



中华人民共和国国家计量检定规程

JJG 589—2008

医用电子加速器辐射源

Medical Electron Accelerator
Radiation Source

2008-12-22 发布

2009-06-22 实施

国家质量监督检验检疫总局 发布

医用电子加速器辐射源检定规程

Verification Regulation of Medical
Electron Accelerator Radiation Source

JJG 589—2008
代替 JJG 589—2001

本规程经国家质量监督检验检疫总局于 2008 年 12 月 22 日批准，并自 2009 年 6 月 22 日起施行。

归口单位：全国电离辐射计量技术委员会

起草单位：北京市计量检测科学研究院

参加单位：瓦里安医疗设备北京有限公司

西门子美国医疗设备有限公司

本规程由全国电离辐射计量技术委员会负责解释

本规程主要起草人：

郭洪涛（北京市计量检测科学研究院）

王小韵（瓦里安医疗设备北京有限公司）

刘 丰（西门子美国医疗设备有限公司）

张绍刚（北京医院）

张 莹（北京市计量检测科学研究院）

参加起草人：

彭永伦（北京市产品质量监督检验所）

目 录

1 范围	(1)
2 引用文献	(1)
3 术语和计量单位	(1)
3.1 术语	(1)
3.2 计量单位	(3)
4 概述	(4)
5 计量性能要求	(4)
5.1 医用加速器 X 辐射源	(4)
5.2 医用加速器电子束辐射源	(4)
6 通用技术条件	(5)
7 计量器具控制	(5)
7.1 检定条件	(5)
7.2 检定项目和检定方法	(6)
7.3 检定结果的处理	(12)
7.4 检定周期	(12)
附录 A 检定证书(内页)格式	(13)
附录 B 检定结果通知书(内页)格式	(14)
附录 C 常用的数据与表格	(15)
附录 D 剂量计的校准因子	(24)
附录 E 电离室离子复合效应的修正	(26)

医用电子加速器辐射源检定规程

1 范围

本检定规程适用于新安装、使用中和影响射线剂量值准确部件修理后的医用电子加速器辐射源的首次检定、后续检定和使用中检验。

2 引用文献

本规程引用下列文献：

- [1] GB 3100~3102—1993《量和单位》
- [2] GB/T 19046—2003《医用电子加速器验收试验和周期检验规程》
- [3] GB/T 17859—1999《医用放射学术语（放射治疗、医学和辐射剂量学设备）》
- [4] GB 15213—1994《医用电子加速器性能和试验方法》
- [5] IAEA 第 277 号技术报告（1997 年第二版）《光子和电子束的吸收剂量测定，国际使用规定》
- [6] JJF 1035—2006《电离辐射计量术语及定义》
- [7] TECHNICAL REPORTS SERIES No. 381, THE USE OF PLANE PARALLEL IONIZATION CHAMBERS IN HIGH ENERGY ELECTRON AND PHOTON BEAMS An International Code of Practice for Dosimetry（剂量学国际规范第 381 号报告：用平板型电离室测量高能电子和光子束）

使用本规程时，应注意使用上述引用文献的现行有效版本。

3 术语和计量单位

3.1 术语

3.1.1 组织模体比（tissue-phantom ratio）TPR

辐射源到探测器距离（SCD）恒定，在与辐射束轴垂直并包含探测器的平面上，以探测器为中心的照射野取一特定值，在模体不同深度 d ，探测器测得的吸收剂量之比，即为 TPR。

3.1.2 治疗水平剂量计（dosemeter with ionization chambers）

治疗水平剂量计是以电离室为探测器的剂量测量仪器。治疗水平剂量计通常由电离室及平衡帽、测量单元和稳定性检验装置组成。

3.1.3 校准深度（calibration depth）

校准深度是在模体中对辐射进行吸收剂量校准测量时，探测器的有效测量点所在的深度。

3.1.4 校准因子（calibration factor）

校准因子是仪器测量量的约定真值除以仪器示值（经过必要的修正）而得的商。

3.1.5 百分深度剂量 (percentage depth dose)

百分深度剂量是模体中任一深度 d 处的吸收剂量 D_d 与射束轴上固定参考点 (通常为峰值点) 的吸收剂量 D_0 以百分数表示的比值:

$$\text{百分数表示的比值 (PDD)} = 100 \times D_d / D_0$$

3.1.6 剂量比 D_{20}/D_{10} 与组织模体比 TPR_{10}

取源皮距 $\text{SSD}=100\text{cm}$, 模体表面照射野为 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, 在辐射束轴上, 在模体内深度为 20cm 和 10cm 处分别测得的吸收剂量的比值为 D_{20}/D_{10} 。

源室距 $\text{SCD}=100\text{cm}$, 在电离室有效测量点所在的并与辐射束轴垂直的平面上, 以辐射束轴为中心的照射面积 FSZ 为 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, 在深度为 20cm 和 10cm 处测得的吸收剂量的比值为 TPR_{10} 。

3.1.7 最大吸收剂量 (maximum absorbed dose)

最大吸收剂量是辐射在模体中沿辐射束轴产生的吸收剂量率中的最大值。最大吸收剂量点所在深度, 称为最大剂量深度 d_{max} 。

3.1.8 均整区 (flattened area)

均整区是有用射线束的辐射野内的一个范围, 在此范围内最大吸收剂量与最小吸收剂量之比满足一定的要求。

3.1.9 极化效应 (polarity effect)

对相同的电离辐射, 当电离室的极化电压大小相同但极性相反时, 得到的电离电流的绝对值分别为 $|I_+|$ 和 $|I_-|$, 则 $2(|I_+| - |I_-|) / (|I_+| + |I_-|)$ 即为该电离室的极化效应。这种效应不是由电离辐射产生的电离或者绝缘不好形成的电荷 (流) 所产生的效应, 而是极化电压极性不同引起的效应。

3.1.10 方形 X 射线辐射野的均整区 (flattened area of square X-ray field)

对加速器产生的 X 辐射, 方形野边长为 L_F , 其均整区范围由表 1 给出, 示意图见图 1。

表 1 均整区内的 d_m 与 d_d 值

cm

野边长 L_F	d_m	d_d
$5 \leq L_F \leq 10$	1	2
$10 < L_F \leq 30$	$0.1L_F$	$0.2L_F$
$30 < L_F$	3	6

3.1.11 电子束辐射野的均整区 (flattened area of radiation field of the electron beam)

a) 基准深度处, 80% 等剂量线与几何辐射野投影边的距离应不大于 15mm ;

b) 在标准测试深度处, 沿主轴方向 90% 等剂量线与几何野投影边的距离应不大于 10mm , 在两个对角线上 90% 等剂量线与几何野投影之边间的距离不得大于 20mm 。示意图见图 2。

3.1.12 (电子束) 半值深度 [half-value depth (for electron)]

沿电子束轴测出某物理量最大值的 50% 的深度即为半值深度。例如, 由电子束吸收剂量深度曲线或电离深度曲线可分别得到吸收剂量半值深度 R_{50}^D 或电离半值深度 R_{50}^I 。

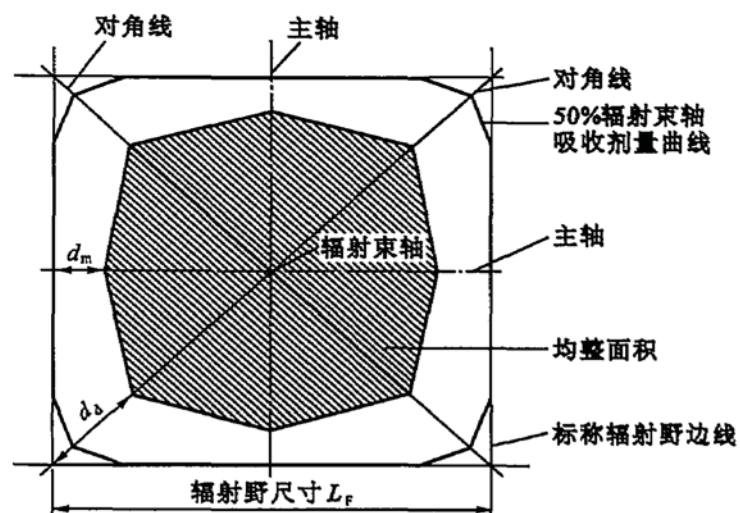


图1 X辐射野的均整区(图中斜线区为均整区)

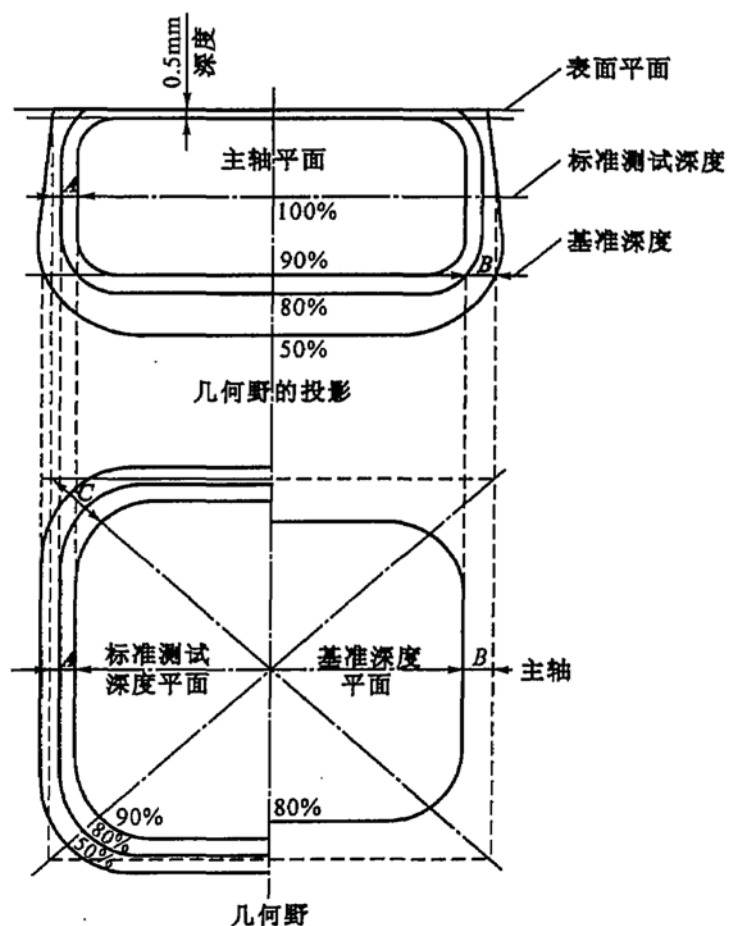


图2 电子束辐射野的均整区

3.2 计量单位

3.2.1 照射量 (exposure)

符号是 X , 单位名称是库仑每千克, 单位符号是 C/kg 。

3.2.2 空气比释动能 (air kerma)

符号是 K_a ，单位名称是戈 [瑞]，单位符号是 Gy。

3.2.3 吸收剂量 (absorbed dose)

符号是 D ，单位名称是戈 [瑞]，单位符号是 Gy， $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ 。

4 概述

医用电子加速器辐射源通常由加速器加速管或磁控管、脉冲高压发生器、X 射线靶、均整器、准直器、机头、控制台、计算机系统、剂量监督系统、治疗床等组成。工作时通过脉冲高压发生器、加速器加速管或磁控管把电子线或 (击打金属靶产生) X 射线通过均整器、准直器把电子线或 X 射线照射到患者的肿瘤区域以达到杀死癌细胞的目的。在照射时，由剂量监测系统或计时器对有用射线束输出的剂量值进行监测和控制。

5 计量性能要求

5.1 医用加速器 X 辐射源

5.1.1 X 射线辐射质

在测量吸收剂量时，加速器 X 射线的辐射质由剂量比 D_{20}/D_{10} 或组织模体比 $\text{TPR}_{10}^{\%}$ 确定。检定结果与实际使用的数值的偏差不应超过 $\pm 3\%$ 。

在测量吸收剂量时，X 辐射质应按实测得 D_{20}/D_{10} 或 $\text{TPR}_{10}^{\%}$ 值确定。

5.1.2 X 射线辐射野的均整度

SSD 取正常治疗距离 (NTD)，在 X 射线束轴水下 10cm 处垂直于射线束轴的平面上，光野为 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ ，辐射野内最大吸收剂量点与均整区内 (见图 1) 最小吸收剂量点处的吸收剂量的比值不应大于 1.06。

5.1.3 X 射线辐射野与光野的重合

在正常治疗距离上，垂直于射线束轴平面上 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ 的辐射野和相应光野在主轴上的偏差应不超过 $\pm 2\text{mm}$ 。

5.1.4 X 射线辐射野的对称性

SSD 取正常治疗距离，水模体表面光野为 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ ，在射线束轴上水深 10cm 处垂直于射线束轴的平面上，在均整区内对称于射线束轴的任意两点吸收剂量的比值 (大值比小值) 不应大于 1.03。

5.1.5 X 射线剂量示值的重复性

在规定的吸收剂量 (率) 测量条件下，剂量监测系统的指示值相对标准偏差应不超过 0.7%。

5.1.6 X 射线剂量示值的线性

在规定的吸收剂量 (率) 测量条件下，剂量监测系统的指示值线性最大偏差应不超过 $\pm 2\%$ 。

5.1.7 X 射线剂量示值的误差

剂量监测系统的指示值与相应的吸收剂量测量结果的相对偏差应不超过 $\pm 3\%$ 。

5.2 医用加速器电子束辐射源

5.2.1 电子束辐射质

加速器电子束的辐射质由其在水模表面的平均能量 $\bar{E}_0$ 确定。在 $SSD=100\text{cm}$ 和宽束条件下,由实际测出的吸收剂量或电离量的半值深度值(分别以 R_{50}^D 和 R_{50}^I 表示)与表2中给出的相应值确定 $\bar{E}_0$ 。检定中,测量结果与实际使用的数值的偏差应不超过 $\pm 3\%$ 。

表2 R_{50}^D 、 R_{50}^I 与 $\bar{E}_0$ 的关系 (SSD=100cm, 宽束)

$\bar{E}_0/\text{MeV}$	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	20	22	25	30	35
R_{50}^D/cm	1.6	2.1	2.5	3.0	3.4	3.8	4.3	5.1	6.0	6.8	7.8	8.6	9.4	10.7	12.8	14.6
R_{50}^I/cm	1.6	2.1	2.5	3.0	3.4	3.8	4.3	5.1	5.9	6.7	7.6	8.4	9.2	10.4	12.3	14.0

首次检定时,应按照生产厂家给出辐射质的方法进行测量,检定结果与厂家给出的数值的偏差应不超过 $\pm 3\%$ 。

5.2.2 电子束辐射野的均整度

SSD取正常治疗距离,水模体表面光野为 $10\text{cm}\times 10\text{cm}$,在电子束轴上最大吸收剂量深度处垂直于电子束轴的平面上,两个主轴上90%等剂量线与几何野投影边的距离不得大于10mm;在两个对角线上90%等剂量线与几何野投影边间的距离不得大于20mm(见图2)。

5.2.3 电子束辐射野的对称性

SSD取正常治疗距离,水模体表面光野为 $10\text{cm}\times 10\text{cm}$,在电子束轴上最大吸收剂量深度处垂直于电子束轴的平面上,90%等剂量曲线内1cm的区域内移(见图2),对称于电子束轴的任意两点吸收剂量的比值(大值比小值)不应大于1.05。

5.2.4 电子束剂量示值重复性

在规定的吸收剂量(率)测量条件下,剂量监测系统的指示值相对标准偏差应不超过0.7%。

5.2.5 在规定的吸收剂量(率)测量条件下,剂量监测系统的指示值线性最大偏差应不超过 $\pm 2\%$ 。

5.2.6 电子束剂量示值的误差

剂量监测系统的指示值与相应的吸收剂量实际值的相对偏差应不超过 $\pm 3\%$ 。

6 通用技术条件

6.1 医用加速器辐射源必须有制造厂、型号、编号等清晰的标志。

6.2 医用加速器辐射源的电气和机器及防护性能应分别符合相应的国家标准中规定的要求。

7 计量器具控制

7.1 检定条件

检定环境的辐射本底、外来电磁场和机械震动等均不影响测量仪器正常使用。

7.1.1 检定用设备

7.1.1.1 治疗水平剂量计

治疗水平剂量计应是电离室型的剂量计，主要技术指标应符合表 3 的要求。

表 3 治疗水平剂量计（仪）的主要技术要求

序 号	项 目	剂量计
1	测量重复性	0.5%
2	示值非线性	$\pm 0.5\%$
3	长期稳定性	$\pm 1.0\%/年$
4	X、 γ 能量响应	$\pm 4.0\%$
5	漏电	$\pm 1.0\%$

7.1.1.2 射线束分析仪

射线束分析仪是测量辐射质、辐射野的均整度、辐射野的对称性等计量性能的仪器，应为二维或三维水箱，最小步进距离不大于 1.0mm，位置和位置重复的准确度值不大于 1.0mm。

也可以采用矩阵板测量辐射野的均整度、辐射野的对称性、辐射野与光野的重合等性能，矩阵板尺寸应不小于 300mm×200mm，其探测器尺寸不大于 1mm²。

7.1.1.3 其他计量器具

(1) 温度计

测量范围为 (0~50)℃；最小分度值为 0.5℃。

(2) 气压计

测量范围为 (70~110) kPa；最小分度值为 0.2kPa。

7.1.2 检定环境条件

7.1.2.1 检定时，环境温度为 (15~35)℃，大气压强为 (70~110) kPa。

7.1.2.2 相对湿度为 30%~75%。

7.2 检定项目和检定方法

7.2.1 医用加速器 X 辐射源

7.2.1.1 检定项目

医用 X 加速器辐射源的检定项目见表 4。

7.2.1.2 X 射线辐射质

(1) 剂量比 (D_{20}/D_{10})

检定时，仪器安排如图 3(a)所示。一般情况下，源至模体表面距离 SSD=100cm，模体表面的光野为 10cm×10cm，辐射束轴指示位于光野中心，且与模体表面垂直。若用圆柱形电离室，电离室轴线与射线束轴垂直；若用平行板电离室，射线束轴垂直于平行板电离室的入射面。电离室有效测量点沿射线束轴移动，分别测出在 10cm 和 20cm 处的吸收剂量为 D_{10} 和 D_{20} ，求出剂量比 D_{20}/D_{10} 。

(2) 组织模体比 (TPR₂₀)

检定时，仪器安排如图 3(b)所示。源至探测器距离 SCD=100cm，在通过此点且与射线束轴垂直的平面上，光野为 10cm×10cm，辐射束轴指示位于光野中心。保持

表4 医用X加速器辐射源检定项目

检定项目	首次检定	后续检定	使用中检验
辐射质	+	+	—
辐射野的均整度	+	+	—
辐射野与光野的重合	+	—	+
辐射野的对称性	+	+	—
剂量示值的重复性	+	—	—
剂量示值的线性	+	—	—
剂量示值的误差	+	+	+

注：在后续检定和使用中检验时，规定以外的项目是否检定由用户决定。
“+”表示应检项目；“—”表示可不检项目。

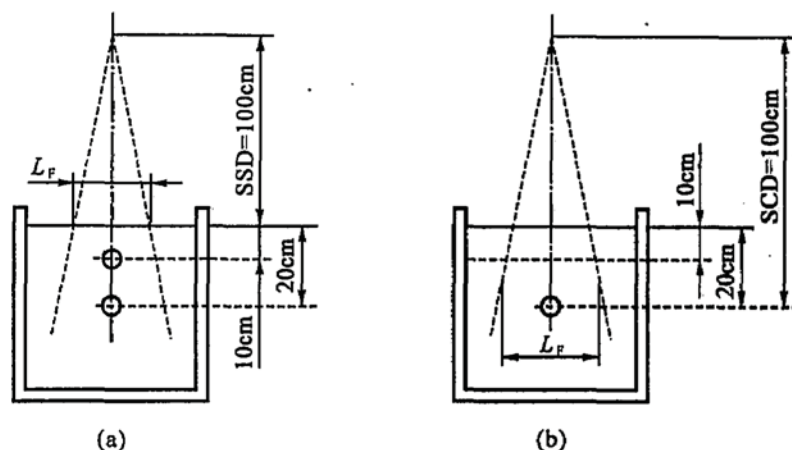


图3 检定时的仪器安排示意图

SCD 不变，电离室有效测量点上方的水深分别为 10cm 和 20cm，测出相应的吸收剂量的比值即为 TPR_{10}^{20} 。 TPR_{10}^{20} 也可由剂量比 (D_{20}/D_{10}) 按式 (1) 计算：

$$TPR_{10}^{20} = 2.189 - 1.308 (D_{20}/D_{10}) + 0.249 (D_{20}/D_{10})^2 \quad (1)$$

7.2.1.3 X 射线辐射野的均整度

检定时，仪器安排如图 3(a) 所示。SSD 取为正常治疗距离，用射线束分析仪在水下 10cm 深度处与射线束轴垂直的平面上，光野为 10cm×10cm，辐射束轴指示位于光野中心。电离室中心沿光野两个相互垂直的主轴及对角线移动，测出剂量分布，求出均整区。

7.2.1.4 X 射线辐射野与光野的重合

检定时，仪器安排如图 3(a) 所示。SSD 取为正常治疗距离，用射线束分析仪，水模表面光野为 10cm×10cm，在校准深度上 [见 7.2.1.9 (2)] 与垂直于射线束轴的平面，为参考平面。在参考平面上做正方形，其中心为射线束与参考平面的交点，其各边与水模表面光野相应边平行。设光野在参考平面上为 ABCD (见图 4，光野仍为 10cm

×10cm), 主轴为 GH 和 EF , 中心为 O 。电离室中心沿 GH 和 EF 移动, 分别测量出最大剂量率 50% 的点分别为 E' , F' , G' 和 H' 。以此 4 点做出各边与 $ABCD$ 对应边相平行的正方形 $A'B'C'D'$, 即为辐射野。

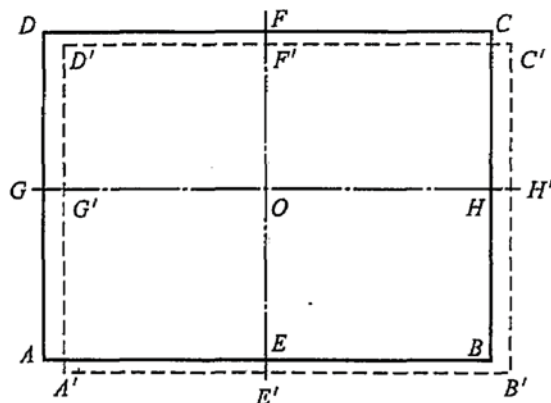


图4 辐射野测量图

7.2.1.5 X 射线辐射野的对称性

检定方法同 7.2.1.3。在均整区, 测量对称于射线束轴任意两点的吸收剂量的比值。

7.2.1.6 X 射线剂量示值的重复性

检定时, 仪器安排如图 3(a) 所示。SSD 取为正常治疗距离, 水模表面光野为 10cm × 10cm, 剂量计的电离室有效测量点放在射束轴的校准深度上, 圆柱形电离室的轴与射线束轴相互垂直 (如用平板形电离室, 其入射面与辐射束轴垂直)。用同样的辐照条件分 10 次照射剂量计的电离室, 则测量剂量计示值的相对标准偏差 V 为

$$V = \frac{1}{\bar{D}} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\bar{D} - D_i)^2} \times 100\% \quad (2)$$

式中: $\bar{D}$ —— n 次剂量计的平均值;

n —— 测量次数, 取 $n=10$ 。

7.2.1.7 X 射线剂量示值的线性

检定时, 位置和条件与 7.2.1.6 相同, 选取临床上常用的剂量 (率) 一档, 剂量监测系统预置值由 100MU 开始, 等间隔取 4 个值, 即 100MU、200MU、300MU 和 400MU。测量每个预置值 (以 U_i 表示) 相对应的实际值 D_i 。

对预置值 U_i (自变量) 与 D_i 进行线性回归分析, 用最小二乘法拟合求出 U 与 D 间的线性关系式:

$$D_c = aU + b \quad (3)$$

式中: D_c —— 用最小二乘法计算出的剂量值;

a —— 最小二乘法拟合直线的斜率;

b —— 上述直线与纵坐标的截距。

7.2.1.8 X 射线剂量示值的误差

测量方法同 7.2.1.6, 选取临床上常用的剂量 (率) 挡, 剂量监测系统指示值为 D'_0 , 相对应的吸收剂量的实际值为 D_0 , 剂量示值的误差用相对偏差 ν 表示:

$$\nu = \frac{(D'_0 - D_0)}{D_0} \times 100\% \quad (4)$$

7.2.1.9 X 射线吸收剂量

本条给出 X 射线吸收剂量的测量方法和计算公式。

(1) 吸收剂量的测量和计算

检定时仪器安排如图 3(a) 所示。SSD 取正常治疗距离，水模表面光野为 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ ，电离室的有效测量点在射线束轴上距水模表面的深度为校准深度。电离室的轴与射线束轴垂直。在有效测量点处的水的吸收剂量 D_w (Gy) 为

$$D_w = M \cdot N_D \cdot S_{w,air} \cdot P_u \cdot P_{cel} \quad (5)$$

式中：M——标准剂量计的读数；

N_D ——电离室空腔的吸收剂量校准因子；

$S_{w,air}$ ——校准深度水对空气的平均阻止本领比（其数值见表 5）；

P_u ——扰动修正因子，其数值由图 G1 给出；

P_{cel} ——中心电极影响，其数值取为 1。

若用空气比释动能校准因子 N_K 或照射量校准因子 N_X ，则有：

$$D_w = M \cdot N_K \cdot (1-g) \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot S_{w,air} \cdot P_u \cdot P_{cel} \quad (6)$$

$$D_w = M \cdot N_X \cdot (W/e) \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot S_{w,air} \cdot P_u \cdot P_{cel} \quad (7)$$

式中：g——X 辐射产生的次级电子消耗与韧致辐射的能量占其初始能量总和的份额，g 约为 0.003；

W/e ——在空气中形成每对离子（其电荷量为 1 个电子的电荷量）所消耗的平均能量 $W/e = 33.97\text{J/C}$ ；

K_{att} ——校准电离室时，电离室室壁及平衡帽对校准辐射（一般为 ^{60}Co 的 γ 射线）的吸收和散射的修正；

K_m ——电离室室壁及平衡帽的材料对校准辐射空气等效不充分而引起的修正。

K_{att} 和 K_m 的数值见表 C2。

详细推导见附录 D。

(2) 校准深度和水对空气阻止本领比 $S_{w,air}$

对医用加速器 X 辐射源的吸收剂量做校准时，校准深度和水对空气阻止本领比随辐射质的变化见表 5。

表 5 辐射质同校准深度和 $S_{w,air}$ 的关系

辐射质		$S_{w,air}$	水中校准深度/cm
TPR ₁₀ ²⁰	D_{20}/D_{10}		
0.50	0.44	1.135	5
0.53	0.47	1.134	5
0.56	0.49	1.132	5
0.59	0.52	1.130	5

表 5 (续)

辐射质		$S_{w,air}$	水中校准深度/cm
TPR ₁₀ ²⁰	D_{20}/D_{10}		
0.62	0.54	1.127	5
0.65	0.56	1.123	5
0.68	0.58	1.119	5
0.70	0.60	1.116	5
0.72	0.61	1.111	10
0.74	0.63	1.105	10
0.76	0.65	1.099	10
0.78	0.66	1.090	10
0.80	0.68	1.080	10
0.82	0.69	1.069	10
0.84	0.71	1.059	10

检定时, 电离室的有效测量点放在校准深度上。当用圆柱形电离室时, 电离室的有效测量点与几何中心距射线入射的模体表面的距离分别为 d_{eff} 与 d_p , 且 $d_p - d_{eff} = 0.6r$, r 为圆柱形电离室的内半径。

7.2.2 医用加速器电子束辐射源

7.2.2.1 检定项目

医用加速器电子束辐射源的检定项目见表 6。

表 6 医用加速器电子束辐射源检定项目

检定项目	首次检定	后续检定	使用中检验
辐射质	+	+	—
辐射野均整度	+	—	—
辐射野对称性	+	+	—
剂量示值的重复性	+	—	—
剂量示值的线性	+	—	—
剂量示值的误差	+	+	+

注: 在后续检定和使用中检验时, 规定以外的项目是否检定由用户决定。
“+”表示应检项目; “—”表示可不检项目。

7.2.2.2 电子束辐射质

检定时, 仪器安排如图 3(a) 所示。SSD=100cm, 辐射束轴与模体表面垂直。当 $\bar{E}_0 \leq 15\text{MeV}$ 时, 模体表面光野不小于 $12\text{cm} \times 12\text{cm}$; $\bar{E}_0 > 15\text{MeV}$ 时, 模体表面

光野不小于 $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ 。电离室的有效测量点沿电子束轴移动, 测出吸收剂量率为最大剂量率的 50% 的深度, 为剂量半值水深 R_{50}^D ; 测出的电离量率为最大电离量率的 50% 的深度, 为电离半值水深 R_{50}^I 。由测出的 R_{50}^D 或 R_{50}^I 和表 2 确定 $\bar{E}_0$ 。

7.2.2.3 电子束辐射野的均整度

检定时, 仪器安排如图 3(a) 所示。SSD 取正常治疗距离, 水模表面光野为 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ 。束轴上最大剂量深度处垂直电子束轴的平面上, 电离室中心沿光野的两个相互垂直的主轴移动, 测出剂量分布, 测量出几何野投影的主轴和对角线与 90% 等剂量曲线的交点和这些交点与几何野投影边界的距离。

7.2.2.4 电子束辐射的对称性

检定方法同 7.2.2.3, 在电子束轴上最大剂量深度上, 与电子束轴垂直平面上, 在辐射野的两主轴上, 求出最大剂量 90% 的点。由此点向电子束轴方向内推 1cm, 在此范围内, 测量出对称于电子束轴的任意两点的剂量的比值。

7.2.2.5 电子束剂量示值的重复性

检定方法与 7.2.1.6 一致。

7.2.2.6 电子束剂量示值的线性

检定方法与 7.2.1.7 一致。

7.2.2.7 电子束剂量示值的误差

检定方法与 7.2.1.8 一致。

7.2.2.8 电子束吸收剂量

(1) 校准深度和电离室

对医用加速器电子束辐射源的吸收剂量做校准时, 校准深度见表 7。校准时用的电离室参见表 C1。

表 7 电子束校准深度

电子束在模体表面平均能量 $\bar{E}_0/\text{MeV}$	校准深度
$\bar{E}_0 < 5$	最大剂量深度
$5 \leq \bar{E}_0 < 10$	最大剂量深度或水下 $1.0\text{cm}^{\text{①}}$
$10 \leq \bar{E}_0 < 20$	最大剂量深度或水下 $2.0\text{cm}^{\text{①}}$
$20 \leq \bar{E}_0$	最大剂量深度或水下 $2.0\text{cm}^{\text{①}}$
注: ①取其中较大者。	

检定时, 电离室的有效测量点放在校准深度上。用圆柱形电离室时, 电离室的有效测量点与几何中心距电子束入射的模体表面的距离分别为 Z_{eff} 与 Z_p , 则 $Z_p - Z_{\text{eff}} = 0.5r$, r 为圆柱形电离室的内半径。

当用平行板电离室时, 有效测量点为入射窗内壁的中心点。

(2) 吸收剂量的测量和计算

电子束水模体表面平均能量 $\bar{E}_0$ 不同, 吸收剂量的测量方法和计算方法不同, 分别简述如下:

a) $\bar{E}_0 \geq 10\text{MeV}$ 的电子束

测量水模体表面平均能量 $\bar{E}_0 \geq 10\text{MeV}$ 的电子束的吸收剂量时, 用圆柱形电离室。检定方法与 7.2.1.6 项目相同。有效测量点处水中吸收剂量 $D_w(P_{\text{eff}})$ 为

$$D_w = M \cdot N_D \cdot S_{w,\text{air}} \cdot P_u \cdot P_{\text{cel}} \quad (8)$$

或
$$D_w = M \cdot N_K \cdot (1-g) \cdot K_{\text{att}} \cdot K_m \cdot S_{w,\text{air}} \cdot P_u \cdot P_{\text{cel}} \quad (9)$$

和
$$D_w = M \cdot N_K \cdot (W/e) \cdot K_{\text{att}} \cdot K_m \cdot S_{w,\text{air}} \cdot P_u \cdot P_{\text{cel}} \quad (10)$$

式中各项符号的意义与 7.2.1.9 项内相应符合具有相同意义。 P_{cel} 仍取 1。 $S_{w,\text{air}}$ 和 P_u 的值分别见表 C8 和表 5 或表 C4。

b) $\bar{E}_0 < 5\text{MeV}$ 的电子束

测量 $\bar{E}_0 < 5\text{MeV}$ 的电子束的吸收剂量时, 必须用平行板电离室。

检定时, 如果在水模体中的校准深度不易确定, 可以用固体模体。在固体模体中的深度 d_{PL} 与在水模体中的深度 d_w 有以下关系:

$$d_w/d_{\text{PL}} = (r_0/\rho)_w/(r_0/\rho)_{\text{PL}} \quad (11)$$

式中, $(r_0/\rho)_w$ 和 $(r_0/\rho)_{\text{PL}}$ 分别是电子在水和固体中的连续慢化射程。 r_0/ρ 随电子束能量变化的数值见表 C9。

SSD 为正常治疗距离, 模体表面的光野为 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, 电子束轴穿过平行板电离室入射面的几何中心, 并且垂直于该入射面。根据表 7 规定的水中校准深度, 按式 (11) 计算出固体模体中相应的校准深度。

剂量计在水模体中校准深度上和固体模体中相应的校准深度的读数分别为 M_w 和 M_{PL} , 其关系为

$$M_w = M_{\text{PL}} \cdot h_m \quad (12)$$

式中: h_m —— M_w 与 M_{PL} 的比例因子, 读数为 M_w 和 M_{PL} 的条件必须是本条中规定的条件。 h_m 值见表 C6。

固体模体中的显示值为 M_{PL} 时, 在水模体中有效测量点处的吸收剂量 D_w (Gy) 为

$$D_w = M_{\text{PL}} \cdot h_m \cdot N_D \cdot S_{w,\text{air}} \cdot P_u \cdot P_{\text{cel}} \quad (13)$$

式中各项的意义如前述。在使用式 (13) 时, $S_{w,\text{air}}$ 和 P_u 的值应为电离室有效测量点在水中校准深度的值, 而不是水中 d_{PL} 深度处的值。

c) $5\text{MeV} \leq \bar{E}_0 < 10\text{MeV}$ 电子束

测量 $5\text{MeV} \leq \bar{E}_0 < 10\text{MeV}$ 电子束的吸收剂量时, 可以用圆柱形电离室, 也可用平行板电离室。

当用圆柱形电离室时, 用本条中 a) 规定的方法; 当用平行板电离室时, 用本条中 b) 规定的方法测量和计算电子束的吸收剂量。

7.3 检定结果的处理

7.3.1 按本规程的规定和要求, 检定合格的医用加速器辐射源发给检定证书, 检定不合格的发给检定结果通知书。

7.3.2 检定证书内页格式见附录 A。检定结果通知书中应注明不合格项目。

7.4 检定周期

医用加速器辐射源的检定周期一般为 1 年。

附录 A

检定证书（内页）格式

一、检定条件

简要说明检定时使用的医用电子加速器辐射源检定装置、射线束和环境条件。

二、检定结果

(一) 医用加速器 X 辐射源

1. 辐射质
2. 辐射野的均整度
3. 辐射野与光野的重合
4. 辐射野的对称性
5. 剂量示值的重复性
6. 剂量示值的线性
7. 剂量示值的误差

(二) 医用加速器电子束辐射源

1. 辐射质
2. 辐射野的均整度（仅对 X 射线）
3. 辐射野的对称性
4. 剂量示值的重复性
5. 剂量示值的线性
6. 剂量示值的误差

三、检定结果的不确定度和必要说明

附录 B

检定结果通知书（内页）格式

一、检定条件

简要说明检定时使用的医用电子加速器辐射源检定装置、射线束和环境条件。

二、检定结果

（一）医用加速器 X 辐射源

1. 辐射质
2. 辐射野的均整度
3. 辐射野与光野的重合
4. 辐射野的对称性
5. 剂量示值的重复性
6. 剂量示值的线性
7. 剂量示值的误差

（二）医用加速器电子束辐射源

1. 辐射质
2. 辐射野的均整度（仅对 X 射线）
3. 辐射野的对称性
4. 剂量示值的重复性
5. 剂量示值的线性
6. 剂量示值的误差

三、检定结果不符合规程要求的说明

附录 C

常用的数据与表格

表 C1 电离室结构与性能的要求

辐射质		(10~60) kV X 射线	(60~280) kV X 射线	高能 X 辐射	电子束		
					$\bar{E}_0 < 5\text{MeV}$	$5\text{MeV} \leq \bar{E}_0$	
电离室形状		平行板	圆柱 ^①	圆柱	平行板	平行板 或圆柱	
电离室结构	前窗或 室壁	薄膜	$< 0.1\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$ 最好 $0.05\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$	同左	推荐 $< 1\text{mm}$	$< 0.1\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$ 推荐 $0.05\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$	
	收集极	直径 $\leq 20\text{mm}$	—	—	直径 $\leq 20\text{mm}$	圆柱室直径 $\leq 20\text{mm}$	
	保护极宽	$> 3\text{mm}$	—	—	$> 3\text{mm}$	—	
空腔内直径		—	$\leq 7\text{mm}$	$\leq 7\text{mm}$	—	$\leq 7\text{mm}$	
空腔内长度		—	$< 25\text{mm}$	$< 25\text{mm}$	—	$< 25\text{mm}$	
材 料				②		②	②
极化效应 ^③		$< 1\%$	0.2%	0.2%	1%	0.2%	
注： ① 指圆柱形电离室，下同。 ② 室壁、入射窗和中心电极最好都各用同样的低原子序数的单质物质制成。 ③ 定义见 3.1.9 条。							

表 C2 常用电离室 K_m 、 K_{att} 与其乘积值

电离室型号	K_m	K_{att}	$K_m \cdot K_{att}$
NE 0.2cm ³ 2515	0.980	0.988	0.968
NE 0.2cm ³ 2515/3	0.991	0.987	0.978
NE 0.2cm ³ 2577	0.994	0.987	0.981
NE 0.6cm ³ 2505/A (67—74) (注)	0.971	0.997	0.962
NE 0.6cm ³ 2505/3, 3A (71—79) (注)	0.991	0.990	0.981
NE 0.6cm ³ 2505/3, 3B (74—现在) (注)	0.974	0.991	0.965
NE 0.6cm ³ 2571, 带保护级	0.994	0.990	0.985
NE 0.6cm ³ 2581 (PMMA 帽)	0.975	0.990	0.965
PTW 0.6cm ³ 23333 (3mm 帽)	0.982	0.993	0.975
PTW 0.6cm ³ 23333 (4.6mm 帽)	0.982	0.993	0.975
PTW 0.3cm ³ 标准型, M23332	0.982	0.992	0.974
PTW 0.3cm ³ 防水型, M2333641	0.982	0.993	0.975
VICTOREEN 0.6m ³ 30-351	0.993	0.980	0.983
CAPINTEC 0.60cm ³ FARMER 型 (PMMA)	0.989	0.989	0.978
TC2000	0.990	0.991	0.981

注：括号内的数字为生产年代。

表 C3 在放射剂量学中使用的部分电离室的结构特征

电离室的型号	腔内长度 /mm	腔内直径 /mm	室壁材料	室壁质量 /g·cm ⁻²	平衡帽 材料	帽质量 /g·cm ⁻²
CAPINTEC 0.07cm ³ PR-05P minichamber	6.0	2.0	C-552	0.210	Ploystyrene	0.568
CAPINTEC 0.14cm ³ PR-05 minichamber	12.0	2.0	C-552	0.210	Ploystyrene	0.568
CAPINTEC 0.65cm ³ PR-006C Farmer type	22.0	3.2	C-552	0.050	C-552	0.924
CAPINTEC 0.65cm ³ PR-006C Farmer type	22.0	3.2	C-552	0.050	Ploystyrene	0.539
CAPINTEC 0.65cm ³ PR-006C Farmer type	22.0	3.2	C-552	0.050	PMMA	0.547
CAPINTEC 0.60cm ³ (from AAPM)	23.8	3.25	Graphite	0.046	PMMA	0.625
EXRADIN 0.5cm ³ A1 (2mm cap)	9.7	4.7	C-552	0.186	C-552	0.356
EXRADIN 0.5cm ³ A1 (4mm cap)	9.7	4.7	C-552	0.186	C-552	0.712
EXRADIN 0.5cm ³ T2	9.7	4.7	A-150	0.115	A-150	0.450
EXRADIN 0.05cm ³ T1min shonka	7.2	2.0	A-150	0.117	A-150	0.450
FZH 0.4cm ³ TK01 waterproof	12.0	3.5	Delrin	0.071	Delrin	0.430
FAR WEST TECH 0.1cm ³ IC-18	9.5	2.3	A-150	0.183	A-150	0.396
NE 0.20cm ³ 2515	7.0	2.95	Tufnol	0.074	PMMA	0.543
NE 0.20cm ³ 2515/3	7.0	3.15	Graphite	0.0655	PMMA	0.543
NE 0.20cm ³ 2577	8.3	3.15	Graphite	0.0655	Delrin	0.5515
NE 0.60cm ³ Farmer 2505/A (1954—1959)	24.0	2.95	Tufnol	0.075	PMMA	0.415

表 C3 (续)

电离室的型号	腔内长度 /mm	腔内直径 /mm	室壁材料	室壁质量 /g · cm ⁻²	平衡帽 材料	帽质量 /g · cm ⁻²
NE 0.60cm ³ Farmer 2505/A (1959—1967)	24.0	2.95	Tufnol	0.075	PMMA	0.545
NE 0.60cm ³ Farmer 2505/A (1967—1974)	24.0	2.95	Nylon 66	0.063	PMMA	0.545
NE 0.60cm ³ Farmer 2505/3, 3A (1974—1979)	24.0	3.15	Graphite	0.065	PMMA	0.551
NE 0.60cm ³ Farmer 2505/3, 3B (1974—present)	24.0	3.15	Nylon66	0.041	PMMA	0.551
NE 0.60cm ³ Guarded Farmer 2571	24.0	3.15	Graphite	0.065	Delrin	0.9551
NE 0.60cm ³ Robust Farmer 2581	24.0	3.15	A-150	0.040	PMMA	0.584
NE 0.60cm ³ Robust Farmer 2581	24.0	3.15	A-150	0.0407	Polystyrene	0.584
NE 0.325cm ³ NPL Sec Std 2561	9.2	3.7	Graphite	0.090	Delrin	0.600
PTW 0.6cm ³ 23333 (3mm cap)	21.9	3.05	PMMA	0.059	PMMA	0.356
PTW 0.6cm ³ 23333 (4.6mm cap)	21.9	3.05	PMMA	0.053	PMMA	0.551
PTW 0.4cm ³ 233331	21.9	2.35	PMMA	0.142	PMMA	0.551
PTW 0.3cm ³ Normal M233332	18.0	2.5	PMMA	0.059	PMMA	0.356
PTW 1cm ³ Transit M233331	22.0	4.0	PMMA	0.059	PMMA	0.356
PTW 0.3cm ³ Waterproof M23333641	15.1	2.75	PMMA	0.089	PMMA	0.356

表 C3 (续)

电离室的型号	腔内长度 /mm	腔内直径 /mm	室壁材料	室壁质量 /g · cm ⁻²	平衡帽 材料	帽质量 /g · cm ⁻²
VICTOREEN 0.1cm ³ Radocon II 555	4.3	2.5	Delrin	0.529		
VICTOREEN 0.3cm ³ Radocon III	23.0	2.4	Polystyrene	0.117	PMMA	0.481
VICTOREEN 0.30cm ³ 30—348	18.0	2.5	PMMA	0.06	PMMA	0.36
VICTOREEN 0.60cm ³ 30—351	23.0	3.05	PMMA	0.06	PMMA	0.36
VICTOREEN 1.00cm ³ 30—349	22.0	4.0	PMMA	0.06	PMMA	0.36
SSI Graphite	17.9	4.0	Graphite	0.084	Graphite	0.384
SSI A-150	17.9	4.0	A-150	0.056	A-150	0.373
TC2000	24.0	3.15	Graphite	0.063	PMMA	0.551

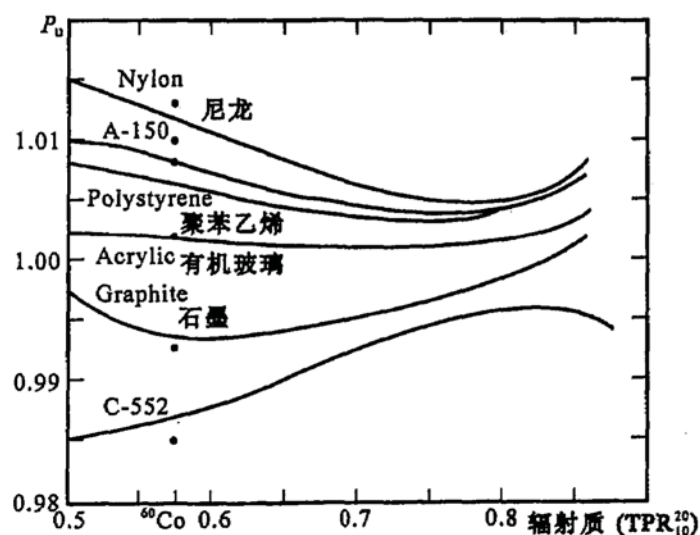
图 C1 圆柱形电离室的扰动修正因子 P_u (P_u 是辐射质的函数, 室壁不同, P_u 不同)

表 C4 给出的数据适用于圆柱形电离室, 其空腔的内半径为 r , 内高为 15mm。电子束在水模体中不同深度处的平均能量为 E_z 。

此表用法说明如下: 假如电子束在水模体表面平均能量为 10MeV, 根据表 C4, 校准深度为水下 2cm。由表 C7 知, 与 $\bar{E}_0 = 10\text{MeV}$ 相应的实际射程 $R_p = 5.02\text{cm}$ 。按 $\bar{E}_z = \bar{E}_0 \left(1 - \frac{d}{R_p}\right)$ 公式, 计算出水下 2cm 处的 $\bar{E}_z = 10 \times (1 - 2/5.02) = 6\text{MeV}$ 。由此表知,

$P_u=0.963$ (假设电离室的内半径 $r=3.5\text{mm}$)。

表 C4 电子束扰动修正因子 P_u

E_z/MeV	P_u			
	$r=1.5\text{mm}$	$r=2.5\text{mm}$	$r=3.15\text{mm}$	$r=3.5\text{mm}$
4	0.981	0.967	0.959	0.955
6	0.984	0.974	0.969	0.963
8	0.988	0.980	0.974	0.971
10	0.991	0.984	0.980	0.978
12	0.993	0.988	0.989	0.984
15	0.995	0.992	0.990	0.989
20	0.997	0.995	0.994	0.994

表 C5 用法说明, 已知水模表面的平均能量 $\bar{E}_0=19.25\text{MeV}$, 水模体中 3cm 深度处的平均能量 $\bar{E}_z$ 和扰动因子 P_u 值的计算。

由实测的百分深度电离或剂量曲线 (PDD) 曲线确定电子束射程 $R_p=10.14\text{cm}$, 测量深度 $d=3\text{cm}$, 则 $d/R_p=0.296$; 根据 d/R_p 、 $\bar{E}_0$ 的值, 可通过表 C5 查得 $\bar{E}_z/\bar{E}_0=0.634$, 水深 3cm 处的平均能量 $\bar{E}_z$, 则:

$$\bar{E}_z=\bar{E}_0 \cdot (d/R_p)=19.25 \times 0.634=12.20\text{MeV}$$

使用内插的方法, 由表 C5 查出 $\bar{E}_z=12.20\text{MeV}$ 时的扰动因子 P_u 值, $P_u=0.990$ 。

表 C5 高能电子束水中 Z 处平均能量 $\bar{E}_z$ 与表面平均能量 $\bar{E}_0$ 的关系

Z/R_p	水模表面平均能量 ($\bar{E}_0$)					
	5MeV	10MeV	20MeV	30MeV	40MeV	50MeV
0.00	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.05	0.943	0.941	0.936	0.929	0.922	0.915
0.10	0.888	0.884	0.875	0.863	0.849	0.835
0.15	0.831	0.826	0.815	0.797	0.779	0.761
0.20	0.772	0.766	0.754	0.732	0.712	0.692
0.25	0.712	0.705	0.692	0.669	0.648	0.627
0.30	0.651	0.645	0.633	0.607	0.584	0.561
0.35	0.587	0.583	0.574	0.547	0.525	0.503
0.40	0.527	0.523	0.514	0.488	0.466	0.444
0.45	0.465	0.462	0.456	0.432	0.411	0.390
0.50	0.411	0.407	0.399	0.379	0.362	0.345

表 C5 (续)

Z/R_p	水模表面平均能量 ($\bar{E}_0$)					
	5MeV	10MeV	20MeV	30MeV	40MeV	50MeV
0.55	0.359	0.355	0.348	0.329	0.314	0.299
0.60	0.313	0.309	0.300	0.282	0.269	0.256
0.65	0.270	0.265	0.255	0.239	0.228	0.217
0.70	0.231	0.226	0.216	0.202	0.192	0.182
0.75	0.197	0.191	0.180	0.168	0.159	0.150
0.80	0.164	0.159	0.149	0.138	0.131	0.124
0.85	0.137	0.131	0.120	0.111	0.105	0.099
0.90	0.110	0.108	0.096	0.089	0.084	0.079
0.95	0.091	0.086	0.076	0.069	0.065	0.061
1.00	0.077	0.071	0.059	0.053	0.049	0.045

表 C6 平行板电离室的 h_m 值

模体材料	h_m
PMMA	1.000 ± 0.003
“白”聚苯乙烯	1.006 ± 0.004
“清”聚苯乙烯	1.016 ± 0.006
A-150	1.006 ± 0.003

表 C7 电子束在不同材料中的连续慢化射程 $(r_0/\rho)_{PL}$ 与水中的相应量 $(r_0/\rho)_W$ 的比值

E_0/MeV	$(r_0/\rho)_{PL} / (r_0/\rho)_W$		
	PMMA	聚苯乙烯	A-150
1	0.865	0.967	0.886
2	0.867	0.970	0.891
5	0.870	0.974	0.897
10	0.872	0.978	0.902
15	0.874	0.983	0.906
20	0.876	0.987	0.909

注:

1. r_0 的单位为 $\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$, ρ 的单位为 g/cm^3 。2. PMMA、聚苯乙烯与 A-150 的密度分别是 $1.19\text{g}/\text{cm}^3$, $1.06\text{g}/\text{cm}^3$ 和 $1.127\text{g}/\text{cm}^3$ 。有时, 样品不同, 密度差别较大, 实际上应根据实际测量的结果来确定该种材料的密度。

表 C8 电子束的水对空气阻止本领比

水深/cm	电子束能量								
	50.0 R_p 24.6	40.0 19.6	30.0 14.8	25.0 12.3	20.0 9.87	18.0 8.88	16.0 7.89	14.0 6.90	12.0 5.91
0.0	0.904	0.912	0.926	0.940	0.955	0.961	0.969	0.977	0.986
0.1	0.905	0.913	0.929	0.941	0.955	0.962	0.969	0.978	0.987
0.2	0.906	0.914	0.930	0.942	0.956	0.963	0.970	0.978	0.988
0.3	0.907	0.915	0.931	0.943	0.957	0.964	0.971	0.979	0.989
0.4	0.908	0.916	0.932	0.944	0.958	0.965	0.972	0.980	0.990
0.5	0.909	0.917	0.933	0.945	0.959	0.966	0.973	0.982	0.991
0.6	0.909	0.918	0.934	0.946	0.960	0.967	0.974	0.983	0.993
0.8	0.911	0.920	0.936	0.948	0.962	0.969	0.976	0.985	0.996
1.0	0.913	0.922	0.938	0.950	0.964	0.971	0.979	0.988	0.999
1.2	0.914	0.924	0.940	0.952	0.966	0.973	0.981	0.991	1.002
1.4	0.916	0.925	0.942	0.954	0.968	0.976	0.984	0.994	1.006
1.6	0.917	0.927	0.944	0.956	0.971	0.978	0.987	0.997	1.010
1.8	0.918	0.929	0.945	0.957	0.973	0.981	0.990	1.001	1.014
2.0	0.920	0.930	0.947	0.959	0.975	0.983	0.993	1.004	1.018
2.5	0.923	0.934	0.952	0.964	0.981	0.990	1.000	1.013	1.030
3.0	0.926	0.938	0.956	0.969	0.987	0.997	1.008	1.023	1.042
3.5	0.929	0.941	0.960	0.974	0.994	1.004	1.017	1.034	1.056
4.0	0.932	0.944	0.964	0.979	1.001	1.012	1.027	1.046	1.071
4.5	0.935	0.948	0.969	0.985	1.008	1.021	1.037	1.059	1.086
5.0	0.936	0.951	0.973	0.990	1.016	1.030	1.049	1.072	1.101
5.5	0.940	0.954	0.978	0.996	1.024	1.040	1.061	1.086	1.113
6.0	0.943	0.958	0.983	1.002	1.033	1.051	1.074	1.100	1.121
7.0	0.948	0.965	0.993	1.017	1.054	1.075	1.099	1.118	1.122
8.0	0.954	0.972	1.005	1.032	1.076	1.098	1.116	1.120	
9.0	0.960	0.981	1.018	1.049	1.098	1.114	1.118		
10.0	0.966	0.990	1.032	1.068	1.112	1.116			
12.0	0.980	1.009	1.062	1.103					
14.0	0.996	1.031	1.095	1.107					
16.0	1.013	1.056	1.103						
18.0	1.031	0.080							
20.0	1.051	1.094							
22.0	1.070								
24.0	1.082								
26.0	1.085								

$(S_{w,air})$ 、实际射程 (R_p) 和水深的关系

$\bar{E}_0/\text{MeV}$									
10.0	9.0	8.0	7.0	6.0	5.0	4.0	3.0	2.0	1.0
5.02	4.52	4.02	3.52	3.02	2.52	2.02	1.51	1.01	0.505
0.997	1.003	1.011	1.019	1.029	1.040	1.059	1.078	1.097	1.116
0.998	1.005	1.012	1.020	1.030	1.042	1.061	1.081	1.101	1.124
0.999	1.006	1.013	1.022	1.032	1.044	1.064	1.084	1.106	1.131
1.000	1.007	1.015	1.024	1.034	1.046	1.067	1.089	1.112	1.135
1.002	1.009	1.017	1.026	1.036	1.050	1.071	1.093	1.117	1.136
1.003	1.010	1.019	1.028	1.039	1.054	1.076	1.098	1.122	
1.005	1.012	1.021	1.031	1.043	1.058	1.080	1.103	1.126	
1.009	1.016	1.026	1.037	1.050	1.067	1.090	1.113	1.133	
1.013	1.021	1.031	1.043	1.058	1.075	1.099	1.121		
1.017	1.026	1.037	1.050	1.066	1.085	1.108	1.129		
1.022	1.032	1.044	1.058	1.075	1.095	1.117	1.133		
1.027	1.038	1.050	1.066	1.084	1.104	1.124			
1.032	1.044	1.057	1.074	1.093	1.112	1.130			
1.038	1.050	1.065	1.082	1.101	1.120	1.133			
1.053	1.067	1.083	1.102	1.120	1.131				
1.069	1.084	1.102	1.119	1.129					
1.085	1.102	1.118	1.128						
1.101	1.116	1.126							
1.115	1.125	1.127							
1.123	1.126								
1.125									

附录 D

剂量计的校准因子

当辐射探测器为电离室，剂量计的照射量校准因子 N_X 为

$$N_X = X/M \quad [C/(kg \cdot \text{div})] \quad (D1)$$

式中： X ——照射量的标准值，C/kg，而当用伦琴（R）做照射量单位时， $1R=2.58 \times 10^{-4}C/kg$ （精确值）；

M ——剂量计的显示值，其单位由于剂量计的设计不同而不同，故以其刻度读数（div）表示。

剂量计的空气比释动能校准因子 N_K 为

$$N_K = K/M \quad [J/(kg \cdot \text{div})] \quad (D2)$$

式中： K ——空气比释动能的标准值，Gy。

$$N_K = N_X \cdot (W/e) \cdot [1/(1-g)] \quad (D3)$$

式中： W/e ——在空气中形成一个电子电荷的每对离子消耗的平均能量， $W/e=33.97J/C$ ；

g ——电离辐射产生的次级电子消耗与韧致辐射的能量占其初始能量总和的份额。对于 ^{60}Co 的 γ 射线， $g=0.3\%$ ；对于光子最大能量小于300keV的X射线， g 值可忽略不计。

电离室空腔的空气吸收剂量因子 N_D ，其与 N_K 、 N_X 的关系为

$$N_D = N_K \cdot (1-g) \cdot K_{att} \cdot K_m \quad (D4)$$

$$N_D = N_X \cdot (W/e) \cdot K_{att} \cdot K_m \quad (D5)$$

对于常用的电离室， K_{att} 与 K_m 值已在表C2中给出，其中没有的数据，可按下述方法进行计算。

D.1 K_m 的计算

D.1.1 电离室室壁与平衡帽用同一种材料制成

$$K_m = (S_{air,m}) \cdot (\bar{\rho}_{en}/\rho)_{m,air} \quad (D6)$$

$S_{air,m}$ 与 $(\bar{\rho}_{en}/\rho)_{m,air}$ 的数值见表D1。

表D1 $S_{air,m}$ 、 $(\bar{\rho}_{en}/\rho)_{m,air}$ 和 K_m 值（在 ^{60}Co 的X射线校准时的值）

材 料	$S_{air,m}$	$(\bar{\rho}_{en}/\rho)_{m,air}$	K_m
A-150	0.876	1.101	0.964
石墨 ($\rho=1.70g/cm$)	0.998	1.001	0.999
石墨 ($\rho=2.265g/cm$)	1.000	1.001	1.001
PMMA ($C_5H_8O_2$) _n	0.908	1.081	0.982
聚苯乙烯 (C_8H_8) _n	0.901	1.078	0.971

D.1.2 电离室室壁与平衡帽用不同材料制成

$$K_m = \alpha \cdot S_{\text{air, wall}} \cdot (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{wall} \cdot \text{air}} + (1-\alpha) \cdot S_{\text{air, cap}} \cdot (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{cap} \cdot \text{air}} \quad (\text{D7})$$

式中： α ——电离室室壁中产生的电子在空气空腔中引起的电离的份额， α 的大小见图 D1 和图 D2；

$(1-\alpha)$ ——平衡帽产生的电子在空气空腔中引起的电离的份额。

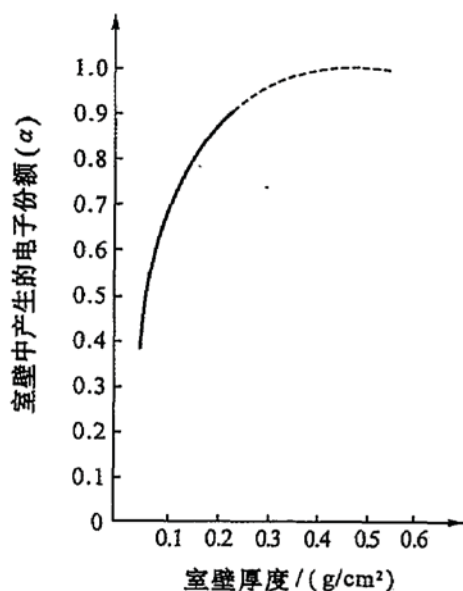


图 D1 ^{60}Co - γ 射线在室壁中产生的电子份额

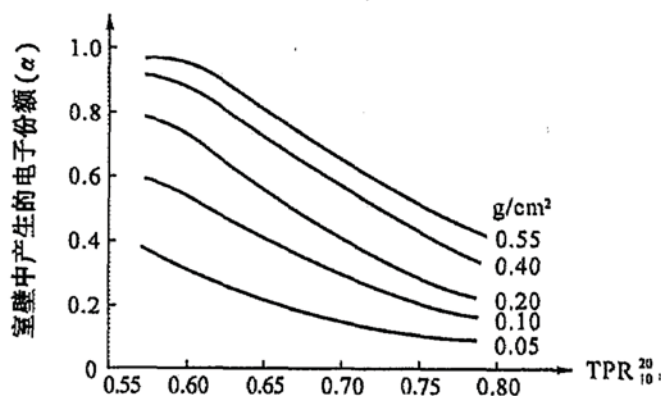


图 D2 高能 X 射线在室壁中产生的电子份额

D.2 K_{att} 的计算

不同形状的电离室的 K_{att} 值要用蒙特卡罗方法计算。对于 FARMER 型电离室，室壁与平行帽的总厚度在 $(0.45 \sim 0.60) \text{ g/cm}^3$ 范围时， $K_{\text{att}} = 0.990 \pm 0.005$ （由表 C2 可看出）。

D.3 中心电极的影响

式 (D7) 仅考虑了室壁与平衡帽的非空气等效引起的修正。事实上，中心电极的非空气等效亦可引起测量误差。这种误差在高压 X 辐射与电子束时更加明显，因此测定水中吸收剂量的公式为式 (D8)：

$$D_w = M \cdot N_D \cdot S_{w, \text{air}} \cdot P_u \cdot P_{\text{cel}} \quad (\text{D8})$$

P_{cel} 即为中心电极在 ^{60}Co 校准辐射和实用辐射中的非空气等效引起的修正因子。当电离室室壁材料是石墨，中心电极材料是铝时， P_{cel} 的大小见表 D2。

表 D2 修正因子 P_{cel} （中心电极影响）

中心电极半径/mm	电子束	$(h\nu)_{\text{max}} > 25 \text{ MeV}$ 光子束	$(h\nu)_{\text{max}} \leq 25 \text{ MeV}$ 光子束和 ^{60}Co γ 辐射
0.5	1.008	1.004	1.000
1	1.015	1.008	1.000
1.5	1.020	1.010	1.000

附录 E

电离室离子复合效应的修正

电离室的复合效应，其定义为收集的电离离子数与辐射产生的离子数之比。随电离室极板电压的增加，收集效率不断提高。

由于原始辐射在电离室空腔中产生的电离，最终有一部分因复合效应而损失，因此要对电离室的电离收集效率进行修正，其修正因子为 P_s 。 P_s 的测算通常采用双压法，即电离室的极化电压分别取 V_1 和 V_2 ， V_1 是电离室的正常工作电压， V_1/V_2 值在 2~10 之间。用相同的辐射条件辐照电离室，测量相应的电离电荷 Q_1 和 Q_2 。

对于脉冲或脉冲扫描辐射，当取正常工作电压 V_1 时：

$$P_s = a_0 + a_1(Q_1/Q_2) + a_2(Q_1/Q_2)^2 \quad (\text{E1})$$

式中， a_0 、 a_1 和 a_2 的数值见表 E1、表 E2。对于连续辐射， P_s 值见图 E1。

表 E1 脉冲辐射二次项拟合系数

电压比	a_0	a_1	a_2
2.0	2.3370	-3.63600	2.29900
2.5	1.4740	-1.58700	1.11400
3.0	1.1980	-0.87530	0.67730
3.5	1.0800	-0.54210	0.46270
4.0	1.0220	-0.36320	0.34130
5.0	0.9745	-0.18750	0.21350
6.0	0.9584	-0.10750	0.14950
8.0	0.9502	-0.03732	0.05905
10.0	0.9516	-0.01041	0.05909

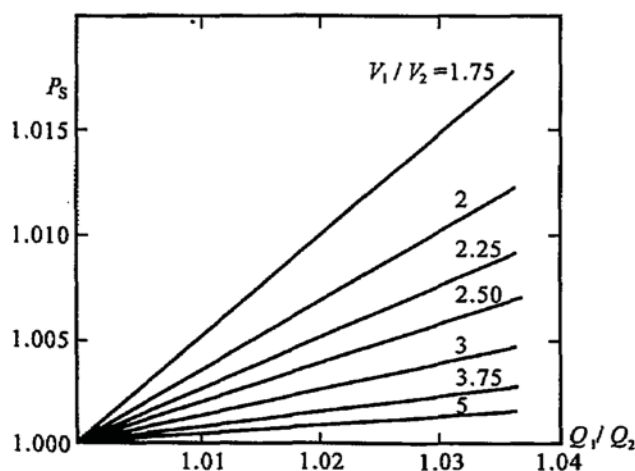
图 E1 连续辐射束中的 P_s 修正因子

表 E2 脉冲扫描辐射二次项拟合系数

电压比	a_0	a_1	a_2
2.0	4.711	-8.2420	4.5330
2.5	2.719	-3.9770	2.2610
3.0	2.001	-2.4020	1.4040
3.5	1.665	-1.6470	0.9841
4.0	1.468	-1.2000	0.7340
5.0	1.279	-0.7500	0.4741
6.0	1.177	-0.5081	0.3342
8.0	1.089	-0.2890	0.2020
10.0	1.052	-0.1896	0.1398

中华人民共和国
国家计量检定规程
医用电子加速器辐射源
JJG 589—2008
国家质量监督检验检疫总局发布

*

中国计量出版社出版
北京和平里西街甲2号
邮政编码 100013
电话(010)64275360
<http://www.zgjl.com.cn>
北京市迪鑫印刷厂印刷
新华书店北京发行所发行
版权所有 不得翻印

*

880 mm×1230 mm 16开本 印张2 字数39千字
2009年3月第1版 2009年3月第1次印刷
印数1—1 500
统一书号 155026—2403 定价: 32.00元