

Oral presentation | 12 Organic Molecules and Bioelectronics : 12.7 Biomedical Engineering and Biochips

📅 Mon. Sep 8, 2025 1:30 PM - 6:30 PM JST | Mon. Sep 8, 2025 4:30 AM - 9:30 AM UTC | 🏢 N305 (Lecture Hall North)

[8p-N305-1~18] 12.7 Biomedical Engineering and Biochips

Toshiya Sakata(Univ. of Tokyo), Kiyotaka Sasagawa(NAIST), Yuanyuan Guo(Tohoku Univ.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award ◆ English Presentation

1:30 PM - 1:45 PM JST | 4:30 AM - 4:45 AM UTC

[8p-N305-1] Development of sub-322MHz RF Transmission Circuit for Optically-Driven, Ultra-Small IoT Edges

○(M2)Yuheng Chen¹, Masato Saito¹, Takashi Tokuda¹ (1.Science Tokyo)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

1:45 PM - 2:00 PM JST | 4:45 AM - 5:00 AM UTC

[8p-N305-2] Design of a transmitter circuit supporting multiple devices for optoelectronic distributed BMI device

○Atsunori Sakata¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki², Takashi Tokuda¹ (1.Inst. of Science Tokyo, 2.Aogaku Univ.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

2:00 PM - 2:15 PM JST | 5:00 AM - 5:15 AM UTC

[8p-N305-3] Implementation of Power Storage on Optically-Driven IoT Edge

○Juntaro Ito¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki², Takashi Tokuda¹ (1.Science Tokyo, 2.Aoyama Gakuin Univ.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award ◆ English Presentation

2:15 PM - 2:30 PM JST | 5:15 AM - 5:30 AM UTC

[8p-N305-4] Optically-Powered IoT/Bioelectronics on Dedicated RISC-V Core

○(DC)Panithan Srisinsuphya¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki², Takashi Tokuda¹ (1.Inst. of Sci. Tokyo, 2.Aoyama Gakuin Univ.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

2:30 PM - 2:45 PM JST | 5:30 AM - 5:45 AM UTC

[8p-N305-5] Development of massively parallel biosensing technology for single cancer cell recognition

○Tomoki Kato¹, Amer Akao¹, Toshiya Sakata¹ (1.Tokyo Univ.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

2:45 PM - 3:00 PM JST | 5:45 AM - 6:00 AM UTC

[8p-N305-6] Demonstration of an Aptamer Competitive Assay for Protein Detection Using Solution-Gated Thin-Film Transistors

○Ken Takashima¹, Ritsu Naganuma¹, Toshiya Sakata¹ (1.tokyo univ)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

3:15 PM - 3:30 PM JST | 6:15 AM - 6:30 AM UTC

[8p-N305-7] Temperature Sensor Circuit for Optical-Powered Ultra-Small IoT Edge Devices

○Takeo Tomita¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki², Takashi Tokuda¹ (1.Science Tokyo, 2.Aogaku Univ.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

3:30 PM - 3:45 PM JST | 6:30 AM - 6:45 AM UTC

[8p-N305-8] Design of a Modulation Circuit Based on IEEE 802.15.4 for Intermittent Wireless Data Transmission

○(M1)Soichiro Hasumi¹, Yokoshiki Yasufumi¹ (1.Aoyama Gakuin Univ.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

3:45 PM - 4:00 PM JST | 6:45 AM - 7:00 AM UTC

[8p-N305-9] Power Saving for Intermittently Driven CPU Using External Switch and Timer Circuit

○(M1)Tsubaki Yamagami¹, Yokoshiki Yasufumi¹ (1.Aoyama Gakuin Univ.)

4:00 PM - 4:15 PM JST | 7:00 AM - 7:15 AM UTC

[8p-N305-10] Detection of H9N2 Influenza Virus Using Glycan-functionalized GFET

○Kaori Yamamoto¹, Mamiko Yano¹, Kiyoji Sakano¹, Eriko Ohnishi¹, Shota Ushiba², Shinsuke Tani², Masahiko Kimura², Hidekazu Tanaka¹, kazuhiko Matsumoto¹ (1.SANKEN, Osaka Univ., 2.Murata Mfg.)

4:15 PM - 4:30 PM JST | 7:15 AM - 7:30 AM UTC

[8p-N305-11] KCl concentration effect on oxide In₂O₃ semiconductor biosensor

○Yiran Bao¹, Yuzuru Takamura¹, Daisuke Hirose¹ (1.Jaist Univ)

◆ English Presentation

4:30 PM - 4:45 PM JST | 7:30 AM - 7:45 AM UTC

[8p-N305-12] Detection of Tuberculosis by RICCA and Oxide TFT

○(M2)Paridhi Nyati¹, Daisuke Hirose¹, Manish Biyani^{2,3,4}, Yuzuru Takamura¹ (1.JAIST, 2.Kwansei Gakuin univ., 3.BioSeedsCo., 4.BiyaniBio.Sol.Pvt.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

5:00 PM - 5:15 PM JST | 8:00 AM - 8:15 AM UTC

[8p-N305-13] Spatial and Temporal Distribution of Na Emission in LEP-AES

○Rento Nakaie¹, Jun Minami¹, Tamotsu Yamamoto², Daisuke Hirose¹, Yuzuru Takamura¹ (1.JAIST, 2.Micro Emission)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

5:15 PM - 5:30 PM JST | 8:15 AM - 8:30 AM UTC

[8p-N305-14] RF Data Transmission for Optically-Powered, Fully-Implantable Glucose Sensor

○(M2)Yuto Itajiki¹, Saito Masato¹, Yokoshiki Yasufumi², Tokuda Takashi¹ (1.Institute of Science Tokyo, 2.Aoyama gakuin Univ)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

5:30 PM - 5:45 PM JST | 8:30 AM - 8:45 AM UTC

[8p-N305-15] Effect of multivalent cations in solution for electrochemical detection of DNA

○(M2)Masanori Igari¹, Hiroyuki Furusawa^{1,2} (1.Graduate School of Organic Materials Science, Yamagata Univ., 2.IPGE, Yamagata Univ.)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

5:45 PM - 6:00 PM JST | 8:45 AM - 9:00 AM UTC

[8p-N305-16] Development of rapid determination technology for glycated albumin using integrated solution-gate FET

○(M2)Amer Akao¹, Toshiya Sakata¹ (1.The Univ. of Tokyo)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

6:00 PM - 6:15 PM JST | 9:00 AM - 9:15 AM UTC

[8p-N305-17] Development of ITO-based concave-channel TFT for measuring metabolism of *in vitro* fertilized embryo

○(DC)Ritsu Naganuma¹, Toshiya Sakata¹ (1.UTokyo)

◆ Presentation by Applicant for JSAP Young Scientists Presentation Award

6:15 PM - 6:30 PM JST | 9:15 AM - 9:30 AM UTC

[8p-N305-18] Design and development of molecularly imprinted poly(m-aminophenylboronic acid) electrode

○Megumi Inoue¹, Toshiya Sakata¹ (1.The Univ. of Tokyo)

光駆動超小型 IoT エッジ用 sub-322MHz 帯送信回路の検討

Development of sub-322MHz RF Transmission Circuit for Optically-Driven, Ultra-Small IoT Edges

(M2)陳 宇恒, 齋藤 優人, 徳田 崇

Institute of Science Tokyo, (M2)YuHeng Chen, Masato Saito, Takashi Tokuda

tokuda@ee.eng.isct.ac.jp

1. Introduction

Growing need for microelectronics in the field of Internet of Things (IoT) and biomedical application has become significant recently. There are two main difficulties regarding such tiny, or even implantable devices, cable less power accessibility and wireless data transmission function.

To address the first problem, our lab has come up with the “Light Energy Harvesting system” specific for implantable biomedical sensors and IoT nodes. The mechanism of the system is that it absorbs the energy from ambient light by the photovoltaic cells and accumulate it in the capacitor. Once the voltage reaches a certain threshold, it starts to discharge the energy to other modules of the circuits, which lasts for about 10 ms. And then stop power supplying when voltage drops to another level, charging for another cycle for couples of mins to several hrs.

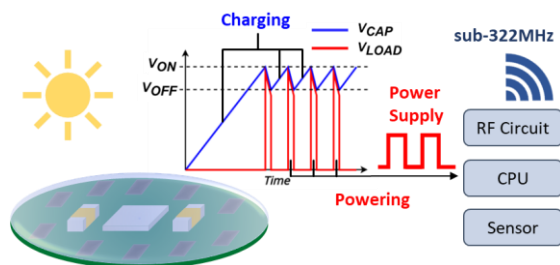


Fig. 1 Concept of the Optically-Driven IoT Nodes

2. Object of the work

However, the wireless transmission system suitable for such power supply system hasn't well developed. There are several constraints when designing a corresponding wireless transmission circuit. First of all, is the limited current which must be less than 3 mA. Besides, the circuit should be able to start up within a short period to transmit data successfully. Meanwhile it must withstand intermittent operation, or the components might be broken. Last but not least, to comply with the radiation emission rules. Not to interfere with the common bands used in daily life, the band with lower frequencies have looser restriction and thus preferred in this application.

3. Circuit design

Therefore, the purpose of the work is to build the rf data transmitter in sub-322 MHz band compatible with the optically-power system. In this work, we focus on 40MHz band to verify this concept

The hybrid crystal oscillator [1] will be adopted in this study as reference frequency, featuring quick startup and low steady-state power consumption that is feasible to our applications. To Replace the LC oscillator used in our previous works which not stable enough without regulation such as Phase-Locked Loop (PLL). The frequency can be increased by using frequency synthesizer to achieve higher transmission speed once the research has first-stage success in 40MHz.

As for modulation, we plan to use Binary Phase Shift Keying (BPSK) instead of On-Off Keying (OOK) for its acceptable power efficiency, data rate, and low Signal-to-Noise Ratio (SNR) requirement.

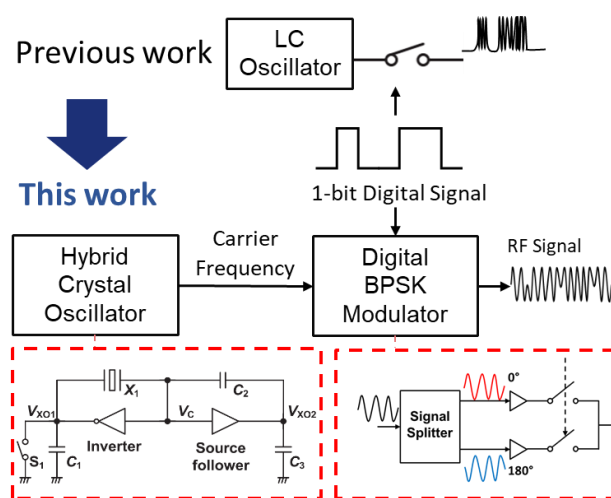


Fig. 2 Comparison of previous work and this work

Acknowledgement: This work was supported in part by the MEXT X-NICS under Grant JPJ011438. This work was also supported through the activities of VDEC, The University of Tokyo, in collaboration with Cadence Design Systems and Siemens Electronic Design Automation Japan K.K.

Reference

[1] IEICE TRANS. ELECTRON., VOL.E106-C, NO.10 OCT 2023

分散型光電気 BMI デバイス向け複数デバイス対応送信回路設計

Design of a transmitter circuit supporting multiple devices for optoelectronic distributed BMI device

東京科学大¹, 青山学院大², [○](M2)坂田 篤典¹, 齋藤 優人¹, 横式 康史², 徳田 崇¹

Institute of Science Tokyo¹, Aoyama Gakuin Univ.²

[○](M2)Atsunori Sakata¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki² and Takashi Tokuda¹

Email: tokuda@ee.eng.isct.ac.jp

1. はじめに

我々は、動物実験向けに、電流刺激・電位計測・光刺激・光計測の機能を有した多点で動作する分散型 BMI デバイスの実現を目指している。BMI の各機能を担う CMOS チップ内の回路に加え、複数デバイスでの通信を可能にする送信回路を設計したため報告する。

2. BMI デバイスの機能と構造

提案する BMI システムのイメージを Fig. 1 に示す。システムは命令を送るマスターデバイスと脳を刺激・計測する円筒状の単位デバイスから構成される。マスターデバイスとの双方向通信を 1 本の同軸ケーブルによって行うことで柔軟な単位デバイスの配置を実現し、多様な動物実験への適用を可能にする。

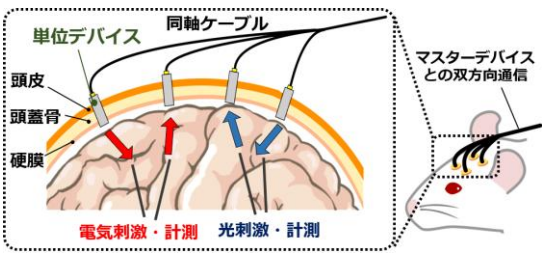


Fig. 1 Concept of the opto-electric distributed Brain Machine Interface

3. CMOS チップの設計と検証

本研究では 0.18 μm 1-poly 6-metal 標準 CMOS プロセスを用いて設計・試作を行った。CMOS チップのブロック図とレイアウトを Fig.2 に示す。これまでに、送受信回路以外のブロックの設計・検証を行い、正常に動作していることを確認した[1]。

今回新たに、時分割多重化によって複数デバイスからのデータ送信を可能にする送信回路を設計するとともに、CMOS チップに搭載している回路を統合し、通信・刺激・計測機能の動作を試作単位デバイス(Fig. 3)で検証した。

Fig. 4 は 2 つの試作単位デバイスを用意し、各デバイスで電位計測機能を動作させたときの単位デバイスからの信号の受信結果である。時分割でデータを送信できており、複数デバイスで正しく通信が行えていることを確認した。また、受信信号を復号した結果、与えた電位を再現することができ、1 つのチップで計

測からデータ送信までを実現できた。また刺激機能に関しても、正しく動作することを確認した。今後は 1 本の同軸ケーブルでの双方向通信実現に向けて受信回路を設計していく予定である。

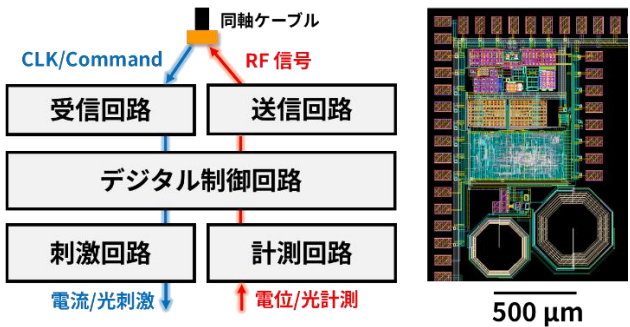


Fig. 2 Circuit configuration (left) and layout (right) of the CMOS integrated chip

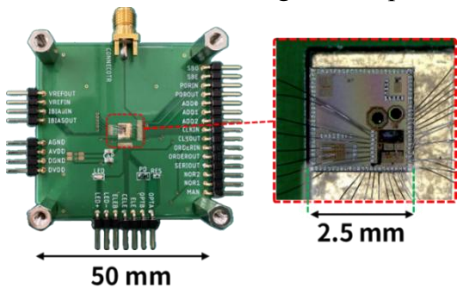


Fig. 3 Prototype of a unit device

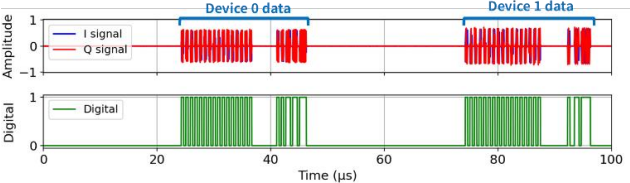


Fig. 4 Simulation result of decoding input sine wave amplified and digitized by the integrated circuit

謝辞

本研究の一部は科学研究費補助金基盤(A)22H00593 によって行われた。本研究における CMOS 集積回路の設計は東京大学 VDEC を通し、日本ケイデンス株式会社およびシーメンス株式会社の協力で行われた。

参考文献

[1] 坂田ほか, 2025 IEEEJ 412-B2 3-108.

環境光駆動 IoT エッジデバイスへの蓄電機能実装

Implementation of Power Storage on Optically-Driven IoT Edge

東京科学大学¹, 青山学院大学² ◯(M2)伊藤 淳太郎¹, 齋藤 優人¹, 横式 康史², 徳田 崇¹

Institute of Science Tokyo¹, Aoyama Gakuin University²

◯Juntaro Ito¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki², and Takashi Tokuda¹

E-mail: tokuda@ee.eng.isct.ac.jp

1.はじめに

近年、半導体の微細化に伴い、 cm^3 または mm^3 オーダーの「超小型デバイス」の実現が可能になりつつある。このような小さなデバイスは、身の回りの物体に取り付けて情報化するような IoT エッジ、さらには生体に埋め込むことで神経信号等を観測するようなバイオメディカルデバイスへの応用が期待されている。しかし、超小型デバイスは電力供給面の制約が厳しく、現状、実験室等の限られた環境でしか動作できない。そこで我々は、自律的に広範囲で超小型デバイスを駆動できるような、光エネルギーハーベスティング回路の設計に取り組んできた[1]。これまで、本回路を用いて、LED の発光[2]や独自設計の RF 送信回路の駆動[3]に成功している。今回は、これまでの回路に蓄電素子を導入し、光が得られない時間帯でも電力供給可能な新たな回路を考案・検討したため、報告する。

2.間欠駆動型光エネルギーハーベスティング回路

我々は図 1(a)に示す光駆動・エネルギーハーベスティング回路を提案している[1]。本回路では、太陽電池からの光電流でキャパシタを充電し、一定の電圧に達したら図中のスイッチを閉じて電流を流すことで、負荷回路に電力を供給する。負荷回路の動作により容量は放電するため電圧が下がる。一定電圧まで下がった時点でスイッチを開いて負荷の駆動を停止し、充電を再開する。本システムでは、一定の電力が得られるまで、「貯める」ことができるため、微弱な光電流しか得られない薄暗い環境でも、デバイスを一定間隔で駆動することができる。

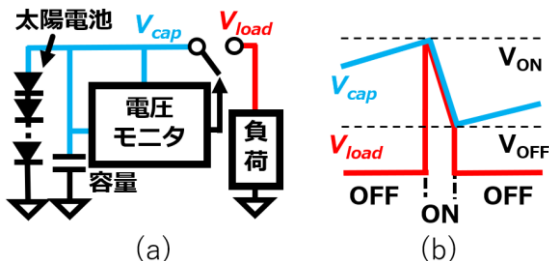


Fig.1: (a) Proposed optical powering circuit (b) Waveform of voltage

3.蓄電機能の実装

これまで実現した光エネルギーハーベスティング回路では、全く光が得られない環境では動作しないことが課題であった。そこで、蓄電素子(スーパーキャパシタを想定)を導入し「光が十分得られる時間帯(昼間)に

負荷を駆動しながら蓄電素子を充電し、光が得られない時間帯(夜間)には、蓄電素子の電力を利用して負荷を間欠駆動する」という仕組みを検討した。

図 2 に提案する回路のブロック図を示す。本回路は 2 つの光駆動・エネルギーハーベスティング(EH)回路により構成される。光が十分に得られる時間帯では、太陽電池からの光電流で容量 C_1 を充電し、昼間駆動用回路によって、負荷へと間欠的に電力が送られる。そのとき、負荷側へ流れる電流の一部を蓄電素子に流すことで蓄電が行われる。一方、光が得られない暗い時間帯では、蓄電素子に充電された電荷が容量 C_2 へと移動し、夜間駆動用回路が負荷を間欠的に駆動する。

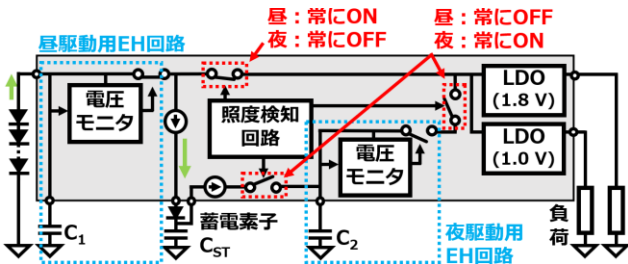


Fig.2: Proposed circuit topology with charging function

図 2 に示す回路を TSMC 1-Poly 6-Metal 0.18 μm 標準 CMOS プロセスにより設計した。図 3 に夜間駆動時の容量と負荷の電圧波形(シミュレーション)を示す。一定周期(900 秒=15 分程度)で 10 時間(=36000 秒)にわたる負荷の駆動を見込む。

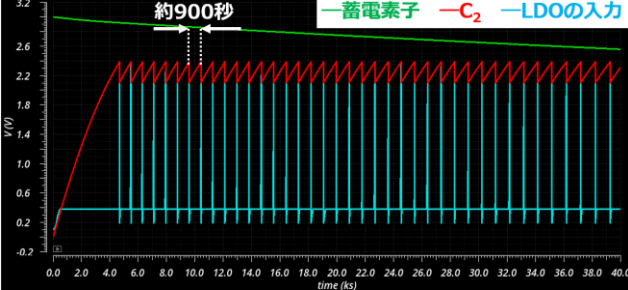


Fig.3: Simulated operation of the circuit for night time.

謝辞

本研究は、文部科学省次世代 X-nics 半導体創生拠点形成事業 JPJ011438 の助成を受けたものである。また、本研究における CMOS 集積回路の設計は VDEC を通し、日本ケイデンス株式会社及びシーメンス株式会社の協力で行われた。

文献

[1] K. Yoshimoto *et al.* Appl. Phys. Express **17** 114501 (2024)
[2] T. Tokuda *et al.* AIP Advance **8**, 045018 (2018).
[3] 岩崎ほか, 第 84 回応用物理学会秋季学術講演会, 22a-D902-7 (2023/9/22).

独自 RISC-V コアによる光駆動 IoT/バイオデバイス

Optically-Powered IoT/Bioelectronics on Dedicated RISC-V Core

東京科学大学¹, 青山学院大学² (D3)パニサン スリシンスプヤ¹, 齋藤 優人¹, 横式 康史², 徳田 崇¹

Institute of Science Tokyo¹, Aoyama Gakuin University²,
°(D3)Panithan Srisinsuphya¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki² and Takashi Tokuda¹

E-mail: tokuda@ee.eng.isct.ac.jp

Introduction

Currently we are developing ultra-small RISC-V based digital platform with original CPU and energy harvesting platform for IoT and Biomedical purposes. It is designed so that we can freely exchange sensors, change programs and operate intermittently. An example of final device can be seen in Fig. 1.

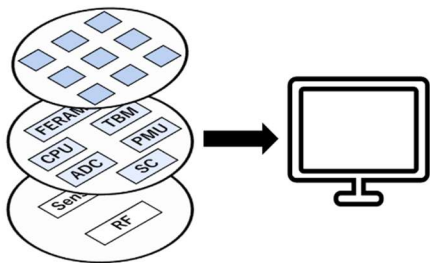


Fig.1 Example of device with optical harvesting, main computational and sensor/RF layers

We present a minimal prototype consisting of a RISC-V CPU, a microcontroller for programming and alternate clock generation, an optical powering unit (OP POW), and a supercapacitor (SCAP) as the energy buffer. This setup enables exploration of key issues such as power-up sequencing, temporary code loading without nonvolatile memory, and stability under supply fluctuations. Insights from this prototype will inform future versions integrating nonvolatile memory, analog sensing, and wireless communication.

System Overview

The prototype as seen in Fig. 2 consists of 4 main sections: 1) a RISC-V CPU serving as the main unit, 2) a PIC12LF1822 microcontroller that provides an alternate clock signal, emulates sensor output and programs the CPU via UART, 3) an OP POW that regulates incoming power and converts it to 1.8V and 4) a SCAP that temporarily stores the harvested energy. The device was tested under both stable 2.5V supplied by a power supply unit (PSU) and charging the SCAP to its maximum before turning on the switch to allow the energy to flow. While

currently everything is done through the PSU we plan to replace it with optical harvesting units down the line. The CLK signals can be provided by either the PIC microcontroller or the OP POW.

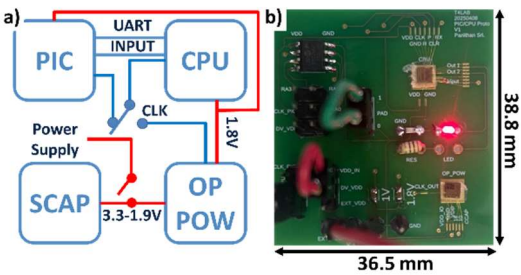


Fig. 2 (a) Block diagram and (b) photograph of the prototype IoT device

Results and Discussion

Successful operation was observed under conditions where the clock and program source (PIC) remained synchronized, even with an unstable power supply. When using the optical power clock, the device could operate; however, under unstable power and clock conditions, programming failed. This suggests that UART-based communication is unreliable under intermittent operation due to potential clock instability.

We are currently developing a demonstration version of the device with improved packaging, as shown in Fig. 3. This version will also be presented at the conference.

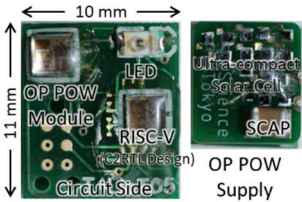


Fig.3 Device with improved packaging

Acknowledgement

This work was supported in part by the MEXT X-NICS under Grant JPJ011438 and Tokyo Tech Spring under grant JPMJSP2180. This work was also supported through the activities of VDEC, The University of Tokyo, in collaboration with Cadence Design Systems, Siemens Electronic Design Automation Japan K.K. and NIHON SYNOPSIS G.K.

単一がん細胞を識別する網羅的並列バイオセンシング技術の開発

Development of massively parallel biosensing technology for single cancer cell recognition

東大院工 °(M1)加藤友基, (M2)赤尾アメル, 坂田利弥

The Univ. of Tokyo, °Tomoki Kato, Amer Akao, and Toshiya Sakata

E-mail: sakata@biofet.t.u-tokyo.ac.jp

1. 緒言

現在のがん治療において、がんの進行に伴ってその治療は難しくなっていくとされ、その早期発見が重要な課題となっている。がんの発症は、がん細胞の分裂と転移によって引き起こされる。血中を流れる転移性のがん細胞は、循環腫瘍細胞(CTCs)と呼ばれており、他の正常細胞と比較して数が遥かに少ない。そのため、血中から CTCs を識別するのは困難とされるが、がんの早期診断を見据えると CTCs を検出する簡便に診断を可能にするバイオセンサの需要は高まっている。

そこで本研究では、多数の細胞の中から微量の CTCs を特異的に検知するバイオセンサを開発することを目的とする。具体的には、バイオセンサとして、イオン感応性電界効果トランジスタ(ISFET)に着目し、がん細胞表面に特異的に結合するアプタマーをゲート電極表面に固定することで捕捉したがん細胞による電気信号を検出する。特に、ISFETを用いると、イオンや生体分子固有の電荷を直接検出することができるため標識分子を必要とせず、さらに、半導体微細化技術が確立されており集積化も可能である[1]。つまり、小型な1チップ上に多数のISFETを集積化し、複数のイオンや生体分子、細胞を個々の電極で同時に検知することができる[2]。特に本研究では、アプタマーを化学修飾した集積化ISFETを用いて、多数の正常細胞を含むサンプル溶液と反応させ、個々のゲート電極においてアプタマーと反応するCTCs表面の電荷を検出することで、CTCsのみを識別することを目指す。

2. 実験方法

CTCsのモデル細胞として、ヒト急性リンパ芽球性白血病細胞株であるCCRF-CEMを用い、アプタマー分子にはCCRF-CEM(細胞表面のタンパク質)と特異的に結合するsgc8cアプタマー(5'-AAA AAA AAA AAT CTA ACT GCT GCG CCG CCG GGA AAA TAC TGT ACG GTT AGA-3')を使用した[3]。

まず、集積化ISFET(256×256素子、1素子のサイズ $1.42 \times 1.42 \mu\text{m}^2$)のゲート絶縁膜(Ta_2O_5)表面にポリセロトニン薄膜をアンカー層[4]、m-

Maleimidobenzonyl-N-Hydroxysuccinimide ester(MBS)をスパーサー分子として、チオール化sgc8cアプタマーを化学修飾した。塩橋を介してAg/AgCl電極を参照電極とし、ドレイン電流一定の条件でゲート表面電位の変化(ΔV_g)を測定することで集積化ISFETのCCRF-CEM細胞に対する電気的応答性について調査した。細胞濃度は $3.0 \times 10^5/\text{mL}$ とし、細胞添加前後での ΔV_g を観察した。

3. 実験結果と考察

前回の報告では、sgc8cアプタマーを固定化した単一の Ta_2O_5 ゲート電極を用いて、CCRF-CEM細胞の濃度上昇に伴う細胞表面の負電荷をFETにより検出可能であることを示した。つまり、本研究で使用した集積化ISFETの個々の Ta_2O_5 ゲート電極においても同様にCCRF-CEM細胞の検出が可能であると考えられる。実際、sgc8cアプタマーを固定化した集積化ISFETを用いてCCRF-CEM細胞を添加したところ電位応答が確認された。当日は、この電位応答がCCRF-CEM細胞とsgc8cアプタマーとの特異吸着に由来するかを明確にするため、集積化された各ゲート電極での ΔV_g を実際の顕微鏡で観察された細胞の分布と照らし合わせて統計的に考察する。さらに、CCRF-CEM細胞がゲート電極表面に非特異吸着する可能性を想定し、新たな界面設計指針を議論する予定である。

謝辞

本研究で使用した集積化ISFETは豊橋技術科学大学 澤田研究室より提供頂いたものであり、同大学 澤田和明 教授、土井英生 特任助教には厚く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] Sakata, T. [Perspective], ACS Omega 2019, 4, 11852–11862.
- [2] Rothberg, J. et al., Nature 2011, 475, 348–352.
- [3] Tabrizi, M. A. et al., Analytica Chimica Acta 2017, 985, 61–68.
- [4] Ishino, K.; Nishitani, S.; Man, Y.; Saito, A.; Sakata, T. Langmuir 2022, 38, 8633–8642.

溶液ゲート薄膜トランジスタによるタンパク質検出に向けた アプタマー競合法の実証

Proof of Aptamer Competitive Assay for Protein Detection Using Solution-Gated Thin-Film Transistor

東大院工 °(M1) 高島 健, (D2) 長沼 律, 坂田 利弥

The Univ. of Tokyo, °(M1) Ken Takashima, (D2) Ritsu Katayama Naganuma, and Toshiya Sakata

E-mail: sakata@biofet.t.u-tokyo.ac.jp

1. 緒言

酸化インジウムスズ (ITO) はディスプレイの電極など広範に利用され、透明性と高い導電性を示す酸化物として知られているが、20 nm 程度の膜厚とすることで半導体特性を示す。当研究室では、この ITO の膜厚依存的に変化する電気特性を利用して、スパッタリングにより成膜した膜厚 100 nm 程度の導電性 ITO 膜の一部をエッチングにより膜厚 20 nm 程度の半導体 ITO 膜とし、これをチャネルとして溶液をゲートとして滴下することで、溶液ゲート ITO 薄膜トランジスタ (TFT) を作製することに成功してきた [1–3]。

本研究では、溶液ゲート ITO-TFT の性能を活かし、糖尿病マーカーであるグリコアルブミン (GA) などのタンパク質の検出を目的とする。一般に、GA などタンパク質は分子サイズが大きく (約 10 nm)、溶液/チャネル界面におけるデバイ長 (数 nm) を超えカウンターイオンの電荷により対象となるタンパク質の電荷が遮蔽され直接検出することが困難である。そこで、GA と結合能を有するアプタマーと相補的な配列を有するプローブ DNA を ITO チャネル表面に固定化し、溶液中での GA/GA アプタマー反応の後、残存する GA アプタマー/プローブ DNA とのハイブリダイゼーションにより、リン酸基由来の負電荷を有する GA アプタマーを検出することで、競合的に GA を定量検出することを目的とする。

2. 実験方法

まず、リン酸緩衝液中で GA と GA アプタマーを混合し反応させた。その後、混合溶液を ITO チャネル表面に滴下することで残存する GA アプタマーとプローブ DNA とのハイブリダイゼーションを誘導し、反応前後のゲート電圧 (V_g) – ドレイン電流 (I_d) 伝達特性の変化幅 (I_d 一定での ΔV_g) を算出することで GA の定量を行った。測定の際、GA アプタマーおよび GA の結合比は 1:1 であると仮定し、アプタマーの濃度は 100 nM で一定、GA 濃度を 0, 12.3, 24.6, 61.5, 123 nM の 5 種類で反応させて、GA 濃度と ΔV_g の関係を調査した。特に、ハイブリダイゼーション前の伝達特性から相互コンダクタンスが最大となる V_{gm} での I_d を一定にし ΔV_g の評価を行った。さらに、X 線光電子分光法 (XPS) により ITO チャネル表

面の組成分析を行い、等温滴定熱測定 (ITC) により各反応の結合能を評価した。

3. 実験結果と考察

アプタマー競合法では、残存する GA アプタマーの数が多いほど、つまり GA 濃度が減少するとハイブリダイゼーションにより ΔV_g は増加することが予想され、図 1 に示すように、低濃度側では概ねその傾向が見られる。一方、GA 濃度の増加にともない ΔV_g は減少するはずであるが、わずかに増加していくことがわかる。これは GA と GA アプタマーの結合比が 1:1 ではなく、プローブ DNA と反応する GA アプタマーが消費され、

残存する GA-GA アプタマー複合体がプローブ DNA とわずかに相互作用するためだと考えられる。

当日は、GA/GA アプ

タマー、GA アプタマー/プローブ DNA、GA-GA アプタマー複合体/プローブ DNA、GA/プローブ DNA といった想定される各反応の ITC に基づく結合定数の比較からアプタマー競合法の妥当性について議論する。

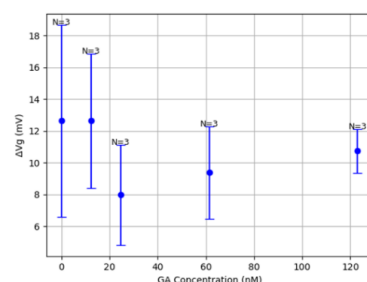


図 1 V_{gm} における I_d 一定での ΔV_g
(GA 濃度依存性)

4. 結論および今後の展望

本研究では、アプタマーを用いた競合法による GA 検出の可能性を示すことができた。今後は GA と GA アプタマーの反応比を明らかにするだけでなく、 ΔV_g の GA 濃度依存性を調査するとともに、測定における誤差低減の条件も検討していく。

参考文献

- [1] Sakata, T.; Nishitani, S.; Saito, A.; Fukasawa, Y. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2021, 13, 28569–38578.
- [2] Katayama, R.; Sakata, T. *ECS Trans.* 2023, 111, 37.
- [3] Katayama, R.; Dong, X.; Sakata, T. *ACS Appl. Electron. Mater.* 2025, 7, 1862–1870.

環境光駆動超小型 IoT エッジ向け温度センサ回路

Temperature Sensor Circuit for Optical-Powered Ultra-Small IoT Edge Devices

東京科学大学¹, 青山学院大学² [○](M1) 富田 健夫¹, 齋藤 優人¹, 横式 康史², 徳田 崇¹

Institute of Science Tokyo¹, Aoyama Gakuin University²

[○]Takeo Tomita¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki², and Takashi Tokuda¹

E-mail: tokuda@ee.eng.isct.ac.jp

1. はじめに

我々は、あらゆるものに取り付けて情報化するための超小型 IoT エッジの実現を目指しており、これまで太陽電池を電源とした環境光駆動のエネルギーハーベスティング回路の設計に取り組んできた。先行研究では、10lux での駆動を実現した[1]。本研究では、先行研究で設計された超小型 IoT エッジに搭載するための温度センサ回路を設計・試作・評価したので報告する。

2. 超小型 IoT エッジ向け温度センサの概要

図 1 に、今回設計した回路のブロック図を示す。電源回路として。先行研究で設計された光エネルギーハーベスティング回路を用いている[1]。この電源回路は、太陽電池から供給された光電流をキャパシタに貯蓄し、一定以上の電荷が貯まったらそれを電源パルスとして負荷に供給する。この構成は照度が低く光電流が微弱なときでも負荷に一定以上の電力を供給できる。負荷回路は主に温度センサ回路と ADC、RF 回路で構成されており、温度センサ回路で温度に比例したアナログ電圧を生成し、それを ADC でデジタル電圧に変換し RF 回路で外部に送信するしくみになっている。

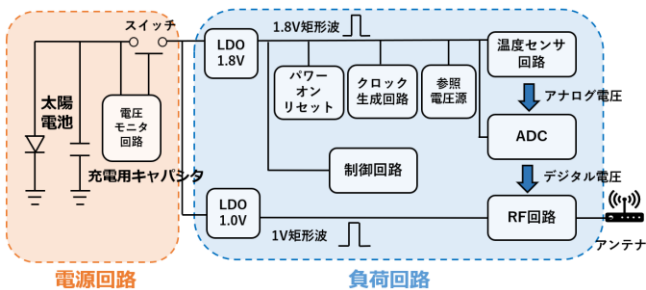


Fig. 1: Block Diagram of the Proposed System

3. 回路の設計と検証

本研究では 0.18 μm 1-poly 6-metal 標準 CMOS プロセスを用いて図 1 のシステムを試作した。システム上の回路のうち、新たに温度センサ回路と制御回路の設計を行い、その他の回路は先行研究で設計されていたものを採用した。図 2 に試作回路のレイアウトを示す。

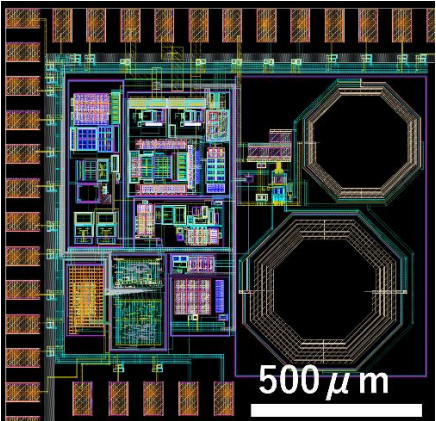


Fig. 2: Layout of the CMOS chip

測定は図 1 の太陽電池に能動的な光の照射、及び環境光による照射を行い、システムを駆動した。システムの ADC 出力の温度特性を図 2 に示す。能動的な光照射による駆動と、環境光駆動の両方で温度に比例した線形な出力を得られ、温度センサデバイスとして動作していることを確認した。

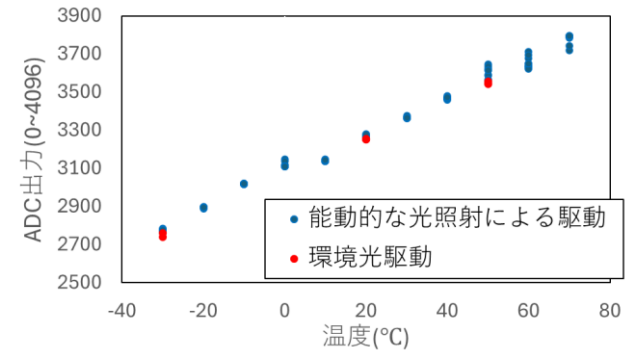


Fig. 3: Temperature Dependence of the ADC output

謝辞
本研究は、文部科学省次世代 X-nics 半導体創生拠点形成事業 JPJ011438 の助成を受けたものです。本研究における CMOS 集積回路の設計は東京大学 VDEC を通し、日本ケイデンス株式会社およびシーメンス株式会社の協力で行われました。

参考文献
[1] Kaisei Yoshimoto *et al.* Appl. Phys. Express **17** 114501 (2024)

間欠駆動無線データ送信のための IEEE 802.15.4 に基づく変調回路の設計

Design of a Modulation Circuit Based on IEEE 802.15.4 for Intermittent Wireless Data Transmission

青山学院大学 °(M1) 蓮見 蒼一郎, 横式 康史

Aoyama Gakuin Univ. °Soichiro Hasumi, Yasufumi Yokoshiki

E-mail: t26343@aoyamagakuin.jp

1. 研究背景・研究目的

内閣府により提唱された Society 5.0 は「サイバー空間とフィジカル空間を高度に融合させたシステムにより、経済発展と社会的課題の解決を両立する人間中心の社会」という概念である。この Society 5.0 の実現に向けた取り組みとして、太陽光を電源とした、間欠駆動型の超低消費電力小型デバイスの実現のために、無線通信回路の設計を行っている[1]。間欠駆動により、数 ms の間に無線回路部でそのデータを外部に送信または受信する。Zigbee 送信機では、LO(局部発振器)信号や IF (中間周波数) 信号を RF (無線周波数) 信号に変換する必要がある、この変換を担う回路が「アップコンバージョンミキサ (上方変換ミキサ)」[2] である。本研究では、アナログ回路で IEEE 802.15.4(Zigbee 規格)[3]を満たすように設計し、シミュレーションを行った。

2. 研究内容について

2.1 送信の仕組み

作製した送信回路は送信する 4 ビットずつのビット列を、シンボルに変換する。変換したシンボルをそのシンボルに対応する PN 符号のチップ列に置き換えることでスペクトラム拡散を行う。変換されたチップ列の奇数番目を I 相、偶数番目を Q 相の PSK 信号に分け、それぞれ I、Q 信号をデジタル値からアナログ値に変換する。変換したアナログ信号を I 相は搬送波と、Q 相の信号は $\pi/4$ 遅らせた直交搬送波を乗算し、それらを加算し、アンプで信号を増幅し、アンテナから送出する。図 1 に変調回路のブロック図を示す。

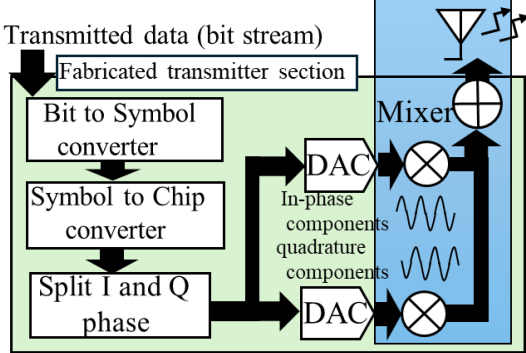


Fig.1 Block diagram of transmitter circuit.

2.2 ミキサ回路の仕組み

ミキサ回路は送信回路、受信回路のどちらにも用いられており、送信回路では送信したいデータを搬送波に掛け合わせて送信用の信号に変換、受信回路では受け取った信号から搬送波を取り除き、元のデータに変換に変換する回路である。ミキサでは 2 つの入力信号が掛け算(乗算)され、周波数が加算・減算された成分が出力に現れる。送信回路では和周波数成分を使用しデータを乗せ、受信回路では差周波数成分を使用しデータを取り出す。アクティブミキサに比べてノイズや歪みが少なく、電力消費を抑えられるパッシブミキサを採用している。本研究で使用するパッシブミキサは duty-cycle が 25%のクロックを LO の入力としている。

2.3 製作した回路

本研究で作成したパッシブミキサ回路図を図 2(b)に、duty-cycle が 25%のクロックを図 2(b)に示す。

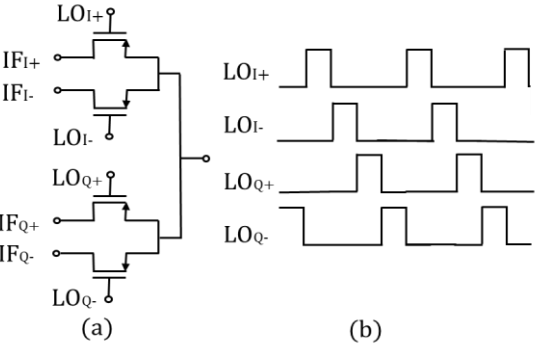


Fig.2 (a)Passive Mixer circuit、(b)25% duty-cycle clocks

3. シミュレーション結果

出力波形のスペクトルを図 3 に示す。入力として IF 信号には 2.4GHz、 $0.75 \pm 0.75V$ の正弦波、LO 信号には 500MHz、1.8V の Duty 比 25%の方形波を入力した。図 3 から所望の 2.4 ± 0.05 GHz の周波数成分が取り出せていることがわかる。

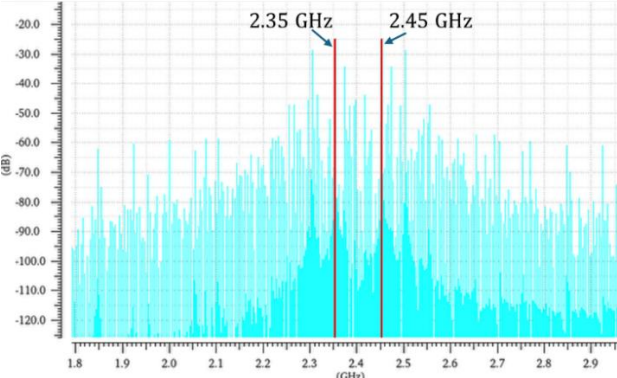


Fig.3 Output Spectrum of the Mixer.

4. まとめ

ZigBee 通信回路の送信部におけるミキサ回路を製作することができた。今後は、送信部全体の完成を目的とし、ミキサ回路に接続される Power Ampなどを製作していく。

5. 謝辞

本研究は、東京大学VDEC活動を通して、日本シノプシス合同会社、日本ケイデンス・デザイン・システムズ社、シーメンス EDA ジャパン株式会社の協力で行われたものである。また、本研究の一部は JSPS 科研費 JP24K20760 の助成を受けた。

6. 参考文献

[1] 蓮見ら、2025 年 第 72 回応用物理学会春季学術講演会 16p-K403-9 (2025 年 3 月 16 日)
[2] Wireless Transceiver Circuits: System Perspectives and Design Aspects p.1-28
[3] ZigBee 開発ハンドブック (実践入門ネットワーク) / 鄭 立 (著)

外部スイッチとタイマ回路による間欠駆動型 CPU の省電力化

Power Saving for Intermittently Driven CPU Using External Switch and Timer Circuit

青山学院大¹ [○](M1)山上 椿¹, 横式 康史¹

Aoyama Gakuin Univ.¹, [○]Tsubaki Yamagami¹, Yasufumi Yokoshiki¹

E-mail: t26343@aoyamagakuin.jp

1. 研究背景・目的

我々は一定時間ごとにキャパシタから電力を供給する間欠駆動型の電源に適した CPU として、間欠駆動型 CPU の研究を行っている[1]。これまで、間欠駆動型の CPU に組み合わせるためにスイッチとタイマなど、基礎回路を試作した[2]。本研究では試作後のスイッチの評価と、CPU のプログラムからタイマ回路を駆動し外部回路を駆動できるようにした結果を報告する。

2. スwitchのオン抵抗評価

スイッチとして評価した Dual Gating 回路を図 2 に示す。駆動回路部分に抵抗を接続してチップ評価を行った。抵抗にかかる電圧は180Ωでは1.511V、100kΩでは1.788Vと電源電圧1.8Vに近い値をとった。さらに、スイッチの抵抗は180Ωでは34.45Ω、100kΩでは740.44Ωと、最大 10 mA の電流を想定しているスイッチの抵抗として問題ない値が得られた。

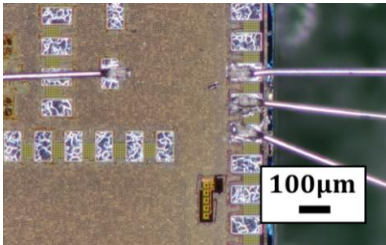


Fig.1. The fabricated chip of the switch circuit.

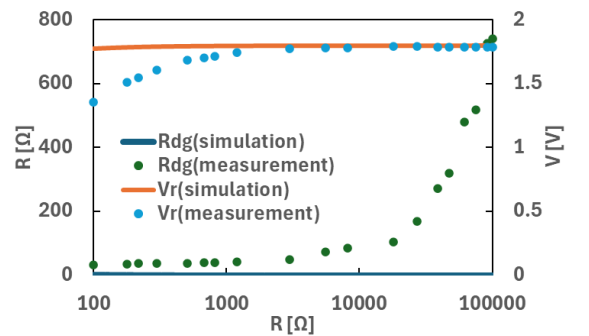


Fig.2. Comparison of simulation and measurement results.

3. タイマ回路と CPU のバスとの接続

本研究では CPU がオフになってもタイマが独自に動き続けることを想定する。それであれば、タイマのみ駆動させ、外部回路をスイッチで駆動し、時間経過後よりオフさせることで間欠駆動型デバイス全体の消費電力を低くできる。CPU か

らの開始信号でカウントを開始し、指定値までカウントをすると終了し、カウント値を Q に出力する。さらに、タイマが動作している間にスイッチ回路への信号を出力し、別電源の周辺回路を駆動することで、CPU なしで外部回路を駆動することができる。

4. シミュレーション結果

タイマのシミュレーション結果を図 3 に示す。図 3 から、CPU が命令を実行して、タイマが接続しているバスへ書き込み信号を送ると、タイマが次のクロックでカウントを開始し、CPU の動作が終了した後もカウントを継続している。そして、カウント値が指定値に到達するとカウントを終了し、カウント値と終了信号 s3_ibus_w_finish_flg を出力している。さらに、カウントしている間のみスイッチへの信号 dg_in を出力していることがわかる。

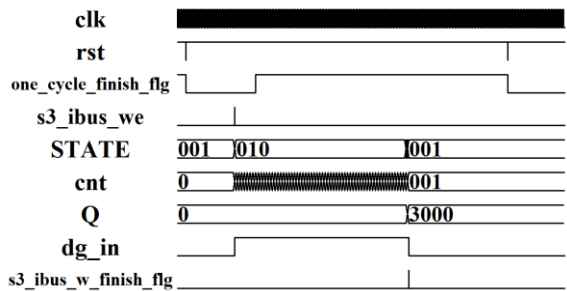


Fig.3. The result of the timer testbench

4. まとめ

本研究では間欠駆動型 CPU で周辺回路を駆動させるために必要となるスイッチ回路の評価とタイマの設計を行った。今後はスイッチを組み合わせた場合のシミュレーションや、電源を切り離すためのレイアウトの変更など、省電力化実現に向けた設計を行っていく。

5. 謝辞

本研究は、東京大学VDEC活動を通して、日本シノプシス合同会社、日本ケイデンス・デザイン・システムズ社、シーメンス EDA ジャパン株式会社の協力で行われた。また、本研究の一部は JSPS 科研費 JP24K20760 の助成を受けた。

参考文献

[1] Y. Yokoshiki *et al.*, ELEX, 21(1), pp. 1-6, 2025.
[2] 山上椿ら, 令和 7 年電気学会全国大会, 3-112, 2025

糖鎖機能化 GFET を用いた H9N2 インフルエンザウイルスの検出

Detection of H9N2 Influenza Virus Using Glycan-functionalized GFET

阪大産研¹、村田製作所²

○山本佳織¹、矢野真美子¹、坂野喜代治¹、大西映里子¹、牛場翔太²、
谷晋輔²、木村雅彦²、田中秀和¹、松本和彦¹

SANKEN, Osaka Univ.¹, Murata Manufacturing Co., Ltd.²

○K. Yamamoto¹, M. Yano¹, K. Sakano¹, E. Ohnishi, S. Ushiba²,

S. Tani², M. Kimura², H. Tanaka¹, and K. Matsumoto¹

E-mail: k-yamamoto@sanken.osaka-u.ac.jp

我々はグラフェン FET (GFET)を用いてインフルエンザウイルスや新型コロナウイルスの検出を行っている。第 72 回応用物理学会春季学術講演会では、糖鎖機能化 GFET を用いて 4046 HAU の濃度の H9N2 トリインフルエンザウイルスを検出した。今回、同様の条件で更に低濃度の H9N2 を GFET で検出した。測定にはアレイ状に並んだ 32 個の GFET を使用した。32 個の GFET を 4 つに区切り、それぞれヒト型糖鎖である 2,6-SGP、トリ型糖鎖である 2,3-SGP、ウイルスに結合しない asialo-SGP を修飾した。残りの FET には何も修飾しなかった。Fig. 1 にウイルス検出の測定結果を示す。実線はそれぞれの領域の GFET の Dirac point の平均の値である。また、網掛け部分は標準偏差である。入れ替えによるドリフトの影響を確認するため、はじめに 150 mM PBS と 1.5 mM PBS を数回入れ替えた。その後 H9N2 インフルエンザウイルス in 150 mM PBS と 1.5 mM PBS を入れ替えた。ウイルスと糖鎖は体内の環境 (150 mM PBS) で結合能が高くなるが、デバイ長が 0.7 nm と糖鎖の高さより低くウイルスが検出できない。1.5 mM PBS に交換することでデバイ長を 7 nm 程度まで伸長させ、ウイルスを検出できるようにした。4-400 HAU の H9N2 を GFET に導入したところ、400 HAU で V_{DP} が大きく正方向にシフトした。これは負電荷を持ったウイルスがグラフェン近傍に存在することを示す。糖鎖に結合したウイルスのみの電荷を可視化するため、2,3-SGP を修飾した GFET の Dirac point の平均 (Fig. 1 の緑の実線) から他の GFET の Dirac point の平均を差し引いた。Fig. 2 は 2,6-SGP を修飾した GFET の Dirac point の平均 (Fig. 1 の赤の実線) を差し引いた結果である。点線はウイルスが存在しない時の ΔV_{DP} の平均で、網掛け部分はその標準偏差を 3 倍したものである。400 HAU を導入した際、7.4 mV 程度 ΔV_{DP} が正方向にシフトした。これは負電荷を持つ H9N2 インフルエンザウイルスが 2,3-SGP と選択的に結合したためである。また、標準偏差の 3 倍を超えたため GFET で H9N2 インフルエンザウイルスの検出ができたと言える。

【謝辞】本研究は JST 未来社会創造事業本格研究の支援を受けた。

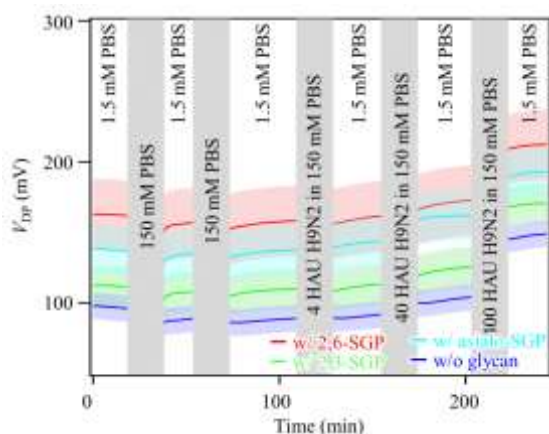


Fig. 1 Measurement results of H9N2 influenza virus detection using glycan-functionalized GFET.

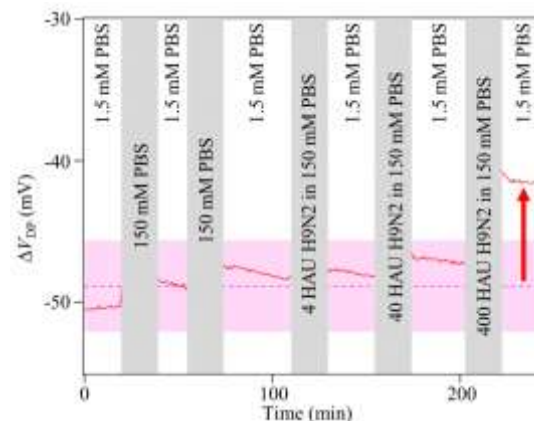


Fig. 2 Calculated results showing response to H9N2 influenza virus binding with 2,3-SGP.

酸化物半導体 In_2O_3 を用いたバイオセンサーにおける KCl 濃度の影響

KCl concentration effect on oxide In_2O_3 semiconductor biosensor

北陸先端大 °(M2)BaoYiran, 廣瀬大亮, 高村 禅

JAIST °Bao Yiran, Daisuke Hirose, Yuzuru Takamura

E-mail: s2410166@jaist.ac.jp

はじめに：我々の研究室では、センサ材料として酸化物薄膜トランジスタ（OxTFT）に着目している。OxTFT はすでに製造プロセスが成熟しており、製造コストが低く、大規模生産にも適している。特に、OxTFT は水中でも高い安定性と優れた電気特性を示し、低濃度の標的物質を検出することが可能である。また、近年では表面構造と感度との関係が明らかとなり、それを適切に制御することで、センサ特性の安定化が期待されている。一方である種の酸化物は内部にイオンが拡散していくことが知られている。バイオセンサーは様々なイオンを含む溶液と接することが考えられ、溶液より半導体内に侵入したイオンが特性に影響を与えることが考えられる。本研究では In_2O_3 をチャネル材料とした OxTFT バイオセンサにおける、接する溶液中の KCl 濃度の影響を調べた。

実験方法：チャネル材料の In_2O_3 は溶液法で製膜し、ソース及びドレイン電極として Pt をパターニングし OxTFT を作成した。これを図 1 のように溶液中に挿入し、参照電極を通してゲート電圧を印加し、実際に溶液に印加されている電圧は 2 本目の参照電極でモニターし、 I_d - V_{gs} 特性を半導体パラメータアナライザーを用いて測定した。測定溶液として、0.01 倍濃度のリン酸緩衝生理食塩水（0.01PBS）に、KCl を 1mM~300mM 溶解したものを用いた。

結果：KCl 濃度が大きくなると、 I_d は減少する傾向が見られた。 I_d が $10\mu\text{A}$ となる V_{gs} を V_{th} として KCl 濃度に対してプロットしたものを Figure 2 に示す。測定は低い濃度から高い濃度にかけて連続して 2 回行った。 V_{th} は KCl 濃度が大きくなるにつれ、約 25mV/decay で正の方へシフトした。2 回目の測定時、最初の 1 mM の測定値に前の測定の影響が見られた。

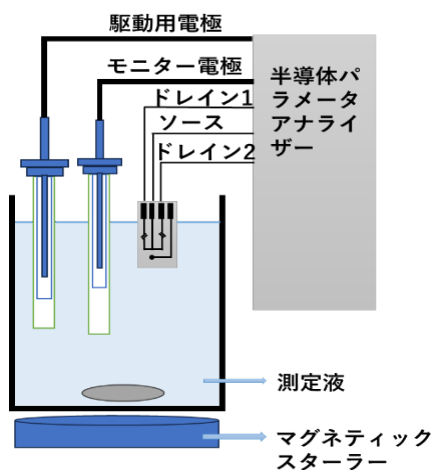


Figure 1 Experimental setup

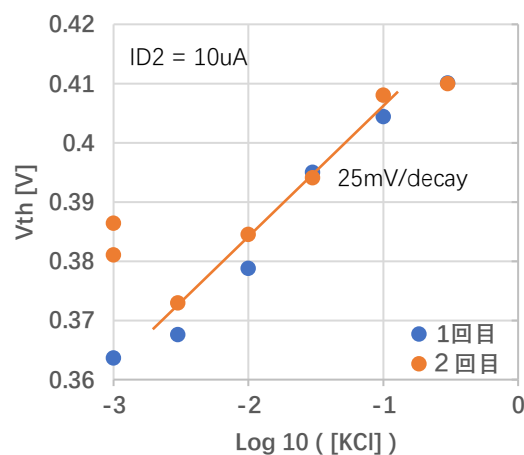


Figure 2. V_{th} dependence on KCl concentration.

Detection of Tuberculosis by RICCA and Oxide TFT

Japan Advanced Institute of Science and Technology ¹, Kwansei Gakuin Univ.²,
BioSeeds Co.³, Biyani Bio Solutions Pvt. Ltd., India⁴

○ Paridhi Nyati¹, Daisuke Hirose¹, Manish Biyani ^{2,3,4} and Yuzuru Takamura¹

E-mail: s2310422@jaist.ac.jp

Background: Rapid diagnosis of Tuberculosis (TB) increases its importance for disease control in some Asian countries. This study aims to detect 85B mRNA of Mycobacterium tuberculosis which is part of the antigen 85 complex. It is essential for the virulence and survival of Mycobacterium tuberculosis. We are developing an early detection method for TB by combining an original high performance isothermal amplification method namely RNA Isothermal Co-assisted and Coupled Amplification reaction (RICCA) and a potentiometric oxide TFT (oxTFT) biosensor. RICCA amplifies RNA with high performance by co-assistance of DNA cycle and RNA cycle.

In this report, we focus probe sequence dependance on oxTFT detection performance, targeting both the outer and inner regions of the RNA amplified product. We designed different types of DNA probe sequences (Fig. 1) for RNA detection.

DNA Probe sequences:

Probe 1 : (AmC6) AAAAAACGAACCCCTAGACGAC

Probe 2 : (AmC6) CGAACCCCTAGACGAG

Probe 3 : (AnC6) AAAAAAGCTAGTCCGATC

Probe 4 : (AmC6) GCTAGTCCGATC

Non-Complementary Sequence: CGGGGATTTCACATCTGACT

Fig.1: DNA Probe sequences

Methodology: The In_2O_3 -based TFT was fabricated using photolithography and wet etching. Probes were immobilized via 3glycidyloxypropyltrimethoxysilane. As shown in Fig. 2, mRNA was amplified using RICCA, then applied

to the TFT biosensor. Hybridization between the RICCA product and the surface-bound DNA probe was detected by measuring I_d - V_g curves using a semiconductor parameter analyzer. Salt concentration was precisely controlled using double-junction reference electrodes: RE1 applied V_g through Ag/AgCl, and RE2 monitored the actual potential.

Results: Figure 3 shows typical I_d - V_g curves post hybridization, with clear differences between CS and NC. Signal strength varied with probe sequence, giving stronger responses with outer region-targeting area of RNA. Probe 1 and probe 2 showed a stronger signal response compared to others. The outer region areas of RNA are more accessible, allowing the probes to bind more effectively, improving the sensitivity of the oxTFT biosensor.

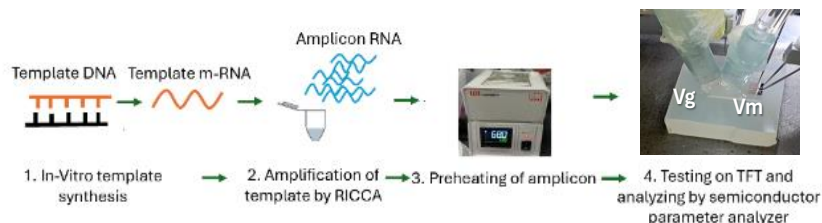


Fig. 2 Experiment methodology

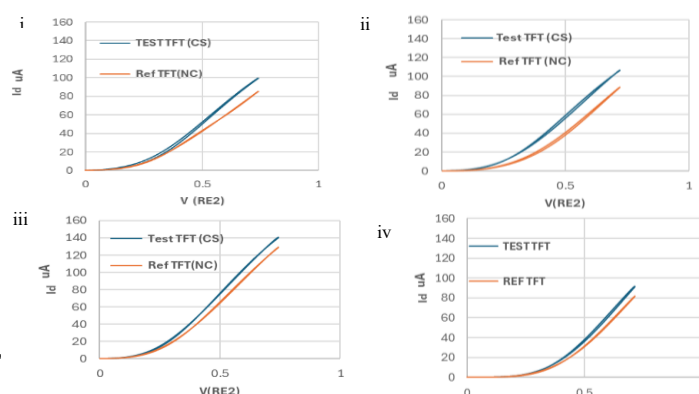


Fig. 3. Results of post-hybridization
(i) Probe 1 (ii) Probe 2 (iii) Probe 3 (iv) Probe 4

References:

1. Wu, W., Biyani, M., Hirose, D., & Takamura, Y. Biosensors, 13 (8), 765 (2023).
2. Biyani, R., Sharma, K., Kojima, K., Biyani, M., Sharma, V., Kumawat, T., ... & Biyani, M, Scientific Reports, 11(1), 15997 (2021).

軸方向採光液体電極プラズマにおける Na の発光分布と時間依存

Spatial and Temporal Distribution of Na Emission in LEP-AES

北陸先端科学技術大学院大学¹ マイクロエミッション²°中家 蓮仁¹, 皆巳 純¹, 山本 保², 廣瀬 大亮¹, 高村 禪¹Japan Advanced Institute of Science and Technology¹, Micro Emission²,°Rento Nakaie¹, Jun Minami¹, Tamotsu Yamamoto², Daisuke Hirose¹, Yuzuru Takamura¹

E-mail: s2410129@jaist.ac.jp

1. 緒言

液体電極プラズマ原子発光分析法 (LEP-AES) は、中央を狭く絞った微小流路中に測定対象の液体サンプルを導入し、両端に高電圧を印加することで生成されるプラズマからの発光を分光し、元素の定性・定量を行う手法である。LEP-AES では、従来プラズマの軸（流れの方向）と垂直な方向から採光（側方向採光）していたが、近年、軸方向からの採光によってより多くの発光を取り込み、検出限界の向上が報告された[1]。また、従来の側方向採光 LEP-AES では、最も発光する位置が元素毎にプラズマ中で異なることが報告されており[2]、良い分析特性を得るには、元素ごとの発光特性解明の重要性が指摘されている。しかし軸方向採光 LEP-AES の素性はまだまだあまり研究されていない。そこで本研究では、軸方向採光によりプラズマの発光分布、時間分布を観測・評価し、その特性を明らかにすることを目的とする。

2. 方法

使用した実験装置の概略図を Fig.1 に示す。試液は、0.1 M HNO_3 に 1 ppm Na を溶解したものを、0.2 mL/min の速さでシリッジポンプから送液する。送液中に電極より 1300 V のパルスを印加すると、狭小部でプラズマが発生する。このプラズマは軸が石英ガラスに対して垂直になっている。この垂直方向に出る光を光ファイバーで採光し、分光器で分光する。また、電流、電圧の印加時間を分光器の露光時間枠に対して遅らせることで、Na の発光における時間分布を観測・評価した。

3. 結果及び考察

上流側を正極とした場合における Na の発光分布を Fig.2 に示す。Na の最大発光は負極側で確認された。また、Fig.3 に発光における時間分布を示す。トリガー時間が $-5000 \mu\text{s}$ では、電圧印加と露光枠の重なりは 0 で、トリガー時間が増えるにつれて、重なりは大きくなる。これより電圧を印加してから 2ms 後から発光がみられる。また OH の発光より遅れて H と Na の発光が立ち上がるのが分かった。

参考文献

- [1] Y.-H. Huang, et al., Anal. Chem., 94, 8209 (2022).
 [2] Y.Kohara, et al., J. Anal. At. Spectrom., 30, 2125 (2015).

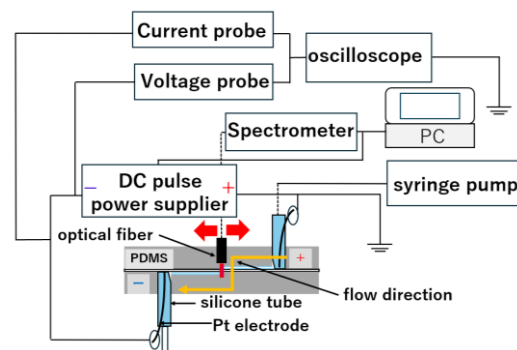


Fig.1 experimental setup

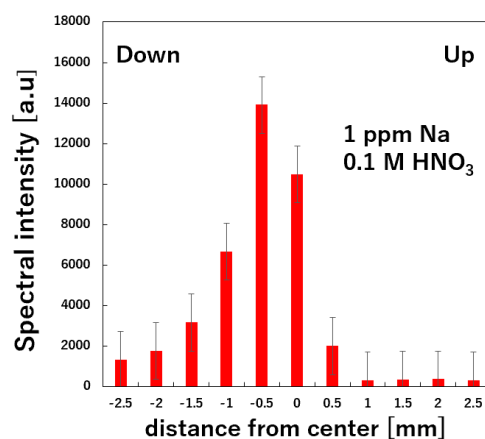


Fig.2 Emission distribution of Na

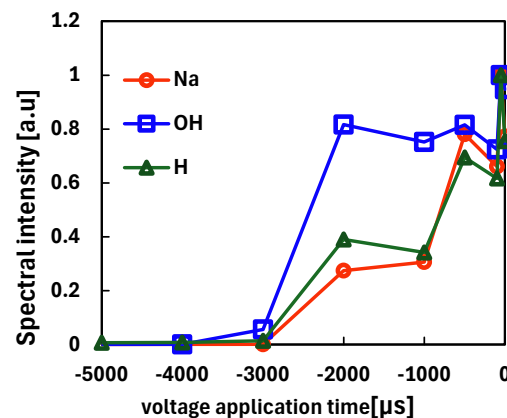


Fig.3 Elemental emission distribution at each trigger time

光駆動型完全埋め込み連続血糖値センサへの RF データ送信機能実装

RF Data Transmission for Optically-Powered, Fully-Implantable Glucose Sensor

東京科学大学¹, 青山学院大学², [○](M2)板敷 祐斗¹, 齋藤 優人¹, 横式 康史², 徳田崇¹

Institute of Science Tokyo.¹, Aoyama gakuin Univ²,

[○]Yuto Itajiki¹, Masato Saito¹, Yasufumi Yokoshiki², Takashi Tokuda¹

E-mail: tokuda@ee.eng.isct.ac.jp

1. はじめに

生活習慣病である糖尿病は早期発見が治療の基本であるため、日常生活における血糖値測定は重要である。近年では体内に一部を埋め込むタイプの連続血糖システム(CGMS)が普及しつつあるが、将来的には審美性および安全性の観点から、完全埋め込み型の血糖値センサの実現が期待されており、我々のグループでは超小型太陽電池による光電力伝送技術[1]を用いた実現を目指している。今回、通信機能を加えたグルコースセンサ用 CMOS チップの測定結果を報告する。

2. 完全埋め込み型グルコースセンサの構想

本研究で実現するデバイスの構想図を図1に示す。超小型太陽電池・CMOS チップ・センサ電極・チップアンテナを集積化し、外部デバイスからの駆動とのデータ送信を行う。

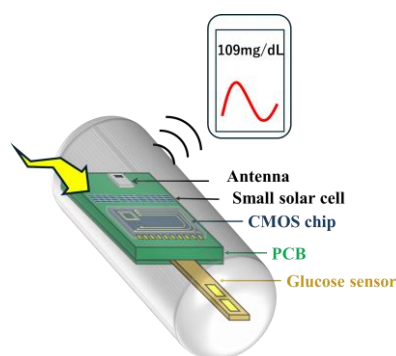


Fig.1 Concept of target device

3. グルコース計測システムの概要と特性

今回試作・評価したグルコース計測チップのブロック図を図2に示す。本回路は0.18 μ m 1poly 6metal 標準 CMOS プロセスにより試作した。電源部 LDO、グルコース測定回路、積分型 ADC、CLK 発生器、RF 送信回路から構成される。今回報告する測定系では、主要

回路に 1.8V パルスを印加し、動作を確認した。無線通信の受信には Analog Devices 社のソフトウェア無線機 ADALM PLUTO を用いた。図3に RF 通信回路にシリアルデータ「11010000」を入力した際の IQ 信号および復調波形の様子を示す。1 μ s ごとにシリアルデータが送信されており、本システムに適した通信回路であることを確認した。今後はグルコースセンサシステムとしての動作検証・改善を進める。

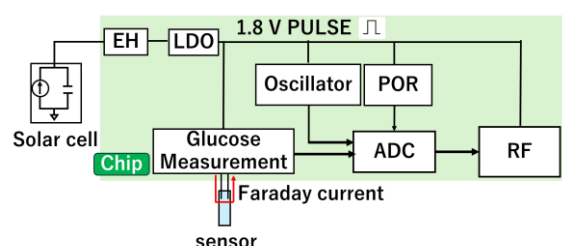


Fig.2 Block diagram of the sensor system

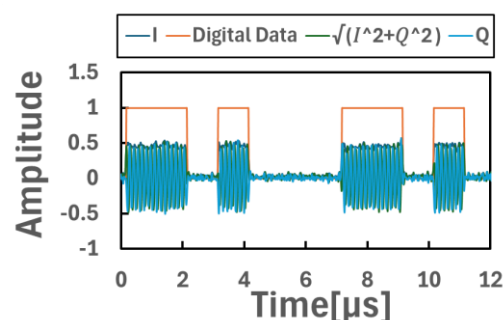


Fig.3 Wireless serial data communication

謝辞 本研究は、文部科学省次世代 X-nics 半導体創生拠点形成事業 JPJ011438 の助成を受けたものである。CMOS 集積回路の設計は東京大学 VDEC を通し、日本シーメンス株式会社及びメンター株式会社の協力で行われた。

文献

[1] T.Tokuda *et al*, AIP Advance **8**,045018(2018)

DNA の電気化学的検出のための溶液内の多価カチオンの効果

Effect of multivalent cations in solution for electrochemical detection of DNA

山形大院有機材料システム¹, 山形大教育推進² ○(M2) 猪狩雅徳¹, 古澤宏幸^{1,2}

Graduate School of Organic Materials Science, Yamagata Univ.¹, IPGE, Yamagata Univ.²,

○Masanori Igari¹, Hiroyuki Furusawa^{1,2}

E-mail: hfurusaw@yz.yamagata-u.ac.jp

【はじめに】 近年、ヒトの血中内にがん細胞の存在を検知できるバイオマーカーとしてその利用が期待されている。DNA 断片やマイクロ RNA など短鎖核酸が存在することが報告されている。これまでの核酸を検出する方法は、主に蛍光標識剤を用いた光学的方法などが用いられてきた。本研究では、非標識で簡易な電位差計で測定できるがんセンサーの実現のために、核酸のリン酸基部分の負電荷に注目して電位差で測定が可能であるかを検討した。核酸の二重鎖形成には生理食塩水と同等の塩溶液が必要であるが、こうした高塩濃度溶液中では電位計測の電荷検出において妨げとなってしまう。今回、低濃度で二重鎖形成が可能な塩として、多価カチオンの探索を行った。DNA 二重鎖形成する際に 1 価の塩である NaCl の代わりに Mg^{2+} やポリアミン (Spermidine, Spermine) などの多価塩を用いることが可能かその効果を評価した。

【実験】 予備実験として、質量変化に基づくバイオセンサーである水晶振動子マイクロバランス (QCM) を用いて、様々な多価カチオン溶液中での DNA 二重鎖形成を評価した。続いて、電位差計測装置で電気化学測定を行った。金電極表面上に一本鎖 DNA (Probe DNA) をアミンカップリング法で固定し、相補的な DNA (Target DNA) を作用させることで DNA 二重鎖形成による電位変化を観察した (図 1 A)。

【結果・考察】 QCM で DNA の二重鎖形成を観察したところ、2 価の塩 (Mg^{2+}) は 1 mM、3 価の塩 (Spd) は 200 μ M、4 価の塩 (Spm) は 10 μ M の濃度でそれぞれ観察できた。これらの濃度でのデバイ長は金電極から Probe DNA までの全長よりも長いことが確認できている。DNA 二重鎖形成を電位差計測で観察したところ、200 mM NaCl 溶液中では電位変化が見られなかったが、多価カチオン溶液中では電位の変化が観察することができた (図 1 B)。以上より、非標識かつ電気化学計測で DNA を検出することに成功した。

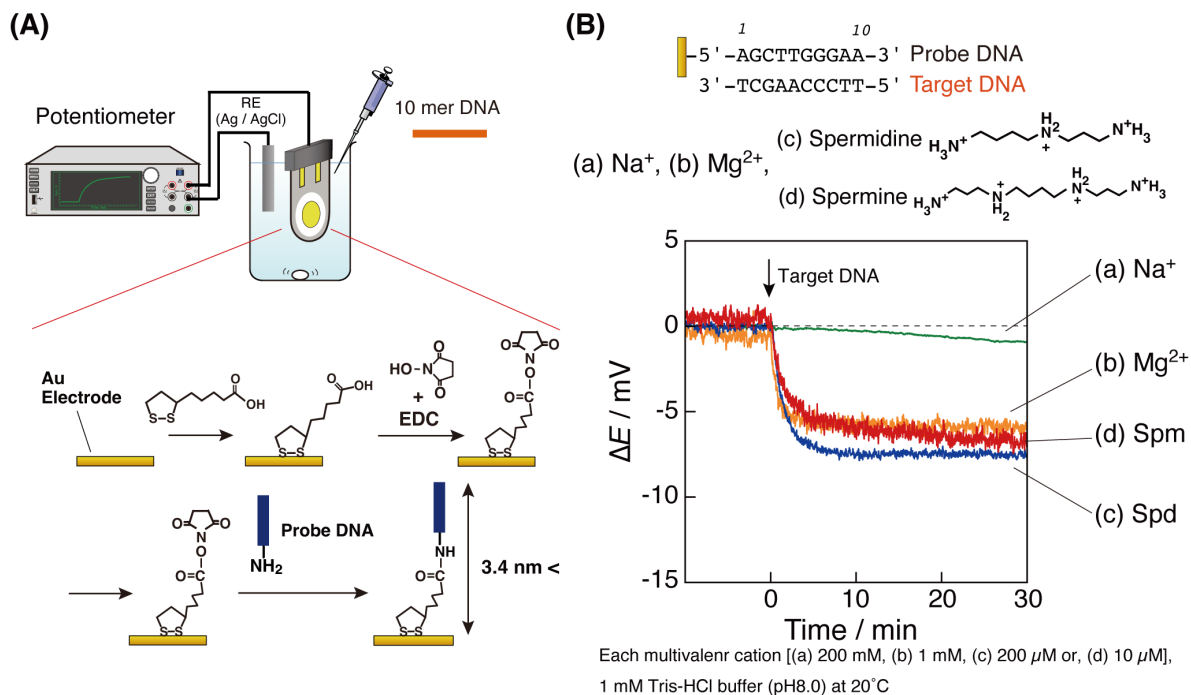


Fig. 1 (A) Setup for electrochemical detection of DNA hybridization and (B) time courses of a potential difference change (ΔE) of Probe DNA-immobilized Au-electrodes, responding to the addition of Target DNA.

集積化溶液ゲート FET を用いた糖化アルブミンの迅速定量技術の開発 Development of rapid determination technology for glycated albumin using integrated solution-gate FET

東大院工 °(M2)赤尾アメル, 坂田 利弥

The Univ. of Tokyo, °Amer Akao, Toshiya Sakata

E-mail: sakata@biofet.t.u-tokyo.ac.jp

1. 緒言

健康寿命の延伸が急務とされる現代において、生活習慣病の一つである糖尿病の早期診断と病態管理は切実な課題となっている。糖尿病モニタリングには、血中グルコースや各種糖化タンパク質などバイオマーカーの定量が用いられるが、なかでも過去 2~3 週間の平均血糖状態を反映する糖化アルブミン (Glycated Albumin, GA) は、短期的な血糖変動を把握できる指標であり糖化ヘモグロビンと並んで注目されている[1]。GA 値 (GA/総アルブミン比) はインスリン治療の効果判定や食事療法の迅速な評価などに有用である一方、従来の測定法では装置の大型化や試料の前処理など煩雑さが課題として残る。

こうした背景から、微量サンプルで迅速かつ選択的に GA 値を計測できるプラットフォームとして、溶液をゲートとするイオン感応型電界効果トランジスタ (Ion-Sensitive Field-Effect Transistor, ISFET) を用いた FET バイオセンサが期待されている[2]。ISFET は、ゲート絶縁膜表面に吸着する標的分子の電荷を溶液-ゲート界面の電位変化として捉え、種々の生体分子をラベルフリーかつリアルタイムで高感度に検出することができる。さらに、小型化したチップ上に個々の ISFET を集積化することが可能であるため、1 チップでの多項目同時検出やイメージングなど、集積化 ISFET を利用した様々なバイオセンサ応用の可能性が期待される。

そこで本研究では、集積化 ISFET を基盤とし、GA 値を迅速に定量できるバイオセンサの測定原理を提案する。具体的には集積化された ISFET のゲート電極表面に GA と HSA (Human Serum Albumin) を吸着させた後、特定のプローブ分子を添加し、プローブ分子と GA/HSA の特異的・選択的な結合によって誘起される表面電荷密度の変化を、溶液-ゲート界面の電位変化として検出・解析することで、GA 値を定量する。特に本発表では、ナノボディ (Nb) [3]やアプタマー[4]など異なるプローブ分子を用い、電極上に吸着させた GA/HSA との反応に基づく電位変化を解析することで、GA 値を定量するための指針を得ることを目的とする。

2. 実験方法

まず、集積化 ISFET (256×256 素子、1 素子のサイズ 1.42×1.42μm²) のゲート絶縁膜 (Ta₂O₅) 表面に GA または HSA 溶液を滴下し、一定時間

静置したのち洗浄し各タンパク質を吸着させた。リン酸緩衝液 (pH 7.4) を測定溶液とし、塩橋を介して Ag/AgCl 電極を参照電極とし、Nb または GA アプタマーを 0 M から所定の濃度で添加した際のゲート表面電位 (V_{out}) の変化を、ドレイン電流一定の条件のもとリアルタイムで測定した。65536 個の各素子に対し、0 M での V_{out} を基準にプローブ分子添加時の V_{out} の変化量 (ΔV_{out}) を評価し、電極表面に吸着したタンパク質との相関を調査した。

3. 実験結果と考察

まず、GA/HSA を吸着させた集積化 ISFET センサと、未処理の集積化 ISFET センサに、Nb を導入したところ、GA/HSA を吸着させたセンサでのみ Nb 濃度の増加に伴って V_{out} が減少した (図 1)。この変化は、ゲート絶縁膜表面における Nb とタンパク質との特異的な結合に起因すると考えられ、このことから、ゲート電極表面に吸着したタンパク質を、後から添加するプローブ分子により検出できることが分かった。

当日は、アプタマーなど他のプローブ分子に対しても同様の実験を行い、特異性・選択性の観点から最適なプローブ分子について議論する。特に、ゲート絶縁膜表面に吸着させたタンパク質の変性やタンパク質間の露出部分への非特異吸着など、本手法に最適な界面設計の指針について報告する。謝辞 本研究で利用した集積化 ISFET は豊橋技術科学大学 澤田研究室より提供頂いたものであり、同大学 澤田和明 教授、土井英生 特任助教に厚く御礼申し上げます。

参考文献 [1] Koga, M. *Clin Chim Acta* **2014**, 433, 96-104. [2] Sakata, T. [Perspective] *ACS Omega* **2019**, 4, 11852-11862. [3] Shen, Z. et al. *iScience* **2021**, 24, 103014. [4] Apiwat, C. et al. *Biosens Bioelectron* **2016**, 82, 140-145.

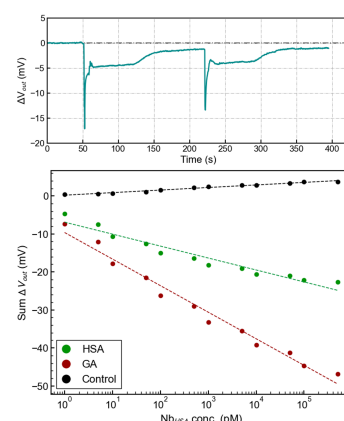


図 1 : GA、HSA を吸着させた集積化 ISFET および未処理の集積化 ISFET での Nb 添加時の ΔV_{out}

体外受精卵の代謝測定に向けた ITO からなる窪みチャンネル TFT の創製

Development of ITO-based concave-channel TFT for measuring metabolism of *in vitro* fertilized embryo

東大院工 (D2) 長沼 律, 坂田 利弥

The Univ. of Tokyo, (D2) Ritsu Katayama Naganuma, Toshiya Sakata

E-mail: sakata@biofet.t.u-tokyo.ac.jp

1. 緒言

ヒトや家畜の体外受精では、採取した卵子を体外で受精・培養し、選別後に母体に戻すことで妊娠・出産を図る。しかしながら、現状 1 回あたりの産子率は低く、高額のコストを要するなど、成功率とコストが課題である[1]。成功率向上には体外受精卵(胚)の選別が必要であるが、現在主流となっている鏡検下での胚の形態評価だけでは定量性・信頼性に限界がある。そこで、胚の呼吸量やアミノ酸の代謝など代謝測定を用いた定量的な指標に基づく評価精度の向上が注目されている[2]。

その一つに、溶液ゲート電界効果トランジスタ(溶液ゲート FET)が注目されている。溶液ゲート FET は、半導体素子を用いてイオン・分子固有の電荷をチャンネル表面の電位変化として直接検出することが可能である。特に、胚をチャンネル上に静置することで、呼吸に基づく正電荷の水素イオン濃度変化、つまり pH 変化を胚/チャンネル界面で直接検出可能となる[3]。しかしながら、平面形状のチャンネルでは、胚がチャンネル外に転がり出てしまい、胚の代謝を長時間測定することが困難であった。

そこで本研究では、胚を非侵襲的にチャンネル表面に固定し、同時に代謝測定を可能とすべく、我々の研究グループで開発した酸化インジウムスズ(ITO)からなる溶液ゲート電界効果薄膜トランジスタ(溶液ゲート ITO-TFT)[4]のチャンネルを窪ませ、すり鉢状にした窪みチャンネル ITO-TFT を考案する。ITO の透明性により、従来の倒立型顕微鏡による観察を妨げることなく呼吸による pH 変化や代謝物の継続的・定量的な測定を可能とし、胚の評価精度の向上が期待される。特に本発表では、窪みチャンネル ITO-TFT の作製方法について報告する。

2. 実験方法

図 1 に示すように、まず、保護層を介してフォトリソグラフィにより直径約 100 μm の開口部をパターニングし、30 wt%フッ酸と 36 wt %塩酸の混合物(49:1, v/v)で露出したガラス部分をエッチングし窪みを形成した。次に、ソースおよびドレイン電極として、パターニング後、ITO をスパッタリングにより製膜した。最後に、ITO からなるチャンネルをゾルーゲル法により製膜した[5]。まず、硝酸インジウム 0.14 M と塩化スズ 0.02 M を含む水溶液を原料溶液とし、そこに 2 M のアン

モニア水を加え pH 8.5 とし、ゾル粒子を析出させ、遠心分離後、1 M の塩酸中に分散させゾル液を準備した。次に、窪み内部を含むソース・ドレイン電極間にゾル液を塗布した。最後に、基板を 110 $^{\circ}\text{C}$ で 30 分、300 $^{\circ}\text{C}$ で 20 分焼成することで ITO 窪みチャンネルとした。作製したデバイス構造を光学顕微鏡にて観察し、半導体パラメーターアナライザーを用いて電気特性を評価した。

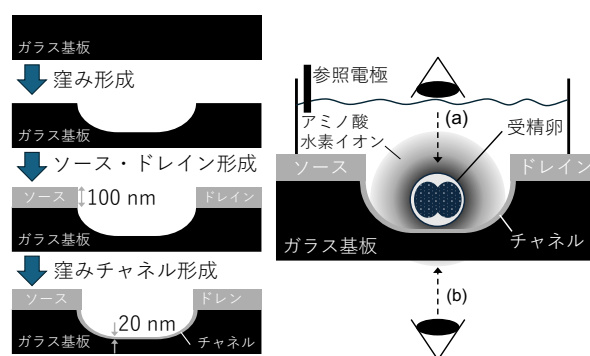


図 1 窪みチャンネル ITO-TFT の作製法

3. 実験結果

チャンネル部分の窪みに胚を模したガラスビーズ(直径 20 μm)を導入し、倒立型顕微鏡により観察を行った結果、窪みにガラスビーズは転がり入り、かつ鮮明な観察像を得ることが可能となった(図 2)。さらに、窪みチャンネル ITO-TFT のトランジスタ特性を確認することができた。今後は窪みチャンネル ITO-TFT 上で胚培養を行い、その代謝挙動を電気測定する予定である。

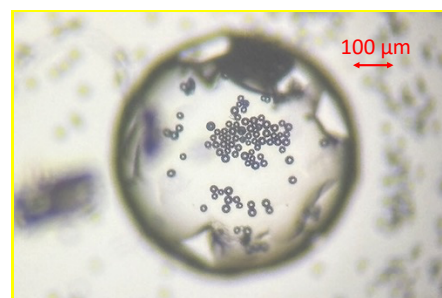


図 2 窪み内部のガラスビーズ (倒立型顕微鏡)

参考文献 [1] 厚生労働省.2021.「不妊治療の実態に関する調査研究」 [2] Huo, P. et.al. *Frontiers in Physiology* **2020**, *11*, 1–10. [3] Sakata, T. et. al. *Anal. Chem.* **2013**, *85*(14), 6633–6638. [4] Katayama, R.; Sakata, T. *ACS Appl. Electron.Mater.* **2025**, *7*(5), 1862–1870. [5] Furusaki, T. et.al. *Ceram. Soc. Japan. Int. ed.* **1994**, *102* (2), 202–207.

分子鋳型導電性ポリアミノフェニルボロン酸電極の設計・創製

Design and development of molecularly imprinted poly(m-aminophenylboronic acid) electrode

東大院工 ○(M2) 井上 恵, 坂田 利弥

The Univ. of Tokyo, °Megumi Inoue, Toshiya Sakata

E-mail: sakata@biofet.t.u-tokyo.ac.jp

1. 緒言

ポリアニリン (PANI) は酵素と比べて安価でありながら機能化を容易に行うことができる人工化合物として電池やセンサ材料への応用に向け研究が進められている。PANI は複数の酸化還元状態を有しており、酸性条件下では導電性を示す高分子であるが、酸をドーパントとして加えることで、中性条件においても導電性を示すことが知られている。我々の研究グループでは、ANI にボロン酸基を有するアミノフェニルボロン酸 (m-amino PBA) を電極上に酸化重合し成膜したポリ m-amino PBA (PANI-PBA) 膜電極により、PBA-乳酸複合体の形成による電荷変化から、汗中の乳酸濃度をリアルタイム計測することに成功した[1]。

そこで本研究では、PANI-PBA 膜に分子インプリンティングを施すことにより、乳酸だけでなく、PBA とジオール結合する他の生体低分子からタンパク質などの高分子を含む幅広いターゲット分子を選択的に検出することを目的とする。得られる分子鋳型ポリマー (MIP) は、ターゲット分子に対して高い選択性を示すことが知られている[2]。さらに、MIP 膜のターゲット分子に対する結合定数とその膜厚との間に相関があることが示されており[3]、高性能な MIP 膜の作製には膜厚制御が重要である。前回の発表までに、PANI-PBA 膜の膜厚制御におけるモノマー、重合開始剤、ドーパントの濃度依存性を調査し、さらに電気特性との関係から鋳型分子の適性濃度など、MIP 膜に最適な作製条件を報告した。今回の発表では、前回の結果を踏まえ、膜厚および鋳型分子濃度を制御した上で、さらに分子鋳型導入の効果について報告する。

2. 実験方法

m-amino PBA と、ドーパントとして50%フイチン酸溶液を混合したモノマー溶液に、重合開始剤としてペルオキソ二硫酸アンモニウム (APS) を加えて酸化重合を行った (分子鋳型を含まないNIP膜)。一方、MIP膜には、同様のモノマー溶液にPBAに対して20% (物質質量)

の対象分子である乳酸ナトリウム (乳酸Na) を加えて、NIPおよびMIPいずれもカーボン電極上にドロップキャストにより成膜した。この際、合成のパラメーターを調節することにより、重合度は同程度で膜厚が異なる PANI-PBA-NIP 膜電極および PANI-PBA-MIP 膜電極をそれぞれ用意した。その後、pH 7.4 のリン酸緩衝液 (PBS) 中で対象分子の除去を行い、過塩素酸Naを含むpH 5.3のPBS中にて、夾雑物としてグルコース濃度が0.1 mM一定になるよう調節し、乳酸Na水溶液の濃度を変化させ、サイクリックボルタンメトリー (CV) 測定及び電気化学インピーダンス分光法 (EIS) 測定により電気特性を調査した。

3. 実験結果と考察

グルコースを含む溶液中で、PANI-PBA-NIP 膜電極および PANI-PBA-MIP 膜電極いずれも乳酸Naの濃度上昇に伴い抵抗値の上昇を示したが、特に、PANI-PBA-MIP 膜電極では、乳酸Naに対してより高い感度を示すことが明らかとなった (図1)。これは、MIP膜が夾雑物の存在下においても、ターゲット分子に対し高い選択性を示すことを示唆している。当日は、この分子鋳型効果について、結合定数など種々のパラメーターを用いて議論する予定である。

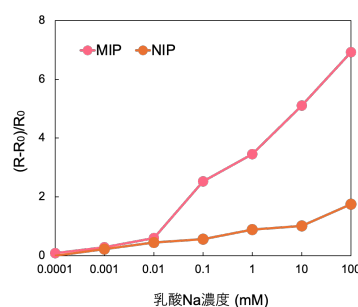


図1 MIP と NIP の乳酸応答性
(グルコース 0.1 mM 存在下)

参考文献

- [1] Kishi, R.; Nishitani, S.; Kudo, H.; Sakata, T. *ACS Omega* **2024**, *9*, 12345. [2] Horikawa, R.; Sunayama, H.; Kitayama, Y.; Takano, E.; Takeuchi, T. *Angew. Chem., Int. Ed.* **2016**, *55*, 13023. [3] Sakata, T. *Commun. Chem.* **2024**, *7*, 35.