



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0590.1—2005/IEC 62220-1:2003

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

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

(IEC 62220-1:2003, IDT)

2005-12-07 发布

2006-12-01 实施

目 次

前言	I
引言	II
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 要求	3
4.1 操作条件	3
4.2 X射线装置	3
4.3 辐射质量	3
4.4 试验器件	3
4.5 几何位置	4
4.6 辐照条件	6
5 未处理数据的校正	7
6 量子探测效率的测定	8
6.1 量子探测效率 $DQE(u, v)$ 的定义和计算公式	8
6.2 用于评估的参数	8
6.3 从图像中测量各参数	9
7 符合性声明的格式	11
8 准确度	12
附录 A (规范性附录) 余辉效应的测量	13
附录 B (规范性附录) 术语—已定义术语的索引	15
附录 C (资料性附录) 输入噪声功率谱的计算	17
参考文献	18
图 1 试验器件	4
图 2 测量转换函数、噪声功率谱和 MTF 时,对数字影像装置进行曝光照射的几何设置	5
图 3 ROI 的排列分布	10
图 4 $DQE(u, v)$ 示范曲线,不同空气比释动能	11
图 A.1 感兴趣区的定义	14
表 1 测量 DQE 所使用的辐射质量(YY/T 0481)和相关参数	3
表 2 本部分指定使用的参数	8
表 3 测量结果表达格式	12

前 言

YY/T 0590《医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性》规定了数字 X 射线成像装置的特性。本部分是 YY/T 0590 的第 1 部分,本部分与 IEC 62220-1:2003《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》的一致性程度为等同,主要差异如下:

- 对原文中的一些编辑错误进行了修改(附录 A 第 A.9 章);
- 将一些适用于国际标准的表述改为适用于我国标准的表述;
- 删除了国际标准的前言。

本部分的附录 A、附录 B 为规范性附录,附录 C 为资料性附录。

本部分由国家食品药品监督管理局提出。

本部分由全国医用 X 线设备及用具标准化分技术委员会归口。

本部分主要起草单位:中国人民解放军总医院、辽宁省医疗器械产品质量监督检验所。

本部分主要起草人:唐东生、陈勇。

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将会广泛取代常规的(模拟的)成像装置诸如荧屏胶片系统或模拟 X 射线影像增强电视系统。因此定义描述这些数字 X 射线成像装置规定的成像性能的参数并规范化所采用的测量程序成为必要。

在科技界存在日趋一致的看法,即量子探测效率(DQE)是描述 X 射线成像设备成像性能的最适合的参数。DQE 表示数字成像设备在把射线影像转换成数字影像时图像信噪比所保留的比率。在 X 线影像领域射线影像的噪声是与曝光剂量密切相关的,所以 DQE 的值同样也表达了数字影像设备对入射剂量的利用效率。

注 1: 虽然 DQE 广泛应用于评判影像设备的性能,但这个物理参数与人眼睛的观测性能之间的关系还不完全了解[1],[3]¹⁾。

注 2: 标准 IEC 61212-5 规定 X 射线影像增强器在接近零空间频率时 DQE 的测量方法。其只针对 X 线影像增强器的光电器性能检测,不是针对成像特性,因此其测量的输出只是模拟的光学亮度,而不是数字信号。此外 IEC 61262-5 规范了辐射源组件的使用,而本标准规范了检测时 X 射线管的使用。IEC 61262-5 的适用范围仅限于 X 射线影像增强器,与本部分的适用范围没有冲突。

各制造商很早就广泛使用 DQE 来说明其设备的性能,一些管理机构如 FDA 也使用 DQE 这个指标作为市场准入条件。但由于目前还没有标准来规范测量条件和测量程序,因此不同来源的数据往往没有可比性。

制定本部分的目的是为了规定数字 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。

本部分所建议的 DQE 计算方法假定系统对不同能量的输入目标的响应是一样的[5]。

本部分的制定对制造商、用户、分销商和管理部门都是有益的。本部分可以被认为是描述数字 X 射线成像装置所有相关参数系列标准的第 1 部分。

1) 方括号中的数字为参考书目号。

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

1 范围

YY/T 0590 的本部分规定了数字 X 射线成像装置量子探测效率(DQE)的测定方法。在制造商规定的医疗应用范围内的工作条件下量子探测效率(DQE)是照射量和空间频率的函数。

本部分适用于那些产生用于医疗诊断的数字格式影像的数字 X 射线成像装置。本部分的适用范围限于用于单次曝光成像的数字 X 射线摄影装置,例如 CR 系统、基于硒材料的成像系统,平板探测器,光学耦合 CCD 成像系统以及数字 X 射线影像增强器。

本部分不适用于:

- 乳腺摄影和牙科摄影用数字 X 射线成像装置;
- 计算机体层摄影设备;
- 对人体进行扫描成像的 X 线系统;
- 动态成像设备(在该系统中一系列影像被采集到,例如透视和心脏成像)。

上述设备不包括在本部分中是因为他们的许多参数(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,这些参数由已经完成的用于其他主题的各自的标准来规范,如同 IEC 和 ISO 中对感光速度和对比度的单独规定。

2 规范性引用文件

下列文件中的条款通过 YY 0590 本部分的引用而成为本部分的条款。凡是注日期的引用文件,其随后所有的修改单(不包括勘误的内容)或修订版均不适用于本部分,然而,鼓励根据本部分达成协议的各方研究是否可使用这些文件的最新版本。凡是不注日期的引用文件,其最新版本适用于本部分。

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(idt IEC 60601-2-7:1998)

YY/T 0063—2000 医用诊断 X 射线管组件 焦点特性(idt IEC 60336:1993)

YY/T 0481—2004 医用诊断 X 射线设备测定特性用辐射条件(IEC 61267:1994, IDT)

ISO 12232:1998 摄影——电子静态图像相机——ISO 感光速度的测定

IEC 60788:1984 医用放射学——术语

3 术语和定义

下列术语和定义适用于 YY/T 0590 的本部分。

3.1

中心轴 central axis

与入射平面垂直且穿过入射野中心的直线

3.2

转换函数 conversion function

不同辐射剂量照射下,数字 X 射线成像装置原始图像大面积像素平均值与探测器输入表面辐射剂量 Q (单位面积光子数)的对应曲线

注 1: Q 值的计算可以通过将测量到的照射量,不包括反向的散射,与表 2 中第 2 列的数值相乘获得。

注 2: 照射量通常用空气比释动能代表。

注 3: 许多计量实验室,如国家计量研究院等可以校准放射剂量测量仪表。

3.3

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

$DQE(u, v)$

两个噪声功率谱(NPS)的比值函数,分子为输入到数字X线探测器表面的射线信号噪声功率谱,该射线应经过按照系统传递函数设定厚度的滤片才能到达探测器,分母为探测器输出原始图像数据的噪声功率谱

注:为便于观看,经常把此二维的DQE曲面沿空间频率轴切一刀变成一维DQE曲线来发表。

3.4

探测器表面 **detector surface**

最接近于带有所有保护部件的影像接收平面的区域。在适用的情况下,这些保护部件包括防散射滤线栅和自动曝光控制组件。它们可以安全的被移出辐射束而不会损伤数字X射线探测器

3.5

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

包括数字X线探测器(包括安装的实际使用的各种保护层)、放大器、数字电路和提供图像原始数据的计算机等装置

3.6

影像矩阵 **image matrix**

按直角坐标排列的各像素单元。

3.7

余辉效应 **lag effect**

前一幅图像对当前图像的影响

3.8

线性化数据 **linearized data**

对原始数据按转换函数进行逆变换

注:线性化数据与曝光时间直接成正比。

3.9

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

$MTF(u, v)$

与空间频率 u 和 v 相关的调制系数,是一种复杂的光学传递函数

3.10

噪声 **noise**

偏离随机过程期望值的波动

3.11

噪声功率谱 **noise power spectrum (NPS)**

$W(u, v)$

噪声协方差函数经傅立叶变换后的系数,噪声功率谱包含两维空间频率间隔,是两维频率的函数。

注:在文献中,噪声功率谱经常被叫做“Wiener spectrum”(维纳波谱),以纪念数学家Norbert Wiener。

3.12

原始数据 **original data**

DN

可以进行本标准需要的校正的未处理数据

3.13

光子流量 **photon fluency**

Q

单位面积上光子通量的平均值

3.14

未处理数据 raw data

直接从数字成像装置上读出的刚经过 AD 转换的像素数值,其没有经过任何软件校正处理

3.15

空间频率 spatial frequency

u or v

重复的空间间隔的倒数,其单位也用长度的倒数表达

4 要求**4.1 操作条件**

数字 X 射线成像装置应在制造商建议的条件下保存和使用。预热时间应按照制造商建议选择,使用条件应与临床应用要求一致,并在检测过程中保持稳定。

设备操作的环境条件应与结果一并记录在检测报告中。

4.2 X 射线装置

对下述所有章节所描述的试验,应使用恒压高压发生器(GB 9706.3)。其波纹百分率应不大于 4。标称焦点值(YY/T 0063)应不大于 1.2。

对每次实验曝光应使用经校准过的辐射仪检测,仪表的读数不确定度(覆盖系数 2)[2]应小于 5%。

注 1:“不确定度”和“覆盖系数”是在 ISO 导则中定义用来表示测量不确定度的术语[2]。

注 2:辐射仪的读数是空气比释动能,在许多国家的计量研究机构都能进行校准。

4.3 辐射质量

辐射质量应从 YY/T 0481 规定的 4 种辐射质量中选择一个或多个(见表 1)。如果只选择一个质量的射线,宜使用 RQA5。

对于辐射质量的应用参见 YY/T 0481。

注 1:根据 YY/T 0481,辐射质量是由半价层厚度和固定的附加滤片确定的,这需要从表 1 中的起始 X 射线管电压值开始,适当调整管电压,使其满足规定的半价层要求。

表 1 测量 DQE 所使用的辐射质量(YY/T 0481)和相关参数

辐射质量	近似的 X 射线管电压/kV	半价层(HVL)/mm Al	附加滤片/mm Al
RQA 3	50	4.0	10.0
RQA 5	70	7.1	21.0
RQA 7	90	9.1	30.0
RQA 9	120	11.5	40.0

注 2:附加的滤片是在 X 线球管固有滤片之外加上的滤片。

注 3:X 线发生器低输出的能力可能不足,特别在使用 RQA9 质量的射线时,建议采用增加焦点到探测器表面距离的方法实现规定要求。

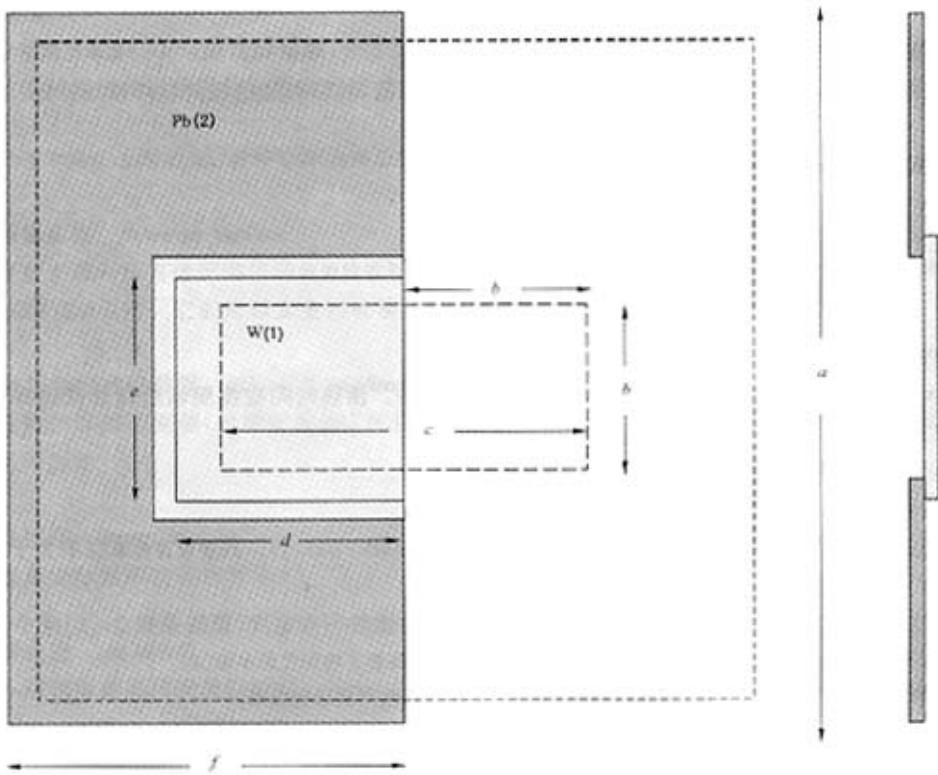
4.4 试验器件

用于测定调制传递函数和余辉效应幅度的试验器件应由 1 mm 厚的钨板构成(纯度高于 90%),钨板 100 mm 长,宽至少 75 mm。如果钨板的纯度达不到要求,应相应增加其厚度。

钨板用做边沿试验器件。所以用于试验照射的边沿应仔细抛光并与板面成 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 μm 。

钨板应固定在 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 射线成像器件

的调制传递函数。



注：试验器件是由 1 mm 厚的钨板(1)安装在 3 mm 厚的铅板(2)上面构成。铅板尺寸： a : 200 mm, d : 70 mm, e : 90 mm, f : 100 mm; 钨板尺寸: 100 mm×75 mm。测量 MTF 的区域为 $b \times c$, 50 mm×100 mm(图内长虚线表示的区域)。X 线照射到探测器的范围(短虚线)至少应达到 160 mm×160 mm。

图 1 试验器件

4.5 几何位置

测量布局应符合图 2 所示的几何位置。图中的 X 射线设备按正常诊断应用时的同样方法设置。X 射线管的有效焦点到探测器表面的距离应不小于 1.5 m。如果由于技术原因该距离无法达到 1.5 m 或更长,可以选择一个较短的距离,但这个距离应在报告的结果中明确地予以标明。

试验器件直接放置在探测器表面。试验器件的边缘中心宜与 X 射线束的中心轴重合。偏离 X 射线束中心轴会降低测量到的 MTF。可根据所测量的最大 MTF 值来确定 X 线照射中心轴。

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

按照图 2 的要求,光阑 B1 和附加滤片应靠近 X 线球管的焦点。光阑 B2 和 B3 最好也应使用,但如果可以保证不影响测量结果其也可以忽略。光阑 B1 和 B2(如果存在)以及附加滤过板与 X 线焦点的相对位置应固定,光阑 B3(如果存在)和探测器表面与焦点也要保持稳定的相对距离和位置。光阑 B3(如果存在)是方形的,其距离探测器表面应为 120 mm,并能保证 X 线辐射野面积可以达到 160 mm×160 mm。

光阑的衰减特性应确保通过光阑的 X 线不会影响测量结果。光阑 B1 的孔径应足够大以确保 X 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)的孔径之外。

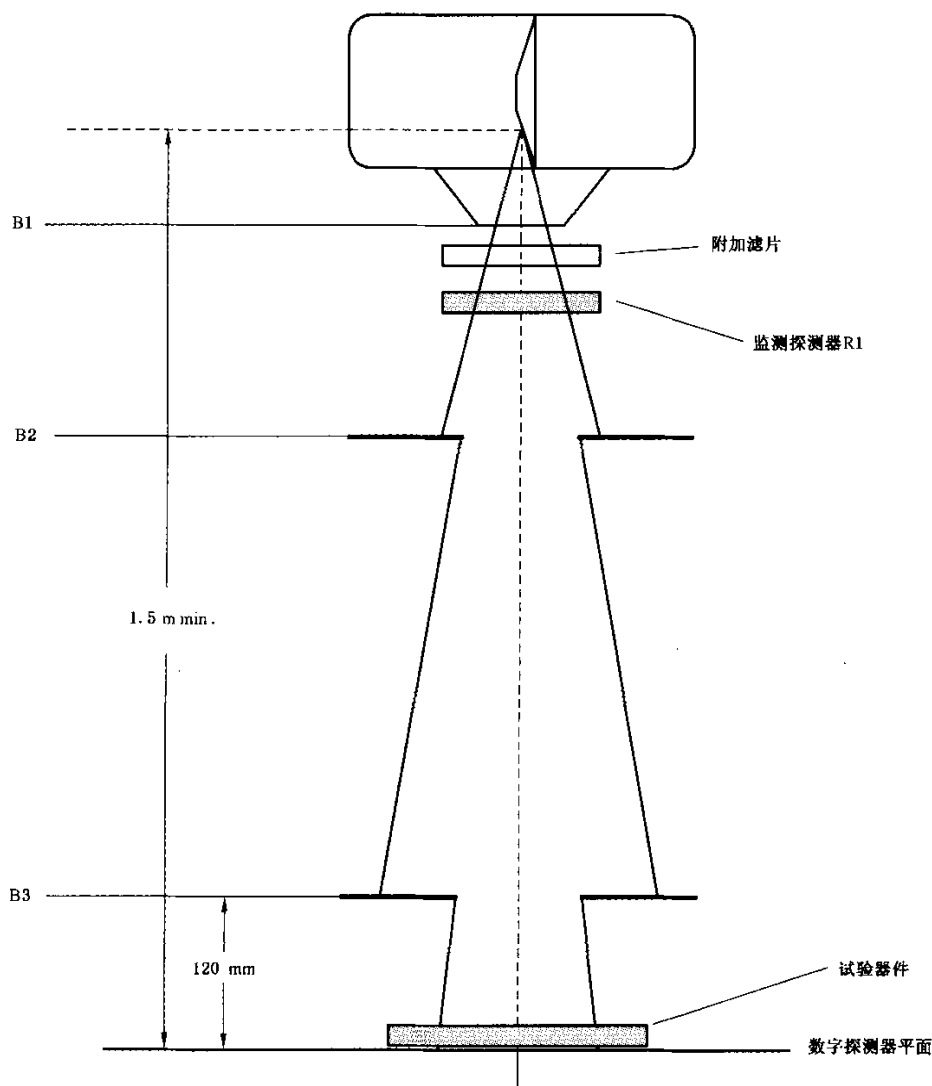
剂量监测探测器用来监测 X 线发生器输出精度。如果监测探测器 R1 的通透性很好,不会留下结构影像,其可放置在照射数字探测器的 X 线射野中;否则其应置于数字影像探测器的视野外。

剂量监测探测器的精度(标准偏差 1σ)应好于 2%。剂量监测探测器的读数与曝光参数的关系应对所使用的不同 X 线质量进行校正(同样可参见 4.6.2)。为减少反向散射对测量读数的影响,剂量监测探测器距离其后方物体应有 500 mm 以上的距离。

注:剂量读数的校正与其距离所附加滤过板的位置和近焦点光阑光野的大小有关,所以这些因素在校正读数后就不能改变,否则应重新校正。

所有相关测量包括测量数字探测器转换函数、噪声功率谱及 MTF 等都按照上述几何位置进行,使用相同的照射面积和探测区域。辐射野及探测区域的中心或其边缘位置应记录在测量报告中。

在测量转换函数和噪声功率谱时,应把试验器件拿开。



注:测量转换函数和噪声功率谱时不需要试验器件。

图 2 测量转换函数、噪声功率谱和 MTF 时,对数字影像装置进行曝光投照的几何设置

4.6 辐照条件

4.6.1 通用条件

在进行任何测量以前,应对数字 X 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 线探测器进行重新校正。

根据该数字 X 线探测器在临床实际应用的需要,选择合适的辐照水平。该辐射水平被称之为“基准”照射量,并且由设备制造商指明。同时还要至少选择另外两个辐射水平值,一个是基准照射量的 3.2 倍,另一个为基准照射量的 1/3.2 倍。在改变辐射水平的时候,不能够改变系统的设置(如改变信号增益等)。

注 1: 高于和低于基准辐射水平的照射大概对应于一幅常规临床放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,须选择另一个附加的基准照射量。针对此附加的基准辐射水平,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。

每次曝光不应有任何中断。改变辐射水平的大小可以通过改变 X 射线管球电流、曝光时间或者二者一同变化来实现。检测时的辐射水平和曝光时间应与机器实际临床应用条件相接近。同时应避免余辉现象(见 4.6.3)。

曝光条件应与结果同时声明(见第 7 章)。

在改变曝光电流和时间时,应保证 X 线质量不变。在应用最低的曝光剂量时有必要对 X 线质量进行检查。

4.6.2 照射量测量

探测器表面的照射量可使用相应的辐射仪表来测量。进行测量时应把影像探测器拿开,把测量仪表放到影像探测器的位置上,并要仔细防止反向散射的影响。该影像探测器表面位置的测量仪表读数与剂量监测探测器 R1 的读数之间的关系应记录下来,在确定转换函数、噪声功率谱和调制传递函数 MTF 时,应通过剂量监测探测器 R1 的测量读数来计算相应影像探测器表面位置的照射剂量。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 2: 为减小反向散射的影响,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,实践证明,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%。

如果无法把影像探测器从辐射束中移开,可用距离平方反比定律来计算数字影像探测器表面的入射剂量。可以在焦点到数字影像探测器之间选几个不同位置进行测量,为避免探测器表面的反向散射等放射线的影响,建议测量仪表距离数字影像探测器表面距离应大于 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)时的读数之间的关系曲线:

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

这个函数基本上是条线性曲线,随焦点到辐射探测器表面的距离 r_{SID} 线性变化。做出这条曲线后,根据其延长线,只要知道焦点到辐射探测器表面的距离 r_{SID} ,通过剂量监测探测器测量的读数就可计算出影像探测器表面的入射剂量。

如果没有使用剂量监测探测器 R1,就要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影像探测器表面的照射剂量。

注 3: 为避免反向散射的影响,测量剂量时可在影像探测器表面放一块 4 mm 厚的铅板。

4.6.3 避免余辉效应

余辉效应可能影响转换函数和噪声功率谱的测量,因此其也能影响 DQE 的测量。

余辉可产生两种干扰效应:加法效应(增加了测量偏离)和乘法效应(改变了信号增益)。对两种干扰效应的程度应认真考虑。

为减少可能产生的余辉现象对测量结果的污染,应严格按照制造商规定的要求来操作设备,两次曝光间的最短间隔必须保持。有关余辉效应的检测可参见附录 A。

注:下面的参数可影响余辉效应:与信号读出相关的曝光时间,前一帧残余影像的消除方法,从残像消除到再次曝光的时间,从影像读出到再次曝光的时间,或为了消除前次曝光的残余影像而插入的虚拟读出过程等。

测试余辉效应,应用附录 A 中给出的试验程序。

4.6.4 获得转换函数的辐照

数字影像设备的所有设置应与其他测量(如 MTF)相同,按照图 2 所示的几何关系进行曝光,但在线束中无试验器件。应按照 4.6.2 的要求测量辐射水平。辐照剂量应从 0 到正常辐射水平的 4 倍来确定转换函数。

转换函数中的所谓零剂量照射由全黑的图像来确定,X 线影像的获取条件一样。最小的 X 线辐射水平不应超过常规标准辐射剂量水平的 1/5。

要获得转换函数曲线须进行多次不同剂量的曝光。如果只检查转换函数的线性区域,只需在测定区内均匀地划分 5 次曝光点就可确定。但要获得完整的转换函数,由于辐射水平范围较大,就应按照对数原则来确定曝光点,相邻曝光点的增量按对数计算(以 10 为底)不超过 0.1。所有的辐照水平都应保持辐射质量是一致的,在最低的辐照水平需要对辐射质量进行检查。为保持辐射质量的一致,必要时可以适当增加焦点到探测器表面的距离。

4.6.5 测定噪声功率谱的辐照

测量噪声功率谱时,数字影像设备的设置应与其他需要照射试验器件的实验(如 MTF)相同,按照图 2 所示的几何关系设置投照距离,但在线束中无试验器件,按照 4.6.2 的要求测量辐射水平。

X 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和 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辐照的标准偏差应小于均值的 10%。

注:测量所需要的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。如果我们期望二维噪声功率谱的测量精度为 5%,则最少需要 960 个 ROI(重叠采集),意味着给定的 ROI 可以提供 1 千 6 百万个独立的像素数据。因此二维噪声功率谱随后还要集约处理为一维噪声功率谱,同样的精度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(余辉效应;见 4.6.3)。曝光时不允许改变系统设置。

需要测量三种不同曝光剂量(见 4.6.1)的噪声功率谱:标准辐射剂量,标准辐射剂量×3.2,标准辐射剂量×(1/3.2)。

4.6.6 辐射野中有试验器件的辐照

辐照应按照图 2 所示的几何关系进行,试验器件直接放在数字影像探测器表面。试验器件在摆放时其测量边缘应与影像探测器像素矩阵的行或列的排列有一个夹角 α ,该 α 角在 1.5°和 3°之间。

注 1:预采样法确定 MTF 有众多文章进行过阐述,该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(ISO15529 和 ISO12233)相同。

试验器件应与射线束的中心轴垂直,并且其测试边缘应尽可能靠近中心轴。

注 2:偏离理想设置会导致测量的 MTF 降低。

对试验器件的辐照应进行两次,一次是沿像素矩阵的行摆放进行拍照,另一次是沿列摆放进行拍照。两次辐照间其他设置一律不能改变,如果位置发生改变,需重新进行调整。

应选择三个辐照水平中的一个所获得的图像进行 MTF 测量(见 4.6.1)。

5 未处理数据的校正

测量转换函数、噪声功率谱和 MTF 前,可以对未处理数据进行线性化或者与图像无关的校正。如:

——未处理数据中环的或失效的像素可以像常规临床使用中那样用适当数据代替。

——平面视野校正还包括：

- 辐射野的不均匀性校正；
- 个别像素的数据偏移校正，以及；
- 个别像素的增益校正。

它们可按常规临床使用中的方法进行。

——几何失真校正可按常规临床使用中的方法进行。

注：有一些探测器由于物理结构原因需要进行线性化校正，当这些处理是线性的并不影响图像质量时，可以允许进行。

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 $DQE(u, v)$ 计算公式定义如式(1)：

$$DQE(u, v) = G^2 MTF^2(u, v) \frac{W_{in}(u, v)}{W_{out}(u, v)} \dots\dots\dots (1)$$

该公式的来源见 Handbook of Medical Imaging I (公式 2.153)[4]。

在本部分中，数字 X 射线成像装置输出图像的噪声功率谱 $W_{out}(u, v)$ 和调制传递函数 $MTF(u, v)$ 应用线性化后的数据进行计算。原始数据的线性化是通过转换函数计算的(见 6.3.1)，并表达成单位面积上的光子数。式(1)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。

因此在本部分中，计算依赖空间频率的 $DQE(u, v)$ 实际计算公式为：

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

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；

$W_{in}(u, v)$ ——在探测器输入表面辐射野的噪声功率谱，测量方法见 6.2；

$W_{out}(u, v)$ ——数字 X 射线成像装置输出图像的噪声功率谱，详细测量方法见 6.3.2。

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(3)计算：

$$W_{in}(u, v) = K_a \cdot SNR_{in}^{-2} \dots\dots\dots (3)$$

式中：

K_a ——测量到的空气比释动能，单位为微戈(μGy)；

SNR_{in}^{-2} ——单位空气比释动能信噪比的平方，单位为毫米平方微戈分之一 $[1/(mm^2 \mu Gy)]$ ，具体数值见表 2 中的第 2 列。

表 2 中 SNR_{in}^{-2} 的值应用于本部分。

表 2 本部分指定使用的参数

辐射质量 No.	$SNR_{in}^{-2} / [1/(mm^2 \mu Gy)]$
RQA 3	21759
RQA 5	30174
RQA 7	32362
RQA 9	31077

计算 SNR_{in}^{-2} 相关的背景信息见附录 C。

6.3 从图像中测量各参数

6.3.1 数据的线性化

原始数据的线性化是通过转换函数逆变换对每个像素计算的。转换函数是输出的原始数据对输入的单位面积接受的量子数的函数,线性化后数据的单位为单位面积接受的辐射量子数。

注:对于已经线性化过的转换函数,数据的线性化可以简化为与转换系数的相乘。

转换函数是由根据 4.6.4 产生的图像测定的。

数据的计算是取辐照野中心 100×100 矩阵区域内像素值进行平均。每个像素值应该是原始数据,也就是只经过第 5 章中所允许的校正,而没有进行过其他优化处理的数据。这个平均数对应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辐射光子数 Q , Q 是通过入射空气比释动能乘以表 2 第 2 列上的数值计算得到。

实验数据绘图时应建立模拟函数,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。所拟合的函数应满足以下要求:

- 最终的 $R^2 \geq 0.99$ 并且;
- 任何试验数据与模拟函数偏差不得大于 2%。

6.3.2 噪声功率谱(NPS)

数字 X 线成像装置输出的噪声功率谱 $W_{\text{out}}(u, v)$ 应从按照 4.6.5 产生的图像上测量。

把数字 X 线影像探测器均匀曝光的区域约 $125 \text{ mm} \times 125 \text{ mm}$ 的面积划分为许多正方形的小区域,叫做感兴趣区(ROI)。每个 ROI 应包括 256×256 像素矩阵用于独立计算噪声功率谱。各 ROI 之间应相互重叠 128 个像素,如图 3 所示。在整个分析区域内,左上角的 256×256 矩阵为第一个 ROI,向右平移 128 个像素建立第二个 ROI,其与第一个间有 50% 的重叠,如此重复一直到右侧边缘,建立一条水平带。然后向下方移动 128 个像素从左到右建立第二条水平带,重复上述步骤直到 $125 \text{ mm} \times 125 \text{ mm}$ 的面积被上述 ROI 所覆盖。

如果要去掉图像不均匀性的影响,可以根据整幅图像建立一个二维的二阶多项式 $S(x_i, y_i)$,在进行频谱计算时,线性化的数据减去此多项式 $S(x_i, y_i)$ (见式 4)。不使用任何窗口函数,对所有 ROI 进行二维傅立叶变换。

本部分计算噪声功率谱所使用的二维傅立叶变换公式 4 是从 Handbook of Medical Imaging I [4] 中的方程 3.44 演化来的:

$$W_{\text{out}}(u_n, v_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)) \right|^2 \quad \dots\dots\dots (4)$$

式中:

$\Delta x \Delta y$ ——水平和垂直方向的像素间隔;

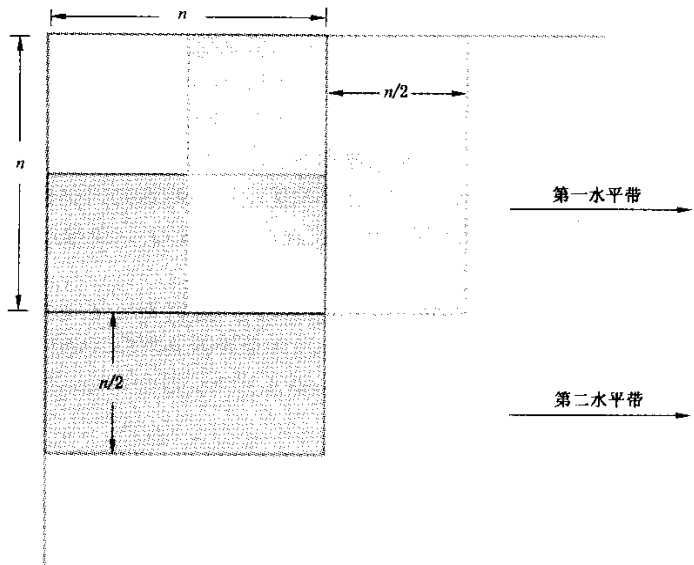
M ——ROIs 的数量;

$I(x_i, y_j)$ ——线性化的数据;

$S(x_i, y_j)$ ——可选的拟合二维的二阶多项式。

噪声功率谱的均值为所有 ROI 噪声功率谱的累加平均。

为将二维噪声功率谱转换为一维频率函数,沿行和列取 15 排数据。可分别取轴两侧各 7 行或 7 列坐标数据(总数达到 14,但不含轴上的数据)进行数学平均。每个点的空间频率以其到坐标原点的距离为准进行计算。数据的平滑处理应用这 14 行或列上点的数据进行平均,计算时取空间频率范围落在 $f - f_{\text{int}} \leq f \leq f + f_{\text{int}}$ (f_{int} :频率间隔)间点的数值进行运算并做记录(见第 7 章要求)。



注：如图，ROI 的尺寸 $n=256$ 。

图 3 ROI 的排列分布

f_{int} 的定义为：

$$f_{int} = \frac{0.01}{\text{像素间距 (mm)}}$$

注：进行累加处理，频率间隔取决于像素的大小。无论像素大小，应保证使用频率非常接近的点的数据进行处理，以获得相同的计算精度。

噪声功率谱的密度量纲是单位二维空间频率内(长度间隔的平方)线性化的数据的平方，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，可以对用于计算功率谱的原始数据的偏差进行核算。如果偏差大于 0.25(见 ISO 12232 的 6.2.5)，量化噪声可以忽略。如果偏差小于 0.25，此数据就不适合用于计算噪声功率谱。

注：通常原始数据的偏差都大于量化间隔的 1/4，但如果量化的比特数太少，则像素间的偏差就可能很小。进行量化误差计算(例如 1/12)时，可以假定模拟信号幅度是均匀分布在整个量化范围内的。

如果噪声功率谱是沿对角线(与水平和垂直轴呈 45°角)进行一维化处理和平均，其采样和处理方法与上面所述相同，只是运算时包含对角线上的数据。可取相邻轴上的数据进行平均处理以提高 NPS 的计算精度。

6.3.3 调制传递函数 MTF 的测定

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。

确定 MTF 需要使用全长度的边缘扩散函数(ESF)，测量 ROI 如图 1 所示。

整数 N 表示沿着黑白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像素矩阵的行或列的夹角 α 来计算 N ， $N=(1/\tan\alpha)$ ，取最接近的整数。

注：根据 α 的范围， N 大概在 20 至 40 之间。

跨越边缘的 N 线(行或列)上的线性化像素数据用来产生过采样的边缘剖面函数(或 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值为第 $(N+1)$ 个点,第二条线的第二个像素值为第 $(N+2)$ 个点等等。

采样距离假设是恒定的,设定为像素间隔 Δx 除以 N ,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 。这种有限元差分算法产生的频率平滑效应可以进行校正[6]。对这个线扩展函数进行傅立叶变换,变换后傅立叶函数各频率的系数就是 MTF 。用 MTF 零频率的幅度进行归一化处理。由于像素距离是沿着行或列的方向计算而不是与边缘方向垂直,所以频率轴刻度可以用刻度指数 $(1/\cos\alpha)$ 校正。

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

对 MTF 进行平均处理,要用其他组覆盖边缘连续排列的 N 条线重复上述运算。对于有噪声的图像,可以用此方法来平均所有边缘扩展函数,然后用平均处理后的 ESF 来计算 MTF 。

计算得出得 MTF 频率函数应记录在报告中(见第 7 章要求)。对每个频率间隔 $f_{im} \text{ mm}^{-1}$ 周围的数据应进行平均处理 $(f - f_{im} \leq f \leq f + f_{im})$,见 6.3.2)。

7 符合性声明的格式

在表述量子探测效率 DQE 时,下面参数需要说明:

- 所使用的辐射质量按表 1 中的定义陈述;
- 辐射剂量(空气比释动能);
- 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 要求);
- 测量 MTF 的方法,如果与本部分建议的边缘测量方法不同,请详细说明;
- 气候和环境条件。

DQE 的测量结果应用数据表格的形式表达(如表 3 所示),按照 0.5 mm^{-1} , 1.0 mm^{-1} , 1.5 mm^{-1} 等刻度,直到略低于 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。另外,测量结果也可以画出曲线,表达为空间频率的函数 $DQE(u, v)$,两个坐标轴都使用线性刻度。不同照射量(AIR KERMA)下的测量结果作为一个重要参数也应画在同一坐标中。见图 4 示范。

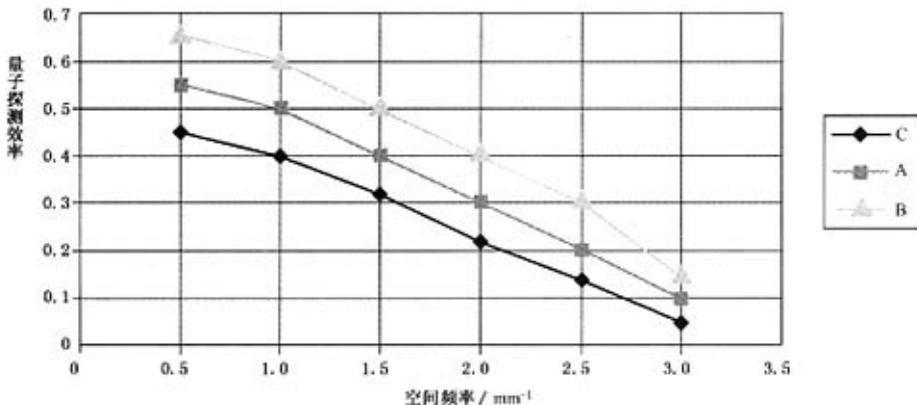


图 4 $DQE(u, v)$ 示范曲线,不同空气比释动能

图 5 (a: $2.5 \mu\text{Gy}$, b: $2.5 \mu\text{Gy} \times 3.2$, c: $2.5 \mu\text{Gy}/3.2$) 下的 DQE 参数分别标出

通常, $DQE(u, v)$ 数值应在水平和垂直两个方向轴同时表达,但如果 $DQE(u)/DQE(v)$ 的比值在 0.9 到 1.1 的范围内, $DQE(u, v)$ 的值可认为是两个方向空间频率的平均值,对每个轴都有效。

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

表 3 测量结果表达格式

辐射 RQA/ μGy	空间频率/ mm^{-1}	DQE(水平)或(垂直)
5/2.5	0.5	0.65
	1.0	0.6
	1.5	0.5
	2.0	0.4
	2.5	0.3
	3.0	0.15

8 准确度

DQE 的不确定度宜按照 GUM [2] 的指示,用式(2)为模型公式。

按照参考文献[2]范围指数为 2 的 DQE 不确定度应小于:

$$\Delta(DQE(u)) = \pm 0.06$$

或者

$$\Delta(DQE(u))/DQE(u) = \pm 0.10$$

以其中数值大者为准。

测量不确定度宜在数据文件中给予说明。

附 录 A
(规范性附录)
余辉效应的测量

A.1 附加余辉效应的检测

为检测余辉效应的幅度,须进行以下测量:

- 1) 按照 4.6.6 所描述的方法对试验器件进行辐照,确保试验器件位置和投射射线按照 4.6.6 的规定进行。根据 4.6.1 要求使用常规标准剂量进行辐照;
- 2) 按照制造商建议的方法采集影像;
- 3) 在辐照期间,有关操作按照规定要求进行;
- 4) 不曝光,按照步骤 2) 采集第 2 幅影像;
- 5) 记录两次影像采集的时间间隔;这个时间与按第 A.2 章方法所确定的时间相比,谁比较长,谁将作为可成功进行转换函数、噪声功率谱和 MTF 测量的最短曝光间隔;
- 6) 在步骤 2) 曝光期间采集的影像上,测量邻近高对比区域但没有被铅板覆盖的区域中(图 A.1 中的 ROI 2)线性化处理后各像素的平均值,矩形测量 ROI 中至少包括 1 000 个相邻的但不重叠的像素²⁾;
- 7) 在步骤 4) 不曝光所采集的影像上,同样测量上述邻近高对比区域但没有被铅板覆盖的区域中(图 A.1 中的 ROI 2)线性化处理后各像素的平均值,矩形测量 ROI 中至少包括 1 000 个相邻的但不重叠的像素;
- 8) 在步骤 4) 不曝光所采集的影像上,测量邻近高对比区域但是被铅板覆盖的区域中(图 A.1 中的 ROI 1)线性化处理后各像素的平均值,矩形测量 ROI 中至少包括 1 000 个相邻的但不重叠的像素;
- 9) 如果步骤 7) 与步骤 8) 测量的差值除以步骤 6) 的结果小于 0.005,检测通过;
- 10) 其表示曝光的余辉效应小于 0.5%;
- 11) 如果检测没有通过,增加曝光和非曝光两次影像采集的时间间隔,重复上述过程。

2) 当检测可靠性为 95% 时,要保证均值相差 0.005,最少需采样 1000 个像素。如果检测可靠性为 80%,则要至少采样 10000 个像素。

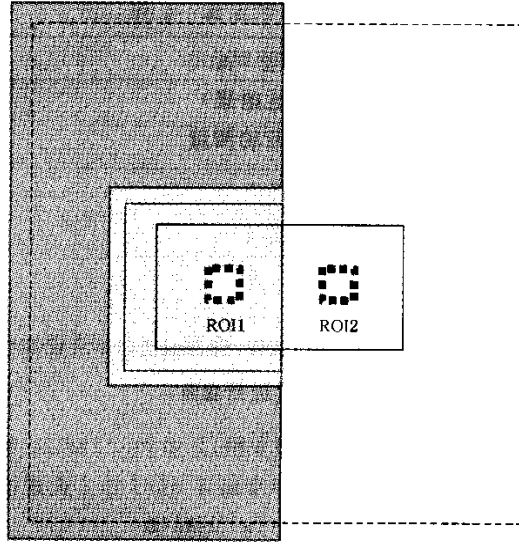


图 A.1 感兴趣区的定义

A.2 余辉增殖效应的检测

为检测余辉增殖效应的幅度,须进行以下测量:

- 1) 按照 4.6.1 所描述的方法对探测器进行曝光,辐射野中没有任何物体,使用常规标准剂量进行曝光;
- 2) 按照制造商建议的方法采集影像(影像 1,射线照射,无测量模板);
- 3) 在辐照期间,有关操作按照规定要求进行;
- 4) 按照 4.6.6 所描述的方法对试验器件进行曝光,确保试验器件位置和投照几何按照 4.6.6 的规定进行。根据 4.6.1 要求使用常规标准剂量进行曝光;
- 5) 按照制造商建议的方法采集步骤 4) 的曝光影像(影像 2);
- 6) 在辐照期间,有关操作按照规定要求进行;
- 7) 按照 4.6.1 所描述的方法对探测器进行第 2 次辐照,辐射野中没有任何物体,使用常规标准剂量进行曝光;
- 8) 按照制造商建议的方法采集步骤 7) 的辐照影像(影像 3,射线照射,无测量模板)。记录第 2 次辐照影像采集(射线照射,有测量模板)和第 3 次影像采集(射线照射,无测量模板)时间间隔;这个时间与按第 A.1 章方法所确定的时间相比,谁比较长,谁将作为可成功进行转换函数、噪声功率谱和 MTF 测量的最短曝光间隔;
- 9) 在图像 1 和图像 3 上面,分别测量邻近高对比区域被铅板覆盖的区域中(图 A.1 中的 ROI 1)线性化处理后各像素的平均值,矩形测量 ROI 中至少包括 1000 个相邻的但不重叠的像素;
- 10) 在图像 1 和图像 3 上面,分别测量邻近高对比区域没有被铅板覆盖的区域中(图 A.1 中的 ROI 2)线性化处理后各像素的平均值,矩形测量 ROI 中至少包括 1000 个相邻的但不重叠的像素;
- 11) 如果满足下面公式,则测试通过;

$$\frac{(\text{图像 } 1_{\text{ROI1}} - \text{图像 } 1_{\text{ROI2}}) - (\text{图像 } 3_{\text{ROI1}} - \text{图像 } 3_{\text{ROI2}})}{2} \leq 0.005$$

此意味着曝光的余辉效应小于 0.5%。

如果检测没有通过,增加数字 X 线探测器曝光影像采集的时间间隔,重复上述过程。

附 录 B

(规范性附录)

术语—已定义术语的索引

IEC 60788	rm-...s
缩略语	rm-...s
本部分中定义的术语	3. × ×
附加滤板 added filter	rm-35-02
空气比释动能 air kerma	rm-13-11
防散射滤线栅 anti-scatter grid	rm-32-06
自动照射量控制 automatic exposure control	rm-36-46
中心轴 central axis	3.1
计算机体层摄影 computer tomography	rm-41-20
恒压高压发生器 constant potential high-voltage generator	rm-21-06
转换函数 conversion function	3.2
量子探测效率 detective quantum efficiency $DQE(u, v)$	3.3
探测器表面 detector surface	3.4
光阑 diaphragm	rm-37-29
数字 X 射线成像装置 digital x-ray imaging device	3.5
焦点 focal spot	rm-20-13s
半价层 half-value layer	rm-13-42
影像矩阵 image matrix	3.6
影像接收器平面 image receptor plane	rm-37-15
辐照 irradiation	rm-12-09
照射时间 irradiation time	rm-36-11
余辉效应 lag effect	3.7
线性化的数据 linearized data	3.8
调制传递函数 modulation transfer function $MTF(u, v)$	3.9
噪声 noise	3.10
噪声功率谱 noise power spectrum (NPS) $W(u, v)$	3.11
焦点标称值 nominal focal spot value	rm-20-14
原始数据 original data DN	3.12
半影区 penumbra	rm-37-08
波纹百分率 percentage ripple	rm-36-17
光子流量 photo fluency	3.13
辐射窗 radiation aperture	rm-37-26
辐射束 radiation beam	rm-37-05
辐射探测器 radiation detector	rm-51-01
辐射仪 radiation meter	rm-50-01
辐射质量 radiation quality	rm-13-28

辐射源组件	radiation source assembly	rm-20-05
未处理数据	raw data	3.14
散射	scattered radiation	rm-11-13
空间频率	spatial frequency u or v	3.15
试验器件	test device	rm-71-04
X 射线设备	x-ray equipment	rm-20-20
X 射线发生装置	x-ray generator	rm-20-17
X 射线影像增强器	x-ray image intensifier	rm-32-39
X 射线管	x-ray tube	rm-22-03
X 射线管电流	x-ray tube current	rm-36-07
X 射线管电压	x-ray tube voltage	rm-36-02

附 录 C
(资料性附录)
输入噪声功率谱的计算

输入噪声功率谱等效于输入的光子流量数量涨落影响(Handbook of Medical Imaging [4] 公式 2.134):

$$W_{in}(u, v) = Q \dots\dots\dots (5)$$

式中:

Q ——射线的光子流量(Photon Fluence),即单位面积上($1/\text{mm}^2$)的照射光子数量。 Q 取决于 X 射线的波谱和空气比释动能级别:

$$Q = K_a \cdot \int (\Phi(E)/K_a) dE = K_a \cdot SNR_{in}^2 \dots\dots\dots (6)$$

式中:

K_a ——空气比释动能,单位为微戈(μGy);

E ——X 线能量,单位为千电子伏特(keV);

$\Phi(E)/K_a$ ——单位空气比释动能的 X 线能谱通量,单位为毫米平方千电子伏特微戈分之一 [$1/(\text{mm}^2 \cdot \text{keV} \cdot \mu\text{Gy})$];

SNR_{in}^2 ——单位空气比释动能的信噪比平方,单位为毫米平方微戈分之一 [$1/(\text{mm}^2 \cdot \mu\text{Gy})$].

表 2 中给出的数值是用计算机运行 SPEVAL 程序所计算出的。使用其他程序计算结果可能有些微小的差别。计算 SNR_{in}^2 的软件程序和数据是由 PTB [7] 的 Dr. H. Kramer 提供的。

X 线能谱:

钨靶阳极,靶角 12° , 2.5 mm 铝滤片, 1 m 空气, kV 增量 1 kV, 按照 Iles [8] 计算所得。能谱中包括了阳极靶材料的特征谱线。

空气比释动能:

计算数据由 P. D. Higgins 等提供 [9]。

交互系数:

数据从 NIST [10] 提供的 XCOM 数据库中获取。

参 考 文 献

所参考的公开出版物:

- [1] ICRU 报告 54:1996,医学影像——影像质量的评估
- [2] ISO 测量不确定度实用指南
- [3] METZ, EC. , WAGNER, RF. , DOI, K. , BROWN, DG. , NISHKAWA, RM. , MYERS, KJ. Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging system. MED. Phys. ,1995, 22, p. 1057-1061.
- [4] BEUTEL, J, KUNDEL, HL. , VAN METTER, RL. Editor: Handbook of medical imaging. Vol. 1: Physics and Psychophysics. 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] SPEVAL software package version of Jan. 1995 (H. Kramer of PTB)
- [8] ILES, WJ. Computation of bremsstrahlung X-ray spectra over an energy range 15kV to 300kV. National Radiological Protection Board Report 204, London, HMSO, 1987
- [9] HIGGINS, PD. et al. Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients, Including In-Flight Positron Annihilation for Photon Energies 1keV to 100MeV. NISTIR 4812, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg USA(1992).
- [10] BERGER, MJ. and Hubbell, JH. XCOM: Photon Cross Sections Database, NIST Standard Reference Database 8, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg USA.

其他相关文献

- DAINTY, JC. and SHAW, R. Image Science. Academic Press, London, 1974, ch. 5, p. 153
- DAINTY, JC. and SHAW, R. Image Science. Academic Press, London, 1974, ch. 8, p. 312
- DAINTY, JC. and SHAW, R. Image Science. Academic Press, London, 1974, ch. 8, p. 280
- SHAW, R. The Equivalent Quantum Efficiency of Photographic Process. J. Ph. Sc. , 1963, 11, p. 199-204.
- STIERSTORFER, K. , SPAHN, M. Self-normalizing method to measure the detective quantum efficiency of wide range of X-ray detectors. Med. Phys. , 1999, 26, p. 1312-1319.

HILLEN, W. , SCHIEBEL, U. , ZAENGEL, T. Imaging performance of digital phosphor system.

Med. Phys. , 1987, 14, p. 744-751.

CUNNINGHAM, IA. , in Standard for measurement of Noise Power Spectra, AAPM Report, December 1999

SAMEI, E. , FLYNN, MJ. , REIMANN, D. A. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic system using an edge test device. Med. Phys. , 1998, 25, p. 102-113.

GRANFORS, PR. , AUFRICHTIG, R. DQE(f) of an Amorphous Silicon Flat Panel X-ray Detector; Detector Parameter influences.

CUNNINGHAM, IA. , Degradation of the Detective Quantum Efficiency due to a Non-Unity Detector Fill Factor. Proceedings SPIE, 3032, 1997, p. 22-31.

SIEWERDSEN, JH. , ANTONUK, LE. , EL-MOHRI, Y. , YORKSTON, J. , HUANG, W. , and CUNNINGHAM, IA. , Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. Med. Phys. , 1998, 25, p. 614-628.

DOBBINS III, JT. 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.

DOBBINS III, JT. ERGUN, DL. , RUTZ, L. , HINSHAW, DA. , BLUME, H. , and CLARK, DC. DQE(f) of four generation of computed radiography acquisition device. Med. Phys. , 1995, 22, p. 1581-1593.

SAMEI, E. , FLYNN, MJ. , CHOTAS, H. G. , DOBBINS III, JT. DQE of direct and indirect digital radiographic systems. Proceedings of SPIE, Vol. 4320, 2001, p. 189-197.

IEC 61262-5:194, Medical electrical equipment —Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers —Part 5; Determination of the detective quantum efficiency

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

ISO 15529:1999, Optics and optical instruments —Optical transfer function —Principles of measurement of modulation transfer function(MTF) of sampled imaging systems

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

DOBBINS III, JT. Image Quality Metrics for Digital Systems. In: Handbook of Medical Imaging, Vol. 1, by J. Beutel, H. L. Kundel, and R. L. Van Metter, SPIE Press, 2000.