

中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0590.3—2011/IEC 62220-1-3:2008

医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性 第 1-3 部分：量子探测效率的测定 动态成像用探测器

Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—
Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency—
Detectors used in dynamic imaging

(IEC 62220-1-3:2008, IDT)

2011-12-31 发布

2013-06-01 实施



国家食品药品监督管理总局 发布

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射线设备	4
4.3 辐射质量	4
4.4 试验器件	4
4.5 几何位置	4
4.6 辐照条件	6
4.6.1 通用条件	6
4.6.2 空气比释动能的测量	7
4.6.3 滞后效应	7
4.6.4 为获取转换函数的辐照	8
4.6.5 用于测定噪声功率谱和滞后效应的辐照	8
4.6.6 辐射束中有试验器件的辐照	9
4.6.7 所有必要辐照的概述	9
5 未处理数据的校正	9
6 量子探测效率的测定	10
6.1 $DQE(u, v)$ 的定义及公式	10
6.2 用于评估的参数	10
6.3 由图像测定不同的参数	11
6.3.1 数据的线性化	11
6.3.2 滞后效应校正后的噪声功率谱(NPS)	11
6.3.3 调制传递函数(MTF)的测定	13
7 符合性声明的格式	14
8 准确度	14
附录 A (资料性附录) 滞后效应的测定	15
附录 B (资料性附录) 输入噪声功率谱的计算	17
参考文献	18
索引	20

前 言

YY/T 0590《医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性》分为如下几部分：

- 第 1 部分：量子探测效率的测定；
- 第 1-2 部分：量子探测效率的测定 乳腺 X 射线摄影用探测器；
- 第 1-3 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 1-3 部分。

本部分按照 GB/T 1.1—2009 给出的规则起草。

请注意本部分的某些内容可能涉及专利，本文件发布机构不承担识别这些专利的责任。

本部分使用翻译法等同采用 IEC 62220-1-3:2008《医用电气设备 数字 X 射线成像装置特性 第 1-3 部分：量子探测效率的测定 动态成像用探测器》。

本部分做了下列编辑性修改：

- 删除了 IEC 前言；
- 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。

本部分由国家食品药品监督管理局提出。

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

本部分起草单位：辽宁省医疗器械检验所、航天恒星空间技术应用有限公司、航卫通用医疗系统有限公司、上海西门子医疗器械有限公司。

本部分主要起草人：孙智勇、邹元、张凤超、郭强、陈守水。

引 言

数字 X 射线成像装置正日益广泛地应用于医疗诊断领域并逐步替代传统的屏片系统与模拟的 X 射线影像增强电视系统。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的最适合的参数。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]¹⁾。

注 2: YY/T 0457.5—2003 具体介绍的是一种方法,这种方式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 射线图像增强器的光电部件,而不是本标准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,而本标准指定的是 X 射线管的使用。YY/T 0457.5—2003 的范围被限定在 X 射线图像增强器,并没有与本标准的范围冲突。

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。然而不论是测量条件或测量程序目前还没有标准的规范,结果导致不同来源的数据不具有可比性。

因此制定本部分以期规范数字 X 射线成像装置量子探测效率的测量程序和符合性声明的格式。

在本部分推荐的 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]。

本部分将有益于制造商,使用者,销售商及管理部门。它是三个相关系列标准中的第三个文件:

第 1 部分:适用于 X 射线摄影,不包括乳腺 X 射线摄影和透视。

第 1-2 部分:适用于乳腺 X 射线摄影。

本部分即第 1-3 部分:适用于动态成像探测器。

以上部分可以看作是描述数字 X 射线成像装置相关参数的 YY/T 0590 系列标准的第一部分。

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 1-3 部分:量子探测效率的测定

动态成像用探测器

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的测定方法。本部分的预期使用者是制造商和装备精良的测试实验室。

本部分限于用于动态成像的数字 X 射线成像装置,例如,但不仅限于,基于直接或间接平板探测器的系统。

不宜将 YY/T 0590 的本部分应用于基于 X 射线影像增强器的数字化系统。

注 1:之所以不宜,是基于在这些设备中出现低频跌落现象和晕映以及几何畸变现象的考虑,这些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;
- 计算机体层摄影设备;及
- 对患者进行扫描成像的 X 射线系统;

注 2:不包括上述装置,是因为它们包含许多不同于针对动态成像非常重要的参数(例如,辐射质量,几何位置,时间依赖性)。其中一些参数在其他部分(YY/T 0590.1 和 YY/T 0590.2)中已经进行了规定。

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。

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

YY/T 0481—2004²⁾ 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 电子静态图像摄像机 ISO 速度的测定(Photography—Electronic still-picture cameras—Determination of ISO speed)

IEC TR 60788:2004 医用电气设备 定义术语汇编(Medical electrical equipment—Glossary of defined terms)

3 术语和定义

IEC 60788 界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

2) 尽管 IEC 61267 的第 2 版(2005)已经发布,但是为了使 IEC 62220 系列标准的一致性,涉及第 1 版(IEC 61267:1994)还被特别的保留贯穿于本标准中。

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。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.1]

3.2

转换函数 conversion function

不同辐射剂量照射下,数字X射线成像装置原始影像大面积像素平均值与探测器表面所在平面辐射剂量 Q (单位面积光子数)的对应曲线。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.2]

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: 许多校准实验室,如国家计量研究院可以校准用手测量空气比释动能的辐射仪。

3.3

量子探测效率 detective quantum efficiency

$DQE(u, v)$

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: 作为代替二维量子探测效率,经常把此二维的 DQE 曲面沿空间频率轴切成一维 DQE 曲线。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.3]

3.4

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

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.4]

3.5

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。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.5]

3.6

图像矩阵 image matrix

直角坐标系中的矩阵元的排列。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.6]

3.7

滞后效应 lag effect

前一幅影像对当前影像的影响。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.7]

3.8

线性化数据 linearized data

实施了转换函数逆变换的原始数据。

注: 线性化数据与空气比释动能成正比。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.8]

3.9

调制传递函数 modulation transfer function

$MTF(u, v)$

一种复数的光学传递函数的模,表示为空间频率 u 和 v 的函数。

[YY/T 0590.1—2005,定义 3.9]

3.10

噪声 noise

偏离随机过程期望值的波动。

[YY/T 0590.1—2005,定义 3.10]

3.11

噪声功率谱 noise power spectrum

噪声自协方差函数傅立叶变换的模。噪声的功率作为二维空间频率的函数,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,噪声功率谱常常被称为“Wiener 波谱”。

[YY/T 0590.1—2005,定义 3.11]

3.12

原始数据 original data

DN

实施了本标准允许的校准后的未处理数据。

[YY/T 0590.1—2005,定义 3.12]

3.13

光子流量 photon fluence

Q

单位面积上光子数的平均值。

[YY/T 0590.1—2005,定义 3.13]

3.14

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,或者是未经任何软件校准的光子计数系统的计数。

[YY/T 0590.1—2005,定义 3.14]

3.15

空间频率 spatial frequency

u 或 v

重复的空间间隔的倒数。空间频率的量纲是长度的倒数。

[YY/T 0590.1—2005,定义 3.15]

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贮存和运行。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要求一致,包括帧频在内,并在检测过程中保持稳定。

数字 X 射线成像装置的环境条件应与结果一同记录。

4.2 X射线设备

对于下列条款所描述的所有试验,应使用恒压高压发生器(GB 9706.3)。波纹百分率应不大于4。标称焦点值(YY/T 0063)应不大于1.2。

测量空气比释动能应使用校准过的辐射仪。测量的不确定度(覆盖因子2)[2]应小于5%。

注1:“不确定度”和“覆盖因子”是ISO/IEC导则中定义的用于测量不确定度的术语[2]。

注2:例如,读取空气比释动能的辐射仪可由许多国家计量院校准。

4.3 辐射质量

辐射质量应是YY/T 0481—2004规定的4种辐射质量中的一个或多个(参见表1)。如果只选择一个辐射质量,宜优先使用辐射质量RQA5。

对于辐射质量的应用,参见YY/T 0481—2004。

注1:尽管IEC 61267—1994的新版本已经发布,但为了保证YY/T 0590系列标准的统一性,本标准将保持之前源自YY/T 0481—2004的参考。另外,IEC 61267:2005对于辐射质量应用的实现增加了严格的要求,而这些要求是本标准使用中不需要的。

注2:根据YY/T 0481—2004,辐射质量是由固定的附加滤过和半价层确定的,其中这个半价层是通过X射线管电压的调整与附加滤过共同实现的,从表1中接近的X射线管电压开始调整。

注3:附加滤过是在X射线管固有滤过之外加上的滤过。

注4: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。

表1 测量DQE所使用的辐射质量(YY/T 0481—2004)和相关参数

辐射质量	近似的X射线管电压 kV	半价层(HVL) mmAl	附加滤过 mmAl
RQA3	50	4.0	10.0
RQA5	70	7.1	21.0
RQA7	90	9.1	30.0
RQA9	120	11.5	40.0

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、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。

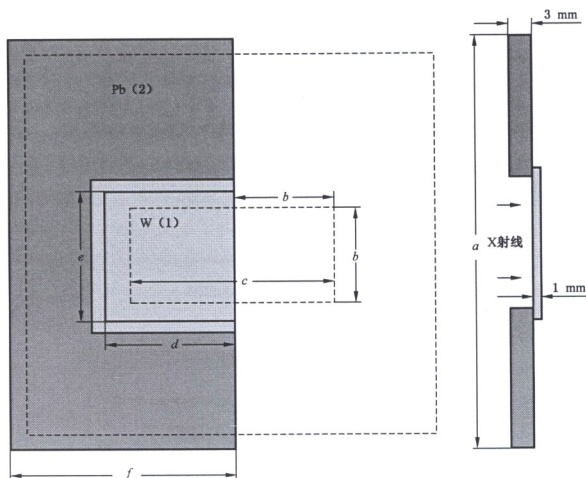
钨板被用作边缘试验器件。所以,用于试验照射的边沿应仔细抛光且与板面成90°。如果不使用增感屏直接把此边缘在胶片上曝光,胶片上图像边缘的起伏变化应小于5 μm。

钨板应固定在一个3 mm厚的铝板上(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。

4.5 几何位置

测量布局的几何位置应与图2相符。X射线设备按正常诊断应用时的同样方法设置。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,可以选择较小一些的距离,但是当报告结果时,须清楚的声明这个距离。

基准轴应与中心轴保持一致。



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。

用来测定调制传递函数的感兴趣区域为 $b \times c$, 50 mm×100 mm(内侧长虚线表示的区域)。

探测器上被辐射的区域(外围虚线)至少要 160 mm×160 mm。

图 1 试验器件

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。偏离基准轴将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 和附加滤板应靠近 X 射线管焦点。宜使用光阑 B2 和 B3,如果证明对测试结果无影响可以忽略。光阑 B1 和 B2(如果使用)以及附加滤板三者与焦点位置应保持一个固定的位置关系。在与焦点的不同距离下,光阑 B3(如果使用)和探测器表面也应处于固定的相对距离和位置。光阑 B3(如果使用)是方形的,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,光束依然可保持严格准直。探测器表面上的辐射区域应至少为 160 mm×160 mm。

光阑的衰减特性应保证通过光阑的 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。

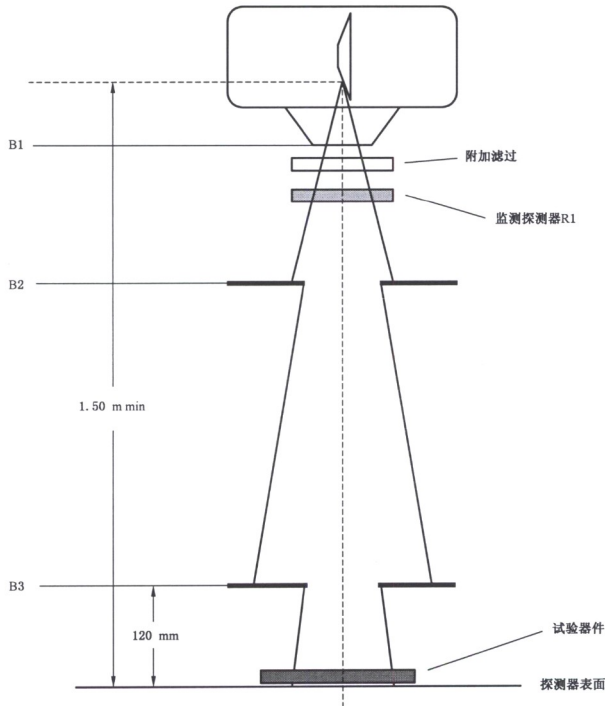
剂量监测探测器用于确保 X 射线发生器的精度。如果监测探测器 R1 的通透性很好,不会留下结构影像,其可放置在照射数字探测器的 X 射线束中,否则,其应置于通过光阑 B3 的射线束之外。监测探测器的准确度(标准方差 1σ)应优于 2%。剂量监测探测器的读数与曝光参数的关系应针对所使用的不同 X 射线质量进行校准(同样参照 4.6.2)。为了减小探测器后面物体反向散射,宜提供距其他物体最小 500 mm 的距离。

注：监测探测器的校准可能对附加滤板的位置和装在 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。

上述几何布局用于均匀照射探测器表面以测定转换函数、噪声功率谱或照射处于测试器件之后的探测器表面(见 4.6.6)。对于所有测量应照射探测器表面相同区域。应记录该区域中心相对于探测器的中心或其边缘位置。

所有的测量应使用相同的几何布局。

对于噪声功率谱和转换函数的测量,试验器件应从辐射束中移出。



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,对数字成像装置进行曝光的几何位置

4.6 辐照条件

4.6.1 通用条件

在进行任何测量之前,应对数字 X 射线探测器进行校准,即所有操作应按照第 5 章进行校正。在整个系列测量中,不能对数字 X 射线探测器进行重新校正。漂移校准不包括在此要求中。它们可以在正常的临床使用中进行。

应根据该数字 X 射线探测器在临床实践中的预期用途选择空气比释动能水平。该空气比释动能水平称为“基准”水平。同时还要至少选择另外两个空气比释动能水平,一个是基准水平的 3.2 倍,另一个为

基准水平的 1/3.2 倍。在一种成像模式中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)。

注:高于和低于基准水平的 3 倍照射近似于一幅常规临床辐射影像中的亮区和暗区的照射剂量。

根据数字 X 射线探测器临床使用目的,应选择以下一个或者多个成像模式相应的基准水平:

成像模式 1,透视	基准水平 20 nGy±10%
成像模式 2,心脏成像	基准水平 200 nGy±10%
成像模式 3,系列曝光	基准水平 2 000 nGy±10%

对于每一种成像模式,数字 X 射线成像装置的设置应保持不变。当另一个成像模式被选中时,数字 X 射线成像装置的其他设置也可被选定,在当前成像模式下,这些设置应保持稳定不变。亦可选择其他的基准水平。

空气比释动能的变化应通过 X 射线管电流的变化或辐射时间变化或同时调节两者来实现。辐照时间应与该数字 X 射线探测器临床应用时的条件相似。

辐照条件应与结果同时声明(见第 7 章)。

改变 X 射线管电流或者辐照时间时应保证辐射质量,并在最低空气比释动能水平时对辐射质量进行检查。

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,进行测量时把数字 X 射线探测器从射线束中移出,辐射仪的辐射探测器放置在探测器表面平面且置于光阑 B3 的后面,应注意使反向散射为最小。在测定转换函数、噪声功率谱和调制传递函数时,辐射仪的读数和监测探测器的读数(如果使用)之间的关系应记录下来用于计算探测器表面的空气比释动能。本部分中需要大量曝光图像,因此推荐测量累积空气比释动能(包括稳定性图像的),参见 4.6.5,然后将此累积空气比释动能值除以相应曝光图像的数量。

注 1:为减小反向散射辐射的影响,可以在辐射探测器后 450 mm 的位置放置一块 4 mm 的铅屏蔽,试验证明,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少到 250 mm,则反向散射的影响不超过 2.5%。

如果无法把数字 X 射线探测器从射线束中移出,探测器表面的空气比释动能可以通过距离平方反比定律计算。为此目的,可在焦点到探测器表面间选几个不同位置测量空气比释动能。为避免来自探测器表面的反向散射,建议探测器表面到辐射探测器的距离最小为 450 mm。

如果使用监测探测器,应绘制出监测探测器 R1 读数与辐射探测器距焦点距离(d)时的读数之间的关系曲线:

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

通过外插这个近似线性曲线到焦点和探测器表面间的距离 r_{SD} ,可以得到在 r_{SD} 点的读数比率。探测器表面空气比释动能可以通过监测探测器的读数计算出来。

如果未使用监测探测器,可利用辐射仪读数倒数的平方根绘制焦点与辐射探测器间距离的函数。按照前段描述进行外插等操作。

注 2:为减少反向散射辐射的影响,可以在探测器表面前面放置一块 4 mm 厚的铅屏蔽。

4.6.3 滞后效应

滞后效应会影响噪声功率谱的测量,进而影响量子探测效率的测量。

由于滞后效应在正常的临床使用中固有地存在,数字探测器应当和正常的临床使用一样操作。滞后效应将独立地测定并用来校正估算的噪声功率谱以产生滞后效应校正后的噪声功率谱。测量滞后效应不需要单独的图像采集,它可以结合在测定噪声功率谱采集的图像中。更多的背景信息可参考[11,12,13]。

4.6.4 为获取转换函数的辐照

数字X射线成像装置的设定应与对试验器件曝光的设定一样。辐照应按图2的几何布局进行,但射线束中无试验器件。根据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。

零空气比释动能的转换函数应由暗图像来测定,与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应不大于基准空气比释动能水平的1/5。

不同曝光的次数依赖转换函数的形式。如果只测定转换函数的线性,只需在希望的测定范围内均匀的划分5次曝光点就可以。如果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。所有的空气比释动能水平都应保证辐射质量是一致的,在最低的空气比释动能水平需要对辐射质量进行检查。为了保证辐射质量的一致,必要时可以适当增加焦点到探测器表面的距离。

4.6.5 用于测定噪声功率谱和滞后效应的辐照

数字X射线成像装置的设置应与辐照试验器件时的设置相同。辐照应按图2的几何位置进行,但是射线束内没有试验器件。根据4.6.2测量空气比释动能。

位于160 mm方形光阑之后中心的约125 mm×125 mm的方形区域被用于估算噪声功率谱,进而计算量子探测效率。

为此,输入数据应包括但不限于 N_{IM} 幅连续的非曝光图像和曝光图像,每幅图像在该区域内各个空间方向上应至少有256个像素用于估算噪声功率谱,所有曝光图像应在相同的辐射质量和空气比释动能下采集。图像采集顺序如图3所示。

这里的 N_{IM} 定义为图像的数目,它至少取64,而且应该为2的整数次幂。

为了避免瞬变效应,在非曝光图像和曝光图像之前都要采集一些额外的图像,这些额外的图像并不保存下来用于之后的分析。跳过的图像帧数取决于数字X射线探测器的滞后效应程度。作为指导,保存的 N_{IM} 幅图像序列的第一幅图像的像素均值和整个图像序列的均值偏差应小于2%。

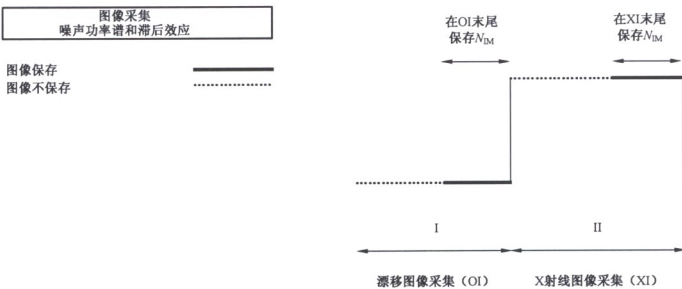


图3 测量噪声功率谱和滞后效应的图像采集序列

注：存储图像的最小数目由以下两个要求决定：

为了测定的滞后效应的精度好于5%，图像的数目 N_{IM} 应当足够多,以获取足够的频率精度。傅立叶变换应当避免零填充。因此,如果使用傅立叶变换, N 应当是2的整数次幂,64幅图像足以满足这一需求。

测定所需要的独立图像像素的最小数目取决于要求的测量精度需要的感兴趣区域(ROD)的最小数目,要达到5%的二维噪声功率谱精度,需要至少960个(重叠)感兴趣区域,这些区域可以提供1600万独立的图像像素。随后为得到一维噪声功率谱而进行的平均和集约处理能够将所需要的独立像素数目减少到400万,仍然确保所需的精度。64幅图像足以满足这一需求。

进行辐照时影像系统的设置不能改变。

测定噪声功率谱和滞后效应的图像在每种成像模式下应当在三个空气比释动能水平下采集(4.6.1):基准水平,基准水平 $\times 3.2$,基准水平 $\times (1/3.2)$,参照表 2。

4.6.6 辐射束中有试验器件的辐照

辐照应使用图 2 所示几何位置完成。试验器件直接放置在探测器表面上。试验器件放置的方法是使试验器件的边缘与像素的行或列成 α 角, α 在 $1.5^\circ \sim 3^\circ$ 之间。

注 1: 预采样法测定调制传递函数有众多文章进行过阐述,该试验器件相对图像矩阵的行或列的倾斜方法与其他标准(ISO 15529 和 ISO 12233)相同。

试验器件应与辐射束的基准轴垂直,并且其测试边缘应尽可能靠近辐射束的基准轴。

注 2: 偏离理想设置会导致 MTF 的测量值较低。

辐射束中有试验器件的辐照应至少进行两次,其中一次沿图像矩阵的行,一次沿图像矩阵的列。其他部件的位置不应变化。如果位置发生改变,应对试验器件进行新的调整。

用于测定 MTF 的图像,应针对已选成像模式按 4.6.1 所描述的三个空气比释动能水平中的一个进行采集,但是测定 MTF 应分别针对各自的成像模式。

建议对足够数量的图像进行平均,尤其在低空气比释动能水平上采集的图像。如果进行反复测量,奈奎斯特频率下 MTF 值的变化应不大于 5%。

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。所有指定的空气比释动能水平的误差为 $\pm 10\%$ 。

表 2 必要辐照

	成像模式 1	成像模式 2	成像模式 3
4.3	RQA	RQA	RQA
条件	20 nGy	200 nGy	2 000 nGy
	系统设定 1	系统设定 2	系统设定 3
4.6.4			
转换函数	0~80 nGy	0~800 nGy	0~8 000 nGy
4.6.5	6 nGy	60 nGy	600 nGy
噪声功率谱和滞后效应	20 nGy	200 nGy	2 000 nGy
	和	和	和
	64 nGy	640 nGy	6 400 nGy
4.6.6	6 nGy, 20 nGy	60 nGy, 200 nGy	600 nGy, 2 000 nGy
调制传递函数	或 64 nGy	或 640 nGy	或 6400 nGy
(H/V)	任选其一	任选其一	任选其一

5 未处理数据的校正

在进行转换函数,噪声功率谱和调制传递函数测量之前,可以对未处理数据进行以下线性的且与图像无关的校正。

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;
 - 各个像素独立的漂移校正;
 - 各个像素独立的增益校正;
- 几何变形的校正。

注 1: 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。

注 2: 如果同样的校正应用于所有图像,且与图像内容不相关,则认为该校正是图像无关的。

6 量子探测效率的测定

6.1 $DQE(u, v)$ 的定义及公式

依赖空间频率的量子探测效率 $DQE(u, v)$ 的公式是:

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

这个公式的来源是《医学成像手册》Vol. 1 公式 2. 153[4]。

在本部分中,输出噪声功率谱 $W_{out}(u, v)$ 经过滞后效应校正得出 $W_{out\ corrected}(u, v)$ (根据 6. 3. 2)。数字 X 射线成像装置的输出噪声功率谱 $W_{out\ corrected}(u, v)$ 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),并被表达成单位面积上的光子数。式(1)中空间频率为 0 的增益 G 也是转换函数的一部分,不需要另外测量。

因此根据本标准,测定依赖空间频率的量子探测效率 $DQE(u, v)$ 的计算公式见式(2):

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

式中:

- $MTF(u, v)$ ——数字 X 射线成像装置的预采样调制传递函数,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;
- $W_{out\ corrected}(u, v)$ ——数字 X 射线成像装置的经过滞后效应校正后的输出噪声功率谱,根据 6. 3. 2 测定。

6.2 用于评估的参数

为测定量子探测效率,输入噪声功率谱的值应按式(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, μGy ;
- SNR_{in}^2 ——单位空气比释动能信噪比的平方(具体数值见表 3 中的第 2 列), $1/(mm^2 \cdot \mu Gy)$ 。
- 表 3 中的 SNR_{in}^2 值应用于本标准。

表 3 本标准指定使用的参数

辐射质量 No.	SNR_{in}^2 1/(mm ² · μGy)
RQA3	21 759
RQA5	30 174
RQA7	32 362
RQA9	31 077

SNR_m^2 计算的背景信息见附录 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的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量子数的函数,线性化数据的单位为单位面积接受的辐射量子数。

注:对于线性的转换函数,数据的线性化可以简化为乘以一个转换系数。

转换函数由按 4.6.4 规定产生的图像测定。

输出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。这个输出数据对应与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 3 第 2 列所给数值计算出(见 6.2)。

实验数据点应按模型函数拟合。如果假设转换函数是线性的(根据 4.6.4 只进行 5 次曝光),应只拟合一个线性函数。拟合的结果必须满足下列要求:

- 最终的 $R^2 \geq 0.99$ (R^2 是相关系数);并且
- 任何试验数据点与其对应的拟合结果的偏差不出超 2%。

6.3.2 滞后效应校正后的噪声功率谱(NPS)

6.3.2.1 噪声功率谱(NPS)的测定

数字 X 射线成像装置的输出噪声功率谱应从按照 4.6.5 采集的图像中测定,以生成两个噪声功率谱:

$W_{\text{out}}(u, v)_{\text{dark}}$, 从 N_{IM} 幅暗图像测定的数字 X 射线成像装置的输出噪声功率谱;

$W_{\text{out}}(u, v)_{\text{exp}}$, 从 N_{IM} 幅曝光图像测定的数字 X 射线成像装置的输出噪声功率谱;

数字 X 射线探测器用于噪声功率谱分析的区域应当划分成正方形小区域,称为感兴趣区域(ROI)。每个用于计算单个噪声功率谱的感兴趣区域大小应为 256×256 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个感兴趣区域,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,如此重复一直到第一个水平带的右边。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 $S(x_i, y_j)$, 从线性化数据中减去 $S(x_i, y_j)$ (见公式 4)。对每个感兴趣区域进行二维傅立叶变换时不应应用任何窗函数。

二维傅立叶变换采用公式(4)进行,本标准采用的测定噪声功率谱的公式是从《医学成像手册》Vol. 1 [4] 的方程 3.44 演化而来的:

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

式中:

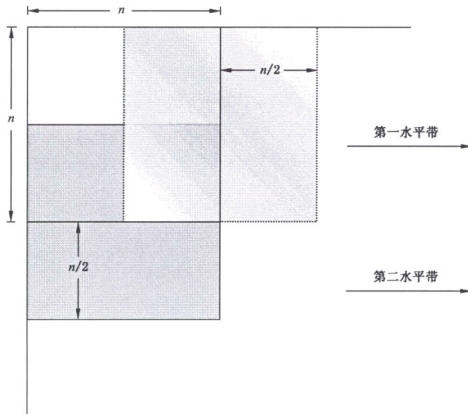
$\Delta_x \Delta_y$ ——水平和垂直方向像素尺寸的乘积;

M ——感兴趣区域的数目;

$I(x_i, y_j)$ ——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较动能水平下所有感兴趣区域功率谱的平均来获取。



注：感兴趣区域的尺寸 $n=256$ 。

图 4 感兴趣区域的几何排列

6.3.2.2 滞后效应校正系数的测定

滞后效应校正系数的测定概述如下，详细信息参照附录 A 和[12]。

- 滞后效应校正系数 r 应当从测定噪声功率谱所用的相同图像的线性化数据中计算(见 6.3.2.1)。
- 为了去除图像之间的潜在的波动，比如输入空气比较动能的变化引起的波动，曝光序列图像的每一帧通过减去自身与下一步选择的感兴趣区域的均值进行校正。
- 在 $125\text{ mm} \times 125\text{ mm}$ 的面积内选择一个大小至少 256×256 像素的中心感兴趣区域。这个感兴趣区域组成了长度为 N_{IM} 的 K 次信号集 $g_k(n)$ (N_{IM} 的定义见 4.6.5)，用于功率谱的估计。增加像素个数 K 可以降低平均周期图的波动。
- 对暗序列和曝光序列都进行如下的处理：对感兴趣区域内的每个像素 k ，利用无零填充的傅立叶变换来估算周期图的功率谱密度(PSD)。对所有周期图进行平均，作为探测器曝光和非曝光的时域功率谱， $P_{\text{ex-exp}}(f_T)$ 和 $P_{\text{ex-dark}}(f_T)$ 的估计。 f_T 表示时域频率。
- 曝光图像的功率谱密度(PSD)包括电子噪声和滤波后的量子噪声，然而只有量子噪声受滞后的影响。由于这两个分量不相关，功率谱密度是加性的。量子噪声分量可以通过从曝光图像的平均周期图中减去非曝光图像的平均周期图来获得：

$$P_{\text{ex}}(f_T) = P_{\text{ex-exp}}(f_T) - P_{\text{ex-dark}}(f_T) \quad \dots\dots\dots (5)$$

- 得到的谱是由于滞后效应导致的相关量子噪声功率谱密度 $P_{\text{ex}}(f_T)$ 的估计。
- 周期图在时间频率零频的值逼近 0(由于减去平均值)因而 $P_{\text{ex}}(0)$ 需要个别测定。如果图像帧数 N_{IM} 足够大，功率谱密度 PSD 是过采样的，可以从 $N_{\text{IM}}/2$ 个子采样完美地重建出来。在这种方式下未知的零频处的功率谱密度通过奇数位置的子采样的加权 and 来估计。对于足够大的 N_{IM} ，这种方法给出了零频功率谱密度的真值。

$$P_{\text{ex}}(0) = 2 \sum_{n=1}^{N_{\text{IM}}/4} d_{N_{\text{IM}}/2} \left(\frac{2n-1}{N_{\text{IM}}} \right) P_{\text{ex}} \left(\frac{2n-1}{N_{\text{IM}}} \right) \quad \dots\dots\dots (6)$$

其中 $d_{N_{\text{IM}}}$ 是偶数长度 N_{IM} 修正(中心)版本的离散矩形窗的傅立叶变换。

$$d_{N_{IM}}(f_T) = \frac{1}{N_{IM}} \frac{\sin(N_{IM}\pi f_T)}{\sin(\pi f_T)} \cos(\pi f_T) \dots\dots\dots (7)$$

- 滤波后的量子噪声和白噪声功率谱密度 PSD 的积分的比率 r 代表了量子噪声由于滞后效应而造成的衰减。

$$r = \frac{\int P_{ss}(f_T) df_T}{\int P_{ss}(0) df_T} \dots\dots\dots (8)$$

利用快速傅立叶变换的离散功率谱,积分可以用求和来取代,利用功率谱的正和负的分支(包括所有功率谱单独测定的零频值)。

6.3.2.3 滞后效应校正后的噪声功率谱的测定

只有噪声功率谱的量子分量受到滞后的影响而需要重新调整:

$$W_{out\ corrected}(u, v) = W_{out}(u, v)_{dark} + \frac{W_{out}(u, v)_{exp} - W_{out}(u, v)_{dark}}{r} \dots\dots\dots (9)$$

6.3.2.4 噪声功率谱的一维切割线的测定

为了获得二维噪声功率谱沿空间频率平面轴向的噪声功率谱的一维切割线,使用二维噪声功率谱在各个轴附近的 15 行和 15 列的值。然而,只有二维噪声功率谱对应轴向两侧的 7 行或 7 列的数值(总数达到 14,忽略轴上的值)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报告的空间频率(见第 7 章要求)左右一个频率间隔内的点($f - f_{int} \leq f \leq f + f_{int}$)进行。

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

注: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。

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,因而其量纲是长度平方的倒数。

为了评估量化效应是否影响噪声功率谱,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:总体来说,原始数据的方差大于量化间隔的四分之一。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分布或矩形分布的[2]。

如果噪声功率谱是沿对角线方向(与水平和垂直轴成 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噪声功率谱的测定精度。

6.3.3 调制传递函数(MTF)的测定

预采样调制传递函数的测定需要沿着图像矩阵的行和列这两个相互垂直方向的轴上分别进行。

测定 MTF 需要使用完整长度的边缘扩散函数(ESF),测量 ROI 如图 1 所示。

整数 N 表示沿着影像边缘而横向覆盖边缘的线数(如行或者列),线的间隔为一个像素。有多种方法可以确定 N ,一种是根据模体边缘与图像矩阵的行或列的夹角 α 来计算 N , $N = (1/\tan \alpha)$,然后取最接近的整数。

注 1:根据 α 的范围, N 大概在 20~40 之间。

跨越边缘的 N 条线(行或列)上的线性化数据的像素值用来生成过采样的边缘扩散函数(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 数据点。重复此数据排列,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。

注 2: 可以参考[14]更多的细节信息。

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。

假设过采样 ESF 的采样距离是恒定的,可以通过像素间隔 Δx 除以 N 得到,即 $\text{ESF}(x_n)$,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的方向计算,所以频率轴刻度缩放可以用指数 $(1/\cos \alpha)$ 校正。

注 3: 如果不用 $(1/\cos \alpha)$ 来校正频率轴刻度,空间频率误差 $\leq 0.1\%$ 。

计算得出的相对于空间频率的 MTF 函数应记录在报告中(见第 7 章要求)。对每个频率间隔 $2f_{\text{int}} \text{ mm}^{-1}$ 周围的数据应进行平均处理($f - f_{\text{int}} \leq f \leq f + f_{\text{int}}$, 对于 f_{int} 解释见 6.3.2)。

7 符合性声明的格式

当声明量子探测效率,应说明如下参数:

——根据表 1 的辐射质量;

——空气比释动能水平;

——焦点至探测器表面的实际距离,如果小于 1.50 m ;

——偏离所建议的几何中心距离(见 4.5 要求);

——如果采用的是不同于本标准中的边缘法来测定 MTF,则要说明测定 MTF 的方法并证明有效性;

——用于测量成像模式的帧率;

——滞后校正因子 r ;

——气候环境条件。

DQE 的测量结果应在表格里用数字表达。 DQE 应从空间频率 0.5 mm^{-1} , 1 mm^{-1} , 1.5 mm^{-1} 直到略低于 Nyquist 采样频率的最高空间频率来记录 DQE 数值。其他的相关参数可以加到表格里。此外,测量的结果也可以画出曲线,表示为空间频率的函数 $DQE(u, v)$,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, $DQE(u, v)$ 数值应在水平和垂直两个方向轴同时表达,但如果 $DQE(u, 0) \perp DQE(0, v) |_{u=v}$ 在 0.9 到 1.1 的范围内, $DQE(u, v)$ 的值可取两个方向轴的平均值并声明对两个轴都有效。

此外, DQE 的值可以沿对角线给出。如果沿对角线给出 DQE ,应明确给出说明。

8 准确度

DQE 的测量不确定度宜按 GUM[2]的指示,使用公式(2)作为模型公式进行测定。

表示出来的 DQE 的不确定度(根据[2]覆盖因子 2)应小于

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

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

取其中较大者。

测量不确定度宜在数据表中说明。

附录 A

(资料性附录)

滞后效应的测定

本附录详细介绍关于滞后测定和校正的方法。注意到完整性,本附录将重复 6.3.2.2 中的部分内容。也可以参考[12]。

前帧的残留信号使图像序列中的连续帧之间产生了相关性。该现象可以描述为对一个不相关的量子噪声的时域低通滤波,它能降低噪声功率并因此增加 DQE 的测量值。为了弥补这种影响,应估测并校正时域低通滤波带来的波动减小。

离散随机变量的方差 s 由滞后为零时的自协方差函数(ACF)给出或者由自协方差函数经过傅立叶变换得到的功率谱密度(PSD) $P_u(f_T)$ 的积分确定。

$$\sigma_s^2 = \int_{-0.5}^{0.5} P_u(f_T) df_T \quad \dots\dots\dots (A.1)$$

注 1: 在此采用的是归一化时域频率公式 $f_{\text{Normal}} = f_T / f_{\text{Sample}}$ 。因此积分是从下限 -0.5 到上限 0.5,此处的 0.5 对应于在时间频域上的奈奎斯特频率。

如果 s 是不相关的,即白噪声,功率谱密度是一个常数:

$$P_u(f_T) = \sigma_s^2 \quad \dots\dots\dots (A.2)$$

然而,滞后导致的时间相关可表示为带有低通特性的功率谱密度 $P_{ex}(f_T)$ 中的相关随机变量 g 。由于这种相关性导致的噪声功率的方差波动可以表示为:

$$\frac{\sigma_g^2}{\sigma_s^2} = \frac{\int P_{ex}(f_T) df_T}{\int P_u(f_T) df_T} \quad \dots\dots\dots (A.3)$$

相关信号 $g(n)$ 描述的是在均匀曝光下的探测器信号,因此功率谱密度 $P_{ex}(f_T)$ 可通过测试计算出来。

假设滞后不会影响平均化的信号,功率谱密度在零频滤波是不变的:

$$P_{ex}(0) = P_u(0) \quad \dots\dots\dots (A.4)$$

代公式(A.2)和(A.4)入方程(A.3),波动换算系数(滞后效应校正因子)可只由功率谱密度 $P_{ex}(f_T)$ 计算出:

$$r = \frac{\sigma_g^2}{\sigma_s^2} = \frac{\int P_{ex}(f_T) df_T}{\int P_{ex}(0) df_T} \quad \dots\dots\dots (A.5)$$

图 A.1 表示时间频率域(X 轴上 0.5 处表示时间频率域上的奈奎斯特频率)上时间相关的影响并用图解指出噪音换算系数[滞后校正因子,(A.5)]的计算。

对于 A.5 的实际执行,应从测量中估测谱密度。周期图法从长为 N 的时间信号 $g_k(n)$ 中进行估测,是功率谱密度中非常著名的无参数方法:

$$\hat{P}_{ex,k}(f_T) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N g_k(n) \exp(-j2\pi f_T n) \right|^2 \quad \dots\dots\dots (A.6)$$

式中:

$g_k(n)$ —— 帧平均减法后帧 n 中像素 k 的灰度;

N —— 图像数量 N_{IM} 。

估计值的方差可以通过在选定感兴趣区域中平均所有像素的周期图来降低:

$$\hat{P}_{ex}(f_T) = \frac{1}{k} \sum_{k=1}^K \hat{P}_{ex,k}(f_T) \quad \dots\dots\dots (A.7)$$

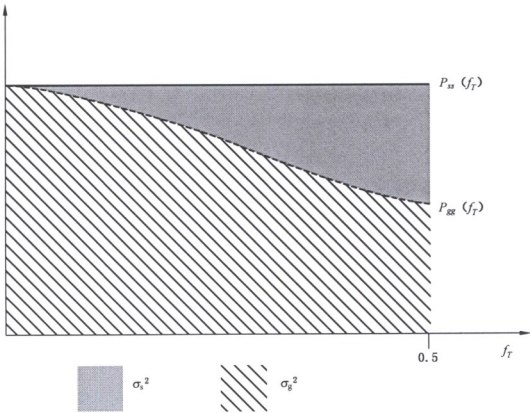


图 A.1 白噪声 s 和相关信号 g 的功率谱密度 (仅显示正频率部分)

曝光图像的功率谱密度 (PSD) 包括电子噪声和滤波后的量子噪声, 而只有量子噪声受滞后影响。由于两个部分之间是相互独立的, 功率谱密度是可加性的。量子噪声成分可以通过从曝光图像的平均周期图中减去非曝光图像的平均周期图来获得:

$$\hat{P}_{gg}(f_T) = \hat{P}_{gg-\exp}(f_T) - \hat{P}_{gg-\text{dark}}(f_T) \dots\dots\dots (\text{A. 8})$$

关键的问题是零频率点功率谱密度 (PSD) 的测定。零频率点的平均周期图只取决于所有样本信号平方的均值, 既由于减去了帧平均值, 零频率点的值逼近为零, 因此周期图不包含关于 $P_{gg}(0)$ 的任何信息并且零频率点的值必须另外确定。功率谱密度 (PSD) 是使用 N_{IM} 帧来计算。如果图像帧数 N_{IM} 足够大, 功率谱密度 PSD 是过采样的, 可以从 $N_{\text{IM}}/2$ 个子采样完美地重建出来。

注 2: 这个定理是提及如 Whittaker-Shannon-Kotel'nikov 理论 (WSK 定理) 的数学文献。但是请注意这个定理涉及连续函数, 然而本标准中我们研究的是离散信号。sinc 核是一个连续矩形函数的傅立叶变换, 而 Dirichlet 核是一个离散矩形函数的傅立叶变换。见 [15]。

测量到的 PSD 在奇数采样点是过采样的并且是重建的, $f_T = \pm p/N_{\text{IM}}$, 其中 $p=1, 3, 5\dots$ 。重建等于具有大小为 N_{IM} 的矩形离散窗口的傅立叶变换的子采样功率谱密度的卷积。由于只有零频率点处的值是值得研究的, 所以卷积归纳为所有奇数频率处的功率谱密度的简单加权:

$$\hat{P}_{gg}(0) = 2 \sum_{n=1}^{N_{\text{IM}}/4} d_{N_{\text{IM}}/2} \left(\frac{2n-1}{N_{\text{IM}}} \right) \hat{P}_{gg} \left(\frac{2n-1}{N_{\text{IM}}} \right) \dots\dots\dots (\text{A. 9})$$

式中 $d_{N_{\text{IM}}/2}$ 是偶数长度 N_{IM} 离散矩形窗口修正 (中心) 版本的傅立叶变换。见 [15]。

$$d_{N_{\text{IM}}}(f_T) = \frac{1}{N_{\text{IM}}} \frac{\sin(N_{\text{IM}}\pi f_T)}{\sin(\pi f_T)} \cos(\pi f_T) \dots\dots\dots (\text{A. 10})$$

滞后效应校正因子 r 是通过等式 (A. 8) 的积分 (包括在零频率点时测得的独立值) 以及等式 (A. 9) 的积分作除法而得到:

$$r = \frac{\int \hat{P}_{gg}(f_T) df_T}{\int \hat{P}_{gg}(0) df_T} \dots\dots\dots (\text{A. 11})$$

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(公式 2.134 医学成像手册 Vol.1,[4])

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

式中 Q 是光子流量,即单位面积($1/\text{mm}^2$)上的辐射光子数量。 Q 依赖于 X 辐射的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, μGy ;

E ——X 射线能量, keV ;

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

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

表 3 所给的值是使用计算机程序 SPEVAL 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 的数据和软件程序由 Dr. H. Kramer of PTB[7]提供。

X 射线光谱:

根据 Iles[8],为了 1 kV 的 kV 增量,计算钨阳极, 12° 阳极角, 2.5 mmAl 过滤, 1 m 空气, 光谱包括 X 射线的特性。

空气比释动能:

计算采用了 P. D. Higgins et al. [9] 的数据。

相互作用系数:

数据来自 NIST[10]提供的 XCOM 数据库。

参 考 文 献

参考出版物:

- [1] ICRU Report 54;1996,Medical Imaging—The Assessment of Image Quality.
- [2] ISO/IEC Guide 98;1995,Guide to the expression of uncertainty in measurement.
- [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 deter-
mination 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 15 keV to
300 keV. National Radiological Protection Board Report 204,London,HMSO,1987.
- [9] HIGGINS,PD. et al. Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients, In-
cluding 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.
- [11] P. R. GRANFORS and R. AUFRICHTIG. DQE(f) of an amorphous silicon flat panel x-ray
Detector;detector parameter influences and measurement methodology. Proc. SPIE 3977,2-13(2000).
- [12] B. MENSER, R. J. M. H. BASTIAENS, A. NASCETTI, M. OVERDICK and M. SIMON.
Linear system models for lag in flat dynamic x-ray detectors. Proc. SPIE 5745,430-441 (2005).
- [13] M. OVERDICK, T. SOLF and H. -A WISCHMANN. Temporal artefacts in flat dynamic x-
ray detectors. Proc. SPIE 4320,47-58 (2001).
- [14] E. BUHR, S. GÜNTHER-KOHFAHL, U. NEITZEL. Accuracy of a simple method for de-
riving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge im-
age. Med. Phys. 30,2323-2331 (2003).
- [15] S. R. DOOLEY and A. K. NANDI. 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).
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] 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 ima-
ging.

其他相关文献:

- DAINTY, J.C. and SHAW, R. Image Science. Academic Press, London, 1974, ch. 5, p. 153.
- DAINTY, J.C. and SHAW, R. Image Science. Academic Press, London, 1974, ch. 8, p. 312.
- DAINTY, J.C. and SHAW, R. Image Science. Academic Press, London, 1974, ch. 8, p. 280.
- SHAW, R. The Equivalent Quantum Efficiency of the Photographic Process. J. Phys. Sc., 1963, 11, p. 199-204.
- 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.
- HILLEN, W., SCHIEBEL, U., ZAENGEL, T. Imaging performance of digital phosphor system. Med. Phys., 1987, 14, p. 744-751.
- CUNNINGHAM, I.A., in Standard for Measurement of Noise Power Spectra, AAPM Report, December 1999.
- 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.
- CUNNINGHAM, I.A., Degradation of the Detective Quantum Efficiency due to a Non-Unity Detector Fill Factor. Proceedings SPIE, 3032, 1997, p. 22-31.
- SIEWERDSEN, J.H., ANTONUK, L.E., EL-MOHRI, 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- IEC 61262-5:1994, 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 15529:2007, Optics and photonics—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.

索 引

IEC 60788	rm-1-1
缩略语	rm-5-1, s
本标准定义术语	3. xx
半影区	rm-37-08
半价层	rm-13-42
标称焦点值	rm-20-14
附加滤片	rm-35-02
防散射滤线栅	rm-32-06
辐射窗	rm-37-26
辐射束	rm-37-05
辐射探测器	rm-51-01
辐射仪	rm-50-01
辐射质量	rm-13-28
辐射源组件	rm-20-05
辐照	rm-12-09
辐照时间	rm-36-11
光阑	rm-37-29
光子流量	3. 13
恒压高压发生器	rm-21-06
计算机 X 射线体层摄影术	rm-41-20
基准轴	rm-37-03
焦点	rm-20-13s
空间频率, u 或 v	3. 15
空气比释动能	rm-13-11
量子探测效率, $DQE(u, v)$	3. 3
散射辐射	rm-11-13
试验器件	rm-71-04
数字化 X 射线成像装置	3. 5
探测器表面	3. 4
调制传递函数, $MTF(u, v)$	3. 9
图像矩阵	3. 6
纹波率	rm-36-17
X 射线设备	rm-20-20
X 射线发生器	rm-20-17
X 射线影像增强器	rm-32-39
X 射线管	rm-22-03
X 射线管电流	rm-36-07
X 射线管电压	rm-36-02
像素	rm-32-60

线性化数据	3. 8
影像接受面	rm-37-15
原始数据, DN	3. 3. 112
未处理数据	3. 14
噪声	3. 10
噪声功率谱 (NPS), $W(u, v)$	3. 11
自动照射量控制	rm-36-46
滞后效应	3. 7
中心轴	3. 1
转换函数	3. 2
IEC 60788	rm- . . .
Shortened term	rm- . . . s
Term defined in this standard	3. xx
added filter	rm-35-02
air kerma	rm-13-11
anti-scatter grid	rm-32-06
automatic exposure control	m-36-46
central axis	3. 1
computed tomography	rm-41-20
constant potential high-voltage generator	rm-21-06
conversion function	3. 2
detective quantum efficiency, $DQE(u, v)$	3. 3
detector surface	3. 4
diaphragm	rm-37-29
digital X-ray imaging device	3. 5
focal spot	rm-20-13s
half-value layer	rm-13-42
image matrix	3. 6
image receptor plane	rm-37-15
irradiation	rm-12-09
irradiation time	rm-36-11
lag effect	3. 7
linearized data	3. 8
modulation transfer function, $MTF(u, v)$	3. 9
noise	3. 10
noise power spectrum (NPS), $W(u, v)$	3. 11
nominal focal spot value	rm-20-14
original data, DN	3. 3. 112
penumbra	rm-37-08
percentage ripple	rm-36-17
photon fluence	3. 13
pixel	rm-32-60

radiation aperture	rm-37-26
radiation beam	rm-37-05
radiation detector	rm-51-01
radiation meter	rm-50-01
radiation quality	rm-13-28
radiation source assembly	rm-20-05
raw data	3. 14
reference axis	rm-37-03
scattered radiation	rm-11-13
spatial frequency, u or v	3. 15
test device	rm-71-04
X-ray equipment	rm-20-20
X-ray generator	rm-20-17
X-ray image intensifier	rm-32-39
X-ray tube	rm-22-03
X-ray tube current	rm-36-07
X-ray tube voltage	rm-36-02

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1-3部分:量子探测效率的测定
动态成像用探测器

YY/T 0590.3—2011/IEC 62220-1-3:2008

*

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(100013)
北京市西城区三里河北街16号(100045)

网址 www.spc.net.cn
总编室:(010)64275323 发行中心:(010)51780235
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 1.75 字数 47 千字
2013年1月第一版 2013年1月第一次印刷

*

书号:155066·2-24245 定价 33.00 元



YY/T 0590.3-2011

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