

中华人民共和国卫生行业标准

WS 521—2017

医用数字 X 射线摄影(DR)系统质量 控制检测规范

Specification for testing of quality control
in medical digital radiography (DR) systems

2017-04-10 发布

2017-10-01 实施

目 次

前言	III
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 质量控制检测的一般要求	2
5 质量控制检测项目与技术要求	2
6 专用检测项目的检测方法与评价	3
附录 A (规范性附录) 质量控制检测项目与技术要求	7
附录 B (资料性附录) 六种低对比度细节检测模体示例	9
附录 C (资料性附录) DR 系统专用检测项目所需要的设备与用具	11
参考文献	12

前 言

本标准第 4 章、5.1~5.4、5.7、5.8 和附录 A 是强制性的,其余是推荐性的。

本标准按照 GB/T 1.1—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、首都医科大学附属北京同仁医院、北京市疾病预防控制中心。

本标准主要起草人:尉可道、岳保荣、王建超、徐辉、范瑶华、牛延涛、刘澜涛、娄云、廖京辉。

医用数字 X 射线摄影(DR)系统质量 控制检测规范

1 范围

本标准规定了医用数字 X 射线摄影(DR)系统质量控制检测要求、检测项目和方法。

本标准适用于医用数字 X 射线摄影(DR)系统的质量控制检测,包括采用线阵或面阵扫描影像探测器的 DR 系统。

本标准不适用于乳腺数字 X 射线摄影(乳腺 DR)、牙科数字 X 射线摄影、数字双能摄影和数字体层合成摄影的质量控制检测。

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。

WS 76 医用常规 X 射线诊断设备质量控制检测规范

3 术语和定义

下列术语和定义适用于本文件。

3.1

医用数字 X 射线摄影系统 **medical digital radiography system**

采用数字化 X 射线影像探测器技术实现 X 射线摄影的一种医学成像装置。它的影像直接从影像探测器读出,通常由 X 射线发生装置、数字化 X 射线影像装置和机械辅助装置组成。简称数字 X 射线摄影(digital radiography,DR)。

3.2

信号传递特性 **signal transfer property;STP**

DR 系统的影像探测器入射面影像中心区域测量的平均像素值和影像探测器接受的入射空气比释动能之间的一种相互关系的描述。对于不同生产厂的影像探测器两者之间有不同的相互关系,如线性、对数或方根关系。

3.3

曝光指数 **exposure index**

用于表示 DR 系统剂量性能指标的一个参数量。

3.4

探测器剂量指示 **detector dose indicator;DDI**

为建立和显示影像曝光指数而采用的一种方法。

3.5

感兴趣区 **region of interest;ROI**

在影像中划定的像素区域(圆形或矩形)。利用软件工具提供该区域的平均像素值和标准偏差等。

3.6

伪影 artifact

影像上明显可见的图形,它既不体现物体的内部结构,也不能用噪声或系统调制传递函数来解释。

3.7

残影 image retention

由于影像探测器的前次影像信号清除不彻底而导致在随后一次读出影像中出现的前次影像的部分或全部。

3.8

平野 flat field

影像采集过程中为消除非均匀性的影响而进行的一种影像校正程序,达到对影像探测器的非均匀性和灵敏度空间变化的补偿,使影像探测器通过平野校正实现影像之间的非均匀性和灵敏度变化在空间上一致性。

3.9

预处理影像 pre-processed image

经过像素缺陷校正和平野校正后的影像,但是这种影像并没有进行后处理过的。

3.10

响应均匀性 response uniformity

DR 系统的影像探测器接受面上不同区域对入射空气比释动能响应的差异。

3.11

低对比度细节 low contrast details

在规定测量条件下,从一均匀背景中能分辨出来的规定形状和面积的最低对比度细节,以%表示。

3.12

尼奎斯特频率 Nyquist frequency**极限空间分辨力 Limiting spatial resolution**

f_{Nyquist}

由采样间距 a 确定的空间频率,关系式为: $f_{\text{Nyquist}} = 1/(2a)$ 。

4 质量控制检测的一般要求

4.1 对 DR 系统新安装及大修后应进行验收检测,使用中应定期进行状态检测和稳定性检测。具体要求参照 WS 76 实施。

4.2 对检测结果评价及处理原则按照 WS 76 要求实施。

4.3 对质量保证的记录和资料按照 WS 76 要求实施。

5 质量控制检测项目与技术要求

5.1 对 DR 系统的质量控制检测项目分为通用检测项目和专用检测项目两部分。

5.2 通用检测项目与技术要求应符合本标准中的表 A.1 要求,具体检测方法参照 WS 76 要求实施。

5.3 专用检测项目与技术要求应符合本标准中的表 A.2 要求,具体检测方法参照本标准第 6 章要求实施。

5.4 应对检测指标的合格与否给予判定,等于或优于规定值的指标判定为合格,否则为不合格。

5.5 专用检测项目中的低对比度细节检测所选用模体参见附录 B。

5.6 DR 系统的专用检测项目所需要设备与用具参见表 C.1。

5.7 对于采用一个以上数字 X 射线影像探测器的 DR 系统,应对每一个数字 X 射线影像探测器及其成像时所使用的 X 射线发生装置分别进行质量控制检测。

5.8 检测报告的基本内容应包括:被检单位基本信息和设备信息、检测项目和检测方法、必要的检测条件、检测结果及其相应标准要求。

6 专用检测项目的检测方法与评价

6.1 暗噪声

6.1.1 如果有可能,取出滤线栅。

6.1.2 关闭遮线器,用一块面积 $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ 、厚 2 mm 的铅板完全覆盖在遮线器出线口,设置最低管电流或最低管电流时间积和最低管电压进行手动曝光并获取一幅空白影像。

6.1.3 在预处理影像中央选取面积约 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 感兴趣区(ROI),读取平均像素值,或者记录 DDI 值。

6.1.4 评价:适当调整窗宽和窗位,目视检查影像均匀,不应看到伪影。所获得像素值或 DDI 值应在生产厂家规定值范围内。如果生产厂家没有提供规定值,则以测量的像素值或记录的 DDI 值建立基线值。

6.2 探测器剂量指示(DDI)

6.2.1 如果有可能,取出滤线栅。设置焦点—影像探测器距离(SID)为 180 cm ,如达不到则调节 SID 为最大值。

6.2.2 调整照射野完全覆盖影像探测器,用 1.0 mm 铜滤过板挡住遮线器出线口,设置 70 kV ,对影像探测器入射空气比释动能选取参考剂量约 $10\text{ }\mu\text{Gy}$ 进行曝光,记录 DDI 的数值。在上述相同的条件下重复曝光 3 次,记录 DDI 数值,计算平均值。如果 DR 系统没有 DDI 的指示,就获取每一幅预处理影像中央面积约 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ROI 像素值,并计算三幅影像平均像素值。

6.2.3 根据生产厂家提供 DDI 公式进行验证,记录的 DDI 平均值应与公式提供在参考剂量约 $10\text{ }\mu\text{Gy}$ 入射空气比释动能计算出 DDI 值 $\pm 20\%$ 内一致。

6.2.4 验收检测中获得 DDI 平均值作为基线值,状态检测和稳定性检测的值与基线值比较应在 $\pm 20.0\%$ 内一致。

6.2.5 如果生产厂家未能提供 DDI 值与入射空气比释动能计算公式,则以在 6.2.2 中使用曝光条件下获得影像中 ROI 区所计算平均像素值建立基线值,状态检测或稳定性检测的值与基线值比较应在 $\pm 20.0\%$ 内一致。

6.3 信号传递特性(STP)

6.3.1 如果有可能,取出滤线栅。设置 SID 为 180 cm ,如达不到则调节 SID 为最大值。

6.3.2 调整照射野完全覆盖影像探测器,用 1.0 mm 铜滤过板盖住遮线器出线口,设置 70 kV ,分别选取影像探测器入射空气比释动能约 $1\text{ }\mu\text{Gy}$ 、 $5\text{ }\mu\text{Gy}$ 、 $10\text{ }\mu\text{Gy}$ 、 $20\text{ }\mu\text{Gy}$ 和 $30\text{ }\mu\text{Gy}$ 进行曝光,获取每一幅预处理影像。

6.3.3 在每一幅影像中央选取面积约 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ROI,获取每幅影像 ROI 的平均像素值。

6.3.4 对于线性响应的 DR 系统,以平均像素值为纵坐标,影像探测器表面入射空气比释动能为横坐标作图拟合直线(如 $P = aK + b$),计算线性相关系数的平方(R^2)。

对于非线性响应的 DR 系统(比如对数相关),应参考厂家提供的信息进行直线拟合[如 $P = a \ln(K) + b$],计算线性相关系数的平方(R^2)。

6.3.5 评价:验收检测要求 $R^2 \geq 0.98$, 状态检测要求 $R^2 \geq 0.95$ 。

6.4 响应均匀性

6.4.1 从 6.2 检测中,选取任一幅预处理影像,使用分析软件在影像中选取五个面积约 $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ ROI,分别获取像素值,要求 ROI 分别从影像中央区和四个象限中央区各取一个,记录每个选点实测像素值 V_i 。

6.4.2 按式(1)计算像素值的变异系数:

$$CV = \frac{1}{\bar{V}} \sqrt{\frac{1}{(5-1)} \sum_{i=1}^5 (V_i - \bar{V})^2} \times 100\% \quad \dots\dots\dots(1)$$

式中:

CV ——变异系数, %;

\bar{V} ——5 个 ROI 的平均像素值;

V_i ——第 i 次测量 ROI 的像素值。

6.4.3 评价: $CV \leq 5.0\%$ 。

6.5 测距误差

6.5.1 设置 SID 为 180 cm,如达不到则调节 SID 为最大值。

6.5.2 选用两个带有米制刻度的铅尺,相互交叉垂直放置在影像探测器表面中央,用 50 kV 和约 10 mAs 进行曝光,获取一幅影像。

6.5.3 用测距软件对水平和垂直两个方向上的铅尺刻度不低于 10 cm 的影像测量距离 (D_m),与真实长度 (D_o) 进行比较。如果铅尺不能放置在影像探测器表面,应把铅尺放置患者床面中央,获得影像应做距离校正。

6.5.4 评价:按式(2)计算它们的偏差 (E),垂直和水平方向上应在 $\pm 2.0\%$ 以内。

$$E = [(D_m - D_o) / D_o] \times 100\% \quad \dots\dots\dots(2)$$

式中:

E ——偏差;

D_m ——影像测量距离,单位为厘米 (cm);

D_o ——真实长度,单位为厘米 (cm)。

6.6 残影

6.6.1 如果有可能,取出滤线栅。设置 SID 为 180 cm,如达不到则调节 SID 为最大值。

6.6.2 关闭遮线器,再用一块面积 $15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$,厚 2 mm 的铅板完全挡住遮线器出线口,设置最低管电压和最低管电流进行第一次曝光,获取一幅空白影像。

6.6.3 打开遮线器取走铅板,在探测器表面中央部位放置一块面积 $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$,厚 4 mm 的铅块。在 70 kVp 和探测器入射面约 $5 \mu\text{Gy}$ 空气比释动能进行第二次曝光。

6.6.4 按 6.6.2 程序重复进行第三次曝光,再获得一幅空白影像,这次曝光应在第二次曝光后 1.5 min 内完成。

6.6.5 调整窗宽和窗位,在工作站监视器上目视观察第三次曝光后的空白影像中不应存在第二次曝光影像中残影(一部分或全部)。若发现残影,则利用分析软件在残影区和非残影区各取相同的 ROI 面积获取平均像素值,残影区中平均像素值相对非残影区中平均像素值的误差 $\leq 5.0\%$ 。

6.7 伪影

6.7.1 设置 SID 为 180 cm,如达不到则调节 SID 为最大值。

6.7.2 将屏/片 X 射线摄影密着检测板放在影像探测器上面,在 60 kV 和约 10 mAs 进行曝光,获取一幅预处理影像。

6.7.3 评价:在 workstation 监视器上观察影像,适当调整窗宽和窗位,通过目视检查影像探测器的影像不应存在伪影。

6.7.4 如果发现伪影,检查伪影随影像移动或摆动情况,若伪影随影像移动或摆动表示来自影像探测器,不移动则表示来自监视器。应记录和描述所观察到的伪影情况。

6.8 极限空间分辨力

6.8.1 如果有可能,取出滤线栅。设置 SID 为 180 cm,如达不到则调节 SID 为最大值。

6.8.2 取两块分辨力测试卡(最大线对数不低于 5 lp/mm),分别放置在影像探测器表面,并与其面呈水平和垂直方向。

6.8.3 按生产厂家给出条件进行曝光。如生产厂家未给出条件,选用适当曝光条件(如 60 kV 和约 3 mAs)进行曝光。

6.8.4 调整窗宽和窗位,使其分辨力最优化。从监视器上观察出最大线对组数目。

6.8.5 评价:在垂直和水平方向上分别与生产厂家保证的极限空间分辨力的规定值比较,应 $\geq 90.0\%$ 。如果得不到规定值应与 f_{Nyquist} 进行比较, $\geq 80.0\%$ 。验收检测的结果作为基线值,状态检测与基线值进行比较($\geq 90.0\%$ 基线值)。

6.9 低对比度细节检测

6.9.1 在附录 B 中选择任一种低对比度细节检测模体,放置在影像探测器上面,根据模体说明书要求,选择适当的管电压、滤过和 SID,照射野完全覆盖住影像探测器,通常对影像探测器入射空气比释动能选择三个剂量水平,在一个以上量级范围(如约 1 μGy 、5 μGy 和 10 μGy)进行三次曝光获取影像。

6.9.2 根据在临床上对影像最常使用评价方式观察影像,应调节窗宽和窗位使每一细节尺寸为最优化,在监视器上观察影像细节,并进行记录。

6.9.3 评价:验收检测按检测模体说明书要求判断或建立基线值。状态检测与基线值进行比较,不得超过基线值的两个细节变化。

6.10 自动曝光控制(AEC)性能

6.10.1 AEC 灵敏度

选择一个特定器官曝光程序(如:胸部),设置电压为 70 kV,用 1 mm 铜滤过板挡住遮线器出线口,照射野应覆盖住影像探测器,在 AEC 下曝光,记录 mA·s,或 mAs(按 AEC 方式不同而定),或者记录 DDI 值。在验收检测中建立基线值(mA·s,或 mAs,或 DDI 值),状态检测应与基线值在 $\pm 25.0\%$ 内一致。

6.10.2 AEC 电离室之间一致性

选 70 kV,用 1 mm 铜滤过板挡住遮线器出线口,关闭其他电离室,选择一个电离室,在 AEC 下曝光。曝光后记录机器显示 mA·s,或 mAs(按 AEC 方式不同而定),或 DDI 值。然后分别选择其他任一个电离室按上述相同条件进行曝光,记录机器显示 mA·s,或 mAs,或 DDI 值。将每一个电离室的测量值(如 mA·s,或 mAs,或 DDI)进行相互比较,计算平均值最大偏差。验收检测时平均值最大偏差在 $\pm 10.0\%$ 内一致,状态检测时平均值最大偏差在 $\pm 15.0\%$ 内一致。

6.10.3 AEC 管电压变化一致性

照射野应覆盖住影像探测器,用 1 mm 铜滤过板挡住遮线器出线口,如果可能,在无滤线栅和无床

面衰减条件下,分别设置电压为 70 kV、80 kV、90 kV 和 100 kV,在 AEC 下曝光,分别测量 4 个电压挡的影像探测器表面入射空气比释动能,记录剂量值或 DDI 值,并计算总平均值。

验收检测时影像探测器在 4 个电压挡建立剂量总平均值或 DDI 总平均值作为基线值,状态检测时剂量总平均值或 DDI 总平均值与基线值的最大偏差在 $\pm 25.0\%$ 内。

附录 A

(规范性附录)

质量控制检测项目与技术要求

A.1 DR 系统的通用检测项目与技术要求应符合表 A.1 的要求。

表 A.1 DR 系统的通用检测项目与技术要求

序号	检测项目	检测要求	验收检测 判定标准	状态检测 判定标准	稳定性检测	
					判定标准	周期
1	管电压指示的 偏离	数字式高压测 量仪	$\pm 5.0\%$ 或 ± 5.0 kV 内,以较大者控制	$\pm 5.0\%$ 或 ± 5.0 kV 内,以较大者控制	—	—
2	输出量重复性	测量 5 次	$\leq 10.0\%$	$\leq 10.0\%$	$\leq 10.0\%$	三个月
3	有用线束半值 层/mm Al	80 kV	≥ 2.3	≥ 2.3	—	—
4	曝光时间指示 的偏离	$t \geq 100$ ms	$\pm 10.0\%$ 内	—	$\pm 10.0\%$ 内	三个月
		$t < 100$ ms	± 2 ms 内或 $\pm 15.0\%$ 内	—	± 2 ms 内或 $\pm 15.0\%$ 内	三个月
5	有用线束垂直 度偏离	检测筒和检 测板	$\leq 3^\circ$	$\leq 3^\circ$	$\leq 3^\circ$	三个月
6	光野与照射野 四边的偏离/cm	1 m SID	任一边 ± 1.0 内	任一边 ± 1.0 内	任一边 ± 1.0 内	三个月

A.2 DR 系统的专用检测项目与技术要求应符合表 A.2 的要求。

表 A.2 DR 系统的专用检测项目与技术要求

序号	检测项目	验收检测 判定标准	状态检测 判定标准	稳定性检测	
				判定标准	周期
1	暗噪声	像素值或 DDI 在规定值 内,或建立基线值,影像 均匀无伪影	像素值或 DDI 在规定值 内或基线值 $\pm 50.0\%$,影 像均匀无伪影	像素值或 DDI 在规定值 内,或基线值 $\pm 50.0\%$,影 像均匀无伪影	三个月
2	探测器剂量指 示(DDI)	DDI($10 \mu\text{Gy}$) 计算值与 测量值 $\pm 20.0\%$, DDI 或 平均像素值建立基线值	基线值 $\pm 20.0\%$	—	—
3	信号传递特性 (STP)	$R^2 \geq 0.98$	$R^2 \geq 0.95$	$R^2 \geq 0.95$	三个月
4	响应均匀性	$CV \leq 5.0\%$	$CV \leq 5.0\%$	$CV \leq 5.0\%$	三个月
5	测距误差	$\pm 2.0\%$ 内	$\pm 2.0\%$ 内	—	—

表 A.2 (续)

序号	检测项目	验收检测 判定标准	状态检测 判定标准	稳定性检测	
				判定标准	周期
6	残影	不存在残影或有残影而像素值误差 $\leq 5.0\%$	—	不存在残影或有残影而像素值误差 $\leq 5.0\%$	三个月
7	伪影	无伪影	无伪影	无伪影	三个月
8	极限空间分辨力	$\geq 90.0\%$ 厂家规定值, 或 $\geq 80.0\% f_{\text{Nyquist}}$, 建立基线值	$\geq 90.0\%$ 基线值	—	—
9	低对比度细节检测	建立基线值	与基线值比较不超过2个细节变化	—	—
10	AEC灵敏度	建立基线值	基线值 $\pm 25.0\%$ 内	—	—
11	AEC电离室之间一致性	$\pm 10.0\%$ 内	$\pm 15.0\%$ 内	—	—
12	AEC管电压变化一致性	建立基线值	$\pm 25.0\%$ 内	—	—

附录 B

(资料性附录)

六种低对比度细节检测模体示例

B.1 IEC 低对比度模体

此器件包含有一组直径为 1 cm 孔径的铝制圆形盘构成。如果使用一块衰减体模提供在自动曝光控制下使 X 射线衰减和硬化,例如 IEC 推荐为 40 mm PMMA 加 1 mm 厚的铜滤过板,则这种组合的模体,使这些圆盘产生 X 射线辐射的对比度从 1% 到 20% 的变化,每一个圆盘的所产生一级近似对比度如下:1.0%,1.4%,1.8%,2.3%,2.7%,3.3%,3.9%,4.5%,5.5%,6.6%,7.6%,8.6%,10.8%,12.3%,14.5%,16.0%,18.0%,20.0%。

更详细资料见参考文献[5]和[6]。

B.2 UAB 低对比度模体(UAB 美国伯明翰亚拉巴马大学)

该试验器件由三个各为 1 mm 厚铜衰减板和两个 6.1 mm 厚铝制靶板(分别编号为 A 板和 B 板)所组成。每个靶板上有按顺序排列的直径 1.1 cm 不同孔深的 9 个圆孔。靶板外部尺寸为 15.2 cm × 15.2 cm。靶板上圆孔有三列,每列有三个圆孔,相邻孔之间有 3% 对比度变化。中间一列圆孔的对比度逐渐降低,外面两列圆孔对比度逐渐增加。当在 80 kV 和用 2 mm 铜衰减板,则 A 板的圆孔对比度范围从 1% 到 9% (整数),而 B 板的圆孔对比度范围从 0.5% 到 8.5% (半整数),同一排相邻圆孔的对比度增量为 3%。为了获得 0.5% 对比度精度范围可使用两块板的测量,选取最小值。

更详细资料见参考文献[7]。

B.3 低对比度测试卡

测试卡由 20 mm 厚的铝板制成。在该铝板上均布 1 cm 孔径圆孔,孔的深度(mm)及对比度(括号内数值%)从 0.07 mm(0.35%)到 3.2 mm(16%)变化,共计 19 个圆孔。它们分别是:0.07(0.35%),0.11(0.55%),0.15(0.75%),0.19(0.95%),0.22(1.1%),0.26(1.3%),0.32(1.6%),0.36(1.8%),0.44(2.2%),0.52(2.6%),0.88(4.4%),1.06(5.3%),1.36(6.8%),1.48(7.4%),1.76(8.8%),2.14(10.7%),2.5(12.5%),2.9(14.5%),3.2(16%)。

更详细资料见参考文献[8]。

B.4 TO-16 或 TO-20 低对比度细节模体

用于 CR 或 DR 系统影像质量快速而量化检验和评价。两种模体均为一个直径 250 mm 和厚度 10 mm 的圆形板,板中有 12 组不同细节尺寸排列,每个有 12 个直径相同的细节,12 组的细节直径尺寸从 0.25 mm 到 11 mm 的变化范围,共有 144 个细节得到从 0.001 4 到 0.924(在 75 kV 和 1.5 mm 铜滤过)12 组不同对比度范围。

两种模体均可以提供 60 kV、65 kV、70 kV 和 80 kV 在 1.5 mm 铜滤过条件下获取的影像 12 组不同对比度范围值。其最终测量结果可显示一个阈探测指数曲线图。

更详细资料见参考文献[9]。

B.5 CDRAD 低对比度模体

为一块尺寸 264 mm×264 mm×76 mm PMMA 材料板构成,板上含有 15 行和 15 列方形区分布 225 栅格组成的矩阵,每一个方形栅格中前三行仅有一个检测点(成像点),其他行有两个检测点,一个在栅格中央,另一个随机地选在一个角上,检测点的光密度比之均匀背景光密度要高,且检测点的深度和直径呈对数变化,其范围从 0.3 mm 到 8.0 mm(精度±0.02 mm),在矩阵同一行的检测点有相同直径而其深度变化导致对比度变化,而矩阵同一列是检测点深度相同即对比度相同而其直径变化,因而使检测点的深度和直径在矩阵中分别以 15 的对数阶形式从 0.3 mm 到 0.8 mm 变化。

通过 CDRAD 获取一幅影像可以得到最低可探测检测点对比度与该点直径之间关系图,用于评价 DR 系统的影像质量的一种新发展的先进方法。

更详细资料见参考文献[10]和[11]。

B.6 DIGI-13 多功能检验模体

按德国 DIN6868-13 标准要求,用于 CR 和 DR 成像系统质量控制检验,可测量均匀性、空间分辨力、低对比度分辨力、光野/射线一致性和伪影等多项性能。其结构组成:

在 1 mm 厚铜板(300 mm×300 mm×1.0 mm)上有:

- a) 动态步进式楔形阶,含有 7 种不同厚度铜梯:0.00 mm,0.30 mm,0.65 mm,1.00 mm,1.40 mm,1.85 mm 和 2.30 mm,用于测量动态范围;
- b) 低对比度检测器件,由 6 个铝制圆盘组成,每个圆盘直径为 10 mm,在 70 kV 能产生低对比度范围依次为 0.8%,1.2%,2.0%,2.8%,4.0%和 5.6%;
- c) 空间分辨力线对卡,可检测空间分辨力范围为 0.6 lp/mm~5.0 lp/mm,45 度角放置;
- d) 四个边的标记区为均匀性测试;
- e) 不同尺寸的暗盒边缘区几何标记。

此外,当使用 DIGI-13 检验器件时应配备一个 25 mm 厚度铝衰减板。

NORM13X 射线检验模体与 DIGI-13 模体结构基本相同,属于多功能检验的一种模体,也可满足 DIN 6868-13:2003 标准要求。

更详细资料见参考文献[12]。

附录 C

(资料性附录)

DR 系统专用检测项目所需要的设备与用具

DR 系统专用检测项目所需要的设备与用具见表 C.1。

表 C.1 DR 系统专用检测项目所需要的设备与用具

编号	名称	数量	规格要求
1	剂量测量仪器	1	已校准电离室或半导体探测器
2	空间分辨力测试卡	2	至少 0.6 lp/mm~5 lp/mm (推荐铅厚度为 0.1 mm)
3	低对比度细节检测模体	1	参考附录 B, 可选用任一种
4	屏/片密着检测板	1	普通 X 射线摄影用细金属网格板
5	嵌铅刻度米制直尺(称铅尺)	2	长约 30 cm, 宽 2 cm~3 cm, 1 mm 刻度间距
6	铜滤过板	2	厚度 1.0 mm, 面积 15 cm×15 cm
7	铅块	1	厚度 4 mm, 面积 4 cm×4 cm
8	铅板	2	厚度 2 mm, 面积 15 cm×15 cm
9	测量用卷尺	1	长度>2 m
10	固定用胶带	1	—

参 考 文 献

- [1] KCARE Protocol for the QA of Direct Digital Radiography system, Routine QA Tests. KCARE DDR QA Protocol Draft 7.0 Release Date 13/10/2004
- [2] KCARE. Protocol for the QA of Direct Digital Radiography Systems, Commissioning and Annual QA Tests. KCARE DDR Commissioning and Annual QA protocol Draft 8.0. Release Date 01/06/2005
- [3] IPEM Report 91, Recommended standards for Routine performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems, IPEM, 2005
- [4] RPC. Handbook on Quality Assurance in Diagnostic Radiology. The Radiological Protection Centre. Unit 5. The Observatory London Sw193UA, 2006
- [5] GB/T 17006.8—2003/IEC 61223-2-9:1999 医用成像部门的评价及例行试验——第 2-9 部分:稳定性试验 间接透视和间接摄影 X 射线设备
- [6] GB/T 19042.1—2003/IEC 61223-3-1:1999 医用成像部门的评价及例行试验——第 3-1 部分:X 射线摄影和透视系统用 X 射线设备成像性能验收试验
- [7] Wagner A. J., Barnes G. T., and WU, Xizeng, Assessing fluoroscopic contrast resolution: A Practical and quantitative test tool, Medical physics, 18(5):894-899, 1991
- [8] YY/T 0741—2009 数字化医用 X 射线摄影系统专用技术条件, 附录 C 低对比度测试卡
- [9] Cowen A. R., et al. A set of test objects for image quality control in digital subtraction fluorography: I. Design Consideration. II. Application and Interpretation of results. Br. J. Radiol. 60: 1001-1009, 1010-1018, 1987
- [10] Artinis Medical Systems B.V. Manual CDRAD Analyser. 2004
- [11] Thijssen M A O, Bijkert R K, and Van der Burght M J K. Manual CDRAD-Phantom Type 2.0. project Quality Assurance in Radiology Department of Radiology, University Hospital Nijmegen, st. Radboud, The Netherlands, 1998
- [12] DIN 6868-13:2003. Image Quality assurance in X-ray department—Part 13: Constancy testing of projection radiography systems with digital image receptors
-