

# 北京市地方计量技术规范

JJF (京) xxxx-xxxx

## 基于图像信息的医用数字 X 线摄影系统 (DR) 计量校准规范

Calibration Specification for Medical Digital X-ray Radiography  
System (DR) Metrology Based on Image Information  
(征求意见稿)

xxxx-xx-xx 发布

xxxx-xx-xx 实施

北京市质量技术监督局 发布

基于图像信息的医用数字  
X 线摄影系统 (DR) 计量校  
准规范

JJF (京) XXXX-XXXX

Calibration Specification for Medical  
Digital X-ray Radiography System (DR)  
Metrology Based on Image Information

归口单位：北京市质量技术监督局

主要起草单位：北京市计量检测科学研究院

本规范委托北京市计量检测科学研究院负责解释

本规范主要起草人：

鲁向 (北京市计量检测科学研究院)

赵贵坤 (北京市计量检测科学研究院)

罗琛 (北京市计量检测科学研究院)

参加起草人：

范耀东 (北京市计量检测科学研究院)

# 目 录

引言.....	(III)
1 范围.....	(1)
2 引用文件.....	(1)
3 计量术语.....	(1)
4 概述.....	(2)
5 计量特性.....	(3)
5.1 噪声功率谱的一致性.....	(3)
5.2 管电压.....	(3)
5.3 空气比释动能.....	(3)
5.4 空间分辨率.....	(3)
5.5 低对比度分辨率.....	(3)
6 校准条件.....	(3)
6.1 环境条件.....	(3)
6.2 标准器及其他设备.....	(3)
6.2.1 剂量计.....	(3)
6.2.2 测试模体.....	(3)
6.3 操作条件.....	(4)
7 校准项目和校准方法.....	(4)
7.1 校准项目.....	(4)
7.2 校准方法.....	(4)
7.2.1 标准数据库.....	(4)
7.2.2 噪声功率谱的一致性.....	(5)
7.2.2.1 噪声功率谱.....	(5)
7.2.2.2 噪声功率谱一致性的计算方法.....	(7)
7.2.3 管球计量性能.....	(7)
7.2.3.1 管电压的测定.....	(7)
7.2.3.2 空气比释动能.....	(7)

7.2.4. 成像性能计量 .....	(8)
7.2.4.1 图像噪声场的叠加 .....	(8)
7.2.4.2 空间分辨率 .....	(8)
7.2.4.2 低对比度分辨率 .....	(8)
8 校准结果表达 .....	(9)
9 复校时间间隔 .....	(9)
附录 A 数字化 X 线摄影设备量子检测效率剂量示值不确定度分析 .....	(10)
附录 B 校准原始记录格式 .....	(12)
附录 C 校准证书内页格式 (第 2 页) .....	(15)

# 引 言

本规范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》编制。  
本规范是首次制定的地方计量技术规范。



## 基于图像信息的医用数字 X 线摄影系统 (DR) 计量

### 1 范围

本规范适用于数字化 X 线摄影系统的计量性能的使用中检查。

本规范不适用于数字化 X 线摄影系统首次检定及更换管球等重要部件后的后续检定。

### 2 引用文件

本规范引用了下列文件：

YY/T 0481-2016 (IEC 61267:2005, IDT) 医用诊断 X 射线设备 测定特性用辐射条件

WS 521—2017 医用数字 X 射线摄影 (DR) 系统质量控制检测规范

IEC TR 60788:2004 医用电气设备-术语定义汇编

JJG 1078-2012 医用数字摄影 (CR、DR) 系统 X 射线辐射源检定规程

IEC 62220-1:2015, 医用电子设备 - 数字化 X 线成像设备特性 - 第 1 部分量子检测效率的测定 (Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part 1:Determination of the detective quantum efficiency

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。

### 3 计量术语

#### 3.1 探测器表面 detector surface

X 线光子可到达不能拆卸的最接近影像接收器平面的区域。

#### 3.2 空曝图像 empty exposure image

由 X 射线直接对影像接收器曝光所获得的图像。

### 3.3 图像矩阵 image matrix

优先按直角坐标系排列用于生成图像的矩阵元素。

### 3.4 噪声 noise

偏离随机过程期望值的波动。

### 3.5 噪声功率谱 noise power spectrum

噪声自协方差函数傅立叶变换的模。

### 3.6 转换曲线 conversion curve

数字化 X 线摄影系统的大面积输出值（原始数据）与探测器表面所在平面的曝光剂量及管球设置电压的对应函数所产生的拟合曲线。

### 3.7 标准图像数据 standard image data

在标准条件或特定条件下，获得的初始空曝图像数据（图像原始数据）。

### 3.8 基线数据 baseline data

用以建立与探测器表面所在平面的曝光剂量的对应曲线的标准图像数据和剂量数据。

### 3.9 标准模体图像数据 standard phantom image data

在标准条件或特定条件下，获得的初始模体图像数据。

### 3.10 虚拟模体图像数据 virtual phantom image data

由标准模体图像数据通过噪声叠加所获得的模体图像数据。

## 4 概述

基于图像信息的医用数字 X 线摄影系统（DR）计量校准方法，以图像为媒介建立医用数字 X 线摄影系统（DR）计量性能校准方法，应用医疗机构方便易得的空曝图像，依据基线数据产生的曲线关系获得管球输出剂量，由基线数据中的标准图像和空曝图像获得噪声，通过噪声叠加获得虚拟模体图像数据，对虚拟模体图像数据操作获得成像质量方面的计量性能指标。

## 5 计量特性

### 5.1 噪声功率谱的一致性

空曝图像的噪声功率谱函数与标准图像的噪声功率谱函数的相关系数  $R$ , 相关系数  $R$  的平方应大于 0.90, 方可应用该规范开展医用数字 X 线摄影系统 (DR) 计量性能校准。

### 5.2 管电压

由空曝图像数据转换成相应的基线图像数据, 依据基线图像数据对应的管电压转换曲线的计算而得管电压值与设备标称管电压的值不超过  $\pm 10\%$ 。

### 5.3 空气比释动能

由空曝图像数据转换成规定条件下的基线图像数据, 依据基线图像数据对应的剂量转换曲线的计算而得的空气比释动能值不得超过 10mGy。

### 5.4 空间分辨率

由虚拟模体图像数据获得的空间分辨率不得低于 20LP/mm。

### 5.5 低对比度分辨率

由虚拟模体图像数据获得的低对比度分辨率不得大于 2.2%。

## 6 校准条件

### 6.1 环境条件

环境温度:  $18^{\circ}\text{C} \sim 25^{\circ}\text{C}$

气压:  $98.0\text{kPa} \sim 104.0\text{kPa}$

相对湿度:  $30\% \sim 85\%$

### 6.2 标准器及其他设备

#### 6.2.1 剂量计

作为标准器的剂量计应经过国家计量部门的量值溯源, 其年稳定性应满足  $\pm 2\%$  以内。

#### 6.2.2 测试模体

测试模体含有低对比度检测模块和空间分辨率模块, 基本完成常规的成像性能指标。空间分辨率模块由  $100\ \mu\text{m}$  厚的铅箔和空间分辨率最高为 5lp/mm 低对比度检测模块, 通过

材料开孔的深度不同加工低对比度插件，例如 16mm 厚的铝块上开孔孔径 10mm 深度 (mm) 分别为 0.08, 0.16, 0.224, 0.288, 0.368, 0.432, 0.528, 0.624, 0.72, 0.88, 1.056, 1.216, 分别对应实现 0.5%, 1.0%, 1.4%, 1.8%, 2.3%, 2.7%, 3.3%, 3.9%, 4.5%, 5.5%, 6.6%, 7.6% 的对比度指标。

### 6.3 操作条件

数字化 X 线摄影系统应在制造商推荐的临床使用条件下操作。操作条件不能完全满足时应与临床使用时的条件接近, 并在指定的检测评估过程中保持管球设置毫安秒稳定。

## 7 校准项目和校准方法

### 7.1 校准项目

校准项目见表 1。

表 1 校准项目

序号	校准项目	计量特性条款	校准方法条款
1	噪声功率谱的一致性	5.1	7.2.2
2	管电压	5.2	7.2.3.1
3	空气比释动能	5.3	7.2.3.2
4	空间分辨率	5.4	7.2.4.1
5	低对比度分辨率	5.5	7.2.4.2

### 7.2 校准方法

#### 7.2.1 标准数据库

对于一台数字化 X 线摄影系统, 选定五档临床应用的毫安秒 (或依据制造商提供的数字化 X 线摄影系统平板探测器工作的剂量范围均匀划分的五档毫安秒), 依据管球电压设置范围, 从低到高, 选择不同的管电压设置, 选定毫安秒, 分别获得该管球设置条件下的空曝图像 (为了避免随机效应的影响, 可以是相同条件下三次空曝图像的平均值作为该条件下的空曝图像) 及其对应的剂量 (为了避免随机效应的影响, 可以是相同条件下三次剂量计读数的平均值作为该条件下的剂量), 选择合适的 SID (建议距离为 100cm 或 180cm)。每一个管电压设置, 都需要分别获得五档毫安秒设置条件下的空曝图像和剂量, 将空曝图像中心视野 512×512 区域的平均像素值和剂量作为该管电压的基线数据, 依据同一管电压条件下, 空曝图像像素平均值与剂量呈线性关系, 用基线数据拟合该管电压条件下的剂

量图像线性模型。固定毫安秒，将相应毫安秒下的每一档管电压条件下获得的空曝图像中心视野  $512 \times 512$  区域的平均像素值和剂量作为该毫安秒条件下的基线数据，依据同一毫安秒条件下，空曝图像像素平均值与管电压的呈二次函数关系，用基线数据拟合该毫安秒条件下的管电压图像曲线模型。将基线数据和拟合的模型作为该台设备的管球性能标准数据库。

将测试模体放置在影像探测器输入面（空间分辨率模体需要使用衰减模体），探测器与射线束垂直，并处在照射野的中心位置视野覆盖整个测试模体，在 SID 距离为 100cm 或 180cm，以此选取管电压依据管球电压设置范围，从低到高，选择不同的管电压设置，从选定的五档毫安秒中，选择一档合适的毫安秒，以此对模体曝光，获得不同管电压设置下的标准模体图像数据，以这些数据建立成像性能标准数据库。

## 7.2.2 噪声功率谱的一致性

### 7.2.2.1 噪声功率谱

每幅图像用于噪声功率谱分析的区域应当划分成正方形区域，成为感兴趣区域。每个用于计算单个噪声功率谱的感兴趣区域大小应为  $256 \times 256$  像素。感兴趣区域之间在水平和垂直方向上重叠 128 个像素（见图 1）。整个分析区域的左上角为第一感兴趣区域，将矩形沿水平方向向右平移 128 个像素产生第二个感兴趣区域，和第一个区域重叠一半。把第二个矩形向右再平移 128 个像素产生下一个区域，如此重复一直到水平带的右边。沿垂直方向向下移动 128 个像素，再从图像的左边开始，产生第二个水平带。沿垂直方向的移动产生更多的水平带，直到约  $125\text{mm} \times 125\text{mm}$  的整个区域被感兴趣区域所覆盖。如果要去除图像中的趋势，可以根据用于谱计算的每一幅完整图像线性化数据拟合出一个二维二阶多项式  $S(x_i, y_j)$ ，从线性化数据中减去  $S(x_i, y_j)$ （见公式 1）。

对每个感兴趣区域进行二维傅立叶变换时，不应用任何窗函数。二维傅立叶变换采用公式（1）进行。

$$W_{out}(u_n, v_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \times 256 \times 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_k)) \right|^2 \quad (1)$$

式中：

$\Delta x \Delta y$  ---水平和垂直方向的像素间距的乘积;

$M$  ---感兴趣区域的数量;

$\mu_n$  ----- X 方向的空间采样频率;

$\nu_k$  ----- Y 方向的空间采样频率;

$I(x_i, y_j)$  ---线性化数据;

$S(x_i, y_j)$  ---可选的拟合二维多项式。

二维噪声功率谱的均值通过该空气比释动能水平下所有感兴趣区域功率谱的平均来获取。

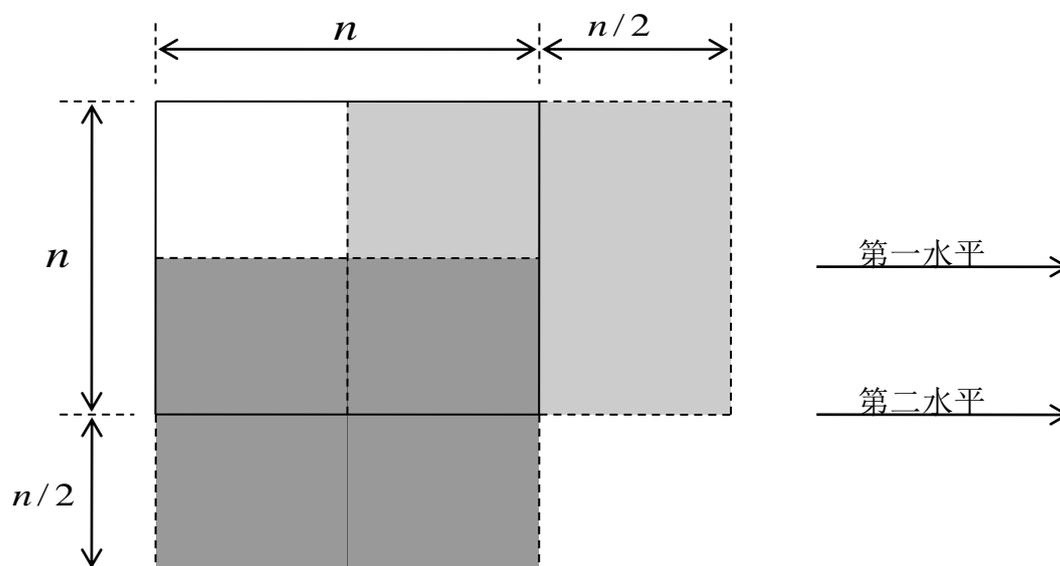


图 1 ROI 的排列分布

为了获得二维噪声功率谱沿空间频率平面轴向的一维噪声功率谱，使用二维噪声功率谱在各个轴附近的 14 行和 14 列的值。对二维噪声功率谱对应轴向两侧的 7 行或 7 列的数值进行平均。所有数据点的空间频率以其到原点的径向距离进行计算。数据的平滑处理通过对 14 行或列的数据进行平均来获得，计算时取空间频率范围落在记录中空间频率左右一个频率间隔内的点 ( $f - 0.5 \times f_{int} \leq f \leq f + 0.5 \times f_{int}$ ) 进行。

噪声功率谱密度的量纲是单位二维空间频率内线性化数据的平方，单位为长度平方的倒数。

为了评估量化效应对噪声功率谱的影响，应当对用于计算噪声功率谱的原始数据的方差在一幅图像上进行计算。如果方差大于 0.25，可以假定量化噪声是可忽略的，如果方差

小于 0.25, 此数据不适于测定噪声功率谱。

总体来说, 原始数据的方差大于量化间隔的 1/4。只有当量化位数非常小时, 方差可能会很小。进行量化方差 (例如 1/12) 计算式, 可以假定要量化的模拟信号在每个量化间隔内是均匀分布成矩形分布的。

#### 7.2.2.2 噪声功率谱一致性的计算方法

依据临床使用实际情况, 选取建立标准数据的五档毫安秒中的一档, 选取合适的电压, 选取建立标准数据的, 直接对探测器曝光获得空曝图像, 由空曝图像获得一维噪声功率谱  $f(u_1)$ , 从标准数据库基线数据中选择相同毫安秒和电压的图像数据, 获得一维噪声功率谱  $f(u_0)$ 。由式 2 求得相关系数  $r$ 。

$$r = \frac{\sum(u_{1i}-\bar{u}_1)(u_{0i}-\bar{u}_0)}{\sum\sqrt{(u_{1i}-\bar{u}_1)^2(u_{0i}-\bar{u}_0)^2}} \quad (2)$$

#### 7.2.3 管球计量性能

##### 7.2.3.1 管电压的测定

使用测定噪声功率谱一致性时所获得的空曝图像, 根据获得图像时的毫安秒, 由相同毫安秒下的空曝图像像素平均值与管电压基线数据拟合曲线, 由式 3 计算管电压  $V$ 。

$$V = c1F_0^2 + c2 \quad (3)$$

式中:

$F_0$  --- 使用测定噪声功率谱一致性时所获得的空曝图像中心视野  $512 \times 512$  区域的平均像素值;

$c1, c2$  --- 为基线数据拟合二次函数的拟合系数;

管电压的相对偏差  $E_v$  由式 4 计算可得。

$$E_v = \frac{V_{\text{标}} - V}{V} \times 100\% \quad (4)$$

$V_{\text{标}}$  --- 测定噪声功率谱一致性时所获得的空曝图像设置的管电压;

##### 7.2.3.2 空气比释动能

由测定噪声功率谱一致性时所获得的空曝图像测定获得图像的真实管电压设定, 由获得该图像的毫安秒和相同管电压下的平均像素值和剂量的基线数据拟合曲线计算此次管

球曝光时的空气比释动能  $K$ ，由式 5 可得。

$$k = M \times N_k \times c_3 \quad (5)$$

$K$  — 空气比释动能测量值, 单位是 mGy;

$M$  — 图像平均像素值;

$N_k$  — 诊断水平剂量仪的校准因子;

$c_3$  — 基线数据的线性拟合系数;

#### 7.2.4. 成像性能计量

##### 7.2.4.1 图像噪声场的叠加

测定噪声功率谱一致性时所获得的空曝图像  $f(x, y)$ , 由形成该图像的毫安秒与该图像所确定的管电压条件下的标准空曝图像  $f_{\text{空}}(x, y)$ , 叠加的频率域噪声场  $N(u, v)$  由下式获得。

$$N(u, v) = F(u, v) / F_{\text{空}}(u, v) \quad (6)$$

$F(u, v)$  —  $f(x, y)$  经傅里叶变换后的频率域表达式

$F_{\text{空}}(u, v)$  —  $f_{\text{空}}(x, y)$  经傅里叶变换后的频率域表达式;

相应的毫安秒与管电压条件下的标准模体图像  $f_{\text{标模}}(x, y)$  叠加噪声场  $N(u, v)$  可获得模体的虚拟图像  $f_{\text{需模}}(x, y)$ , 由下式可得

$$F_{\text{需模}}(u, v) = F_{\text{标模}}(u, v) N(u, v) \quad (7)$$

$F_{\text{需模}}(u, v)$  —  $f_{\text{需模}}(x, y)$  经傅里叶变换后的频率域表达式

$F_{\text{标模}}(u, v)$  —  $f_{\text{标模}}(x, y)$  经傅里叶变换后的频率域表达式;

##### 7.2.4.2 空间分辨率

在虚拟图像上, 调整窗宽窗位, 使影像最佳, 影像上可读出的最大线对值即空间分辨率。

##### 7.2.4.2 低对比度分辨率

在虚拟图像上, 调整窗宽窗位, 使影像最佳, 影像上可清晰完整分辨出的圆孔所指示的最小对比百分数即为低对比度分辨率。

## 8 校准结果表达

校准后, 出具校准证书。校准结果应在校准证书上反映, 校准证书应至少包括以下信息:

- a) 标题, 如“校准证书”;
- b) 实验室名称和地址;
- c) 进行校准的地点(如果与实验室的地址不同);
- d) 证书的唯一性标识(如编号), 每页及总页数的标识;
- e) 客户的名称和地址;
- f) 被校对象的描述和明确标识;
- g) 进行校准的日期, 如果与校准结果的有效性和应用有关时, 应说明被校对象的接收日期;
- h) 如果与校准结果的有效性和应用有关时, 应对被校样品的抽样程序进行说明;
- i) 校准所依据的技术规范的标识, 包括名称及代号;
- j) 本次校准所用测量标准的溯源性及有效性说明;
- k) 校准环境的描述;
- l) 校准结果及其测量不确定度的说明;
- m) 对校准规范的偏离的说明;
- n) 校准证书或校准报告签发人的签名、职务或等效标识;
- o) 校准结果仅对被校对象有效的声明;
- p) 未经实验室书面批准, 不得部分复制证书的声明。

校准原始记录格式见附录 A, 校准证书内页格式见附录 B、附录 C。

## 9 复校时间间隔

建议复校时间间隔为 1 年。送校单位也可根据实际使用情况自主决定复校时间间隔。

## 附录 A

## 数字化 X 线摄影设备量子检测效率剂量示值不确定度分析

## A.1 数学模型

$$k = M \times N_k \times k_d \times k_{stab} \times k_v \quad (1)$$

式中:

$K$  — 空气比释动能测量值, 单位是 mGy;

$M$  — 图像平均像素值;

$N_k$  — 诊断水平剂量仪的校准因子;

$k_d$  — 剂量图像像素转换因子度;

$k_{stab}$  — 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。

## A.2 标准不确定度分量的计算

A.2.1 由图像示值重复性引起的测量不确定度  $u_{1rel}$ , A类

根据要求, 设定70Kv, 10mAs, SSD为100cm, 共测量10次, 测量数据见下表:

表1 剂量计重复性测量数据表

测量值					平均值	$C_i$	$s(x)$ (%)	$u_{1rel}$
4892	4910	4781	4901	4809	4664.8	1	0.85	0.2
4871	4852	4862	4876	4894				

A.2.2 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

$$u_{2rel} = \frac{5\%}{3} = 1.67\%, \quad c_2 = 1。$$

## A.2.3 剂量图像像素转换因子不确定度

剂量图像像素转换因子估计不确定度  $u_{3rel}=2\%$  ,  $c_3=1$ 。

#### A. 2. 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:  $u_{4rel}=2\%/\sqrt{3}=1.2\%$ ,  $c_4=1$ 。

#### A. 2. 5 管电压的变化修正

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

### A. 3 不确定度分量一览表

不确定度分量一览表见表 2。

表 2 不确定度分量一览表

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)$ (%)
图像像素	A	正态	1	0.2	1	0.2
校准因子	B	均匀	3	1.67	1	1.67
图像计量转换因子	B	均匀	2	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

#### A. 4 合成不确定度

$$u_{rel}(K) = \sqrt{c_1^2 u_{1rel}^2 + c_2^2 u_{2rel}^2 + c_3^2 u_{3rel}^2 + c_4^2 u_{4rel}^2 + c_5^2 u_{5rel}^2} = 3.29\%$$

取包含因子  $k=3$ , 得到相对扩展不确定度:  $U_{rel}(K)=3 \times 3.29\%=9.87\%$

#### A. 5 不确定度报告

由图像计算剂量示值相对扩展不确定度为:

$$U_{rel} = 9.87\% \quad (k=3)$$

## 附录 B

## 校准原始记录格式

## 基于图像信息的医用数字 X 线摄影系统 (DR) 计量校准原始记录

证书编号：

被校仪器信息

委托单位名称			
委托单位地址			
委托仪器名称			
生产单位			
规格型号		仪器编号	

标准设备信息

标准器名称	型号	编号	准确度等级、最大允许误差或不确定度	证书编号

本次校准所用测量标准的溯源性说明：

技术依据：

环境条件 温度： 相对湿度：

校准地点：

备注：

校准日期：

校准人员：

核验人员：

校准项目:

## 1. 噪声功率谱的一致性

曝光选择的 mAs (mAs)			
噪声功率谱 × 方向数据结果	空间采样频率(1/mm)	采集数据噪声功率谱 数值	标准数据噪声功率谱 数值
噪声功率谱 × 方向数据结果	空间采样频率(1/mm)	采集数据噪声功率谱 数值	标准数据噪声功率谱 数值
相关系数			

## 2. 管球计量性能

由图像计算管电压 (kV)	采集图像标称管电压 (kV)
相对偏差	
图像计算空气比释动 能 (uGy)	

## 3. 成像性能

曝光选择的 mAs (mAs)	
空间分辨率 (lp/mm)	
低对比度分辨率 (%)	

## 附录 C

## 校准证书内页格式 (第 2 页)

证书编号 XXXXXX-XXXX

校准机构授权说明				
校准环境条件及地点:				
温 度	℃	地 点		
相对湿度	%	其 它		
校准所依据的技术文件 (代号、名称):				
校准所使用的主要测量标准:				
名 称	测量范围	不确定度/ 准确度等级	检定/校准证 书编号	证书有效期至

注:

1. XXXXXX 仅对加盖“XXXXXX 校准专用章”的完整证书负责。
2. 本证书的校准结果仅对所校准的对象有效。
3. 未经实验室书面批准, 不得部分复印证书。

校准项目:

## 2. 噪声功率谱的一致性

曝光选择的 mAs (mAs)			
噪声功率谱 × 方向数据结果	空间采样频率(1/mm)	采集数据噪声功率谱 数值	标准数据噪声功率谱 数值
噪声功率谱 × 方向数据结果	空间采样频率(1/mm)	采集数据噪声功率谱 数值	标准数据噪声功率谱 数值
相关系数			

## 2. 管球计量性能

由图像计算管电压 (kV)	采集图像标称管电压 (kV)
相对偏差	
图像计算空气比释动 能 (uGy)	

## 3. 成像性能

曝光选择的 mAs (mAs)	
空间分辨率 (lp/mm)	
低对比度分辨率 (%)	



