

前 言

YY/T 0457《医用电气设备 光电 X 射线影像增强器特性》分为七个部分：

- 第 1 部分：入射野的测定；
- 第 2 部分：转换系数的测定；
- 第 3 部分：亮度分布及亮度非均匀性的测定；
- 第 4 部分：影像失真的测定；
- 第 5 部分：探测量子效率的测定；
- 第 6 部分：对比度及炫光系数的测定；
- 第 7 部分：调制传递函数的测定。

本部分是 YY/T 0457 的第 5 部分，本部分与 IEC 61262-5:1994《医用电气设备——光电 X 射线影像增强器特性——第 5 部分：探测量子效率的测定》(英文版)的一致性程度为等同，主要差异如下：

- 按照汉语习惯对一些编排格式进行了修改；
- 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；
- 删除了国际标准前言；
- IEC 788 改为 IEC 60788。

本部分的附录 A、附录 B、附录 C 和附录 D 均为资料性附录。

本部分由国家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技术委员会归口。

本部分起草单位：辽宁省医疗器械产品质量监督检验所。

本部分主要起草人：李宝良、牟莉。

引 言

探测量子效率(DQE)是系统成像质量的一种测量方法,其建立在系统输出面的信噪比(SNR)与输入面信噪比相比较的基础之上。对于线性成像系统,依据正弦变化信号,可以方便地分析 SNR 和 DQE。本部分给出了空间和时间频率都接近零频率的光电 X 射线影像增强器 DQE 测量的详细规定,使用的测量方法为闪烁谱分析法(SSA)。

输入辐射源是放射性核素²⁴¹钍,它优于 X 射线源,因为放射性核素具有输出无漂移和周期波动的特性,同时可在一个感兴趣的辐射能量范围内产生 γ 射线。在光电 X 射线影像增强器的荧光输出上的信号被在比输出源影像大的区域上积分。

另外,SSA 方法实质上要求在光电 X 射线影像增强器的输出上对一个单 γ 射线光量子起作用的所有光量子能量的积分,这些特性导致在零空间频率和零时间频率附近的测量。

本部分规定了仅在输入野中心附近的 DQE 测量方法。

同样,SSA 方法不推荐用于具有荧光辐射衰减明显慢于 P 20 荧光粉的光电 X 射线影像增强器。通常因单个 γ 射线光量子的吸收,在脉冲开始后 1 ms 时单 γ 射线光量子产生的光脉冲强度应小于峰值强度的 10%。这里假设脉冲开始和峰值强度之间间隔时间远远短于 1 ms,因为 SSA 方法需要积分各独立的 γ 射线光量子,具有很慢衰减的荧光物质应需使用很低 γ 射线光量子计数率,该计数率能与本底计数率相比。

其他的 DQE 测量方法,如脉冲猝发分析(pulse burst analysis),均方根噪声分析(r. m. s. noise analysis)及从光电 X 射线影像增强器物理性能中估算量子吸收的方法(见附录 D 参考文献),凡满足本部分测量方法规定测量精度要求的方法都可以接受。

医用电气设备

光电 X 射线影像增强器特性

第 5 部分:探测量子效率的测定

1 范围

YY/T 0457 的本部分适用于作为医用诊断 X 射线设备部件的光电 X 射线影像增强器。本部分描述了通过单 γ 射线光量子闪烁脉冲幅度频谱的分析来测定探测量子效率(DQE)的一个方法。本部分的方法仅适用于具有输出辐射衰变率大约等于或优于 P20 荧光物质的光电 X 射线影像增强器。

2 规范性引用文件

下列文件中的条款通过 YY/T 0457 的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。

IEC 60788:1984 医用放射学——术语

3 术语

3.1 定义

考虑到本部分的目的,IEC 60788 中确定的以及下列术语和定义适用于本部分,当定义之间有歧义时,优先考虑本定义。

3.1.1

XRII

光电 X 射线影像增强器的英文缩写。

3.1.2

入射面 entrance plane

垂直于 XRII 的对称轴并且与 XRII 辐射源方向上最突出的部分(包括 XRII 的防护套壳)相切的平面。

3.1.3

入射野 entrance field

对于 XRII,在特定条件下入射面中能够用于 X 射线图形透射的区域。

3.1.4

不采用。

3.1.5

源面距 source to entrance plane distance(SED)

X 射线管的焦点与 XRII 的入射面间的距离。

3.1.6

输出影像中心 centre of the output image

外接输出影像的最小圆的中心。

3.1.7

入射野中心 centre of the entrance field

入射面上成像于输出影像中心的点。

3.1.8

中心轴 central axis

穿过入射野中心并垂直于入射面的直线。

3.1.9

不采用。

3.1.10

有效孔径 effective aperture

XRII 辐射源通过输入孔照射输入屏的区域。

注：由于几何放大和辐射源的尺寸，该区域的直径总比输入孔径自身直径大。

3.1.11

探测量子效率 detective quantum efficiency

辐射探测器输出信号信噪比的平方与辐射探测器输入信号信噪比的平方的比值。

缩写 DQE

3.1.12

量子吸收效率 quantum absorption efficiency

入射辐射探测器输入端产生辐射探测器输出端信号的光量子数除以光量子总数。

3.1.13

输入孔 input aperture

确定辐射线束横截面的孔径。

3.1.14

单 γ 射线光量子脉冲 single gamma-ray photon pulse

在 XRII 的输入屏中，具有特定能量的一个 γ 射线光量子作用引起的，通过 XRII 输入屏激发的光量子数。

3.2 要求的程度

本部分中的助动词：

——“应” (shall) 表示服从某一项要求是必要的。

——“宜” (should) 表示服从某一项要求是极力推荐的但并非强制性的。

——“可” (may) 表示为了符合本部分，服从某一项要求是允许以特殊的方式去完成的。

以下词语具有的意义：

——“特定的” (specific) 当与参数或条件一同使用时：指一个特殊的值或标准化布置，通常是指那些在 IEC 标准或法律中所要求的；见 IEC 60788, rm-74-01。

——“规定的” (specified) 当与参数或条件一同使用时：通常在随机文件中指出的或所考虑目的下而选择的值或布置；见 IEC 60788, rm-74-02。

——“设计用于” (designed for) 当在标准中用于描述设备、器件、零部件或布置特性时：指明产品预定的和通常明显的应用目的或用途。

4 要求

本章给出了对于测定 DQE 仪器设备的特性和它们的设置需要。

附录 B 中给出了一个典型的测量设置。

4.1 试验设置

不采用。

4.2 X 射线影像增强器——工作条件

- XRII 应在制造商规定的正常工作条件下使用；
- 不应使用防散射滤线栅或保护罩；
- 在多视野 XRII 情况下，测量应在规定的最大入射野方式下进行。

4.3 输入辐射

- 输入辐射源应为放射性核素²⁴¹镅。它可以发射出具有 59.5 keV 能量的 γ 射线光子；
- 源的输出可包含非²⁴¹镅衰变产生的光子，例如：来自源和它的容器结构使用材料中的镥的 L X 射线和荧光 X 射线；
 - 非 59.5 keV 光子流率应小于 59.5 keV 光子流率的 1%。
通过使用一个 0.5 mm 铜滤过可以达到光谱的纯度要求的水平。该滤过将 59.5 keV 光子流率减少约一半。
 - 任何附加滤过应尽可能地接近辐射源，并且比 XRII 输入面或基准探测器更靠近辐射源 (4.5.2)。
- 在 4.4.2 几何条件下，辐射源活度应使 59.5 keV 的光子在输入孔径处得到 50~500 光子/秒的计数率，为此需要大约 10^7 Bq 的活度。

4.4 试验器件

4.4.1 输入孔

- 无论投射到 XRII 还是基准探测器上辐射线束的横截面积应用相同的输入孔径进行限制；
- 为了避免由于输入屏厚度局部的改变而引起输出的变化，输入孔径应不小于 4 mm；
- 对于带有筒形晶体的基准探测器，输入孔径应限制辐射线束在不大于探测器筒底面积区域内，入射线束不允许照射到晶体检波器筒壁上；
- 输入孔径应用至少 3 mm 厚的铅板切割而成。

4.4.2 试验器件的几何布局

- 为了限制 XRII 输入屏吸收 γ 射线的变化和由于入射角的增大导致有效孔径的放大， θ 应小于 2° (见图 1)， θ 由下式表示：

$$\theta = \tan^{-1}[(d_0 + d_1)/2L]$$

式中：

d_0 ——辐射源直径；

d_1 ——输入孔直径；

L ——辐射源到输入孔径的距离。

- 对于基准探测器和 XRII 的测量，都应使用同样的 d_0 、 d_1 和 L 设定值。

4.5 测量设备

4.5.1 光电倍增管(PMT)

如果闪烁晶体是基准探测器的话，光电倍增管应用来探测 XRII 和闪烁晶体发出的光。

4.5.1.1 PMT 工作条件

- 连接到 PMT 的高压源应能保证 PMT 具有线性响应；
- 为了获得 PMT 响应的稳定性，在开始测量前，PMT 宜至少提前 30 min 接通高压。

4.5.1.2 PMT 设置

- PMT 和 XRII 应屏蔽,以防止周围光线的影响;
- 对于闪烁脉冲幅度谱的测量,PMT 和 XRII 输出影像之间光耦合效率宜保证由单 γ 射线光子脉冲产生的至少 50% 的光量子到达 PMT 光电阴极;
这可通过 PMT 直接对准 XRII 的输出窗口或使用一个具有足够大光圈(F/2 或更大)的传播透镜来实现;
- 当使用组合透镜时,XRII 输出影像宜不聚焦在 PMT 输入面上,以防止由于 PMT 光电阴极的非均匀性可能引起光谱扩展;
- 输入光阑影像区域之外输出荧光所产生的本底光可以通过加上适当外罩,以避免达到 PMT。如果使用该保护罩,则其孔径应不妨碍任何从输出影像区域发射的光子,该孔径至少是有效孔径图像直径的 2 倍。

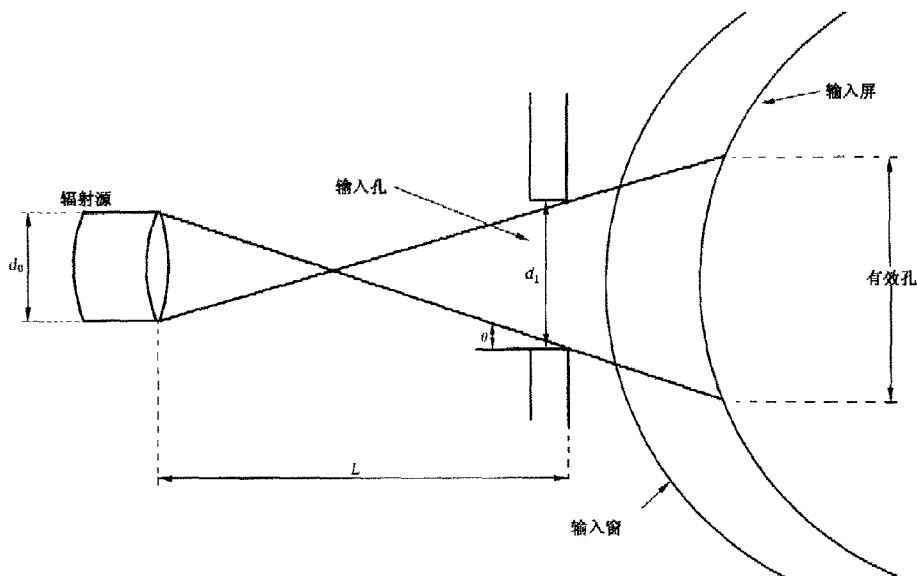


图 1 辐射源和输入孔的几何关系

4.5.2 基准探测器

基准探测器被用于测量入射面上 59.5 keV 光子流率,在该能量级上基准探测器的量子吸收效率应足够高或以足够的准确度确定,即对测量不确定度的影响不超过绝对值的 $\pm 2\%$ 。

4.5.3 脉冲处理器

- 脉冲处理器是一个提供输出信号给多道分析仪(MCA)的电子装置,它的幅度与输入脉冲的幅值成正比。
当测量来自 XRII 单 γ 射线光子脉冲谱时,脉冲处理器被放在 PMT 输出和 MCA 输入之间的信号路径上。当用基准探测器测定计数率时,也可使用脉冲处理器。
- 对于由单 γ 射线光子脉冲幅度谱推导出的闪烁效率 I (见 5.4) 测量,处理器中可以包含抑制在单脉冲测量期间由于两个或多个脉冲叠加所产生的失真信号的部件,然而在推荐的计数率下一般不需要叠加抑制;
- 对于量子吸收率 A_Q (见 5.4) 的测量不宜使用叠加干扰抑制。如果使用叠加干扰抑制它应被耦合到累积有效测量时间(活时间)的平均值上。当处理器能接收信号时,仅在这些间隔时间进行累积,否则,将导致计数率测量错误。

4.5.4 多通道分析仪(MCA)

- 应记录脉冲处理器的信号输出,以使检测到的事件数作为单 γ 射线光子脉冲幅度的函数

得以确定。MCA 是一个在市场上能买到的可完成该工作的电子仪器；

- b) 应知道对应零脉冲幅度的通道,以便精确计算能谱。在市场上可买到为此目的的精密脉冲发生器；
- c) MCA 应有一个低电平鉴别器(LLD),它可滤除低于一个可选择阈值电平的所有脉冲；
- d) MCA 应提供一个累计死时间的一种方法,在死时间里 MCA 不能接收输入脉冲信号；
- e) 为了使 MCA 不因为大量的低能量的本底脉冲而达到饱和,应设置 LLD 一个阈值电平以便总的死时间不超过总测量时间的 5%。

5 探测量子效率的测定

附录 C 给出了典型的基准探测器和 XRII 的闪烁脉冲幅度谱。

5.1 准备

5.1.1 入射 γ 射线流率的测量

- a) 按 4.4.2a) 确立的几何图设置辐射源,包括它的滤过(如需要)和输入孔；
- b) 输入孔应被设置在辐射源和基准探测器之间；
- c) 设置基准探测器应考虑输入孔径,用于在具有满足 5.2.1 中规定的不确定度要求的输入孔上测定 γ 射线流率。

5.1.2 闪烁脉冲幅度谱的测量

- a) 辐射源包括它的滤过(如需要)和输入孔,应按 4.4.2a) 确立的几何布局；
- b) 输入孔应介于辐射源和 XRII 之间；
- c) 辐射源和输入孔应沿中心轴准直；
- d) 输入孔的设置应尽可能接近输入面；
- e) 准直 PMT 以探测 XRII 的输出。连接 PMT 输出到脉冲处理器,脉冲处理器的输出连接到 MCA。

5.2 测量

5.2.1 入射 γ 射线流率

- a) 用辐射源照射基准探测器,在已满足 5.2.1 g) 入射流率的要求测量精度能量范围上,测定辐射源加本底脉冲计数率 R_t ；
- b) 应通过设定一个适当的 LLD 阈值电平滤除来自基准探测器能量小于 10 keV 的信号；
- c) 移开辐射源测定本底脉冲计数率 R_b ；
- d) 应从总计数率 R_t 中减去本底脉冲 R_b ；
- e) 总计数时间 τ 应使累积脉冲数 $(R_t - R_b) \times \tau$ 不小于 100 000；
注： τ 表示活时间,即总测量时间减去系统不接收和处理信号的死时间。
- f) $R_t - R_b$ 的差值应按 59.5 keV 光量子基准探测器量子吸收效率进行修正,以产生修正过的源计数率 R_s ；
- g) R_s 的测量应准确到 $\pm 1\%$ 以内。

5.2.2 闪烁脉冲幅度谱

- a) 用辐射源辐照 XRII,测定单 γ 射线光量子脉冲谱；
 - b) 获得谱的时间 τ_x 应足够长,使得谱净计数(见 5.2.2d)至少为 100 000；
注： τ_x 表示活时间,即总的测量时间扣除系统不接收和处理信号的死时间。
 - c) 仅在移开辐射源时,测定相同时间 τ_x 内的本底噪声谱；
 - d) 对每个 γ 射线光量子脉冲水平 E_i ,应从 5.2.2a) 的光谱中减去本底光谱便得到净光谱数 N_i ；
 - e) 低能阈值应按能量识别,在该能量范围内 0 keV 到 25 keV 的能量间隔谱最小。
- 根据本部分计算 DQE,低能阈值脉冲数应不超过对应于 59.5 keV 光量子完全被吸收能量的脉冲

数的光峰能量的脉冲数的 20%。

5.3 修正

不采用。

5.4 确定

a) 按下式计算 DQE

$$DQE = A_Q \times I$$

式中:

I ——闪烁效率,按下式确定:

$$I = (M_1)^2 / (M_2 \times M_0)$$

式中:

M_i ——闪烁脉冲幅度谱的第 j 分量,由下式给出:

$$M_i = \sum_j N_j \times (E_j)^i$$

式中:

N_j ——幅值 E_j 的脉冲数;

这些计算中 E_j 的最小值应对应于 5.2.2e) 的低能阈值。

XRII 的量子吸收率 A_Q 由下式确定

$$A_Q = (M_0 / \tau_x) / R_s$$

式中:

M_0 ——按 5.4a) 确定;

τ_x ——5.2.2b) 所述光谱累积时间,及

R_s ——根据 5.2.1 测定;

注:DQE 公式的推导见附录 D 参考文献[1]、[2]和[3]。

b) 测定应准确到绝对值 $\pm 2\%$ 范围内。

6 探测量子效率的表示

DQE 的表示应包括:

——XRII 标识,如,类型、规格、型号;

——DQE 百分比;

7 符合性声明

如果 X 射线影像增强器 DQE 的测定符合本部分,应表示为:

——探测量子效率:YY/T 0457.5—2003;

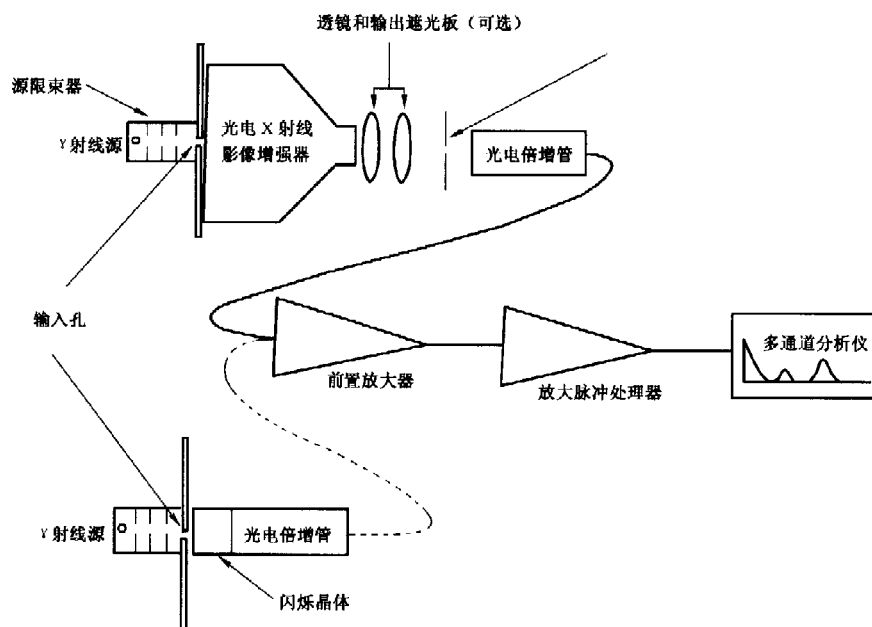
或:

——DQE:YY/T 0457.5 2003。

附 录 A
(资料性附录)
术 语 索 引

IEC 60788	rm-..-..
国际单位制中单位名称	rm-..-.. *
未定义的派生术语	rm-..-.. +
未定义术语	rm-..-.. -
早期单位名称	rm-..-..
缩略语	rm-..-.. s
YY/T 0457.5 中 3.1	3.1.
随机文件 accompanying document	rm-82-01
活度 activity	rm-13-18
附加滤过 added filter	rm-35-02
防散射滤线栅 anti-scatter grid	rm-32-06
中心轴 central axis	3.1.8
入射野中心 centre of the entrance field axis	3.1.7
输出图像中心 centre of the output image	3.1.6
探测量子效率 detective quantum efficiency	3.1.11
有效孔径 effective aperture	3.1.10
光电 X 射线影像增强器 electro-optical X-ray intensifier	rm-32-40
入射野 entrance field	3.1.3
入射面 entrance plane	3.1.2
滤过 filter	rm-35-01
输入孔 input aperture	3.1.13
输入屏 input screen	rm-32-47
正常使用 normal use	rm-82-04
输出图像 output image	rm-32-49
输出屏 output screen	rm-32-48
量子吸收效率 quantum absorption efficiency	3.1.12
辐射束 radiation beam	rm-37-05
辐射探测器 radiation detector	rm-51-01
辐射源 radiation source	rm-20-01
单 γ 射线光子脉冲 single gamma-ray photon pulse	3.1.14
源面距 source to entrance plane distance, SED	3.1.5
试验器件 test derice	rm-71-04
X 射线设备 X-ray equipment	rm-20-20
X 射线影像增强器 X-ray image intensifier	rm-32-39
X 射线图像 X-ray pattern	rm-32-01
光电 X 射线影像增强器 XR11	3.1.1

附录 B
(资料性附录)
典型试验设置



附录 C
(资料性附录)
典型闪烁脉冲幅度谱

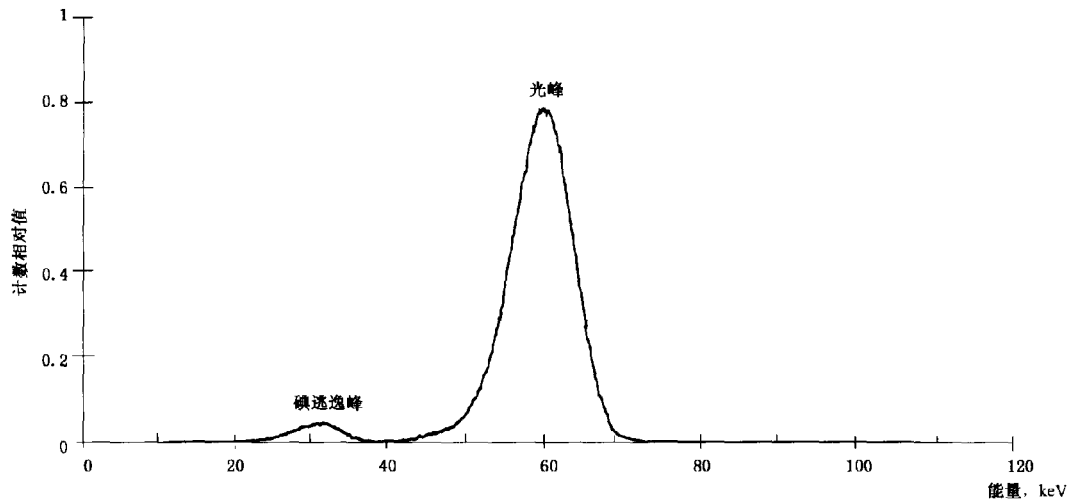


图 C.1 参考探测器

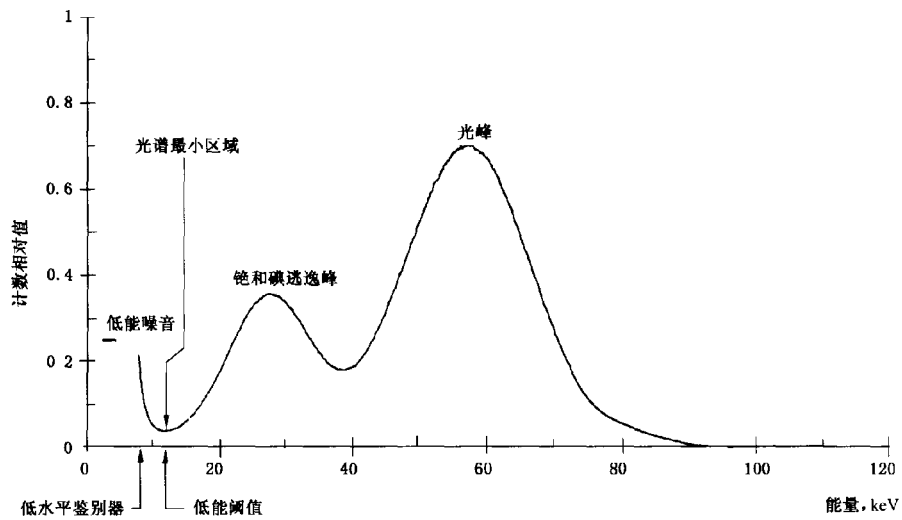


图 C.2 光电 X 射线影像增强器

附 录 D
(资料性附录)
参考文献

- [1] Journal of Applied Physics, Vol. 44, Sep. 1973, R. K. Swank, "Absorption and noise in X-ray phosphors," pp. 4199-4203.
 - [2] Journal of Applied Physics, Vol. 45, Aug. 1974, R. K. Swank, "Measurement of Absorption and Noise in an X-ray Image Intensifier" pp. 3673-3678.
 - [3] Medical Physics, Vol. 10, Nov. /Dec. 1983, J. A. Rowlands and K. W. Taylor, "Absorption and Noise in Cesium Iodide X-ray Image Intensifiers" pp. 786-795.
 - [4] Medical Physics, Vol. 11, Sep. /Oct. 1984, J. A. Rowlands and K. W. Taylor, "Detective Quantum Efficiency of X-ray Image Intensifiers; Comparison of Scintillation Spectrum and rms Methods," pp. 597-601.
 - [5] Proceedings of SPIE, Vol. 206, 27-29 Aug. 1979, H. Roehrig, B. Lum, D. Fisher, D. Ouimette, M. P. Capp, M. M. Frost, and S. Nudelman, "Digital method to evaluate the noise of X-ray image intensifiers", pp. 135-145.
-