

SPECT/PET

核医学的物理学基础

(一) 核素分类

1、同位素 (Isotopes)

同位素是指具有相同质子数 (Z)，但中子数不同，导致质量数 (A) 不同的核素。

- 质子数 (Z)：**原子核中质子的数量，决定元素的化学性质。
- 质量数 (A)：**质子数与中子数之和，表示原子核的总粒子数。

2、同量素 (Isobars)

同量素指具有相同质量数 (A)，但质子数 (Z) 不同的核素。

3、同中子异核素 (Isotones)

同中子异核素是指中子数相同，但质量数 (A) 不同的核素。

4、同分异构体 (Isomers)

同分异构体是指质子数 (Z) 和质量数 (A) 相同，但处于不同能级的核素。

(二) 稳定与不稳定核素

1、稳定核素 (Stable Nuclides)

稳定核素不会发生放射性衰变。

- 小质子数 (Z较小)：**中子数约等于质子数 ($A \approx 2Z$)。
- 大质子数 (Z较大)：**中子数多于质子数 (中子数 > 质子数)。

2、不稳定核素 (Unstable Nuclides)

不稳定核素容易发生放射性衰变，通过释放粒子或辐射来达到更稳定的状态。

(三) 放射性衰变

放射性衰变是指不稳定的原子核通过发射粒子或辐射来失去能量，从而转变为更稳定的核素的过程。

1、衰变模式

a. 阿尔法衰变 (α 衰变)

- 过程：**原子核发射一个He4粒子 (阿尔法粒子)。
- 适用核素：**常见于质子与中子比例过大的重核，通常发生在 $Z > 82$ 的核素中。

- **效果：**阿尔法辐射降低质子数和中子数，使母核更稳定。
- **子核变化：**质量数A减少4，质子数Z减少2。

b. 贝塔衰变 (β 衰变)

当原子核中质子或中子过多时，质子和中子会相互转化以达到稳定状态。

- **贝塔负衰变 (β^- 衰变)**
 - **过程：**中子转变为质子、电子（贝塔粒子）和反中微子。
 - **子核变化：**质量数A不变，质子数Z增加1。
- **正电子衰变 (β^+ 衰变)**
 - **过程：**质子转变为中子、正电子和中微子。
 - **子核变化：**质量数A不变，质子数Z减少1。
 - **正电子：**电子的反粒子，质量相同但带正电。
 - **常见核素：**碳-11、氮-13、氧-15和氟-18。

c. 同质异能素跃迁 (γ 衰变)

- **过程：**不稳定的原子核从高能态通过发射伽马射线（高能电磁辐射）转变为低能态。
- **特点：**子核与母核属于同分异构体（Isomers）。
- **应用：**伽马光子常用于单光子发射计算机断层成像（SPECT）。

2、衰变模式总结

- **阿尔法衰变：**发射阿尔法粒子（ $A=4, Z=2$ ），A减4，Z减2。
- **贝塔负衰变：**发射电子和反中微子，A不变，Z加1。
- **正电子衰变：**发射正电子和中微子，A不变，Z减1。
- **γ 衰变：**发射伽马光子，A和Z均不变。

(四) 伽马射线与X射线的比较

类别	伽马射线 (Gamma Rays)	X射线 (X-rays)	相似性
物理性质	高能电磁辐射，穿透能力强，能量范围广	高能电磁辐射，穿透能力强，能量范围广	伽马射线和X射线都是电磁辐射
生成方式	通过原子核的同质异能素跃迁生成	通过高能电子与物质相互作用（如撞击靶材）生成	伽马射线和X射线都可以由人工产生
波长和能量	通常具有更高的能量和更短的波长	能量和波长范围略低于伽马射线	伽马射线和X射线都属于电离辐射

(五) 放射性衰变定律

1、放射性活度 (A)

放射性活度定义为单位时间内发生衰变的原子数量。

• 单位:

- 1 贝克勒尔 (Bq) = 1 次/秒 (dps)。
- 1 居里 (Ci) = 3.7×10^{10} Bq。
- 1 mCi = 37 MBq。

2、衰变定律

放射性活度与剩余的放射性原子数成正比。

$$A = -\frac{dN}{dt} = \lambda N$$

- λ : 衰变常数。

3、放射性原子数量随时间的变化

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

- $N(t)$: 时间t后的原子数量。
- N_0 : 初始原子数量。

4、活度随时间的变化

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} = \lambda N_0 e^{-\lambda t}$$

- $A(t)$: 时间t后的活度。
- A_0 : 初始活度。

(六) 半衰期

1、定义

半衰期是指放射性核素的活度衰减到原来一半所需的时间。

2、公式

半衰期 $t_{1/2}$ 满足:

$$\frac{A(t_{1/2})}{A_0} = \frac{1}{2} = e^{-\lambda t_{1/2}}$$

$$t_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda}$$

属性	核医学中的半衰期	MRI中的T1/T2弛豫时间
物理过程	放射性核素的核衰变	磁化矢量的恢复（T1）和衰减（T2）
时间范围	从几秒到几千年	几十毫秒到数秒
公式	指数衰减： $A(t)=A_0e^{-\lambda t}$	T1恢复： $M_z(t)=M_0(1-e^{-t/T_1})$ T2衰减： $M_{xy}(t)=M_{xy}(0)e^{-t/T_2}$
影响因素	只与核素的物理性质相关	与组织的分子环境、磁场特性相关
应用场景	放射性药物选择、剂量计算	MRI成像对比、组织类型区分
固定性	对同一核素固定	不同组织的T1、T2因分子环境而变化

七、放射性示踪剂与半衰期

1、成像需求

在核医学成像中，需要在几分钟内完成成像，因此示踪剂的半衰期需适中。

2、半衰期选择的限制

- **半衰期过短**：放射源在信号收集前耗尽。
- **半衰期过长**：患者运动或代谢过程会显著改变示踪剂的分布。

3、半衰期选择

选择半衰期适中的放射性核素，确保既能在成像过程中保持活性，又不会对患者造成长期辐射危害。

4、半衰期计算示例

【例1】要求在10分钟内完成患者研究，而这至少需要收集350万光子计数以获得所需图像质量。假设我们仪器的初始光子探测速率为 6000光子/秒。

计算： 满足在10分钟内活度足够支持光子收集的最小半衰期是多少？

$$\Delta N = \int_0^1 \lambda N_0 e^{-\lambda t} dt = N_0(1 - e^{-\lambda}) = 6K$$

$$\Delta N = \int_0^{600} \lambda N_0 e^{-\lambda t} dt = N_0(1 - e^{-600\lambda}) \geq 3500K$$

$$\frac{1 - e^{-600\lambda}}{1 - e^{-\lambda}} \geq \frac{3500}{6}, \lambda \leq 9.45 \times 10^{-5} \text{ sec}^{-1}$$

$$t_{1/2} = \frac{0.693}{\lambda}$$

八、衰变的统计学

1、随机性

放射性衰变是一个完全随机的过程，每个原子核的衰变时间互不影响。

2、统计描述

衰变规律描述的是大量原子核的平均行为，而非单个原子的行为。

3、泊松分布

放射性衰变的随机行为遵循泊松分布，适用于描述单位时间内发生事件的概率。

$$p_r(n) = \frac{e^{-r} r^n}{n!}.$$

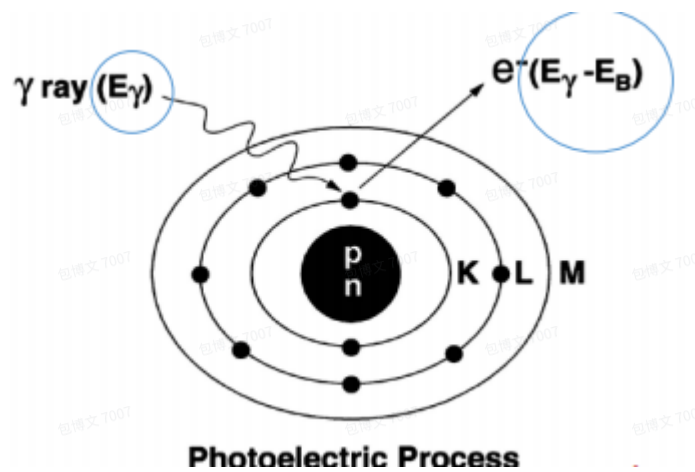
$$SNR = \frac{r}{\sqrt{r}} = \sqrt{r}.$$

九、伽马射线与物质的相互作用

伽马射线在穿过物质时会发生以下三种主要相互作用：

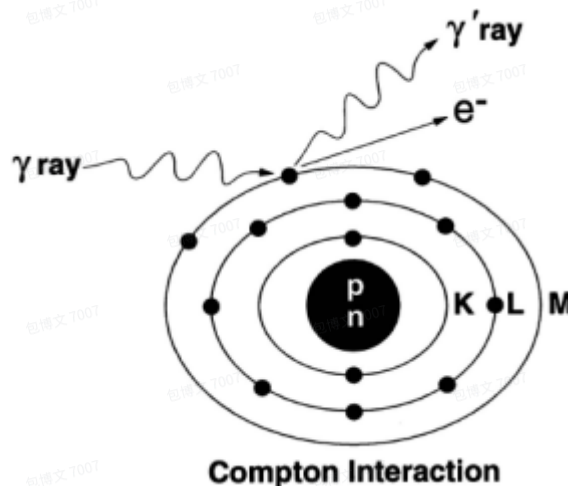
1、光电效应 (Photoelectric Effect) < 50eV

- **定义：**伽马光子与原子的内层电子相互作用，将能量转移给该电子，导致电子被弹出原子。
- **过程：**
 - 伽马光子被完全吸收。
 - 被弹出的电子携带伽马光子的全部能量（减去束缚能）。
- **特性：**
 - **能量依赖性：**主要在能量低于50 keV时发生。
 - **原子序数影响：**原子序数越高，发生光电效应的概率越大。



2、康普顿散射 (Compton Scattering) 100keV~MeV

- 定义：伽马光子与原子外层电子相互作用，部分能量传递给电子。
- 过程：
 - 伽马光子失去部分能量，改变传播方向，成为低能量的散射光子。
 - 原子中的电子被弹出，称为康普顿电子。
- 特性：
 - 能量范围：主要在100 keV到1 MeV之间。
 - 概率特性：
 - 随伽马光子能量增加，康普顿散射概率逐渐减少。
 - 与原子序数 (Z) 无关。



3、电子对效应 (Pair Production) > MeV

- 定义：当伽马射线能量超过1.022 MeV时，伽马光子与原子核相互作用，生成一个正电子和一个电子对。
- 过程：
 - 伽马光子消失，生成正电子和电子，超过1.022 MeV的能量作为动能分配给生成的粒子。
- 特性：

- 能量依赖性：能量越高，电子对效应的发生概率越大。

十、伽马射线的衰减

1、定义

伽马射线在穿过物质时，由光电效应、康普顿散射和电子对效应共同导致的能量损失称为衰减。

2、线性衰减系数 (μ)

- 定义：描述光子在物质中衰减的速率，取决于光子的能量和吸收体的性质。
- 依赖关系：
 - 能量：光子能量越高，线性衰减系数通常越小。
 - 原子序数与密度：原子序数和密度越高，线性衰减系数越大。

$$\mu = \mu_{PE} + \mu_{CS} + \mu_{PP}$$

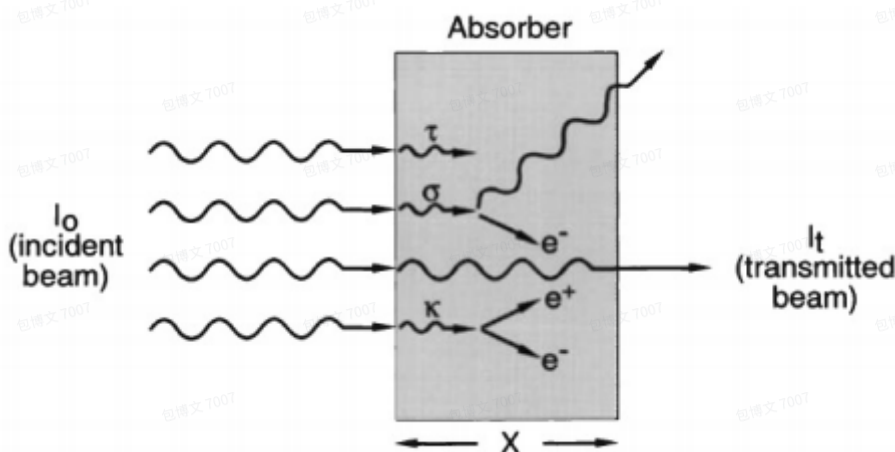
PE: 光电效应
CS: 康普顿散射
PP: 电子对效应

3、衰减的数学描述

光子束在物质中的衰减遵循指数衰减规律：

$$I_t = I_0 e^{-\mu x}$$

- I_t ：穿透距离 x 后的光子强度。
- I_0 ：初始光子强度。
- μ ：线性衰减系数。
- x ：穿透路径长度。



4. 与X-CT比较

- PET使用511 keV光子，康普顿散射和电子对效应是主要衰减机制，需要额外的衰减校正。
- CT使用低能X射线，光电效应和康普顿散射是主要衰减机制，衰减信息直接用于图像重建。

十一、放射性测量

1. 放射性定义

- 放射性活度 (A)：每秒发生的衰变次数。
- 单位：
 - 1 贝克勒尔 (Bq) = 1 次/秒 (dps)。
 - 1 居里 (Ci) = 3.7×10^{10} Bq。
 - 1 mCi = 37 MBq。

2. 辐射强度公式

到达探测器的辐射强度 (I) 与源活度 (A)、光子能量 (E) 及源距离 (r) 相关：

$$I = \frac{AE}{4\pi r^2}$$

【例2】对于锝-99m (99mTc)，活度为1 mCi，计算距离20 cm处的辐射强度。

已知：

- 光子能量 E=140 keV
- 活度 A=1 mCi= 3.7×10^7 Bq
- 距离 r=20 cm=0.2 m

解答：代入辐射强度公式：

$$I = \frac{3.7 \times 10^7 \times 140}{4\pi(0.2)^2} \approx 3.24 \times 10^9 \text{ keV/m}^2/\text{s}$$

核医学平面成像设备

(一) 平面闪烁显像

1、成像原理

- 捕捉伽马光子：平面闪烁显像通过捕捉单方向发射的伽马光子，来测定体内的放射性分布。
- 与X射线成像的区别：不同于X射线成像通过测定衰减系数形成图像，闪烁显像直接检测伽马射线的发射源。

2、设备组成

Anger 相机

- **基本信息：**由Hal Anger发明，是目前最常用的伽马相机。Anger 相机擅长快速地动态成像，可输出动态的二维平片。

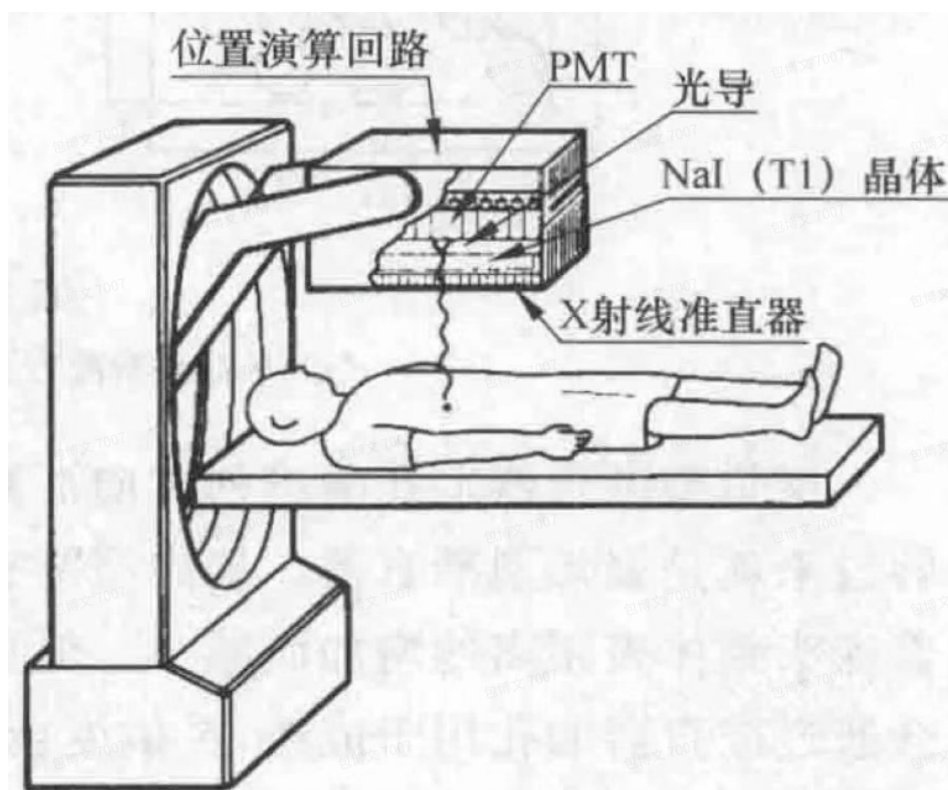


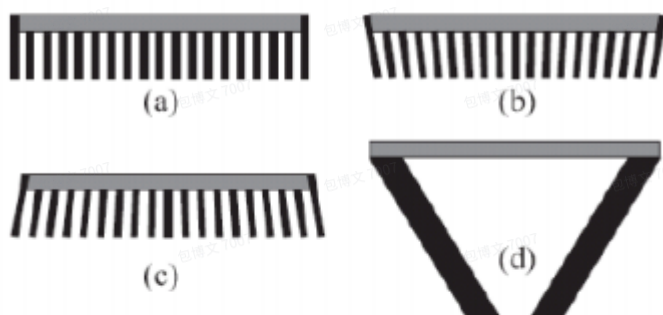
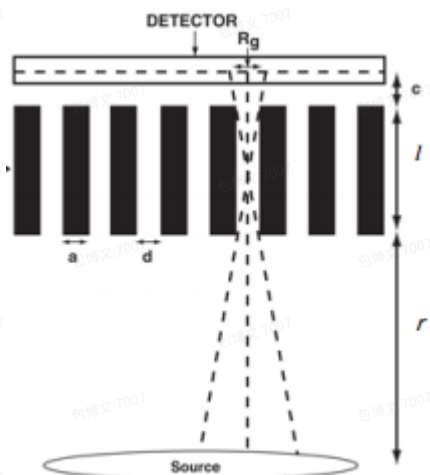
图 5.9 γ 相机成像系统

- **工作原理：**
 - a. 伽马光子与闪烁晶体相互作用，产生闪烁光。
 - b. 闪烁光信号通过光电倍增管（PMT）转化为电信号。
 - c. 通过分析信号强度最高点，定位放射源的位置。

(1) 成像准直器设计

- **功能：**准直器用于按特定方向过滤伽马射线，仅允许特定角度的光子通过，以确保成像的方向性和分辨率。不需要的散射射线会被准直器自身吸收。
- **主要类型：**
 - **平行孔准直器：**标准设计，提供均匀的分辨率。
 - **会聚孔准直器：**用于图像放大。
 - **发散孔准直器：**用于图像缩小。
 - **小孔准直器：**适用于需要高精度的细节成像。
- **影响因素：**准直器的孔径大小、孔深以及射线源到准直器的距离都会影响成像质量。其准直器分辨率计算公式为（平行孔）：

- $R_g = d/l \times (l + b + r)$



- (a) Parallel hole
- (b) Converging hole (magnifies)
- (c) Diverging hole (minifies)
- (d) Pin-hole (2-5 mm)

(2) 闪烁探测器

- **主要功能：**使用闪烁晶体检测伽马光子，将其转换为可见光信号。
- **常见材料：**碘化钠 (NaI)、锗酸铋 (BGO)、氟化铯 (CsF)、氟化钡 (BaF₂)
- **选择标准：**选择闪烁晶体时需考虑其吸收能力、响应时间、效率和能量分辨率。也就是说，闪烁晶体需要尽可能多的捕获 γ 光子（要求密度高，原子序数高）；晶体发光后衰减的时间短（余辉时间短）等。
- **典型尺寸：**
 - **直径：**30-50 cm（移动式相机通常为30 cm，固定式为50 cm）。
 - **厚度：**
 - 高能光子：1.25 cm
 - 低能光子：6-8 mm

(3) 光电倍增管 (PMT)

闪烁晶体发出的微弱荧光光子被PMT转换为光电子并放大后，才能被其后的电子线路接收和处理。

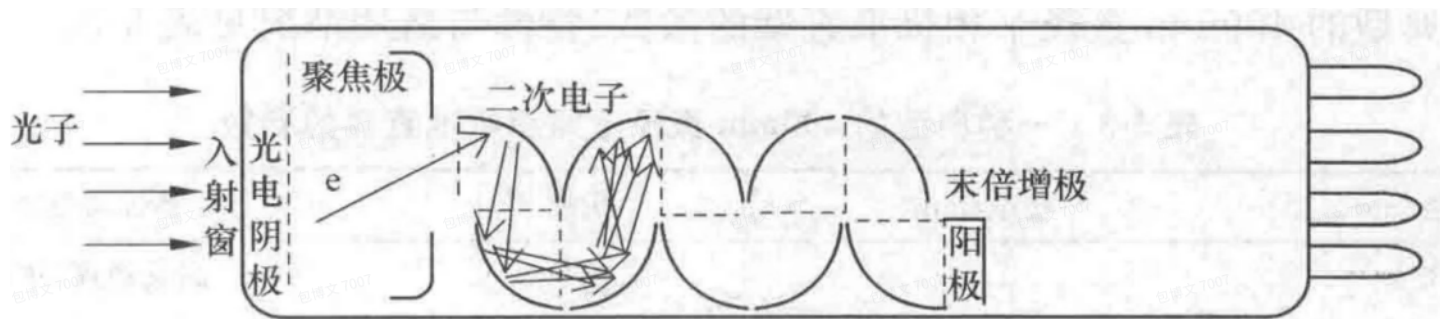


图 5.11 光电倍增管的工作原理

- **工作流程:**

- a. 闪烁光被光电阴极吸收后释放电子。
- b. 电子通过打拿极 (Dynode) 倍增，产生更多电子。
- c. 阳极收集倍增后的电子，输出电流脉冲。

- **功能:** 将光脉冲转换为电压信号，供后续分析和位置计算使用。

(4) 位置计算逻辑

定位目标

- 确定闪烁事件在闪烁晶体上的具体位置 (X, Y, Z坐标)。

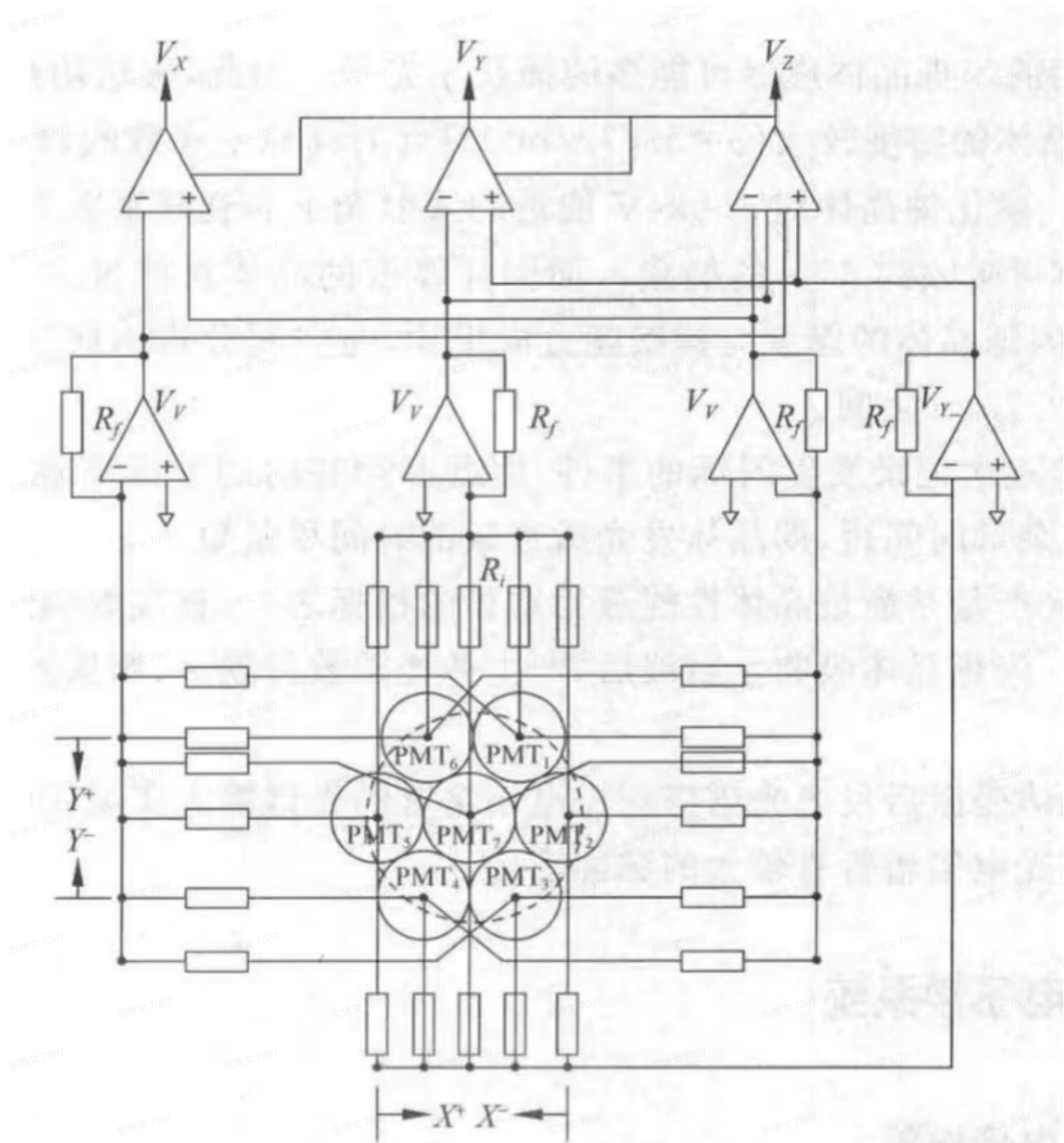


图 5.12 有 7 个 PMT 的 Anger 相机的电子学原理图

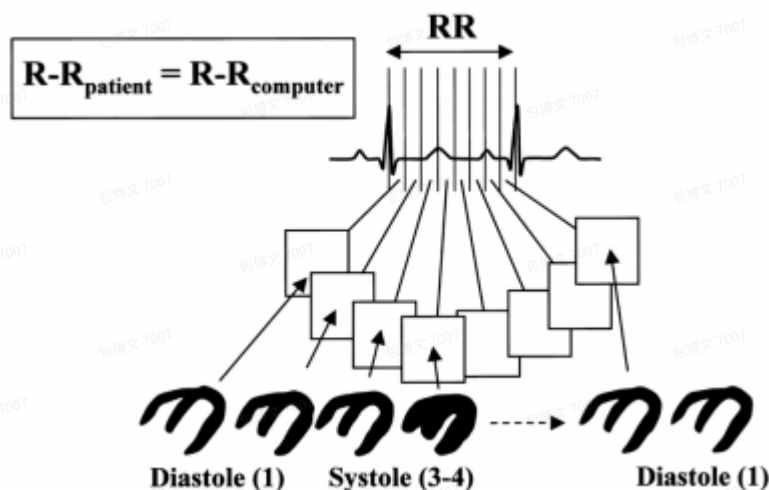
定位流程

1. **光子与晶体相互作用**：伽马射线与闪烁晶体相互作用，产生闪烁光信号。
2. **信号记录与分析**：PMT记录闪烁光信号，通过分析多个光电倍增管的脉冲空间分布，计算出事件发生的位置坐标 (X, Y)。
3. **Z脉冲**：通过PMT总响应的高度信号，可以进一步确定事件的深度 (Z轴)，并用于排除康普顿散射和多次事件。

$$\left\{ \begin{aligned} V_Z &= \sum W_{iX+} V_i + \sum W_{iX-} V_i + \sum W_{iY+} V_i + \sum W_{iY-} V_i \\ &= \sum (W_{iX+} + W_{iX-} + W_{iY+} + W_{iY-}) V_i = (C_X + C_Y) \sum V_i \\ V_X &= (V_{X+} - V_{X-}) / V_Z = (\sum W_{iX+} V_i - \sum W_{iX-} V_i) / Z \\ &= \sum (W_{iX+} - W_{iX-}) V_i / V_Z = \sum W_{iX} V_i / V_Z \\ V_Y &= (V_{Y+} - V_{Y-}) / V_Z = (\sum W_{iY+} V_i - \sum W_{iY-} V_i) / Z \\ &= \sum (W_{iY+} - W_{iY-}) V_i / V_Z = \sum W_{iY} V_i / V_Z \end{aligned} \right.$$

(二) 数据采集模式

- **列表模式**：记录所有事件数据，便于后续灵活处理和分析。
- **静态帧模式**：将检测到的事件进行时间分箱，生成单张图像。
- **动态帧模式**：用于捕捉短暂的生理过程，如心脏的瞬时变化。
- **门控采集**：根据重复事件（如心跳）分配数据，确保图像与生理周期同步。



【例3】 如果心率为50 bpm，每个心跳周期为1.2秒，每帧持续75 ms，那么每个心跳周期划分成几帧合适？

The heart rate is 50 bpm, so each heartbeat lasts for $60/50=1.2$ sec.

Each frame lasts for 75 ms.

Therefore, a heartbeat is divided into $1.2 \text{ s} / 75\text{ms} = 16$ frames.

(三) 成像质量：分辨率与灵敏度

分辨率 = 内在分辨率 + 准直器分辨率

- **本征分辨率**：由探测器自身的特性决定。
- **准直器分辨率**：受准直器孔径和长度的影响，孔径越小、长度越长，分辨率越高。
- $R = d/l \times (l + b + r)$

$$R = \frac{d}{l}(l + b + r)$$

灵敏度（敏感度）

- 准直器孔更长时，分辨率更好，但通过率降低，灵敏度下降。

$$\xi = \left(\frac{Kd^2}{l(d + h)} \right)^2$$

【例4】假设你将安格相机上的标准准直器替换为一个只有一个孔径为d的孔，且该孔位于相机中心，即x=0和y=0的位置。让物体成为一个小的放射性点源，它被放置在距离相机面20厘米的地方，并且与相机中心直接对齐。当伽马射线光子通过准直器孔时，相机会产生响应。那么：

- 用文字解释这个光子发生了什么，以及为了产生X和Y信号以及Z脉冲，需要发生什么样的事件序列。
- 如果你将孔径直径加倍，你必须对孔的长度做什么，以便相机具有相同的灵敏度？

事件序列

1. 光子通过单孔准直器到达闪烁晶体。
2. 光子与晶体相互作用，产生电子。
3. 电子激发晶体，形成闪烁光脉冲。
4. PMT将光信号转化为电信号，定位事件的X, Y, Z坐标。

灵敏度调整

$$\xi = \left(\frac{Kd^2}{l(d + h)} \right)^2$$

If we double the hole diameter and keep the sensitivity unchanged, we have :

$$\xi = \left(\frac{Kd^2}{l(d + h)} \right)^2 = \left(\frac{K(2d)^2}{l_2(2d + h)} \right)^2 \Rightarrow l_2 = \frac{4l(d + h)}{2d + h} \Rightarrow l_2 \approx 4l(d \ll h)$$

- 如果孔径加倍，为维持灵敏度，需要将准直器长度增加四倍。

SPECT（单光子发射计算机断层成像）

（一）基本原理

SPECT 就是一个 A+B，把上面提到的 Anger 相机和 X-CT 结合而来。X-CT是怎么三维重建的，SPECT就是怎么三维重建的。两者最大的区别在于，X-CT 利用 X-ray 得到断层层面上组织结构衰减系数的二位分布图像，最终实现的是人体组织解剖结构的断层成像；而 SPECT 通过提取放射性药物的分部信息来断层成像，还附加了诊断患者代谢等生理病理状态的检查。

- **旋转式Anger相机：**通过旋转Anger相机从多个角度捕捉伽马光子，生成体内放射性分布的3D图像。
- **多相机技术：**利用多台相机同步工作，减少整体扫描时间（通常低于30分钟）。

（二）伽马衰变

- **99mTc（锝-99m）：**广泛用于SPECT成像，适用于多种器官的成像。
- **123I（碘-123）：**主要用于甲状腺成像和神经系统成像。

SPECT-isotopes	Half-life	γ-Energy
99mTc 最常用	6.02 h	141 keV (89 %)
111In	2.80 d	171 keV (91 %), 245 (94 %)
67Ga	3.26 d	93 (39 %), 185 (21 %), 300 (17 %), 394 (5 %)
123I	13.22 h	159 (83 %)

衰变机制

- SPECT使用的放射性核素（如^{99m}Tc、¹²³I、¹³¹I等）是γ射线发射体。
- 这些核素通过**同质异能跃迁（Isomeric Transition, IT）或β衰变**释放单光子（γ射线）。
- γ射线的能量通常较低（如^{99m}Tc的γ射线能量为140 keV）。

源位置依赖性

- SPECT的成像依赖于**机械准直器**来限定γ射线的方向。
- **源位置依赖性：**
 - SPECT的源位置信息来自γ射线通过准直器后的探测。
 - 由于机械准直器的限制，只有垂直于探测器表面的γ射线才能被探测到。
 - 这种准直方式导致SPECT的**空间分辨率和灵敏度**较低，且源位置信息受准直器几何形状的影响较大。

(三) 机械设备

1、准直器

2、闪烁晶体

3、光电倍增管

(四) 位置计算

质心法

(五) 采样模式（定性了解）

(六) 成像

1、分辨率

2、敏感度

PET（正电子发射断层扫描）

正电子发射断层成像（positron emission tomography），湮灭产生的正负电子沿相反的方向行进，称为**电子准直**（多方向、快速成像），和SPECT的**机械准直**区分开来。

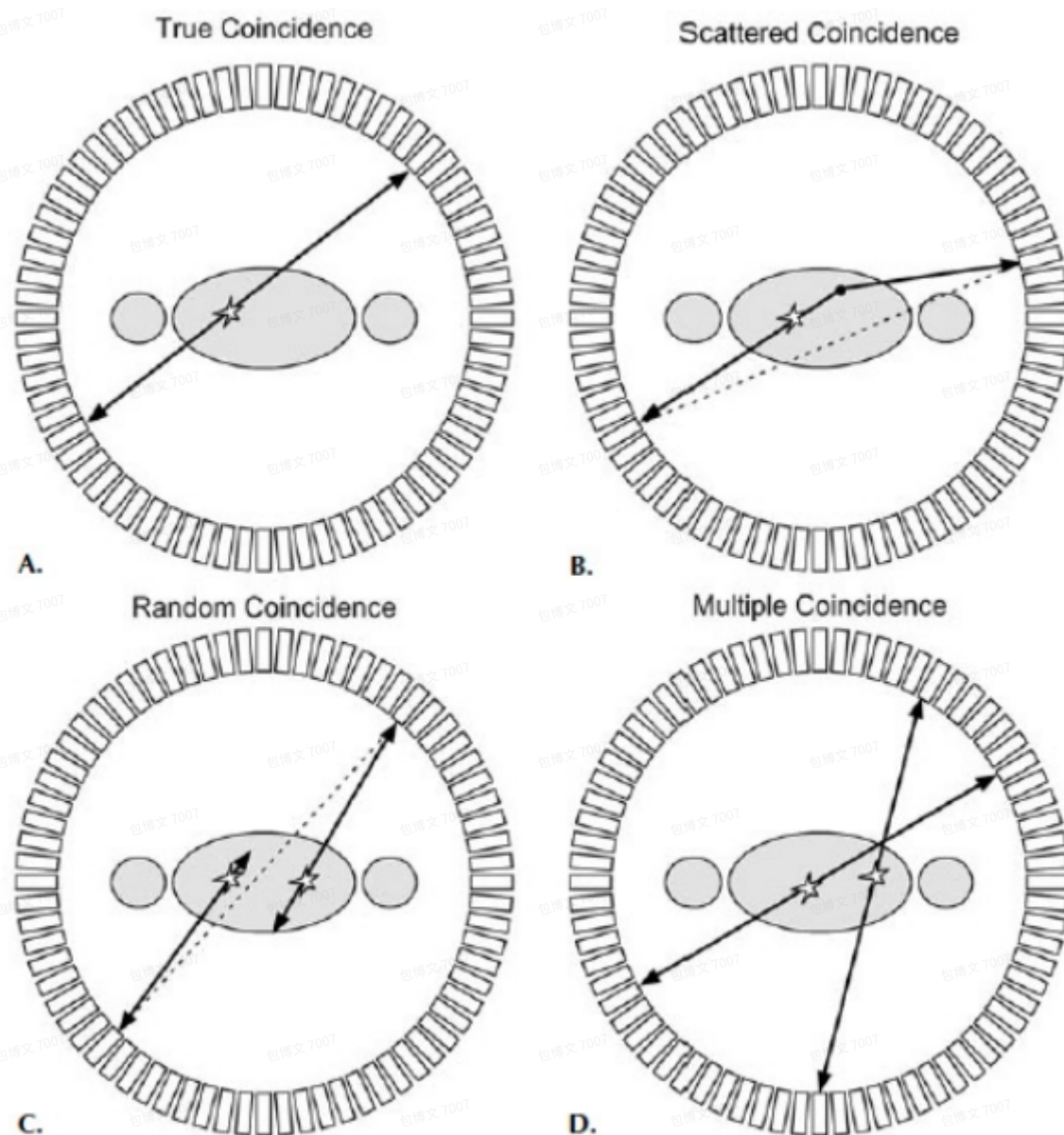
成像模式	光子能量范围	典型能量
PET	511 keV	511 keV
SPECT	几十 keV 到几百 keV	140 keV (^{99m} Tc)
CT	20 keV 到 140 keV	80 keV 到 120 keV
X射线	20 keV 到 150 keV	60 keV 到 120 keV

(一) 符合检测

符合检测（Coincidence Detection）：

- 两个光子以接近完全相反的方向飞行（180°角）。
- 这两个光子同时被相对的探测器在一个小的时间窗口内（~ns级）检测到。

- 检测事件被分配给两探测器间的响应线（Line of Response, LOR）。



1、真实符合事件（True Coincidence）：

- 定义：两个湮灭光子未经散射直接飞出，并被正确记录在一对探测器上。
- 特点：
 - 提供准确信号。
 - 主要用于成像的有效信息。
- 条件：
 - 单次湮灭产生。
 - 光子能量在能量窗口内。

2、散射符合事件（Scattered Coincidence）：

- 定义：至少一个光子在到达探测器之前经历了康普顿散射，改变了路径。

影响：

- 分配到错误的LOR，引入背景噪声。
- 降低图像对比度。
- 高估放射性同位素浓度。

特点：

- 能量可能仍在能量窗口内。

3、随机符合事件（Random Coincidence）：

- 定义：来自两个不同湮灭事件的光子被误认为属于同一个事件。
- 发生概率：
 - 与探测器计数率平方成正比。
 - 时间窗口宽度越大，随机符合率越高。

影响：

- 增加背景噪声。
- 降低信噪比（SNR）。

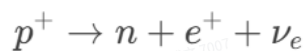
4、多重符合事件（Multiple Coincidence）：

- 定义：当三个或更多光子同时被检测到。
- 处理方法：
 - 通常被丢弃，因为难以确定正确的LOR。

（二）衰变

衰变机制

- PET使用的放射性核素（如 ^{18}F 、 ^{11}C 、 ^{13}N 、 ^{15}O 等）是正电子发射体（ β^+ 衰变）。
- 在 β^+ 衰变中，原子核中的一个质子转化为中子，同时释放一个正电子（ β^+ 粒子）和一个中微子。



- 正电子在组织中穿行很短的距离（通常几毫米）后，会与一个电子发生湮灭反应，产生一对511 keV光子，且它们以几乎相反的方向（ 180° ）发射。

源位置依赖性

- PET的成像依赖于湮灭光子的符合探测。
- 由于湮灭光子对以 180° 方向发射，因此可以通过响应线（Line of Response, LOR）确定湮灭事件的位置。

- **源位置依赖性：**
 - PET的源位置信息主要来自湮灭光子对的符合探测。
 - 由于正电子在湮灭前会穿行一段距离（称为**正电子射程Positron Range**），湮灭事件的位置与放射性核素的实际位置略有偏差。
 - 这种偏差会影响空间分辨率，尤其是在高能正电子核素（如 ^{82}Rb ）的情况下。

特性	SPECT（机械准直）	PET（电子准直）
准直方式	机械准直器（平行孔、针孔等）	符合探测（无需机械准直器）
光子类型	单光子（ γ 射线）	湮灭光子对（511 keV）
效率	低（大量光子被阻挡）	高（几乎所有光子被探测）
灵敏度	低	高
空间分辨率	较低（受准直器限制）	较高（符合探测精度高）
成本	较低	较高
成像时间	较长	较短
散射和噪声	散射影响较小	散射和随机符合影响较大，需校正

【例】极大似然

（三）泊松统计

- 1、泊松分布
- 2、最大似然估计

（四）信号质量

1、湮灭位置（Positron Range）

定义：

- 正电子从放射性核素发射到其与电子湮灭的距离，即**正电子范围**。
- 这一距离取决于正电子的初始动能以及介质的密度。

影响：

- 正电子范围会导致湮灭点偏离实际放射性核素的位置。
- 对图像的影响：
 - 降低空间分辨率，尤其是在低密度组织（如肺组织）中更明显。

- 造成图像边缘模糊。

解决方法:

- 选择低正电子能量的放射性核素（如 **18F**，其正电子范围较小）。
- 利用成像算法进行正电子范围校正。
- 使用大于5T的强磁场。

2、初始动量（noncolinearity, 非共线性）

定义:

- 理想情况下，正电子与电子湮灭后释放的两束光子应呈180°相反方向。
- 但由于湮灭时正电子具有初始动量，两光子实际的夹角会稍小于或稍大于180°。

影响:

- 夹角的偏差通常为 **0.5°** 左右。
- 对图像的影响：
 - 这种非共线性误差会随探测器直径增加而增大。
 - 降低空间分辨率，尤其是在较大的PET环结构中。

解决方法:

- 减小探测器环的直径（以降低非共线性误差对分辨率的影响）。
- 设计更加灵敏的探测器，提高对光子路径的准确判定。

非共线性模糊公式: $\Delta_{nc}=0.0022 \cdot D$

- D 为探测器环直径。

【例】

- 80 cm人类PET扫描仪:** $\Delta_{nc}=0.0022 \cdot 800 \text{ mm}=1.76 \text{ mm}$
- 15 cm小动物PET扫描仪:** $\Delta_{nc}=0.0022 \cdot 150 \text{ mm}=0.33 \text{ mm}$

解释:

- 非共线性误差随PET环直径增大而增大，因此小动物PET系统的分辨率更高。

3、飞行时间（ToF）

定义:

- 飞行时间是指两个湮灭光子到达探测器所需的时间差。
- ToF信息能够精确估算湮灭点沿响应线（LOR）的具体位置。

优势:

- ToF技术能显著提高图像质量：
 - 减少背景噪声，增加信噪比（SNR）。
 - 提高定量精度。
- ToF分辨率的提高依赖于探测器时间分辨率，时间分辨率越高，定位精度越好。

计算：

- 根据光子传播速度 c 和到达时间差 Δt ，湮灭点位置可以表示为：

$$d = \frac{c \cdot \Delta t}{2}$$

- d 为湮灭点到LOR中心的距离。

对图像的影响：

- ToF技术缩小了每个LOR的定位不确定性范围，从而减少了图像模糊和重建伪影。

局限性：

- 需要超高时间分辨率的探测器（当前主流探测器的时间分辨率在200-400 ps之间）。

（五）采样模式

- 2D采集模式：在PET的各个环之间加入薄的铅或钨片，使得只有同一个环内或紧邻环内的2个探测器记录的才能成为符合事件。
- 3D采集模式：去除这些隔板，采集不再局限于平面型层面，可在任意一堆探测器对之间的立体角上进行采集。