

中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0796.1—2010/IEC 62494-1:2008

医用电气设备 数字 X 射线成像系统的曝光指数 第 1 部分:普通 X 射线摄影的定义和要求

Medical electrical equipment—
Exposure index of digital X-ray imaging systems—
Part 1: Definitions and requirements for general radiography

(IEC 62494-1:2008, IDT)

2010-12-27 发布

2012-06-01 实施



国家食品药品监督管理局 发布

前 言

本部分是标准 YY/T 0796《医用电气设备 数字 X 射线成像系统的曝光指数》的第 1 部分。

本部分与 IEC 62494-1:2008《医用电气设备 数字 X 射线成像系统的曝光指数 第 1 部分:普通 X 射线摄影的定义和要求》的一致性程度为等同采用,主要区别为将引用的 IEC 标准中已转换为国家或行业标准的,用相应的国家或行业标准代替。

本部分由全国医用 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:北京万东医疗装备股份有限公司、通用电气(中国)医疗系统有限公司。

本部分主要起草人:谢宇峰、黄家祥、卢金明、王尔洪。

引 言

在荧屏胶片 X 射线摄影系统中,探测面接收到的射线曝光量和胶片的光密度已经建立了直接的对应关系,但这并不适用于数字 X 射线摄影系统。在数字 X 射线摄影中通常利用自动影像处理技术获得恒定的影像特征,因此不能根据影像亮度的偏差判断出曝光量的偏差(如曝光过度 and 曝光不足)。通常情况下,曝光不足会导致数字影像噪声水平增大,更值得注意的是(从辐射防护的角度看)曝光过度在数字影像中不能被轻易地识别出来。

因此,不同的数字 X 射线摄影系统制造商分别提出了不同的“曝光指标”概念。这些曝光指标是根据原始影像数据计算得到的数值,据此判断探测器的曝光量水平。但是,不同制造商的 X 射线摄影系统,其规定的曝光指示定义和量度都不同。因此,有必要对所有数字 X 射线摄影系统规定统一的曝光指数,并简化其应用,便于建立合适的曝光量指南。特别是不同制造商的摄影系统在同一部门中应用时,这种统一的曝光指数就更有必要。

本部分定义了曝光指数的概念,提出了曝光指数的定义、范围和一般要求。运算处理细节(软件运算法则)在本部分中不予考虑,避免限制技术的进步。

曝光指数使操作者能够判断:在探测器曝光量水平获取的影像是否适合预期的影像质量水平。值得注意的是,本部分中定义的曝光指数根据影像信号计算得到,因而与探测器吸收的能量有关。由于在探测器校准时仅采用某一规定的辐射质量,所以曝光指数与探测器表面的空气比释动能并没有直接的联系。因此,本部分定义的曝光指数适合于数字摄影的影像质量,该影像质量主要由信噪比水平决定,而信噪比水平又由探测器吸收的能量决定。

附录 A 提供了有关曝光指数的基本原理、特性和使用的详细信息。

为获得合适的影像质量,探测器曝光量水平(即相应的曝光指数)可能根据检查的身体部位、查看方式或者不同的 X 射线系统而变化。本部分中介绍了第二种参数,即偏差指数,用于定量描述实际曝光指数与适合的曝光指数(目标曝光指数)的偏差。此参数并不能用于准确衡量探测器接受的曝光量,而是为操作者提供了一个简单的方法,用于检查曝光量是否合适。

附录 B 提供了有关偏差指数的基本原理、特性和使用的详细信息。

曝光指数(和偏差指数)可以被记录在 DICOM 文件的标记域,便于该影像探测器剂量水平的文档记录及通讯。

曝光指数并不会限制使用剂量参数描述患者辐射曝光量的方法,比如参考空气比释动能或者比释动能面积积。因为患者曝光量和探测器曝光量的关系由许多因素决定,而这些因素通常在临床状态下无法知晓,所以曝光指数不可用来计算或估计患者剂量。

医用电气设备

数字 X 射线成像系统的曝光指数

第 1 部分:普通 X 射线摄影的定义和要求

1 范围

YY/T 0796 的本部分规定了由数字 X 射线成像系统获取影像的曝光指数的定义和要求。

本部分适用于普通摄影下的数字 X 射线成像系统,用于产生投影 X 射线影像的常规应用,例如但不局限于:

- 光激励发光的 X 射线摄影用影像板成像(CR)系统;
- 平板探测器的系统;
- 光电耦合装置(CCD)的系统。

不包括影像增强器系统和应用于乳腺或牙科的成像系统。

本部分定义的曝光指数仅适用于单次曝光产生的影像。多次辐照产生的影像(例如,断层融合影像、双能减影影像或 CR 的单板多幅成像)不包含在本部分中。

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。

IEC TR 60788 医用电气设备 术语、定义汇编

3 术语和定义

IEC 60788 界定的及以下的术语和定义适用于本文件。

3.1

校准条件 calibration conditions

曝光指数校准时的条件要求。

3.2

校准函数 calibration function

此函数描述了感兴趣值关于影像接收器空气比释动能的函数,在校准条件下准确有效。

3.3

探测器表面 detector surface

最接近于影像接收器平面的可触及的区域。

注:在所有部件移出射线辐射束之后,这些部件(如适用,包括滤线栅和自动曝光控制组件等)可被安全移出而不损伤数字 X 射线探测器。

[YY/T 0590.2—2010,定义 3.3]

3.4

偏差指数 deviation index

DI

用来量化实际曝光指数与目标曝光指数偏差的数值。

3.5

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

包括数字 X 射线探测器(包含实际使用中安装的保护层)、放大器、数字电路和提供影像原始数据(DN)的计算机等装置。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.5]

注: 此装置可以包括保护部件,如滤线栅或者自动曝光控制组件(AEC)部分。

3.6

数字 X 射线成像系统 digital X-ray imaging system

利用数字 X 射线成像装置的 X 射线设备,提供数字格式的投影影像,包含允许处理、显示、打印或者储存影像的子系统。

3.7

曝光指数 exposure index

EI

对于一幅用数字 X 射线成像系统获取的影像,在相关影像区域测量得到的探测器的辐射响应值。

注: 对于固定的辐射质量,探测器产生的信号与影像接收器空气比释动能(或曝光量)存在比例关系。

3.8

影像接收器空气比释动能 image receptor air kerma

K

探测器表面的空气比释动能,避免探测器反向散射的影响。

3.9

反校准函数 inverse calibration function

此函数描述了影像接收器空气比释动能关于感兴趣值的函数。该对应关系在校准条件下准确有效。

3.10

原始数据 original data

DN

对未处理数据经本标准允许的校正处理后的数据。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.12]

注: 原始数据与影像接收器空气比释动能的关系可以包含一个非线性的特征,例如对数或平方根。

3.11

未处理数据 raw data

从数字成像装置上直接读出的、经过模拟-数字转换的、没有经过任何软件校正处理的像素数值。

[YY/T 0590.1—2005, 定义 3.14]

3.12

相关影像区域 relevant image region

影像中特定用于检查的一个或一些子区域,区域中包含诊断的相关信息。

注: 这个区域通常是曝光参数最优化的区域。

3.13

目标曝光指数 target exposure index

EI_T

在 X 射线影像接收器曝光量适当时曝光指数的预期值。

注: 目标曝光指数可能依赖于探测器类型、检查类型、诊断病症和其他参数。

3.14

感兴趣值 value of interest

V

相关影像区域中原始数据的集中趋势。

注：集中趋势是一个统计学术语，通常描述分布的中心分布状态，有多种测量方法，如均值、中值或众数。

4 要求

4.1 原始数据的创建

为了确定校准函数和曝光指数，允许按下述与影像内容无关的校正方法对未处理数据进行校正，得到影像处理前的原始数据。

如适用，所有下述校正方法应作为常规临床应用：

——用适当的数据代替未处理数据中的损坏或有缺陷的像素；

——平面场校正包含，如：

- 辐射野非均匀性校正；
- 像素值偏移校正；
- 像素值增益校正；
- 在一次扫描中速度变化校正；

——几何失真校正。

注1：一些探测器依据它们的物理性质对影像进行线性处理。只要影像处理是线性的并与影像内容无关的，这些操作可视为上述校正方法。

注2：如果相同的校正处理应用于所有影像，则该影像校正处理可视为与影像内容无关的。

注3：一些影像增强处理方法（如边缘增强、噪声平滑和直方图均衡化等）不属于上述校正方法，即使影像处理是线性的并且可应用于所有影像。

4.2 相关影像区域和感兴趣值的确定

宜在已获取影像上寻找与诊断目的相关的射线衰减区域，作为相关影像区域。

可以通过影像分割、基于直方图的方法或其他适当方法选择相关影像区域，应在文档中记录该方法。

注1：目前有一些判定相关影像区域的方法。这些方法可能是影像直方图评估法、影像分割或者两种方法的结合。

相关影像区域不一定为影像的连续区域。

注2：相关影像区域的选择是计算曝光指数的重要步骤，一个统一的方法将会是非常理想的，但本次并没有说明。本标准在今后的版本中将会说明。

感兴趣值应通过统计学方法计算出。如均值、中值、众数、切尾均值、三权重平均值或者其他用来描述相关影像区域原始数据集中趋势的统计学方法。应在文档中记录该方法。

注3：在选择计算集中趋势的方法时要注意避免被极端值影响。例如切尾均值和三权重平均值方法就可以降低极端值的影响。

注4：影响相关影像区域和感兴趣值选择的详细背景知识见附录 A。

4.3 曝光指数要求

曝光指数 EI 与感兴趣值 V 的关系应参见公式(1)：

$$EI = c_0 \cdot g(V) \quad \dots\dots\dots (1)$$

式中：

$g(V)$ ——4.6 定义的反校准函数（与 X 射线设备相关）；

$c_0 = 100 \mu\text{Gy}^{-1}$, 是一个常数。

注 1: 反校准函数可以解决原始数据在不同数字 X 射线成像装置中不同数值范围的问题。

应在影像获取及自动影像处理中的任何手动调整(例如: 自动分割或者直方图评估法无法正确识别相关影像区域时, 需要操作者进行手动调整相关影像区域)后, 直接计算出曝光指数, 以便操作者在确认影像前得到曝光指数。

注 2: 影像确认是影像采集过程的最后一步, 可以是操作者确认或者自动确认。一般通过观察采集工作站显示的影像, 确认影像已经经过适当的处理。

如果曝光指数超出反校准函数的有效范围(参见 4.6), 应在影像上指示。

4.4 曝光指数的校准

在影像接收器空气比释动能的指定工作范围内, 应对数字 X 射线成像系统的曝光指数进行校准, 如:

$$EI = c_0 \cdot K_{\text{CAL}} \quad \dots\dots\dots(2)$$

式中:

K_{CAL} ——校准条件下的影像接收器空气比释动能, 单位为微戈(μGy);

$c_0 = 100 \mu\text{Gy}^{-1}$, 是一个常数。

校准条件应是:

- 对有效影像接收区域的均匀辐射;
- 影像接收器空气比释动能应覆盖数字 X 射线成像装置的指定工作范围;
- 影像接收器空气比释动能的测量, 应不包括反向散射(见附录 C);
- 使用某一固定的辐射质量(见附录 C);
- 从相关影像区域计算感兴趣值, 相关影像区域是有效影像的均匀曝光区域内占 10% 的中心区域。验证校准函数的条件, 如曝光与 CR 读取器中处理的时间间隔, 宜由制造商提供。

注: 因为探测器响应与射线质量的相关性、散射和其他因素的影响, 其他曝光条件下, 曝光指数 EI 和影像接收器空气比释动能 K 的对应关系, 可能与式(2)计算值存在一定的偏差。

4.5 校准函数的确定

根据一系列均匀曝光的影像, 得到影像接收器空气比释动能和感兴趣值的关系, 应据此确定校准函数。校准函数定义为:

$$V_{\text{CAL}} = f(K_{\text{CAL}}) \quad \dots\dots\dots(3)$$

式中:

V_{CAL} ——在相关影像区域的感兴趣值, 其中相关影像区域为有效均匀曝光区域内占 10% 的中心区域。在数字 X 射线成像装置应用的影像接收器空气比释动能范围内, 测量 K_{CAL} 和 V_{CAL} 的对应关系, 并采用内插值方法获得的中间值。

为了获得附录 C 要求的辐射质量, 所用的附加滤过和 X 射线管电压, 应有文件记录。

4.6 反校准函数的确定

校准函数的逆变换定义如下:

$$K_{\text{CAL}} = g(V_{\text{CAL}}) = f^{-1}(V_{\text{CAL}}) \quad \dots\dots\dots(4)$$

该函数描述了在校准条件下, 影像接收器空气比释动能 K 关于感兴趣值的函数。

在所有的摄影曝光条件下, 反校准函数 $g(V)$ 应用来根据等式(1)计算曝光指数。

如果曝光指数值由数字 X 射线成像系统提供, 制造商或者供应商应规定反校准函数和影像接收器空气比释动能的范围。在校准条件下, 可利用反校准函数从感兴趣值计算出影像接收器空气比释动能。

指定的反校准函数的不确定度应小于 20% (覆盖系数 2)。

注：“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。

4.7 偏差指数要求

偏差指数是用来量化实际曝光指数与目标曝光指数偏差的数值。

如果目标曝光指数值由数字 X 射线成像系统提供,可根据公式(5)自动计算偏差指数:

$$DI = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{EI}{EI_T} \right) \dots\dots\dots (5)$$

式中:

EI ——实际影像曝光指数;

EI_T ——在数字 X 射线成像系统中此种检查类型的目标曝光指数。

注 1: 为此,数字 X 射线成像系统中应保存针对不同检查或应用的目标曝光指数值,例如采用数据库来保存这些数值。这些数值应由专业组织或责任机构确定。

注 2: 此定义导致当实际曝光指数与目标曝光指数相等时,偏差指数为 0;对曝光指数的每 +25% ~ -20% 的变化,偏差指数变化为 ±1。

应在影像获取及自动影像处理中的任何手动调整(例如:自动分割或者直方图评估法无法正确识别相关影像区域时,需要操作者进行手动调整相关影像区域)后,直接计算出曝光指数,以便操作者在确认影像前得到曝光指数。

附录 A
(资料性附录)

曝光指数的基本原理、特性和使用详述

曝光指数和偏差指数以标准指标的形式给操作者提供反馈。采用特定数字 X 射线成像系统拍摄一幅 X 射线影像时,曝光指数是当前状态下探测器剂量水平的相对值。与临床实践相结合,预期曝光指数可以对探测器曝光剂量进行量化,促进有效曝光指数指南的发展。本标准中所描述的曝光指数含有许多的实用特性。本附录描述了这些特性和已知的限制,用以促进对曝光指数和偏差指数的正确应用。

对于相同的技术因素(管电压、滤过、SID 和滤线栅)和其他因素,某一特定的数字 X 射线成像系统的曝光指数与影像接收器空气比释动能成线性关系。例如,mAs 的加倍导致曝光指数的加倍。

在校准条件下(用特定 X 射线质量对均匀平面区域曝光),影像接收器空气比释动能与通过相关影像区域(有效均匀曝光区域内 10% 的中心区域)计算的曝光指数直接有关。这种对应关系对于数字 X 射线成像系统中技术质量控制的许多方面将非常有用,例如医学物理学家的可接受性检验和一致性检验。

曝光指数同样有一定的限制。了解这些限制对于避免对曝光指数值的误解和误用是重要的。不同数字 X 射线成像系统得到的曝光指数值进行比较时,或者不同技术参数条件下采集影像的曝光指数值进行比较时,了解这些限制尤其重要。

曝光指数与相关影像区域密切相关。因此,曝光指数值与相关影像区域的选择方法密切相关,而不同数字 X 射线成像系统所采用的选择方法也不尽相同,而本标准并没有规定选择相关影像区域的方法。因为摄影影像的空气比释动能范围非常宽,所以选择不同的相关影像区域将导致很大反差的结果。在图 A.1 中显示的是一幅有代表性原始数据的摄影影像。

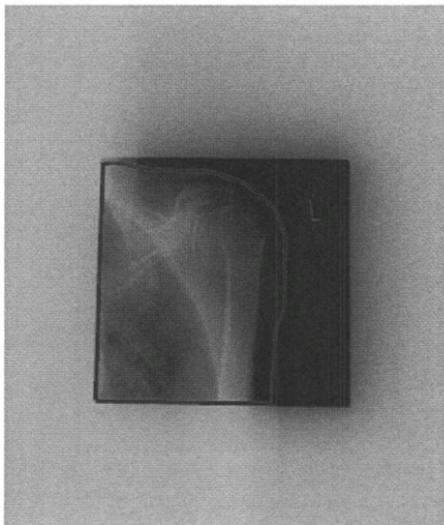


图 A.1 描画相关影像区域轮廓的原始数据影像示例

该影像的直方图如图 A.2 所示。像素值代表 $1000 \times \log(E)$, E 是数字 X 射线成像装置的相对入射剂量。图 A.2 中的灰色直方图从整个影像的像素值计算得到,包含解剖区域、限束器投影区域和直接曝光区域。像素值范围大于 2000,探测器相对曝光剂量的范围大于 100,这在许多 X 射线摄影检查中很常见。

黑色的直方图是通过在图 A.2 中标出的解剖区域中的像素值计算得到。黑色直方图中的像素值范围大于 1000,探测器相对曝光剂量的范围大于 10。不同的相关影像区域的选择会引起曝光指数的差异,入射剂量小范围的变化会引起像素值范围的较大变化。

注:为了检验,交互式选择相关影像区域可能是有用的。

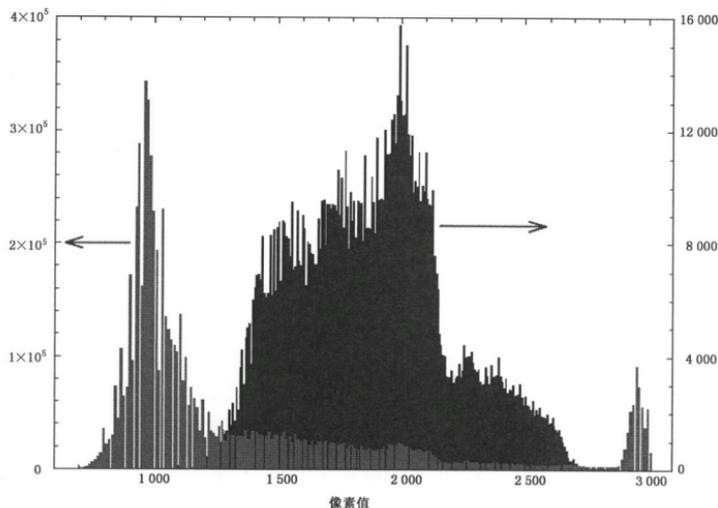


图 A.2 所示影像的原始数据直方图

灰色的直方图是整个影像的直方图,黑色的直方图是解剖区域(不包括限束器区域和直接曝光区域)的直方图。此处列出的是相关影像区域的一种可能。

曝光指数的计算过程中,一个细微的但重要的影响因素是集中趋势测量方法的选择。本标准中没有定义或限制集中趋势的测量方法,所以在每个数字 X 射线成像系统对此会有不同的解释。根据影像的直方图,可以采用例如均值、中值或者众数等方法,将产生不同的感兴趣值。值得注意的是,通过适当的校准也不能减少上述因素对曝光指数的影响。校准条件下采集的均匀曝光影像影响则非常小,因为其相关影像区域中像素值范围非常小,但临床影像则恰恰相反。

不同的数字 X 射线成像系统即使产生相同的曝光指数,到达成像装置的曝光剂量应该有很大不同。同样,不同的系统即使产生不同的曝光指数值,到达成像装置的曝光剂量也可能相同。

另一个重要的限制是:每一个数字 X 射线成像装置对不同能量和入射角度的 X 射线的响应都不同。但是,本标准选择单一 X 射线质量进行校准,使曝光指数与该成像系统的技术因素(管电压、滤过、SID 和滤线栅)形成独特的对应关系。因此,虽然两台校准的数字 X 射线成像装置采用相同的曝光条件采集影像,但是仅仅因为 X 射线能量响应的不同,可能会产生不同的曝光指数值。对于 4 个临床相应的线束条件(详细说明请参见[5]),一些探测器技术中已经提出了探测器响应的能量依赖性。

ISO 9326-1 规定了 4 种辐射质量,这 4 种辐射质量分别对应于四肢(I)、头颅(II)、腰椎(III)和胸

部(IV)进行胶片/感光屏成像时 X 射线的光谱和散射条件。图 A.3 显示了 5 种常用影像探测器产生固定响应所对应的空气比释动能。依照无散射校准条件[80 kV(峰值),球管处加 0.5 mm 的铜和 1 mm 的铝],对上述 5 种探测器的空气比释动能进行了规范化。从图 A.3 可以看出,探测器的响应特性与 X 射线线束质量有着非常密切的关系。因此,曝光指数对探测器存在明显的相关性,对辐射质量也就存在明显的相关性。因此,若从不同数字 X 射线成像装置中或者利用不同技术因素(管电压、滤过、SID,滤线栅)获取影像,比较这些影像的曝光指数值时要格外小心。

此提示的附录描述了曝光指数的性质和局限性,本附录并不详尽,但希望引导使用者对曝光指数有更加完整的了解。这些认识可以帮助使用者正确使用和理解曝光指数。

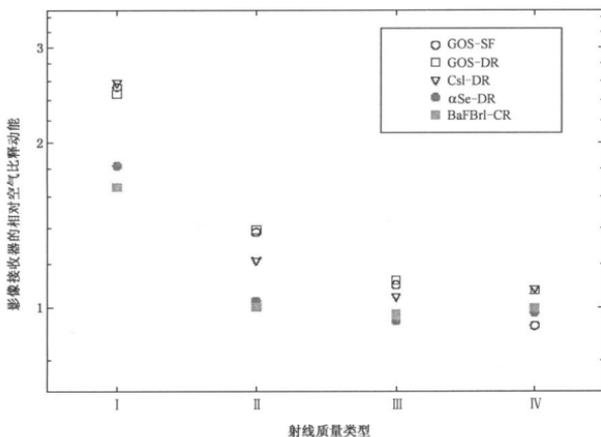


图 A.3 4 种 X 射线束质量(在 ISO 9236-1 中定义)条件下,相同的探测器响应所对应的空气比释动能

附录 B

(资料性附录)

偏差指数的基本原理、特性和使用详述

对身体不同部位和照射方向的摄影影像,用于获得可接受影像质量的曝光指数可能会根据以下因素而变化:检查目的,临床诊断要求,探测器类型。偏差指数可作为对操作者的指示值,由此判断选择的摄影技术在相关影像区域的信噪比是否是可接受的。

为此,数字 X 射线成像系统需要提供目标曝光指数值的数据库,并且在影像采集之前,操作者必须确定摄影的身体部位和查看方式。这就允许数字 X 射线成像系统从数据库中选择适合的目标曝光指数值,而该数据库中的数据用于测定偏差指数。如果未选择身体部位,或者没有相应的目标曝光指数(EIT),系统会对偏差指数值显示“N/A”。

对于合适的曝光条件, X 射线影像的偏差指数接近 0。

在规定的检查中,与目标曝光水平相比的曝光过量或者曝光不足分别会显示偏差指数的正值和负值。

不正确的摆位或者限束器位置偏差,也可能引起曝光过量或者曝光不足,从而产生偏差指数的正值和负值。



附 录 C
(规范性附录)
用于校准的线束条件

用于校准条件的辐射质量应有以下特征:

- 半价层为 (6.8 ± 0.3) mm 铝;
- 附加滤过为 21 mm 铝,或者 0.5 mm 铜和 2 mm 铝;
- X 射线管电压范围为 66 kV~74 kV。

在以上规定范围内调整 X 射线管电压,可达到目标半价层。

校准所用的附加滤过和管电压值应该被记录。

注 1: 本文中说明的辐射质量接近于 IEC 61267 中规定的 RQA5。本标准中,依据 IEC 61267 对实现所需辐射质量的过程进行了简化。

注 2: 使用铜作为附加滤过的部件可以用来降低附加材料的整体厚度。在以前的标准中提到,当 X 射线管电压在 (80 ± 8) kV 范围内变化时,0.5 mm 的铜可用来降低 CR 摄影系统响应的变化性。附加的铝材料应加在铜滤过的射线出射面,可以吸收铜滤过产生的特征辐射。

影像接收器空气比释动能的测量用于校准曝光指数,因此,反映了在探测器位置上主射线的空气比释动能。如果探测器不能从射线束中移出,可测量限束器和探测器中间某点的空气比释动能,然后计算焦点到剂量表之间的距离除以焦点到探测器表面的距离所得值的平方,再乘以测量点的空气比释动能,即得到探测器表面的空气比释动能。

注 3: 考虑到射线束边缘和中心的差异,可以在线束边缘测量空气比释动能,并且根据射线野中心和射线野边缘的测量值进行修正。

注 4: 关于限束器特征的几何学规范可参考 YY/T 0590.1。

参 考 文 献

- [1] Ann ICRP 1996; 26 (2): p. 1-47. [Published correction appears in Ann ICRP 1997; 27 (2); 61.]
- [2] ISO/IEC GUIDE 98
- [3] SAMEI, E., SEIBERT, J.A., WILLIS, C., FLYNN, M., MAH, E., JUNCK, K. Performance evaluation of computed radiography systems. *Med Phys*, 2001, 24, p. 361-371
- [4] VAN METTER, R. and YORKSTON, J. Toward a universal definition of speed for digitally acquired projection images. *Proc SPIE*, 2005, 5745, p. 442-457
- [5] VAN METTER R. and YORKSTON, J. Applying a Proposed Definition for Receptor Dose to Digital Projection Images. *Proc SPIE*, 2006, 6142, p. 426-444
- [6] IEC 60601-1:2005, Medical electrical equipment—Part 1: General requirements for basic safety and essential performance
- [7] IEC 60601-2-43, Medical electrical equipment—Part 2-43: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures
- [8] IEC 62220-1, Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—Part 1: Determination of the detective quantum efficiency
- [9] IEC 62220-2, Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—Part 2: Determination of the detective quantum efficiency—Detectors used in mammography
- [10] ISO 9236-1, Optics and optical instruments—Optical transfer function—Application—Part 1: Interchangeable lenses for 35 mm still cameras

索 引

中文索引

曝光指数	3.7
半价层	IEC 60788:2004, rm-13-42
偏差指数	3.4
目标曝光指数	3.13
防散射滤线栅	IEC 60788:2004, rm-32-06
反校准函数	3.9
附加滤过	IEC 60788:2004, rm-35-02
辐照	IEC 60788:2004, rm-12-09
辐射束	IEC 60788:2004, rm-37-05
辐射质量	IEC 60788:2004, rm-13-28
探测器表面	3.3
投影	IEC 60788:2004, rm-32-61
感兴趣值	3.14
空气比释动能	IEC 60788:2004, rm-13-11
校准条件	3.1
校准函数	3.2
基准空气比释动能	GB 9706.23—2005, 2.106
相关影像区域	3.12
X射线影像接收器	IEC 60788:2004, rm-32-29
X射线管电压	IEC 60788:2004, rm-36-02
责任机构	IEC 60601-1:2005, 3.101
数字X射线成像装置	3.5
数字X射线成像系统	3.6
自动照射量控制	IEC 60788:2004, rm-36-46
操作者	IEC 60601-1:2005, 3.73
有效影像接收面	IEC 60788:2004, rm-37-16
影像接收器空气比释动能	3.8
影像接收平面	IEC 60788:2004, rm-37-15
原始数据	3.10
未处理数据	3.11
英文索引	
added filter	IEC 60788:2004, rm-35-02
air kerma	IEC 60788:2004, rm-13-11
anti-scatter grid	IEC 60788:2004, rm-32-06
automatic exposure control	IEC 60788:2004, rm-36-46
calibration conditions	3.1
calibration function	3.2
detector surface	3.3
deviation index	3.4
digital X-ray imaging device	3.5

digital X-ray imaging system	3. 6
effective image reception area	IEC 60788:2004,rm-37-16
exposure index	3. 7
half-value layer	IEC 60788:2004,rm-13-42
image receptor air kerma	3. 8
image reception plane	IEC 60788:2004,rm-37-15
inverse calibration function	3. 9
irradiation	IEC 60788:2004,rm-12-09
operator	IEC 60601-1:2005,3. 73
original data	3. 10
projection	IEC 60788:2004,rm-32-61
radiation beam	IEC 60788:2004,rm-37-05
radiation quality	IEC 60788:2004,rm-13-28
raw data	3. 11
reference air kerma	GB 9706. 23—2005,2. 106
relevant image region	3. 12
responsible organization	IEC 60601-1:2005,3. 101
target exposure index	3. 13
value of interest	3. 14
X-ray image receptor	IEC 60788:2004,rm-32-29
X-ray tube voltage	IEC 60788:2004,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 射线成像系统的曝光指数

第 1 部分:普通 X 射线摄影的定义和要求

YY/T 0796.1—2010/IEC 62494-1:2008

*

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 1.25 字数 27 千字

2012 年 2 月第一版 2012 年 2 月第一次印刷

*

书号:155066·2-22886 定价 21.00 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 0796.1-2010