



中华人民共和国地方计量技术规范

JJF(冀)3011—2021

移动式医用诊断 X 射线辐射源 校准规范

Calibration Specification for Mobile Medical Diagnostic
X-ray Radiation Source

2021-04-16 发布

2021-05-16 实施

河北省市场监督管理局 发布

移动式医用诊断 X 射线辐射源 校准规范

Calibration Specification for Mobile Medical
Diagnostic X-ray Radiation Source



归口单位：河北省市场监督管理局

起草单位：河北省计量监督检测研究院

北京市计量检测科学研究院

天津市计量监督检测科学研究院

本规范委托河北省计量监督检测研究院负责解释

本规范主要起草人：

李文博 (河北省计量监督检测研究院)
赵贵坤 (北京市计量检测科学研究院)
蒋君杰 (天津市计量监督检测科学研究院)
刘 辉 (河北省计量监督检测研究院)

参加起草人：

丁 猛 (河北省计量监督检测研究院)
徐树兴 (河北省计量监督检测研究院)
赵 特 (河北省计量监督检测研究院)
郝 蒙 (河北省计量监督检测研究院)

目录

引言	II
1 范围	1
2 引用文件	1
3 术语和计量单位	2
3.1 术语	2
3.2 计量单位	3
4 概述	3
5 计量特性	3
5.1 辐射输出的空气比释动能	3
5.2 辐射输出的重复性	3
5.3 辐射输出的质	3
5.4 辐射输出的线性	3
5.5 空间分辨力	4
5.6 低对比度分辨力	4
5.7 影像均匀性	4
5.8 光野与照射野一致性	4
5.9 有效焦点尺寸	4
5.10 X射线管电压	4
5.11 泄露辐射	4
6 校准条件	4
6.1 环境条件	4
6.2 测量标准及其他测量设备	4
7 校准项目和校准方法	5
7.1 外观和标识	5
7.2 校准项目	5
7.3 校准结果的处理	10
7.4 复校时间	10
附录A	11
附录B	12
附录C	13
附录D	14

引言

本规范的编制基于移动式医用诊断 X 射线辐射源的主要计量性能标准,参考相关计量检定规程、计量校准规范和国家标准等文件,依据国家计量技术规范 JJF 1071-2010《国家计量校准规范编写规则》、JJF 1001-2011《通用计量术语及定义》、JJF 1059.1-2012《测量不确定度评定与表示》进行编制。

本规范中的主要技术指标参照 JJG 744-2004《医用诊断 X 射线辐射源》及 JJG 1078-2012《医用数字摄影(CR、DR)系统 X 射线辐射源》进行编写,综合了两个规程的主要技术指标。为解决疫情期间的工作人员的辐射防护要求,增加了对技术人员测试位置的空气比释动能率测量,测量的技术要求参照了 GBZ 130-2020《放射诊断放射防护要求》的相关规定。

本规范为首次制定。

移动式医用诊断 X 射线辐射源

范围

本规范适用于普通胶片移动式医用诊断 X 射线辐射源、数字移动式医用诊断 X 射线辐射源（包括移动式 CR 系统、移动式 DR 系统）的校准。不适用于可连续加载的移动式医用诊断 X 射线辐射源（C 臂）的校准。

引用文件

本规范引用了下列文件：

JJG 744-2004 医用诊断 X 射线辐射源

JJG 1078-2012 医用数字摄影(CR、DR)系统 X 射线辐射源

JJF 1035-2006 电离辐射计量术语及定义

GB/T 10149 医用 X 射线设备术语和符号

GB 9706.3-2000 医用电气设备 第 2 部分：诊断 X 射线发生装置的高压发生器安全专用要求。

AAPM REPORT NO.93-射线影像成像系统验收测试和质量控制

WS/T 76-1996 医用 X 射线诊断影像质量保证的一般要求

GBZ 187-2007 计算机 X 射线摄影(CR)质量控制规范

YY/T 0741-2018 数字化摄影 X 射线机专用技术条件

GB9706.12-1997 医用电气设备第 1 部分安全通用要求 三.并列标准 诊断 X 射线设备辐射防护通用要求

GB8279-2001 医用 X 射线诊断放射卫生防护要求

GBZ 130-2020 放射诊断放射防护要求

在使用本规程时，应注意使用上述引用文献的现行有效版本。凡是注日期的引用文件，仅注日期的版本适用于该规范；凡是不注日期的引用文件，其最新版本(包括所有的修改单)适用于本规范。

术语和计量单位

3.1 术语

3.1.1 空气比释动能

不带电电离粒子, 在质量为 dm 的某种物质中释放出来的全部带电粒子的初始动能总和 dE_{tr} 除以 dm 。符号写成 K 。

3.1.2 半价层

使单向的射线辐射量 (例如空气比释动能) 的值减小到初始值的一半时所需的减弱层厚度, 通常用 HVL 表示。

3.1.3 标称 X 射线管电压

在规定的条件下允许的最高 X 射线管电压。

3.1.4 有效焦点

实际焦点在基准平面上的垂直投影。

3.1.5 计算机 X 射线摄影系统

采用可重复使用的成像板代替增感屏胶片作为载体经 X 射线曝光, 再用激光扫描获得影像信息的设备。简称 CR 系统。

3.1.6 数字 X 射线摄影系统

采用数字化 X 射线影像探测器技术实现 X 射线摄影的装置。简称 DR 系统。

3.1.7 成像板

采用一种 X 射线储存发光材料 (如氟卤化钡) 制成的 X 射线面探测器。

3.1.8 空间分辨力

在规定的测量条件下, 用目视可分辨的规定线组图形或最小空间频率线对组, 单位符号为 Lp/cm 。

3.1.9 低对比度分辨力

可从一均匀背景中分辨出来的规定形状和面积的最低对比度, 用百分比表示。

3.1.10 影像均匀性

系统影像接收面上不同区域对入射空气比释动能响应的差异。

3.1.11 焦-皮距 SID

是指 X 射线管焦点到影像探测器输入面的垂直距离, 单位符号为 cm 。

3.2 计量单位

3.2.1 空气比释动能的单位：戈[瑞]，符号：Gy。

3.2.2 分辨力（率）：线对每厘米，符号 Lp/cm。

概述

X 射线穿过人体时，受到人体不同组织的吸收，通过人体后的射线量就不一样，携带了人体各部密度分布的信息的射线，照射在荧光屏上、摄影胶片或者数字影像探测器上引起的感光作用的强弱就有较大差别，因而在探测器上将显示出不同密度的成像。

普通胶片移动 X 射线辐射源成像在胶片上，经过显影、定影后呈现在胶片上影像；医用数字摄影（CR、DR）系统的影像探测器接受透过人体的 X 射线形成影像信号，经放大转换后输出数字影像。

普通胶片移动 X 射线辐射源主要由 X 射线辐射源、X 射线高压发生器、成像设备、控制装置等组成。

移动式 CR 系统 X 射线辐射源主要包括 X 射线辐射源的组件、X 射线高压发生器、成像板、激光扫描读出装置、控制装置、图像显示器等组成。

移动式 DR 系统 X 射线辐射源主要包括 X 射线辐射源组件、X 射线高压发生器、数字化影像探测器、计算机图像处理装置、图像显示器等。

计量特性

5.1 辐射输出的空气比释动能

在规定的条件下，空气比释动能应不大于 10mGy。

5.2 辐射输出的重复性

在常规工作条件下，辐射输出的空气比释动能重复性不大于 10%。

5.3 辐射输出的质

管电压 70kV 时，半价层应不小于 2.1mmAl。

5.4 辐射输出的线性

管电压 70kV 时，辐射输出的空气比释动能的非线性应不大于 20%。

5.5 空间分辨力

首次校准的应满足出厂的技术指标。后续校准和使用中的 CR、DR 不小于 20Lp/cm。

5.6 低对比度分辨力

首次校准应满足出厂技术指标。后续校准和使用中的 CR、DR 不大于 2.2%。

5.7 影像均匀性

影像均匀性不大于 2.2%。

5.8 光野与照射野一致性

光野与照射野之间的偏差不应超过所选 SID 的 2.0%。

5.9 有效焦点尺寸

有效焦点尺寸应符合出厂技术要求。

5.10 X射线管电压

在工作范围内，X 射线管电压的相对偏差不超过 $\pm 10\%$ 。

5.11 散漏射线测量

在规定的条件下，测量距焦点 3m 和 5m 处的平均空气比释动能率。

校准条件

6.1 环境条件

- a) 温度为 (18~30) °C
- b) 相对湿度为 (30~85) %

6.2 测量标准及其他测量设备

6.2.1 诊断水平剂量计

诊断水平剂量计：必须是积分型电离室或半导体型的剂量计，其校准因子扩展不确定度不大于 5.0% ($k=2$)，其它技术指标应符合下列要求：

- a) X 射线管电压 (50~150) kV 范围内，能量响应变化不超过 5.0%。
- b) 在 X 射线管电压为 70kV，总滤过为 2.5mmAl 时提供的非减弱束，重复性应不大于 1.0%。
- c) 诊断水平剂量计积分档年稳定性不大于 2.0%。

6.2.2 测量半价层用铝片纯度为 99% 以上，其厚度误差不超过 $\pm 0.05\text{mm}$ 。

6.2.3 校准用的模体应符合附录 A 的技术要求。

6.2.4 狭缝焦点仪

经校准后的狭缝焦点测量仪。

6.2.5 分辨力测试卡

栅条铅当量为 0.1mmPb ，最大线对应不小于 50Lp/cm 。

6.2.6 非介入 kV 表

测量范围 ($50\sim 150$) kV，相对误差不超过 $\pm 2.0\%$ 。

6.2.7 透射式黑白密度计

测量范围 ($0.1\sim 4$)，测量误差不超过 ± 0.05 。

6.2.8 其他校准设备包括：

a) 钢卷尺（最小分度值不大于 1.0mm ）。

b) 温度计（最小分度值不大于 0.5°C ）。

6.2.9 辐射防护仪

a) 能量响应为 $30\text{keV}\sim 1.5\text{MeV}$ ，能响误差不超过 $\pm 30\%$ ；

b) 相对固有误差在 $-15\%\sim +22\%$ 范围内。

上述使用的仪器或设备必须经校准量值溯源或检定合格。

7 校准项目和校准方法

7.1 外观和标识

移动式 X 射线辐射源必须有制造厂、型号、编号、出厂日期等清晰的标志，X 射线辐射源系统的电气、机械性能应分别符合相应的国家标准中规定的要求。

7.2 校准项目

校准项目见表 1

表 1 校准项目一览表

校准项目	首次校准	后续校准	使用中检查
辐射输出的空气比释动能	+	+	+
辐射输出的重复性	+	+	+
辐射输出的质 (HVL)	+	+	+

辐射输出的线性	+	+	+
空间分辨力	+	+	+
低对比度分辨力	+	+	—
图像均匀性	+	—	—
光野与照射野一致性	+	+	—
有效焦点尺寸	+	—	—
管电压	+	+	+
散漏射线测量	+	+	+
备注：空间分辨率、低对比分辨率、图像均匀性、广野与照射野一致性为移动式 CR、DR 诊断辐射源检定项目 注：“+”表示应检项目，“—”表示可不检项目			

7.2.1 辐射输出的空气比释动能

7.2.1.1 将诊断水平剂量计探测器置于 X 射线照射野的中心，选最大照射野，设置焦点到探测器中心的距离为 100cm，选管电压 70kV，10mAs 条件曝光。

7.2.1.2 在上述规定条件下，重复测量三次以上，取其平均值，按下式计算空气比释动能 K ，单位为 mGy

$$K = \bar{M} \cdot N_K \cdot K_{TP} \quad (1)$$

式中： \bar{M} ——诊断水平剂量计测量 3 次的平均值，(mGy)

N_K ——电离室或半导体探测器空气比释动能的校准因子

K_{TP} ——非密封电离室型探测器温度、气压修正。其计算公式为：

$$K_{TP} = \left(\frac{273.15 + t}{293.15} \right) \cdot \left(\frac{101.325}{p} \right) \quad (2)$$

式中： t ——校准时室内温度，℃

p ——校准时大气压，kPa

7.2.2 辐射输出的重复性

在 7.2.1.1 规定条件下，用诊断水平剂量计重复测量 10 次，重复性 V 用下式计算。

$$V = \frac{1}{\bar{K}} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (K_i - \bar{K})^2}{n-1}} \times 100\% \quad (3)$$

式中: K_i ——空气比释动能测量值

\bar{K} ——空气比释动能测量值的平均值

7.2.3 辐射输出的质 (HVL)

7.2.3.1 将诊断水平剂量计探测器置于 X 射线照射野的中心, 探测器的中心轴与射线束垂直。

7.2.3.2 X 射线管不设有附加过滤, 将管电压调至 70kV, 选一合适的 mAs。X 射线管焦点到探测器的距离约为 60cm, 吸收片到 X 射线管焦点的距离在 30cm~40cm 如图 1 所示。

7.2.3.3 测量未加吸收片和加不同厚度的吸收片时的空气比释动能率。

7.2.3.4 用作图法或计算法求出空气比释动能率降到初始值 (无吸收片) 一半时的吸收片厚度为该辐射的质。

7.2.3.5 辐射输出的质 (HVL) 也可采用经校准的半价层测量仪直接测量。

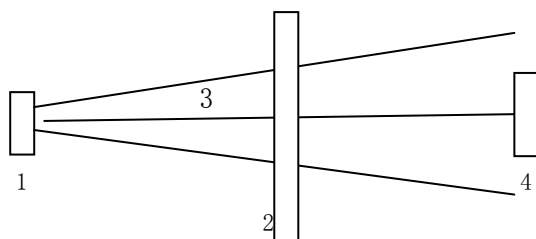


图 1 辐射输出的质测量示意图

1—X 射线管 2—吸收片 (标准铝片或半价层测量仪) 3—X 射线束

4—电离室型探测器

7.2.4 辐射输出的线性

选择管电压为 70kV, 选择曝光时间、X 射线管电流或电流时间积的任意连续两档, 或者当预选是连续的, 加载因素的预选值之比不大于 2 的任意两档。每点测量三次, 取其平均值, 非线性 L 用下式计算。

$$L = \frac{|\bar{K}_1/Q_1 - \bar{K}_2/Q_2| \times 2}{\bar{K}_1/Q_1 + \bar{K}_2/Q_2} \times 100\%$$

$$L = \frac{|\bar{K}_1/I_1t_1 - \bar{K}_2/I_2t_2| \times 2}{\bar{K}_1/I_1t_1 + \bar{K}_2/I_2t_2} \times 100\%$$

式中: \bar{K}_1, \bar{K}_2 ——两档的空气比释动能测量平均值

Q_1, Q_2 ——与加载因素的预选值或指示值相对应两档的电流时间积

I_1, I_2 ——两档的 X 射线管电流

t_1, t_2 ——两档的辐照时间

7.2.5 空间分辨力

a) 对 CR 系统：将 IP 放置在照射野中，射线束与 IP 表面垂直。选常用规格的 IP，将分辨力测试卡放置在 IP 中间区，再将衰减模体放置于照射野中，并覆盖整个照射野。

设置 SID 为 100cm 或 180cm，选管电压 70kV 或 80kV、适当 mAs 曝光，曝光后将 IP 在影像读出器上扫描显像，直接读取可分辨的线对值。

b) 对 DR 系统：调整影像探测器输入面与射线束垂直。将分辨力测试卡放置在照射野的中心位置，尽量靠近影像探测器输入面，再将衰减模体放置于照射野中，并覆盖整个照射野。

设置 SID 为 100cm 或 180cm，选管电压 70kV 或 80kV，用适当的 mAs 曝光，调窗宽与窗位使显示影像最佳，在显示器上直接读取可分辨的线对值。

7.2.6 低对比度分辨力

a) 对 CR 系统：选常用规格的 IP，将低对比度分辨力模体放置在 IP 暗盒中间区，模体表面与射线束垂直，并处在照射野的中心位置，在 SID 为 100cm 或 180cm，选管电压 70kV 或 80kV、用适当的 mAs 或自动模式条件下曝光，将曝光后的 IP 在影像读出器上扫描显像，可分辨的最小低对比度圆孔对应的百分比即为低对比度分辨力。

b) 对 DR 系统：将低对比度分辨力模体放置在影像探测器输入面，探测器与射线束垂直，并处在照射野的中心位置，在 SID 为 100cm 或 180cm，选管电压 70kV 或 80kV，用适当的 mAs 或自动模式条件下曝光，调窗宽与窗位使显示影像最佳，可分辨的最小低对比度圆孔对应的百分比即为低对比度分辨力。

7.2.7 影像均匀性

对 CR、DR 系统：设置 SID 为 100cm 或 180cm，管电压 50kV 或 80kV，用适当的 mAs 或自动曝光条件，将影像综合测试卡放置在 IP 或影像探测器的中心，并与射线束垂直，进行曝光。读取所显示图像边界及中心的感兴趣区 (ROI) 信号强度值，ROI 的面积不小于 50mm^2 ，如图 2 所示，并按下式计算影像均匀性：

$$U = \frac{R}{V_m} \quad (4)$$

式中： R ：边界及中心信号强度或光密度值的实验标准差，

V_m : 边界及中心信号强度或光密度值的平均值。

如果图像处理软件无法测量感兴趣区的信号强度值, 则可用黑白密度计直接测量胶片边界及中心均匀性测试点光密度值, 计算公式同(4)。

7.2.8 光野与照射野一致性

选常用的照射野, 调 SID 为 100cm 或 180cm, 将数字影像综合测试卡或者暗盒放置在 IP 或影像探测器的中心, 并与射线束垂直, 开启准直器定位灯, 调整光野与测试卡四周边界视野刻线相重合, 在管电压 50kV 或 80kV、适当的 mAs 条件下进行曝光, 曝光后从所显示的影像上读取光野与照射野之间的偏差。

7.2.9 有效焦点尺寸

有效焦点尺寸的测量采用狭缝测量法。将焦点测量仪水平放置于摄影台上(图3), 并与 X 射线束垂直, 选适当放大倍数 ($E=n/m$)、照射野、管电压和 mAs 进行曝光, 直接测量有效焦点尺寸。

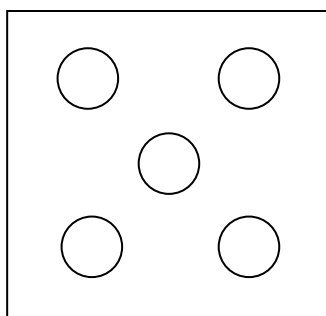


图2 影像均匀性测量示意图

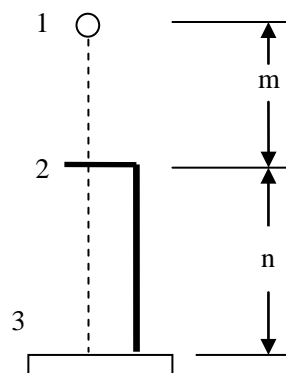


图3 有效焦点测量示意图
1—焦点; 2—狭缝; 3—底座

7.2.10 X 射线管电压

将非介入 kV 表的探测器置于 X 射线照射野中心, 射线束轴与探测器截面垂直。选择常用的管电压值, 至少重复测量 3 次, 取其平均值, 按下列公式进行计算相对偏差:

$$E_v = \frac{V_i - \bar{V}_0}{\bar{V}_0} \times 100\% \quad (5)$$

式中:

V_i ——X 射线管电压的标称值, kV

\bar{V}_0 ——测量的 X 射线管电压的平均值, kV

7.2.11 散漏射线测量

参照 7.2.1.1 的规定条件, 在无遮挡的情况下, 测量距焦点 3m 和 5m 处散漏射线的平均空气比释动能率。

7.3 校准结果的处理

按本规范进行校准, 出具校准证书, 校准证书格式见附录 B。

7.4 复校时间

建议复校时间间隔为 12 个月。由于复校时间间隔的长短是由仪器的使用情况、使用者、仪器本身质量等着多因素所决定的, 因此, 送校单位可根据实际使用情况自主确定复校时间间隔。

附录A

CD、DR 计量性能模体技术要求

1. 低对比度分辨力模体

低对比度分辨力模体由铝（纯度 $\geq 99\%$ ）制成，厚度 $20\text{mm} \pm 0.05\text{mm}$ ，模体上圆孔直径为 1.0cm ，孔深的偏差不超过 $\pm 0.02\text{mm}$ 。具体数值如下：

序号	对比度(%)	孔深 mm	序号	对比度(%)	孔深 mm
1	16.0	3.2	11	2.2	0.44
2	14.5	2.9	12	1.8	0.36
3	12.5	2.5	13	1.6	0.32
4	10.7	2.14	14	1.3	0.26
5	8.8	1.76	15	1.1	0.22
6	7.4	1.48	16	0.95	0.19
7	6.8	1.36	17	0.75	0.15
8	5.3	1.06	18	0.55	0.11
9	4.4	0.88	19	0.35	0.07
10	2.6	0.52			

注：低对比度分辨力模体也可以采用等效厚度的 Cu（纯度 $\geq 99\%$ ）制成的模体，对比度范围为（0.8~6.0）%

2. 数字影像综合测试卡

测试卡标尺分度值不大于 2mm ，并具有边界及中心影像均匀性测试点。

3. 衰减模体

模体材料为铝（纯度 $\geq 99\%$ ），厚度为 $20\text{mm} \pm 0.05\text{mm}$ 。

注：可以采用 Cu（纯度 $\geq 99\%$ ）模体，厚度为 $1.5\text{mm} \pm 0.05\text{mm}$

附录B

校准证书（内页）格式

A.1 校准证书（内页）格式：

校准项目	校准结果	备注
辐射输出的空气比释动能		
辐射输出的重复性		
辐射输出的质 (HVL)		
辐射输出的线性		
空间分辨力		
低对比度分辨力		
图像均匀性		
光野与照射野一致性		
有效焦点尺寸		
管电压		
散漏射线测量		

附录C

校准原始记录格式

辐射输出的空气比释动能	测量条件: SID_____ kV_____ mAs _____			$\bar{K} =$ mGy
	测量值 (单位)			
辐射输出的重复性 测量值 (单位:)	测量条件: SID_____ kV_____ mAs _____			V =
辐射输出的质 (HVL)	测量条件:			HVL= mmAL
辐射输出的线性	测量条件:			线性值:
空间分辨力	测量条件:		分辨力: ___Lp/cm	
低对比度分辨力	测量条件:		分辨力: ___%	
图像均匀性	测量条件:		S =	
光野与射野一致性	成像区域:		偏差 ___mm	
有效焦点尺寸	测量条件:		长: ___ 宽: ___	
管电压	标称值 (kV)	测量值 (kV)		相对偏差 (%)
泄露辐射测量值				平均值:

校准员_____

核验员_____

附录D

移动式医用诊断 X 射线辐射源校准结果不确定度评定示例

1. 适用范围

适用于移动式医用诊断 X 射线辐射源校准结果的不确定度评定与表示。

2. 数学模型

$$K = M \cdot N_k \cdot k_d \cdot k_{stab} \cdot k_v \quad (1)$$

式中： K — 空气比释动能测量值，单位是 mGy；

M — 诊断水平剂量仪的示值，单位 mGy；

N_k — 诊断水平剂量仪的校准因子；

k_d — 位置误差带来的不确定度；

k_{stab} — 标准器的年稳定性修正；

k_v — 管电压的变化修正；

公式 (1) 中被测量的各输入量相对独立，互不相关，所以合成相对标准不确定度为各分量相对不确定度的方和根。

3. 标准不确定度分量的计算

3.1 由仪器示值重复性引起的测量不确定度 u_{1rel} ，A类

剂量计的分辨率为0.001mGy，其不确定度不考虑；由于其为半导体探测器，故其不受温度气压影响。根据要求，设定70Kv, 10mAs, SSD为100cm，共测量10次，测量数据见下表 (mGy)：

测量值					平均值	C_i	$s(x) (%)$	u_{1rel}
0.550	0.568	0.557	0.560	0.566	0.562	1	0.6	0.2
0.560	0.558	0.57	0.569	0.562				

3.2 空气比释动能率的校准因子 N_k 引入的不确定度

检定证书给出校准因子的扩展不确定度为5% ($k=3$)，得到标准不确定度 $u_{2rel} = \frac{5\%}{3} =$

1.67%， $c_2 = 1$ 。

3.3 位置误差

位置输入量不确定度来源于替代法测量中标准和被检电离室定位的不重复性, 探测器距源 $d=100\text{cm}$, 定位的不重复性估计为 $\Delta d = \pm 0.5\text{cm}$, 分量按均匀分布, 计算可得:

$$u_{3rel} = 0.6\% , c_3 = 2。$$

3.4 剂量仪的年稳定性引入的不确定度

按照规程规定, 剂量仪年稳定性为 $\pm 2\%$, 引入的不确定度分量按均匀分布计算, 标准不确定度: $u_{4rel} = 2\% / \sqrt{3} = 1.2\%$, $c_4 = 1$ 。

3.5 管电压的变化修正

管电压的变化为 $\pm 1\text{kV}$, 对 70kV , 包含因子 $k=1.73$, $u_{5rel} = 0.8\%$, $c_5 = 2$ 。

4. 不确定分量一览表

来源	类型	分布	包含因子	相对标准不确定度 (%)	灵敏系数 c_i	$ c_i u(x_i)$ (%)
仪器示值	A	正态	1	0.2	1	0.2
校准因子	B	均匀	3	1.67	1	1.67
位置误差	B	均匀	2	0.6	2	1.2
年稳定性	B	均匀	1	1.15	1	1.15
管电压	B	均匀	1.73	0.8	2	1.6

5. 合成不确定度

$$u_{rel}(K) = \sqrt{c_1^2 u_{1rel}^2 + c_2^2 u_{2rel}^2 + c_3^2 u_{3rel}^2 + c_4^2 u_{4rel}^2 + c_5^2 u_{5rel}^2} = 2.9\%$$

取包含因子 $k=2$, 得到相对扩展不确定度: $U_{rel}(K) = 3 \times 2.9\% = 5.8\%$

6. 测量不确定度报告与表示

可以认为, 移动式医用诊断 X 射线辐射源测量结果的相对扩展不确定度为:

$$U_{rel}(K) = 5.8\% \quad k=2$$

