

数字影像探测器性能标准 DQE 的测量方法和评估

唐东生 等

本文作者唐东生先生,解放军总医院医学工程中心主任;王佩镞先生,医学工程中心副主任,副主任技师;王洪先生,医学工程中心工程师;严勇先生,医学工程中心工程师。

关键词: 数字 X 射线摄影 影像质量 MTF DQE NPS

数字化 X 射线摄影系统(Digital Radiography)是自 CT 发明以来 X 射线放射影像领域最大的突破性技术进步,其出色的影像质量、丰富的功能、快捷的工作效率和低曝光剂量的安全性是常规增感屏—胶片成像系统所无法比拟的,这一切使数字 X 射线摄影系统近两年的发展非常迅猛。市场上有许多家公司不同技术方案的数字化影像系统: CR 数字化系统,平面 TFT 矩阵直接转换型 DR 数字化系统,间接转换类型 CCD 或 CMOS 数字化系统,以及扫描多丝正比线阵电离室数字化系统等。在引进数字系统时用户面临如何选择和比较各种不同技术方案影像设备的实际问题。

对于放射影像,我们一方面要看影像的质量,还要考虑影像获取的条件。仅就图像本身而言,通常用空间分辨率、动态范围和对对比度分辨率、MTF、噪声等指标衡量其质量。对数字影像系统来说,这些指标除了受探测器的单元面积、灵敏度等因素影响外,还受图像处理方法、入射 X 射线剂量和能量的影响,任何分散的参数不能全面说明 DR 系统的特点。如何以较低的入射 X 射线剂量获得高信噪比的影像是反映探测器性能和技术水平的标志。当前,各 DR 系统生产厂家普遍采用量子检测效率 DQE(Detective Quantum Efficient)作为评价 DR 探测器系统的技术指标。DQE 有机结合了影像对比度、噪声、空间分辨率和入射 X 射线剂量几个重要参数,对数字影像系统的对比度检测能力进行全面表述,被许多专家看做是评价数字化 X 射线成像质量最精确的标准。

本文综合厂家资料和文献,对数字 X 射线探测器 DQE 的定义,常用的测量和计算方法进行简介,以便能更清楚了解其物理意义,为如何使用 DQE 对各类 DR 系统进行技术比较和评估提供参考。

一 量子检测效率(DQE)的定义

在增感屏和影像增强器中,DQE 表示在一定入射剂量条件下,影像输出屏的亮度,单位为: $\text{cd}/\text{m}^2/\mu\text{Gy}/\text{s}$ 。随着 II-TV 的推广应用,该指标常用于影像增强器的性能评价。而在直接数字化影像系统中,DQE 的测量方法及意义与影像增强器的

DQE 是有差别的，其不是简单的可见光强度与 X 射线强度之比，而是描述把输入 X 射线转化成输出影像效率和能力的指标。

DQE 是空间频率(f)的函数，DQE 的原始定义为：

$$DQE(f) = \frac{SNR_{OUT}^2}{SNR_{IN}^2}$$

影响 DQE 参数有以下因素：

1. 噪声

噪声客观存在于任何影像系统中，在 X 射线影像系统中其包括 X 射线量子噪声和电子噪声两部分。量子噪声从探测到的 X 射线光子的数目变化而来，它是随入射剂量而变化的，电子噪声存在于信号 A/D 转换前的模拟成像链系统电路中，其是固有的。量子噪声和电子噪声信号都是随机变化的，其在成像时可以模糊有用的信息，降低对微小的和对比差别小的物质分辨能力。噪声长期以来被看作是对图像质量有明显影响的一个参数。当噪声增加时，图像质量就下降了。

噪声是目标可探测性的主要限制因素，除非增加剂量，在限定输入放射剂量的系统中噪声是一个常量。因此降低噪声就成为适当的剂量下产生好的图像质量的必要条件，特别是观察较小的、低对比度的目标时。

对于影像来说，图像中每一点的噪声涨落是随机的，如果在噪声采样区域内曝光是空间均匀的，并且探测器没有针对图像进行特别处理，其统计均值是稳定的。

对于放射影像，如果 X 射线照射是均匀的，对同一图像上多个采样点的统计累加均值与在同一采样点进行多次曝光所采集累加均值是等效的。

研究表明，对均匀影像做傅立叶变换，求出影像的噪声功率谱(Noise Power Spectra, NPS)，可以全面有效地反映出影像的噪声水平，并且相对比较稳定。

因此，在影像评估中，使用 NPS 作为全面反映噪声量级的指标。

2. 对比度

DQE 的另一个重要因素是其放射性成像系统的对比度分辨能力，图像对比度性能反映了系统捕获和显示物体真实反差的能力。影响对比度的因素有两条：

(1)动态范围：可以捕获多宽曝光范围内的信号强度；较宽的动态范围可以捕获很低和很高剂量入射 X 射线的影像。在常规屏片系统中曝光不足和曝光过度的影像可以被动态范围宽的数字成像系统获得。

(2)对比分辨率：能够捕获的灰度等级，通常可以用数字化的位数表示。其也与动态范围配合，使宽的动态范围能够被有效反映出来。

只要信号上能够区分出来对比度差别，数字系统的图像处理能力可以通过对比度增强和显示窗宽/窗位的调整把信号表现出来。

要准确评估数字化成像系统的性能，我们必须对系统的噪声和对比度检测能力进行综合的评价，不能孤立地看待这些参数。如果一个系统具有较高对比度检测能力，但噪声也很大的话，弱信号将淹没于噪声中，而无法被检测到，其影像质量不会好；同样如果系统噪声很低，但对比度也很低的话，整体信号都较弱，仍然得不到诊断上有用的图像。必须是对比度强而同时噪声低也就是高信噪比的系统才能获得好的影像。

3. MTF

由于系统非线性的存在，对比度是信号空间频率的函数，随空间频率的提高，系统的对比度分辨能力下降，其关系叫做调制传递函数(Modulation Transfer Function, MTF)。因此，DQE 也是空间频率(f)的函数。MTF 综合反映了影像的对比度和空间分辨率情况，可用作单纯图像所包含信息量的评价指标。

4. 患者剂量

入射 X 射线剂量和能量也是一个对 DQE 有直接影响的参数，我们在注意射线剂量的同时不要忽略 X 射线的能量也是影响 DQE 的重要因素，不同硬度的 X 射线所产生的 DQE 也不相同。X 射线光子能量影响成像物体的对比度，X 射线剂量影响探测器的信号强度和噪声。

综上所述，DQE 是入射 X 射线剂量、能量和空间频率 f 和探测器检测灵敏度的函数。

二 DQE 的测量

从上面看到，尽管 DQE 是一个非常准确全面的评价指标，但其测量却不是一个简单容易的过程。DQE 是系统输入输出信噪比的度量。如何定义和计算信噪比是测量 DQE 的关键。

对于输出影像的信噪比各家常用的计算方法是：

$$\text{SNR}_{\text{OUT}}^2(f) = \frac{S^2 \text{MTF}^2(f)}{\text{NPS}(f)}$$

式中，S 表示在一定剂量输入 X 射线下探测器输出影像的平均信号强度，也即各像素数值的平均值，其乘以 MTF 表示影像的有效信号，噪声信号的平方以 NPS 表示。

而输入 X 射线的信噪比由于受 X 射线剂量和能谱影响，其是入射 X 射线剂量和能量的函数，对于放射粒子影像其量子涨落噪声与总光子数目的开方成反比，也即入射影像信噪比与入射剂量的开方成正比，在实际 DQE 测量过程中，通常以一定质量 X 射线的光子数目表示入射 X 射线影像的信噪比的平方，用照射 X 射线剂量乘以一个与能量相关的量子系数来表示。

按照上面的定义，DQE 可以按下式计算：

$$\text{DQE}(f) = \frac{S^2 \text{MTF}^2(f)}{\text{NPS}(f)XC}$$

式中，

S——表示信号的平均强度

MTF(f) ——系统的调制传递函数

NPS(f) ——系统的噪声功率谱

X——X 射线的曝光强度

C——X 射线的量子系数(单位是: photons/mm²/mR)

f——空间频率(Lp/mm)

DQE 的定义与影像质量成正比，与入射剂量成反比，由于影像质量同时正比于入射 X 射线剂量。高的 DQE 表现了系统在低入射剂量条件下获得高质量影像的能力。

1. DQE 的测量方法:

根据上面的公式, 要获得 DQE 必须先进行以下测量:

- (1)探测器输入剂量与输出信号之间的关系;
- (2)探测器的 MTF 曲线;
- (3)输出信号的 NPS。

这些测量必须在一固定的 X 射线能量下进行, 以便于减少能谱的影响, 并确定量子系数。同时, 上述计算和测量都涉及到图像处理, 要具有获得原始图像信号和图像处理的能力。

2. DQE 的测量过程

a. 确定 X 射线能量

在临床中, X 射线能量通常以半价层 HVL 表示。这里向大家介绍的方法所选择 X 射线的 HVL 为 7mm 厚铝。原因如下:

(1)该能量 X 射线用于影像增强器转换系数的测量; 大多数测量者也采用此能量的 X 射线进行测量。

(2)使用这种能量的 X 射线可以减小由于测量中使用不同发生器和不同 X 射线管球所发出 X 射线能谱的差别所造成的测量误差, 这使得 X 射线能谱与发生器和管球无关。

获得方法:

20mm 的 Al 滤片插入到光束中, 调整 kV(70~80 之间), 直到 HVL 为 7mm。

b. 特征曲线

特征曲线是探测器入射剂量与输出信号的关系曲线, DQE 测量中的所有信号都是通过特征曲线获得的。通过特征曲线可以直接获得以下数据:

- (1)大面积平均信号
- (2)曝光强度(mR)
- (3)该曲线本身也反映了探测器的动态范围
- (4)特征曲线采集时所获得影像信号原始数据同时也用来计算影像 NPS。

测量方法:

(1)以不同入射剂量进行曝光,测量探测器中心区域一块面积(如 512×512)内各点象素的均值为输出信号。为减少噪声干扰,每个剂量点进行 10 次测量取均值,最后画得一条特征曲线。

(2)测量时所使用的曝光剂量范围从 $0.056 \sim 8.3\text{mR}$ ($0.49 \sim 72.5\mu\text{Gy}$)。

探测器信号处理:

对于平板型探测器,由于制造工艺使得各象素间存在不同的本底偏差。为消除这些本底,采用减影处理:

(1)在特征曲线采集时,在影像中心部分划出 512×512 个象素点区域,计算曝光时的信号大小。此时的曝光影像中包含着 X 射线噪声和系统自身的本底静态偏差。

(2)在未曝光时也进行采集,从影像中计算每点象素值的静态偏差。

用曝光时的影像减去未曝光时的影像,把系统的自身的本底偏差去掉,影像中各象素的数值正比于输入 X 射线剂量,得到探测器的特征曲线。

c. 二维 NPS 计算

在上述特征曲线的测量过程中,探测器所采集影像中每一点象素数值的差异代表了探测器自身的检测误差、量子误差和 X 射线场的不均匀性。如果能够把两者区分出来我们可以减去 X 射线的场不均匀性得到探测器的检测噪声,就能进行系统 NPS 的分析。考虑到 X 射线的场不均匀性是稳定的,可以通过多次曝光采集,获得每一个象素点的信号均值,然后调整每一个象素点的增益,或者通过减影法来去除 X 射线场的不均匀性所带来的影响。

当然这种做法会引入另外一种噪声,即多次曝光采集时每次曝光的偏差,但通过严格测量可以把每次曝光的偏差控制在一定范围内。

进行 X 射线场的不均匀性修正就是为了减少其对 NPS 低频部分所带来的影响,以提高 DQE 的测量精度。

通过上述减影处理把干扰消除后,得到噪声影像,对其进行 2 维平方傅立叶变换。

NPS 的算法为:

$$\text{NPS}(u, v) = \lim_{x, y \rightarrow \infty} \frac{1}{XY} \left| \int_{-X/2}^{X/2} \int_{-Y/2}^{Y/2} p(x, y) e^{-2\pi i(ux+vy)} dx dy \right|^2$$

可以获得如图 1 所示频域影像。

2 维的 NPS 影像是点中心对称的, 可以通过围绕原点进行圆积分平均可以得到简化的一维 NPS(f)。

不进行 2 维快速傅立叶变换(FFT), 只对一行图像作一维 FFT 也可以得到噪声功率谱; 但通过 2 维影像计算获得一维 NPS(图 2)可大大降低了测量误差。

不同的曝光剂量可以得到不同的 NPS 曲线。曝光剂量越大, NPS 曲线越低。

d. MTF 的测量

常用 MTF 的测量方法有两种:

(1)边缘过渡检测

(2)窄缝影像测量

基本原理都是应用影像系统对模体的响应进行图像分析来计算 MTF。

使用边缘响应技术测量 MTF 的过程:

首先把有锐利边缘的 0.2mm 厚的钨片模板直接放到探测器封装表面上, 边缘与测量方向垂直。曝光, 得到影像, 在影像黑白之间有一过度区域, 以过度区中心为界, 采取 2mm 内的象素值做出边缘响应曲线(Edge Spread Function, ESF), 这是一条一维的曲线, 表示影像响应信号的空间变化过程。如图 3 示。

用线性扩展方程对该边缘响应曲线进行变换:

$$LSF_k = \frac{ESF_{k+1} - ESF_{k-1}}{2\Delta S}$$

式中, ESF_k 表示边缘过渡曲线上的采样点; DS 为 ESF 曲线上两采样点之间的距离。LSF 曲线实际上是对 ESF 曲线的微分。

得到 LSF 曲线, 对 LSF 进行傅立叶变换, 变换后进行归一化处理, 曲线除以零频率时的幅度, 就可获得该探测器的 MTF 曲线。

为减少噪声干扰, 要对 ESF 曲线进行数据处理: 对影像进行二值处理找出过度边缘, 沿边缘对两侧的影像数据进行积分求均值, 以获得比较光滑的 ESF 曲线。

e. X 射线量子系数

在相同照射剂量的情况下, 不同能量的 X 射线, 其光子密度不同; 同时由于不同能量的 X 射线在组织中的衰减也不同, 所得影像的对比度也不一样, 低能量光子比高能量光子能够携带更多的对比度信息。X 射线量子系数表示一定质量 X 射线单位照射剂量下的光子密度, 对于 HVL 为 7mmAl 质量的 X 射线, 其该系数为 280photons/mm²/mR。

f. DQE 曲线

在完成上述一系列工作后，最后可以针对不同入射剂量计算 DQE 曲线如图 4 示。

从图中我们可以看到，DQE 本身也是空间频率的函数，并且不同的照射剂量所得到的 DQE 也有差别。

通过上面讨论我们可以看出 DQE 不单是一个数值，而是一条甚至一组曲线，其本身也是空间频率的函数。

三 DQE 参数标准

通过上面的测量过程我们可以了解到 DQE 测量涉及到探测器灵敏度、线性、噪声、剂量、MTF 等多项参数，因此 DQE 对 X 射线影像数字探测器来说是较全面和完整的性能评价参数。对于众多不同技术方案的探测器来说以 DQE 指标来进行对比应该也是比较科学的。

但 DQE 的测量是比较烦琐的过程，影响 DQE 测量结果的因素也比较多，不同的测量条件和测量方法所得结果误差可有 40%。很多生产厂家都号称自己的探测器 DQE 最高。

由于没有标准，目前各厂家所给用户提供的 DQE 不具备可比性。这将使 DQE 失去价值。为解决此问题，国际电工委员会 IEC TC62B 技术委员会特别成立了一个 33 工作组，以建立标准的 DQE 检测方法。该工作组的名称就叫：

“Characteristics of digital X-ray imaging device: Determination of the detective quantum efficiency”

IEC TC62B-WG33 工作组成员主要由各生产厂家的技术专家组成，包括：Siemens、Philips、GE、Swissary、Hologic 等。

标准方法所涉及的方面有：X 射线光谱范围、射线质量、射线剂量、曝光条件、控制方法、几何距离、所用模型、算法等。

IEC TC62B WG 33 从 1999 年建立，目前已定出草案，预计最终标准方案在 2002 年中期出台。

公布的草案中覆盖了对 DR、CR 和 CCD 类探测器的测量，乳腺设备以后将以分离的标准加入，牙科设备和透视用探测器还不包括在所制定的标准中。

我们要密切关注 DQE 检测标准的进展。在有统一的标准测量方法后，我们用户在购买 DR 设备时可以向厂家要求提供按照标准方法测量的 DQE 参数。

若厂家能够向用户提供 DQE 曲线，也应能够提供 MTF、NPS 和特征曲线，

这些对用户进行比较选择非常必要。

物有所长、必有所短。要获得高 DQE 也要付出牺牲，其代价之一就是空间分辨率。因此，我们要针对不同临床应用，要在满足临床诊断条件的情况下追求高 DQE 的 DR 系统。

随着数字影像设备的广泛应用，数字探测器系统的质量控制将随之发展，开发应用快捷、方便使用的 DQE 评估比较工具也是非常有意义和有挑战性的工作。

四 DR 技术发展

目前，各种技术方案的 DR 系统都还在不断发展中。不单只在常规 X 射线照相领域使用 DR，在数字透视和数字电影应用中也在开发 DR 系统以替代传统的影像增强器和电视摄像系统(如已投入应用的 GE Innova 2000 系统)，甚至核医学影像领域也有用 DR 的平面 TFT 直接转换技术开发高能 γ 光子探测器用于 ECT 和 PET 设备；未来的容积 CT 就将采用平面 TFT 矩阵直接转换型探测器。各种平板射线探测器将在空间分辨率、DQE、响应速度、低余辉、均匀性、长寿命和成本等方面追求更高性能。这一切都将改变目前放射医学影像领域的工作模式，甚至影响整个医院的行为方式，为患者提供质量更高、更周到的服务。

(全文完)

来源：《世界医疗器械》

出版日期：2002 年 9 月