

ISO起草的标准仍建议(在60keV)从0°到60°入射角的响应应是各向同性的。

## 结 论

ICRU 39和43号报告重点介绍了个人剂量监测中新实用量的测量技术,优点和复杂性。有关此问题的第三个ICRU报告在准备

中,它包括此系统所需仪器的使用,校正和设计方面的指导。尚需看到品质因子和癌危险度估计的改变,将影响现在相对 $H_E$ 所给出这些量的转换程度。

[Radiat Prot Dosim 1991; 35(4):253~259

(英文)戴光复节译 张良安校]

# 使用硅探测器的一种 $\beta$ 皮肤剂量监测器的研制

Chung MH et al

对放射性工作人员而言, $\beta$ 、 $\gamma$ 及热粒子产生的辐射对人体是有害的,因此需一台便携式监测器。

## 一、硅探测器的选用

在皮肤剂量监测中,硅探测器比现在用于个人剂量监测的TLD具有能直接给出辐射剂量值的特点,与电离室或闪烁探测器相比较,其特点是有很高的灵敏度、体积小和只需低压。硅探测器的输出电流比和其相同体积大小的电离室大17 000倍左右,它能在室温下工作,而锗探测器则必须在液氮温度下工作。但硅探测器使用中还存在一些缺点:①在高能辐射场容易损坏,对弱贯穿 $\beta$ 粒子或 $\gamma$ 射线辐射影响相对很小,当测量剂量值大于1 000Gy(100krad)时,探测器能力下降;②每种硅探测器都有一些数量的漏泄电流,甚至在没有任何辐射照射时,探测器中也有电流流过,且随温度和偏压的变化而波动。

硅探测器有两种工作方式,即脉冲式和电流式。照射时,探测器中形成充电脉冲的大小与硅吸收的能量成正比。工作在脉冲式时,探测器的脉冲输出被放大后,用多道分析仪式的脉冲记录仪记录;工作在电流式时,使用一个精密微微安培计可直接读出硅探测器的电流输出。在低能辐射场,因脉冲

操作方式受漏泄电流的影响小,所以它比电流式更能给出精确的测量结果;对于强辐射场,工作在脉冲式时,死时间漏计数和系统脉冲的堆积可导致数据的丢失,这样剂量读出值较低。但工作在电流式时,不受上述因素影响,而且漏泄电流对应一个较低限制剂量率。因漏泄电流随偏正增大而增加,因而偏压为零时,漏泄电流最小,因此,应使用漏泄电流较小的硅探测器。目前,市售的几种硅探测器有扩散结型、锂漂移型、面垒型和离子注入型等,前三种类型硅探测器漏泄电流较大,而离子注入型则有相对较低的漏泄电流,其值大约是其它型的1/10到1/100。由于它的触点是离子注入的,因而构成精确、薄及突变的接点,入口窗坚固,便于清洗。

## 二、离子注入硅探测器设计中的 计算和测量

在皮肤剂量测量中,可使用下列两种读数进行估算。第一种读数 $D_1$ 为探测器不加屏蔽剂量率测量值,第二种读数 $D_2$ 为加梯度屏蔽剂量率测量值。探测器后面覆盖一层大于500mg/cm<sup>2</sup>铝层,用来补偿组织产生的反向散射成份。由于 $\beta$ 剂量衰减,应对这两种不同读数进行修正,尤其对于低能 $\beta$ 源,这两种读数差异很大。如果 $D(X)$ 为在X处单位长度上沉积的剂量率值,那么此剂量率

与这两种读数成正比,即

$$D_1 = \int_0^t D(x) dx \quad (1)$$

$$D_2 = \int_d^{t+d} D(x) dx \quad (2)$$

假设剂量按指数规律衰减,即

$$D(x) = D_0 \exp(-\beta x) \quad (3)$$

其中 $D_0$ 是在 $x=0$ 处剂量率, $\beta$ 为受源能谱形状和平均能量影响的常数值, $t$ 为探测器质量厚度 $70\text{mg}/\text{cm}^2$ 。在 $7\text{mg}/\text{cm}^2$ 处剂量率

为:  $D_7 = \frac{t}{d} D_1 \ln(D_1/D_2) -$

$$\frac{(D_2/D_1)^{7/d}}{1 - (D_2/D_1)^{t/d}} \quad (4)$$

其中 $t$ 同上, $d$ 为 $6.68\text{mg}/\text{cm}^2$ 梯度屏蔽质量厚度。以上测量剂量梯度的方法也可用于皮肤内其它深度处剂量率测量,例如在探测器前放置一个 $300\text{mg}/\text{cm}^2$ 组织当量屏,就可测量 $300\text{mg}/\text{cm}^2$ 深度处眼晶体剂量,另外此方法还可用于热粒子剂量的精确测量。把(4)式改写为

$$D_7 = 10.2 D_1 f(R) \quad (5)$$

$$f(R) = -\ln(R) - \frac{R^{1.02}}{1 - R^{10.2}} \quad (6)$$

$$R = D_2/D_1 \quad (7)$$

把(6)式中的值对 $2.4\text{mg}/\text{cm}^2$ 铝屏蔽和组织对硅的相对阻止本领进行修正后,展开为三级多项式函数,变换后在 $0.3 \leq R < 1$ 的范围,函数精度很高,其误差小于 $0.8\%$ 。用Z-80机器码编写一个程序,该程序可利用 $D_1$ 和 $D_2$ 两种读出值计算皮肤剂量率,存储器容量可达 $1.5\text{k}$ 字节。

一种探测面积 $3\text{cm}^2$ 、厚度 $300\mu$ (质量厚度 $70\text{mg}/\text{cm}^2$ )的离子注入硅探测器,正常工作状态时,反向偏压 $24\text{V}$ ,漏泄电流大约 $4\text{nA}$ 。当在此反向偏压完全耗尽时,耗尽层深度等于它的总质量厚度。工作在脉冲

式时,其输出剂量率只有小于 $10\text{mGy}(1\text{rad})/\text{h}$ 时是准确的,大于此值时,因死时间漏计数和脉冲堆积,测量剂量率要比真实值小,并且测量误差随剂量率增大而增大。不加偏压,漏泄电流在 $70^\circ\text{F}(21^\circ\text{C})$ 室温下小于几个微微安培,并随温度的减小而减小。工作在电流式不加偏压时,可测量大约 $1\text{Gy}/\text{h}(100\text{rad}/\text{h})$ 剂量率值。低于此值时因漏泄电流波动较大,致使测量的剂量率变化也很大,即使零偏压也是如此。总之,该型探测器工作在电流或脉冲型式应根据源的强度决定,同时两种工作方式可用在 $1\text{Gy}/\text{h}(100\text{rad}/\text{h})$ 和 $10\text{mGy}(1\text{rad}/\text{h})$ 剂量率测量。

### 三、一种试制型皮肤剂量监测器

目前,离子注入型监测器由一个电子学系统和一个探头组成。工作在脉冲式时,一个积分器用来积分被放大的脉冲,从而获得当量剂量值;电流式时,一个静电计放大器用来放大电流输出。积分器或静电计放大器的输出值被读入带有A/D转换器的微处理器中,并迅速进行数据处理和提供一个剂量率的测量。探头包括离子注入硅探测器和包在铝壳内的旋转型吸收体。探测头被牢固地安装在带有薄橡胶垫的机壳内,为使其避光,用一层 $2.40\text{mg}/\text{cm}^2$ 质量厚度的薄铝屏蔽物罩在它上面,由三个部分组成的旋转体位于探测器前面并有蔽光措施。旋转体的其中一个部位没有吸收物,另外两个部位分别由大约 $7\text{mg}/\text{cm}^2$ 梯度铝屏蔽和 $1000\text{mg}/\text{cm}^2$ γ射线铝屏蔽的吸收体组成。前两个部位用来测量 $7\text{mg}/\text{cm}^2$ 处剂量梯度,另一个部位用来确定γ射线对皮肤剂量和眼晶体剂量的贡献。但求此γ射线剂量时,应考虑在组织和在硅中对给定γ能量的不同质量吸收系数。

该仪器总体结构为一个电子学部分和一个探测头。重量:  $5\text{kg}$ ,包括探测头和可再充电的电池系统;体积:  $11500\text{cm}^3$ ,包括160

cm<sup>3</sup>的探测头;量程:脉冲式有0~0.1mGy/h, 0~1mGy/h, 0~10mGy/h;电流式有0~100mGy/h, 0~1Gy/h, 0~10Gy/h;显示部分:6位数字显示;校准调节微调包括零点调节和量程开关。

#### 四、刻 度

利用储存在存储器中的不同剂量率转换系数及修正系数,可直接显示皮肤剂量率以及其它剂量率值。

工作在电流式时,使用下列转换等式可把微微安电流转换成以0.01Gy/h为单位的剂量率。

$$\begin{aligned} \text{剂量率}/I_0 &= 3.60 \times 10^{-4} \frac{q_{Si}}{m_a} \\ &= 0.00621 \left( \frac{0.01\text{Gy/h-Si}}{\mu\text{A}} \right) \end{aligned} \quad (8)$$

其中 $I_0$ 为电流输出值, $q_{Si}$ 为在硅中产生一个电子空穴对所需的能量,能量等于3.62(eV/电子), $m_a = A(\text{cm}^2, \text{面积}) \times d(\text{cm}, \text{厚度}) \times \rho_{Si}(\text{mg/cm}^2) = 3.00(\text{cm}^2) \times 0.03(\text{cm}) \times 2.33(\text{mg/cm}^2) = 0.210(\text{mg})$ 为探测器的质量, $\rho_{Si}$ 为硅的密度。工作在脉冲式时:

$$\begin{aligned} \text{剂量率}/\sum[i \times (i \text{通道计数})] &= 5.77 \times 10^{-8} C_p / m_a = 2.75 \times 10^{-7} C_p \\ &\left( \frac{0.01\text{Gy/h-Si}}{\text{通道计数/秒}} \right) \end{aligned} \quad (9)$$

其中 $\sum[i \times (i \text{通道计数})]$ 为从多道分析仪光谱输出计算的输出值, $i$ 为通道数, $C_p$ 为多道分析仪的电子系统刻度系数。

为了刻度该型仪器,用工作在最低量程上的电流式测量了大约185kBq(5 $\mu$ Ci)的<sup>137</sup>Cs源,并将其输出值与用Victoron 500型精密静电计放大器的测量结果进行了比较。从刻度中可得到工作在最低量程上的电流式校正系数,同时在其它量程上测量的剂量率范围也已被计算出。硅中的最终剂量率能被转换成组织中的剂量率,转换时应乘上探测器中平均能量时组织对硅的相对阻止本领,平均能量可由加或不加铝前置屏蔽情况下测量的两种剂量率比值粗略地估算出来。

#### 五、结 论

离子注入硅探测器工作在脉冲和电流式时,对于很宽范围辐射场都能给出精确的 $\beta$ 剂量值。为了开拓该仪器,已采用微处理器Monte Carlo电子传输码。目前,它在剂量率测量上能达到5个数量级以上。在这台样机中,为增加测量精度,需通过一种方式对设备非常精确地刻度后,再对所有相关的转换和修正因素进行仔细的研究。为提高剂量测量精度,还需进一步改进电子线路,例如,可用一个12位A/D转换器代替8位A/D转换器。

[IEEE Trans Nucl Sci 1991, 38(4): 964~970  
(英文)王玉珂节译 张良安校]

(上接第192页)

早期沉积量较大,但迅速被清除。膀胱活度数据的波动是由于尿排泄的变化引起的。膀胱接受的剂量大,心、脑和肾也接受了大于 $2.7 \times 10^{-2}$  mGy/MBq的剂量。PET观测代谢后,体内残留放射性的清除仅考虑了物理衰减,故对某些器官的累积活度及吸收剂量的估计值略有偏高。由于人脑吸收的FDG受被检者葡萄糖水平、饮食和人脑占全身比例等因素的影响,脑平均吸收剂量也高于他人估算的结果,

并指出,“日本参考人”与“ICRP参考人”有差异。若用ICRP提供的给定放射性核素和器官条件下单位累积活度所致的吸收剂量(S),将低估日本人所受的剂量。尽管估计的吸收剂量不能直接和其它报道比较,但从辐射防护角度考虑,结果与已报道的数据在同一水平。

(王永摘 袁石林校)