

## 中华人民共和国卫生行业标准

WS/T 584—2017

---

### 人体内放射性核素全身计数测量方法

Methods for measuring radionuclides in the human body with whole body counts

2017-10-27 发布

2018-05-01 实施

---

中华人民共和国国家卫生和计划生育委员会发布

## 前 言

本标准按照GB/T1.1—2009给出的规则起草。

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、江苏省疾病预防控制中心、中国医学科学院放射医学研究所、军事医学科学院放射与辐射医学研究所、中国计量科学研究院、苏州热工研究院。

本标准主要起草人：张建峰、马加一、周强、张文艺、拓飞、潘洁、李文红、梁珺成、张庆、杨小勇、郁恩健、张京。

# 人体内放射性核素全身计数测量方法

## 1 范围

本标准规定了全身计数器测量人体内的放射性核素种类和放射性活度的方法。  
本标准适用于全身计数器对人体内的放射性核素进行定性和定量分析。

## 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 11713 高纯锗 $\gamma$ 能谱分析通用方法

## 3 术语和定义

下列术语和定义适用于本文件。

### 3.1

**全身计数器** whole body counter

从人体外直接测量人体内的放射性物质所发射出的X射线或 $\gamma$ 射线,进行放射性核素的定性及定量分析的装置。

### 3.2

**探测下限** lower limit of detection;  $A_{DL}$

在给定的置信度下,谱仪可以探测的最低活度。

### 3.3

**模体** phantom

对电离辐射的吸收或散射作用与人体组织基本相同的物体。

注:可在各种测量中用于模拟实际测量条件。

## 4 仪器装置

4.1 全身计数器。由探测器、屏蔽铅室、电子元器件、数据处理系统等构成。其中电子元器件又包括前置放大器、主放大器、模数转化器(ADC)、高压电源(HPS)和多道分析仪。

- 4.2 全身计数器种类。常用的有两种：高纯锗（HPGe）的能量分辨率高、探测效率相对低；碘化钠（铯）（NaI(Tl)）的探测效率高、能量分辨率相对低。根据测量的目的和要求，选择体外探测器的种类和组合。
- 4.3 高压电源。探测器有稳定工作的高压电源，其稳波电压不大于 0.01%，对半导体探测器高压应连续可调，不能有间断点。
- 4.4 谱放大器。应具有波形调节并与前置放大器及多道脉冲幅度分析器匹配。
- 4.5 多道脉冲幅度分析器。应根据能谱的复杂程度、射线能量分布范围及探测器的能量分辨率等选择多道分析器的道宽和道数。
- 4.6 数据处理系统。接受多道分析器的谱数据并对其进行处理。数据处理系统由计算机软硬件设备构成。
- 4.7 数据处理系统硬件。主要包括计算机及其配套的读出读入装置。
- 4.8 数据处理系统软件。应包括解析  $\gamma$  谱的各种常规程序，诸如能量刻度、效率刻度、谱光滑、寻峰、峰面积计算和重峰分析等基本程序。

## 5 刻度源和系统刻度

### 5.1 刻度源及其要求

#### 5.1.1 刻度源

刻度源是全身计数器能够正常进行能量刻度和效率刻度的必备条件。适于能量刻度的单能和多能核素及其主要参数见附录A。

#### 5.1.2 刻度源的溯源性

刻度源应具备准确性和可溯源性，具有检验证书，证书上除给定活度（或比活度）和不确定度外，还应标明定值日期、标准源纯度、质量或体积、化学成分、核素半衰期、 $\gamma$ 射线分支比和标准源的定值方法。此外，放射性核素标准源的总不确定度应小于5%。

### 5.2 能量刻度

#### 5.2.1 刻度范围

刻度源 $\gamma$ 射线的能量应均匀分布在所需刻度的能区（通常40keV~2000keV），且最少需要4个能量点。刻度源应是发射多种能量 $\gamma$ 射线的混合源。

#### 5.2.2 刻度曲线

用解谱软件做 $\gamma$ 射线能量与全吸收峰峰位的直线拟合。处于良好工作状态的高分辨 $\gamma$ 能谱系统的能量刻度曲线应是一条直线，其非线性应小于0.5%。如果偏离线性，就应该重新做能量刻度。具体要求按GB/T 11713的规定执行。

#### 5.2.3 刻度曲线的核查

在测量期间，每天应至少用两个能量点的 $\gamma$ 射线对全身计数器进行检查。所用 $\gamma$ 射线的能量应分别靠近刻度能区的低能端和高能端。如果峰位基本保持不变，则刻度数据保持适用。对于HPGe探测器大于1keV，对于NaI探测器大于0.5FWHM时，应重做能量刻度。

### 5.3 效率刻度

### 5.3.1 效率刻度

测量人体中 $\gamma$ 放射性核素含量时，应对全身计数器进行效率刻度。

### 5.3.2 效率刻度源

效率刻度源的放射性核素的活度应小于1000kBq，能量分布应该适当，用于效率曲线刻度时的能量应该分布在40keV~2000keV能区内，至少选择7个能量的 $\gamma$ 射线。低能范围（40keV~200keV）应有2个~3个 $\gamma$ 射线。效率刻度应用模体来进行。

## 5.4 刻度模体

5.4.1 根据测量的放射性核素、放射性核素在体内的分布、测量的方式和测量的光子能量选择刻度模体，详见附录B。

5.4.2 当测量均匀分布的体内放射性核素，应用简单刻度体模。

5.4.3 当测量低能光子（40 keV~200 keV），应用仿真刻度体模。

## 5.5 肌肉等效胸壁厚度

肌肉等效胸壁厚度（muscle equivalent chest wall thickness，简称为 $T_C$ ）：当测量低能光子（<100keV）时，需对胸壁厚度和成分进行校正。可用式（1）计算：

$$T_C = X / \mu_M [\mu_F F + \mu_M (1 - F)] \dots\dots\dots (1)$$

式中：

$X$  —— 测量的胸壁厚度，单位为厘米（cm）；

$\mu_M$  —— 肌肉组织的线衰减系数，单位为每厘米（ $\text{cm}^{-1}$ ）；

$\mu_F$  —— 脂肪组织的线衰减系数，单位为每厘米（ $\text{cm}^{-1}$ ）；

$F$  —— 脂肪组织的含量分数；

$(1 - F)$  —— 肌肉含量的分数。

## 5.6 组织厚度校正

测量器官内低能光子（<100 keV），必须对覆盖在器官上面的组织厚度进行校正。组织厚度校正通过使用刻度模体来模拟所测量器官与探测器之间的人体组织，通过进行三次以上的刻度实验，绘制相应的计数效率刻度曲线来校正。

## 6 测量

6.1 测量前，受检者应取下身上佩戴的饰品、手表、眼镜以及其他金属物件。

6.2 经放射性表面污染仪测量，确定受检者没有表面放射性污染。如果显示受检者有放射性表面污染，应先进行放射性污染洗消，确定没有放射性表面污染后，方可测量。

6.3 根据放射性核素在体内的分布特征，测量类型分为全身测量和器官测量。

- 6.4 全身测量用于测量放射性核素均匀分布身体的情况。
- 6.5 器官测量用于测量放射性核素浓集于器官的情况。常见的器官测量有肺部测量、甲状腺测量。
- 6.6 肺测量用于定量呼吸系统沉积的放射性活度。测量肺中放射性活度应进行肌肉等效胸壁厚度校正。
- 6.7 甲状腺测量。甲状腺功能正常情况下,大约 20%放射性碘被甲状腺吸收。探测器在颈部表面上 10cm 处。计数时间 600s。

## 7 数据分析方法

### 7.1 全身计数器 $\gamma$ 能谱分析方法

7.1.1 全吸收峰(也称全能峰或光电峰)的道址和入射  $\gamma$  射线的能量成正比,这是全身计数器  $\gamma$  能谱定性的基础。

7.1.2 全吸收峰下的净峰面积和与探测器相互作用的该能量的  $\gamma$  射线数成正比,这是全身计数器  $\gamma$  能谱定量的基础。在全吸收峰净峰面积的分析中,应扣除康普顿连续谱及本底等的计数。

### 7.2 放射性活度计算

放射性活度  $A$  可用式 (2) 计算:

$$A = N / \epsilon t \dots\dots\dots (2)$$

式中:

$N$ ——峰面积,见图1;

$\epsilon$ ——给定几何形状的探测效率;

$t$ ——计数时间,单位为秒(s)。

峰面积  $N$  可用式 (3) 计算:

$$N = \sum_{k=1}^p N_k - p / 2m \left[ \sum_{i=1}^m B_i + \sum_{j=1}^m B_j \right] \dots\dots\dots (3)$$

式中:

$N_k$ ——计算峰总面积的  $k$  道的计数;

$p$ ——峰所含的道数;

$m$ ——选定本底计算的道数(峰的左右两边);

$B_i$ ——估算峰左基线的道计数;

$B_j$ ——估算峰右基线的道计数。

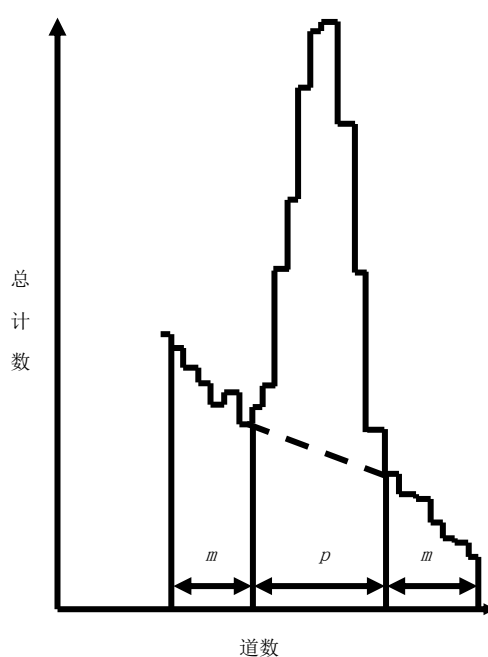


图1 峰下面的峰面积和本底

## 8 报告

### 8.1 报告格式

8.1.1 分析报告应包括个人的信息，例如姓名、性别、年龄、放射性污染的接触史等。

8.1.2 分析报告应有受检者的唯一编号、检查类型、检查的工作人员和检查时间。

8.1.3 分析报告应包括核素活度数据及适当的不确定度。对于不确定度，本标准推荐 2 倍标准差或包含因子为 2，即置信度 95% 情况下的不确定度。以置信度报告不确定度时，都应在行文中叙及或用脚注标出，以免混淆，具体见附录 C。

### 8.2 低于全身计数器探测限的报告

在报告分析结果中，出现人体计数率减去本底（或基底）结果为负值时，常见方法是用前置“≤”报告人体的实际测量条件下的  $A_{DL}$  值。探测限的计算方法见附录 D。

附 录 A  
(规范性附录)  
能量刻度用的单能和多能核素

全身计数器能量刻度的常用的单能和多能核素应在表A.1中选择。

表A.1 能量刻度用的单能和多能核素

核素	半衰期	$\gamma$ 射线能量 keV	$\gamma$ 射线分支比 %
$^{210}\text{Pb}$	22.3a	46.5	4.25
$^{241}\text{Am}$	432.6a	59.54	35.78
$^{109}\text{Cd}$	461.4d	88.03	3.626
$^{57}\text{Co}$	271.80d	122.1	85.51
$^{141}\text{Ce}$	32.508d	145.4	48.29
$^{51}\text{Cr}$	27.703d	320.1	9.87
$^{137}\text{Cs}$	30.018a	661.7	84.99
$^{54}\text{Mn}$	312.13d	834.84	99.9746
$^{22}\text{Na}$	2.6027a	1274.54	99.940
$^{88}\text{Y}$	106.626d	898.0	93.90
		1836.1	99.32
$^{60}\text{Co}$	5.271a	1173.2	99.85
		1332.5	99.9826
$^{152}\text{Eu}$	13.522a	121.8	28.41
		344.3	26.59
		964.1	14.50
		1112.1	13.41
		1408.0	20.85



**附 录 B**  
**(规范性附录)**  
**刻度模体**

**B.1 刻度模体的要求**

- B.1.1 模体材料主要成分应与人体具有相似的放射性衰减特性。
- B.1.2 模体与人的相似程度与所研究的目的有关。
- B.1.3 加入模体的放射性物质及其溶液的物理、化学性质稳定，不应和模体材料发生反应。

**B.2 标准放射性物质要求**

- B.2.1 应由国家法定计量部门认定或可溯源到国家法定计量部门的计量基准。国外进口的标准放射性物质应经国家计量部门核定。
- B.2.2 标准放射性物质应具备有检验证书原件或副本等相关资料，以保证传递过程的可溯源性。
- B.2.3 标准放射性物质应在规定的有效期内使用。

**B.3 刻度源的一般要求**

- B.3.1 均匀性：无论是模体还是标准放射性物质，其在刻度模体内的分布是均匀的，不产生显著的容器壁特异性吸附而改变其分布。
- B.3.2 模拟性：除放射性活度已知外，其他性质，如密度、形状、成分等，都和人体相近。
- B.3.3 稳定性：在贮存及使用期内，不产生沉淀、潮解或结晶，不生成异物或霉变。
- B.3.4 高纯度：除去加入的放射性标准物质以外，应不含或尽量少含其他放射性杂质。
- B.3.5 准确度：在置信度为99.7%的前提下，放射性活度的不确定度应小于5%。
- B.3.6 密闭性：应密封于体模内，不应发生泄漏。

附 录 C  
(规范性附录)  
扩展不确定度

### C.1 扩展不确定度

测量结果的扩展不确定度 ( $\mu_C$ ) 包括: A类不确定度 ( $\mu_A$ ) 和B类不确定度 ( $\mu_B$ )。A类不确定度是用对观测列进行统计分析的方法来评定不确定度, 如由统计计数引入的不确定度等。B类不确定度是用不同于对观测列进行统计分析的方法来评定标准不确定度, 如因探测效率、自吸收校正因子、体积校正因子、发射概率校正因子、核素衰变校正因子和符合相加校正因子等引入的不确定度。对于测量结果, 当有几项不确定度来源时, 需对各类不确定度进行合成。

测量结果的扩展不确定度可用式 (C.1) 求解:

$$\mu_C = k\sqrt{\mu_A^2 + \mu_B^2} \dots\dots\dots (C.1)$$

式中:

$\mu_C$ ——合成扩展不确定度;

$k$ ——扩展因子, 一般取2, 相应置信度约为95%;

$\mu_A$ ——A类不确定度;

$\mu_B$ ——B类不确定度。

### C.2 A类不确定度 ( $\mu_A$ )

A类不确定度计算, 见式 (C.2):

$$\mu_A = \sqrt{\frac{N_s}{t_s} + \frac{N_b}{t_b}} \dots\dots\dots (C.2)$$

式中:

$\mu_A$ ——A类不确定度;

$N_s$ ——全能峰净面积计数;

$t_s$ ——人体测量活时间, 单位为秒 (s);

$N_b$ ——相应全能峰的本底净面积计数;

$t_b$ ——本底测量活时间, 单位为秒 (s)。

### C.3 B类不确定度 ( $\mu_B$ )

B类不确定度计算, 见式 (C.3) :

$$\mu_B = \sqrt{\mu_{B1}^2 + \mu_{B2}^2} \dots\dots\dots (C.3)$$

式中:

$\mu_B$  ——B类不确定度;

$\mu_{B1}$  ——表示全身计数器仪器本身引入的不确定度, 包括刻度源、探测效率、自吸收校正、体积校正、发射概率校正、核素衰变校正、符合相加校正、全身计数器测量死时间的不确定度;

$\mu_{B2}$  ——表示测量人体引入的不确定度, 包括人体与刻度模体的差异、胸壁厚度、全身计数器探测器与人体的距离以及非测量器官对测量器官的干扰而引入的不确定度。

附 录 D  
(规范性附录)  
全身计数器的判定阈和探测下限

### D.1 判定阈

以计数给出的判定阈，见式 (D.1)：

$$N_{DT} = k(n_B t_S)^{\frac{1}{2}} [1 + t_S / t_B]^{\frac{1}{2}} \dots \dots \dots (D.1)$$

式中：

$N_{DT}$ ——以计数表示的判定阈；

$k$ ——扩展因子；

$n_B$ ——本底计数率；

$t_S$ ——人体测量时间，单位为秒 (s)；

$t_B$ ——本底测量时间，单位为秒 (s)。

当  $t_B = t_S$  时，判定阈可简化，见式 (D.2)：

$$N_{DT} = k(2N_B)^{\frac{1}{2}} \dots \dots \dots (D.2)$$

式中：

$N_{DT}$ ——以计数表示的判定阈；

$k$ ——扩展因子；

$N_B$ ——本底计数，等于  $n_B t_B$  的乘积。

以活度给出的判定阈，见式 (D.3)：

$$A_{DT} = N_{DT} / \varepsilon t \dots \dots \dots (D.3)$$

式中：

$A_{DT}$ ——以活度给出的判定阈，单位为贝可 (Bq)；

$N_{DT}$ ——以计数表示的判定阈；

$\varepsilon$ ——全身计数器测量效率；

$t$ ——全身计数器测量时间，单位为秒 (s)。

### D.2 探测下限

探测下限计算，见式 (D.4)：

$$N_{DL} = k^2 + 2N_{DT} \dots\dots\dots (D. 4)$$

式中:

$N_{DL}$  ——以计数表示的探测下限;

$k$  ——扩展因子;

$N_{DT}$  ——以计数表示的判定阈。

当本底计数足够高, 探测下限计算简化, 见式 (D. 5):

$$N_{DL} = 2N_{DT} \dots\dots\dots (D. 5)$$

式中:

$N_{DL}$  ——以计数表示的探测下限;

$N_{DT}$  ——以计数表示的判定阈。

当探测下限以活度表示, 见式 (D. 6):

$$A_{DL} = (k^2 + 2N_{DT}) / \varepsilon t \dots\dots\dots (D. 6)$$

式中:

$A_{DL}$  ——以活度表示的探测下限, 单位为贝可 (Bq);

$k$  ——扩展因子;

$N_{DT}$  ——以计数表示的判定阈;

$\varepsilon$  ——全身计数器测量效率;

$t$  ——全身计数器测量时间, 单位为秒 (s)。

在大多数情况下, 探测下限  $A_{DL}$  计算95%的可信水平。假定假阳性和假阴性的误差为5% ( $\alpha = \beta = 0.05$ )

$k_\alpha = k_\beta = 1.645$ , 因此简化式 (D. 6), 见式 (D. 7):

$$A_{DL} = \left( 2.71 + 4.64 N_B^{\frac{1}{2}} \right) / \varepsilon t \dots\dots\dots (D. 7)$$

式中:

$A_{DL}$  ——以活度表示的探测下限, 单位为贝可 (Bq);

$N_B$  ——本底计数, 等于  $n_B t_B$  的乘积;

$\varepsilon$  ——全身计数器测量效率;

$t$  ——全身计数器测量时间, 单位为秒 (s)。

对于高分辨率 $\gamma$ 谱, 以活度表示的判定阈见式 (D. 8):

$$A_{DT} = \frac{k \left[ \frac{p}{2m} \left( \frac{p}{2m} + 1 \right) \left( \sum_{i=1}^m B_i + \sum_{j=1}^m B_j \right) \right]^{\frac{1}{2}}}{\varepsilon \gamma t} \dots \dots \dots (D. 8)$$

式中:

$A_{DT}$ ——以活度表示的判定阈, 单位贝可 (Bq) ;

$k$ ——扩展因子;

$p$ ——计算峰面积的道数;

$m$ ——估算峰本底的峰两侧的道数;

$B_i$ ——左侧第  $i$  道的计数;

$B_j$ ——右侧第  $j$  道的计数;

$\varepsilon$ ——全身计数器测量效率;

$\gamma$ ——光子发射的强度;

$t$ ——全身计数器测量时间, 单位为秒 (s) 。

以活度形式给出的探测下限的计算公式, 见式 (D. 9) :

$$A_{DL} = \frac{k^2 + 2k \left[ \frac{p}{2m} \left( \frac{p}{2m} + 1 \right) \left( \sum_{i=1}^m B_i + \sum_{j=1}^m B_j \right) + P + s_p^2 \right]^{\frac{1}{2}}}{\varepsilon \gamma t} \dots \dots \dots (D. 9)$$

式中:

$A_{DL}$ ——以活度表示的探测下限, 单位为贝可 (Bq) ;

$k$ ——扩展因子;

$p$ ——计算峰面积的道数;

$m$ ——估算峰本底的峰两侧的道数;

$B_i$ ——左侧第  $i$  道的计数;

$B_j$ ——右侧第  $j$  道的计数;

$P$ ——没有受检者的本底谱测量的  $p$  道的干扰峰的净面积;

$s_p^2$ —— $P$ 的不确定度方差;

$\varepsilon$ ——全身计数器测量效率;

$\gamma$ ——光子发射的强度;

$t$ ——全身计数器测量时间, 单位为秒 (s) 。

## 参 考 文 献

- [1] ICRU. ICRU report 69: Direct determination of the body content of radionuclides. UK: Nuclear Technology Publishing, 2003
- [2] ICRU. ICRU 48: Phantoms and computational models in therapy diagnosis and protection. UK: Nuclear Technology Publishing, 1992
- [3] ICRU. ICRU 44: Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. UK: Nuclear Technology Publishing, 1989
- [4] Lynch, Timothy P. In Vivo Monitoring Program Manual, PNL-MA-574. Pacific Northwest National Laboratory Richland, Washington.2011
- [5] American National Standard ANSI/HPS N13.30-2011 Performance Criteria for Radiobioassay
- [6] 潘自强. 辐射安全手册. 北京: 科学出版社, 2011
- [7] EJ/T 1204.3—2006 电离辐射测量探测限和判断阈的确定第 3 部分: 忽略样品处理影响的高分辨率  $\gamma$  能谱法计数测量
-