

文章编号: 1007-4627(2012)03-0259-07

PET 探测器技术的新进展

张 斌, 赵书俊

(郑州大学物理工程学院, 河南 郑州 450001)

摘要: PET 设备中探测器的研发, 一直是很活跃且具有高创新性的领域。提高现有基于闪烁晶体探测器的性能, 研究适用于多模式成像设备(PET/CT 和 PET/MRI)的新型探测器, 满足 TOF 和 DOI 技术的需求并促进其发展应用, 构成 PET 探测器的几个主要研究方向。介绍了 PET 探测器在闪烁晶体、光电探测器和半导体探测器等方面的最新进展, 指出未来最有潜力的探测器设计方案。

关键词: 正电子发射断层成像; 辐射探测器; 多模态成像; 闪烁晶体; 半导体探测器

中图分类号: TL812; TH774 **文献标志码:** A

1 PET 对探测器性能的要求

1.1 PET 原理简介

正电子发射断层成像(positron emission tomography, 简称 PET)仪是一种生成生物活体代谢功能影像的工具, 能在分子水平定量探测生理过程, 是目前所有成像模式中最灵敏的。在不改变扫描对象生理状态的情况下, 向活体中注入放射性示踪剂, 示踪剂标记物具有正电子放射性的同位素, 如 ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O 和 ^{18}F 或其他核素, 示踪剂可参与活体生理代谢。标记物衰变发射正电子, 正电子移动很短一段距离后, 就会与活体内负电子结合发生正电子湮没反应, 产生逆向发射的 511 keV 的 γ 光子对。PET 扫描仪通常设计成环状, 使用符合探测技术探测成对出现的两个逆向 γ 光子, 确定符合响应线(line of response, 简称 LOR), 通过数据采集, 得到大量响应线, 加以校正和滤波, 进行 2-D 或 3-D 图像断层重建, 产生示踪剂的浓度分布影像。从生成的时间序列影像中可观测活体代谢功能。例如, 临床上应用最广泛的葡萄糖类似物 ^{18}F -FDG(氟代脱氧葡萄糖), 进入活体后, 与葡萄糖一样被组织吸收, 通过断层成像, 测量组织内的葡萄糖代谢率, 进而反映其功能状态^[1-2]。PET 工作原理如图 1 所示。

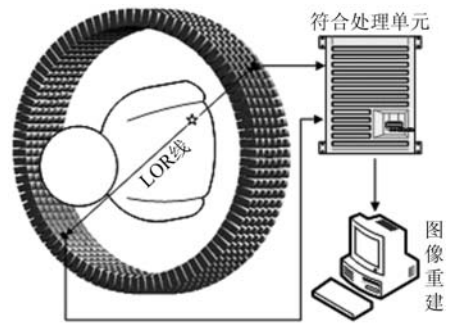


图 1 PET 工作原理

1.2 现代 PET 对探测器性能的要求

PET 中一个关键组件是探测器模块。其根本任务是阻止入射 γ 光子并吸收其能量, 产生可以被后继电路处理的电信号, 获取 γ 光子的能量、与晶体交互的时间和位置等信息。想要高效精确实现这个任务, 探测器必须具备以下基本性能:(1)高阻止能力;(2)高空间分辨率;(3)高能量分辨率;(4)高时间分辨率;(5)造价便宜^[1-5]。随着 PET 应用范围的不断扩展, 对其性能也提出更高的要求, 因此, 促使探测器技术不断发展, 以满足现实及未来技术的需求。当前面临的主要挑战是研发适用于多模态成像设备、具有 DOI(Depth Of Interaction)和 TOF(Time Of Flight)性能的探测器器件和设计结构。

尽管 PET 的成像灵敏度最高, 但空间分辨率比其成像模式(CT, MRI 和 X-ray 等)差很多, 目前

收稿日期: 2011-09-22; 修改日期: 2011-11-07

基金项目: 国家自然科学基金重点项目(81171410/H1809)

作者简介: 张斌(1967-), 男, 河南唐河人, 高级工程师, 硕士, 从事仪器仪表、医学图像处理研究; E-mail: zhb_zzu_edu@163.com

及未来 PET 的设计和研发,一定要考虑与其他成像装置同步工作,实现多模成像,最大限度发挥不同成像模式各自的优势,提升 PET 在临床应用中的地位和价值。

现有双模 PET/CT 和 PET/MRI 只是简单的集成,各自独立的两套成像系统共享一个机架和操作控制台,不能够并发生成解剖和功能影像,需要使用软件进行配准和融合。而硬件融合的 PET/CT 可以同时进行发射和透射扫描,真正实现活体中快速动态生理过程的空间-时间对应,减少病人辐射剂量,是当前 PET/CT 面临的挑战和未来发展方向。因此,研发能够同时记录 511 keV γ 光子和 X-ray 的探测器就非常有价值。同时,硬件融合的 PET/MRI,要求 PET 探测器能够在磁场中不受磁场梯度和 RF 信号的影响,对探测器的体积及配套的前端电子学电路也有严格的限制,而固体探测器的研发很有希望满足这种应用需求^[6-7]。

最近几年,一个主要的研发领域是 DOI 探测器,其目的是校正视差以减小径向空间分辨率的损失,保持良好的灵敏度。PET 视差主要来源于 γ 光子的穿透效应。离视场中心越远, γ 光子可能穿越的晶体条个数就越多,造成 LOR 线定位误差。视差效应原理如图 2 所示。利用 DOI 技术可以减小视差,制造出更小的探测器环,提高小动物以及脑部专用 PET 扫描仪的性能。

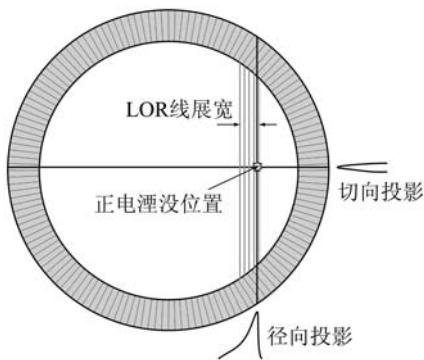


图 2 PET 视差效应原理图

取得的另一个进展是 TOF 技术的应用。通常只能假定湮没事件发生于 LOR 线的某处,如果探测器具有很高的时间分辨率,就可获得事件发生于 LOR 上的精确位置信息。同等参数条件下,一个 TOF 系统与非 TOF 系统相比,具有更小的统计噪声、更高的噪声等价计数和信噪比。TOF 技术的实

现必须依赖于高性能闪烁晶体和光电探测器^[8-9]。

2 PET 探测器器件技术的进展

多年来,尽管在不停地设计各种各样的新型探测器产品,例如持续对丝室探测器进行研究和应用,也开发出了各种固体探测器,但基于闪烁晶体的探测器一直是 PET 设计中最主要和最普遍使用的探测器。闪烁晶体探测器主要由闪烁晶体和光电探测器组成。

2.1 闪烁晶体的发展

当前一个很活跃并具有创新性的研发领域就是寻找快速、高密度、高光产量且造价便宜的理想闪烁晶体。

NaI(Tl) 晶体是较早应用于 PET 的闪烁晶体,其光产量很高,因此能量和空间分辨率令人满意,但衰减时间长,增加了系统死时间和随机符合率,而且密度低,阻止能力较差^[10-11]。

BGO 晶体的衰变常数大,光产量低,能量分辨率差,但密度大,阻止本领强,灵敏度高,用于制造 2-D PET 时,仍具有一定优势。

新型晶体 LSO 和 LYSO 是响应速度快、光产额高及高密度的闪烁晶体,它们能够满足 TOF PET 的性能要求。与 NaI(Tl) 和 BGO 相比,LSO 晶体表现出几个明显优势特性,非常适合于 3-D PET 成像设备^[12-14]。

GSO 晶体的阻止本领和光产额较低,但其能量分辨率和光产量的均匀性,要优于 LSO,基于 GSO 晶体的 PET 设备的整体系统能量分辨率甚至超过基于 LSO 晶体的 PET 设备。

其它镧化合物晶体包括铝酸镧(lutetium aluminum perovskite, 简称 LuAP)和焦硅酸镧(lutetium pyro-silicate, 简称 LPS),性能优异,很有应用前途,但还没有大规模生产。

新型的无机晶体也在不断开发中,主要是基于铈掺杂的镧系和过渡金属元素。例如,LaBr₃:Ce, CeBr₃和 LuI₃:Ce。LaBr₃具有极高的光产额和能量分辨率,是迄今最适合于 TOF PET 系统的闪烁晶体,符合时间分辨率可达到 310 ~ 350 ps (FWHM)。LuI₃:Ce 具有非常优秀的性能,光产额是 NaI(Tl) 的 2.6 倍,能量分辨率达到 4% (FWHM),比 LSO 好 2.5 倍,符合时间分辨率达

到 125 ps(FWHM)^[9, 14]。

钨酸铅(PbWO₄)晶体与目前 PET 中常用的 BGO 晶体相比,具有密度高、衰减长度短及发光快等优势。基于 PbWO₄的探测器线性长度可缩短至基于 BGO 晶体的一半,具有更好的空间分辨率和时间分辨率。其成本低,可大幅度降低 PET 设备的成本,已有公司使用钨酸铅晶体研制廉价 PET^[4]。

提高钨酸铅晶体光产额,满足 PET 应用需求,是该晶体的研究热点。

除了含有钷元素的 GSO 和 LGSO 具有高磁化率,其他大部分晶体是磁场兼容的,受 MRI 磁场的影响微乎其微,可用于硬件融合的 PET/MRI 产品。表 1 列出了常用闪烁晶体参数。

表 1 闪烁晶体性能参数

属性	晶体类型						
	NaI(Tl)	BGO	GSO	LSO	LYSO	BaF ₂	LaBr ₃ :Ce
峰值波长/nm	410	480	440	420	420	220	360
能量分辨率 $\Delta E/E/\%$	6.6	10.2	8.5	10	12.5	11.4	3
光产额/(photons/MeV)	41 000	9 000	8 000	31 000	32 000	2 000	61 000
密度/(g/cm ³)	3.67	7.13	6.71	7.4	7.1	4.89	5.3
有效原子序数(Z)	50.6	74.2	58.6	65.5	34.2	52.2	47
衰减长度/(1/ μ)	2.88	1.05	1.43	1.16	2.58	2.2	2.2
衰变常数/ns	230	300	60	40	41	0.6	15
折射率	1.85	2.15	1.85	1.82	1.81	1.56	1.9

2.2 光电探测器的进展

光电倍增管(photomultiplier tube, 简称 PMT)是 PET 中应用最为广泛的光电探测器,是闪烁晶体探测器的驱动器。它具有高增益(典型值是 10⁶ 量级)、低噪声和低成本的特性,通常要求的偏置工作电压为 800~1 200 V。传统 PMT 体积大,无法实现晶体和 PMT 的一对一耦合,限制了利用它制造高分辨率 PET 探测器的能力。目前在解决 PMT 体积问题上,已取得进展,实现将多个倍增通道封装在一个真空管内,每个通道实质上是一个独立的光电探测器。例如,Hamamatsu 的 H9500,包含 256 个通道,每个通道都是独立的 2.8 mm×2.8 mm 的光电探测器。多通道和一系列位置敏感 PMT 拓展了新的 PET 探测器设计领域,目前的研究方向在于进一步减少 PMT 通道工作区之间的死区,以实现大量的通道与晶体阵列或厚晶体板耦合,使整体结构更加紧凑;同时继续提高 PMT 的响应速度,以便配合 LSO 和 LaBr₃晶体,实现时间分辨率在 300 ps 量级上的 TOF 系统。PMT 的缺点是对磁场很敏感,不能用于 PET/MRI 双模设备中。

新型光电探测器的研发围绕着 PMT 的替代品展开,以期能够实现光电探测器和晶体阵列元素之

间一对一的耦合,进一步减小探测器体积,同时期望能够设计出在磁场中使用的光电探测器。为此,人们研发出一系列的固态光电探测器。首先使用的是 Si PIN 二极管,这类产品,结构紧凑,量子效率高,并且能够在磁场中使用。不足之处是只有一个增益单位,要求低噪声前置放大器,时间分辨率较差,因此不能用于 TOF PET 和需要考虑随机散射率的 PET。

另一种产品是雪崩光电二极管(APD)。与 PIN 二极管相比,其优点是具有较高的增益(大约 10²~10³),更高的时间分辨率(在 1 ns 数量级)。它的增益是偏置电压的函数,对温度敏感。APD 可以是单封装或阵列。目前又生产出了位置敏感雪崩光电二极管(PS-APD),其工作原理类似于传统的探测器模块。

目前,很多公司都在积极研发的光电探测器产品是盖革式 APD 或 Si 光电倍增管(SiPM),其结构是一系列 APD 微单元,每个单元是一个独立的盖革式探测器,通过一个猝灭电阻引入偏置电压,当光子作用于探测器单元时,产生放电。典型产品的偏置电压范围在 30~150 V,增益范围为 10⁵~10⁷,在 50 Ω 的负载上能产生几毫伏的信号,时间分辨率可以达到 100 ps,与闪烁晶体配合可以达到 250~

500 ps, 并具有较高的光产出率。SiPM 易受热噪声影响, 但热电子产生的噪声脉冲很尖, 可以使用一个简单的低能阈值加以滤除。当它和闪烁晶体耦合时, 闪烁晶体产生的几百至几千个光子近似同时作用于众多的微探测单元, 以提高位置分辨能力。当前器件上微单元的密度为 $100 \sim 1\,000 \text{ units/mm}^2$,

这实际是基于线性度和量子效率之间的折中考虑。SiPM 基于集成电路制造技术, 单元尺寸范围宽, 阵列间距精确, 成本低。已经验证 SiPM 可以在 15 T 的磁场中工作而没有任何性能下降, 这对 PET/MRI 的研发无疑是强有力的支撑^[1-2, 6, 15-16]。表 2 列出了 3 种主要光电探测器的性能。

表 2 3 种光电探测器的性能参数*

特性	探测器类型		
	PMT	APD	SiPM
增益	$10^5 \sim 10^7$	$10^2 \sim 10^3$	$10^5 \sim 10^7$
上升时间/ns	<1	2~3	~1
时间抖动/(ns FWHM)	0.3	>1	0.1
暗电流/计数率	<0.1 nA/cm ²	1~10 nA/mm ²	0.1~1 MHz/mm ²
量子效率/(420 nm, %)	25	60~80	<40*
偏置电压/V	1 000~2 000	~100~1 500	30~50
温度系数/(%/°C)	<1	2~3	3~5
磁化率	很高(mT)	无(高达 9.4 T)	无(高达 15 T)

* * 光探测效率。

2.3 半导体探测器

自从 PET 出现以来, 半导体探测器一直被认为是闪烁晶体探测器的替代产品。它的主要优点在于直接将射线能量转换成载流子, 相对于闪烁晶体探测器, 跨越了多个低效率的能量转换过程, 因此噪声信号很低, 具有超级能量分辨率。例如, 碲化镉(CdTe)和碲锌镉(CdZnTe, CZT)探测器, 对于 511 keV 的能量分辨率高达 ~3%。半导体探测器体积小, 可以设计成紧凑的像素阵列。它能够方便地实现入射光子的三维定位, 提高 PET 设备空间

分辨率。3-D 定位 CZT 探测器的结构及工作原理如图 3 所示。利用阳极和阴极条带确定 γ 光子在 x 和 y 方向的作用位置, 利用阳极和阴极信号的时间差和幅度比值, 确定 z 方向坐标, 在 z 方向可以达到 ~1 mm 分辨率^[1, 6]。同时, 半导体探测器对磁场具有高容错性, 便于制造 PET/MRI 设备。但它也有明显的缺点, 包括: 较低的光电峰探测效率, 较差的时间分辨率及较高的生产成本。近年来, 随着半导体技术、集成电路技术和信号处理技术的发展, 半导体探测器在小动物 PET 设备中已经得到应用, 在不远的将来, 很有希望应用到核医学影像领域。

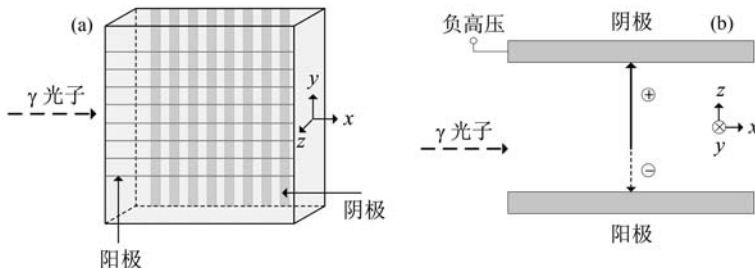


图 3 3-D 定位的半导体探测器模块

(a) 结构示意图, (b) 定位原理图。

3 PET 探测器设计技术的发展

必须认识到 PET 探测器的性能不仅取决于器件本身的特性, 还有赖于探测器的设计结构。近几年, 各种各样创新的探测器设计和解决方案不断涌现, 总的目的是获得更高的空间分辨率、快速响应时间、高灵敏度和合理的性价比。

3.1 DOI 技术

目前 DOI 探测器主要由不同种类闪烁晶体层叠而成, 其工作模式是利用不同闪烁晶体衰减时间

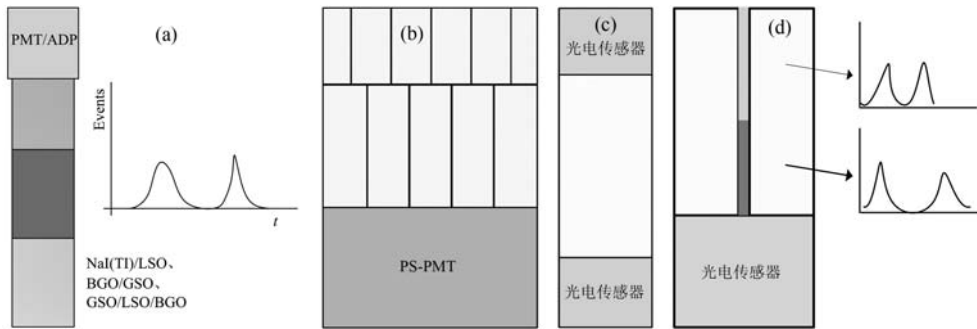


图 4 DOI 工作模式

(a) 脉冲形状鉴别, (b) 晶体偏移, (c) 双端光比率定位, (d) 晶体间光耦合率变化定位。

探索的技术问题。DOI 探测器制造成本比较高, 时间分辨率较差而不易与 TOF 系统融合, 晶体阵列中的散射使光子来自多个闪烁晶体, 造成精度下降。闪烁晶体、固体探测器和基于光响应函数(light response function, 简称 LRF)定位算法三者的结合, 会推动该技术的进一步发展。

3.2 TOF 技术

近年来, 随着闪烁晶体、光电探测器和快电子学的发展, TOF 技术重新获得重视, 并快速发展^[17], 已经有商品化的 TOF PET。TOF 技术的主要优势是减小统计噪声, TOF PET 与非 TOF PET 相比, 统计噪声可以减小一个数量级^[8-9]。

早期 TOF 技术基于 BaF₂ 和 CsF 晶体, 虽然时间分辨率满足需求, 但其空间分辨率和光探测效率较差, 一度使 TOF 技术的发展应用处于停滞状态。LSO, MLS, LGSO, LYSO 和 LPS 等晶体的出现, 使 TOF 技术快速发展并投入临床应用。例如, Philips 公司开发的基于 LYSO 的商品化 TOF PET, 具有 600 ps 的符合探测分辨率。基于 LaBr₃:Ce, LuI₃:Ce 和 CeBr₃ 等晶体的 TOF PET 也正处

的不同而产生的脉冲形状差别, 进行脉冲形状分析 (pulse shape discrimination, 简称 PSD), 判定光源产生于哪一层晶体中, 进而确定 γ 光子所在 LOR 线的精确位置。目前已经设计生产出多种闪烁晶体的组合模式, 也尝试在 LSO, LYSO 或 GSO 中进行各种掺杂, 进一步改变它们的衰减时间以便进行脉冲形状鉴别。其它 DOI 解决方案包括晶体偏移、双端光比率定位、光耦合率变化定位等方式。如图 4 所示。

DOI 技术还处于初期开发阶段, 还有很多值得

于实验室测试阶段^[9]。

光电探测器 (PS-PMT、APD、SiPM)、ASICs 电路、新型探测器模块结构以及图像重建算法的发展, 共同促进了 TOF 技术的发展与应用。

3.3 新型探测器设计结构

在设计探测器时, 首先要考虑 PET 系统的体系结构与图像重建算法, 还要考虑后继信号处理电路的可实现性。不同的应用, 对探测器的要求也不同。例如, 用于临床前期实验的小动物 PET 更关心空间分辨率; 对于脑部成像, 既需要高的空间分辨率也要求良好的动态成像, 灵敏度就显得尤其重要; 全身扫描要充分利用 TOF 系统, 提高信噪比。

早期的 PET 通常采用 NaI(Tl) 闪烁晶体与光电倍增管 PMT 耦合, 一个晶体对应一个光电倍增管。为了提高空间分辨率, 必须减小晶体元素的横截面积, 特别是使用高阻止能力的 BGO 晶体时, 为了弥补光产出的不足, 设计出了基于 Anger-logic 的块探测器, 如图 5 所示。

近年来开发了象限共享结构的块探测器结构, 能够大幅度减少 PMT 的数量, 降低造价, 具有更

紧凑的结构, 很高的能量分辨率和光收集效率^[6, 18], 如图 6 所示。

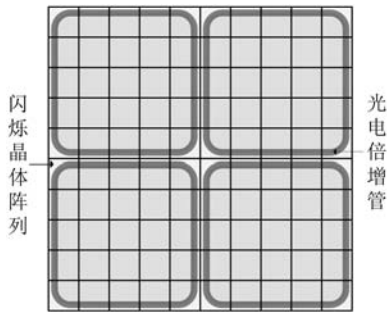


图 5 基于 Anger-logic 块探测器结构原理图

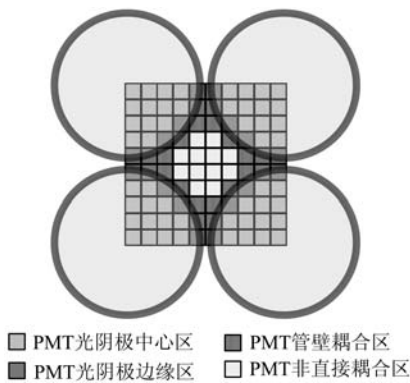


图 6 象限共享块探测器结构原理图

为了测定事件发生在晶体内的深度, 避免视差, 实现 DOI 技术, 设计了厚晶体板与光电探测器阵列耦合的新型结构^[19], 如图 7 所示。这种块探测器结构可以实现 3-D 定位功能。闪烁晶体中产生的光电子数量服从泊松分布, 每个光电探测器产生的信号是彼此独立的, 同样服从泊松统计规律, 因此可以得到单个 γ 事件的似然函数公式(1), 求解最大似然函数(2), 得到 γ 光子入射位置的最佳估计值。

$$Pr (g | \mathbf{r}) = \prod_{i=1}^M \frac{e^{-\bar{g}_i} \bar{g}_i^{g_i}}{g_i!}, \quad (1)$$

$$\mathbf{r} = \underset{\mathbf{r}}{\operatorname{argmax}} \ln Pr (g | \mathbf{r}), \quad (2)$$

其中 $\mathbf{r} = \{x, y, z\}$ 是位置矢量。光电探测器可以使用 PMT, 若采用 SiPM 会获得更好的探测效果。

图 8 给出了 LYSO+PS-APD 探测器模块结构, 每一层包含 2 个安装在 $50 \mu\text{m}$ 柔性电路上厚度 $200 \mu\text{m}$ 的 PS-APD 芯片, 晶体阵列元素尺寸为 $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}^3$, 能够实现入射 γ 事件的 3-D

定位, 空间分辨率可达到 1 mm , 具有很高的探测效率。

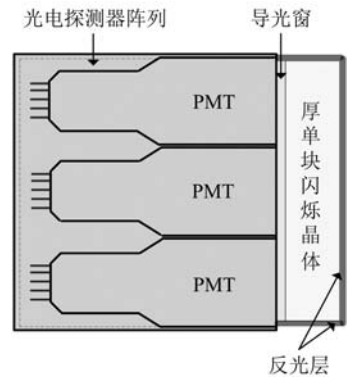


图 7 厚晶体板与光电探测器阵列耦合原理图

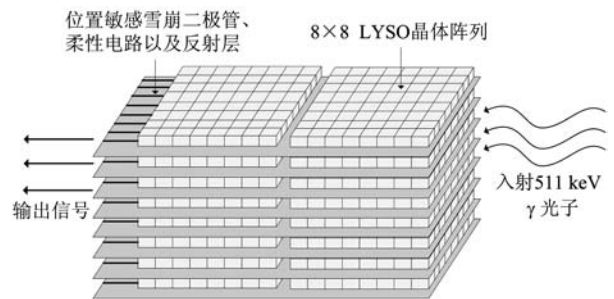


图 8 3-D 定位功能的 LYSO+PS-APD 探测器模块

4 总结与展望

在 PET 应用中, 无论何种探测器, 其未来的发展方向都要提高空间、时间分辨率和灵敏度, 并且满足多模式成像设备 (PET/CT 和 PET/MRI) 的设计需求, 研究高性能闪烁晶体和光电探测器、实现 TOF 和 DOI 技术成为关键。

在当前及未来相当长的时期内, 最有前途且占统治地位的探测器仍将是基于闪烁晶体的探测器。半导体探测器虽然能量分辨率很高, 但阻止能力差, 费用也较高, 与闪烁晶体相比, 整体上并无显著优势。SiPM 是具有最佳成本效益和高性能的光电探测器, 闪烁晶体与 SiPM 结合, 可实现多种 DOI 设计模式。厚晶体板耦合 SiPM 光电探测器阵列, 利用统计估算法实现晶体中事件的 3-D 定位, 是很有潜力的探测器设计结构。目前, TOF PET 已经商品化, 但它的分辨率需要进一步提高, 从而更有效地提升图像质量, 其关键在于寻找具有最佳成本效益的快速闪烁晶体和光电传感器。DOI 技术还没有大规模应用到商业化的产品中, 仅应用于小

部分试验产品,其关键在于寻找具有最佳成本效益并能够显著提高性能的设计方案。TOF和DOI技术与重建算法中优化的系统及光子传输模型相配合,将是PET设计中主流的研发方向。

参考文献(References):

- [1] HAO Peng, LEVIN C S. *Current Pharmaceutical Biotechnology*, 2010, **11**(6): 555.
- [2] JIN Yongjie, MA Tianyu. *Nuclear Medical Instruments and Methods*[M]. Harbin: Harbin Engineering University Press, 2010: 184-259(in Chinese).
(金永杰, 马天予. *核医学仪器与方法*[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学出版社, 2010: 184-259.)
- [3] MOSES W W. *Nucl Instr and Meth A*, 2001, **471**: 209.
- [4] LIU Huafeng, BAO Chao, YAMASHITA Takaji. *Instrument Technique and Sensor*, 2000, **7**: 39(in Chinese).
(刘华峰, 鲍超, 山下贵司. *仪表技术与传感器*, 2000, **7**: 39.)
- [5] LIU Huafeng, YE HuaJun, BAO Chao. *Atomic Energy Science and Technology*, 2001, **35**(5): 476(in Chinese).
(刘华峰, 叶华俊, 鲍超. *原子能科学技术*, 2001, **35**(5): 476.)
- [6] LEWELLEN T K. *Physics in Medicine and Biology*, 2008, **53**: 287.
- [7] LECOMTE R. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2009, **36** (Suppl 1): S69.
- [8] MOSES W W. *IEEE Trans Nucl Sci*, 2003, **50**(5): 1325.
- [9] MOSES W W. *Nucl Instr and Meth A*, 2007, **580**: 919.
- [10] MELCHER C L. *The Journal of Nuclear Medicine*, 2000, **41** (6): 1051.
- [11] KORZHIK M, FEDOROV A, ANNENKOV A, *et al.* *Nucl Instr and Meth A*, 2007, **571**: 122.
- [12] NUTT R, KARP J S. *European Journal of Nuclear Medicine*, 2002, **29**(11): 1523.
- [13] PANI R, PELLEGRINI R, CINTI M N, *et al.* *Nucl Instr and Meth A*, 2007, **572**: 268.
- [14] MELCHER C L. *Nucl Instr and Meth A*, 2005, **537**: 6.
- [15] GUERRA A D, BELCARI N, BISOGNI M G, *et al.* *Nucl Instr and Meth A*, 2009, **604**: 319.
- [16] RENKER D. *Nucl Instr and Meth A*, 2007, **57**: 11.
- [17] YUN Mingkai, LI Ting, ZHANG Zhiming, *et al.* *Nuclear Physics Review*, 2012, **29**(2): 162(in Chinese).
(负明凯, 李婷, 章志明, 等. *原子核物理评论*, 2012, **29**(2): 162.)
- [18] LIU Shitao, LIU Jiguo, ZHANG Yuxuan, *et al.* *IEEE Trans Nucl Sci*, 2008, **55**(1): 457.
- [19] MOORE S K, HUNTER W C J, FURENLID L R, *et al.* *Maximum-likelihood Estimation of 3D Event Position in Monolithic Scintillation Crystals: Experimental Results* //BO Yu ed. 2007 *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, USA: Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc, 2008, 3691-3694.

New Developments in PET Detector Technology

ZHANG Bin¹⁾, ZHAO Shu-jun

(Physical Engineering College, Zhengzhou University, Zhengzhou Henan 450001, China)

Abstract: The research on PET detector is a very active and highly innovative field. The main research interests of PET detector include improving performances of scintillation crystal detectors, investigating new detectors being suitable for multimodality imaging (e. g., PET/CT and PET/MRI), meeting needs of TOF and DOI technologies in order to promote their development and application. In this paper, new developments in PET detector technology about scintillation crystal, photodetector and semiconductor detector are introduced and the most potential detector design scheme in the future is brought forward.

Key words: positron emission tomography; radiation detector; multimodality imaging; scintillation crystal; semiconductor detector