 β 能量 < 500 keV各一组照射外,另外二组照射选自附录B表B.1	IV类 浅表	3.0 mSv~300 mSv	—	0.30
	IV类 深部	0.3 mSv~50 mSv	0.30	—
随机选用D ₂ O慢化的或未经慢化的 ²⁵² Cf中子源照射,一组用高能光子(≥ 500 keV)照射,其他三组照射选自附录B表B.1	V类	1.5 mSv~50 mSv	0.30	不检验

注: 本表材料摘自 ANSI/HPS N13.11—2009。

附录 E

(资料性附录)

测量不确定度的评定方法

E.1 测量不确定度

在给出检验结果时,应附有测量不确定度的评定。评定不确定度的方法应按下列类别给出:

- a) A类评定:通过对重复性条件测量所得量值的统计方法评定;
- b) B类评定:通过采用非统计分析方法评定。

也可以用其他不确定度的评定方法给出不确定度,例如:使用精度、偏差、随机误差和系统(非随机)误差描述不同的不确定度类别。

E.1.1 A类评定不确定度 u_A

u_A 是一组观测值($x_1, x_2, \dots, x_n$)的测量平均值的标准差 $\sigma(\bar{x})$ 。理论上讲,测量样本量增加时,A类不确定度会减少。A类不确定度的典型来源是:

- a) 探测器灵敏度非一致性;
- b) 零剂量时探测器读数的变异;
- c) 由于灵敏度和本底引起的探测器读数的变异。

E.1.2 B类评定不确定度 u_B

u_B 不会因重复测量而减少。通常 B类标准不确定度的主要来源如下:

- a) 剂量系统的校准误差;
- b) 剂量计的能量依赖性;
- c) 剂量计的方向依赖性;
- d) 响应的非线性;
- e) 探测器的信号衰退、湿度及温度的依赖性;
- f) 光照射影响;
- g) 非电离辐射的影响;
- h) 机械振动影响;
- i) 不同地区天然本底辐射影响的差异。

E.2 不确定度的 A类评定

对随机变量 x_i 进行 n 次独立的等精度测量得到的测量值为: $x_1, x_2, \dots, x_n$,其算术平均值 $\bar{x}$ 计算见式(E.1)。

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \dots\dots\dots (E.1)$$

则单次测量结果的检验标准差见式(E.2)。

$$u_A(x_i) = s(x_i) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \dots\dots\dots (E.2)$$

用式(E.3)计算测量平均值的不确定度。

$$u_A(\bar{x}) = s(\bar{x}) = \frac{s(x_i)}{\sqrt{n}} \quad \dots\dots\dots (E.3)$$

E.3 不确定度的 B 类评定

在个人剂量检测时, B 类标准不确定度的典型分布假设为均匀分布, 因某一影响因素 i 的参数变异 a_i 引起的 B 类标准不确定度可用式(E.4)计算:

$$u_{B,i} = \frac{a_i}{\sqrt{3}} \quad \dots\dots\dots (E.4)$$

当影响因素不止一个时, 可用式(E.5)计算总的 B 类不确定度 u_B :

$$u_B = \sqrt{\sum_i u_{B,i}^2} = \sqrt{\frac{1}{3} \sum_i a_i^2} \quad \dots\dots\dots (E.5)$$

几种常见情况下 a_i 的确定:

- a) 仪器示值误差(Δm)已知情况, $a = \Delta m$;
 表盘式仪表, a 为最小分度值的一半;
 数字式仪表, a 为末位数最小分度的一个单位。
- b) 能测量或已知 B 类来源的变异范围:
 - 1) 给出量是单向时, 例如, 校准扩展不确定度为 U , $a = U/k$, k 是校准报告的包含因子;
 - 2) 给出量是双向时, 例如, LiF TLD 剂量探测器的能量响应为 $\pm 10\%$, 则 $a = \text{量的均值} \times 10\%$ 。

E.4 A 类和 B 类的合成标准不确定度的评定方法

合成标准不确定度可用式(E.6)和式(E.7)计算:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + \sum_i u_{B,i}^2} \quad \dots\dots\dots (E.6)$$

或

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + \frac{1}{3} \sum_i a_i^2} \quad \dots\dots\dots (E.7)$$

假设个人剂量监测的合成不确定度 u_c 服从正态分布, 可直接用式(E.7)估算一个剂量系统的不确定度, 其相应的置信水平为 67%。要获得高的置信水平, 应当将合成不确定度 u_c 乘以一个包含因子 k , 见式(E.8)。

$$U = k u_c = k \sqrt{u_A^2 + \frac{1}{3} \sum_i a_i^2} \quad \dots\dots\dots (E.8)$$

通常称 U 为扩展不确定度。在其计算中和结果表述中, 均应清楚标明包含因子 k 的取值。在个人剂量系统性能检验中, 通常只有辐照检验室的照射参考值, 其扩展不确定度的包含因子取 $k=2$ 。

出具的扩展不确定度的有效数字, 最多取 2 位, 在首位大于 3 时也可取一位。测量均值的有效数字由不确定度决定, 测量均值的末位应与不确定度末位对齐。在个人剂量监测领域, 扩展不确定度既可以用绝对形式, 也可以用相对形式报告。

E.5 不确定度评定举例

某次 TLD 探测器平行样品测量一共测了 6 次,其测量结果分别为:29.18 mSv、28.19 mSv、27.27 mSv、28.25 mSv、26.26 mSv、27.24 mSv,并假定探测器的能量响应为 $\pm 15\%$ 、探测器的角度响应为 $\pm 9\%$ 、探测器非线性为 $\pm 4\%$ 、校准不确定度为 10% ($k=2$),其他 B 类不确定度影响可以忽略,进行不确定度评定,并报告测量结果。

注:这里仅是计算举例,在评定不确定度时应按实际情况给出 B 类的影响量。

不确定度计算过程:

a) 进行量值修正,并进行坏值统计判断(假定总的修正值为 1,无坏值,坏值统计判断从略);

b) 不确定度 A 类评定计算:

$$\bar{x} = \frac{1}{6} \sum_{i=1}^6 x_i \approx 27.7 \quad (\text{mSv})$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^6 (x_i - \bar{x})^2}{(n-1)}} \approx 1.019 \quad (\text{mSv})$$

$$u_A = \frac{s}{\sqrt{n}} = \frac{1.019}{\sqrt{6}} \approx 0.416 \quad (\text{mSv})$$

c) 不确定度 B 类评定计算:

$$\text{探测器能量响应为 } \pm 15\%, \text{ 则, } u_{B, \text{能响}} = \frac{(27.7 \times 15\%)}{\sqrt{3}} \approx 2.399 \quad (\text{mSv})$$

$$\text{探测器角度响应为 } \pm 9\%, \text{ 则, } u_{B, \text{角响}} = \frac{(27.7 \times 9\%)}{\sqrt{3}} \approx 1.439 \quad (\text{mSv})$$

$$\text{探测器非线性为 } \pm 4\%, \text{ 则, } u_{B, \text{非线性}} = \frac{(27.7 \times 4\%)}{\sqrt{3}} \approx 0.640 \quad (\text{mSv})$$

$$\text{校准不确定度为 } 10\% (k=2), \text{ 则, } u_{B, \text{校准}} = \frac{(27.7 \times 10\%)}{2} \approx 1.385 \quad (\text{mSv})$$

$$u_B = \sqrt{u_{B, \text{能响}}^2 + u_{B, \text{角响}}^2 + u_{B, \text{非线性}}^2 + u_{B, \text{校准}}^2} \\ = \sqrt{2.399^2 + 1.439^2 + 0.640^2 + 1.385^2} \approx 3.186 (\text{mSv})$$

d) 合成不确定度计算

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} = \sqrt{0.416^2 + 3.186^2} \approx 3.213 \quad (\text{mSv})$$

e) 扩展不确定度计算,取 $k=2$

$$U = 2 \times 3.213 \approx 6.4 \quad (\text{mSv})$$

$$U_{\text{rel}} = \frac{U}{\bar{x}} \times 100\% = \frac{6.4}{27.7} \times 100\% \approx 23\%$$

f) 测量结果报告:

通常应报告为:

$$(27.7 \pm 6.4) \text{ mSv} \\ k=2$$

注:测量结果末位与不确定度末位必须对齐,不确定度最多取两位,当不确定度首位大于 3 时可取一位。

特殊情况下,需用相对扩展不确定度,则:

相对扩展不确定度为 $U_{\text{rel}} = 23\%$ 。

参 考 文 献

- [1] GBZ 128—2002 职业性外照射个人监测规范
 - [2] GBZ/T 151 放射事故个人外照射剂量估算原则
 - [3] JJG 593 个人和环境监测用 X、 γ 辐射热释光剂量测量(装置)系统
 - [4] ANSI/HPS N13.11—2009 American National Standard for Dosimetry—Personnel Dosimetry Performance—Criteria for Testing
 - [5] ISO 4037-4:2004 X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy—Part 4: Calibration of area and personal dosimeters in low energy X reference radiation fields
 - [6] Schwahn SO, Gesell TF. Variations in backscatter observed in PMMA wholebody dosimetry slab phantoms. *Radiat Prot Dosim* 128:375-381; 2008
 - [7] ISO 4037-1:1996 X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy—Part 1: Characteristics of the radiations and methods for their production
 - [8] ISO 6980-2:2004 Nuclear Energy—Reference betaparticle radiation—Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation field
 - [9] ISO 4037-3:2000 X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy—Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence
 - [10] ISO 8529-1:2001 Reference neutron radiations—Part 1: Characteristics and methods of production
 - [11] IEC 62387:2012 Radiation protection instrumentation—Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation
 - [12] ICRP 74—1996 Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection, *Ann. ICRP* 26(3-4)
 - [13] IAEA No. RS-G-1.3 Assessment of occupational exposure due to external sources of radiation, 1999
-