

フレキシブル有機電子回路による 低ノイズ生体計測技術



技術解説

植村 隆文*

Low-Noise Biological Measurement Technology
Using Flexible Organic Electronic Circuits

Key Words : Flexible electronics, Wearable sensors, Organic electronics

はじめに

世界の中でも「課題先進国」と呼ばれる日本が抱える社会課題のひとつは少子高齢化問題である。これによって具体化する社会課題は高齢化にかかわる医療・介護労働力需要増と社会保障費の増大であり、サービス面、財政面での医療・介護システムの破綻が懸念される状況にある。この深刻な課題を克服するため、デジタルヘルスケア分野における技術革新が求められている。例えば、ウェアラブル機器等による心身の正確な状態把握と獲得したヘルスケアデータに基づく先制医療の高度化がひとつの解決手段として期待される。そこで期待されるハードウェア技術には、生活者の Quality of Life を低下させることなく、無意識に近い状態で正確に心身の状態を把握できる事が望まれている。

現在、一般消費者が日常的に身体状態をモニタリングできる環境が整いつつある。その中心にあるのが、スマートウォッチやスマートリングといったウェアラブルセンサである。Apple Watch や Oura Ring に代表されるこれらの機器は、光学センサや加速度センサ、温度センサなどを用いて、心拍数や血中酸素濃度、睡眠、ストレス指標などの情報を非侵襲的に取得している。しかしながら、これらの市販機器が対象とする生体信号は、手首や腕など装着場所による制約を受けることに加え、比較的信号強

度が大きく外部ノイズの影響を受けにくいデータに限られている。そのため、より微弱で価値の高い電気的または化学的信号（例えば脳波、筋電図、汗中イオンやホルモン、代謝物など）を高精度に測定するには、高度なセンシング技術と信号処理技術が必要とされる。

このような技術的背景から、従来の電子回路技術では困難であった柔軟性や皮膚適合性を備えた電子デバイスの開発がデジタルヘルスケア分野のハードウェアにおける新たなブレイクスルーとして期待されている。その中核を担う技術要素として注目されているのが、フレキシブル・ストレッチャブルエレクトロニクス技術である。柔軟で軽量の回路基板やセンサは、身体に直接装着しても違和感が少なく、長時間にわたる連続的な生体情報の取得が可能となる。特に、有機半導体を用いたフレキシブル有機電子回路は、印刷プロセスによる低コスト製造、高い生体親和性、曲面や伸縮する皮膚表面への密着性といった特徴を併せ持ち、次世代のウェアラブル/インプラント医療機器において有用な技術となり得る。

本稿では、こうした社会背景および技術的課題を踏まえ、我々が開発を進めているフレキシブル有機電子回路を用いた低ノイズ生体計測技術について解説する。一般的に、電子デバイスを用いた生体信号の取得においては、周囲の電磁的ノイズや日常の動作によるモーションアーティファクト等に起因するノイズが精密な生体計測において課題となる。本技術解説では、こうした課題解決の手段として有機薄膜回路を用いたフレキシブル電子回路に着目し、心電や汗中電解質といった生体信号に対する差動増幅回路やインピーダンス変換回路の設計とノイズ低減技術について解説する。



*Takafumi UEMURA

1980年2月生まれ
大阪大学大学院 工学研究科 精密科学・
応用物理学専攻博士後期課程 (2008年)
現在、大阪大学 産業科学研究所 准教授
工学博士
E-mail: uemura-t@sanken.osaka-u.ac.jp

フレキシブル生体センサ

図1上段に、生体計測における基本的な情報処理の流れを示す。生体が発するさまざまな物理・化学情報(光、電位、加速度、温度、イオン、分子など)は、まずセンサによってアナログ電気信号に変換される(トランスデューサ)。得られたアナログ信号は、理想的には信号源に近い位置に配置された信号処理回路によって増幅・またはノイズ除去されたのち、AD(アナログ-デジタル)コンバーターによりデジタル信号へと変換される。その後、クラウドやエッジデバイスなどのサイバー空間に送信され、解析・可視化・フィードバックといった処理が行われる。この一連の流れにおいて、センサからアンプまでの前段アナログ回路(いわゆるアナログフロントエンド)は、計測の正確性を大きく左右する。特に、微小な生体信号の取得には、極めて高い感度とノイズ耐性を備えた設計が求められる。

図1の下段には、幾つかの生体信号の例を示した。たとえば、心電はおよそ1 mVの電圧振幅があり、比較的安定して検出が可能である。一方、脳波は数 μV から300 μV と微小であり、周囲のノイズに極めて影響されやすい。さらに、汗や涙、唾液などの体液に含まれるイオンや分子(Na^+ 、 K^+ 、乳酸、グルコース、ホルモン等)は、血液中と比べて非常に低濃度であるため、物質の選択性・高い変換精度を持つトランスデューサ機構とあわせて、適切な信号処理が必要となる。このように、生体計測における対象信号は多様であるため、ノイズ源の影響を排除しながら、正確かつ安定した信号抽出を行うには目的に応じた設計が必要となる。

加えて日常生活環境における計測を可能とするウェアラブルデバイスでは、動きによるデバイスの装

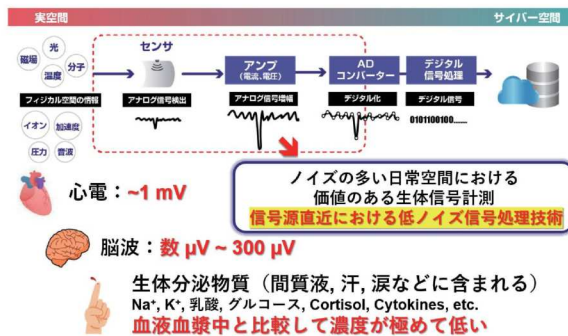


図1 生体計測デバイスの基本構成と計測対象例

着ずれ、汗などによる電極接触状態の変動など、多くのモーションアーティファクトがノイズ源として存在する。こうした状況下で安定的に正確な生体信号を計測するためには、以下の2つの要件が重要となる。

・信号源直近でのアナログ信号処理

信号が微小であるほど、長距離伝送によるノイズ重畳の影響を受けやすい。そのためセンサと回路の物理的距離を最小化し、早期に信号処理を行うことが望ましい。具体的には時計型、リング型、貼付け型の一体型の計測システムが理想的である。

・低ノイズ計測を可能とする軽量な信号処理回路

回路の内部ノイズが小さく、ハムノイズやモーションアーティファクト等の外部ノイズを抑制できる軽量な回路システムが望ましい。回路構成としては差動入力増幅回路、インピーダンス変換などが挙げられる。

これらの要求を満たすために、有機材料を用いたフレキシブル電子回路は、機械的柔軟性と生体適合性に優れ、軽量であるため、微小信号の近接信号処理回路として有効な選択肢のひとつである。次章では、こうした要求に応える技術として我々が開発を進めている有機電子回路の構造と特徴について紹介する。

フレキシブル有機電子回路の構造と特徴

図2上段に、フレキシブル有機電子回路の代表的な構成例を示す。真空蒸着法を用いたデバイス製造では、全ての製膜工程が室温近傍で実施可能であるため、プラスチック、ゴム、紙などの柔軟性を有

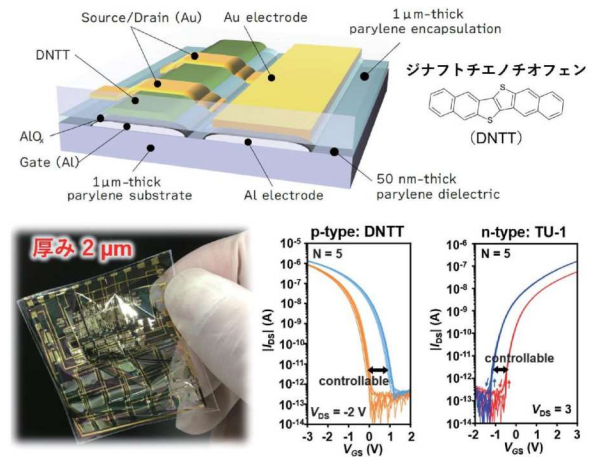


図2 フレキシブル有機電子回路の構造と特性

する材料を基板として使用できる。たとえば電界効果トランジスタの作製においては、基板上にゲート電極、絶縁膜、有機半導体層、ソース・ドレイン電極、封止層を順に積層することで構造が形成される¹⁾。具体的には、1 μm 厚の Parylene フィルムを基板として使用する。その上に 200 nm 程度の厚みのトランジスタ構造を積層し、さらに 1 μm 厚の Parylene フィルムで封止することで素子を応力中間層に配置する²⁾。このようにして、折り曲げに強く、柔軟性を備えた厚さ約 2 μm の超薄型回路が実現される。

このプラットフォームでは、p 型および n 型トランジスタに加え、ダイオード、キャパシタ、抵抗素子など、多様な受動・能動素子を構成することが可能である。さらに、p 型・n 型トランジスタを組み合わせた相補型構成により、高々 3 V 程度の低電圧で動作可能な低消費電力回路も実現されている³⁾。

また、トランジスタのしきい値電圧を制御可能なデバイス制御技術も確立されており⁴⁾、アナログおよびデジタル回路においても柔軟な特性調整が可能であることから、設計自由度の高いフレキシブル電子回路構築が可能となっている⁵⁾。

これにより、信号の増幅や変換といった基本的な電子機能を、フレキシブル基板上に集積した構成で完結させることができる。特に、生体表面のような凹凸のある曲面への装着においても、柔軟で軽量の構造により皮膚との追従性が高く、装着時の違和感が極めて少ない。こうした特徴により、本技術は次世代のウェアラブルデバイスにおけるアナログフロントエンドを実現する上で非常に有用である。次章では、その応用例として、有機トランジスタを用いた差動増幅回路により、心電信号の低ノイズ計測を実現した事例について紹介する。

差動増幅回路による低ノイズ心電計測⁶⁾

生体信号の中でも心電信号は、信号源として比較的高い電圧振幅（約 1 mV）を持つものの、依然として外部ノイズの影響を強く受ける。特に、電源由来のノイズ（50 Hz または 60 Hz のハムノイズ）や、身体の動きによるモーションアーティファクトによって信号が歪み、正確な計測が困難になる場合がある。そのため、医療・ヘルスケア用途において安定かつ高精度な心電計測を実現するには、ノイズ除去性能に優れた信号処理回路の導入が不可欠である。なお、一般的なウェアラブルデバイスである Apple Watch における心電図計測機能は、指先でデバイス本体に触れることで電位差を測定する方式を採用しており、両手が拘束される状態で数秒間静止して測定することが前提となっている。このような制約の下では、歩行や日常動作中における連続的な計測には限界があり、リアルタイム心電モニタリングには不向きである。

図3は、筆者らが開発した厚さ 2 μm のフレキシブル有機電子回路と、それを用いて構成した差動増幅回路の計測性能を示している。この回路は、p 型有機トランジスタおよびキャパシタにより構成されており、柔軟性と薄膜性を兼ね備えつつ、ノイズ耐性の高い信号処理が可能となっている。図3の右側には、本回路を用いて安静時および歩行時に計測した心電信号の比較結果を示した。上段の黒色波形は、センサから取得された未処理の生信号であり、静止時であってもハムノイズが顕著なため心電信号がノイズに埋もれてしまっている様子が確認できる。

さらに、歩行時にはモーションアーティファクトの影響により、心電波形はほとんど認識できない。中段の青色波形は、単入力の増幅回路（シングルエ

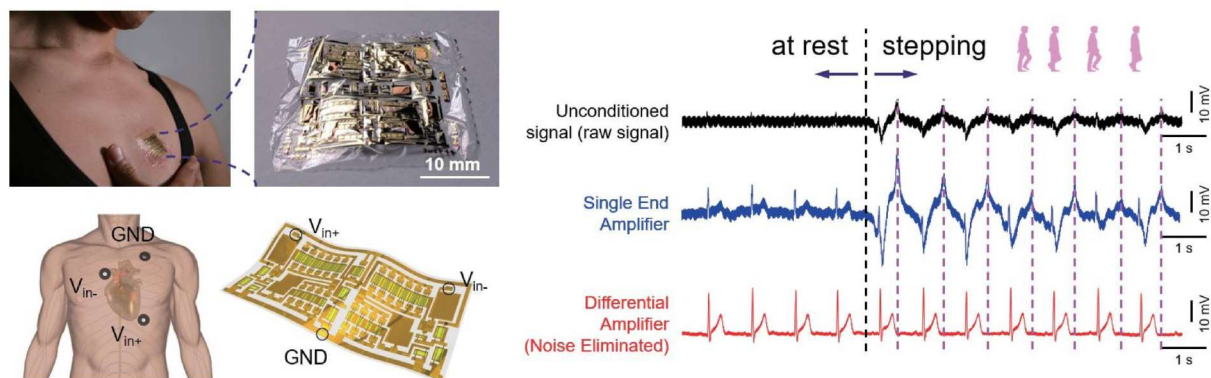


図3 フレキシブル差動増幅回路による心電信号のノイズ除去性能

ンド増幅回路) によって処理された信号である。静止時には信号のシグナル/ノイズ比 (S/N 比) が改善され、心電波形がある程度観測されるが、歩行時にはノイズも同時に増幅されてしまい、信号の品質は十分とは言えない。一方、下段の赤色波形は、フレキシブル差動増幅回路を用いた計測結果であり、ハムノイズおよびモーションアーティファクトが大幅に抑制されている。その結果、心電の R, S, T 波形が明瞭に現れている。このように、差動回路を信号源に近接して配置することで、フレキシブル回路であっても高精度な生体信号処理が可能となることが示された。

差動増幅回路は、心電信号のような電位差を検出する用途において非常に有効であり、二つの入力信号に共通して含まれる同相信号成分 (ハムノイズ、モーションアーティファクトなど) を効果的に除去する能力を持つ。したがって、ウェアラブル環境における安定かつ正確な生体計測を実現する回路構成として有用である。一方、生体から得られる情報には、生体電位信号だけでなく、汗や体液に含まれるイオンや分子といった化学的な信号も存在する。これらの信号は、電解質バランスをはじめとした生体の代謝状態を反映する情報である。そのため、信号を得るには、対象物質に選択的に応答するトランスデューサ (バイオセンサ) と、それを高いインピーダンスで受け取り処理するための回路構成が必要となる。次章では、汗中の電解質濃度の計測を例に、こうした化学信号を安定的に取得するためのフレキシブル回路設計について紹介する。

インピーダンス変換回路による低ノイズ汗電解質計測

心電信号のような電位差に基づく生体信号は、差動増幅回路を用いることで、共通ノイズの除去が可能であった。一方で、生体が発する情報には、電気信号に加えて、汗や唾液、涙などの体液に含まれる化学物質も重要な生理指標として存在する。たとえば、ナトリウム (Na⁺) やカリウム (K⁺) といった電解質は、体液の浸透圧や神経伝達、筋肉収縮に関与しており、脱水やストレス、代謝異常などと密接に関連している。このような化学的生体信号は、心電のように自然に電極間に現れるわけではなく、対象とする物質に選択的に応答するバイオセンサを

介して電気信号に変換する必要がある。さらに、これらのセンサは出力インピーダンスが非常に高い場合があり、得られる電位信号も微小であるため、ノイズの影響を受けやすく、適切な信号処理が必要である。

このような背景から、高インピーダンス信号源と AD コンバーターとの間の電氣的整合性を確保するためには、インピーダンス変換回路、すなわち高入力インピーダンスかつ低出力インピーダンスを有するバッファ回路の導入が有効である。バッファ回路は、センサ信号の忠実な伝送と外部ノイズの影響低減を同時に実現する役割を果たす。本章では、フレキシブル有機回路技術を用いたインピーダンス変換回路を用い、運動中の被験者から汗中の Na⁺ および K⁺ 濃度をリアルタイムに計測した結果について紹介する。

近年、皮膚に貼付して連続・非侵襲的に汗中の化学物質を測定するウェアラブル汗センサの研究が盛んに行われている。特にスポーツサイエンスの分野では、Na⁺, K⁺ は熱中症や心疾患などのバイオマーカーとして注目されている。従来の汗センサでは、柔軟性・伸縮性など、皮膚との親和性を重視したセンサが数多く報告されているが、その信号処理回路には硬い無機半導体からなる集積回路が用いられており、柔軟性を損なう要因やノイズ混入のリスクとなっていた。そこで我々は、図 4 左上に示すように、軽量で柔軟な有機インピーダンス変換回路をセンサの直近に配置することで、センサの柔軟性を維持し

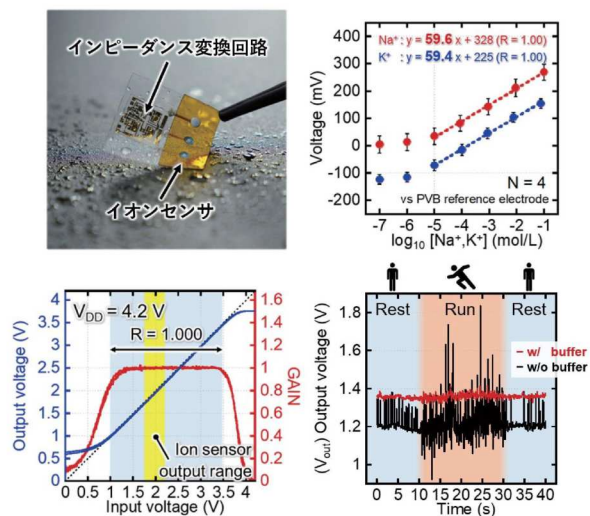


図4 インピーダンス変換回路と低ノイズ性能

つつ、ノイズ耐性を大幅に向上させた汗センサを開発した。イオンセンサは、Ag/AgCl電極を印刷したプラスチック基板に、汗中のNa⁺とK⁺を検出する2種類の作用極と1種類の参照極で構成されており、作用極と参照極の電位差を測定することでイオン濃度を検出する仕組みである。作製したセンサは理想的なネルンスト応答(約60 mV/dec)と広い検出範囲(10⁻⁵-10⁻¹ mol/L)を示した(図4右上)。有機信号処理回路には、プラスチック基板にp型・n型有機トランジスタを用いて構成したインピーダンス変換回路を作製した。この回路は入力電圧をそのまま出力し(図4左下)、信号のインピーダンスを低減する役割を果たす。実際に、イオンセンサの高いインピーダンス(約40 MΩ)を約300 kΩ程度にまで低減し、運動中の貼付け状態において83%以上の電圧ノイズ低減を実証した(図4右下)。

さらに、図5に示すように、我々が開発したパッチ型Na⁺、K⁺センサシステムは、イオンセンサを内包した汗流路構造と信号処理回路を一体化した構造を有し、皮膚への高い追従性と計測安定性を兼ね備えている。得られた信号は、隣接するバッファ回路によってノイズ耐性が向上し、後段の無線モジュールによって外部にリアルタイムデータが送信される。信号源直近での信号処理により、伝送中のノイズ混入や信号劣化を最小限に抑えている。

図5下部は、被験者がエルゴメーターを用いた運動を行った際の、汗中Na⁺およびK⁺濃度の経

時変化を示している。運動に伴って発汗量(Sweat Rate, S.R.)が上昇し、それに応じてNa⁺濃度も上昇した。一方で、K⁺濃度は全体を通してほぼ一定を保っており、これは既報と一致する傾向である。市販のイオンメータによる分析結果との比較からも、本センサの定量性とリアルタイム性の高さが裏付けられた。このように、有機トランジスタを用いたインピーダンス変換回路の導入により、柔軟性とノイズ耐性を両立しながら、化学センサの微小信号を安定して計測することが可能となった。本技術は、脱水や電解質バランスのリアルタイム評価を可能にするヘルスケア応用において、大きな可能性を有している。

おわりに

本稿では、フレキシブル有機電子回路を用いた低ノイズ生体信号計測技術について、その構造と応用可能性を中心に解説した。心電信号や汗中イオンのような微小でノイズに敏感な生体信号に対し、差動増幅回路およびインピーダンス変換回路を活用することで、軽量で柔軟なウェアラブルシステムを構築し、日常生活において使用可能な低ノイズ・リアルタイムな生体計測を実現した。

今後は、柔軟性に加えて伸縮性を備えた超薄型・軽量電子回路の開発や、電子回路内部のノイズ低減^{8,9)}を含むデバイス物理に基づく材料・素子開発の高度化を進める予定である。また応用面では、体外からの生体センシングのみならず、脳血管内からのアプローチによる低侵襲ブレイン・マシン・インターフェイス¹⁰⁾など、軽量・薄膜という特性を活かした先端応用にも取り組む予定である。

謝辞

本研究は、大阪大学・産業科学研究所の関谷毅教授、荒木徹平准教授をはじめとして植村研究室、関谷研究室、荒木研究室の皆様のご協力の下に行われました。加えて、関連の共同研究者の皆様にも深く感謝いたします。本研究は、科研費、JST ムーンショット型研究開発事業、JST 創発的研究支援事業、JST 共創の場、JSPS 二国間交流事業などの支援を受けて実施されました。また最後に、本執筆の機会を頂きました大阪大学大学院工学研究科の桑原裕司先生に深く感謝申し上げます。

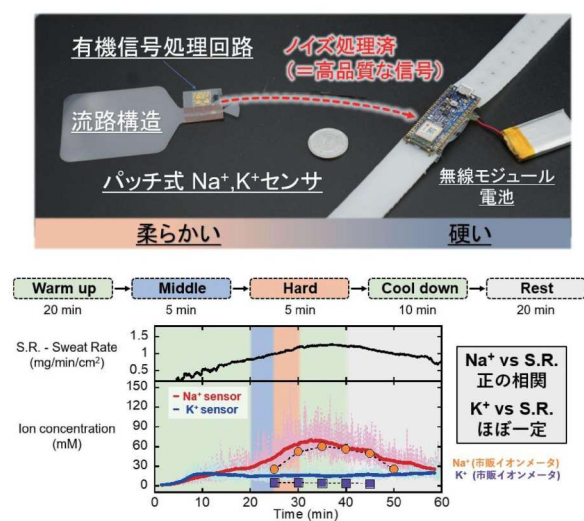


図5 低ノイズ汗センサの構造と運動中の汗計測結果

参考文献

- 1) M. Kondo *et al.* Applied Physics Express **9**, 061602 (2016).
- 2) T. Sekitani *et al.* Applied Physics Letters **87**, 1–3 (2005).
- 3) K. Taguchi *et al.* ACS Applied Electronic Materials **4**, 6308–6321 (2022).
- 4) K. Taguchi *et al.* Advanced Materials **33**, 2104446 (2021).
- 5) M. Kondo *et al.* Science Advances **6**, eaay6094 (2020).
- 6) M. Sugiyama *et al.* Nature Electronics **2**, 351–360 (2019).
- 7) S. Ikarimoto *et al.* under review.
- 8) M. Kondo *et al.* ACS Applied Materials & Interfaces **11**, 41561–41569 (2019).
- 9) T. Kimura *et al.* Advanced Electronic Materials **2**, 2201279, 1–8 (2023).
- 10) T. Iwata *et al.* bioRxiv <https://doi.org/10.1101/2024.08.29.610418> (2024).

