



全数字PET关键器件硅光电倍增器研究进展

胡文韬, 劳 慧, 邱 奥, 谢庆国

Advance in Silicon Photomultiplier for All-Digital Positron Emission Tomography

HU Wentao, LAO Hui, QIU Ao, and XIE Qingguo

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.15953/j.ctta.2024.015>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于X射线连续谱的光子计数探测器能量标定方法

Energy Calibration Method of the Photon Counting Detector Based on Continuous X-ray Spectrum

CT理论与应用研究. 2018, 27(3): 363–372

Ce片滤过在基于光子计数X射线骨密度测量中的优势

The Advantages of Ce Filtration in the Measurement of Bone Mineral Density Using Photon Counting X-ray Detector

CT理论与应用研究. 2018, 27(5): 573–582

基于高紧支性移动最小二乘法的骨密度能谱探测技术研究

Research of Bone Mineral Density Energy Spectrum Detection Technology Based on High-compact Support Moving Least Square Method

CT理论与应用研究. 2021, 30(5): 555–565

全景PET/CT的研究进展及轴向视场的新突破

Research Progress of PET/CT and New Breakthrough in Axial Field of View

CT理论与应用研究. 2018, 27(5): 675–682

低剂量对比剂联合低监测阈值在头颈部CTA中的应用

To Investigate the Application of Low-dose Contrast Agent Combined with Low Monitoring Threshold in CTA of the Head and Neck

CT理论与应用研究. 2019, 28(4): 455–461

双平板多功能核医学成像系统几何校正方法研究

Geometric Correction Method for Double-plane “Multi-use” Nuclear Medical Imaging System

CT理论与应用研究. 2017, 26(2): 129–138



关注微信公众号, 获得更多资讯信息

胡文韬, 劳慧, 邱奥, 等. 全数字 PET 关键器件硅光电倍增器研究进展[J]. CT 理论与应用研究 (中英文), 2024, 33(4): 421-432. DOI:10.15953/j.ctta.2024.015.

HU W T, LAO H, QIU A, et al. Advance in Silicon Photomultiplier for All-Digital Positron Emission Tomography[J]. CT Theory and Applications, 2024, 33(4): 421-432. DOI:10.15953/j.ctta.2024.015. (in Chinese).

全数字 PET 关键器件硅光电倍增器研究进展

胡文韬¹, 劳慧², 邱奥¹, 谢庆国^{1,2,3✉}

1. 华中科技大学生物医学工程系, 武汉 430074
2. 中国科学技术大学电子工程与信息科学系, 合肥 230026
3. 武汉光电国家研究中心, 武汉 430074

摘要: 近年来, 硅光电倍增器 (SiPM) 凭借其出色的性能表现, 已经成为正电子发射断层成像 (PET) 中的首选光电转换器件。SiPM 具有单光子分辨能力和低于 100 ps 的时间分辨率, 使得精确测量光子到达时间成为可能, 催生了飞行时间 PET、光子计数计算机断层扫描、正电子素寿命显像等新兴应用领域, 这些应用又对 SiPM 的性能提出了更高的挑战。因此, 如何将 SiPM 性能推进至其物理极限已成为新一代 SiPM 的研究的关键方向。在传统的 SiPM 架构中, 信号经过多次处理和模数转换, 带来噪声增加和时间性能恶化的问题, 从而限制了 SiPM 的性能潜力。随着半导体制造工艺的快速发展, SiPM 可在标准 CMOS 工艺节点上制造, 标志着可以将数字逻辑集成在 SiPM 器件内, 这是 SiPM 领域的一次重大突破, 使我们能在单一 SiPM 内实现更精确的时间、能量、位置信息获取, 为推进 SiPM 达到性能极限提供了一条可能的途径。本文综述 SiPM 的发展历史、工作原理和性能参数, 分析传统 SiPM 的局限性, 梳理数字 SiPM 研究的关键问题, 介绍当前几种数字化 SiPM 架构, 最后对数字 SiPM 的关键技术进行总结和展望。

关键词: 硅光电倍增器; 弱光探测; 全数字; 光子计数; 多计数阈值

DOI:10.15953/j.ctta.2024.015 中图分类号: TP 391.41; R 817.4 文献标识码: A

光电探测器是弱光探测系统的核心部件, 广泛应用于医疗、国防、工业和科研等国民经济的各个行业^[1-3]。以真空管为基础的光电倍增管 (photomultiplier tube, PMT) 由于其成熟的工艺和稳定的性能, 长期以来都是弱光探测领域应用最广泛的光电探测器。然而 PMT 存在工作电压高、与磁场不兼容且难以实现高度集成等缺点。随着弱光探测器向着微型化、高集成化的方向发展, 以及在强磁场等极端环境下工作的需求增加, PMT 的这些问题变得不容忽视^[4]。

近年来, 基于半导体工艺的固态光电探测器——硅光电倍增器 (silicon photomultiplier, SiPM) 的发展备受关注。SiPM 具有增益高 (10^5 至 10^6)、时间分辨率高 (小于 100 ps)、工作电压低 (小于 100 V)、探测效率高 (大于 30%)、对磁场不敏感等优点, 已经成为正电子发射断层成像 (positron emission tomography, PET) 设备中首选的光电转换器。SiPM 的高速时间响应特性使得我们能够精确测定单个光子的到达时间, 从而推动高精度激光雷达、时间相关单光子计数等技术的实现, 也催生了飞行时间 (time of flight, TOF) PET、光子计数计算机断层扫描、正电子素寿命现象等新兴应用领域^[5-7]。

当前 SiPM 市场日渐成熟, 国内湖北锐光 TN 系列 SiPM 具备超高响应速度, 脉冲上升时间低至 0.88 ns, 探测效率达到 35% @ 420 nm^[8]。国外安森美半导体 (ONSEMI) 的 C 系列 SiPM 配备快速输出模式, 单光子脉宽低至 1.5 ns, 探测效率达到 35% @ 420 nm^[9]。博通公司的 AFBR 系列 SiPM 通过硅通孔技术和芯片尺寸封装最大化提升器件的填充因子, 探测效率达到 43% @ 420 nm^[10]。

尽管市面上的 SiPM 性能已能满足大部分领域的应用要求, 但当前 SiPM 的性能还远远未达到其物理极限, 无法完全满足新兴应用领域对光电转换器的高性能要求。以 TOF-PET 为例, 当前 SiPM 单光子时间分辨率普遍在 100 ps 左右, 而 TOF-PET 需要系统时间分辨率达到 10 ps, 这样就可以不用进

收稿日期: 2023-12-04。

基金项目: 国家自然科学基金原创探索计划项目延续 (多计数阈值全数字硅光电倍增器 (62250002))。

行复杂的图像重建, 直接从 TOF 信息中恢复出 PET 图像^[11-12], 这就要求 SiPM 的单光子时间分辨率低于 10 ps 量级, 需要工艺厂不断优化工艺, 提升 SiPM 各项性能参数。然而, 当前 SiPM 的模拟读出逻辑由于制造工艺不可避免的寄生效应, 导致微单元间的均一性较差, 以及信号经过芯片内外多次的模拟信号处理过程引入了额外的噪声, 使得当前 SiPM 的各项性能已达到了一个瓶颈。

近年来, 基于标准 CMOS 工艺的 SiPM 已经被开发出来^[13-15], 这意味着可以方便地将数字逻辑电路集成在 SiPM 微单元内, 在单一器件内实现全面的时间、能量、位置信息获取, 为突破 SiPM 性能瓶颈提供了另一条可行的途径。高度集成的数字化 SiPM 可以直接将光子与微单元作用的信号数字化输出, 带来了更高的时间分辨率、更低的噪声和更全面的能量位置信息, 使 SiPM 成为真正意义上的数字光子计数器。

在这一背景下, 本文以 SiPM 的发展历史和研究现状为起点, 介绍 SiPM 的工作原理, 分析传统模拟 SiPM 的局限性, 重点关注数字 SiPM 的研究进展, 详细介绍当前几种数字 SiPM 工作原理, 并对各自的优点和不足进行分析, 最后对数字 SiPM 的关键技术进行了总结和展望。

1 SiPM 发展历史与研究现状

1940 年, 美国贝尔实验室的 Ohl^[16] 观察到光照射入硅棒后产生的光伏现象, 并在硅板上发现了一条裂缝, 它把硅板分成了包含不同杂质的两部分, PN 结的概念首次被提出。1950 年左右, McKay^[17] 提出基于硅基 PN 结的雪崩击穿原理, 为光电探测技术的发展提供了一个全新的研究方向。1960 年到 1970 年间, 美国 RCA 公司的 McIntyre^[18] 和肖克利实验室的 Haitz^[19] 开创性的研制了第 1 个雪崩光电二极管 (avalanche photo diode, APD), 系统研究了工作在线性模式和盖革模式下 APD 的雪崩倍增过程。工作在盖革模式下的 APD 又称单光子雪崩二极管 (single photon avalanche diode, SPAD), 因为这种固态探测器具有单光子探测能力, 在当时受到了广泛的使用^[20]。但是 SPAD 并没有探测多个光子的能力, 无法提供与光脉冲中的光子数量相对应的线性响应, 并且由于采用被动淬灭的方式, SPAD 的“死区时间”较长, SPAD 的阵列化成为解决这些问题的一个重要研究方向^[21]。Ghioni 等^[22] 对 SPAD 的淬灭电路进行了大量研究, 提出了主动淬灭电路, 通过反馈回路主动减少 SPAD “死区时间”。同时, 俄罗斯科学家发明了金属-电阻-半导体结构 (metal resistor semiconductor, MRS), 这种结构通过局部降低电场来限制盖革击穿, 可以有效降低 SPAD 的噪声、缩短“死区时间”^[23]。随后俄罗斯的 Golovin^[24] 和 Sadygov 等^[25] 首先利用这个技术, 将数千个 SPADs 组装在几毫米平方阵列中, SiPM 就这样被发明了 (图 1)。

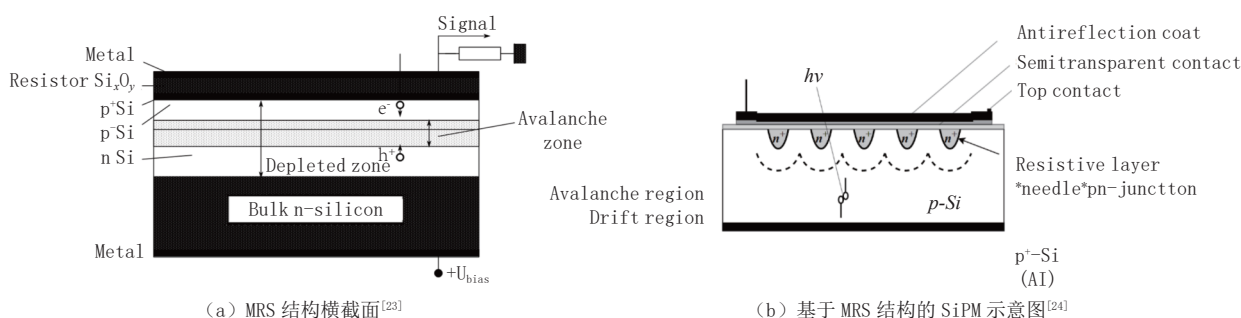


图 1 SiPM 器件结构示意图

Fig.1 Schematic SiPM structure diagrams

此后, SiPM 凭借其优秀的综合性能引起了学术界广泛的研究兴趣, 近 20 年内, SiPM 在探测效率、噪声性能、动态范围、结构设计等方面得到显著提升。Ninkovic 等^[26] 提出一种新型的探测结构, 处于非耗尽区的硅衬底作为垂直的淬灭电阻, 以 P^+-N-N^+ 的掺杂模式形成的耗尽区将相邻的微单元隔开, 这种设计串扰效应减少, 大幅度提高了填充因子, 缺点是需要特定的材料以及微单元的恢复

时间较长^[26]。北京师范大学新器件实验室研发了一种采用外延层体电阻为雪崩淬灭电阻的新结构 SiPM, 与以位于器件表面的多晶硅条为淬灭电阻的 SiPM 相比, 这种新结构 SiPM 具有高密度的 APD 单元, 几何填充因子高, 探测效率和动态范围得以兼顾^[27]。Sun 等^[28]用垂直体硅淬灭电阻代替 SiPM 微单元中的多晶硅电阻, 在电阻层中插入阻流层以减小电阻的横截面积, 从而通过薄电阻层达到必要的淬灭电阻阻值, 这种结构有利于提高 SiPM 填充因子, 实现更高效的光子探测。日本 Hamamatsu 推出的 SiPM 产品采用硅通孔 (through-silicon vias, TSV) 技术, 结构更为紧凑, 且其几何效率从 20% 提升至 80%, 显著提升了光子探测效率^[29]。Acerbi 等^[30]报道了由意大利布鲁诺·凯斯勒基金会 (FBK) 提出的高密度硅光电倍增管 RGB-HD SiPM; 这种 SiPM 沟槽比外延层厚度深, 具有很高的纵横比, 使几何填充因子可达到 60% 以上, HD SiPM 通过缩短 SPAD 间距使尺寸减小, 从而降低了后脉冲和光学串扰概率, 光子探测效率高, 且具有高动态范围和非常好的线性度。华中科技大学开发了首款基于标准 CMOS 工艺的 SiPM (图 2), 各项性能参数指标达到与定制工艺相同的水准, 基于标准 CMOS 工艺的 SiPM 与数字处理电路高度兼容, 被认为是新一代 SiPM 的发展方向^[31]。

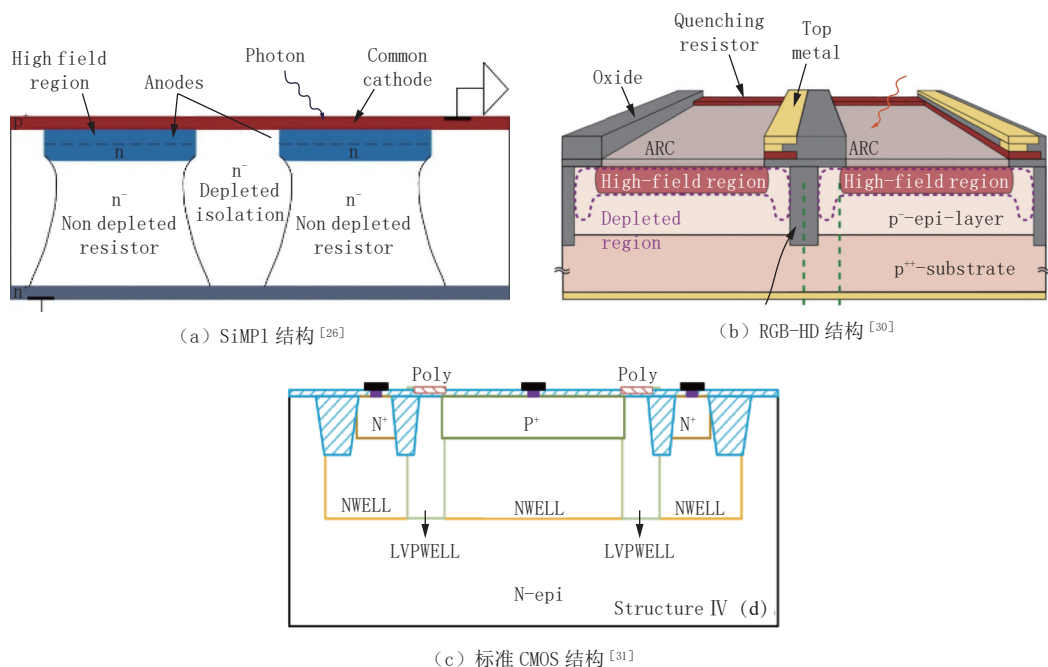


图 2 新型 SiPM 结构的横截面示意图

Fig.2 Schematic diagrams of the new SiPM structure cross-sections

2 SiPM 工作原理与局限性

SiPM 的基本微单元是由工作在盖革模式的雪崩光电二极管串联淬灭电阻构成, 成百上千个这样的微单元并联连接, 构成二维的阵列式结构, 并共用一个电源端和一个输出端, 就形成了 SiPM, 如图 3 所示^[32]。

盖革模式是指加在 SiPM 上的反向偏压大于其击穿电压的工作状态。在盖革模式下, 雪崩光电二极管的 PN 结耗尽层内会产生足够强的电场, 当光子与维单元撞击时有几率产生自由移动的电子, 自由电子在内部电场的作用下定向移动, 载流子便有一定的概率能与其他硅原子发生碰撞电离, 并产生新的电子-空穴对。

在盖革模式下, 电子和空穴都有极高的碰撞电离率, 雪崩倍增过程一旦开始就会一直持续下去, 且处于该状态的雪崩光电二极管对外界的光子不再敏感, 只有当耗尽层内的电场强度下降到击穿电压以下, 不能再维持雪崩倍增过程所需的电场强度时, 雪崩倍增过程才会停止, 雪崩倍增过程如图 4 所示^[33]。通常的做法是加入一个串联的淬灭电阻进行分压, 雪崩倍增过程产生的电流流过淬灭电阻,

在电阻上产生一个电压降, 导致雪崩光电二极管两端的电压也随之下降, 进而导致耗尽层内的电场强度迅速减弱, 达到停止雪崩倍增过程的作用, 这个过程叫 SiPM 的淬灭。完成淬灭之后, 淬灭电阻两端的电压降消失, PN 结两端的电压又达到外加偏压的水平, 雪崩光电二极管恢复到对光敏感的状态, 准备接收下一个光子, 并重复以上过程^[34-36]。

目前 SiPM 的读出逻辑是将成百上千个微单元的信号加和形成一个模拟信号输出, 后端电路则通过检测这一加和脉冲的大小、以及形成的时间进行入射光子的数目以及时间等信息的甄别, 导致在 SiPM 外部还需要一系列的模拟信号处理电路和模数转换电路来完成最终信号的数字化^[37-39], 也是目前 SiPM 被称为模拟 SiPM 的原因。经过多个模拟信号处理和模数转换过程, 信息经过多次损失, 相应的物理过程可能完全改变了统计模型, 且模拟工艺的瓶颈限制了 SiPM 的性能极限和应用潜力。

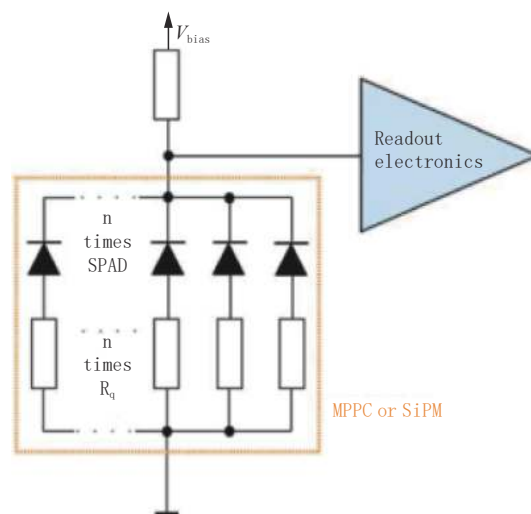
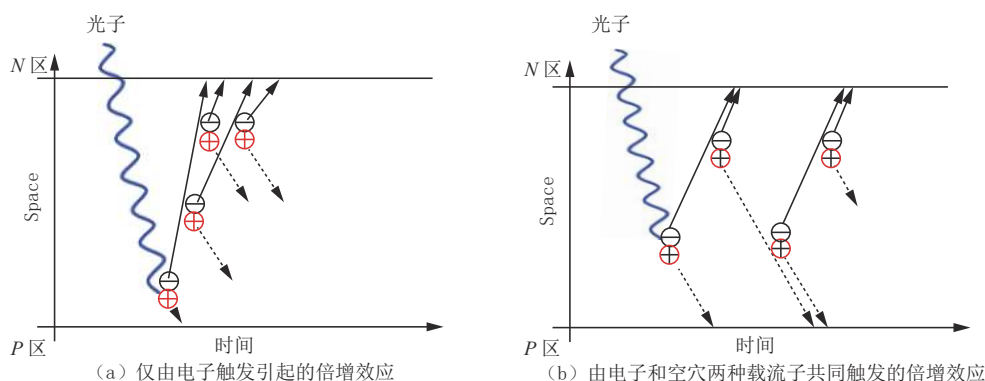
图 3 SiPM 示意图^[32]Fig.3 SiPM Schematic^[32]

图 4 雪崩倍增过程示意图

Fig.4 Avalanche process diagram

然而, 从宏观上来看 SiPM 中每个微单元都相当于一个数字单元, 只有接收到光子 and 没接收到光子两个状态, 相当于数字逻辑“1”和“0”, 其本质上相当于一个数字器件, 光子的到达时间以及光子数的多少可以通过直接测量微单元输出信号的时间以及有输出信号的微单元数量的方式获得。基于这一思想, 直接输出入射可见光光子的数目以及时间的数字 SiPM 得到了广泛关注和研究, 这种从源头上数字的 SiPM 被公认为是 SiPM 未来的发展方向^[40]。

3 数字 SiPM 关键技术

3.1 数字 SiPM 发展历史和研究现状

与模拟 SiPM 类似, 数字 SiPM 本质上也是由工作在盖革模式的雪崩光电二极管阵列构成。与模拟 SiPM 不同的是, 数字 SiPM 通常在微单元内集成了有源淬灭电路及数字处理电路, 虽然这样做会导致光敏面积的损失, 但能使 SiPM 具有更快的响应速度, 同时输出微单元的状态、光子到达时间等数字信息, 在设计时需要考虑探测效率和微单元功能的折中。

在芯片外围电路, 数字 SiPM 集成了用于全数字采集、处理和读出光信号的附加电路, 直接将射线与闪烁晶体作用产生的光子进行数字化处理, 输出离散的光子数目和时序特征。目前报道的数字 SiPM

相比模拟 SiPM 具有更低的噪声和更高的时间性能, 数字 SiPM 可以在真正意义上被称为光子计数设备^[41]。

由 Frach 等^[42]设计的第一个数字 SiPM 是专门为 TOF-PET 而设计的, 其结构如图 5 所示。通过将 SPAD 微单元阵列连接到触发网络, 再经过时间数字转换器 (time-to-digital converter, TDC) 获取时间信息, 并将所有微单元通过一根总线连接到计数器获取触发的微单元个数, 该芯片由 NXP 半导体公司在定制的 CMOS 工艺中制备。Frach 提出的这种架构后来被飞利浦用于开发其第一款商用数字 SiPM, 也被飞利浦称为数字光子计数器 (digital photon counter, DPC), 其中填充因子增加到了 70% 以上^[43-44]。这个设备专门设计用于感测 TOF-PET 中闪烁脉冲, 也成功地用于探测 PET 和 HEP 中的切伦科夫辐射^[45-46]。飞利浦的数字 SiPM 每次闪烁事件仅记录一个时间戳, 该时间戳可以设置在不同的概率阈值上, 从这个意义上讲, 这个探测器与模拟 SiPM 非常相似, 是一种半数字的 SiPM。DPC 成功应用于临床 PET/MR 系统中, 证明了数字 SiPM 可以相当容易地升级为完整的探测系统^[47-48]。

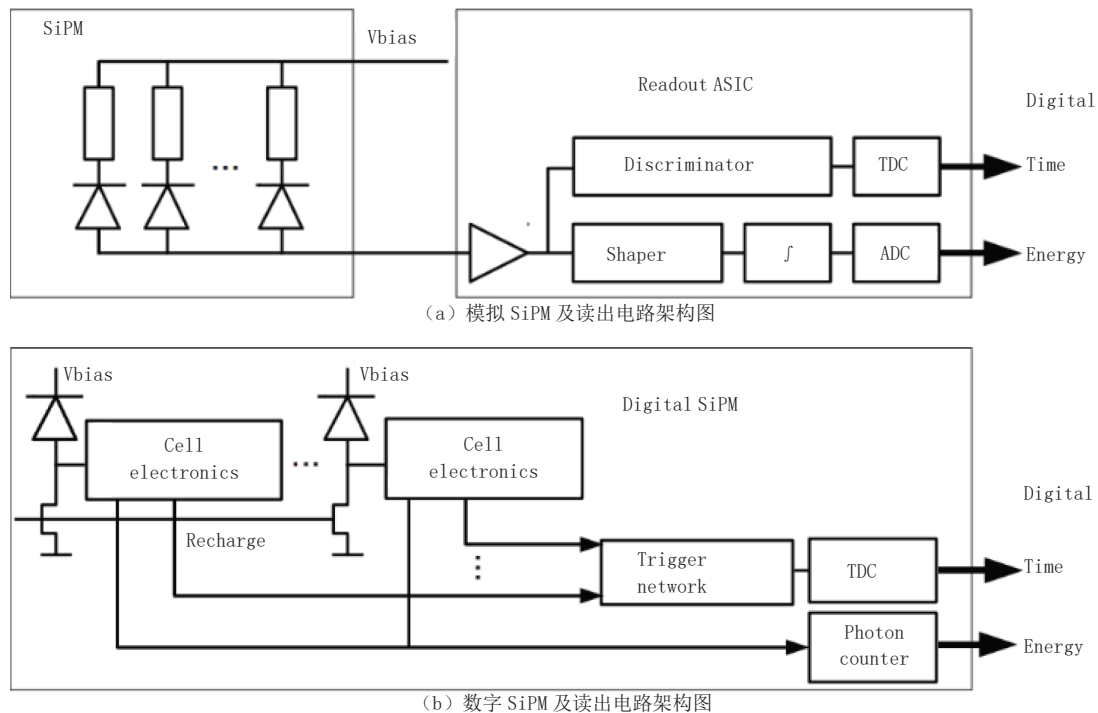


图 5 SiPM 结构图

Fig.5 SiPM structure diagram

早期的另一种数字 SiPM 的实现方法借鉴了 CMOS 图像传感器的概念, 在微单元内集成复杂的 CMOS 信号处理电路如时间数字转换器 (TDC), 采用帧读出的方式, 如 2011 年 Veerappan 等^[49]提出的数字 SiPM 是由 160×128 的微单元阵列组成, 每个微单元内集成了一个 10bit 的 TDC。在这种方法实现的 SPAD/TDC 阵列中, 可实现的填充因子仅仅不到 20%, 因为大量的 TDC 占据了芯片上的大部分可用区域, 且由于微单元数量庞大, 芯片数据读出时间大于 $4 \mu\text{s}$ 。尽管这种微单元阵列在某些光学成像应用中非常有用, 如飞行时间三维光学成像, 但是它们的低探测效率和较慢的读出速度使它们并不适合在核医学成像如 PET 和 SPECT 中读出闪烁脉冲, 不过这种同时进行时间戳和定位所有检测光子的能力可以用于闪烁脉冲的详细统计分析^[50]。

目前数字 SiPM 并未实现大规模的商业化, 仅有少数几家公司推出了数字 SiPM 产品, 多数数字 SiPM 仍处于论文报道的验证阶段, 验证工艺和数字化电路架构的可行性。当前研究最多的数字化电路架构有两种, 一种是将像素阵列连接到计数器和 TDC 的光子计数数字化架构, 典型代表为飞利浦的数字 SiPM 产品, 光谱响应范围 $350 \sim 750 \text{ nm}$, 其填充因子达到 77.7%, 峰值探测效率 35%, 最高计数率为 120 KCps , 时间分辨率 48 ps ^[51]。另一种是采用微单元/TDC 阵列的数字 SiPM, 如 Mandai 等^[52]研

制的多通道数字 SiPM, 填充因子为 57%, 峰值探测效率 17.1%, 时间分辨率 120 ps。在这种架构中更复杂的微单元结构和更精细的 TDC 能带来更高的时间性能, 但在 2D 工艺的限制下会降低探测效率, 如 Nolet 等^[53]研制的新型微单元淬灭电路的数字 SiPM 时间分辨率达到了 17.5 ps, 但微单元结构过于复杂, 2D 工艺下总的填充因子不到 5%。

在生物医学工程应用中, 数字 SiPM 的探测效率、时间分辨率和计数率是最重要的性能, 而在当前工艺和数字化电路架构的限制下, 未有能兼顾所有性能的数字 SiPM, 在设计时需要考虑各种性能的折衷。在芯片内集成数字电路不可避免地降低了数字 SiPM 的填充因子, 从而降低了探测效率, 因此未来数字 SiPM 的制造朝着三维集成方向发展^[53-54], 将数字电路部分集成在探测单元下层, 能最大化提升填充因子, 使数字 SiPM 达到和模拟 SiPM 同水平的探测效率, 同时也能使设计者在设计数字电路时不用受限于电路面积。

图 6 展示了 Berube 等^[55]设计的三维集成结构。第 1 层包含带有每个微单元的 TSV 的 SPAD 阵列, 第 2 层包含淬灭电路阵列, 第 3 层包含信号处理和读出功能。

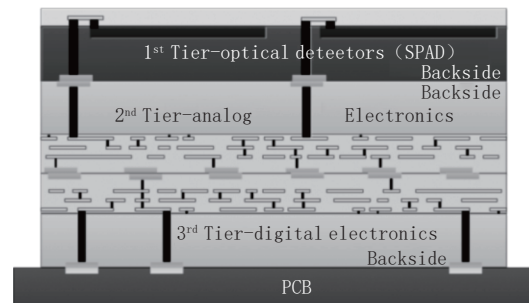
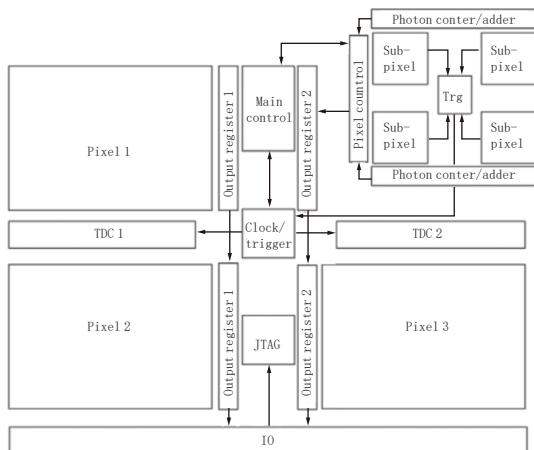


图 6 三维封装数字 SiPM 横截面示意图

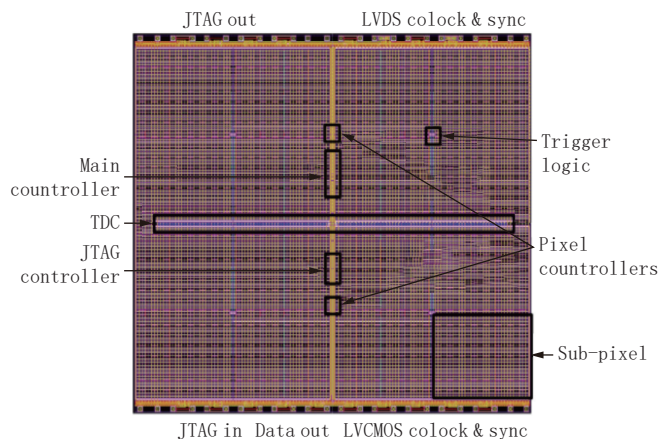
Fig.6 Schematic 3D package digital SiPM cross-section diagram.

3.2 飞利浦数字光子计数器

目前商业化程度最高的数字 SiPM 是飞利浦的数字光子计数器 DPC, 其芯片架构图如图 7 所示^[43]。DPC 的微单元由 1 个 SPAD 和外围数字化电路组成, 微单元排列成 32×25 的阵列构成 1 个子像素, 4 个子像素连接到子触发网络构成一个 DPC 的像素, 一个 DPC 由 4 个像素连接到主触发网络和 TDC 组成, 总的填充因子达到了 77.7%。



(a) DPC 主要功能模块的架构示意图



(b) 设备照片和主要功能模块的位置

图 7 飞利浦数字光子计数器架构图^[43]

Fig.7 Philips digital photon counter architecture diagram^[43]

DPC 的工作周期如图 8 所示^[42]。DPC 的采集周期是异步的, 并且长度可配置, 在 1 个采集周期中触发的所有单元格都被合并成 1 个单个事件最终输出。每个像素都配备有自己的数字触发逻辑, 1 个像素由 4 个子像素构成, 如果 1 个子像素至少有 1 个微单元探测到了光子, 它就会产生 1 个逻辑“真”, 通过改变每个像素上的子像素之间的逻辑互连, 可以选择不同的像素触发方案。

目前 DPC 提供有 4 种不同的触发方案阈值, 最低的触发阈值是全“OR”连接, 即 4 个子像素中任何 1 个探测到光子就能开始采集周期, 最高的触发阈值是全“AND”连接, 即 4 个子像素都需要探测

到光子才能开始采集。当 4 个像素中任意 1 个像素满足触发条件后, DPC 就会开始采集周期, 并且产生 1 个相应的时间戳。触发之后需要在用户定义的时间内通过 1 个更高的触发阈值 (称为验证阶段), 验证的实现方式和触发方式原理上是相同的, 子像素被划分为不同的验证区域, 而验证方式就是这些逻辑区域之间的互联。

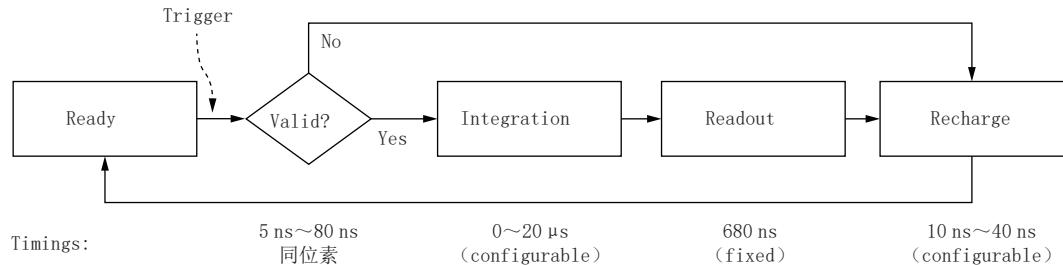


图 8 飞利浦数字光子计数器读出逻辑示意图^[53]

Fig.8 Philips Digital Photon Counter read logic diagram^[53]

验证区域内触发的第 1 个单元将为该特定区域产生 1 个逻辑的“真”，在每个子像素上的编号为 0 到 6 的 7 个 AND/OR 门的逻辑互连，以及在 1 个像素上的 4 个子像素之间的 1 个 AND/OR 门连接，决定了验证条件。验证阶段的功能是筛除掉暗计数事件，当验证条件不满足时，DPC 则执行传感器的快速复位，以减少死区时间。

当满足了验证条件后，DPC 开始进入用户定义时间长度的采集阶段，以采集所有的光子。需要注意的是，在验证和采集阶段，每个单元只能被触发一次，因此 DPC 不受后脉冲的影响。在采集阶段结束后，DPC 进入固定时间的读出阶段，逐个读出各个微单元的状态，最终输出被触发的微单元个数和事件触发时的时间戳。

由于触发和验证过程都是基于子像素之间的可配置逻辑互连，因此这两者在本质上都是具有概率性质的，因此正确理解验证和触发的阈值设置对 DPC 的使用具有重要的指导意义。Tabacchini 等^[56]开发了一个分析模型，将触发和验证的概率事件与给定事件中触发的微单元的数量联系起来，该模型可以准确地预测在飞利浦 DPC3200-22-44 产品上获得的实验数据。

3.3 多计数阈值数字 SiPM

在微单元内集成复杂的处理电路一方面会带来探测效率的急剧下降，另一方面由于微单元个数太多，芯片读取数据周期过长，使得计数率下降。针对这个问题，华中科技大学数字 PET 实验室提出了一种新型的多计数阈值数字化架构，多计数阈值数字化的理论基础为数字 PET 实验室提出的多阈值数字化思想^[57-58]，通过简洁的处理电路对信号进行少量采样，将 SiPM 信号提取为“计数/时间”对输出，结合闪烁光子的先验信息模型，重构出入射光子的时空序列。多计数阈值 SiPM 由微单元阵列和数字化电路构成，每个微单元由一个 SPAD 和配套处理电路构成，处理电路将微单元输出信号转化为阶跃脉冲信号，将所有微单元的输出信号加和形成阶梯计数信号，通过多阈值采样方法，设定计数阈值，当输出信号通过给定阈值时，记录此时的时间戳，得到若干个“计数/时间对”采样点，后续通过闪烁脉冲的先验信息还原入射光的时空序列。

多计数阈值数字 SiPM 工作原理图如图 9 (b) 所示，微单元阵列将原始闪烁脉冲波形 (图 9 (a)) 整形成计数阶跃信号。每当有一个微单元被触发时，阶梯便会上升一步，这代表我们可以从信号的幅值上获取被触发的微单元个数也就是能量信息，从信号上升的时间获取闪烁光子到达的时间序列。这种数字化方法取消了复杂的数字化读出电路，使用简单的阈值比较器和 TDC 对事件进行采样，传输数据至上位机进行数字化，能实现闪烁脉冲事件的实时数字化读出，计数率达到 1 MCps，相对于目前几款数字 SiPM 计数率有数量级的提升。

需要注意的是,多计数阈值数字化方法实际一种是需要先验信息的欠采样数字化方法,这就要求对闪烁晶体中可见光子产生、运输,光子到达的时间、空间信息进行全面的了解,才能刻画出计数阶跃信号的形状,从而运用多阈值采样方法进行拟合。

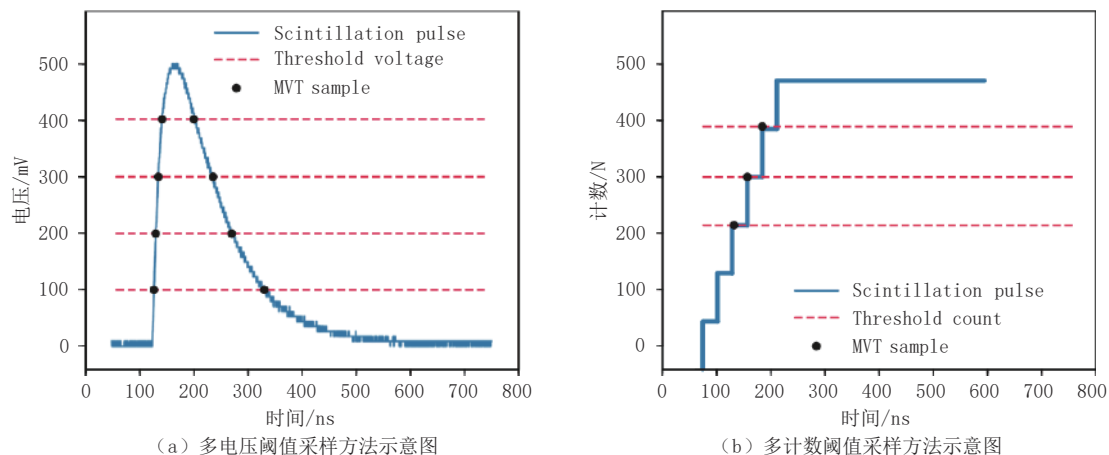


图 9 多阈值采样方法原理图
Fig.9 Principle diagram of multi-threshold sampling method

4 总结与展望

经过 20 多年的发展, SiPM 的理论研究、制造工艺、产品市场等方面已经较为成熟, 已成为 PET 设备中最为主流的光电转换器件。如今, 以 TOF-PET 为代表的新兴光电探测领域对 SiPM 的性能参数提出了更高需求, 本文分析了限制当前 SiPM 性能的瓶颈原因, 指出全数字 SiPM 是突破性能瓶颈的一种可行方法, 介绍当前 3 种数字化 SiPM 的架构原理: ① 微单元/TDC 阵列数字化方法, 这种数字化方法能提供全面的时间、能量、位置信息, 但是微单元内集成过多的器件使得芯片的探测效率和读出速率都大幅降低; ② 光子计数数字化方法, 这种数字化方法通过计数器连接到一个 TDC 输出一事件的总能量和事件开始的时间戳, 探测效率损失较小, 但能量信息仍需逐个读出, 处理一次事件的时间较慢; ③ 多计数阈值数字化方法, 这种数字化方法能实现逻辑简洁的数字化, 但是对先验信息有着极高的要求。

虽然数字 SiPM 已有许多新进展, 但是仍有很多的问题和挑战有待解决, 根据目前的研究现状, 基于先验信息的多计数阈值 SiPM 有望在不损失光敏面积和读出速率的情况下实现 SiPM 的数字化, 本文对多计数阈值数字 SiPM 的发展提出以下建议。

(1) 深入理解 SiPM 雪崩倍增的物理机制, 探索盖革模式雪崩倍增新规律, 探索其性能极限。

(2) 建立闪烁光子运输传递、光子到达时间空间序列模型, 完善多阈值数字化的基本理论, 发展闪烁脉冲重构及特性刻画新方法。

参考文献

- [1] 苗旺, 李翰山. 强辐射背景下光电成像探测性能计算方法[J]. 电光与控制, 2018, 25(12): 11-15. DOI:10.3969/j.issn.1671-637X.2018.12.003.
MIAO W, LI H S. Calculation method of photoelectric imaging detection performance in strong radiation background[J]. Electronics Optics & Control, 2018, 25(12): 11-15. DOI:10.3969/j.issn.1671-637X.2018.12.003. (in Chinese).
- [2] 向雨琰, 李松, 马跃. 光电倍增管输出电子流脉冲堆叠对光子计数法测距的影响[J]. 物理学报, 2022, 71(21): 163-175.
XIANG Y Y, LI S, MA Y. Effect of pile-up of electron flow pulse from photomultiplier tube on ranging by photon counting[J]. Acta Physica Sinica, 2022, 71(21): 163-175. (in Chinese).

- [3] 张雨, 张健, 张国光. 采用硅光电倍增管和塑闪阵列的便携式快中子成像系统的可行性研究[J]. 核技术, 2021, 44(3): 46–53.
ZHANG Y, ZHANG J, ZHANG G G. Feasibility study of portable fast neutron imaging system using silicon photomultiplier and plastic scintillator array[J]. Nuclear Techniques, 2021, 44(3): 46–53. (in Chinese).
- [4] 陈星, 周畅, 刘可为, 等. 基于宽禁带半导体氧化物微纳材料的紫外探测器研究进展[J]. 中国光学, 2022, 15(5): 912–928.
CHENG X, ZHOU C, LIU K W, et al. Review of ultraviolet photodetectors based on micro/nano-structured wide bandgap semiconductor oxide[J]. Chinese Journal of Optics, 2022, 15(5): 912–928. (in Chinese).
- [5] 苗泉龙, 代雷, 李佰成, 等. 基于 SiPM 和 TCMP 的时间分辨拉曼散射测量技术研究[J]. 光谱学与光谱分析, 2018, 38(5): 1444–1450.
MIAO Q L, DAI L, LI B C, et al. Time-resolved raman scattering measurement based on SiPM and TCMP method[J]. Spectroscopy and Spectral Analysis, 2018, 38(5): 1444–1450. (in Chinese).
- [6] 陈建光, 倪旭翔, 袁波, 等. SiPM 激光雷达阳光下探测概率性能分析[J]. 光电工程, 2021, 48(10): 29–38.
CHENG J G, NI X X, YUAN B, et al. Analysis of detection probability performance of SiPM LiDAR under sunlight[J]. Opto-Electronic Engineering, 2021, 48(10): 29–38. (in Chinese).
- [7] 刘鸿彬, 李铭, 王凤香, 等. 一种少光子高精度多波束激光雷达系统及验证[J]. 红外与毫米波学报, 2019, 38(4): 535–541. DOI:10.11972/j.issn.1001-9014.2019.04.021.
LIU H B, LI M, WANG F X, et al. A high accuracy multi-beam lidar system and its verification on several photons[J]. Journal of Infrared and Millimeter Waves, 2019, 38(4): 535–541. DOI:10.11972/j.issn.1001-9014.2019.04.021. (in Chinese).
- [8] TN3000 系列 SiPM 数据手册[EB/OL]. [2023-11-12]. https://www.joinbon.com/Uploads/file/20191126/20191126171114_23598.pdf.
- [9] C-series SiPM Sensors[EB/OL]. [2023-11-02]. <https://www.onsemi.com/pdf/datasheet/microc-series-d.pdf>.
- [10] AFBR-S4N33C013 NUV-HD single silicon photo multiplier[EB/OL]. [2023-11-02]. <https://docs.broadcom.com/doc/AFBR-S4N33C013-DS>.
- [11] LECOQ P, MOREL C, PRIOR J O, et al. Roadmap toward the 10ps time-of-flight PET challenge[J]. Physics in Medicine & Biology, 2020, 65(21): 21RM01.
- [12] LECOQ P. Pushing the limits in time-of-flight PET imaging[J]. IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences, 2017, 1(6): 473–485. DOI:10.1109/TRPMS.2017.2756674.
- [13] ASCENZO N D', ANTONECCHIA E, BRENSING A, et al. A novel high photon detection efficiency silicon photomultiplier with shallow junction in 0.35 μm CMOS[J]. IEEE Electron Device Letters, 2019, 40(9): 1471–1474. DOI:10.1109/LED.2019.2929499.
- [14] LIANG X, D'ASCENZO N, BROCKHERDE W, et al. Silicon photomultipliers with area up to 9 mm² in a 0.35 μm CMOS process[J]. IEEE Journal of the Electron Devices Society, 2019, 7: 239–251. DOI:10.1109/JEDS.2019.2893802.
- [15] D'ASCENZO N, SAVELIEV V, XIE Q. China silicon photomultiplier technology[C]//2016 IEEE Photonics Conference (IPC). Waikoloa, HI, USA: IEEE, 2016.
- [16] OHL R S. Light-sensitive electric device: United States, 2402662[P]. 1951-06-12.
- [17] McKAY K G. Avalanche breakdown in silicon[J]. Physical Review, 1954, 94(4): 877–884. DOI:10.1103/PhysRev.94.877.
- [18] MCINTYRE R J. Theory of microplasma instability in silicon[J]. Journal of Applied Physics, 1961, 32(6): 983–995. DOI:10.1063/1.1736199.
- [19] HAITZ R H. Model for the electrical behavior of a microplasma[J]. Journal of Applied Physics, 1964, 35(5): 1370–1376. DOI:10.1063/1.1713636.
- [20] RENKER D. Geiger-mode avalanche photodiodes, history, properties and problems[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2006, 567(1): 48–56.
- [21] VASILE S, WILSON R J, SHERA S, et al. High gain avalanche photodiode arrays for DIRC applications[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1999, 46(4): 848–852. DOI:10.1109/23.790690.
- [22] GHIONI M, COVA S, ZAPPA F, et al. Compact active quenching circuit for fast photon counting with avalanche photodiodes[J]. Review of Scientific Instruments, 1996, 67(10): 3440–3448. DOI:10.1063/1.1147156.
- [23] ANTICH P P, TSYGANOV E N, MALAKHOV N A, et al. Avalanche photo diode with local negative feedback sensitive to UV, blue and green light[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section

- A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 1997, 389(3): 491-498.
- [24] GOLOVIN V. Avalanche photodetector: Russia, 2142175[P].
- [25] SAVELIEV V, GOLOVIN V. Silicon avalanche photodiodes on the base of metal-resistor-semiconductor (MRS) structures[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2000, 442(1-3): 223-229.
- [26] NINKOVIĆ J, ANDRIČEK L, LIEMANN G, et al. SiPM1-novel high QE photosensor[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2009, 610(1): 142-144.
- [27] 韩德俊, 张国青, 胡小波, 等. 一种新结构硅光电倍增器 (SiPM) 及其应用研究[C]//第九届全国光电技术学术交流会议论文集. 2010: 23-26.
- [28] SUN F, DUAN N, LO G Q. Novel silicon photomultiplier with vertical bulk-Si quenching resistors[J]. *IEEE Electron Device Letters*, 2013, 34(5): 653-655. DOI:10.1109/LED.2013.2250900.
- [29] RENSCHLER M, PAINTER W, BISCONTI F, et al. Characterization of hamamatsu 64-channel TSV SiPMs[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2018, 888: 257-267.
- [30] ACERBI F, PATERNOSTER G, GOLA A, et al. High-density silicon photomultipliers: Performance and linearity evaluation for high efficiency and dynamic-range applications[J]. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 2018, 54(2): 1-7.
- [31] D'ASCENZO N, XIE Q. Possible layout solutions for the improvement of the dark rate of geiger mode avalanche structures in the globalfoundries bcdlite 0.18 μm CMOS technology[J]. *Journal of Instrumentation*, 2018, 13(4): T04007-T04007. DOI:10.1088/1748-0221/13/04/T04007.
- [32] GUNDACKER S, HEERING A. The silicon photomultiplier: Fundamentals and applications of a modern solid-state photon detector[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2020, 65(17): 17TR01. DOI:10.1088/1361-6560/ab7b2d.
- [33] SAVELIEV V. Silicon photomultiplier-new Era of photon detection[M]//YOUNG K. Advances in Optical and Photonic Devices. InTech, 2010. DOI:10.5772/7150.
- [34] SEITZ P, THEUWISSEN A J. Single-photon imaging: 160[M]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011. DOI:10.1007/978-3-642-18443-7.
- [35] ACERBI F, GUNDACKER S. Understanding and simulating SiPMs[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2019, 926: 16-35. DOI:10.1016/j.nima.2018.11.118.
- [36] RENKER D, LORENZ E. Advances in solid state photon detectors[J]. *Journal of Instrumentation*, 2009, 4(4): P04004-P04004. DOI:10.1088/1748-0221/4/04/P04004.
- [37] CALÒ P P, CICIRIELLO F, PETRIGNANI S, et al. SiPM readout electronics[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2019, 926: 57-68.
- [38] PARK H, YI M, LEE J S. Silicon photomultiplier signal readout and multiplexing techniques for positron emission tomography: A review[J]. *Biomedical Engineering Letters*, 2022, 12(3): 263-283. DOI:10.1007/s13534-022-00234-y.
- [39] NAKAMURA K Z, BAN S, ICHIKAWA A K, et al. Front-end electronics for the SiPM-readout gaseous TPC for neutrinoless double-beta decay search[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2020, 67(7): 1772-1776. DOI:10.1109/TNS.2020.2988716.
- [40] BISOGNI M G, DEL GUERRA A, BELCARI N. Medical applications of silicon photomultipliers[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2019, 926: 118-128.
- [41] SCHAART D R, CHARBON E, FRACH T, et al. Advances in digital SiPMs and their application in biomedical imaging[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2016, 809: 31-52.
- [42] FRACH T, PRESCHER G, DEGENHARDT C, et al. The digital silicon photomultiplier-principle of operation and intrinsic detector performance[C]//2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). Orlando, 2009: 1959-1965.
- [43] FRACH T, PRESCHER G, DEGENHARDT C. The digital silicon photomultiplier-system architecture and performance evaluation[C]//IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference. Knoxville, USA, 2010: 1722-1727. DOI: 10.1109/NSSMIC.2010.5874069.
- [44] DEGENHARDT C, ZWAANS B, FRACH T, et al. Arrays of digital silicon photomultipliers-intrinsic

- performance and application to scintillator readout[C]//IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference. Knoxville, 2010: 1954–1956. DOI:10.1109/NSSMIC.2010.5874115.
- [45] BRUNNER S E, SCHAART D R. BGO as a hybrid scintillator/cherenkov radiator for cost-effective time-of-flight PET[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2017, 62(11): 4421–4439. DOI:10.1088/1361-6560/aa6a49.
- [46] FRACH T. Optimization of the digital silicon photomultiplier for cherenkov light detection[J]. *Journal of Instrumentation*, 2012, 7(1): C01112–C01112. DOI:10.1088/1748-0221/7/01/C01112.
- [47] WEISSLER B, GEBHARDT P, DUEPPENBECKER P M, et al. A digital preclinical PET/MRI insert and initial results[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2015, 34(11): 2258–2270. DOI:10.1109/TMI.2015.2427993.
- [48] SCHUG D, WEHNER J, DUEPPENBECKER P M, et al. PET performance and MRI compatibility evaluation of a digital, ToF-Capable PET/MRI insert equipped with clinical scintillators[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2015, 60(18): 7045–7067. DOI:10.1088/0031-9155/60/18/7045.
- [49] VEERAPPAN C, RICHARDSON J, WALKER R, et al. A 160×128 single-photon image sensor with on-pixel 55 ps 10 b time-to-digital converter[C]//2011 IEEE International Solid-State Circuits Conference. San Francisco, CA, USA: IEEE, 2011: 312–314.
- [50] MEIJLINK J R, VEERAPPAN C, SEIFERT S, et al. First measurement of scintillation photon arrival statistics using a high-granularity solid-state photosensor enabling time-stamping of up to 20, 480 single photons[C]//2011 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. Valencia, Spain: IEEE, 2011: 2254–2257. DOI:10.1109/NSSMIC.2011.6152491.
- [51] NOLET F, DUBOIS F, ROY N, et al. Digital SiPM channel integrated in CMOS 65 nm with 17.5 ps FWHM single photon timing resolution[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2018, 912: 29–32. DOI:10.1016/j.nima.2017.10.022.
- [52] NOLET F, LEMAIRE W, DUBOIS F, et al. A 256 pixelated SPAD readout ASIC with in-pixel TDC and embedded digital signal processing for uniformity and skew correction[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2020, 949: 162891.
- [53] BERUBE B L, RHEAUME V P, PARENT S, et al. Implementation study of single photon avalanche diodes (SPAD) in $0.8 \mu\text{m}$ HV CMOS technology[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2015, 62(3): 710–718. DOI:10.1109/TNS.2015.2424852.
- [54] TABACCHINI V, WESTERWOUT V, BORCHI G, et al. Probabilities of triggering and validation in a digital silicon photomultiplier[J]. *Journal of Instrumentation*, 2014, 9(6): P06016–P06016. DOI:10.1088/1748-0221/9/06/P06016.
- [55] BRUNNER S E, GRUBER L, HIRTL A, et al. A comprehensive characterization of the time resolution of the Philips Digital Photon Counter[J]. *Journal of Instrumentation*, 2016, 11(11): P11004–P11004. DOI:10.1088/1748-0221/11/11/P11004.
- [56] MANDAI S, VENIALGO E, CHARBON E. Timing optimization utilizing order statistics and multichannel digital silicon photomultipliers[J]. *Optics Letters*, 2014, 39(3): 552. DOI:10.1364/OL.39.000552.
- [57] XIE Q, KAO C M, HSIAU Z, et al. A new approach for pulse processing in positron emission tomography[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2005, 52(4): 988–995. DOI:10.1109/TNS.2005.852966.
- [58] KIM H, KAO C M, XIE Q, et al. A multi-threshold sampling method for TOF-PET signal processing[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2009, 602(2): 618–621.

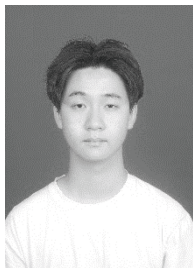
Advance in Silicon Photomultiplier for All-Digital Positron Emission Tomography

HU Wentao¹, LAO Hui², QIU Ao¹, XIE Qingguo^{1,2,3✉}

1. Department of Biomedical Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China
2. Department of Electronic Engineering and Information Science, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China
3. Wuhan National Laboratory for Optoelectronics, Wuhan 430074, China

Abstract: In recent years, silicon photomultipliers (SiPMs) have emerged as preferred photoelectric conversion devices in positron emission tomography (PET) due to their outstanding performance. SiPMs possess single-photon resolution capability and time resolution below 100 ps, enabling precise photon arrival time measurements. These advances paved the way for emerging applications such as time-of-flight PET (TOF-PET), photon counting CT, and positron emission lifetime imaging, presenting new challenges to SiPM performance, the advancing of which to their physical limits has become a key focus area in next-generation SiPM research. In traditional SiPM architectures, signal processing and analog-to-digital conversion introduce noise and degrade time performance, thereby limiting the full SiPM potential. With the recent and rapid development of semiconductor manufacturing processes, SiPMs could be manufactured on standard CMOS process nodes, which marks a significant breakthrough in the SiPM field, allowing for the integration of digital logic within SiPM devices. This advancement opens the possibility of achieving more precise time, energy, and position information within a single SiPM, thereby providing potential possibilities to push SiPMs to their performance limits. In this study, we reviewed the development history, working principles, and performance parameters of SiPMs. We analyzed the limitations of traditional SiPMs, outlined key aspects of digital SiPM research, and introduced various current digital SiPM architectures. Finally, we summarized and anticipated key technologies in digital SiPMs.

Keywords: silicon photomultiplier; low-light detection; All-Digital; photon counting; multi-count threshold



作者简介: 胡文韬, 男, 华中科技大学生物医学工程专业本科生, 主要从事数字硅光电倍增器设计, E-mail: wentaohu@hust.edu.cn; 谢庆国[✉], 男, 华中科技大学生物医学工程系、中国科学技术大学电子工程与信息科学系教授, 主要从事正电子发射断层成像 (PET) 方法研究与仪器研制, E-mail: qgxie@hust.edu.cn。