

PET 成像原理与技术 - 复习讲义

Zichao Li & Gemini

2026 年 1 月 1 日

目录

1	核医学物理基础 (Physics of Nuclear Medicine)	3
1.1	原子结构与核素分类	3
1.2	放射性衰变 (Radioactive Decay)	3
1.2.1	基本概念	3
1.2.2	四种主要的衰变模式	3
1.3	放射性测量与衰变定律	4
1.3.1	测量单位	4
1.3.2	辐射强度与距离 (Inverse Square Law)	4
1.3.3	衰变定律 (Decay Law)	4
1.3.4	半衰期 (Half-life)	5
1.4	射线与物质的相互作用	5
1.4.1	衰减 (Attenuation)	5
1.5	理想放射性示踪剂的特点	6
2	Anger 相机与平面显像 (Scintigraphy & Anger Camera)	6
2.1	成像原理：发射 vs. 透射	6
2.2	Anger 相机的系统组件	6
2.2.1	准直器 (Collimator)	6
2.2.2	闪烁晶体 (Scintillation Crystal)	7
2.2.3	光电倍增管 (PMT)	7
2.2.4	定位逻辑电路 (Positioning Logic)	8
2.3	数据采集模式 (Acquisition Modes)	8
2.4	SPECT：从平面到断层	9
2.5	本章小结与思考	9

3	正电子发射断层成像 (PET)	9
3.1	基本物理原理：正电子与湮灭	9
3.1.1	正电子发射 (Positron Emission)	10
3.1.2	湮灭反应 (Annihilation)	10
3.2	电子准直 (Electronic Collimation)	10
3.3	符合探测与噪声 (Coincidence Detection & Noise)	10
3.4	空间分辨率的物理极限 (Physical Limits of Resolution)	11
3.4.1	正电子射程 (Positron Range)	11
3.4.2	非共线效应 (Non-collinearity)	11
3.5	数据采集与重建技术	11
3.5.1	正弦图 (Sinogram)	11
3.5.2	2D vs. 3D 采集模式	12
3.5.3	Time of Flight 技术 (TOF)	12
3.6	临床应用与 PET-CT	12

1 核医学物理基础 (Physics of Nuclear Medicine)

本章主要介绍核医学成像 (Nuclear Medicine Imaging) 所需的物理学基础，重点在于放射性核素的性质、衰变规律以及射线与物质的相互作用。与 MRI 利用磁场和射频脉冲不同，核医学主要利用不稳定的放射性核素发射的 γ 射线进行成像。

1.1 原子结构与核素分类

核医学利用的是原子核的不稳定性。我们需要区分几种常见的核素概念（基于原子序数 Z 和质量数 A 的关系）：

- **同位素 (Isotopes)**: Z 相同, A 不同。化学性质几乎相同 (如 ^{12}C 和 ^{13}C)。
- **同量素 (Isobars)**: A 相同, Z 不同。属于不同的元素 (如 ^{11}C 和 ^{11}B)。
- **同中子异核素 (Isotones)**: 中子数 ($N = A - Z$) 相同, A 不同。
- **同质异能素 (Isomers)**: A 和 Z 都相同, 但处于不同的能级状态。高能态通常用 "m" 表示 (如 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 和 ^{99}Tc)。这是 SPECT 成像中非常重要的概念。

1.2 放射性衰变 (Radioactive Decay)

1.2.1 基本概念

不稳定核素 (母核 Parent) 自发地释放能量或粒子, 转变为更稳定的核素 (子核 Daughter) 的过程称为放射性衰变。

- **裂变 (Disintegration)**: 放射性原子核发生衰变的过程, 伴随着能量释放。
- **随机性**: 衰变是自发的 (Spontaneous), 不受外界碰撞影响。

1.2.2 四种主要的衰变模式

1. α 衰变 (Alpha Decay):

- 释放氦核 (^4_2He)。
- 常见于重核 ($Z > 82$), 因质子中子比例失衡。
- 特点: 粒子大, 穿透力弱, 不用于常规体内成像。

2. β^- 衰变 (Beta Minus Decay):

- 核内中子过多时发生: 中子 \rightarrow 质子 + 电子 (e^-) + 反中微子。
- A 不变, Z 增加 1。

3. β^+ 衰变 (Positron Decay / Beta Plus): 【PET 成像的核心】

- 核内质子过多时发生: 质子 \rightarrow 中子 + 正电子 (e^+) + 中微子。
- A 不变, Z 减少 1。
- 常见的正电子发射体: $^{11}\text{C}, ^{13}\text{N}, ^{15}\text{O}, ^{18}\text{F}$ 。
- 注: 虽然 *PPT* 此处未详细展开湮灭反应, 但这是 *PET* 成像的基础, 即正电子与电子结合产生光子。

4. γ 衰变与同质异能跃迁 (Isomeric Transition):

- 原子核从高能态跃迁到低能态, 发射高能光子 (γ 射线)。
- 常见例子: $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 发射 140 keV 的 γ 射线, 是 SPECT 最常用的核素。
- γ 射线本质上是电磁波, 与 X 射线性质相似, 区别在于产生源头: X 射线来自电子能级跃迁或减速, γ 射线来自原子核。

1.3 放射性测量与衰变定律

1.3.1 测量单位

- Becquerel (Bq): 国际单位, $1 \text{ Bq} = 1 \text{ 次衰变/秒 (dps)}$ 。
- Curie (Ci): 传统单位, 定义为 1 g 镭的放射性。
- 换算关系: $1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ 。
- 常用量级: $1 \text{ mCi} = 37 \text{ MBq}$ 。

1.3.2 辐射强度与距离 (Inverse Square Law)

辐射强度 I 与距离 r 的平方成反比:

$$I = \frac{A \cdot E}{4\pi r^2} \quad (1)$$

其中 A 为放射性活度, E 为光子能量。

1.3.3 衰变定律 (Decay Law)

放射性核素的数量 $N(t)$ 随时间呈指数衰减:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad \text{或} \quad A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2)$$

其中 λ 为衰变常数。

1.3.4 半衰期 (Half-life)

- **物理半衰期** ($t_{1/2}$): 活度减少到初始一半所需的时间。

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0.693}{\lambda} \quad (3)$$

- **生物半衰期** (T_B): 指放射性物质通过生物代谢排出体外减少一半的时间。
- **有效半衰期** (T_E): 结合物理衰变和生物排泄: $\frac{1}{T_E} = \frac{1}{T_B} + \frac{1}{t_{1/2}}$ 。

示踪剂选择原则: 半衰期不能太短 (不够时间成像), 也不能太长 (增加患者辐射剂量)。

1.4 射线与物质的相互作用

γ 射线在穿过人体或探测器时, 主要发生三种相互作用。这对成像质量 (衰减) 和探测原理至关重要。

表 1: Gamma 射线与物质的三种主要相互作用

效应名称	能量范围	机制描述
光电效应 (Photoelectric Effect)	低能 ($< 50 \text{ keV}$)	光子将全部能量转移给内层电子, 电子被射出。光子消失。主要贡献于低能射线的吸收。概率随原子序数 Z 增加而增加。
康普顿散射 (Compton Scattering)	中能 ($100 \text{ keV} \sim 1 \text{ MeV}$)	光子与外层电子碰撞, 转移 部分 能量。产生一个散射光子 (能量降低、方向改变) 和一个反冲电子。这是核医学成像中最主要的干扰源 (噪声)。
电子对效应 (Pair Production)	高能 ($> 1.022 \text{ MeV}$)	光子与原子核场相互作用, 转化为一个电子和一个正电子。多余能量转化为动能。

1.4.1 衰减 (Attenuation)

三种效应的综合结果导致射线强度在穿过物质时发生衰减, 服从指数规律:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (4)$$

其中 $\mu = \mu_{PE} + \mu_{CS} + \mu_{PP}$ 为线性衰减系数。在 PET 和 SPECT 中, 身体组织的衰减是必须进行校正的重要因素。

1.5 理想放射性示踪剂的特点

- **能量适中**: 70-511 keV。能量太低容易被身体完全吸收（增加剂量且无信号），能量太高难以被探测器捕获。
- **半衰期适中**: 分钟到小时级别。
- **无颗粒辐射**: 最好是纯 γ 发射体，不伴随 α 或 β 粒子（这些粒子对组织伤害大且无法成像）。
- **化学特性**: 易于标记生物分子，且不改变生物活性。

2 Anger 相机与平面显像 (Scintigraphy & Anger Camera)

在掌握了放射性核素的物理性质后，本章将介绍如何探测这些射线并形成图像。核医学最基础的成像设备是 **Anger 相机**（又称 γ 相机），它是 SPECT（单光子发射计算机断层成像）的核心组件。

2.1 成像原理：发射 vs. 透射

- **透射成像 (Transmission Imaging)**: 如 X 射线与 CT。射线源在体外，穿过人体后被探测器接收。图像反映的是人体组织对射线的衰减系数分布（解剖结构）。
- **发射成像 (Emission Imaging)**: 如核医学 (Scintigraphy, SPECT, PET)。放射性示踪剂进入人体内部，成为内部射线源。探测器在体外捕捉射出的 γ 光子。图像反映的是示踪剂在体内的放射性分布（这个分布是由代谢、血流等生理功能驱动的）。

2.2 Anger 相机的系统组件

Anger 相机由四个关键部分组成，光子信号的处理流程如下：

准直器 \rightarrow 闪烁晶体 \rightarrow 光电倍增管 (PMT) \rightarrow 定位逻辑电路

2.2.1 准直器 (Collimator)

准直器通常由铅制成，位于探测器最前端。它就是 γ 相机的“镜头”，保证探测器永远获取到干净、清晰、方向符合定位逻辑的要求的射线束。

- **作用**: 它是成像清晰度的决定性因素。 γ 射线是向四面八方发射的，准直器只允许特定方向（通常是垂直于晶体表面）的光子通过，阻挡（吸收）斜射的光子。如果没有准直器，无法定位射线来源。

- **类型:**

- **平行孔 (Parallel hole):** 最常用, 孔道平行, 图像大小与物体距离无关。
- **针孔 (Pin-hole):** 用于甲状腺等小器官放大成像。
- **汇聚/发散孔:** 用于改变视野大小。

关键权衡 (Trade-off): 分辨率 vs. 灵敏度 准直器的设计总是面临矛盾。

- **分辨率 (R_g):** 孔越小、孔越长 (l), 准直效果越好, 分辨率越高 (R_g 数值越小越好)。

$$R_g \approx \frac{d(l_{eff} + r)}{l_{eff}} \quad (5)$$

其中 d 是孔径, l_{eff} 是孔长, r 是源到准直器的距离。

- **灵敏度 (ξ):** 孔越大、孔越短, 通过的光子越多, 灵敏度越高。

$$\xi \propto \left(\frac{Kd^2}{l(d+h)} \right)^2 \quad (6)$$

其中 h 是隔壁厚度。

- **结论:** 想要看得清 (高分辨率), 通常需要牺牲信号强度 (低灵敏度)。

2.2.2 闪烁晶体 (Scintillation Crystal)

- **材料:** 通常使用掺铊的碘化钠晶体 NaI(Tl)。
- **作用:** AngerCamera 最终依然需要对可见光成像。闪烁晶体在这里起到一个光谱转换的过程: 将高能不可见 γ 光子转化为低能的**可见光**光子 (闪烁现象)。
- **过程:** 一个 γ 光子射入晶体 \rightarrow 光电效应/康普顿散射 \rightarrow 产生电子 \rightarrow 激发晶体晶格 \rightarrow 释放出数千个可见光光子。这个过程仍然遵循能量守恒, 没有外源性能量注入。可见光的光子数多, 单纯是因为超短波长的 γ 射线的单个光子能量远高于可见光波段的光子。

2.2.3 光电倍增管 (PMT)

- **作用:** 将微弱的可见光信号转化为**电信号**并进行放大。
- **结构:**
 - **光电阴极 (Photocathode):** 接收可见光, 发射光电子。
 - **倍增极 (Dynodes):** 电子逐级撞击, 数量呈指数级倍增 (放大 $10^6 \sim 10^8$ 倍)。
 - **阳极 (Anode):** 收集电子流, 输出电流脉冲。
- **排布:** 多个 PMT 紧密排列在晶体后方 (如 3×3 或更多阵列), 共同探测一次闪烁事件。

2.2.4 定位逻辑电路 (Positioning Logic)

这块电路板实现 Anger 相机的核心算法，用于确定 γ 光子在晶体上的击中位置 (X, Y) 。这也是核医学平面显像部分最核心的计算考点（笔者认为必考计算题）。

- **原理:** 离闪烁点越近的 PMT 接收到的光越强，输出信号幅度越大。利用所有 PMT 信号的重心法 (Center of Mass) 计算位置。
- **公式:** 假设第 k 个 PMT 的位置为 (x_k, y_k) ，其输出信号幅度为 a_k 。

$$X = \frac{1}{Z} \sum_k x_k a_k, \quad Y = \frac{1}{Z} \sum_k y_k a_k \quad (7)$$

其中 Z 信号代表总能量：

$$Z = \sum_k a_k \quad (8)$$

- **Z 脉冲的作用 (Energy Window):** Z 信号不仅用于归一化位置，还代表了光子的能量。通过设置能窗 (Energy Window)，可以剔除能量过低的光子（通常是发生过康普顿散射的噪声光子），从而提高图像对比度。

2.3 数据采集模式 (Acquisition Modes)

笔者在此粗略而大胆地将核医学涉及的生理过程分为三类：代谢相关的生理过程（特别如核素标记的葡萄糖追踪肿瘤代谢）、灌注相关的生理过程（如肾小管重吸收、血流灌注等）、机械生理过程（如心脏的跳动等）。我们刚刚解决了采集生理过程塑造的核素空间分布的问题，为了对这三种生理过程驱动核素的空间分布随时间的变化进行正确的采集，我们需要不同的采集方式。

1. 静态采集 (Static/Single Frame/直接拍):

- 类似于拍照片。采集一定时间或一定计数的光子，形成一张二维分布图。
- 计算机内表现为一个矩阵，像素值代表计数。

2. 动态采集 (Dynamic Frame):

- 类似于拍视频。连续采集多帧图像，用于观察生理过程的变化（如肾脏排泄功能）。

3. 门控采集 (Gated Acquisition):

- 专用于心脏成像。利用 ECG（心电图）的 R 波作为触发信号。
- 将一个心动周期分成若干帧（如 16 帧），每次心跳的数据叠加到对应的帧中。
- 目的是消除心脏跳动造成的运动模糊，观察心壁运动。

2.4 SPECT: 从平面到断层

- **定义:** Single Photon Emission Computed Tomography (单光子发射计算机断层成像)。
- **为什么理解了 CT 就不用学 SPECT 了:**
 - **平面显像 (Scintigraphy):** 也就是上述的 Anger 相机直接成像, 得到的是三维物体在二维平面的投影 (类似于普通 X 光片, 只不过是发射源在内部)。
 - **SPECT:** 将 Anger 相机安装在旋转机架上, 围绕患者旋转 360 度, 采集多个角度的投影数据。然后利用重建算法 (类似于 CT 的算法) 重建出人体内部的三维断层图像。
 - 可以看到, 如果将第二节所讲的 Scintigraphy 学得像 X-ray 那么熟练, 怎么把 X-ray 迁移到 CT 的, 就怎么学 SPECT 即可。
- **SPECT 的优势:** 解决了平面显像中前后组织重叠的问题, 能够提供深度的位置信息。

2.5 本章小结与思考

- Anger 相机通过物理准直 (铅栅) 来确定光子方向, 这导致了灵敏度非常低 (因为绝大多数光子都被准直器挡住了)。
- 这一点是 SPECT 与 PET 的根本区别之一。下节我们将看到, PET 如何通过“电子准直” (符合探测) 来抛弃物理准直器, 从而获得更高的灵敏度和分辨率。

3 正电子发射断层成像 (PET)

在上一章我们看到, SPECT 虽然能够进行断层成像, 但受限于 Anger 相机前方的铅制准直器 (物理准直), 大部分光子都被挡掉了, 导致灵敏度极低。PET (Positron Emission Tomography) 的出现巧妙地利用了正电子衰变的物理特性, **抛弃了物理准直器**, 实现了灵敏度和分辨率的质的飞跃。

3.1 基本物理原理: 正电子与湮灭

PET 成像并不直接探测正电子, 而是探测正电子“消失”的时候发出的“遗言”——湮灭光子。

3.1.1 正电子发射 (Positron Emission)

如第一章所述，富质子核素（如 ^{18}F , ^{11}C , ^{15}O ）不稳定，发生 β^+ 衰变：



关键点：此时正电子 (e^+) 刚刚诞生，具有一定的动能。

3.1.2 湮灭反应 (Annihilation)

这是 PET 的物理核心。

1. **游走：**正电子在组织中移动一段距离（几毫米），直到动能耗尽。
2. **结合：**静止的正电子遇到周围的一个电子 (e^-)。
3. **湮灭：**正反物质结合，质量转化为能量。



4. 产物特征 (考试重点):

- **能量守恒：**产生两个 γ 光子，每个能量为 **511 keV** (来自电子静止质量 m_0c^2)。
- **动量守恒：**两个光子互成 **180 度** (Back-to-back) 反向飞出。

3.2 电子准直 (Electronic Collimation)

这是 PET 区别于 SPECT 最本质的特征。

- **原理：**由于两个光子是同时 (Simultaneously) 且反向 (180 度) 飞出的，如果我们探测到一对互成 180 度的探测器同时响了，那么我们就可以确定：**发射源一定在这两个探测器的连线上。**
- **优势：**我们不再需要铅栅来过滤方向，而是通过时间符合逻辑来确定方向。这使得探测器的灵敏度提高了 1-2 个数量级 (100 倍左右)。
- **响应线 (LOR, Line of Response)：**连接两个符合探测器的虚拟直线。系统记录所有的 LOR，用于后续重建。

3.3 符合探测与噪声 (Coincidence Detection & Noise)

PET 系统通过检测“符合事件” (Coincidence Event) 来工作。系统设定一个极短的时间窗 (Time Window, 如 6-12 ns)，只有当两个光子落在这个窗内，才被视为一个事件。然而，并非所有符合都是有用的。

1. **真符合 (True Coincidence)**: 一次湮灭产生的两个光子未受干扰, 直接被一对探测器捕获。这是我们想要的信号。
2. **散射符合 (Scattered Coincidence)**: 光子在体内发生了康普顿散射, 方向改变, 但仍被探测到。
 - **后果**: 重建出的 LOR 是错误的, 导致图像模糊、对比度下降。
 - **校正**: 需要利用能量窗 (Energy Window) 来剔除能量损失较大的散射光子, 或使用模型估算。
3. **随机符合 (Random Coincidence)**: 两次完全不相关的湮灭事件, 各自发出的一个光子偶然在同一时间窗内击中了探测器。
 - **后果**: 产生全图均匀的背景噪声。
 - **计算**: 随机符合率 $R_{random} = 2\tau R_1 R_2$ (τ 为时间窗, R 为单计数率)。
 - **校正**: 延迟窗技术 (Delayed Window Method)。

3.4 空间分辨率的物理极限 (Physical Limits of Resolution)

即便探测器做得再完美, PET 图像的清晰度也受限于物理学原理。

3.4.1 正电子射程 (Positron Range)

- **问题**: 我们想看的是核素的位置 (代谢发生地), 但探测器看到的是湮灭的位置 (光子发射地)。两者之间有一段距离 (正电子跑了一段路才死)。
- **影响**: 导致图像模糊。 ^{18}F 的射程较短 ($\sim 0.6\text{ mm}$), 而 ^{15}O 或 ^{82}Rb 的射程较长, 图像更模糊。

3.4.2 非共线效应 (Non-collinearity)

- **问题**: 湮灭时正负电子并非绝对静止 (还有一点残余动量), 导致两个光子并非严格的 180° , 可能有 $\pm 0.25^\circ$ 的偏差。
- **影响**: 探测器直径越大 (如全身扫描仪), 角度偏差导致的定位误差越大 ($Error \approx 0.0022 \times D$)。

3.5 数据采集与重建技术

3.5.1 正弦图 (Sinogram)

这是 PET 原始数据的存储格式。横轴代表距离 (探测器通道), 纵轴代表角度。正弦图中的一个点代表一条 LOR。

3.5.2 2D vs. 3D 采集模式

- **2D 模式:** 在探测器环之间插入铅制隔板 (Septa)。只允许同一环内的符合, 屏蔽跨环散射。
 - 优点: 散射少, 定量准确。
 - 缺点: 灵敏度低。
- **3D 模式:** 撤去隔板 (No Septa)。允许所有可能的跨环符合。
 - 优点: 灵敏度极高 (增加了 5-10 倍)。
 - 缺点: 散射和随机符合大幅增加, 需要强大的计算机进行校正。现代 PET 多为 3D 模式。

3.5.3 Time of Flight 技术 (TOF)

- **原理:** 传统 PET 只知道事件发生在 LOR 上, 不知道具体在哪一点。TOF-PET 通过测量两个光子到达探测器的时间差 (Δt), 可以推算出湮灭点距离中心的距离 ($d = c \cdot \Delta t / 2$)。
- **效果:** 虽然目前的时间分辨率 (300-500 ps) 还不足以精确定位 (误差几厘米), 但足以极大地限制位置范围, 从而**显著提高信噪比 (SNR)**。

3.6 临床应用与 PET-CT

单纯的 PET 图像只有功能信息 (哪里亮代表哪里代谢高), 缺乏解剖结构信息 (看不清是哪个器官)。

- **PET-CT:** 将 PET 和 CT 整合在同一台机器上。CT 提供解剖地图和衰减校正图, PET 提供生化导航。
- **FDG (氟代脱氧葡萄糖):** 最常用的示踪剂。利用“瓦尔堡效应” (肿瘤细胞异常嗜糖), FDG 会在肿瘤处高聚集, 从而在图像上形成热点。用于肿瘤分期、转移灶寻找等。

Appendix I - Review on Fessler's paper & Lecture 6

Author: Gemini

引言：从物理准直到电子准直

SPECT 的局限在于它必须依赖厚重的铅制准直器来过滤光子方向，这导致超过 99% 的光子被浪费了。PET 的出现不仅是为了探测正电子，更是为了引入一种全新的探测机制——**电子准直 (Electronic Collimation)**，从而实现灵敏度的数量级提升。

物理基础与极限分辨率

PET 成像的基础链条是：衰变 \rightarrow 正电子游走 \rightarrow 湮灭 \rightarrow 双光子发射。这一过程中的物理特性决定了 PET 图像清晰度的 **** 极限 ****。

1. 正电子射程 (Positron Range)

- **现象**: 正电子从原子核射出后，必须在组织中消耗掉动能（动能转化为势能）才能与电子结合发生湮灭。这导致**湮灭点 \neq 发射点**。
- **影响**: 图像模糊。模糊程度取决于核素的能量 (E_{max})。
- **对比**:
 - ^{18}F : 能量低，射程极短 ($\sim 0.6 \text{ mm}$)，图像最清晰，是临床金标准。
 - $^{15}\text{O}, ^{82}\text{Rb}$: 能量高，射程长，图像固有模糊较大。

2. 非共线效应 (Non-collinearity)

- **现象**: 正负电子湮灭时，并非处于绝对静止，仍存留微小的动量。根据动量守恒，产生的一对光子并非严格的 180° ，而是呈现高斯分布 ($\text{FWHM} \approx 0.5^\circ$)。
- **定位误差公式**:

$$\Delta_{nc} \approx 0.0022 \times D \quad (11)$$

其中 D 是探测器环的直径。

- **结论**: 扫描仪孔径越大（如全身 PET vs 动物 PET），非共线效应导致的定位误差越大。这是物理规律，无法消除。

符合探测原理 (Annihilation Coincidence Detection, ACD)

电子准直 (Electronic Collimation)

系统不需要铅栅。如果在极短的时间窗 (Time Window, 如 6-12 ns) 内, 两个相对的探测器同时探测到光子, 系统逻辑判定: 事件发生在这两个探测器的连线 (LOR) 上。

三种符合事件 (Types of Coincidences)

这是 PET 噪声分析的核心, 必须区分:

1. **真符合 (True):** 一次湮灭产生的一对光子, 未受干扰, 同时被探测。→ **有用信号**。
2. **散射符合 (Scatter):** 光子在体内发生了康普顿散射 (方向改变、能量损失), 但仍落在时间窗内。
 - **后果:** 定位到错误的 LOR, 导致图像对比度下降。
 - **特征:** 分布较为平滑, 但在体宽处更严重。
 - **抑制方法:** 设置**能窗 (Energy Window)** (如 350-650 keV), 剔除能量损失过大的散射光子。
3. **随机符合 (Random):** 两次**不相关**的湮灭事件, 各自发出的一个光子偶然在同一时间窗内被捕获。
 - **后果:** 全图均匀的背景噪声, 导致定量高估。
 - **规律:** 与单计数率的平方成正比。
 - **公式:** $R_{random} = 2\tau R_1 R_2$ (τ 为时间窗宽度)。这意味着如果注射剂量太大, 随机符合会剧增。

PET 探测器技术 (Detector Technology) [重点升级]

理想的 PET 探测器需要: 高阻止能力 (Stopping Power)、高能量分辨率 (剔除散射)、高时间分辨率 (减少随机符合, 支持 TOF)。

1. 闪烁晶体材料 (Scintillation Crystals)

晶体是探测器的“心脏”。课件中对比了主要材料, 需重点记忆 BGO 和 LSO 的区别:

- **BGO (锗酸铋):**
 - **优点:** 密度极大 (7.13 g/cm^3), 阻止 511 keV 光子的能力最强 (探测效率高)。
 - **缺点:** 发光效率低 (暗), 衰减时间长 (慢, 不适合高计数率)。

- **LSO (硅酸镨):** 现代 *PET* 的主流选择。
 - **优点:** 密度较高, 且**发光亮、速度快** (衰减时间 40 ns vs BGO 的 300 ns)。
 - **意义:** 速度快意味着可以缩小符合时间窗, 大幅降低随机符合, 并支持 TOF 技术。

2. 块探测器设计 (Block Detector) [必考机制]

为了降低成本, 我们不可能给每根细小的晶体条都配一个 PMT。1986 年发明的 Block Detector 解决了这个问题:

- **结构:** 将一块大晶体切割成许多小方阵 (如 8×8), 但在底部保留相连。后面仅连接 4 个 PMT。
- **光导 (Light Sharing):** 切割缝隙深度不同, 控制光在晶体内的扩散分布。
- **Anger Logic 再次登场:** 利用 4 个 PMT (A, B, C, D) 接收到的光量比例来定位光子究竟击中了哪一根小晶体。

$$X = \frac{(B + D) - (A + C)}{A + B + C + D}, \quad Y = \frac{(A + B) - (C + D)}{A + B + C + D} \quad (12)$$

- **局限:** 这种“多对一”的耦合导致高计数率下有**死时间 (Dead Time)** 问题, 且难以分辨极小的晶体。

3. 下一代技术: SiPM (硅光电倍增管)

课件提及了 APD 和 SiPM。它们是固态探测器, 体积小、电压低、不受磁场影响 (这是 **PET-MRI** 能实现的关键)。SiPM 正逐渐取代 PMT, 实现“一对一”耦合, 彻底消除 Block Detector 的局限。

数据采集模式: 2D vs. 3D

这是一个基于硬件结构的根本性选择。

	2D 模式	3D 模式
硬件结构	探测器环之间插入铅隔栅 (Septa)。	撤去隔栅 (No Septa)，全开放。
探测原理	仅允许同一环或相邻环的符合。物理屏蔽了跨环的射线。	允许所有角度的斜射符合(跨环)。
灵敏度	低。	极高 (提高 5-10 倍)。
噪声	散射和随机符合较少，数据较干净。	散射和随机符合剧增，严重依赖算法校正。
现状	早期机器多用。	现代机器计算能力强，主要采用 3D 模式以减少辐射剂量或扫描时间。

总结：从 Anger Camera 到现代 PET

- 我们从 Anger Camera 的单光子探测（需要物理准直，效率低）进化到了 PET 的符合探测（电子准直，效率高）。
- 为了实现高分辨率，我们将晶体切得越来越细；为了省钱，我们设计了 Block Detector 利用 Anger Logic 复用 PMT。
- 为了看得更准，我们从 BGO 换成了 LSO（更快、支持 TOF）。
- 为了看得更快，我们拔掉了隔栅 (Septa)，全面进入 3D 采集时代。