4章 バイオメディカル用イメージセンサ

正会員 笹川清隆[†], 春田牧人[†], 竹原浩成[†], 竹原宏明[†],
野田俊彦[†], 正会員 徳田 崇[†], 正会員 太田 淳[†]

キーワード: CMOSイメージセンサ, バイオイメージング, 蛍光観察, 生体埋植デバイス

1. まえがき

バイオメディカル分野において、多くの場合イメージセンサは顕微鏡と組合せて利用されている。イメージセンサの感度向上技術は、微弱な蛍光の観察などの用途においても重要な役割を果たしている。さらに、イメージセンサおよび光学系を専用に設計することによって、高機能化、高性能化が実現され、通常のイメージセンサでは困難なイメージングが可能となる。本稿では、バイオメディカル応用を目的としたセンサ技術について述べる。

2. 蛍光観察用イメージセンサおよびデバイス

蛍光観察に向けたイメージセンサの方向性としては、微弱な蛍光を観察するための高感度化、蛍光寿命観察用センサ、光学系の簡易化を可能とする波長分離検出センサなどが挙げられる。

高感度化については、近年のCMOSイメージセンサにおける感度向上やノイズ低減技術の進展を背景にCCDと同等以上のSN比をもち、高速撮像可能なカメラが製品化されてきている。最近の画素内増幅技術の進展から、今後、EM-CCDと同等以上の性能が実現されることも期待される^{1)~5)}。

2.1 蛍光寿命観察

緑色蛍光タンパク質 (Green Fluorescent Protein: GFP) など、バイオイメージングで用いられる蛍光体は、数ナノ秒程度で減衰する物が多い。そのため、これに対応する高速な変化の検出が可能なセンサが必要となる。ただし、繰り返し照射されるパルスレーザー光などを励起光として用いることができるため、純粋な高速撮像ができる必要はない。このような用途では、単一光子アバランシェダイオード (Single Photon Avalanche Diode: SPAD) 画素や高速に応答感度を変調できる画素をもつイメージセンサが報告されている。

SPADによる画素は、フォトダイオード (PD) に大きな逆バイアスをかけ、アバランシェ効果によって入射光信号を増幅し、高感度に検出するデバイスである。ナノ秒よりも十分に短い時間での高速応答が可能であり、光感度を持つ期間を制御できるため、励起光であるレーザーパルスが充分減衰し、ほぼ蛍光のみがセンサに到達している時間のみ光検出を行うことで、蛍光寿命測定が可能となる⁶⁾⁷⁾。

静岡大学では、画素内の電界を能動的に制御することによって、画素内での電荷転送の流れを高速に制御する手法に取組んでおり、蛍光寿命計測などに応用可能なセンサを実証している^{8)~11)}。これらの手法はSPADと比較して画素毎の制御回路が簡素なもので良いため、高い空間分解能での計測が実現される。

2.2 波長分離検出センサ

波長分離検出センサは、蛍光観察における光学系を単純化し、デバイスの小型化を目的としたものである。センサ自体が励起光と蛍光の波長を分離して検出できるため、光学系のフィルタを簡略化あるいは不要とすることができる。基本原理は、波長によってセンサを構成するシリコンの透過率が異なることを利用している。このような原理を用いた波長分離手法は、比較的以前より提案されており、積層フォトダイオード構造をもつ市販製品も存在する¹²⁾。

豊橋技科大は、フォトダイオード上に配置したポリシリコン層を介して、電界を印加することにより空乏層の深さを変調させ、波長感度を制御する手法を提案している^{13)~16)}。この手法では、感度特性を電圧制御することが可能であるため、複数の波長に対応できる。波長分離性能としては、 $10^3:1$ に近い値が報告されている¹⁶⁾。

奈良先端大では、CMOSイメージセンサプロセスを用いた多層フォトダイオード構造をもつ画素を試作している¹⁷⁾。この画素では、埋め込みフォトダイオードやNch MOSトランジスタのLDD (Lightly Doped Drain) で使用される低濃度N型層を使って多層フォトダイオード構成した。レイアウト図と断面図を図1に示す。断面図はA-A'に沿った断面は、それぞれ、下層フォトダイオード (PD) から転送ゲート、B-B'に沿った断面は、上層PDから転送ゲート

[†] 奈良先端科学技術大学院大学

"Image Sensors for Biomedical Applications" by Kiyotaka Sasagawa, Makito Haruta, Hironari Takehara, Hiroaki Takehara, Toshihiko Noda, Takashi Tokuda and Jun Ohta (Nara Institute of Science and Technology, Nara)

図1 イメージセンサプロセスによる積層フォトダイオード搭載画素レイアウトと断面図(スケールの単位は μm)

図2 試作した積層フォトダイオード画素による撮像例

トの断面を表している。

試作したセンサを用いた撮像例を図2に示す(10 fpsの動画撮影)。また、中心波長470および525 nmの2色のLEDを励起光および蛍光に見立て、それぞれのLED光強度に対する上層PDと下層PDの画素値の変化を図3に示す。波長によって二つのPDの傾きが異なることから波長分離が可能であることがわかる。また、それぞれの出力が、光強度に対して比例していることから、両者の空乏層が分離されており、異なる深さに到達したフォトンそれぞれ検出できていることを示している。

2.3 応用例：デジタルELISA用デバイス

ELISA (Enzyme-Linked Immunosorbent Assay) は抗原抗体反応の特異性を利用し、酵素反応に基づく発色・発光を観察することで、特定の抗原の量・種類を検出可能な手

図3 照射光強度に対する画素出力

照射波長(a)470 nm, (b)525 nm. 破線は上層PD, 実線は下層PD.

図4 マイクロビラー吸収フィルタアレイと蛍光反応チャンバアレイの構成

法である。しかし、従来のELISAは微量の観察対象分子の検出を目的とした場合、飛躍的な検出感度の向上が必要とされる。

デジタルELISAは、検出感度向上を目的とし、反応チャンバとして容積が 1 fL 程度以下の微小なドロップレットチャンバを多数用いたものである^{18) 19)}。微小な反応チャンバを用いることにより、観察対象の物質1分子に由来する酵素反応の結果として生成される蛍光物質を観察することが可能となる。これは、観察対象分子の濃度をアナログ的な輝度値ではなく、蛍光を発するチャンバの数としてデジタル的な計数の結果として得ることができることを意味している。これにより通常のELISAと比較して飛躍的な高感度化が実現される。Kimらは、本手法を用いて2 aMの濃度(従来のELISA法の検出限界の $1/10^6$ 相当)の前立腺特異抗原の検出に成功している¹⁹⁾。

従来のデジタルELISAでは、観察系として蛍光顕微鏡が使用されているが、顕微鏡光学系に替えて、専用設計したイメージセンサとレンズレス構造の光学デバイスを使用することで、測定システムの小型化や簡易化が可能となり、最終的にはポータブルデバイスとしての実用化が期待できる。筆者らは、図4に示すような反射率の高い金属による

図5 Cu上に形成された開口アレイのSEM像

図6 試作ライトパイプアレイ素子を透過後の白色LED光源のスペクトル

パイプを形成し、励起光吸収フィルタで充填したライトパイプアレイ構造を考案した^{20) 21)}。個々のパイプをイメージセンサの画素に対応させることにより、隣接画素への蛍光の漏れ(クロストーク)も防ぐことができる。金属ライトパイプは電解めっき技術を使って形成した。金属材料は、反射率はやや低くなるが、電解めっきの容易さから銅(Cu)を選定した。図5にSEM写真を示す。厚さ30 μmのCu層に貫通孔が開いている。蛍光観察のため、貫通孔には励起光を吸収する染料をドープした樹脂を充填した。

図6は、フィルタの透過光スペクトルを取得したもので、染料ドープ樹脂を埋め込んだライトパイプアレイを通過した白色LED光は、短波長成分が除去されている。一方、染料をドープしていない樹脂を埋め込んだものでは、ほぼ光源と同じスペクトルが観測された。

ライトパイプ(マイクロピラー吸収フィルタ)アレイと蛍光反応チャンバーアレイを形成した銅プレートを使ってCMOSイメージセンサで蛍光検出を行うためには、ライトパイプアレイの開口部とCMOSイメージセンサの画素の位置を合わせて密着させる必要がある。そのためのアライメント機構の試作を行った(図7)。

このような微弱な蛍光検出デバイスにおいては、励起光成分の除去が非常に重要となる。しかし、デバイスの小型化を実現するために蛍光フィルタ性能は制限される場合が多く、可能であればフィルタレスであることが望ましい。

図7 デジタルELISAアライメントユニット試作品

前節で述べた波長分離検出可能なセンサを用いることにより、高感度検出が実現されることが期待される。

3. 生体埋植用イメージセンサ

近年、各国での大型な脳研究プロジェクトが推進されていることを背景に、実験動物を用いて自由行動下での脳神経活動等を計測し、その機能解明を目指す研究が活発になってきている。マウスの頭部に装着して脳神経活動を観察可能なカメラシステムも商品化されているが、基本的には蛍光顕微鏡を小型化したものであり、イメージセンサに対して光学系が相対的に大きなものとなっている。これに対して、イメージセンサを専用に設計することで、センサおよび光学系の飛躍的な小型・軽量化が実現される^{22) 23)}。これにより、生体内の観察対象領域近傍に埋植が可能となり、自由行動下での実験への適用が容易になる。本節では、生体埋植型イメージセンサについて述べる。

3.1 生体埋植用イメージセンサの構造

図8に生体埋植型イメージセンサの写真を示す。このセンサは埋植された動物の行動実験を想定し、なるべく行動

図8 生体埋植型イメージングデバイス外観

図9 青色LEDおよび試作フィルタ透過光のスペクトル

の妨げとならないように配線数を4本としている。イメージセンサは、研磨により150 μm に薄型化し、用途に応じて蛍光フィルタを画素アレイ上に搭載している。また、センサ周囲にLEDを配置している。

3.2 蛍光観察用フィルタ

一般的に蛍光観察においては、蛍光物質に対して、エネルギーを与える励起光と比較して蛍光の強度が非常に低いため、波長選択性の高いフィルタによって励起光除去が行われる。蛍光顕微鏡では、誘電体多層膜による干渉フィルタが用いられることが多いが、干渉フィルタは入射光角度によって透過波長が変化する。しかし、生体埋植型のイメージセンサでは、生体内で光が散乱し、さまざまな方向からセンサへ入射することが想定される。そのため、透過スペクトルに角度依存性のない吸収型フィルタを用いる必要がある。

また、コンタクトイメージングではフィルタ厚が空間分解能の低下につながる。薄膜で十分な波長選択性能を得るためには、高い色素濃度のフィルタが要求される。

筆者らのグループでは、緑色蛍光タンパク質に代表される緑色蛍光用のフィルタとして、染料系の黄色色素を用いたフィルタを試作した²⁴⁾。有機溶媒に溶解させ、光学用樹脂と混合することで、スピンコート法によるセンサ上への直接塗布や転写が可能となる。

図9に試作したフィルタを用いたLED出力の透過スペクトルを示す。青色LEDは、発光波長幅が広くGFP蛍光のスペクトルと重なってしまうため、イメージセンサ用の青色レジストを励起光フィルタとして用いた。透過光のピークが 10^{-5} 程度となっており、高い励起光除去性能が達成されている。

3.3 内因性信号イメージング

脳神経活動の直接的な観察には、神経細胞を蛍光色素で染色する方法や蛍光タンパクを発現させる方法が有効である。しかし、脳活動が活性化されている領域では血流量などが変化し、間接的に脳活動を光学観察することができる。こ

図10 生体埋植型デバイスによる脳表撮像例
(撮像範囲は0.9 mm×2.0 mm)

のような信号は内因性信号と呼ばれる。本手法は、染色などを行う必要がない。また、蛍光色素のように連続した光照射によって応答が減少するようなこともなく、実験が比較的容易である。一方で、応答が遅く、空間分解能は低い。

筆者らは、内因性信号イメージング用の生体埋植型イメージセンサデバイスを試作した^{25) 26)}。本デバイスは、脳表に配置することで観察を行う。励起光源として、緑色LEDを搭載している。緑色の波長帯は、ヘモグロビンによる吸収がきく、血流が鮮明に撮像できる。本デバイスでは、脳に照射された光が脳内で散乱・吸収された結果として、センサ面に到達した光分布を観察するため、蛍光センサのようなフィルタは搭載していない。また、刺入型デバイスと同様、レンズは搭載せず、コンタクトイメージングを行う。

図10に試作したデバイスによって、脳表を撮像した結果を示す。観察対象にはラット成体を用いた(動物実験は、奈良先端科学技術大学院大学の動物実験に関する規定に基づいて行った)。ヘモグロビンによる照射光の吸収により、血管が暗く観察されている。図11は、あるフレームを参照像として差分を取得した結果である。血管内のヘモグロビン濃度の差から血流を動画像として得ることに成功している。

上述のデバイスでは、緑色光を照射し、ヘモグロビン濃度による吸収分布を観察した。ヘモグロビンは酸化・還元によって吸収スペクトルが変化することから、より長波長の光源を用いて観察することで、これらの情報も取得することが可能となる。しかし、吸収率が低く、微弱な輝度変化を検出する必要があることから、高いSN比が要求される。このような条件では、SN比は光ショットノイズによって制限され、高SN比化には飽和光量を高くすることが要求される。これに対し、筆者らのグループでは、自己リセット機能を有する画素を用いることを提案している^{27) 28)}。自己リセットにより、画素飽和を回避することが可能である。また、画素内にキャパシタを配置することによって、飽和容量を高くした画素も提案されている²⁹⁾。照射可能光量と要

図 11 埋植型イメージングデバイスによる脳表血流イメージング例

求されるSN比によっては、有効な手法と考えられる。

4. むすび

バイオイメージング分野における技術動向について概説し、筆者らのグループで研究を進めているデバイスについて例示した。イメージセンサを専用に設計することにより、従来法では撮像不可能な現象への適用が可能になる。本稿では紹介していないが、CMOSセンサ技術は光学的なイメージングだけでなく、イオン分布のイメージング技術へも展開されている。これらの技術が、今後の生物学や医学の発展に寄与するものと期待される。(2015年12月1日受付)

〔文 献〕

- 1) J. Ma and E.R. Fossum: "A pump-gate jot device with high conversion gain for a quanta image sensor", IEEE J. Electron. Dev., **3**, 2, pp.73-77 (2015)
- 2) F. Kusuhashi, S. Wakashima, S. Nasuno, R. Kuroda and S. Sugawa: "Analysis and reduction of floating diffusion capacitance components of CMOS image sensor for photon-countable sensitivity", Proc. International Image Sensor Workshop 2015 (June 2015)
- 3) S. Wakashima, F. Kusuhashi, R. Kuroda and S. Sugawa: "A linear response single exposure CMOS image sensor with $0.5e^-$ readout noise and 76 ke^- full well capacity", 2015 Symp. VLSI Circuit, C88-89 (June 2015)
- 4) J. Ma and E. Fossum: "Quanta image sensor jot with sub 0.3 e^- rms read noise and photon counting capability", IEEE Electron Dev. Lett., **36**, 9, pp.926-928 (Sep. 2015)
- 5) M.-W. Seo, S. Kawahito, K. Kagawa and K. Yasutomi: "A 0.27 e^- rms read noise $220\text{ }\mu\text{V}/e^-$ conversion gain reset-gate-less CMOS image sensor with $0.11\text{ }\mu\text{m}$ CIS process", IEEE Electron Dev. Lett., **36**, 12, pp.1344-1347 (Dec. 2015)
- 6) C. Veerappan, J. Richardson, R. Walker, D.-U. Li, M.W. Fishburn, Y. Maruyama, D. Stoppa, F. Borghetti, M. Gersbach, R.K. Henderson, E. Charbon: "A 160×128 single-photon image sensor with on-pixel 55ps 10b time-to-digital converter", 2011 ISSCC Tech. Dig. Papers, pp.312-314 (Feb. 2011)
- 7) L. Pancheri, N. Massari and D. Stoppa: "SPAD image sensor with analog counting pixel for time-resolved fluorescence detection", IEEE Trans. Electron Dev., **60**, 10, pp.3442-3449 (2013)
- 8) H.-J. Yoon, S. Itoh and S. Kawahito: "A CMOS image sensor with in-pixel two-stage charge transfer for fluorescence lifetime imaging", IEEE Trans. Electron Dev., **56**, 2, pp.214-221 (2009)
- 9) Z. Li, S. Kawahito, K. Yasutomi, K. Kagawa, J. Ukon, M. Hashimoto, H. Niioka: "A time-resolved CMOS image sensor with draining-only modulation pixels for fluorescence lifetime imaging", IEEE Trans. Electron Dev., **59**, 10, pp.2715-2722 (2012)
- 10) M.W. Seo, K. Kagawa, K. Yasutomi, T. Takasawa, Y. Kawata, N. Teranishi, Z. Li, I.A. Halin and S. Kawahito: "A 10.8 ps -time-resolution 256×512 image sensor with 2-Tap true-CDS lock-in pixels for fluorescence lifetime imaging", 2015 ISSCC Tech. Dig. Papers, pp.198-199 (Feb. 2015)
- 11) Z. Li, S. Kawahito, K. Yasutomi, K. Kagawa, J. Ukon, M. Hashimoto and H. Niioka: "A time-resolved CMOS image sensor with draining-only modulation pixels for fluorescence lifetime imaging", IEEE Trans. Electron Dev., **59**, 10, pp.2715-2722 (2012)
- 12) R. Merrill: "Color separation in an active pixel cell imaging array using a triple-well structure" US Pat. 5,965,875 (1999)
- 13) Y. Maruyama, K. Sawada, H. Takao and M. Ishida: "A novel filterless fluorescence detection sensor for DNA analysis", IEEE Trans. Electron Dev., **53**, 3, pp.553-558 (2006)
- 14) K. Yamasaki, H. Nakazawa, N. Misawa, M. Ishida and K. Sawada: "Multicolor fluorescence detection for single nucleotide polymorphism genotyping using a filter-less fluorescence detector", Appl. Phys. Lett., **102**, 23 233701 (2013)
- 15) H. Nakazawa, K. Yamasaki, T. Toyofuku, I. Akita, M. Ishida and K. Sawada: "Improvement of the detection accuracy and detection limit of a filter-less fluorescence detector", Appl. Phys. Express, **6**, 7, 077001 (2013)
- 16) Y. Moriawaki, K. Takahashi, I. Akita, M. Ishida and K. Sawada: "Improvement of dynamic range of filter-less fluorescence sensor with body-biasing technique", Jpn.J. Appl. Phys., **54**, 4S, 04DL03 (2015)
- 17) H. Takehara, K. Miyazawa, T. Noda, K. Sasagawa, T. Tokuda, S.H. Kim, R. Iino, H. Noji and J. Ohta: "A CMOS image sensor with stacked photodiodes for lensless observation system of digital enzyme-linked immunosorbent assay", Jpn.J. Appl. Phys., **53**, 4S, 04EL02 (2014)
- 18) D.M. Rissin, C.W. Kan, T.G. Campbell, S.C. Howes, D.R. Fournier et al.: "Single-molecule enzyme-linked immunosorbent assay detects serum proteins at subfemtomolar concentrations", Nat. Biotechnol., **28**, 6, pp.595-599 (June 2010)
- 19) S.H. Kim, S. Iwai, S. Araki, S. Sakakihara, R. Iino and H. Noji: "Large-scale femtoliter droplet array for digital counting of single biomolecules", Lab Chip, **12**, 23, pp.4986-4991 (Dec. 2012)
- 20) H. Takehara, M. Nagasaki, K. Sasagawa, H. Takehara, T. Noda, T. Tokuda and J. Ohta: "Micro-light-pipe array with an excitation attenuation filter for lensless digital enzyme-linked immunosorbent assay", Jpn.J. Appl. Phys., **55**, 3S2, 03DF03 (2016)
- 21) H. Takehara, M. Nagasaki, K. Sasagawa, H. Takehara, T. Noda, T. Tokuda and J. Ohta: "High coupling efficiency contact imaging system having micro light pipe array for a digital enzyme-linked immunosorbent assay", 2015 IEEE BioCAS, C5L-A-2 (Oct. 2015)
- 22) J. Ohta, T. Tokuda, K. Sasagawa and T. Noda: "Implantable CMOS biomedical devices", Sensors, **9**, 11, pp.9073-9093 (2009)
- 23) J. Ohta, A. Tagawa, T. Kobayashi, T. Noda, K. Sasagawa and T. Tokuda: "Implantable distributed biomedical photonic devices", Sensors and Materials, **23**, 7, pp.369-379 (2011)

- 24) Y. Sunaga, M. Haruta, H. Takehara, Y. Ohta, M. Motoyama, T. Noda, K. Sasagawa, T. Tokuda and J. Ohta: "Implantable CMOS imaging device with absorption filters for green fluorescence imaging", Proc. SPIE, **8928**, 89280L (Mar. 2014)
- 25) M. Haruta, C. Kitsumoto, Y. Sunaga, H. Takehara, T. Noda, K. Sasagawa, T. Tokuda and J. Ohta: "An implantable CMOS device for blood-flow imaging during experiments on freely moving rats", Jpn.J. Appl. Phys., **53**, 4S, 04EL05 (2014)
- 26) M. Haruta, Y. Sunaga, T. Yamaguchi, H. Takehara, T. Noda, K. Sasagawa, T. Tokuda and J. Ohta: "Intrinsic signal imaging of brain function using a small implantable CMOS imaging device", Jpn.J. Appl. Phys., **54**, 4S, 04DL10 (2015)
- 27) T. Yamaguchi, Y. Sunaga, M. Haruta, H. Takehara, T. Noda, K. Sasagawa, T. Tokuda and J. Ohta: "Improvement of power consumption and SNR of self-reset pixels for an implantable CMOS image sensor", 2015 SSDM Tech. Dig. Papers, F-2-3 (Sep. 2015)
- 28) K. Sasagawa, T. Yamaguchi, S. Member, M. Haruta, Y. Sunaga, H. Takehara, H. Takehara, T. Noda, T. Tokuda and J. Ohta: "An implantable CMOS image sensor with self-reset pixels for functional brain imaging", IEEE Trans. Electron. Dev., **63**, 1, pp.214-222 (Jan. 2016)
- 29) G. Meynants, X. Wu, S. Van Hoogenbemt, T. De Ridder, P. De Wit, K. Ruythooren, K. Van Esbroeck: "700 frames/s 2 MPixel global shutter image sensor with 2 Me⁻ full well charge and 12μm pixel pitch", Proc. IISW 2015 (June 2015)

笹川 清隆 2004年、奈良先端科学技術大学院大学物質創成科学研究科博士後期課程修了。2004年、情報通信研究機構専攻研究員。2008年、奈良先端科学技術大学院大学物質創成科学研究科助教。現在、生体観察用高機能イメージングデバイスの研究に従事。博士(工学)。正会員。

春田 牧人 2014年、奈良先端科学技術大学院大学物質創成科学研究科博士後期課程修了。同年、奈良先端科学技術大学院大学物質創成科学研究科博士研究員。現在、生体埋込み型脳機能イメージングデバイスの研究に従事。博士(工学)。

竹原 浩成 1986年、関西大学大学院工学研究科博士課程前期修了。1986年、松下電器産業(現パナソニック)(株)入社。2015年、奈良先端科学技術大学院大学物質創成科学研究科博士後期課程修了。2015年、同大学博士研究員。バイオイメージングデバイスの研究に従事。博士(工学)。

竹原 宏明 2013年、東京大学大学院工学系研究科バイオエンジニアリング専攻博士課程修了。2010年～2013年、日本学術振興会特別研究員。2013年、東京女子医科大学先端生命医化学研究所博士研究員。2014年、奈良先端科学技術大学院大学特任助教。生命科学やバイオメディカル応用に向けた微細加工技術、バイオMEMSデバイス、および、生体埋植デバイスの研究に従事。博士(工学)。

野田 俊彦 2006年、豊橋技術科学大学大学院博士後期課程修了。同年、同大学VBL研究員。2008年、同大学インテリジェントセンシングシステムリサーチセンター特任助教。2009年、奈良先端科学技術大学院大学物質創成科学研究科助教。人工視覚デバイスや生体埋込みイメージングデバイスの開発に従事。博士(工学)。正会員。

徳田 崇 1998年、京都大学大学院工学研究科博士後期課程修了。1998年、日本学術振興会特別研究員(PD)。1999年、奈良先端科学技術大学院大学物質創成科学研究科助手。2008年、同大学准教授。半導体フォトニクスデバイス、特にバイオイメージングデバイス、ニューロエレクトロニクスデバイスの研究に従事。博士(工学)。正会員。

太田 淳 1983年、東京大学大学院工学系研究科修士課程修了。1983年、三菱電機(株)入社。1992年～1993年、コロラド大学光電子計算システムセンター客員研究員。1998年より、奈良先端科学技術大学院大学物質創成科学研究科助教授。2004年、同大学教授。ビジョンチップおよびバイオメディカルフォトニクスデバイスの研究に従事。博士(工学)。当会フェロー認定会員。