

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

📅 Mon. Sep 8, 2025 9:30 AM - 11:30 AM JST | Mon. Sep 8, 2025 12:30 AM - 2:30 AM UTC | 🏠 P07 (Gymnasium)

[8a-P07-1~16] 12.7 Biomedical Engineering and Biochips

[8a-P07-1] Single Cell Dynamics on 1D Microgroove Substrate

○Kazuhiro Aoki¹, Hiromu Kuwabara¹, Yuuta Moriyama¹, Toshiyuki Mitsui¹ (1.Aogaku Univ.)

[8a-P07-2] Evaluation of Deformability in *Plasmodium falciparum*-Infected Red Blood Cells Based on Asymmetry in Current Waveforms During Micropore Translocation

○Kazumichi Yokota¹, Ken Hirano¹, Kazuaki Kajimoto¹, Muneaki Hashimoto¹ (1.AIST)

[8a-P07-3] Self-folding technique of Parylene Bilayer Films for Multielectrode Formation in Foldable Cuff Electrodes

○Touichiro Goto¹, Koji Sakai¹, Yosuke Mizuno¹, Taiki Otomo¹, Aya Tanaka¹ (1.NTTBRL/BMC)

[8a-P07-4] Tracking System Targeted as Animals and Insects Regard as Sensors and RF Communication

○Shusuke Nambu¹, Yukino Kamada¹, Hayato Inoue¹, Yasufumi Yokoshiki¹ (1.Aoyama Gakuin Univ)

[8a-P07-5] Intermittently Driven RISC-V CPU Using Non-Volatile Memory IC

○Hayato Inoue¹, Yasufumi Yokoshiki¹ (1.Aoyama Gakuin Univ.)

[8a-P07-6] Evaluation of Microcomputer Drive Regard as Intermittently Drive Using Thermoelectric Device

○Yukino Kamada¹, Hayato Inoue¹, Syusuke Nanbu¹, Hakuto Kasahara¹, Yasufumi Yokoshiki¹ (1.Aoyama Gakuin Univ.)

[8a-P07-7] Investigation of Implantable Sensing Devices for Salinity Concentration Measurements

○(M1)Masahiro Murata¹, Tsuyoshi Inoue², Satoshi Matuoka¹ (1.IST, Nagasaki Univ., 2.Biomedical Sci., Nagasaki Univ.)

♥ English Presentation

[8a-P07-8] Design and Fabrication of Self-Folding Inkjet-Printed Electrochemical Sensors for 3D Cellular Organization

○(M2)Eduardus Ariasena¹, Toshinori Fujie¹ (1.School of Life Science and Technology, Institute of Science Tokyo)

[8a-P07-9] Extended Gate FET-Type Biosensor for Detecting Urea as an Indicator of Kidney Function

○(M1C)Issei Yamana¹, Taichi Higo¹, Masaya Honda¹, Itsuki Ando¹, Yuichi Hirofuji¹, Nobuya Hiroshiba¹, Kazuto Koike¹ (1.Osaka Inst. of Tech., NMRC)

♥ English Presentation

[8a-P07-10] Surface Plasmon Resonance-enhanced Photoelectrochemical Flexible Sensor based on PEDOT:PSS Thin Film with Nanostructured Gold Electrode

○(DC)Charin Seesomdee¹, Sachiko Jonai¹, Kazunari Shinbo¹, Akira Baba¹ (1.Niigata Univ.)

[8a-P07-11] Binding capability evaluation of the sugar chain to Human influenza viruses for the development of influenza biosensors

○Masako Hinatsu¹, Masaki Mineta¹, Hiroaki Hiramatsu¹, Kyoko Hayashi¹, Toshio Kawahara¹, Shin-ichi Nakakita², Yohei Watanabe³, Ono Takao⁴, Yasushi Matsumoto⁵, Kazuhiko Matsumoto⁴ (1.Chubu Univ., 2.Kagawa Univ., 3.Jikei Univ. Sch. of Med., 4.The Univ. of Osaka, 5.Tohoku Univ.)

[8a-P07-12] Amino acid responsivity of molecularly imprinted ITO channel TFT fabricated by sol-gel method

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

[8a-P07-13] Development of Rapid Bacterial Capture for Detecting Bloodstream Infection

○Yoshimitsu Yanagawa¹, Shota Mikumo¹, Saaya Shimizu¹, Tomoyuki Sakai¹ (1.Hitachi, Ltd.)

[8a-P07-14] Utilization of Gold Nanoparticles in Waveguide-Mode Sensing and Imaging

○Masato Yasuura¹, Hiroki Ashiba¹, Ken-ichi Nomura¹ (1.AIST)

[8a-P07-15] Flexible Light-Addressable Potentiometric Sensor Using Bulk Hetero-Organic Semiconductor Layer

○Ami Ichikawa¹, Yudai Hemmi¹, Yuanyuan Guo², Georgios Bairaktaris³, Carl Frederik Werner⁴, Hiroyuki Matsui¹ (1.ROEL, Yamagata Univ., 2.FRIS, Tohoku Univ., 3.Univ. Surrey, 4.KIT)

◆ English Presentation

[8a-P07-16] Image Reconstruction of Yeast Cells from Dual-Frequency Impedance Signals Using a CNN-Based Generative Framework

○(D)Bela Hanief Abdurrahman¹, Trisna Julian¹, Tao Tang², Yoichiro Hosokawa¹, Yaxiaer Yalikun² (1.Nara Institute of Science and Technology, 2.Chongqing General Hospital, China)

1D 溝構造上を動く単一細胞の挙動

Single Cell Dynamics on 1D Microgroove Substrate

青学大理工¹ ○(B) 青木 一浩¹, (M2) 桑原 宙歩¹, 守山 裕大¹, 三井 敏之¹

Aogaku Univ.¹, [○]Hiromu Kuwabara¹, Kazuhiro Aoki¹, Yuuta Moriyama¹, Toshiyuki Mitsui¹

E-mail: mitsui@phys.aoyama.ac.jp

【はじめに】3D 構造をもつサブストレイト上では、細胞、単一状態でも、高密度化した集団としても、その幾何学的構造に応答して運動・配向する。密度が高いコンフル状態では、細胞はマイクロ流路内の壁に沿って配向したり、円形や三角形の枠内では、数理モデルで記述可能な配向パターンを示す。一方で、初期の細胞密度や分布によって、配向にはばらつきが生じ、配向の形成過程には未解明な点が多い。そこで、本研究では、ポリジメチルシロキサン (PDMS) 上に一次元 (1D) 溝群の構造上に、細胞が自由に動ける環境を構築した。単一細胞の“壁”との相互作用から、細胞密度の増加に伴う集団運動と壁との関係を定量的に調べた。この配向の形成過程の解明は、細胞の配向をもつ組織の再生医療への応用が期待される。

【実験方法】溝構造の作製には、シリコンウエハー上にフィルムタイプのフォトリソグレイス (SU-8 3045CF DFR) をパターンニングしたモールドを用いた。PDMS 基板の表面には、細胞接着性を高めるため、プラズマ処理を行った後にコラーゲンでコーティングを行った。溝は、高さ 45 μm 、幅 30~150 μm 、溝間隔 50~200 μm とした。細胞は、受精後 7 日目のニワトリ胚心臓より単離した線維芽細胞・心筋細胞として、PDMS 基板上の一部領域に境界を設けて細胞を播種し、18 h の培養により、コンフルエント状態にした。その後、境界を除去し、細胞が細胞のない溝構造内へ動き、分裂して、秩序を形成する過程を位相差顕微鏡を用いて 5 分間隔で 48 h にわたりタイムラプス観察を行った。

【実験結果】境界を除去した後のスナップショットを Fig. 1(a)に示す。下方の細胞はコンフルエントであった。幅 50 μm の溝間では、溝に平行に伸長した細胞が溝の向きに移動する挙動が観測された。一方、幅 100 μm の溝間では、垂直方向への移動も観測された。Fig. 1(b)では溝の間隔が 50 μm と 100 μm における速度の垂直成分である。本発表では細胞とのスケールが異なる空間制限が細胞の形状と移動の効率に及ぼす影響について議論する。

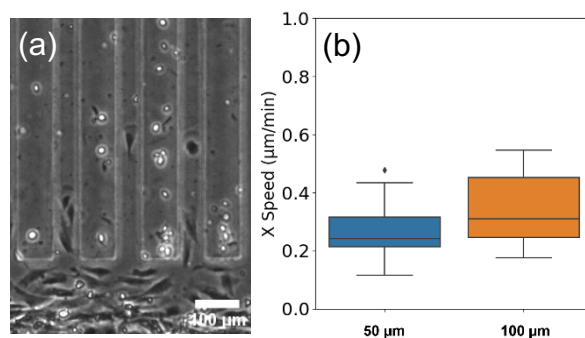


Fig. 1. (a) Fibroblasts entering groove structures. (b) Velocity of cells in horizontal direction between grooves with the width of 50 and 100 μm .

マラリア感染赤血球のマイクロポア通過電流波形非対称性にもとづく変形能評価

Evaluation of Deformability in *Plasmodium falciparum*-Infected Red Blood Cells Based on Asymmetry in Current Waveforms During Micropore Translocation

産総研¹、[○]横田 一道¹、平野 研¹、梶本 和昭¹、橋本 宗明¹

AIST¹, [○]Kazumichi Yokota¹, Ken Hirano¹, Kajimoto Kazuaki¹, Muneaki Hashimoto¹

E-mail: kazumichi-yokota@aist.go.jp

マラリア原虫感染時の赤血球 (RBC) 変形能はエクタサイトメトリーを用いて測定されてきたが、この手法では多数の RBC の平均値としてしか感染による RBC 変形能低下を評価できない。微細加工によってポアと呼ばれる微細孔を形成したポアデバイスでは、電解質溶液中の微小検体がポア通過する際のイオン電流変化を計測し、その電流波形の評価により、一粒子分解能での検体検出や識別が可能となる。我々は、RBC 一個が通過可能なマイクロポアを用い、RBC のポア通過時に生じるイオン電流波形について、その非対称性を評価することで個々の RBC 変形能が評価可能なマイクロポアデバイスの研究開発を進めている^{1,2}。

Fig.1 に赤血球を模した球状弾性膜 (直径 7.5 μm 、膜厚 30 nm) が直径 8.0 μm 、長さ 10 μm のポアを通過した際のイオン電流波形のシミュレーション結果を示す。球状弾性膜の弾性率 E の増加に伴って、波形の非対称性が増加した。非対称性を、左右の半値幅の比 L/R として評価すると、 $E < 10$ kPa の範囲では、 L/R 比は通過する球状弾性膜の直径に大きく依存することなく、 E の増加に伴って単調に増加した (Fig. 2)。波高や全値幅なども E の増加に伴って増加するが、これらは直径にも大きく依存しており、赤血球などのサイズにばらつきのある生体粒子の硬さ (変形能) 評価では、波形の非対称性が適切な指標となり得ると分かった。

これらの結果をもとにマイクロポアデバイスを作製し、通常 RBC やマラリア原虫の培養系における感染および非感染 RBC についての電流波形計測と変形能評価を実施した。

1. 浮遊細胞の変形能評価方法、横田一道、橋本宗明、梶本和昭、PCT/JP2024/021668, WO2024-257854
2. ポアデバイスによる赤血球変形能評価法の開発、横田一道、橋本宗明、梶本和昭、第 72 回応用物理学会春季学術講演会、2025 年 3 月 15 日

本研究は JSPS 科研費 JP19H04495、JP22K04893 の助成を受けたものです。

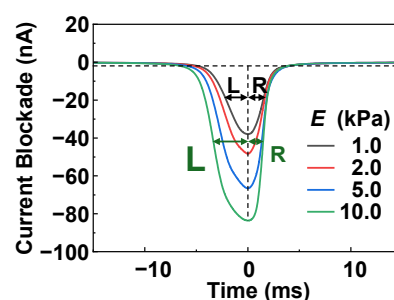


Fig.1 Numerical simulations of current waveforms during micropore translocation of a spherical elastic membrane with different Young's moduli (E).

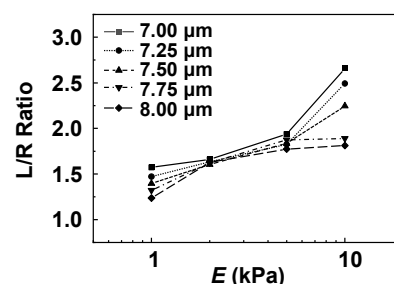


Fig.2 Simulated results of L/R ratio for spherical elastic membranes with different diameters.

変形カフ型電極の多点化に向けたパリレン二層薄膜の自己組立て技術

Self-folding technique of Parylene Bilayer Films for Multielectrode Formation in

Foldable Cuff Electrodes

NTT 物性基礎研, NTT バイオメディカル情報科学研究センタ

○後藤 東一郎, 酒井 洸児, 水野 陽介, 大友 泰輝, 田中 あや

NTT Basic Research Laboratories and Bio-Medical Informatics Research Center

○Toichiro Goto, Koji Sakai, Yosuke Mizuno, Taiki Otomo, Aya Tanaka

E-mail: toichiro.goto@ntt.com

【緒言】近年、カフ型電極を末梢神経線維に負担なく装着させる方法として、薄膜電極に生じる応力勾配により電極を自動的に屈曲する(自己組立)技術が注目されている[1]。我々はこれまで、微細な神経線維への装着を目指してサブミクロン厚の自己組立電極を開発し、実験動物の末梢神経刺激に適用できることを実証してきた[2]。神経線維に混在する複数の軸索を選択的に刺激するためには電極の多点化が望ましいが、これまでの手法では電極そのものが屈曲の誘導に必要な構造であるため、電極や配線を多点に分けることが難しかった。そこで本研究では、電極とは独立に、絶縁層であるパリレンのみで構成される薄膜による自己組立技術を確立した。

【実験と考察】多点化した自己組立カフ電極の概念図を Fig.1 に示す。配線および電極を導電性および柔軟性に優れた多層グラフェンにより構成し、それらを組成の異なる絶縁層(パリレン C および N)により挟み込む。本稿では、二層パリレン薄膜の自己組立ての実験結果について以下に述べる。パリレン二層薄膜(Fig. 2)はアルギン酸カルシウム層(犠牲層)上に化学気相成長を用いて成膜した。正方形パタン下の犠牲層を溶解することで薄膜の応力が解放され、自己組立てが生じる。なお、パタン内にはホールアレイを設置して犠牲層溶解を促進した。パリレン C を下層にした薄膜は正方形パタンのカール端が上側に向くように自己組立てしたのに対し、積層順序を逆にした薄膜ではカール端を下側に自己組立てした。積層順序に依らずパリレン N が内側に屈曲したことから、成膜により生じる残留応力はパリレン N の方が大きく、組成の異なる絶縁層を重ねることで屈曲を誘導するという本手法のコンセプトが確認された。

[1] C. Dong and G. G. Malliaras, *Adv. Mater.* 2417325 (2025).

[2] T. Goto, K. Sakai, Y. Mizuno, M. Yamaguchi, and T. F. Teshima, *APL Mater.* 13, 031107 (2025).

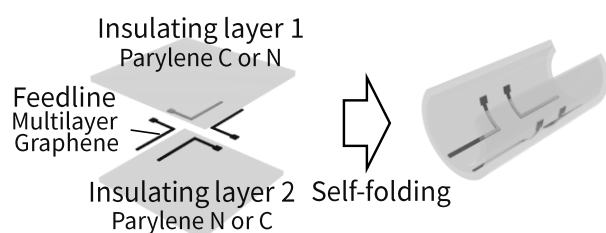


Fig. 1. Schematics of self-foldable multielectrode film.

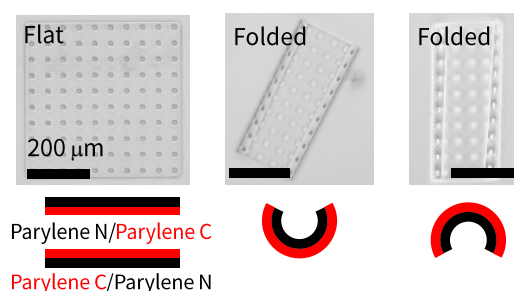


Fig. 2. Optical images of parylene bilayer films with schematic cross sections.

動物・昆虫向け間欠駆動トラッキングのための基礎検討
Tracking System Targeted as Animals and Insects Regard as Sensors and RF Communication
青山学院大学 南部秀介, 鎌田悠貴乃, 井上颯土, 横式 康史
Aoyama Gakuin Univ. Syusuke Nanbu, Yukino Kamada, Hayato Inoue, Yasufumi Yokoshiki
E-mail: t26343@aoyamagakuin.jp

1. 研究背景・研究目的

これまで、筆者らは超小型太陽電池を用いて、間欠駆動により動作するデバイスの実現を目指している[1]。間欠駆動で回路を動作させる利点として、デバイス全体を小型化することができる。トラッキングシステムは生物の生態を知るために重要であり、これまでに様々な先行研究がなされている[2]。動物が小さくなる、または昆虫などをターゲットとする際に問題となるのが重さであり、小型・軽量なデバイスを製作できれば、新たな動物・昆虫の生態への知見を広げられる可能性がある。そこで、本研究ではシステムを製作前に、トラッキングのための検討を行った。

2. 間欠駆動の仕組み

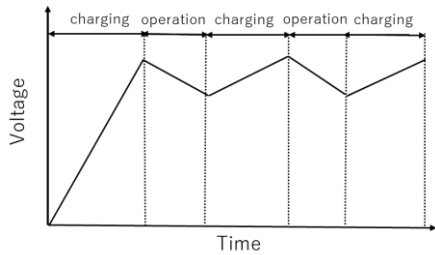


Fig.1 The mechanism of intermittently driven circuit using thermoelectric device.

これまで筆者らが行ってきた間欠駆動の仕組みを図1に示す。間欠駆動では外部のキャパシタに電力を充電し、一定電圧に達するまで充電を行う。一定電圧に達した後にそれを負荷回路に放電することで駆動を行う。充電時間は外部環境によって左右され、充電用キャパシタのサイズによって左右されるが、原理的には充電用キャパシタからの漏れ電流と電圧検出回路によって消費される電流を、太陽電池から供給される電流を下回れば良い。

3. トラッキングのためのセンサと間欠駆動回路

広範囲において位置を取得するためには Global Navigation Satellite System (GNSS)センサが有用であるが消費電力が大きいう問題がある。消費電力が大きくなると、間欠駆動回路に付随するキャパシタの容量を大きくしなければならず、トラッキングの間隔が伸びることになる。一方、単純な位置のみを知るのであれば、単から相対的な位置のみがわかれば良い。それであれば加速度、角速度、磁気コンパスが組み込まれている9軸センサなどを用いて消費電力を抑えて、高頻度なトラッキングを行うことができる。本システムでは、これらのセンサのいずれかを用いたトラッキングシステムの構築を目指す。

4. 無線回路の検討

トラッキングシステムのためには、センシングしたデータを不揮発性メモリに保存するか、その他の方法で外部に送信する必要がある。昆虫をターゲットにする場合、センサを回収するのが困難である場合も想定されるため、無線回路の検討も必要である。そこで本研究では、汎用性の高い Bluetooth Low Energy について検証を行った。図2(a)にブロック図を、図2(b)に実際の実験環境を示す。あらかじめ1Fのキャパシタに充電を行い、Bluetooth に関しては送信側のデバイスからスマートフォンのアプリケーションにデータを送信させた。その結果を図3に示す。左側が受信したデータの画面で、測定値は1,2桁目が整数、3,4桁目が少数であるためそれを変換したのが右の表である。

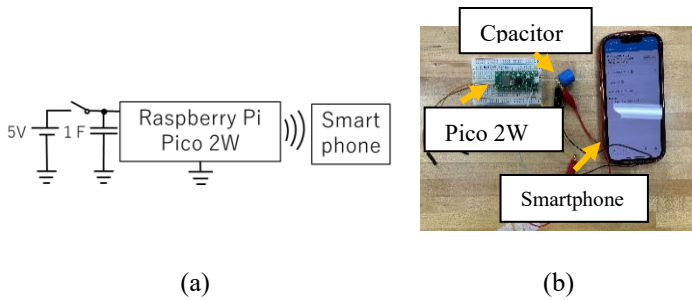


Fig.2 (a)The mechanism of intermittently driven circuit using thermoelectric device. (b)The photo of measurement setup.

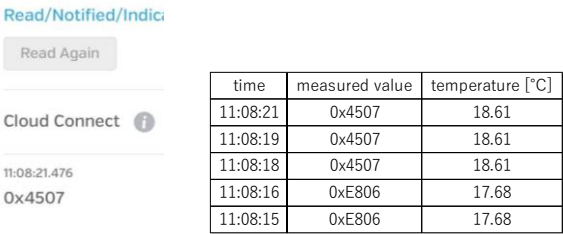


Fig.3 The result of received temperature data from Pico 2W.

5. まとめ

本研究では、トラッキングのためのセンサとして、GNSSセンサと9軸センサを用いた場合の消費電力について検討し、Bluetooth 付属マイコンによる間欠駆動を行った。今後は、長距離通信が可能な LoRaWAN での通信について検討し、間欠駆動でセンシングしたデータを送信するシステム構築を目指す。

6. 参考文献

[1] Shimizu, et al. Appl. Phys. Express, 16, 056501, 2023
[2] Iyer, et al. Sci. Robot., 5, eabb0839, 2020

不揮発性メモリ IC と間欠駆動型 RISC-V CPU の統合

Intermittently Driven RISC-V CPU Using Non-Volatile Memory IC

青山学院大学 °(B4) 井上 颯土, 横式 康史

Aoyama Gakuin Univ. °Hayato Inoue, Yasufumi Yokoshiki

E-mail: t26343@aoyamagakuin.jp

1. 研究背景・研究目的

これまで、筆者らは数ミリ角の太陽電池と外付けのキャパシタのみで動作する、小型デバイスの実現に取り組んできた[1]。このデバイスは間欠的に動作し、一定時間ごとにオンオフが繰り返されるため、通常の CPU を用いると、外付けキャパシタに充電された電力の一部が CPU に消費されるのに相当する時間しか利用できない。これでもデバイス制御へ利用可能ではあるものの、より使いやすいデバイスを目指して、電源がオフになってもプログラムが継続される間欠駆動型の CPU 製作を目指している[2]。これまでの報告では、チップ内にレジスタを別電源で用意し、それを駆動する方法で間欠的な動作を実現するものだった。より実践的な方法として、不揮発性メモリを使用する方法があり、本研究ではその実装内容について報告する。

2. 間欠駆動動作の仕組み

CPU は RISC-V の RV32E に基づいている。間欠駆動型 CPU では、電源が一度オフになっても動作を継続するために必要なデータを、不揮発性メモリに保存する。図 1 に示すように、命令の実行開始時に不揮発性メモリからデータを読み出す他、命令デコードの後に、デコードした命令の演算に必要なデータを読み出す。命令の実行の終了時には、不揮発性メモリへの書き込みを行う。

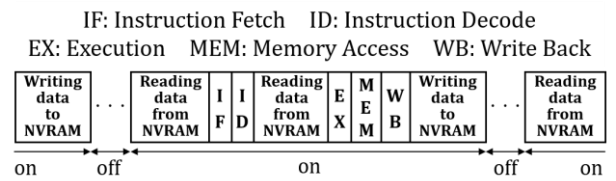


Fig.1 The explanation of 1 cycle process about intermittently driven CPU

また、間欠駆動型の CPU ではメモリ内部に書かれているデータに意味があるデータなのか CPU 側からはわからないため、チェックフラグ (CF) というメモリ管理のためのデータを別途用意し、それぞれメモリ番地に対して 1 ビットを割り当てる。該当するメモリ番地に対して CF が 1 のとき、データは有効であるとする。CPU がリセットされても、このままでは CPU は次に実行するプログラムのアドレスを示すプログラムカウンタ (PC) の番地の命令を読み出してしまいうので、間欠駆動型 CPU では CPU リセットのコマンドがあり、CPU リセット時には CF に 0 を書き込む。

3. 不揮発性メモリとの接続

不揮発性メモリは市販の FeRAM IC (MB85RS64T, 富士

通セミコンダクターメモリソリューション株式会社, 日本) を用いた。インターフェースはシリアル通信の一種である SPI である。RV32E では内部に 16 個のレジスタを持つため、これらをそれぞれ FeRAM の番地に割り当て、内部レジスタへのアクセス時にバス経由で FeRAM に書き込み、読み込みされるようにした。プログラムカウンタ (PC) と CF も同じ様に FeRAM に保存する。図 2 に設計した回路のチップを示す。チップは TSMC 0.18 μm 1-poly 6metal 標準 CMOS プロセスで試作した。

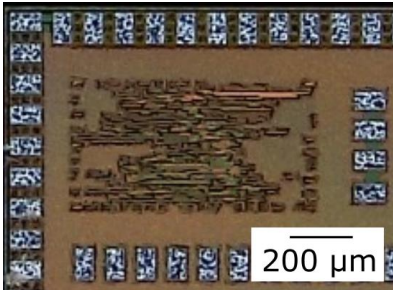


Fig.2 The designed circuit and fabricated chip

4. 検証プログラムによる CPU の動作確認

標準出力 (GPO) から一定時間おきに信号を出力するプログラムを FeRAM に書き込み、CPU の動作を確認した。GPO が切り替わるタイミングの計測結果を図 3 に示す。PC はデバッグピンから下位 8 ビットのみを計測した。プログラムが進むと、GPO の出力が 0 から 1 に切り替わり、再度 0 になっていることがわかる。

5. まとめ

本研究では間欠駆動型の RISC-V CPU に不揮発性メモリ IC を接続し、事前に書き込んだプログラムを実行できるようにした。今後はデバイス制御のための、間欠駆動電源と組み合わせた動作検証などを行っていく。

6. 謝辞

本研究は、東京大学 V D E C 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 ACT-X、JPMJAX21KL の支援を受けた。

7. 参考文献

[1] Kaisei Yoshimoto et al 2024 Appl. Phys. Express 17 114501
[2] Y. Yokoshiki *et al.*, ELEX, 21(1), pp. 1-6, 2025.

The output had changed 1

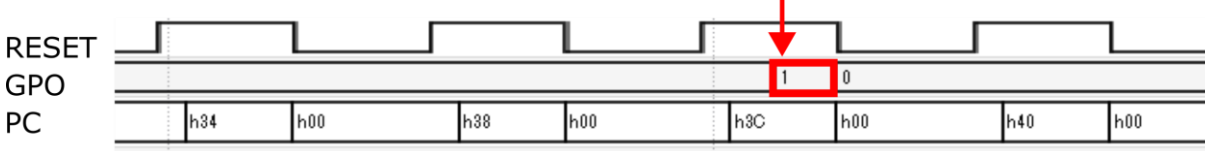


Fig.3 The measurement result of external pin the test program

熱電デバイス向け間欠駆動デバイスのためのマイコン駆動の検討
Evaluation of Microcomputer Drive Regard as Intermittently Drive Using Thermoelectric Device
青山学院大学 鎌田悠貴乃, 井上颯士, 南部秀介, 笠原舶斗, 横式 康史
Aoyama Gakuin Univ. Yukino Kamada, Hayato Inoue, Syusuke Nanbu,
Hakuto Kasahara, Yasufumi Yokoshiki
E-mail: t26343@aoyamagakuin.jp

1. 研究背景・研究目的

熱電デバイスは、その特性から排熱などを使って電力を生み出すことができ、エナジーハーベスティングなどで注目を集めている[1]。これまで、筆者らは小型太陽電池を利用した間欠駆動デバイスの研究に従事してきた[2]。間欠駆動により小型であっても太陽電池で十分回路を駆動できるが、光の当たらないところでも回路を駆動できるとより応用範囲が広がる。そこで、本研究では市販の IC を利用して、その特性評価と、特に、センシング IoT デバイスとして熱電デバイスを利用することが可能なのかを検討するため、無線回路が組み込まれたマイコンで無線通信ができるかどうか検討した。

2. 熱電発電デバイスの仕組み

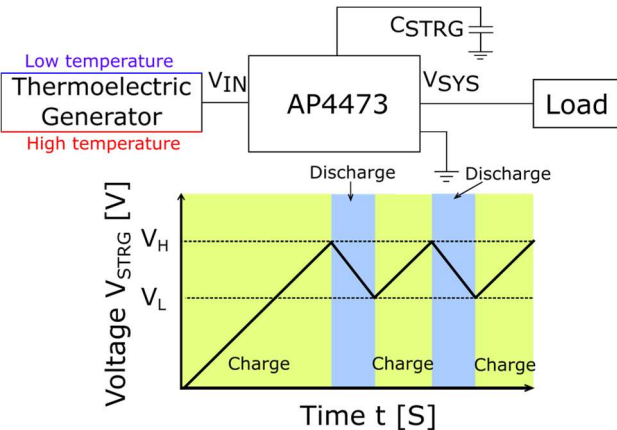


Fig.1 The mechanism of intermittently driven circuit using thermoelectric device.

熱電発電による間欠駆動の仕組みを図 1 に示す。熱電発電デバイスに生じる電圧はゼーベック効果を用いた素子においては、数 mV ～数十 mV と小さく、一方で電流は数 mA と大きい電流を得られる。この低電圧では一般のトランジスタを駆動することが困難なため、本研究に用いた熱電発電 IC (AP4473, AKM, 日本) では、トランスとキャパシタを用いて入力信号を発振させたのち、それを整流して高い電圧を得る。昇圧動作により蓄電素子 C_{STRG} へ電荷が蓄えられると、蓄電素子の電圧 V_{STRG} が上昇する。AP4473 内部の給電制御用コンパレータのしきい値電圧 V_H を超えるまでの間、 V_{SYS} と外部回路は遮断されており、外部回路は動作を停止している。 C_{STRG} の電圧である V_{STRG} が V_H に達すると、 C_{STRG} と V_{SYS} が IC 内部で接続され外部システムへの電源供給が開始される。外部への電源供給は C_{STRG} 内の電荷によって行われるため、電源供給中は V_{STRG} は減少する。 V_{STRG} が V_L まで低下するとコンパレータがそれを検出し、 V_{SYS} から外部への電源供給を遮断する。昇圧動作は常時継続されており、 V_{STRG} が V_H に達すると V_{SYS} から外部への電源供給が再開される。これを繰り返すことによって、間欠駆動が実現される。

3. 評価のための基板試作

AP4473 は表面実装型の IC であるため、評価を行うためには専用基板が必要である。そこで、評価用の基板を試作し、部品を実装した。それを図 2 に示す。



Fig.2 The layout of the evaluation board.

4. 熱電発電デバイスによるマイコンの駆動

図 3 にマイコン (nRF52832, NORDIC SEMICONDUCTOR, 日本) でスマートフォンと Bluetooth で通信できるかを確認した際の回路を示す。また、図 4 にテキストを送るプログラムを書き込み、間欠駆動させた結果を示す。1F のキャパシタでは 2 分 26 秒の動作を確認できた。図 4 (a) は接続し始め、図 4 (b) は接続が終了した際の画面である。

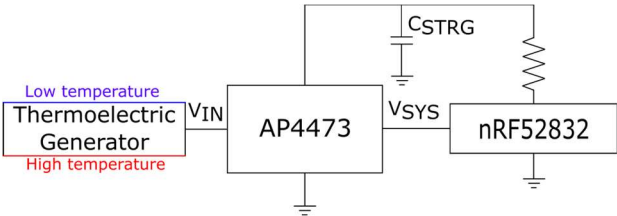


Fig.3 The block diagram for the demonstration circuit.

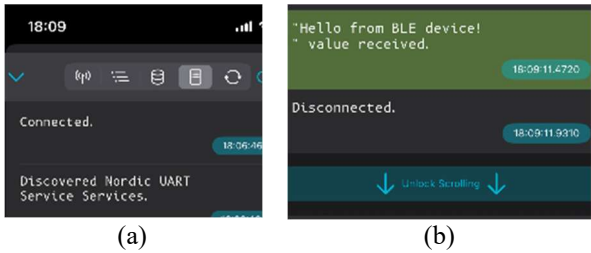


Fig.4 The demonstration of intermittently operation. (a) The screen of connection start. (b) The screen of connection end.

5. まとめ

本研究では、熱電発電デバイスによる間欠駆動電源システムの検証のため、IoT デバイスとしての利用を目的とした、間欠駆動センシングシステム構築のために、間欠駆動 IC を用いて Bluetooth マイコン駆動の検討を行った。今後はペルチェ素子を用いて動作するセンサシステム構築や、より長距離を通信できるマイコンの検討を行っていく。

6. 参考文献

[1] N. Nazir *et al.*, 2021 ICSCC, pp 334-339, 2021
[2] T. Shimizu, *et al.* Appl. Phys. Express, 16, 056501, 2023

体液内塩分濃度測定に向けた埋め込み型センシングデバイスの検討

Investigation of Implantable Sensing Devices for Salinity Concentration Measurements

長崎大総合生産¹, 長崎大医歯薬² ○(M1)村田将弘¹, 井上剛², 松岡悟志¹

Grad. Sch. of Int. Sci. Tech, Nagasaki Univ.¹, Grad. Sch. of Biomedical Sci, Nagasaki Univ.²

°Masahiro Murata¹, Tsuyoshi Inoue², Satoshi Matsuoka¹

E-mail: bb54125447@ms.nagasaki-u.ac.jp

本邦には高血圧患者が 4,300 万人おり、高血圧に起因する脳血管障害による死亡は年間 10 万人に達する。高血圧の多くは原因不明な本態性高血圧であり、塩分摂取が高血圧発症に与える影響は非常に大きく、近年では塩分の過剰摂取が社会問題の一つとなっている。体内血圧の制御に神経系および免疫系が関与することが明らかとなりつつあるが、その全容解明には至っておらず、塩分と血圧制御機構の関係には不明な点が多い。経口摂取された塩分 (NaCl) は小腸にて Na^+ として吸収され血液を通じて全身に運ばれた後に、約 9 割が腎臓から尿として排泄される。この一連の過程における各種臓器周辺の体液 Na 濃度変化と神経系-免疫系の機能を比較検討することで体内での塩分の機能がより明確となると考えられ、本研究では、体液内 Na 濃度を直接的にリアルタイム計測できる埋め込み型センシングデバイスの開発を目的として研究を行う。

Na 濃度の測定は体液の電気伝導度が Na^+ 濃度に依存することを利用して行う。測定用センシングデバイスには、生体適合性の高いポリジメチルシロキサン (PDMS) フィルム (厚み約 75 μm) を基材として用い、基材上に Au 電極 (厚み 100 nm) を長さ約 10 mm、電極間隔約 0.5 mm で形成し、銀ペーストを用いて配線を固定した。測定中に PDMS フィルムから Au 電極が剥離することを防ぐために、電極スリットがむき出しになるように PDMS を重ねて貼り付けた (Fig. 1)。作製した素子の初期検討として、食塩水による測定を行った。Fig. 2 に、電極間に 1 V_{p-p} (オフセット 0.5 V) の交流電圧を印加した状態で、300 秒ごとに約 0.2 wt% ずつ塩分濃度を増加させたときの電流値の経時変化を示す。塩分濃度の増加により電流値が増加し、概ね塩分濃度に対して対数的に増加していることが分かった。この変化は先行報告とよく一致し、Na 濃度変化が電流値として計測できていることを示唆する。当日は、マウスによる生体計測実験の結果と併せて、埋め込み型センシングデバイスの開発について議論する。

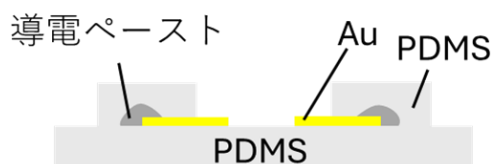


Fig. 1. Schematic of sensing device.

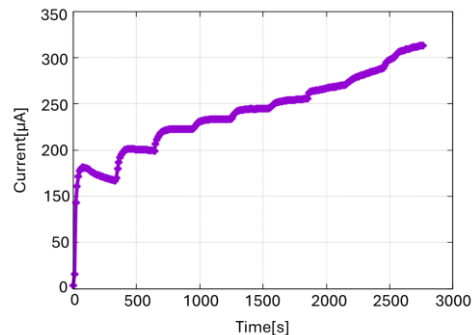


Fig. 2. Time dependence of current in saline solution. The salinity increases by about 0.2 wt% every 300 seconds.

Design and Fabrication of Self-Folding Inkjet-Printed Electrochemical Sensors for 3D Cellular Organization

School of Life Science and Technology, Institute of Science Tokyo¹

°Eduardus Ariasena¹, Toshinori Fujie¹

E-mail: t_fujie@life.isct.ac.jp

Micro-physiological systems (MPS) equipped with electronic sensors provide a more ethical, simplified alternative to animal testing for disease modeling and drug development by using cell cultures.¹ The flexibility and softness of such systems have recently been explored to enhance tissue conformability.² Building on this, several studies introduced a bilayer stress-mismatch self-folding mechanism into flexible materials, enabling the fabrication of 3D-shaped devices for organizing 3D cells.^{3,4} This approach opens the potential for monitoring 3D cellular physiology that mimics real conditions and complexity in the human body, such as in the case of neurons, in the form of spheroids or organoids.³ In this study, we developed thermally induced self-folding electrochemical sensors based on flexible polymeric thin film for 3D extracellular activity monitoring. Electrochemistry was selected as the sensing technique since it can detect specific extracellular biochemicals like dopamine. For fabrication, an inkjet printing method was used to print the gold electrode patterns on a 5 μm -thick polyimide (Kapton) film substrate. Layers of polyimide (PI) ink were then printed over the gold wiring to serve not only as insulation layers, but also as a pre-strain promoter for the self-folding mechanism. We found that polymerizing temperature of the PI ink influenced the level of compressive pre-strain, which created a strain mismatch with the Kapton substrate. This mismatch triggered self-folding after the electrode patterns were laser-cut. The electrode design was optimized to encapsulate PC12 spheroids (neuron-like immortalized cells) as shown in **Fig. 1a**. The sensor's ability to detect dopamine is shown in **Fig. 1b**, where the current measured via constant-potential amperometry increases with dopamine spiked-concentration. This self-folding sensor shows promise for future use in real-time, non-invasive monitoring of other 3D cell models and extracellular components.

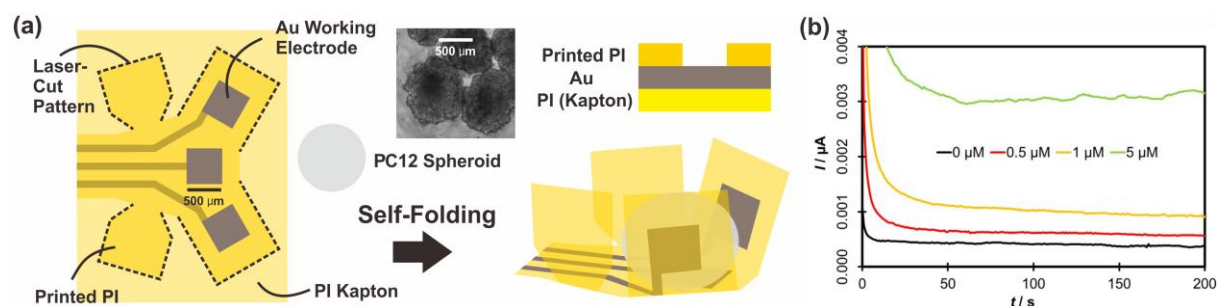


Figure 1. (a) Schematic of the electrodes design and setup for spheroid encapsulation. (b) Amperometric responses of the electrode in different dopamine concentrations.

¹ D. E. Ingber, *Nat. Rev. Gen.* **2022**, 23 (8), 467–491. ² M. C. Lefevre, G. Dijk, A. Kaszas, M. Baca, D. Moreau, R. P. O'Connor, *Npj Flex. Elec.* **2021**, 5 (1). ³ K. Sakai, T. F. Teshima, T. Goto, H. Nakashima, M. Yamaguchi, *Adv. Funct. Mater.* **2023**, 33, 2301836. ⁴ Q. Huang, B. Tang, J. C. Romero, Y. Yang, S. K. Elsayed, G. Pahapale, T. J. Lee, I. E. Morales Pantoja, F. Han, C. Berlinicke, T. Xiang, *Sci. Adv.* **2022**, 8 (33), p. eabq5031.

腎機能指標の尿素を検出するための拡張ゲート FET 型バイオセンサー

Extended Gate FET-Type Biosensor for Detecting Urea as an Indicator of Kidney Function

大阪工業大学 ナノ材研センター^{α(MIC)} 山名 一生, 日後 太一, 本多 真也, 安藤 樹,

広藤 裕一, 廣芝 伸哉, 小池 一步

Osaka Inst. of Tech., NMRC, ^α(M1C) Issei Yamana, Taichi Higo, Masaya Honda, Itsuki Ando,

Yuichi Hirofuji, Nobuya Hiroshiba, Kazuto Koike

E-mail: m1m02510439@oit.ac.jp

我々は腎機能指標であるクレアチニンおよび尿素を長時間連続モニタリングするための拡張ゲート (EG) FET 型バイオセンサーの開発を行っている[1~4]。パッチ式センサーへ応用できれば、血中や皮下間質液中のクレアチニンや尿素濃度の比より、急性腎不全や慢性腎不全などの早期発見や予防につながる可能性がある。前回我々は、EG 電極へ形成するウレアーゼ酵素膜の厚みを 100 nm 程度に薄くすることで、尿素に対する応答特性が改善したことを報告した[4]。本研究では、被検液のモル濃度や pH 依存性を調べた結果について報告する。

まず、n チャネル MOSFET を 2 つ用いた EGFET 型尿素センサーを作製した。2 つの EG 電極のうち、1 つは酵素を含まない絹フィブリン膜を、もう 1 つはウレアーゼ酵素を含む絹フィブリン膜を形成した。いずれの膜厚も約 100 nm である。EG 電極と Ag/AgCl 参照電極をリン酸緩衝液 (PBS) に浸漬し、両 FET に 100 μ A の定電流を流して、PBS 中の尿素濃度の変化に対する両 V_{DS} の電圧差 (ΔV) を測定した。

Fig.1 に PBS のモル濃度を 10 mmol/L に固定し尿素濃度を 0~300 mg/dL の範囲で段階的に変化させた際の ΔV の応答を示す。尿素濃度の増加に伴い ΔV が増加していることや血中の尿素濃度の基準値(17~43 mg/dL)をカバーしていることが判る。また、リフレッシュの度に元の電圧レベルに戻っていることから、尿素濃度を可逆的かつ連続モニタリングできることもわかった。Fig.2 に PBS のモル濃度を 1, 10, 100 mmol/L に変化させた際の、尿素濃度と ΔV の関係を示す。ここで、それぞれのモル濃度で得られた実験値に対して、Hill 式でフィッティングしたカーブも示した。PBS 濃度の増加に伴い、センサーの検出可能な尿素濃度範囲が高濃度側へシフトし、感度が低下した。これは、モル濃度が高くなることで緩衝液の緩衝能が増大し、酵素反応によって EG 電極表面で生じる pH 変化が抑制されたためと考えられる。また、モル濃度の増加によってデバイ長が小さくなったことも、感度低下の要因として考えられる。PBS

の pH を変化させた際の影響についても報告する。

酵素膜を成膜する際に使用したシランカップリング剤は信越化学工業株式会社の廣神氏より、ナノフィブリン[®]パウダーは松田養蚕場の松田氏より提供いただいた。本研究の一部は、公益財団法人 泉科学技術振興財団の研究助成を受けて実施した。

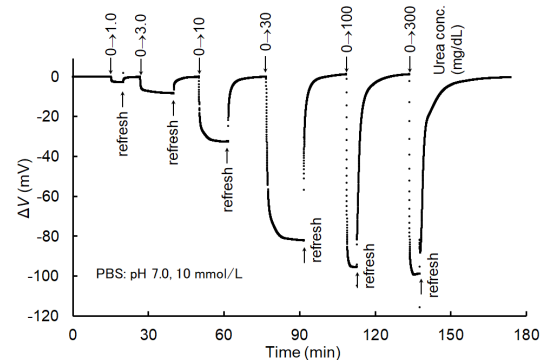


Fig.1 Response of ΔV to changes in urea concentration in 10 mmol/L PBS.

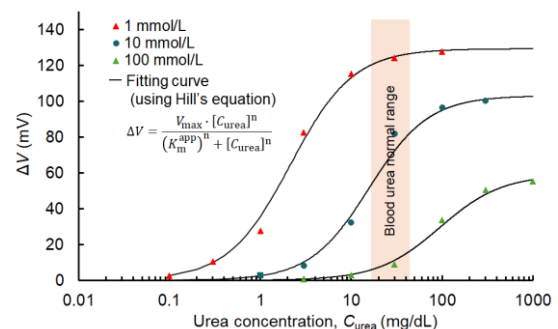


Fig.2 Correlations between the molar concentration of PBS and ΔV .

- [1] 廣芝, 牧野, 道端, 広藤, 小池, 電気学会誌 C, 143-4 (2023) 498.
- [2] 小池, 道端, 日後, 前川, 楯, 山本, 広藤, 廣芝, 材料誌, 73-10 (2024) 763.
- [3] 日後, 山名, 小野, 広藤, 廣芝, 小池, 電気学会研究会資料, EFM-24-019 (2024) 69.
- [4] 日後, 山名, 広藤, 廣芝, 小池, 第 72 回応物春季学術講演会, 2025 年 3 月 15 日, 東京理科大.

Surface Plasmon Resonance-enhanced Photoelectrochemical Flexible Sensor based on PEDOT:PSS Thin Film with Nanostructured Gold Electrode



Niigata Univ., °Charin Seesomdee, Sachiko Jonai, Kazunari Shinbo and Akira Baba*

E-mail: ababa@eng.niigata-u.ac.jp

A flexible photoelectrochemical (PEC) glucose sensor is presented, incorporating a poly(3,4-ethylenedioxythiophene):polystyrene sulfonate (PEDOT:PSS) thin film integrated with gold nanoparticles (AuNPs) and a grating-structured gold (Au) electrode on a polydimethylsiloxane (PDMS) substrate [1]. The sensor harnesses both localized surface plasmon resonance (LSPR) from AuNPs and grating-coupled surface plasmon resonance (SPR) from the nanostructured Au substrate to enhance light absorption and facilitate glucose oxidation [2]. AuNPs are deposited via electrochemical methods to increase charge density and improve electrochemical doping within the PEDOT:PSS film, significantly enhancing PEC performance [3]. Under white light illumination, the grating-AuNP sensor exhibited an enhanced photocurrent response with a limit of detection (LOD) of 0.35 mM. Flexibility testing under various bending conditions showed only a slight reduction in sensitivity, and the results indicated that the AuNPs remained stable and continued to contribute effectively to sensor performance. These findings confirm the sensor's potential for practical, wearable biosensing applications. This study demonstrates the synergistic role of plasmonic enhancement and conductive polymers in achieving high-performance, flexible PEC glucose sensors.

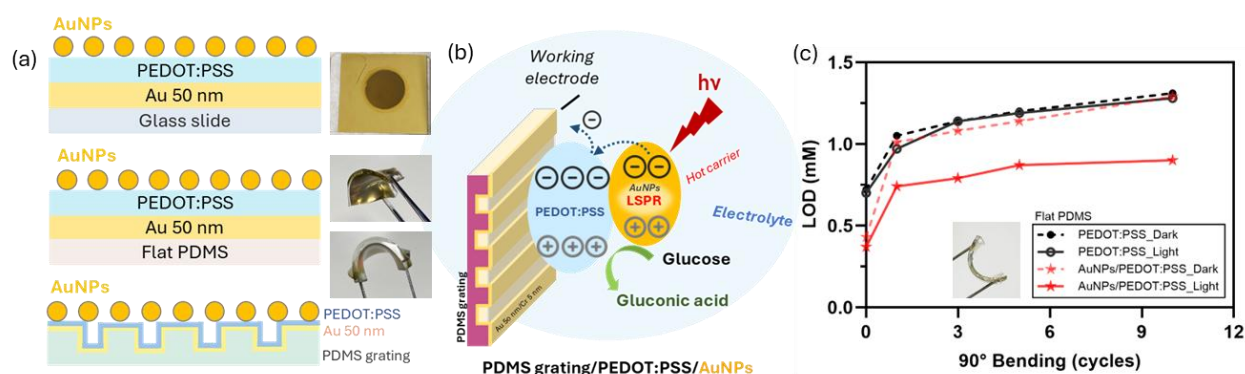


Fig. 1. (a) Schematic diagram of the PEC sensor (top) glass slide (middle) PDMS flexible (bottom) grating PDMS substrates. (b) Mechanism of PEC glucose sensor and (c) Post-bending LOD comparison of PEC flexible sensors.

References

- 1) J. N. Patel, B. L. Gray, B. Kaminska, and B. D. Gates: 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 5749 (2008).
- 2) S. Karra, M. Wooten, W. Griffith, and W. Gorski: *Electrochim. Acta* 218, 8 (2016).
- 3) S. Loch, S. Phetsang, K. Shinbo, K. Kato, and A. Baba: *IEICE Conf. Arch. IEICE-123, IEICE-OME* (2023).

インフルエンザバイオセンサー開発のための糖鎖分子の 人感染性インフルエンザウイルスに対する反応性評価

Binding capability evaluation of the sugar chain to Human influenza viruses for the
development of influenza biosensors

中部大¹、香川大²、慈恵医大³、大阪大⁴、東北大⁵

○日夏雅子¹、峯田雅大¹、平松宏明¹、林京子¹、河原敏男¹、
中北慎一²、渡邊洋平³、小野堯生⁴、金井康⁵、松本和彦⁴

Chubu Univ.¹, Kagawa Univ.², Jikei Univ. Sch. of Med.³, The Univ. of Osaka⁴, Tohoku Univ.⁵

○M. Hinatsu¹, M. Mineta¹, H. Hiramatsu¹, K. Hayashi¹, T. Kawahara¹,
S. Nakakita², Y. Watanabe³, T. Ono⁴, Y. Kanai⁵, K. Matsumoto⁴

E-mail: m.hinatu@jnc-corp.co.jp

インフルエンザは人獣共通感染症であり、その原因ウイルスは非常に変異しやすい。我々は、感染性を含めた変異を検出する超高感度センサーによる、早期の感染制御・対策の実現のため、グラフェン電界効果トランジスタを用いた電氣的検出に向けて研究を進めている。インフルエンザウイルスがヒト・鳥のどちらに感染するかは、ウイルスタンパク質ヘマグルチニン (HA) の結合相手である宿主細胞表面の糖鎖におけるシアル酸 (Sia) の結合位置の差 (ヒト型受容体: Sia α 2-6Galactose、鳥型受容体: Sia α 2-3Galactose) に依存している。また、インフルエンザウイルスは変異するため、継続的にモニタされ、例えば 2025 年 9 週～2025 年第 13 週では B 型: 45%、AH3 亜型: 35%、AH1pdm09: 19% 等となっている。以上の背景のもと、社会実装を目指して保存性を検討し、糖鎖プローブとして Sialylglycopeptide (SGP) の末端にピレンを付加したピレン化 SGP 用いて、ヒトおよび鳥由来のインフルエンザウイルスとの反応性評価を行ってきた。本発表では、その汎用性についてさらに評価を行うため、型や亜型などの異なる流行株のヒトインフルエンザウイルスに対しても、同様に検出が可能であることを検証した。

糖鎖分子としてピレン化 SGP を 2 μ g/mL ~ 62.5 ng/mL の濃度でプレート上に展開し、ウイルスとの反応性の評価系は 酵素結合免疫吸着法を用いた。糖鎖を準備したプレート上にヒトインフルエンザウイルス A/Kobe/536/2011 (H1N1)、A/Panama/ 2007/99 (H3N2)、および鳥インフルエンザウイルス A/swan/shimane/11018/2015 (H5N3) を滴下し、ウイルス抗体および発色分子を結合させ分光光度計で結合量を算出した。

2-6 配位ピレン化 SGP は、例えば、A/Panama/ 007/99 (H3N2) の検出では糖鎖濃度範囲の最適化が必要であるものの、異なる流行株のヒトインフルエンザウイルスに対しても反応性を示すことが明らかになった (Fig.1)。

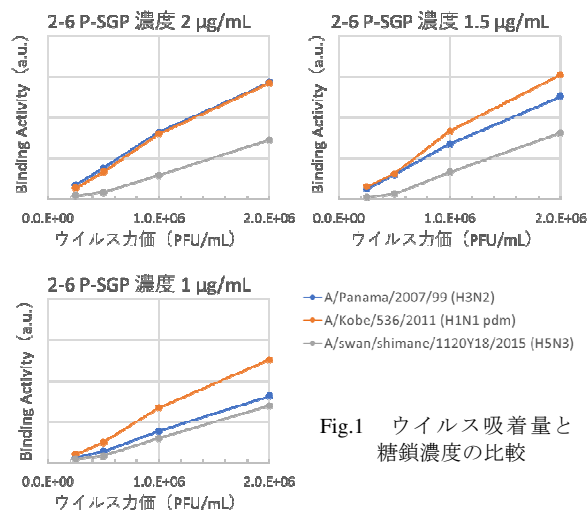


Fig.1 ウイルス吸着量と糖鎖濃度の比較

ゾル-ゲル法により作製した分子鋳型 ITO チャネル TFT のアミノ酸応答性

Amino acid responsivity of molecularly imprinted ITO channel TFT fabricated by sol-gel method

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

溶液をゲートとする電界効果トランジスタ (FET) は、溶液と接するゲート絶縁膜表面に機能性分子を化学修飾することで生体機能に関わるイオンや生体分子を特異的・選択的に検出することが可能であり、これらはBiologically-coupled gate FET (Bio-FET) として知られている。Bio-FET は、イオンや生体分子の電荷を直接検出可能であることから、検出対象物に蛍光分子など標識が不要であり、酵素反応など酸化還元反応を誘導する必要がない。そのため、日常の健康状態を簡便にモニタリングする体外診断用デバイスへの応用が期待される。

なかでも、我々の研究グループでは、近年、ディスプレイ用電極材料として広く利用されている Indium Tin Oxide (ITO) をチャネルとした薄膜トランジスタ (TFT) の Bio-FET 応用を検討している。特に、ITO 薄膜が高い導電性を示すだけでなく膜厚 30 nm 以下で半導体特性を示すことを利用し、簡便なプロセスにより溶液ゲート FET の作製が可能であることを見出した[1, 2]。さらに、この溶液ゲート ITO-TFT は、80 mV/decade 程度の急峻なサブスレッショルドスロープを示すことから、高感度な生体分子認識が可能である[3]。

一方、溶液ゲート FET の機能化には、電極表面に分子認識プローブを化学修飾する方法が一般的であるが、この方法では標的分子と反応するプローブの捕捉サイトとチャネル表面との距離が課題となる。つまり、標的分子の電荷は溶液中のカウンターイオンにより遮蔽される可能性がある (デバイス長に基づく制限)。特に、生体液や培養液など高いイオン強度下では標的分子の電荷は遮蔽され検出が困難となる。

そこで本研究では、ITO チャネルと標的分子を直接相互作用させ、カウンターイオンの影響を受けず標的分子の検出が可能となるよう、ウェットプロセスであるゾル-ゲル法により、分子鋳型からなる ITO チャネルを作製する (Molecularly imprinted ITO channel, MI-ITO channel)。特に本発表では、複数の L-アミノ酸を標的分子 (鋳型分子) として MI-ITO チャネルを作製し、各種 L-アミノ酸に対する電気的応答性の評価を行い、分子鋳型の効果について調査した。

2. 実験方法

硝酸インジウム 0.14 M と塩化スズ 0.02 M、0.01 M の鋳型分子とするアミノ酸を含む水溶液を原料溶液とした。この原料溶液に 2 M のアンモニア水を加え pH 8.5 として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、スパッタ法でガラス基板上に成膜した導電性 ITO からなるソース・ドレイン電極の間にゾル液をスピコートした後、基板を 110 °C で 30 分、300 °C で 20 分焼成し ITO チャネルとした。最後に、鋳型作製のため 10 mM NaOH に一晩浸漬後、10 μ M HCl に 1 分浸漬し超純水で洗浄して鋳型分子を除去した。

アミノ酸計測では、10 mM の各種アミノ酸を含む各緩衝液を MI-ITO チャネル TFT に添加後 20 分浸漬し、洗浄後、緩衝液中にて反応前後のしきい値電圧の変化 (ΔV_{th}) を半導体パラメーターアナライザーにより評価した。

3. 実験結果

フェニルアラニン (Phe, MW = 165) の分子鋳型を含む Phe-MI-ITO チャネル TFT と Phe より低分子のアスパラギン酸 (Asp, MW = 133) の鋳型を含む Asp-MI-ITO チャネル TFT を用い、Asp と Phe への ΔV_{th} を評価した。その結果、Phe-MI-ITO チャネル TFT の Asp への ΔV_{th} が最も大きくなった (図 1)。このように、MI-ITO チャネルにおける分子サイズ排除効果が示唆された。今後は、種々のアミノ酸や他の生体低分子に対する MI-ITO チャネル TFT の応答性について調査する予定である。

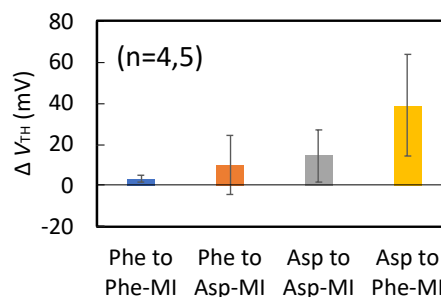


図 1 Phe-MI、Asp-MI-ITO チャネルの Phe、Asp に対する応答

参考文献 [1] Sakata, T. et al. *ACS Appl. Mater. Interfaces* **2021**, *13*, 38569–38578. [2] Katayama, R.; Sakata, T. *ECS Trans.* **2023**, *111*, 37. [3] Katayama, R.; Sakata, T. *ACS Appl. Electron. Mater.* **2025**, *7*(5), 1862–1870.

血流感染症検査向け高収率血中細菌捕集技術の開発

Development of Rapid Bacterial Capture for Detecting Bloodstream Infection

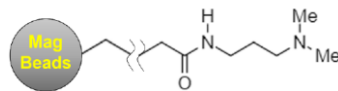
柳川善光¹, 三雲祥太¹, 清水沙彩¹, 坂井友幸¹

Hitachi, Ltd.¹ E-mail: yoshimitsu.yanagawa.xd@hitachi.com

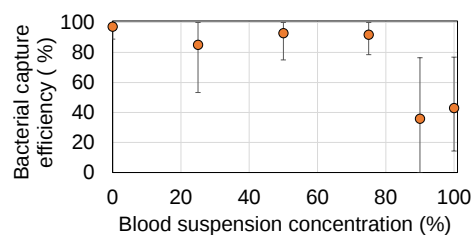
【背景】薬剤耐性菌による死者数は、2050 年には世界で 1,000 万人/年に達すると推定され、世界的な問題となっている[1]。血流感染症は血液中に細菌が侵入する重篤な感染症であり、発症から 1 時間以内の投薬が必要である。従来の細菌培養ベースの検査には 2~3 日を要するため、治療初期は経験に基づき広域抗菌薬を使わざるを得ず、薬剤耐性菌蔓延の原因の一つとなっている。血流感染症の細菌検査を 1 時間まで短縮できれば、耐性菌による死者数減につながると期待される。

【目的】我々は Fig. 1 に示す 4 段階からなる sample-to-answer 遺伝子検査システムの実現に向けて、迅速増幅[2]や迅速検出[3]の各技術を開発してきた。DNA 抽出工程では、血液中の菌を濃縮したのち、その遺伝子を抽出する。血流感染症患者の血液中には、1 mL 当たり 1 菌~数 10 菌のわずかな菌しか存在せず、そのままでは遺伝子の抽出が困難であった。本発表では、血液中の菌の迅速(目標 25 分以内)かつ高収率(同 80%以上)な捕集技術を報告する。

【方法及び結果】短時間で血液中のわずかな菌を捕集するため、Fig. 2(a)に示すジメチルアミンを表面修飾したビーズを作製した。アミンは水溶液中でアンモニウムカチオンになることで、マイナスに帯電した細菌に静電的に吸着すると考えられ、例えばジメチルアミンに蛍光色素を結合させた細菌標識技術が報告されている[4]。菌に結合する表面修飾としては、この他にヒト由来のタンパク質(アポリポプロテイン H やマンノース結合性レクチン)が知られている。しかし、タンパク質は製造コストや保管の安定性の観点で懸念があったことから、採用しなかった。菌の捕集性能を評価するため、購入血液 5 mL に黄色ブドウ球菌 50 菌をスパイクした模擬検体を作製した。血液に含まれる各種成分の影響を抑制することを期待し、10 mM NaCl 溶液で希釈した検体もあわせて作製した。これらの検体に磁気ビーズを添加して 15 分反応させたのち、10 分かけて磁気ビーズを回収し、コロニーカウント法で菌の回収率を評価した。その結果、検体を 75%に希釈することで目標の 80%を上回る 92%の回収率を達成できることを確認した(Fig.2(b))。



(a)



(b)

Fig.2 (a) Dimethylamine-group modified magnetic-beads and (b) effect of blood suspension concentration on bacterial capture efficiency.

[1] JIMO' NEILL et al., Tackling Drug-resistant Infections Globally (2016)

[2] 柳川善光 他、「血流感染症検査向け迅速サーマルサイクル技術の開発」第 85 回応用物理学会秋季学術講演会 (2024)

[3] 清水沙彩 他、「血流感染症向け迅速遺伝子検出技術の開発」第 85 回応用物理学会秋季学術講演会 (2024)

[4] Sayed, S.M. et al. "Naphthalimide-based multifunctional AIEgens Selective, fast, and wash-free fluorescence tracking and identification of Gram-positive bacteria," Analytica Chimica Acta. 1146. 41-52 (2021)

導波モードセンサ・イメージング併用における金ナノ粒子の利用

Utilization of Gold Nanoparticles in Waveguide-Mode Sensing and Imaging Combination

産総研¹ °安浦 雅人¹, 芦葉 裕樹¹, 野村 健一¹

AIST¹, °Masato Yasuura¹, Hiroki Ashiba¹, Ken-ichi Nomura¹

E-mail: yasuura-masato@aist.go.jp

バイオセンシングにおいて、近接場光はバックグラウンドの少ない蛍光励起や表面近傍の微細な屈折率変化をノンラベルで捉えることに有用なツールである。中でも、表面プラズモン共鳴励起増強蛍光分光 (SPFS) や表面プラズモン共鳴 (SPR) 免疫センサなど、金属薄膜表面を用いた表面プラズモン共鳴を利用するタイプの研究が数多く行われてきた。しかし、表面プラズモン共鳴の電場の染み出し長は数 10 ~ 数 100 nm (半波長程度) と短く、安定性の高い金薄膜では複素誘電率の虚部の周波数特性の関係で、赤色以上の長波長しか効果的に利用できない欠点がある。

我々は、SiO₂ 薄膜/Si 薄膜/SiO₂ 基板による平面導波路構造を利用した導波モードセンサについて研究してきた[1, 2]。導波モードセンサにおける近接場光の染み出し長はおおよそ波長程度と表面プラズモンよりも長いと、表面近傍のより大きな空間をセンシング領域として扱うことができる利点がある。また、その染み出し長を活用し、基板上に培養した細胞の核や細胞骨格などに対する近接場照明蛍光像の取得にも利用できる。

本研究では、導波モードセンサのセンシング領域をイメージングの対象領域としても同時に扱うべく、導波モードセンサ・イメージング併用系の構築を試みた。併用系の評価には金ナノ粒子を利用した。金ナノ粒子は、粒径に依存して 500~600 nm 波長域に吸収ピークを持ち、導波モードセンサの反射スペクトルの反射率減衰を大きくする効果があることが確認されている[1]。また、近接場光の散乱源としても利用できるため、導波モードセンサ・イメージング双方の信号源として活用できる。タンパク質等の非特異吸着を抑える SAM 膜 (メトキシトリエチレングリコール基を有するシラン剤) を表面に形成した導波モードセンサチップに、20, 40, 100 nm 径の金ナノ粒子を滴下して吸着させたところ、100 nm 粒径において多量の金ナノ粒子吸着が導波モードイメージングにおいて確認できるにもかかわらず、導波モードセンサの反射率への影響が小さい状況を確認した(Fig. 1)。ポリエチレングリコールとストレプトアビジンの混在表面を形成し、ストレプトアビジン量で金ナノ粒子の吸着量を制御して検証した所、導波モードセンサの励起波長と金ナノ粒子の局在表面プラズモン共鳴波長が数 10 nm 程度乖離している場合、散乱が強く観測される状況でも反射率への影響が小さいと判明した。

[1] S.C.B. Gopinath et al., PLoS ONE 8(7): e69121 (2013).

[2] M. Yasuura et al., Sens. Mater. 31, 63-70 (2019).

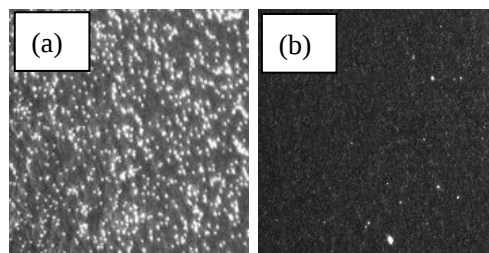


Fig. 1. Scattered light images of gold nanoparticles. (a) 100 nm ϕ , reflectance -2.2 percentage points. (b) 20 nm ϕ , reflectance -13.0 percentage points.

バルクヘテロ有機半導体層を用いたフレキシブル光アドレス電位差センサ Flexible Light-Addressable Potentiometric Sensor Using Bulk Hetero-Organic Semiconductor Layer

山形大 ROEL¹, 東北大学際研², サリー大³, 京工繊大⁴ (M2) 市川亜美¹, 逸見悠大¹,

Guo Yuanyuan², Bairaktaris Georgios³, Werner Carl Frederik⁴, 松井弘之¹

ROEL, Yamagata Univ.¹, FRIS, Tohoku Univ.², Univ. Surrey³, KIT⁴ (M2) Ami Ichikawa¹, Yudai

Hemmi¹, Yuanyuan Guo², Georgios Bairaktaris³, Carl Frederik Werner⁴, Hiroyuki Matsui¹

E-mail: t241905m@st.yamagata-u.ac.jp, h-matsui@yz.yamagata-u.ac.jp

【緒言】光アドレス電位差センサ (LAPS) は、光が照射された領域における電位変化を測定することで、目的とする化学種のイメージングができる^[1]。また、感応膜を変更することで、様々なバイオマーカーを高感度に検出可能である。しかし、従来のシリコン基板を用いた LAPS は剛直であり、生体組織への応用に課題があった。本研究は、PEDOT:PSS 透明電極層、バルクヘテロ有機半導体層、パリレン絶縁層を用いたフレキシブルな有機 LAPS (OLAPS, Fig.1) の構成を提案し、原理検証を行った。

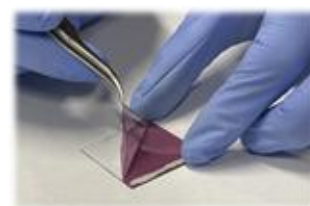


Fig. 1 OLAPS

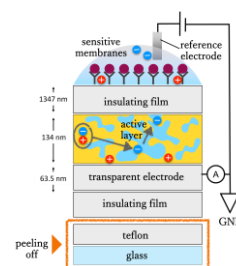


Fig. 2 OLAPS structure

【実験方法】作製した OLAPS の構造を Fig.2 に示す。原理確認のため、全て感応膜なしで実験を行った。デバイス下面から断続的な光を照射し、光電流を測定した。各層の膜厚を調整する事で作製条件を最適化し、信号強度と耐久性を評価した。最後に下地のテフロン層とパリレン層の間で剥離し、フレキシブル OLAPS を作製した。

【結果】テフロンから剥離する前の状態において、参照電極電位と光電流の関係を測定した結果、負の電位領域で光電流が増加する傾向が確認され、光電流から電位分布を計測する LAPS として機能する事が分かった (Fig.3)。さらに、基板からデバイスを剥離した前後の光電流応答特性を比較したところ、剥離後には光電流の低下が見られたものの、LAPS としての動作が確認された (Fig.4)。以上の結果から、OLAPS が柔軟性を有しながら、電位応答機能を保持していることが確認された。今後は感応膜を OLAPS に積層し、特定の化学種に対する応答性の評価を目指す。

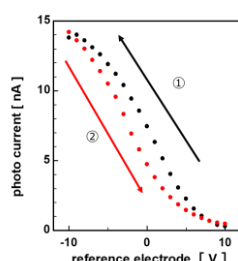


Fig. 3 Dependence of photocurrent amplitude at 200 Hz on reference electrode voltage

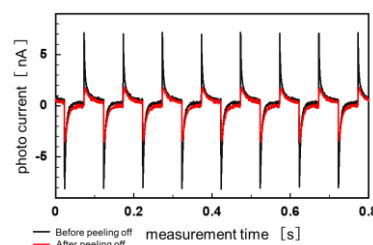


Fig.4 Photocurrent responses at 10 Hz before and after peeling off

【謝辞】本研究は JSPS 科研費 24K21336 の助成を受けて行われました。

References: [1] D. G. Hafeman et al., *Science* 240, 4856 (1988)

Image Reconstruction of Yeast Cells from Dual-Frequency Impedance Signals Using a CNN-Based Generative Framework

Bela Hanief Abdurrahman¹, Trisna Julian¹, Tao Tang², Yoichiro Hosokawa¹, and Yaxiaer Yalikun¹

¹ Nara Institute of Science and Technology

² Chongqing General Hospital, China

E-mail:

bela.hanief_abdurrahman.bm9@naist.ac.jp

Microfluidic impedance cytometry has emerged as an effective label-free modality for high-throughput analysis of individual particles [1]. Despite its strengths, a key bottleneck remains: converting complex electrical signals into meaningful visual information, particularly under rapid flow conditions where traditional imaging methods often fail. To overcome this limitation, we introduce an AI-driven framework capable of reconstructing microscopic particle images directly from multi-frequency impedance measurements acquired in real time. The platform utilizes a coplanar three-electrode microfluidic device, structured on a Cr/Au-coated glass substrate. A PDMS microchannel (dimensions: $37\ \mu\text{m}$ width $\times$ $10\ \mu\text{m}$ height) is integrated to ensure narrow confinement, thereby minimizing particle overlap and promoting single-file transit across the sensing zone. Alternating current (AC) signals at two frequencies (1 MHz and 6 MHz) are applied to the central electrode, while voltage differentials are detected at the adjacent electrodes. Signal acquisition and demodulation are executed via a custom FPGA board (see Figure 1), and the resulting impedance signals are digitized and

temporally aligned with high-speed video footage (captured at 4000 fps using a $63\times$ inverted microscope). By aligning electrical and optical data streams, this synchronization process enables reliable image reconstruction of rapidly transiting particles. The elevated frame rate enhances event detection within brief acquisition intervals, supporting efficient high-throughput data collection. Ultimately, this strategy links real-time electrical signal measurement with image-based morphological interpretation, offering a robust alternative to conventional optical microscopy in flow-based cytometry systems.

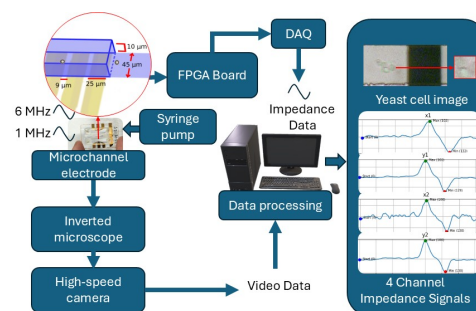


Figure 1: Experimental setup for microfluidic impedance-based imaging of yeast cell.

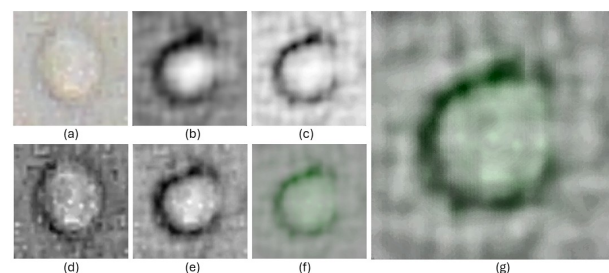


Figure 2. Visual Comparison of yeast image.

REFERENCES

1. Tang, T., Julian, T., Ma, D., Yang, Y., Li, M., Hosokawa, Y., & Yalikun, Y. A review on intelligent impedance cytometry systems: Development, applications and advances. *Analytica Chimica Acta*, 1269, 341424 (2023). <https://doi.org/10.1016/j.aca.2023.341424>