

Großflächige Silizium-Photomultiplier für medizintechnische Anwendungen

Carl Jackson, SensL, Cork, Irland
Maier Zein, AMS Technologies AG, Martinsried

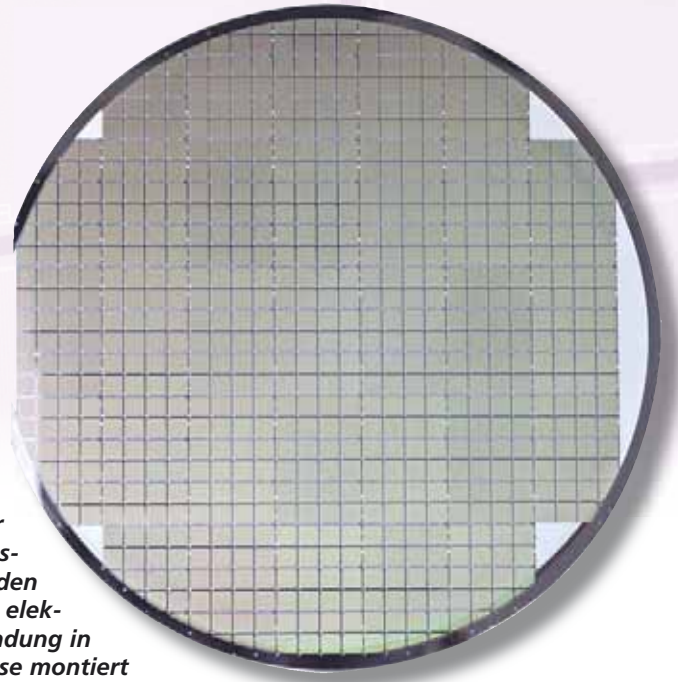
Der Nachweis von Lichtsignalen geringer Intensität ist für viele Anwendungen von entscheidender Bedeutung. Die auf dem Markt verfügbare Detektorvielfalt stellt den Anwender vor große Herausforderungen, den geeigneten Detektor für die spezifische Aufgabenstellung auszuwählen. Wir stellen hier den Silizium-Photomultiplier mit seinem Potenzial für die Medizintechnik vor.

Detektoren und Detektor-Arrays für niedrige Lichtintensitäten werden für diverse Anwendungen eingesetzt, z.B. zur Bildgebung in der Nuklearmedizin, für die Durchflusszytometrie, zum Strahlungsnachweis in der analytischen und industriellen Prozessmesstechnik sowie zur Laser-basierten Entfernungsmessung. Voraussetzung ist ein leistungsfähiger Sensor für einzelne Photonen bis hin zu millionenfach stärkeren Lichtsignalen. Dabei treten diese je nach Anwendung als kurze Lichtpulse oder als kontinuierlich modulierte Signale auf. Gemessen wurden sie herkömmlich mit konventionellen Vakuumröhren (photo multiplier tube, PMT). Da die Zahl der Lieferanten dieser Technologie in den vergangenen Jahren stark abgenommen hat, wird eine Preiserhöhung in Zukunft immer wahrscheinlicher. Gleichzeitig schreitet die Halbleitertechnik immer mehr voran und konnte die Vakuumröhre z.B. längst aus der Konsumelektronik verdrängen. Der positive Trend in der Halbleiterentwicklung verleiht dem auf Silizium basierenden Halbleiter-Photomultiplier (semiconductor photo multiplier, SPM) einen kräftigen Schub, den PMT zu ersetzen.

1 Vakuumröhren (PMT)

Für den Nachweis von Einzelphotonen ist es wesentlich, dass nach der opto-elektrischen Wandlung sowie nach der Verstärkerstufe und dem A/D-Konverter das resultierende elektrische Nutzsignal oberhalb der Rauschschwelle liegt. Ein PMT-Detektor ist ein Glaskolben, auf dessen Innenseite eine Photokathode aufgedampft ist, welche die auftreffenden Photonen mit Hilfe des photoelektrischen Effekts in Photoelektronen umwandelt. Im Glasge-

Bild 1:
Ein Si-Wafer mit vielen 3 x 3 mm² großen SPM-Chips. Der Wafer wird getestet, die Chips werden vereinzelt und mit elektronischer Anbindung in Gehäuse montiert



häuse befindliche Dynoden vervielfachen bei einer hohen angelegten Spannung die Elektronen, die am Ausgang durch eine Anode gesammelt und zu einer externen Schaltung abgeführt werden. PMTs verfügen über eine hohe Verstärkung von $1:10^6$ – aus einem Photon resultieren 1 Mio. Elektronen. Für die Entwickler ist dies ein sehr gutes Ergebnis, da sich das Signal dank einer hohen Dynamik stark vom Rauschhintergrund abhebt. Die Zerbrechlichkeit und relative große Bauform der Röhren hat sich allerdings in der Praxis als ungünstig erwiesen, außerdem kann die Photokathode durch einen hohen Lichteinfall zerstört werden, und auch der Einfluss magnetischer Felder zieht eine starke Änderung der PMT-Eigenschaften nach sich. Die hohe Betriebsspannung von >1 kV und die positionsabhängige Inhomogenität der aktiven Fläche stellen weitere Nachteile dar.

2 Silizium-Photomultiplier (SPM)

Viele Anwender wollen Standard-PMTs durch Halbleiter-Photomultiplier ersetzen, die eine große Fläche aufweisen und in

hoher Stückzahl produziert werden können. Gleichzeitig müssen sie in der Lage sein, wie PMTs niedrige Lichtintensitäten zu detektieren. Seit Kurzem sind nun SPMs verfügbar, die als echte Alternative zu PMTs eingesetzt werden können.

Ein SPM wird als große Matrix-Anordnung von Silizium-Photodioden hergestellt, die sowohl einzelne Photonen aufnehmen können, als auch andere, parallel auftreffende Photonen verarbeiten. **Bild 1** zeigt einen SPM-Wafer, wie er in großen Wafer-Fabriken bei hervorragender Prozesskontrolle und zu niedrigen Herstellkosten produziert wird. Vor der Einkapselung in geeignete Gehäuse werden die Wafer elektrisch und optisch getestet. In **Bild 2** sind verschiedene typische Gehäuse-Bauformen zu sehen.

Jede Photodiode (Bildelement, pixel) in einem SPM ist $20-100$ μm breit und verfügt über einen Widerstand (sog. "Quenching Circuit"), der ihre Betriebsbereitschaft für den nächsten Detektionsvorgang sicherstellt. Dazu wird die Photodiodenspannung auf einen Sperrspannungswert zurück gesetzt (Quenching) und dann sofort wieder auf die Durchbruchspannung hoch geregelt.



Bild 2: SPM-Detektoren in typischen Gehäusen, die optional Peltiergekühlt, mit Epoxid beschichtet oder mit einem gewöhnlichen optischen Fenster versehen sein können

100 bis 1000 individuelle Photodioden können auf einer Fläche von 1 mm² integriert werden; das Ausgangssignal wird dadurch deutlich größer als das Hintergrundrauschen der nachfolgenden Verstärker.

Vergleicht man den SPM mit einer Standard-Photodiode oder Lawinen-Photodiode (avalanche photodiode, APD), so übertrifft der SPM diese durch seine Ausgangsverstärkung von 1:10⁶, die mit einer Betriebsspannung von lediglich 1–100 V erreicht wird. Eine weitere Besonderheit ist die hohe Quanteneffizienz und die für Multi-Arrays wichtige konstante Verstärkung über einen großen Spektralbereich im VIS bis IR, die Unempfindlichkeit gegenüber magnetischen Feldern und hoher Lichteinstrahlung sowie die kompakte Baugröße. Für Einsatzgebiete, die einen großen dynamischen Bereich erfordern, kann der SPM sowohl im niedrigen als auch im hohen Verstärkungsmodus betrieben werden. Dazu wählt man Betriebsspannungen oberhalb und unterhalb der Durchbruchspannung (~25 V). **Bild 3** veranschaulicht das Ausgangssignal eines SPM bei hoher und niedriger Verstärkung.

3 Großflächige Photomultiplier

Eine Schlüsseleigenschaft der SPM-Technologie u.a. für den Einsatz in der Medizintechnik ist die einfache und anwenderfreundliche Möglichkeit, großflächige Arrays bis ca. 1000 Pixel durch die Aneinanderreihung mehrerer Detektoren aufzubauen. Dabei ist die kompakte Bauform ein klarer Vorteil gegenüber Vakuumröhren. Neuartige Verpackungstechniken gestatten durch Reihenschaltung eine Skalierung der Detektorfläche auf die gewünschte Größe bis zu mehreren Metern Kantenlänge. **Bild 4** zeigt 256 individuelle SPM-Chips mit jeweils 3 x 3 mm², die in Modulen zu 4 x 4 Chips zusammengefasst sind, wobei sich die elektrischen Verbindungen auf der Gehäuse-

Rückseite befinden. Damit eröffnen sich neue und interessante Märkte u.a. in der Nuklearmedizin.

4 Anwendungsbeispiel nuklearmedizinische Bildgebung

Eine weit verbreitete Umsetzung der medizinischen Bildgebung ist die Positronen-Emissions-Tomographie (PET). Sie beruht auf der Erzeugung von Positronen (Anti-Elektronen, β^+ -Strahlung) durch ein Radionuklid, insbesondere das kurzlebige Fluor-Isotop ¹⁸F, das dem Patienten nach Bindung mit einem Pharmakon (z.B. ¹⁸F-Fluor-desoxyglucose, FDG) verabreicht oder intravenös injiziert wird. Jedes beim radioaktiven Zerfall des Nuklids freigesetzte Positron trifft nach einer kurzen Flugstrecke in der Größenordnung von Bruchteilen eines Millimeters auf ein Elektron, wodurch zwei hochenergetische Photonen in exakt entgegengesetzte Richtungen emittiert werden (Ver-nichtungsstrahlung). Die im Torus des Tomographen angeordneten Detektoren registrieren gleichzeitig auftretende Einzelphotonen; dabei liegt jedes an zwei Stellen koinzident gemessene Zerfallsereignis auf der direkten Verbindungslinie der beiden beteiligten, einander gegenüberliegenden Detektoren. Aus der räumlichen und zeitlichen Verteilung der Emissionsereignisse können dreidi-

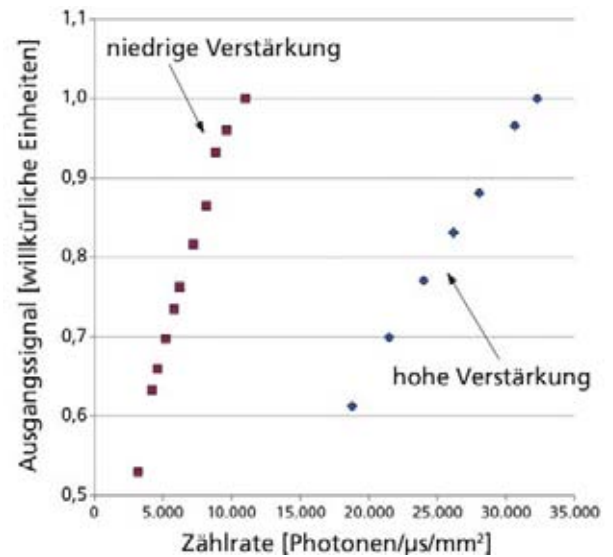


Bild 3: Dynamischer Bereich eines SPM-Detektors im hohen und niedrigen Verstärkungsmodus

mensionale Bilder sowie Schnittbilder der Verteilung des Radionuklids im Körper errechnet werden (**Bild 5**). Da mittels PET im Gegensatz zu anderen Verfahren wie Magnetresonanztomographie (MRT) oder Computertomographie (CT) direkte Rückschlüsse auf den Stoffwechsel möglich sind, wird das Verfahren oft in der Onko-

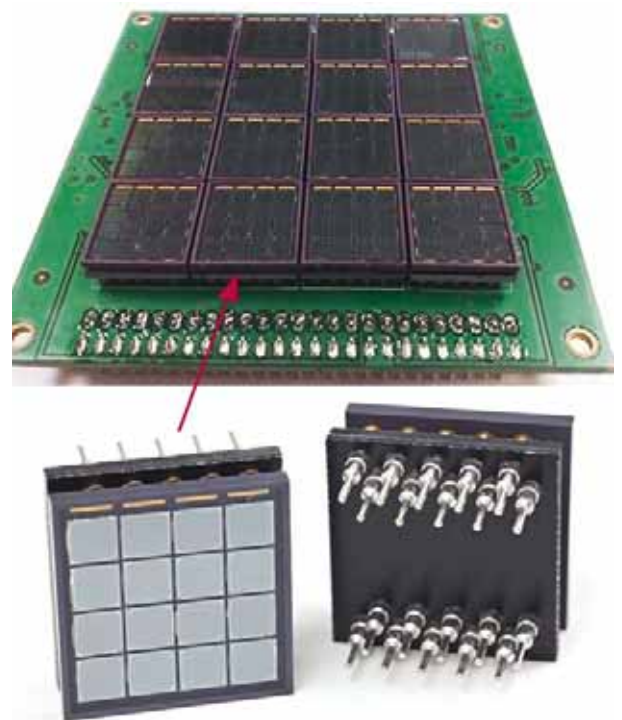


Bild 4: Das skalierbare SPM-Array (vorne) besteht aus 16 individuellen SPM-Chips mit je 3 x 3 mm²; die Gesamtdetektorfläche beträgt 12 x 12 mm². Da die vier Seiten des Gehäuses durch die rückseitig hinausgeführten Verbindungen frei sind, ist eine Erweiterung wie hier z.B. auf 256 Kanäle möglich

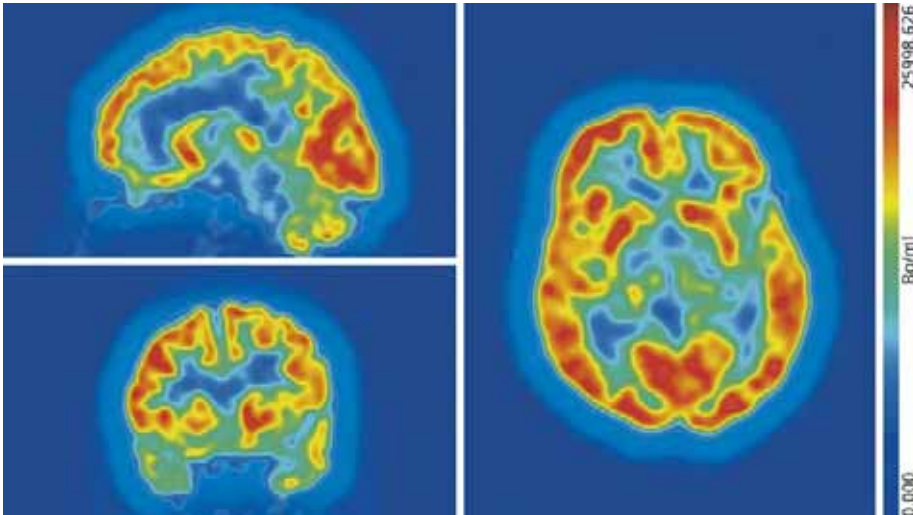


Bild 5: Sagittales (li. oben), coronales (darunter) und transaxiales Schnittbild (re.) einer 20-minütigen Aufnahme des Gehirns eines 56 Jahre alten männlichen Patienten nach Injektion von 282 MBq ^{18}F -FDG, Darstellung in Falschfarben, Aktivitätskonzentration in Bq/ml (Bild: J. Langner, FZD)

logie sowie in der neurologischen und kardiologischen Diagnostik angewandt [1]. Si-Photomultiplier (SPMs) haben das Potential in kommenden PET-Systemen anstelle der bisher verwendeten PMTs eingesetzt zu werden. Wie bei APDs wird der Aufbau des Tomographen dadurch erheblich vereinfacht, es sind keine aufwendigen Hochspannungsschaltungen erforderlich, und die robusten Detektoren ermöglichen bei vergleichbarer Leistungsfähigkeit Kosteneinsparungen u.a. durch die kompakteren Abmessungen. Besonders im Hinblick auf zukünftige PET/MRT-Hybrid-Geräte finden

aktuell Forschungsarbeiten zum Einsatz von SPMs anstelle von APDs oder PMTs statt.

5 Fazit

Die SPM-Technologie hat sich in den letzten Jahren als echte Alternative zur PMT entwickelt. Es ist zu erwarten, dass damit zukünftige Einzelphotonen-Detektorsysteme wie z.B. in der nuklearmedizinischen Bildgebung oder auch in der Strahlenanalytik einfacher und kostengünstiger aufgebaut werden können.

www.bio-photonik.de ▶ Webcode **B004**

Danksagung

Die Autoren danken Dr. Jens Langner vom PET-Zentrum des Instituts für Radiopharmazie des Forschungszentrums Dresden-Rossendorf e.V. für seine wertvollen Beiträge.

Literaturhinweise:

- [1] de.wikipedia.org/wiki/Positronen-Emissions-Tomographie
- [2] J. Langner, *Event-Driven Motion Compensation in Positron Emission Tomography: Development of a Clinically Applicable Method*, Dissertation, Technische Universität Dresden, November 2008, <http://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:14-qucosa-23509>
- [3] J. O'Keefe, C. Jackson, H. Brüggemann, *Neue Entwicklungen bei Photonen-zählern*, Photonik 1/2006, S. 58-61

Ansprechpartner:

Dr. Carl Jackson
CTO
SensL
Lee House
Riverview Business Park
Bessboro Road
Blackrock, Cork
Irland

Tel. +353/21/4350442
Fax +353/21/4350447
eMail: cjackson@sensl.com
Internet: www.sensl.com

Maher Zein
AMS Technologies AG
Fraunhoferstr. 22
D-82152 Martinsried
Tel. 089/89577-542
Fax 089/89577-199
eMail: mzein@ams.de
Internet: www.ams.de

