

1459

# 中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0590.1—2018/IEC 62220-1-1:2015  
代替 YY/T 0590.1—2005

## 医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性 第 1-1 部分：量子探测效率的测定 普通摄影用探测器

Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—  
Part 1: Determination of the detective quantum efficiency—Detectors used in  
radiographic imaging

(IEC 62220-1-1:2015, IDT)

2018-11-07 发布

2019-11-01 实施



国家药品监督管理局 发布

## 前 言

YY/T 0590《医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性》分为三个部分：

- 第 1 部分：量子探测效率的测定—普通摄影用探测器；
- 第 2 部分：量子探测效率的测定—乳腺 X 射线摄影用探测器；
- 第 3 部分：量子探测效率的测定—动态成像用探测器。

本部分为 YY/T 0590 的第 1 部分。

本部分按照 GB/T 1.1—2009 给出的规则起草。

本部分代替 YY/T 0590.1—2005《医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性 第 1 部分：量子探测效率的测定》。

本部分与 YY/T 0590.1—2005 相比，主要技术变化如下：

- 修改了辐射质量的半价层值(见 4.3,2005 年版的 4.3)；
- 修改了附录 A 中滞后效应的测试方法(见附录 A,2005 年版的附录 A)；
- 修改了原标准 6.3.3 中调制传递函数 MTF 测定部分,限制了获得最后平均 MTF 的测试方法(只允许采用平均边缘扩散函数 ESF 的方法)(见 6.3.3,2005 年版的 6.3.3)；
- 作为可选,增加了 45°下测得的 MTF 和噪声功率谱 NPS 的描述(见 6.3.2.2 和 6.3.3)。

本部分等同采用国际电工委员会 IEC 62220-1-1:2015《医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性 第 1-1 部分：量子探测效率的测定—普通摄影用探测器》。

与本部分中规范性引用的国际文件有一致性对应关系的我国文件如下：

- YY/T 0063—2007 医用电器设备医用诊断 X 射线管组件焦点特性(IEC 60336:2005,IDT)。

请注意本文件的某些内容可能会涉及专利。本文件的发布机构不承担识别这些专利的责任。

本部分由国家药品监督管理局提出。

本部分由全国医用电器标准化技术委员会医用 X 射线设备及用具分技术委员会(SAC/TC 10/SC 1) 归口。

本部分起草单位：辽宁省医疗器械检验检测院、上海品臻影像科技有限公司、德润特数字影像科技(北京)有限公司、上海奕瑞光电子科技有限公司、北京医讯医学科技发展中心、江苏康众数字医疗设备有限公司。

本部分主要起草人：孙智勇、孟昭阳、李懿馨、张军毅、金利波、唐东生、刘建强。

本部分所代替标准的历次版本发布情况为：

- YY/T 0590.1—2005。

## 引 言

数字 X 射线成像装置在医疗诊断中的应用日渐增加并且正在广泛取代常规的(模拟的)成像装置如屏-片系统或模拟 X 射线影像增强器电视系统。因此有必要定义描述数字 X 射线成像装置特定成像性能参数并采用的测量程序标准化。

在科学界日趋一致的意见是量子探测效率(DQE)是描述 X 射线成像装置成像性能最适合的参数。DQE 描述成像装置维持从辐射野到输出数字化影像数据的信噪比的能力。在 X 射线成像中,辐射野中的噪声与空气比释动能水平是密切相关的,所以 DQE 值也可以作为描述给定数字 X 射线成像装置的剂量效率。

注 1: 尽管 DQE 已经广泛地用于描述成像装置的性能,但这个物理参数与人类观察者判定行为的关系一直还没有完全搞清楚[1],[3]<sup>1)</sup>。

注 2: YY/T 0457.5—2003 具体介绍的是一种方法,这种方法主要用来测定在接近零空间频率的 X 射线影像增强器的量子探测效率。它集中研究 X 射线影像增强器的光电部件,而不是本部分主要研究的成像特性。因此,它是衡量一个光学量(亮度),而不是数字化的数据。此外,YY/T 0457.5—2003 指定的是辐射源组件的使用,而本部分指定的是 X 射线管的使用。YY/T 0457.5—2003 的范围被限定在 X 射线影像增强器,并没有与本部分的范围冲突。

DQE 已经由制造商广泛用于描述其数字 X 射线成像装置的性能,DQE 的规范也由管理部门(例如 FDA)作为认可程序的要求。然而在本部分第一版发布前,不论是测量条件或测量程序还没有标准的规范,结果导致不同来源的数据不具有可比性。

制定本部分以期规范数字 X 射线成像装置量子探测效率(DQE)的测量程序和符合性声明的格式。本部分推荐的 DQE 计算方法中,系统响应是假定所有能量是均等衰减而测得的[5]。

本部分的制定对制造商、用户、销售商和管理部门都是有益的。它是三个相关系列标准中的第一个文件:

本部分,即第 1-1 部分:适用于普通摄影用探测器,不包括透视和乳腺 X 射线摄影;

第 1-2 部分:适用于乳腺 X 射线摄影用探测器;

第 1-3 部分:适用于动态成像用探测器。

---

1) 方括号中的数字为参考文献序号。

# 医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性

## 第 1-1 部分:量子探测效率的测定

### 普通摄影用探测器

#### 1 范围

YY/T 0590 的本部分规定了在制造商规定的医疗使用条件下工作的,以空气比释动能和空间频率为函数的数字 X 射线成像装置的量子探测效率(DQE)的测定方法。YY/T 0590 的本部分的目标用户为制造商或装备精良的检测实验室。

注 1: 虽然不推荐,但是对于集成在一个在临床系统的数字 X 射线成像装置,只要它遵守本部分规定的设置要求,不排除使用本部分来测定它的 DQE。另外需要注意以下几点(例如但不完全):所需辐射质量的建立,最小化散射和反向散射辐射的影响,精确的空气比释动能测量,试验器件的摆放,是否有防护罩,防散射滤线栅的移除。

本部分的适用范围限于单次曝光成像的数字 X 射线成像装置,例如,但不仅限于 CR 系统、基于直接或间接平板探测器的系统。

不推荐 YY/T 0590 系列标准用于基于影像增强器的 X 射线成像系统。

注 2: 不鼓励对基于 X 射线影像增强器的系统使用本部分。原因在于这种设备上出现的低频跌落现象、晕映以及几何畸变现象可能会严重限制本部分叙述的测量方法的适用性。

YY/T 0590 本部分不适用于:使用在乳腺摄影或牙科摄影的数字 X 射线成像装置;线扫描数字 X 射线成像装置;计算机体层摄影设备;动态成像装置(在该系统中一系列影像被采集到,例如透视和心脏成像)。

注 3: 上述设备之所以不包括在本部分中,是因为它们的许多参数(如辐射质量、几何关系、时间依赖性等)与常规的 X 射线摄影有很大区别。这些技术内容在 YY/T 0590 系列标准的其他部分(YY/T 0590.2 和 YY/T 0590.3)中处理。

#### 2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的引用是必不可少的。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。

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

IEC 60336 医用电气设备 医用诊断 X 射线管组件焦点特性(Medical electrical equipment—X-ray tube assemblies for medical diagnosis—Characteristics of focal spots)

IEC/TR 60788—2004 医用电气设备-定义的术语汇编(Medical electrical equipment—Glossary of defined terms)

#### 3 术语和定义

IEC/TR 60788—2004 界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

##### 3.1

**校准条件 calibration conditions**

完成校准的一系列条件。

3.2

中心轴 **central axis**

与入射平面垂直且穿过入射野中心的直线。

3.3

转换函数 **conversion function**

数字 X 射线成像装置的大面积输出值(原始数据)与探测器表面所在平面的单位面积曝光量子数 Q 的对应曲线。

注: Q 值的计算可以通过将测量到的空气比释动能(不包括反向散射)与表 3 中第 2 列的数值相乘获得。

3.4

量子探测效率 **detective quantum efficiency**

$DQE(u, \nu)$

两个噪声功率谱(NPS)函数的比值,分子为数字 X 射线探测器表面输入信号经过系统调制传递函数给定的确定性的滤波后的噪声功率谱,分母为探测器输出信号(原始数据)测得的噪声功率谱。

注: 作为代替二维 DQE,经常把此二维的 DQE 沿空间频率轴切成一维 DQE 曲线以表达 DQE。

3.5

探测器表面 **detector surface**

最接近影像接收器平面的可到达的区域。

注 1: 可以安全的从辐射束中移去所有而不损坏数字 X 射线探测器的部件(如果适用,包括防散射滤线栅和自动曝光控制组件)。

3.6

数字 X 射线成像装置 **digital X-ray imaging device**

由数字 X 射线探测器包括实际使用中安装的防护层,放大及数字电路,以及提供图像原始数据的计算机组成的设备。

注: 该装置可能包含防护部件,如防散射滤线栅和自动曝光控制组件。

3.7

图像矩阵 **image matrix**

优先按直角坐标系排列图像矩阵的元素。

3.8

滞后效应 **lag effect**

前一幅影像对当前影像的影响。

3.9

线性化数据 **linearized data**

实施了转换函数逆变换的原始数据。

注 1: 在特定校正条件下,线性化数据与空气比释动能成正比。

注 2: 这是最佳的描述探测器基本性能的数据类型,也是系统物理测量采用的数据类型。

3.10

调制传递函数 **modulation transfer function**

$MTF(u, \nu)$

一种复数的光学传递函数的模,表示为空间频率  $u$  和  $\nu$  的函数。

3.11

噪声 **noise**

偏离随机过程期望值的波动。

## 3.12

**噪声功率谱 noise power spectrum**

噪声自协方差函数傅立叶变换的模。噪声的功率作为两维频率的函数,包含两维空间频率间隔中。

注:为了纪念数学家 Norbert Wiener 在文献中的贡献,噪声功率谱常被称为“Wiener 波谱”。

## 3.13

**原始数据 original data**

实施了本标准允许的校准后的未处理数据。

注:原始数据和接收器表面的空气比释动能可能呈现非线性特征,诸如对数或平方根关系。如果是这样的话,需要实施转换函数的逆变换来获取线性化数据。

## 3.14

**光子流量 photon fluence**

单位面积上光子数的平均值。

## 3.15

**精度 precision**

规定条件下获得独立的测试结果之间的一致程度。

[ISO 5725-1:1994,定义 3.12]

## 3.16

**未处理数据 raw data**

直接从数字 X 射线成像装置中读出的模数转换后像素值,或者是从光子计数系统得到的计数,这些数据不得以弥补探测器或者 X 射线系统的局限性为目的进行任何修改。

注:这些数据在某些系统设计中可能无法获取到。

## 3.17

**空间频率 spatial frequency**

重复的空间间隔的倒数。

注:空间频率的量纲是长度的倒数。

## 4 要求

## 4.1 操作条件

数字 X 射线成像装置应在制造商推荐的条件下储存和运行。预热时间应根据制造商的推荐进行选择。运行条件应与临床使用时的条件相同,并在指定的检测评估过程中保持稳定。

数字 X 射线成像装置运行的环境条件应与结果一同记录。

## 4.2 X 射线设备

对下述所有章节所描述的试验,推荐使用恒压高压发生器(IEC 60601-2-54)。其波纹百分率应不大于 4。

焦点标称值(YY/T 0063)应不大于 1.2。

测量空气比释动能应使用校准过的剂量仪。测量的不确定度(覆盖因子 2)<sup>[2]</sup>应小于 5%。

注:“不确定度”和“覆盖因子”是 ISO/IEC 导言中定义的表示测量中不确定度的术语<sup>[2]</sup>。

### 4.3 辐射质量

辐射质量应该是 YY/T 0481—2016 规定的 4 种辐射质量中的一个或者多个(参见表 1)。如果只选择一个辐射质量,应优先使用辐射质量 RQA5。

注:本标准(代替 YY 0590.1—2005)已经改为参考 YY/T 0481—2016 第二版来建立辐射质量。辐射质量的这些变化导致输入噪声功率谱发生改变。表 1 和表 3 给出了新的值。

本部分规定辐射质量应通过如下的方法来建立:根据表 1 的定义设定一个固定的 X 射线管电压并调整附加滤过(从表 1 中给出的值开始),直到到达正确的半价层,其中不确定度为 $\pm 2\%$ 。这一过程与 YY/T 0481—2016 中 6.5 条的要求一致。

然而 YY/T 0481—2016 中要求在测量 X 射线管电压时使用介入式测量方式来测量实际峰值电压(PPV),本部分允许非介入式测量 PPV 并且当 X 射线发生器是一个恒压高压发生器时,可以使用传统的管电压测量方式。这些 X 射线管电压的测量应使用没有附加滤过的辐射束进行。根据 YY/T 0481—2016, X 射线管电压应选取不确定度为 1.5 kV 或者 1.5% 内,取两者较大的。

注:商用非介入式 X 射线管电压测量装置可支持 PPV 的测量以及传统的 kVp 测量。

表 1 测量 DQE 所使用的辐射质量(YY/T 0481—2016)和相关参数

辐射质量	X 射线管电压	半价层(HVL)	近似的附加滤过
	kV	mmAl	mmAl
RQA3	50	3.8	10.0
RQA5	70	6.8	21.0
RQA7	90	9.2	30.0
RQA9	120	11.6	40.0

注:附加滤过是在 X 射线管固有滤过之外加上的滤过。

X 射线发生器低空气比释动能输出的能力可能不足,尤其对于 RQA9 来说。这种情况下推荐增加焦点与探测器表面之间的距离。

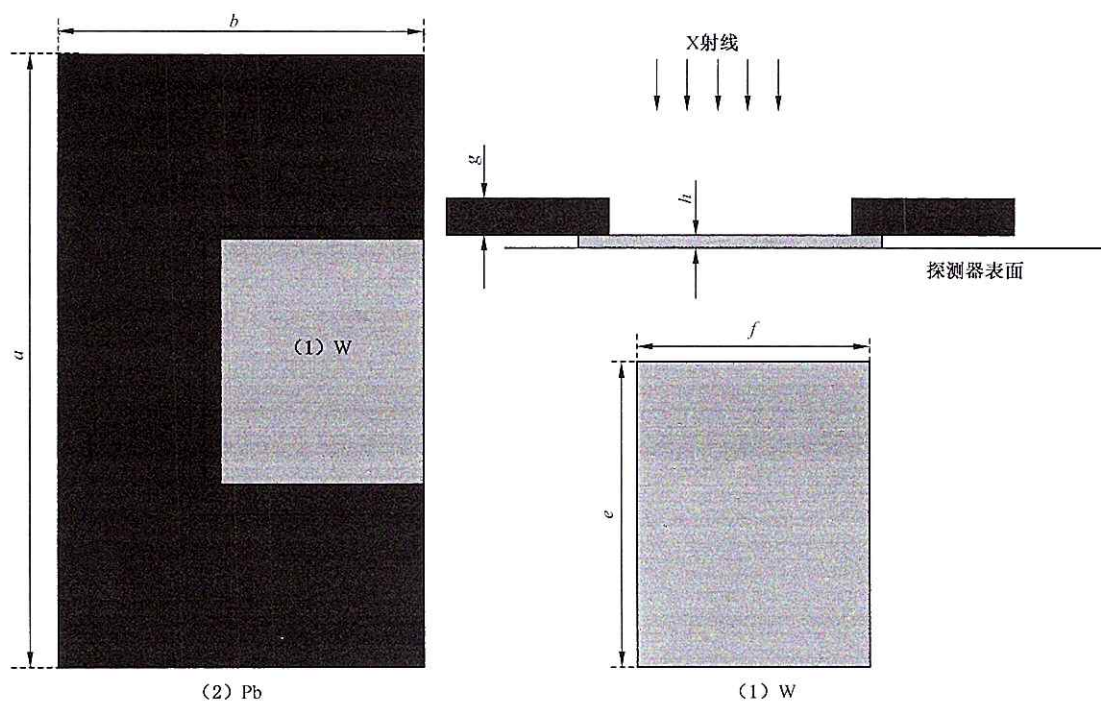
YY/T 0481—2016 要求用于附加滤过的铝片纯度至少要达到 99.9%。有研究表明<sup>[15]</sup>,这类高纯度铝金属很可能出现各种非均匀性,会严重影响 NPS 进而影响 DQE 的测定。因此相对 YY/T 0481—2016 所给出的要求,本部分推荐使用较低纯度的铝滤过(纯度 99%,且指定类型-1100)。

### 4.4 试验器件

用于测定调制传递函数的试验器件应由一个 1.0 mm 厚、至少 100 mm 长以及至少 75 mm 宽的钨板(纯度应高于 90%)组成(见图 1)。如果钨板的纯度达不到要求,那么需要增加厚度来补偿。

钨板被用作边缘试验器件。所以,用于试验照射的边沿应仔细抛光且与板面成 90°。如果不使用增感屏直接把此边缘在胶片上曝光,胶片上图像边缘的起伏变化应小于 5  $\mu\text{m}$ 。

钨板应固定在一个 3 mm 厚的铅板上(见图 1),这种排布适合于从一个方向上测量数字 X 射线成像装置的调制传递函数。



注：试验器件由 1 mm 厚的钨板 W(1)安装在 3 mm 厚的铅板 Pb(2)上构成。

说明：

铅板尺寸： $a$ :200 mm,  $b$ :100 mm,  $c$ :90 mm,  $d$ :70 mm,  $g$ :3 mm。钨板尺寸： $e$ :100 mm,  $f$ :75 mm,  $h$ :1 mm。

图 1 测量调制传递函数和滞后效应大小的试验器件

#### 4.5 几何位置

测量布局的几何位置应与图 2 相符。X 射线设备在该几何位置上的使用方法与在正常诊断应用时相同。X 射线管焦点与探测器表面的距离宜不小于 1.50 m。如果由于技术的原因,这个距离无法达到 1.50 m 或者更长,那么可以选择较短的距离。但是该距离必须在报告结果中予以明确声明。基准轴应与中心轴保持一致。

这意味着穿过入射野中心并垂直于入射平面的线应与通过辐射源中心参考方向上的线对齐。试验器件直接放置在探测器表面。试验器件边缘的中心应与 X 射线束的基准轴保持一致。偏离基准轴会降低被测量的调制传递函数。基准轴可根据最大化调制传递函数来定位,这里调制传递函数作为测试器件偏移量的函数。

建议测量时把试验器件和 X 射线辐射野都置于探测器中心,否则,应说明 X 射线辐射野中心与试验器件中心的位置。

在图 2 的布局中,光阑 B1 和附加滤过应靠近 X 射线管焦点。

YY/T 0481—2016 要求附加滤过放置在距离 X 管焦点 200 mm~300 mm 的距离之间。但是由于附加滤过的散射辐射会降低测量到的 MTF,本标准中它并不是一个最佳的距离选择。因此,与 YY/T 0481—2016 要求不同,本标准推荐保持附加滤过和 X 射线管焦点之间的距离越小越好。光阑 B2 和 B3 可用于减小附加滤过产生的散射辐射,散射辐射对计算 MTF 有不利影响。光阑 B1 和 B2(如果使用)以及附加滤过三者应该和焦点的位置保持一个固定的位置关系。光阑 B3(如果使用)和探测器表面也应该和焦点的位置保持一个固定的位置关系。光阑 B3(如果使用)其距离探测器表面应为 120 mm,并能保证到达探测器表面的 X 射线辐射野面积至少 160 mm×160 mm。光阑 B2(如果使用)的辐射窗应可调,当距离变化时,辐射束依然可保持严格准直。探测器表面的辐射区域应至少为



160 mm×160 mm。所有光阑应是方形的。

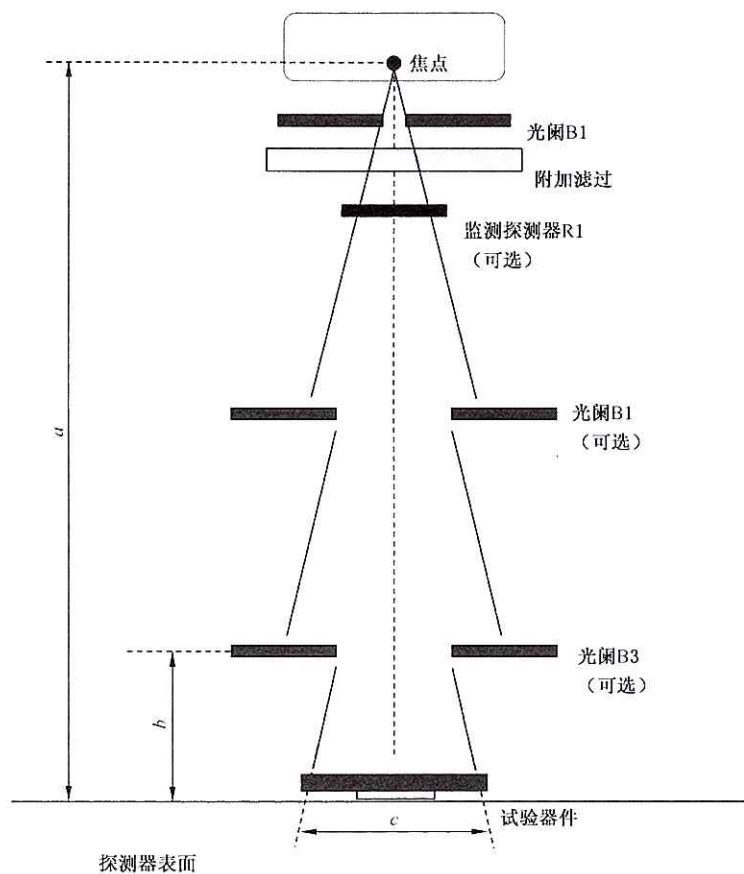
光阑的衰减特性应该保证通过光阑的 X 射线不会影响测量结果。光阑 B1 的辐射窗应该足够大，以确保 X 射线半影区位于剂量监测探测器 R1 的敏感区以及光阑 B2(如果使用)的辐射窗之外。

剂量监测探测器用于确保 X 射线发生器的精度。如果监测探测器 R1 的通透性很好，不会留下结构影像，其可放置在照射数字探测器的辐射束中，否则，其应置于通过光阑 B3 的辐射束之外。监测探测器的准确度(标准方差  $1\sigma$ )应优于 2%。剂量监测探测器的读数与探测器表面的空气比释动能之间的关系应根据所使用的 X 射线质量进行校准(同样参照 4.6.2)。另外，监测探测器的校准可能对附加滤过的位置和装在 X 射线源中的限束光阑调整敏感。因此这些因素在监测探测器的重新校准前不宜改变。

使用这种几何布局测量转换函数和噪声功率谱，需移走测试器件直接照射探测器表面。(见 4.6.4 和 4.6.5)测量 MTF 和滞后效应时照射处于测试器件之后的探测器表面(见 4.6.3 和 4.6.6)。

对于所有测量应照射探测器表面相同区域(4.6.6 中描述的情况除外)。应记录该区域中心相对于探测器的中心或其边缘位置。

在同一辐射质量下的所有测量都应使用相同的几何布局。正如 4.3 中提到的，X 射线发生器低空气比释动能输出的能力可能不足，尤其对于 RQA9 来说。这种情况下推荐增加焦点与探测器表面之间的距离。为符合上述规定的要求，在测量前首先要确定正确的焦点到探测器距离。



注：对于噪声功率谱和转换函数的测量，使用相同的几何布局，但试验器件应从辐射束中移出。焦点到探测器表面的最小距离  $a=1.5$  m。光阑 B3 到探测器表面的距离  $b=120$  mm。探测器表面的最小辐射野  $c=160$  mm×160 mm。

图 2 为测量滞后效应和调制传递函数使用的布局摆放测试器件放置于 X 射线成像装置之上进行曝光

## 4.6 辐射条件

### 4.6.1 通用条件

在进行任何测量之前,应对数字 X 射线探测器进行校正,即所有操作应按照第 5 章进行校正。在整个测量过程中,不能对数字 X 射线探测器进行重新校正,偏置校正除外。偏置校正正在正常临床使用中可以执行。

根据数字 X 射线成像装置在临床实际使用中的需要,选择合适的空气比释动能水平。该空气比释动能水平被定义为“基准”水平。同时还要至少选择另外两个空气比释动能水平量,一个为基准水平的 3.2 倍,另一个为基准水平的 1/3.2 倍。在改变空气比释动能水平的时候,不能改变数字 X 射线成像装置的设置(如改变信号增益等)。以上提到的 3.2 倍因子(根据 ISO 3 中 R10 数系的 5 阶),在 X 射线发生器可以达到的能力范围内,应该尽可能在数值上接近上述的 3.2 因子。该因子不能小于 3。

注:基准水平的 3 倍和 1/3 倍照射大概分别对应于一幅常规临床辐射影像中的亮区和暗区的照射剂量。

有时为了覆盖临床实际应用中不同的检查需要,须选择附加的基准水平。针对数字 X 射线成像装置附加的基准水平,可以改变系统的设置,但在其测量过程中应保持设置参数不变。

空气比释动能的变化应通过 X 射线管电流的变化或辐照时间的变化或者两种同时变化来实现。辐照时间应与 X 射线探测器临床应用时的条件相似,同时应避免滞后效应(见 4.6.3)。

辐照条件应与结果同时声明(见第 7 章)。

在改变 X 射线管电流和辐照时间时,应保证辐射质量不变。

### 4.6.2 空气比释动能的测量

使用适当的剂量仪测量探测器表面的空气比释动能。为此目的,进行测量时应把数字 X 射线成像装置从辐射束中移出,剂量仪的辐射探测器放置探测器表面平面上,应使反向散射为最小。该影像探测器表面位置的剂量仪读数与剂量监测探测器 R1 的读数之间的关系,如果被使用的话,需要记录下来,在测量转换函数和噪声功率谱时,应使用该关系计算探测器表面的辐射量。建议实际测量时每个点至少曝光 5 次,计算平均值以减少测量误差。

注:为减少反向散射,可以在辐射探测器后 450 mm 的位置放置一块厚度 4 mm 的铅屏蔽。实验证明在这种条件下,反向散射的影响可以降低到 0.5% 以下。如果铅屏蔽距离探测器的位置减小到 250 mm,则反向散射的影响不超过 2.5%。

如果无法把数字 X 射线成像装置从辐射束中移开,可用距离平方反比定律来计算探测器表面的人射剂量。可以在焦点到探测器之间选几个不同位置进行测量,为避免来自探测器表面的反向散射,建议辐射探测器距离探测器表面距离最小为 450 mm。

在测量过程中如果剂量监测探测器 R1 一直在工作,应画出监测探测器 R1 读数与辐射探测器距焦点不同距离( $d$ )间的关系曲线:

$$f(d) = \sqrt{\frac{\text{监测探测器读数}}{\text{辐射探测器读数}}} \dots\dots\dots (1)$$

这个函数基本上是线性关系,随焦点到探测器表面的距离  $r_{\text{SID}}$  线性变化。根据  $r_{\text{SID}}$  斜率的变化,通过剂量监测探测器测量的读数计算出探测器表面的人射剂量。

如果没有使用剂量监测探测器 R1,可利用辐射探测器读数平方根与到焦点距离的反比关系来计算实际探测器表面的照射剂量。为避免反向散射的影响,测量剂量时可在探测器表面放一块 4 mm 厚的铅屏蔽。

### 4.6.3 避免滞后效应

滞后效应可能影响转换函数和噪声功率谱的测量,从而影响量子探测效率的测量。

为减少可能产生的滞后效应,应严格按照制造商规定的要求来操作设备。应保持两次曝光间的最短间隔,减少滞后效应对测量结果的影响。

注:下面的参数可影响滞后效应:辐照相对于读出的时间,前一次辐照的残留消除方法,从残影消除到再次辐照的时间,从读出到再次辐照的时间,或为了消除前次辐照的残余影像而插入的虚拟读出过程等。

测试滞后效应,应采用附录 A 给出的测试过程。

#### 4.6.4 获得转换函数的辐照

数字 X 射线成像装置的所有设置应与对试验器件进行曝光时的设置相同,按照图 2 所示的几何布局进行,但在辐射束中无试验器件。应按照 4.6.2 的要求测量空气比释动能。转换函数的测定应从零空气比释动能到基准空气比释动能的 4 倍。

转换函数中的定义的零空气比释动能照射由暗场图像来确定,和 X 射线影像的获取条件一样。最小的 X 射线空气比释动能水平不应大于基准空气比释动能水平的 1/5。

不同曝光的次数取决于转换函数的形式。如果只检查转换函数的线性,只需在期望的测定范围内均匀地划分 5 次曝光点就可确定。但要测定完整的转换函数,空气比释动能的最大增量按对数计算(以 10 为底)不超过 0.1。

#### 4.6.5 测定噪声功率谱的辐照

测量噪声功率谱时,数字 X 射线成像装置的设置应与其他需要照射试验器件的实验相同,按照图 2 所示的几何关系设置摄影距离,但在辐射束中无试验器件,按照 4.6.2 的要求测量空气比释动能水平。

X 射线照射光野范围是 160 mm×160 mm,取其中心 125 mm×125 mm 的正方形面积内的数据来计算噪声功率谱,以便后面用来计算 DQE。

为准确计算噪声功率谱,需要至少 4 百万个独立的像素数据,可以从一幅或多幅平坦视野的影像中采集这些像素数据。每幅影像在每个空间频率方向上的像素不得小于 256。如果需要采集多幅影像,这些影像应以同样的辐射质量和空气比释动能获得。用于获得不同图像的空气比释动能的标准偏差应小于均值的 10%。

注:测量所需要最小独立像素数量取决于要求的测量精度所必需的最少 ROI。为了得到二维噪声功率谱的测量精度 5%(包含因子 1),最少需要 960 个(重叠的)ROI,意味着给定的 ROI 可以提供 1 千 6 百万个独立的像素数据。二维噪声功率谱随后集约处理为一维噪声功率谱,同样的测量精度 5%(包含因子 2)可以把需要的像素数量减少到 4 百万。

应注意相邻图像间应没有任何关联(滞后效应,见 4.6.3)。需要测量三种不同空气比释动能水平(见 4.6.1)的噪声功率谱,基准空气比释动能水平,基准空气比释动能水平×3.2,基准空气比释动能水平×(1/3.2)。见 4.6.7 的表 2。

#### 4.6.6 测定调制传递函数的辐照

辐照应按照图 2 所示的几何关系进行。如果系统的局限性,使附加滤过和 X 射线管的焦点间的距离不能足够小(见 4.5),可以允许使用光阑 B1 紧贴限束器限制辐射野范围是 110 mm×110 mm(为了减少附加滤过的散射影响)。

试验器件直接放在探测器表面。试验器件在摆放时其边缘应与探测器像素矩阵的行或列的排列有一个夹角  $\alpha$ ,该  $\alpha$  角在 1.5°和 3°之间。如图 3 所示,最小的辐射野区域( $a=160$  mm)由虚线的正方形表示,辐射束的中心由十字型(+)表示。预采样法确定 MTF 在众多文献中进行了阐述,试验器件相对探测器像素矩阵的行或列的倾斜方法与其他标准相同。试验器件应与辐射束的中心轴垂直,并且其试验器件边缘应尽可能靠近中心轴。偏离理想设置会导致测量的 MTF 降低。

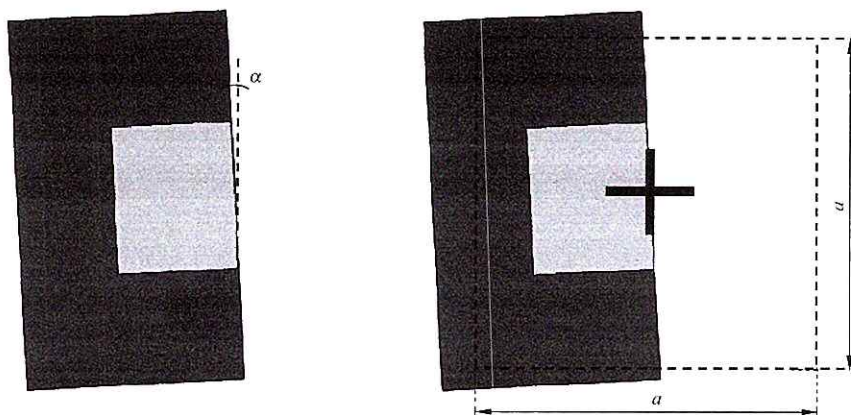


图3 测量 MTF 时试验器件的摆放位置

因为边缘相对于探测器读出方向的位置可能会影响边缘影像的锐利度,应通过对试验器件连续旋转约  $90^\circ$  得到 4 个方向的辐照影像。其中沿探测器矩阵行方向得到两幅边缘的影像,沿探测器列方向得到另外两幅边缘的影像。不要改变其他组件的位置。对于每个新的位置,试验器件都需要重新调整位置。

对应每一个基准空气比释动能水平(见 4.6.1),应选择基准水平或 3.2(1/3.2)倍基准水平中的一幅图像进行 MTF 测量。建议采用足够数量低空气比释动能水平的平均图像来进行 MTF 测量。

#### 4.6.7 所有必要辐照的概述

表 2 给出了所有必要辐照的概述。

表 2 必要辐照

	基准水平 1	(附加)基准水平 2	(附加)基准水平 3
条款 4.3 条件	RQA3-9(优先选 5)	RQA3-9	RQA3-9
基准水平	$X\mu\text{Gy}$	$Y\mu\text{Gy}$	$Z\mu\text{Gy}$
设置	数字 X 射线成像装置设置 1	数字 X 射线成像装置设置 2	数字 X 射线成像装置设置 3
条款 4.6.4 转换函数	0 到 $4 * X\mu\text{Gy}$	0 到 $4 * Y\mu\text{Gy}$	0 到 $4 * Z\mu\text{Gy}$
条款 4.6.5 噪声功率谱+滞后效应	$X/3.2 \mu\text{Gy}$ , $X\mu\text{Gy}$ 和 $X * 3.2 \mu\text{Gy}$	$Y/3.2 \mu\text{Gy}$ , $Y\mu\text{Gy}$ 和 $Y * 3.2 \mu\text{Gy}$	$Z/3.2 \mu\text{Gy}$ , $Z\mu\text{Gy}$ 和 $Z * 3.2\mu\text{Gy}$
条款 4.6.6 MTF(4 个方向)	$X/3.2 \mu\text{Gy}$ , 或者 $X\mu\text{Gy}$ , 或者 $X * 3.2 \mu\text{Gy}$ 任选其一	$Y/3.2 \mu\text{Gy}$ , 或者 $Y\mu\text{Gy}$ , 或者 $Y * 3.2 \mu\text{Gy}$ 任选其一	$Z/3.2 \mu\text{Gy}$ , 或者 $Z\mu\text{Gy}$ , 或者 $Z * 3.2 \mu\text{Gy}$ 任选其一

## 5 未处理数据的校正

在测量转换函数、噪声功率谱、滞后效应和调制传递函数前,允许对所有图像的未处理数据进行校正(所有图像应用同样的校正过程)来生成原始数据。由于物理特性,一些探测器进行了线性的图像处理,只要这些处理是线性的且与图像无关,作为例外这些处理是允许的。

所采用的下列校正应当和正常临床使用一致:

- 未处理数据中的坏像素用适当的数据代替。
- 平场校正,包括:
  - 辐射野的不均匀性校正;

- 每个像素独立的偏置校正；
- 每个像素独立的增益校正；
- 扫描中速度变化的校正；

——几何畸变和倾斜的校正。

有一些探测器由于设计理念执行了对滞后效应或鬼影的补偿。这些补偿允许进行。在结果中应详细描述。依据附录 A 的测试步骤尽量减少滞后效应或者鬼影的补偿对测试结果的影响。

注：既使用于图像显示的增强方法是可逆的，适用于所有图像且与图像内容无关，这些增强方法在校正过程中仍然不允许使用，例如边缘增强、噪声抑制和非线性变换（如直方图均衡化）。

## 6 量子探测效率的测定

### 6.1 量子探测效率 $DQE(u, v)$ 的定义和计算公式

依赖空间频率的量子探测效率  $DQE(u, v)$  的公式见式(2)：

$$DQE(u, v) = G^2 MTF^2(u, v) \frac{W_{in}(u, v)}{W_{out}(u, v)} \dots\dots\dots (2)$$

该公式的来源是 Handbook of Medical Imaging Vol.1 公式 2.153<sup>[4]</sup>。

在本部分中，数字 X 射线成像装置输出的噪声功率谱  $W_{out}(u, v)$  和调制传递函数  $MTF(u, v)$  应用线性化数据进行计算。应用原始数据的转换函数逆变换计算得到线性化数据（见 6.3.1），并表达成单位面积上的光子数。式(2)中空间频率为零时的增益  $G$  也是转换函数的一部分，不需要另外测量。

因此根据本部分，计算依赖空间频率的量子探测效率  $DQE(u, v)$  的式见式(3)：

$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{W_{in}(u, v)}{W_{out,LD}(u, v)} \dots\dots\dots (3)$$

式中：

- $MTF(u, v)$  —— 数字 X 射线成像装置的预采样的调制传递函数，根据 6.3.3 测定；
- $W_{in}(u, v)$  —— 在探测器表面辐射野的噪声功率谱，根据 6.2 测定；
- $W_{out,LD}(u, v)$  —— 数字 X 射线成像装置输出的噪声功率谱，根据 6.3.2 测定。

### 6.2 用于评估的参数

测量  $DQE$  时，输入的噪声功率谱  $W_{in}(u, v)$  可按式(4)计算：

$$W_{in}(u, v) = K_a \cdot SNR_{in}^2 \dots\dots\dots (4)$$

式中：

- $K_a$  —— 测量到的空气比释动能，单位为微戈瑞 ( $\mu Gy$ )；
- $SNR_{in}^2$  —— 单位空气比释动能信噪比的平方，单位毫米平方微戈瑞分之一 [ $1/(mm^2 \cdot \mu Gy)$ ]，具体参数见表 3 中的第 2 列。

表 3 中  $SNR_{in}^2$  的值应用于本标准。

表 3 本标准指定使用的参数

辐射质量	$SNR_{in}^2$ $1/(mm^2 \cdot \mu Gy)$
RQA3	20 673
RQA5	29 653
RQA7	32 490
RQA9	31 007

计算  $SNR_{in}^2$  的相关背景信息参见附录 B。

### 6.3 由图像测定不同的参数

#### 6.3.1 数据的线性化

线性化数据通过对原始数据中逐个像素应用转换函数逆变换计算出来。转换函数是输出的原始数据对输入的单位面积接受的曝光量子数的函数,线性化数据的单位为单位面积接受的曝光量子数。

注:对线性的转换函数,数据的线性化计算可以简化为乘以一个转换系数。

转换函数是由按 6.4.6 规定产生的图像测定的。

输出数据的计算公式取辐射野中心 100 像素×100 像素矩形区域内像素值进行平均。每个像素值应该是原始数据,也就是未处理数据只经过第 5 章中所允许的校正。这个输出数据对应于输入信号所画的曲线就是转换函数,输入信号是单位面积上接受的曝光量子数  $Q$ ,  $Q$  是通过入射空气比释动能乘以表 3 第 2 列所给数值计算出(见 6.2)。

实验数据点应按模拟函数拟合,如果假定转换函数是线性的(按照 4.6.4 只进行了 5 次曝光),应只拟合出一个线性函数。所拟合的结果应满足以下要求:

- 最终的  $R^2 \geq 99\%$  ( $R$  为相关系数);
- 任何试验数据点与其对应的拟合结果的偏差不超出 2%。

#### 6.3.2 噪声功率谱(NPS)

##### 6.3.2.1 噪声功率谱(NPS)的测定

数字 X 射线成像装置输出的噪声功率谱  $W_{out}(u, \nu)$  应从按照 4.6.5 采集的图像中测定。

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(ROI)。每个用于计算单个噪声功率谱的感兴趣区域大小应为 256 像素×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(如图 4 所示)。整个分析区域的左上角为第一 ROI,将矩形沿水平方向向右平移 128 个像素产生第二个 ROI,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 mm×125 mm 的整个区域被 ROI 所覆盖。如果要去掉图像中的趋势,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  $S(x_i, y_i)$ ,从线性化数据中减去  $S(x_i, y_i)$ (见式 5)。

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(5)进行,本标准采用的测定噪声功率谱的公式是从文献[4]的方程 3.44 演化而来的。

$$W_{out,LD}(u_k, \nu_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \times 256 \times 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} [I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)] \exp[-2\pi i(u_n x_i + \nu_k y_k)] \right|^2 \quad \dots\dots\dots(5)$$

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;

$I(x_i, y_i)$  ——线性化数据;

$S(x_i, y_i)$  ——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。

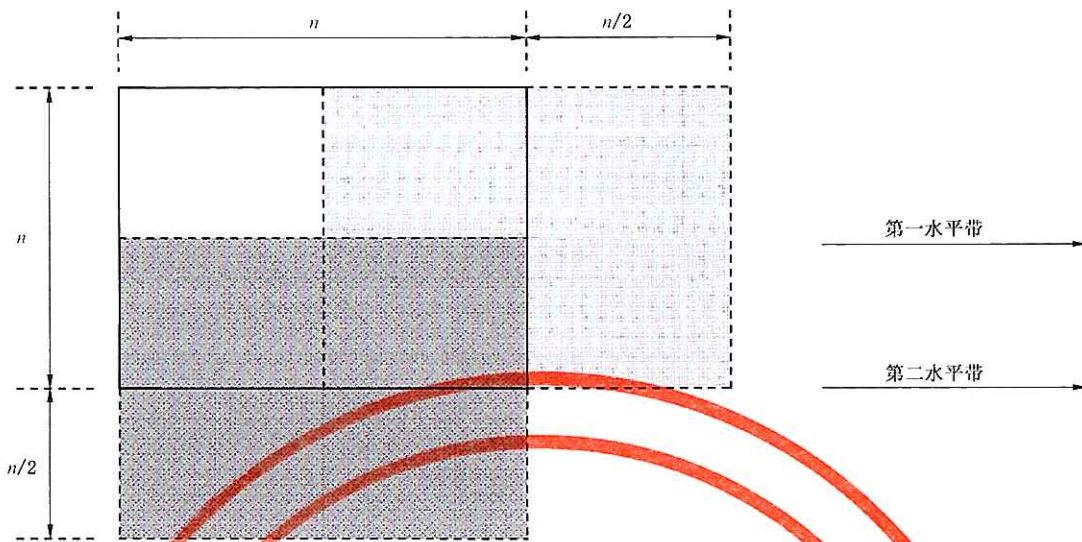


图 4 ROI 的排列分布

6.3.2.2 一维噪声功率谱的测定

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(见第 7 章要求)左右一个频率间隔内的点  $f_{int}$  ( $f - 0.5 \times f_{int} \leq f \leq f + 0.5 \times f_{int}$ ) 进行。 $f_{int}$  的定义为:

$$f_{int} = \frac{0.01}{\text{像素间隔}(\text{mm})} \dots\dots\dots (6)$$

注 1: 根据像素间隔确定集约频率间隔确保了在集约过程中总是利用相同数目的数据点进行,不依赖于像素间隔,从而确保计算精度的一致性。

注 2: 与将被替代的 YY/T 0590.1—2005 相比,其空间频率间隔从  $2 \times f_{int}$  变为  $f_{int}$ 。该频率间隔的减小使得在对 0.5 lp/mm 的空间频率进行集约时不再引入垂直轴上的数据点。此外,还是对于 0.5 lp/mm 的空间频率,集约处理涉及的数据与坐标原点非常接近。经傅立叶变换处理后的低频的异常图像(影像的非对称性等)对 NPS 产生影响。将频率间隔降低 2 倍可以避免该问题。这两种效应在像素尺寸较小的探测器中尤为明显。

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,此数据不适用于测定噪声功率谱。

注 3: 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)计算时,可以假定要量化的模拟信号在每个量化间隔内是均匀或矩形分布的<sup>[2]</sup>。

作为可选的,如果噪声功率谱是沿对角线方向(与水平和垂直轴呈 45°)进行测定的,数据采样的平均和前面所述的相同,但应包括沿对角线方向的数值 45°的测定,也可在相邻的 45°方向上进行平均以提高 NPS 的测定精度。

6.3.3 调制传递函数(MTF)的测定

数字化 X 射线成像装置的调制传递函数由 4.6.6 所获得的图像进行测定。

在正常临床使用中未校正辐射野不均匀性的系统,可以对测试器件进行二维校正。在一个辐射均

匀的曝光区域,ROI至少为用于计算 MTF 的 ROI 的 1.5 倍(如图 5 所示)。均匀曝光的图像  $S(x_i, y_i)$  经二维的二阶多项式拟合的线性化数据(参考 6.3.1)。用公式 7 对线性处理的数据计算以去除 ROI 非一致性:

$$I_{\text{cor}}(x_i, y_j) = \frac{I(x_i, y_j)}{S(x_i, y_j)} \times S_{\text{average}} \quad \dots\dots\dots (7)$$

式中:

$S_{\text{average}}$ ——均匀曝光图像的 ROI 区域线性化处理后的数据的均值。

预采样 MTF 的确定需要在像素矩阵的行和列这相互垂直的两个方向上分别进行。两个方向上的预采样 MTF 为分别为这两个方向上旋转  $180^\circ$  得到的均值(参考 4.6.6)。

确定 MTF 的需要全长度的边缘扩散函数(ESF),其 ROI 如图 5 所示。虚线框表示用于计算的 ROI,其中  $a=100 \text{ mm}$ ,  $b=50 \text{ mm}$ 。

注:在 MTF 的测定中必须选取全部 ROI,以包含低频跌落(LFD)(参考[16])

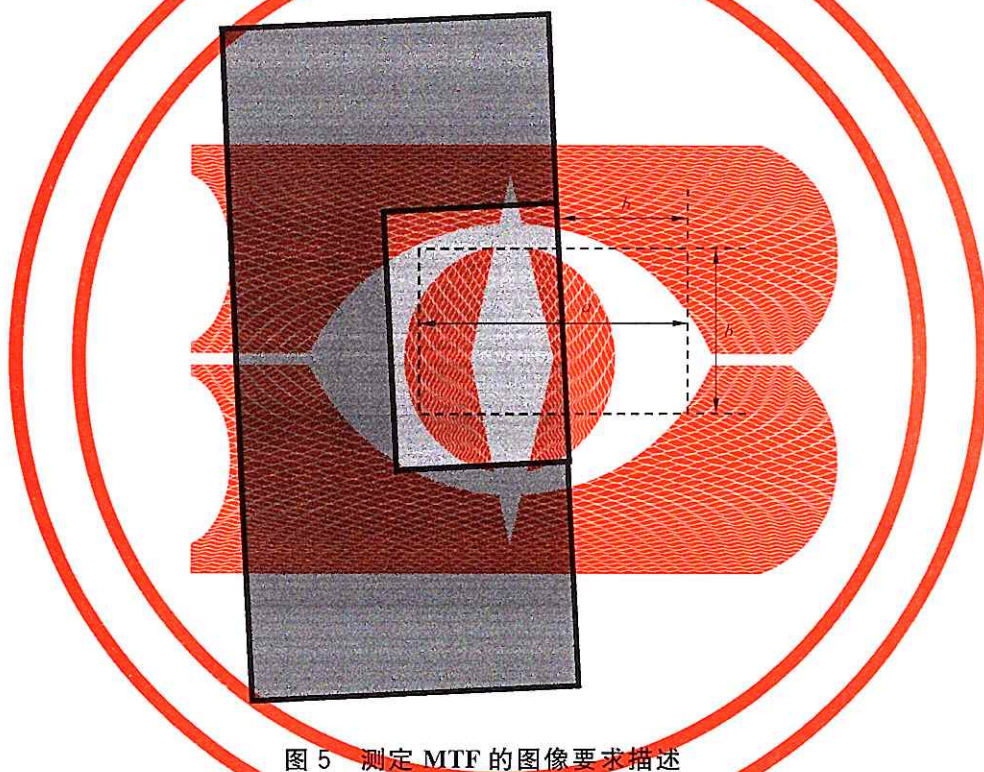


图 5 测定 MTF 的图像要求描述

整数  $N$  表示沿着影像边缘横向覆盖边缘的线数(如行或列),线的间隔为一个像素。有多种方法来确定  $N$ ,一种是根据模体边缘与图像矩阵的行或列的夹角  $\alpha$  来计算  $N$ ,  $N = (1/\tan\alpha)$ ,取最接近的整数。这里  $N$  的误差相对于 Nyquist 频率而言足够小,是可以接受的。

注:根据  $\alpha$  的范围,  $N$  大概在 20~40 之间。

跨越边缘的  $N$  线(行或列)上的线性化数据用来产生过采样的边缘扩散函数(ESF)。第一条线的第一个像素值为过采样 ESF 的第一个数据点,第二条线的第一个像素值为第二个数据点,第  $N$  条线的第一个像素值为第  $N$  个数据点。重复此数据排列过程,如第一条线的第二个像素为第  $(N+1)$  个点,第二条线的第二个像素值为第  $(N+2)$  个点等等。

注:上面描述给出了的构造过采样的边缘扩散函数的过程方法以及一个在测试模体某一方向上的边缘的例子。其他方向的边缘同样适用。可参考[12]以获取更多细节信息<sup>[12]</sup>。

用其他组覆盖边缘连续排列的  $N$  条线重复上述运算可得到平均 ESF。MTF 可根据平均处理后的



过采样 ESF 来计算。

在本标准的前一版本里面,MTF 的平均值是由沿着边缘所求得的所有相互独立的组所得的 MTF 的结果平均计算得到。因为噪声的存在,这种计算方法将导致 MTF 的异常增加,在高频部分更为明显。该方法不再使用<sup>[12]</sup>。

假设过采样 ESF 的采样距离是恒定的,可以通过像素间隔  $\Delta x$  除以  $N$  得到,即  $ESF(x_n)$ ,其中  $x_n = n(\Delta x/N)$ 。过采样 ESF 通过使用  $[-1,0,1]$  或  $[-0.5,0,0.5]$  运算核进行卷积运算展开为线扩展函数 LSF。这种有限差分算法产生的频率平滑效应可以进行校正<sup>[6]</sup>。对这个线扩展函数进行傅立叶变换,傅立叶变换的模就是 MTF。用 MTF 零频率的幅度对系数进行归一化处理。由于像素距离是沿着行或列的方向计算而不是沿着垂直边缘方向计算,所以频率轴刻度缩放可以用指数  $(1/\cos\alpha)$  校正。

注:就是不用  $(1/\cos\alpha)$  来校正频率轴刻度,空间频率误差也  $\leq 0.1\%$ 。

计算得出的 MTF 频率函数应记录在报告中(参考第 7 章要求)。对每个频率间隔  $f_{int} \text{ mm}^{-1}$  周围的数据应进行平均处理( $f - 0.5 \times f_{int} \leq f \leq f + 0.5 \times f_{int}$ ,对于  $f_{int}$  的解释参考 6.3.2)。

注:与将被替代的 YY/T 0590.1—2005 相比,其空间频率间隔从  $2 \times f_{int}$  变为  $f_{int}$ ,其原因解释参考 6.3.2.2。

作为可选,调制传递函数可以沿对角线方向测定(与水平或垂直轴呈  $45^\circ$ ),将上述步骤做适当调整,通过与对角线方向呈一个小角度放置的试验器件图像,就可以建立对角线方向的过采样边缘扩展函数。这可以通过与上述描述类似的方法实现,只是要采用一个像素子集。该像素子集是由从连续线每次移动一个像素得到的每条线上的对角像素构成的。该像素集合形成一个与探测器轴向呈  $45^\circ$  角的方块阵列,像素间距为实际像素间距的  $\sqrt{2}$  倍。可按照上面描述的方法来用这个数据点矩阵形成过采样 ESF 函数。在这种情况下, $N = (1/\cos\alpha)$  取整,这里  $\alpha$  为边缘和  $45^\circ$  方向的夹角。按照上述描述方法所建立的 ESF 使用了旋转  $45^\circ$  后的像素阵列,其像素间距为实际像素间距的  $\sqrt{2}$  倍,最终得到的过采样 ESF 的采样间距为实际像素间距的  $\sqrt{2}$  倍除以  $N$ 。LSF 和 MTF 由 ESF 经上面所述的方法得到。

## 7 符合性声明格式

当声明量子探测效率时,应说明如下参数:

- 根据表 1 的辐射质量;
- 空气比释动能水平;
- 焦点到探测器表面的实际距离,如果小于 1.5 m;
- 偏离所建议的几何中心距离(见 4.5);
- 偏离所建议的辐射面积(见 4.6.6);
- 使用的滞后效应或鬼影补偿(见第 5 章);
- 气候环境条件。

DQE 测量结果应用数据表格形式表达。DQE 应从空间频率  $0.5 \text{ mm}^{-1}$ ,  $1.0 \text{ mm}^{-1}$ ,  $1.5 \text{ mm}^{-1}$  直至略低于 Nyquist 采样频率的最高空间频率来记录 DQE 数值。其他相关参数也可附加在表格中。此外,测试结果也可以画出曲线,表达为空间频率的函数  $DQE(u, v)$ ,应将空气比释动能作为参数标明,在两个轴上使用线性尺度。

通常  $DQE(u, v)$  数据应在水平和垂直两个方向轴同时表达,但如果  $DQE(u)/DQE(v)|_{u=v}$  在  $0.9 \sim 1.1$  的范围内, $DQE(u, v)$  的值可以是两个方向的平均值而声明对两个主轴方向上都有效。

另外,DQE 也可以沿对角线方向给出。如果沿对角线计算 DQE 要明确给出说明。

## 8 准确度

DQE 的不确定度宜按照 GUM<sup>[2]</sup> 的指示,使用式(2)为模型公式进行测定。

表示出来的 DQE 不确定度(根据<sup>[2]</sup>覆盖因子 2)应小于:

$$\Delta[\text{DQE}(u)] = \pm 0.06$$

或者:

$$\Delta[\text{DQE}(u)]/(\text{DQE}(u)) = \pm 0.10$$

取其中较大值。

测量不确定度宜在数据表中给出说明。



附录 A  
(规范性附录)  
滞后效应的测量

### A.1 综述

在连续取图的图像序列中,前一幅图像的剩余信号(滞后效应)会对后面的图像引入相关性。滞后效应可以描述为对不相关的量子噪声的时域低通滤波,它降低了噪声功率,并(错误地)提高了 DQE。为评估和避免滞后效应,须执行本附录描述的测试流程。

默认须执行 A.2 的测试流程。

如未采用滞后效应或鬼影补偿,可以执行 A.3 的测试流程。

注:为兼容其所代替的 YY/T 0590.1—2005,本标准的第 1 版本保留了方法 A.3。A.3 所需采集的图像数量更少,对 CR 系统的检测更有利。

### A.2 评估滞后效应(默认方法)

如采用滞后效应或鬼影补偿(见第 5 章),这种补偿可能影响 A.3 的测试方法,因此无法可靠的评估滞后效应。

为尽可能降低剩余信号对评估 DQE 的影响,须执行以下测量:

选择一个连续取图的最短时间间隔,用这个时间测定转换函数和噪声功率谱,计算 DQE。

选择一个更长的连续取图的时间间隔,用这个新的更长的时间测定转换函数和噪声功率谱,再次计算 DQE。

继续增加连续取图的时间间隔,重复上述计算,直到找到最小的 DQE(不确定度 $\pm 2\%$ )。这个最小的 DQE(消除了滞后效应),即为对外发布的 DQE 值。

### A.3 评估滞后效应的替代方法(未采用滞后效应或鬼影补偿时)

#### A.3.1 概要

滞后效应的影响可分为附加滞后效应(增加了额外偏移量,见 A.3.2)和增殖滞后效应(改变了增益,见 A.3.3)。更多的背景信息可查看文献[9][10][11]。

须评估两种效应以得到连续两次曝光的最短间隔,本标准中所有的测量须保持这个最短间隔。

#### A.3.2 附加滞后效应的检测

为检测滞后效应的幅度( $LAG_{\text{additive}}$ ),须执行以下测量,

流程图见图 A.2:

1) 按照 4.6.6 所描述的方法对试验器件进行辐照,得到第一幅图像 IMAGE 1。

确保试验器件位置和辐射束按照 4.6.6 的规定进行。试验器件无须相对探测器像素行或列

倾斜。

根据 4.6.1 的规定使用基准空气比释动能水平进行辐照。

注：测量的滞后效应值是辐照的百分比，因此空气比释动能值(这里采用基准水平)对测量结果影响较小<sup>[11]</sup>。

- 2) 在辐照期间,有关成像设备的操作按照规定要求进行;
- 3) 不再辐照,采集第 2 幅影像,得到第二幅图像 IMAGE 2;
- 4) 记录第一幅(有试验器件的辐照图像 IMAGE 1)和第二幅(无辐照的图像 IMAGE 2)两次影像采集的时间间隔( $\Delta t(A.3.2)It(A.3.2)$ )。在 IMAGE 1 上,测量 ROI 1(见图 A.1 左)区域中线性处理后像素的平均值,该矩形测量矩形 ROI 中至少包括 1 000 个像素。

注：当检测可靠性为 95%时,要保证均值相差 0.5%,最少需采样 1 000 个像素。如果检测可靠性为 80%,则最少要采样 10 000 个像素。

- 5) 在 IMAGE 2 上,分别测量 ROI 2 和 ROI 3(见图 A.1 右)区域中线性处理后各像素的平均值,每个矩形测量 ROI 中至少包括 1 000 个像素。
- 6) 应根据式(A.1)计算附加滞后效应  $LAG_{additive}$  :

$$LAG_{additive} = \left| \frac{ROI3_{image2} - ROI2_{image2}}{ROI1_{image1}} \right| \dots\dots\dots (A.1)$$

式中：

ROI *n*——上述步骤中计算的均值；

- 7) 如果  $LAG_{additive}$  小于 0.005,检测通过。

这确保曝光的滞后效应小于 0.5%。

如果检测没通过,增加读出之间的时间间隔,重复上述过程。

注：即便试验器件对应区域的滞后效应低于 0.5%,仍可能对 MTF 的测定产生负面影响。

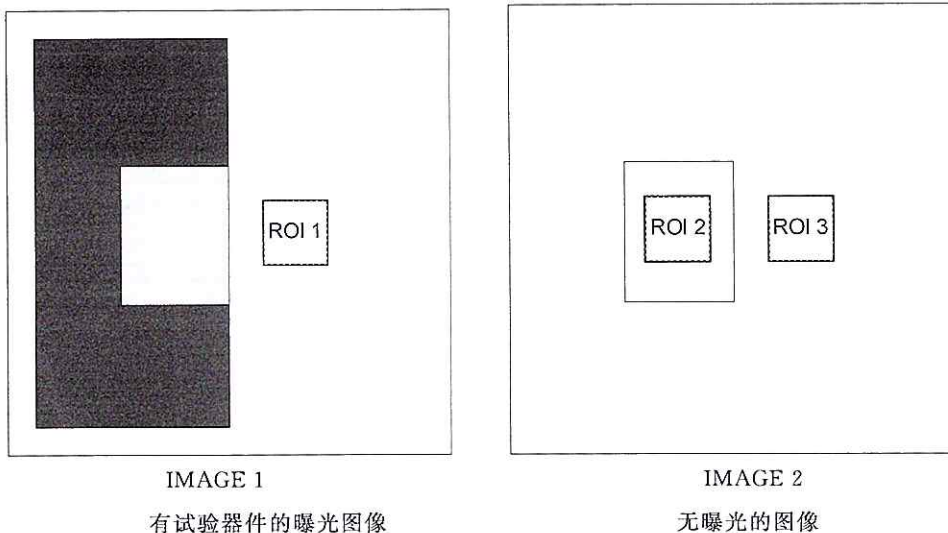


图 A.1 附加滞后效应检测中感兴趣区的定义

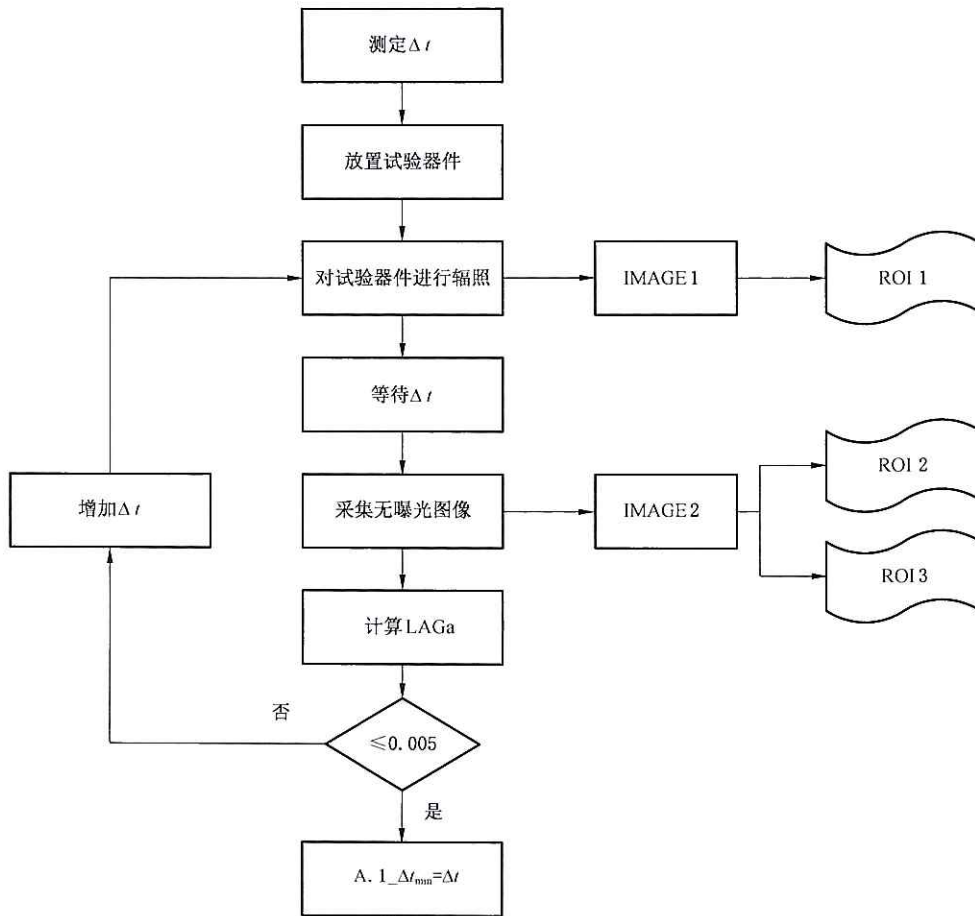


图 A.2 附加滞后效应检测流程图

### A.3.3 增殖滞后效应的检测

为检测增殖滞后效应的幅度  $LAG_{multiplicative}$ ，须进行以下测量，流程图见图 A.4：

- 1) 按照 4.6.4 所描述的方法进行辐照，辐射野中没有任何物体，得到第一幅图像 IMAGE 1(无试验器件的辐照图像)。
 

使用 4.6.1 描述的基准空气比释动能水平进行辐照；
- 2) 在辐照期间，有关成像设备的操作按照规定要求进行；
- 3) 按照 4.6.6 所描述的方法对试验器件进行辐照，得到第二幅图像 IMAGE 2(有试验器件的辐照图像)。
 

确保试验器件位置和辐射束按照 4.6.6 的规定进行。试验器件无须相对探测器像素行或列倾斜。

使用本标准所采用的最大空气比释动能水平进行辐照；
- 4) 在辐照期间，有关成像设备的操作按照规定要求进行；
- 5) 按照 4.6.4 所描述的方法再次进行辐照，辐射野中没有任何物体，得到第三幅图像 IMAGE 3(无试验器件的辐照图像)。
 

使用 4.6.1 描述的基准空气比释动能水平进行辐照；

- 6) 记录第二幅(有试验器件的辐照图像 IMAGE 2)和第三幅(无试验器件的辐照图像 IMAGE 3)两次影像采集的时间间隔 $[It(A.3.3)\Delta t(A.3.3)]$ 。
- 7) 在 IMAGE 1 和 IMAGE 3 上面,分别测量被高对比度物体覆盖的 ROI(见图 A.3 的 IMAGE 1 中的 ROI 1 和 IMAGE 3 中的 ROI 3)区域中线性处理后各像素的平均值,每个矩形测量 ROI 中至少包括 1 000 个像素;
- 8) 另外,在 IMAGE 1 和 IMAGE 3 上面,分别测量与高对比度物体图像邻近但不与之重叠的矩形 ROI(见图 A.3 的 IMAGE 1 的 ROI 2 和 IMAGE 3 中的 ROI 4),每个矩形测量 ROI 中至少包括 1 000 个像素;
- 9) 按照下面的公式计算增殖滞后效应  $LAG_{multiplicative}$  :

$$LAG_{multiplicative} = \left| \frac{(ROI1_{image1} - ROI2_{image1}) - (ROI3_{image3} - ROI4_{image3})}{\frac{ROI2_{image1} + ROI4_{image3}}{2}} \right| \dots\dots\dots (A.2)$$

式中:

ROI  $n$  —— 上述步骤中计算的均值。

- 10) 如果  $LAG_{multiplicative}$  小于 0.005,检测通过。  
这确保曝光的滞后效应小于 0.5%。  
如果检测没通过,增加读出之间的时间间隔,重复上述过程。

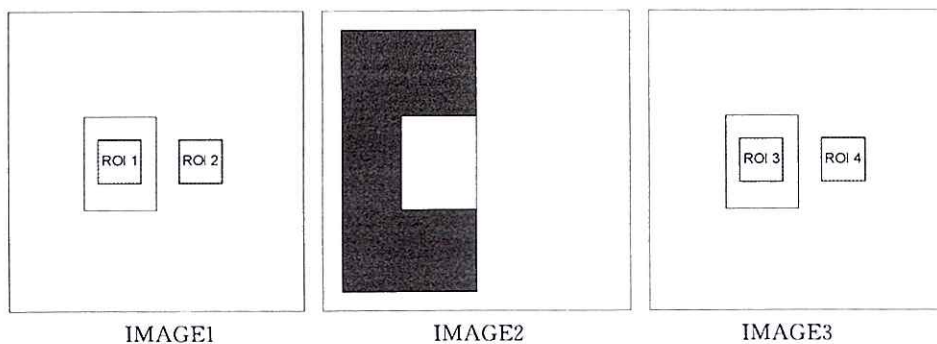


图 A.3 增殖滞后效应检测中感兴趣区的定义

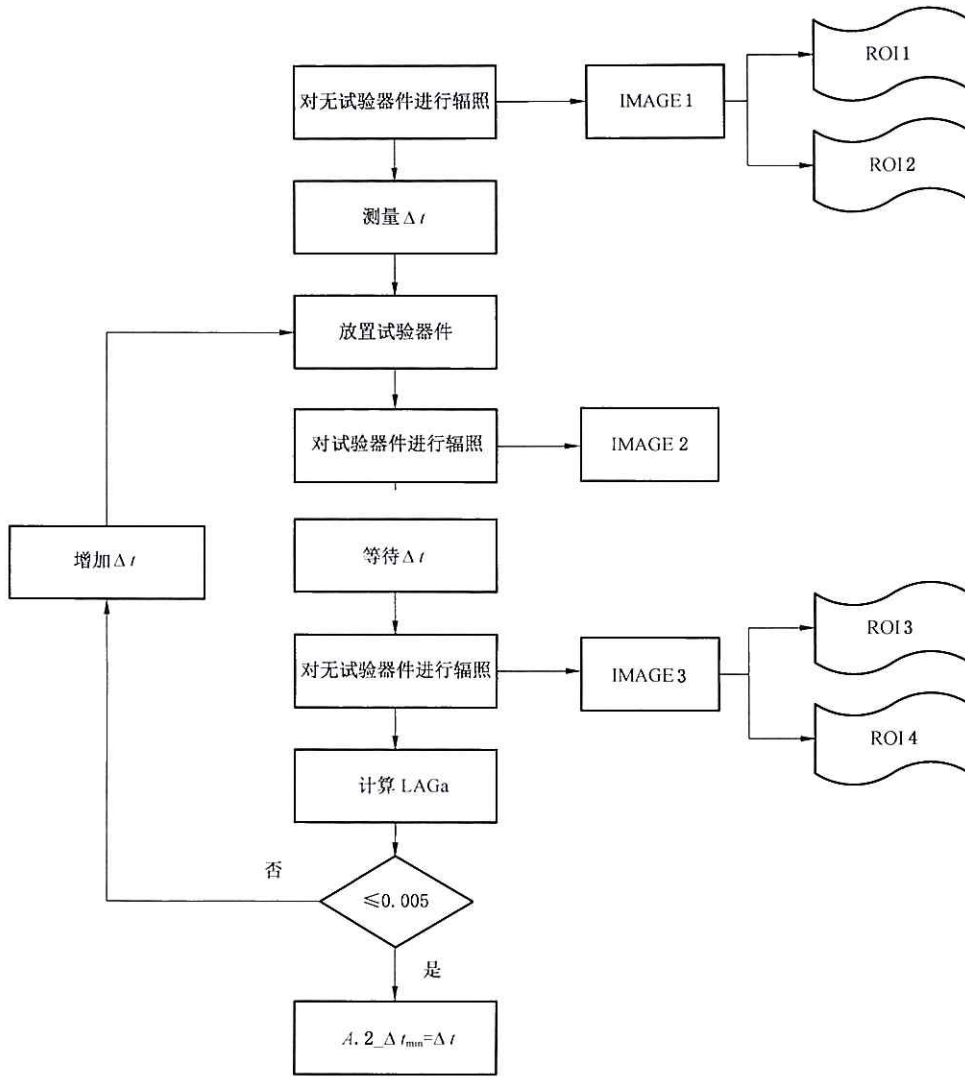


图 A.4 增殖滞后效应检测流程图

A.3.4 连续最短取图时间间隔的测定

最短连续取图时间间隔( $\Delta t_{\min}$ )确定为 A.3.2 和 A.3.3 测定的时间间隔的最大值

$$\Delta t_{\min} = \max[\Delta t_{\min}(A.3.2), \Delta t_{\min}(A.3.3)] \dots \dots \dots (A.3)$$

式中:

$\Delta t_{\min}$ ——测量转换函数、噪声功率谱和 MTF 时使用的最短连续取图时间间隔,单位是秒(s)。

**附录 B**  
(资料性附录)  
输入噪声功率谱的计算

输入噪声功率谱等于进入的光子流量[文献[4]中的公式 2.134)]

$$W_{in}(u, v) = Q \quad \dots\dots\dots (B.1)$$

式中:

Q——光子流量,即单位面积上的曝光量子数( $1/\text{mm}^2$ )。

Q 依赖于 X 射线能谱和空气比释动能的水平:

$$Q = K_a \cdot \int [\Phi(E)/K_a] dE = K_a \cdot SNR_{in}^2 \quad \dots\dots\dots (B.2)$$

式中:

$K_a$  ——空气比释动能,单位是( $\mu\text{Gy}$ );

$E$  ——X 射线能量,单位是( $\text{keV}$ );

$\Phi(E)/K_a$  ——单位空气比释动能的 X 射线能谱,单位 [ $1/\text{mm}^2 \cdot \text{keV} \cdot \mu\text{Gy}$ ];

$SNR_{in}^2$  ——单位空气比释动能信噪比的平方,单位 [ $1/(\text{mm}^2 \cdot \mu\text{Gy})$ ].

表 3 所给的值是使用计算机程序 SPECMAN 计算出来的。如果采用其他的程序,可能会导致结果有略微的偏差。用来计算  $SNR_{in}^2$  的数据和软件程序已由 Dr.H.Kramer of PTB<sup>[7]</sup> 提供。

X 射线能谱:

2008 年在 PTB 的 Yxlon MG325X 射线设备下使用高纯锗谱仪测量得到,其能谱满足 YY/T 0481—2016 的辐射质量要求。

空气比释动能:

根据 Hubbell and Seltzer 的 NIST 空气质量能量吸收系数计算得出的。



参 考 文 献

- [1] ICRU Report 54:1996, Medical Imaging—The Assessment of Image Quality
- [2] ISO/IEC Guide 98-3:2008, Uncertainty of measurement—Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995)
- [3] METZ, EC., WAGNER, RF., DOI, K., BROWN, DG., NISHIKAWA, RM., MYERS, KJ. Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *Med.Phys.*, 1995, 22, p.1057-1061.
- [4] Handbook of medical imaging. Vol. 1: Physics and Psychophysics. Editors: BEUTEL, J, KUNDEL, HL., VAN METTER, RL., SPIE 2000 .
- [5] TAPIOVAARA, MJ. and WAGNER, RF. SNR and DQE analysis of broad spectrum X-ray imaging. *Phys. Med. Biol.*, 1985, 30, p. 519-529, and corrigendum *Phys. Med.Biol.* 1986, 31, p.195.
- [6] CUNNINGHAM, IA. and FENSTER, A. A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. *Med.Phys.* 14, 1987, p. 533-537.
- [7] SPECMAN software package version of 2011, developed by Ludwig Büermann, SPECMAN software package version of 2011, developed by Ludwig Büermann, Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Germany, for PTB internal use only, Germany, for PTB internal use only
- [8] HUBBELL, JH and SELTZER, SM. Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients (version 1.4), 2004. [Cited 2014-11-14] Available at <http://physics.nist.gov/xaamdi> (Gaithersburgh, MD; National Institute of Standards and Technology)
- [9] GRANFORS, P. R. and AUFRICHTIG, R. DQE(f) of an amorphous silicon flat panel x-ray detector: detector parameter influences and measurement methodology. *Proc. SPIE* 3977, 2-13 (2000)
- [10] MENSER, B., BASTIAENS, R. J. M. H., NASCETTI, A., OVERDICK, M. and SIMON, M. Linear system models for lag in flat dynamic x-ray detectors. *Proc. SPIE* 5745, 430-441 (2005)
- [11] OVERDICK, M., SOLF, T. and WISCHMANN, H.-A. Temporal artefacts in flat dynamic x-ray detectors. *Proc. SPIE* 4320, 47-58 (2001)
- [12] BUHR, E., GÜNTHER-KOHFAHL, S., NEITZEL, U. Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Med. Phys.* 30, 2323-2331 (2003)
- [13] IEC 62220-1-3:2008, Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in dynamic imaging
- [14] IEC 62220-1-2:2007, Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography
- [15] RANGER, SAMEI, DOBBINS III and RAVIN. Measurement of the detective quantum efficiency in digital detectors consistent with the IEC 62220-1 standard; Practical considerations

regarding the choice of filter material. *Med. Phys.* 32 (7), July 2005, p.2305-2311.

[16] NEITZEL, GÜNTHER-KOHFAHL, BORASI, SAMEI. Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of three evaluations using a common image data set. *Med. Phys.* 31 (8), August 2004, p.2205-2211.

其他相关文献:

[17] DOOLEY, S. R. and NANDI, A. K.. Notes on the Interpolation of Discrete Periodic Signals using Sinc Function Related Approaches. *IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING*, VOL. 48, NO. 4, 1201-1203 (April 2000)

[18] DAINTY, J.C. and SHAW, R. *Image Science*. Academic Press, London, 1974, ch. 5, p. 153.

[19] DAINTY, J.C. and SHAW, R. *Image Science*. Academic Press, London, 1974, ch. 5, p. 153.

[20] DAINTY, J.C. and SHAW, R. *Image Science*. Academic Press, London, 1974, ch. 8, p. 312.

[21] DAINTY, J.C. and SHAW, R. *Image Science*. Academic Press, London, 1974, ch. 8, p. 280.

[22] SHAW, R. The Equivalent Quantum Efficiency of the Photographic Process. *J. Phys.Sc.*, 1963, 11, p.199-204 .

[23] STIERSTORFER, K., SPAHN, M. Self-normalizing method to measure the detective quantum efficiency of a wide range of X-ray detectors. *Med. Phys.*, 1999, 26, p.1312-1319.

[24] HILLEN, W., SCHIEBEL, U., ZAENGEL, T. Imaging performance of digital phosphorsystem. *Med. Phys.*, 1987, 14, p. 744-751.

[25] CUNNINGHAM, I.A., in *Standard for Measurement of Noise Power Spectra*, AAPM Report, December 1999

[26] SAMEI, E., FLYNN, M.J., REIMANN, D.A. A method for measuring the presampled-MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med. Phys.*, 1998, 25, p.102-113.

[27] CUNNINGHAM, I.A.: Degradation of the Detective Quantum Efficiency due to a Non-Unity Detector Fill Factor. *Proceedings SPIE*, 3032, 1997, p. 22-31.

[28] SIEWERDSEN, J.H., ANTONUK, L.E., EL-MOHR, Y., YORKSTON, J., HUANG, W., and CUNNINGHAM, I.A. Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. *Med. Phys.*, 1998, 25, p.614-628.

[29] DOBBINS III, J.T. Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation-transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems. *Med. Phys.*, 1995, 22, p.171-181

[30] DOBBINS III, J.T., ERGUN, D.L., RUTZ, L., HINSHAW, D.A., BLUME, H., and CLARK, D.C. DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med. Phys.*, 1995, 22, p.1581-1593

[31] SAMEI, E., FLYNN, M.J., CHOTAS, H.G., DOBBINS III, J.T. DQE of direct and indirect digital radiographic systems. *Proceedings of SPIE*, Vol. 4320, 2001, p.189-197.

[32] IEC 61262-5:1994, *Medical electrical equipment—Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers—Part 5: Determination of the detective quantum efficiency*

[33] ISO 12233:2000, Photography—Electronic still-picture cameras—Resolution measurements

[34] ISO 15529:2010, Optics and photonics—Optical transfer function—Principles of measurement of modulation transfer function (MTF) of sampled imaging systems

[35] ICRU Report 41, 1986; Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems

[36] IEC 60601-2-54, Medical electrical equipment—Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for radiography and radioscopy

## 索 引

注：仅使用了 YY/T 0590—200 及其附属标准、IEC 60788:2004 或本标准中第 3 章定义的术语。本标准所使用的定义可以通过 <http://std.iec.ch/glossary> 进行查找。

附加滤板(ADDED FILTER) .....	IEC 60601-1-3:2008/AMD1:2013, 3.2
附加滤过(ADDITIONAL FILTRATION) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.3
空气比释动能(AIR KERMA) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.4
防散射滤线栅(ANTI-SCATTER GRID) .....	IEC 60788:2004, rm-32-06
自动曝光控制(AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.10
校正条件(CALIBRATION CONDITIONS) .....	3.1
中心轴(CENTRAL AXIS) .....	3.2
计算机 X 射线体层摄影(COMPUTED TOMOGRAPHY) .....	IEC 60788:2004, rm-41-20
恒压高压发生器(CONSTANT POTENTIAL HIGH-VOLTAGE GENERATOR) .....	IEC 60788:2004, rm-21-06
转换函数(CONVERSION FUNCTION) .....	3.3
量子探测效率[DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY, $DQE(u, v)$ ] .....	3.4
探测器表面(DETECTOR SURFACE) .....	3.5
光阑(DIAPHRAGM) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.17
数字 X 射线成像装置(DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE) .....	3.6
入射野(ENTRANCE FIELD) .....	IEC 60788:2004, rm-34-12
入射平面(ENTRANCE PLANE) .....	IEC 60788:2004, rm-32-42
焦点(FOCAL SPOT) .....	IEC 60788:2004, rm-20-13
半价层(HALF-VALUE LAYER) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.27
图像矩阵(IMAGE MATRIX) .....	3.7
图像接收器平面(IMAGE RECEPTOR PLANE) .....	IEC 60788:2004, rm-37-15
辐照(IRRADIATION) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.30
辐照时间(IRRADIATION TIME) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.32
滞后效应(LAG EFFECT) .....	3.8
线性化数据(LINEARIZED DATA) .....	3.9
制造商(MANUFACTURER) .....	IEC 60601-1:2005, 3.55
调制传递函数[MODULATION TRANSFER FUNCTION, $MTF(u, v)$ ] .....	3.10
噪声(NOISE) .....	3.11
噪声功率谱[NOISE POWER SPECTRUM, $W(u, v)$ ] .....	3.12
焦点标称值(NOMINAL FOCAL SPOT VALUE) .....	IEC 60788:2004, rm-20-14
原始数据(ORIGINAL DATA) .....	3.13
半影(PENUMBRA) .....	IEC 60788:2004, rm-37-08
纹波百分率(PERCENTAGE RIPPLE) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.44
光通量(PHOTON FLUENCE) .....	3.14
像素(PIXEL) .....	IEC 60788:2004, rm-32-60
精度(PRECISION) .....	3.15
辐射窗(RADIATION APERTURE) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.54
辐射线束(RADIATION BEAM) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.55

辐射探测器(RADIATION DETECTOR) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.57
辐射野(RADIATION FIELD) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.58
辐射仪(RADIATION METER) .....	IEC 60788:2004, rm-50-01
辐射质量(RADIATION QUALITY) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.60
辐射源(RADIATION SOURCE) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.61
辐射源组件(RADIATION SOURCE ASSEMBLY) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.62
透视(RADIOSCOPY) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.69
未处理数据(RAW DATA) .....	3.16
参考轴(REFERENCE AXIS) .....	IEC 60788:2004, rm-37-03
感兴趣区(REGION OF INTEREST) .....	IEC 60788:2004, rm-32-63
散射辐射(SCATTERED RADIATION) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.73
空间分辨率(SPATIAL FREQUENCY, $u$ or $v$ ) .....	3.17
测试器件(TEST DEVICE) .....	IEC 60788:2004, rm-71-04
X射线设备(X-RAY EQUIPMENT) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.78
X射线发生器(X-RAY GENERATOR) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.79
X射线影像增强器(X-RAY IMAGE INTENSIFIER) .....	IEC 60788:2004, rm-32-39
X射线管(X-RAY TUBE) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.83
X射线管电流(X-RAY TUBE CURRENT) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.85
X射线管电压(X-RAY TUBE VOLTAGE) .....	IEC 60601-1-3:2008, 3.88



中华人民共和国医药  
行业标准  
医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性  
第 1-1 部分:量子探测效率的测定  
普通摄影用探测器

YY/T 0590.1—2018/IEC 62220-1-1:2015

\*

中国标准出版社出版发行  
北京市朝阳区和平里西街甲 2 号(100029)  
北京市西城区三里河北街 16 号(100045)

网址 [www.spc.net.cn](http://www.spc.net.cn)

总编室:(010)68533533 发行中心:(010)51780238

读者服务部:(010)68523946

中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷  
各地新华书店经销

\*

开本 880×1230 1/16 印张 2 字数 58 千字  
2018 年 11 月第一版 2018 年 11 月第一次印刷

\*

书号: 155066·2-44907 定价 36.00 元

如有印装差错 由本社发行中心调换  
版权专有 侵权必究  
举报电话:(010)68510107



YY/T 0590.1-2018