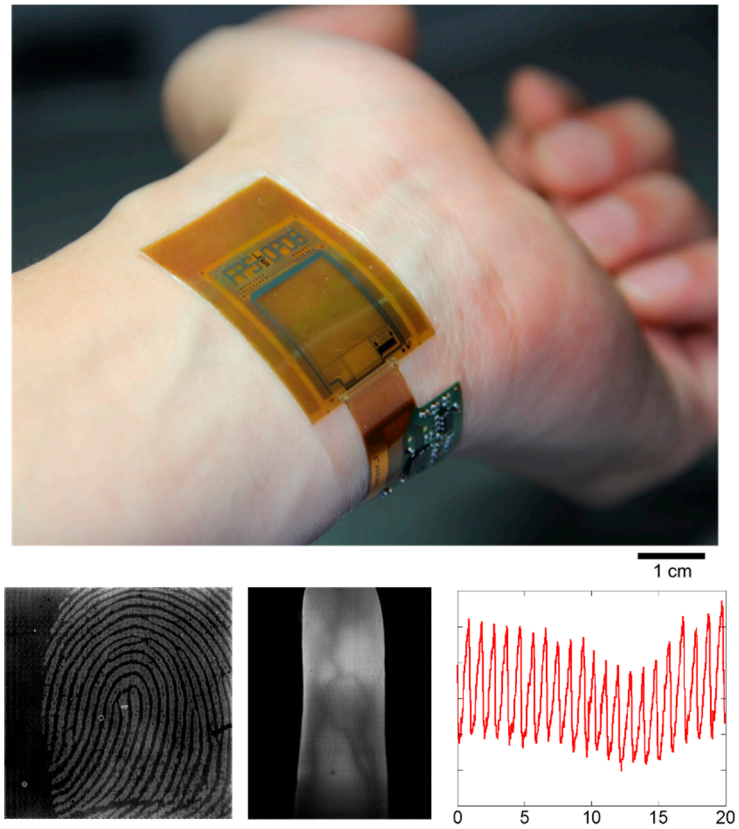
96　フレキシブル光デバイスを用いた血流イメージング	横田　知之

【目的】本研究では、20 μm 以下の超柔軟なフレキシブル基板上に、高解像度のイメージング素子を作製し、患部に直接貼り付けて血流状態をマッピングするシステムの開発を目指す。
【方法】本研究では、10 μm のフィルム基板上に低温ポリシリコンのバックプレーンと有機受光素子を集積化することで、フレキシブルな有機イメージセンサーを実現した。作製したイメージセンサーは、解像度が 508 dpi、撮像速度が 41 fps であり、850 nm の近赤外領域において高い感度を有していた。
【結果】本研究で開発したフレキシブルイメージセンサーを用いて、生体信号の計測を行った。イメージセンサー上に指を直接置いたところ、従来の CMOS イメージセンサーと同等の指紋画像を検出することに成功した。さらに、開発したイメージセンサーの高速性を生かすことで、脈波の検出を行うことにも成功した。また、レンズなどの光学系と組み合わせることで、指の静脈の撮像にも成功した。

本研究で開発したシート型イメージセンサー



96. フレキシブル光デバイスを用いた血流イメージング

横田　知之

東京大学 工学系研究科 電気系工学専攻

Key words：有機エレクトロニクス，イメージング技術，ウェアラブルセンサ，生体計測

緒　言

遊離皮弁形成術などの組織移植術においては、血管を接合する必要性があるために、血栓、吻合の不備等の理由により、術後一定の確率で血流障害が生じてしまう。血流障害が進行すると、移植組織に障害が残ってしまい、最悪組織が壊死してしまう。救済確率は、血流障害の発生からの時間経過とともに低下してしまうため、血流障害を速やかに発見して再手術を行い、血流を改善する必要がある。そのため、移植手術後の数日は、昼夜を問わず継続的に血流を観察する必要がある。また、血流モニタリングは組織移植のみならず、閉塞性動脈硬化症や糖尿病性足壊疽の予後判断、褥瘡など広汎な用途が想定され、外来血流障害例にも応用でき幅広い需要がある。現在の医療現場では、診察による色調の観察、検温、レーザードップラーによる血流計測など医療スタッフによる診断が一般的である。血流モニタリングは、術後数日の間、昼夜を問わず行う必要があるため医療スタッフ、患者両方にとって負担が大きいという問題があった。また、数時間毎のチェックでは血流障害発見の遅れにつながる等の問題がある。そのため、血流の常時モニタリングを行うことにより、血流障害を医療スタッフに対し即座に知らせ、素早い救済手術を行うことができる仕組みが必要である。さらに、血流障害は移植組織内で部分的に発生する例もあるため移植組織全体のモニタリングを行う必要がある。

本研究では、20 μm 以下の超柔軟なフレキシブル基板上に、高解像度のイメージング素子を作製し、患部に直接貼り付けて血流状態をマッピングするシステムの開発を目指す。より具体的には、20 μm の極薄フィルム基板上に、近赤外光に応答性を持つ有機フォトディテクタとスイッチング素子として薄膜トランジスタを集積化することで、高解像度かつ大面積なイメージング素子を実現する。これまでに、有機光デバイスを用いた生体センシングは様々なグループから報告されている。その例としては、血中酸素濃度計［1］、筋収縮モニタリングシステム［2］などがあげられる。これらのデバイスは、フレキシブル基板にデバイスを作製しているものの、厚さが 100 μm 以上あるため、曲げることはできるものの、生体に密着させることが困難であった 。また、センシング点も 4 点以下と少なく、二次元のマッピング可能なデバイスは報告されていない。これらは、薄膜基板上へのデバイス開発の困難さが原因と考えられる。特に、20 μm 以下の薄膜基板の場合は、熱による影響を受けやすいために高エネルギープロセスを用いることができない。そのため、高解像・高特性のバックプレーンを薄膜基板上に作製することは非常に難しい。このように、薄膜基板上に 100 μm 以下の解像度を持つセンサシステムを作製することは非常にチャレンジングな研究課題であると考えられる。このような高解像度なフレキシブルセンサシステムは未だ報告がされておらず、実現することができればこれまで測定できなかった様々な生体情報を二次元でマッピングすることが可能となる。このような今まで測定できなかった情報が測定されるようになれば、医療分野において術後の経過観察、新薬の開発など多大なる貢献が期待される。

方　法

1. シート型イメージセンサー

図 1 に我々の開発したシート型イメージセンサーの構造図と写真を示す。シート型イメージセンサーは、アクティブマトリックス読み出し方式を採用しており、光センシングのための有機フォトダイオード、セル選択のための低温ポリシリコン（LTPS）を用いたバックプレーン、読出しのためのアナログ・フロント・エンド（AFE）部分の 3 つの要素

から構成される（図 1）。イメージセンサーは、実効的な受光総面積は 12.6×12.8 mm^2 であり、セルピッチが 50 μ m、解像度は 508 ppi の総ピクセル数が 252×256 セルとなっている。フォトディテクタ部は、有機半導体を活性層に用いており、最大感度波長は近赤外光の 850 nm となっている。さらに、逆型構造と呼ばれる安定な構造を用いることで、大気中での安定動作を実現している。イメージセンサーに光が照射されると、有機フォトディテクタにおける光電変換によって光電流が流れ、各センサ素子のキャパシタに電荷が蓄積される。蓄積された電荷は AFE で読み出される。より具体的には、電荷量によってコンパレータの出力が信号線の初期値である 0.75 V から変化し、その変化量を A／D 変換して、10 ビットのデジタル信号として読み出す。AFE は、フレキシブルケーブル上に実装されているため、シート型イメージセンサーは全体が機械的なフレキシビリティを有する。

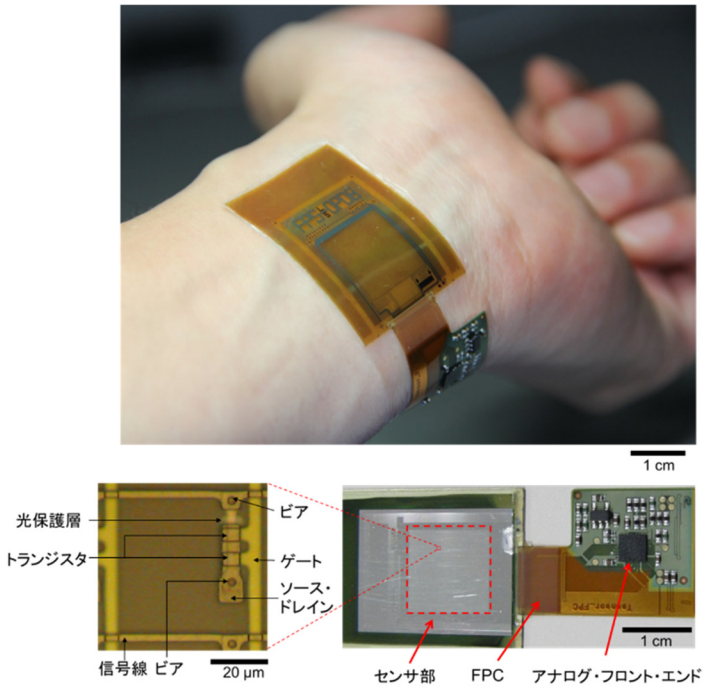


図 1. シート型イメージセンサーのデバイス写真

本研究で開発したイメージセンサー。低温ポリシリコンを用いたバックプレーン上に、有機光センサを集積化することで、高解像度を実現した。総厚さが、15 μ m と薄いために、皮膚の形状に追従するようにセンサを貼り付けることができる。

2. シート型イメージセンサーの作製手法

次にイメージセンサーの製造方法の概略について述べる。はじめに、ガラス基板に成膜された 10 μ m のポリイミド上に LTPS のバックプレーンを形成した。各セルは、チャネル長 4.5 μ m、チャネル幅 2.5 μ m、移動度約 40～70 cm^2/Vs の直列に接続された NMOS トランジスタ 2 個が直列に接続されたダブルゲート TFT から構成されている。ダブルゲート構造を用いることで、歩留の改善やリーク電流を抑制できる。また、周りのドライバ部分の回路はチャネル長 4.5 μ m、チャネル幅 3.5 μ m、移動度約 40～70 cm^2/Vs の PMOS と NMOS トランジスタからなる CMOS 回路で形成されている。LTPS の TFT は、まず SiO、SiN、SiO、a-Si の 4 材料成膜した後に、エキシマレーザーによるアニールで a-Si を結晶化させてポリシリコンを形成する。ポリシリコンの形成後に、ホウ素とリンをドーピングすることで、PMOS と NMOS の電極を形成した。その後、絶縁膜に 70 nm の SiO、ゲート電極として 250 nm の MoW を成膜することで製造される。バックプレーンを製造後、上部に有機フォトディテクタの層を形成するために、厚さ 2 μ m の平滑層と封止膜を形成した。バックプレーンと有機光センサの接続を行う為に、ビアはドライエッチングによって形成した。

次に、大気安定な逆型構造の有機フォトダイオードを光センサとしてバックプレーン上部に形成した。有機センサの

アクティブ層は、近赤外光（850 nm）に感度を持つ材料を用いている。透明電極にはITOを用いており、ビアを通じてバックプレーンと接続されている。さらに、ITOの表面にZnOを形成することで、電極の仕事関数を調整している。有機フォトダイオードは、PMDPP3TとPCBMの2種類の材料を混合して成膜することで、バルクヘテロ構造を実現している。さらに、上部電極として、PEFOT：PSSと銀を成膜した。有機フォトダイオードは、厚さ1 μmのパリレンで封止を行っており、AFEが実装されたフレキ基板との接続のためにコンタクトパッドとしてCr／Auが上部に成膜されている。

最後にAFEが実装されたフレキシブルケーブルと有機光センサマトリックスをACFにより接続した。AFEは検出したアナログの微小な信号をデジタル信号に変換するための回路で、増幅回路とキャパシタンスにより構成されている。デバイスは、全てのプロセスが終了後にレーザーリフトオフによりガラス基板から剥離した。

結果および考察

1. イメージャーの各構成素子の基礎特性

1）有機フォトダイオード単体の特性

従来の近赤外に応答するフレキシブルな有機フォトディテクタは、暗電流が 10^{-5} A/cm^2 より高い、検出感度が 10^{11} Jones程度であった［3, 4］。また、暗電流が低いデバイスも報告されているものの、外部量子効率が0.2～0.3程度のものがほとんどであった［5～7］。今回我々の開発した有機フォトダイオードは、バルクヘテロ構造の有機材料の混合率、有機層の厚さを最適化することで、高い感度と低い暗電流を同時に実現することに成功した。静脈認証などで一般的に用いられる850 nmの近赤外波長において、分光感度が0.57 A/Wと高い値を示した。この値は、従来用いられているシリコンフォトダイオードと比較しても同等の感度（0.5～0.7 A/W）となっている。作製した有機フォトダイオードの暗電流密度は 10^{-7} A/cm^{2}以下と非常に小さく、出力2.9 mW/cm^{2}の850 nmの近赤外光を照射した時の光電流密度は 1.7×10^{-3} A/cm^{2}であった。また、外部量子効率は850 nmにおいて−2 V駆動の際に1.0程度であり、有機フォトディテクタの検出感度は、3×10^{11} Jonesであった。

2）LTPSのトランジスタ特性

高解像度と高速動作を実現するために、バックプレーンに移動度の高いLTPSを用いている。パネル部分には、50 μmピッチの508 dpiの高い解像度のバックプレーンとCMOS回路が実装されている。これは、LTPSの移動度が10 cm^2/Vs以上あり、移動度が約1 cm^2/Vsの有機トランジスタやアモルファスSiのトランジスタと比較して、高い移動度を有しているためである［8～10］。また、LTPSはドープ材料を変えることで、PMOSとNMOSを実現することができ、CMOS回路を形成することが可能である。さらに、ON／OFF比に関しても、10^4～10^6である有機トランジスタやアモルファストランジスタと比較して、10^7と大きなON／OFF比を実現できるためである。今回作製したトランジスタはp型n型共に移動度が40～70 cm^2/Vs程度、閾値電圧がそれぞれ−2.60 V、1.87 V、ON／OFF比も共に7桁以上であった。バックプレーンのTFTには、有機フォトダイオードとの集積化を行う上で、フォトダイオードの暗電流と比較して十分に低いOFF電流、光電流より高いON電流が要求される。今回作製したLTPSのTFTは、有機フォトダイオードの暗電流、3 mW/cm^{2}の近赤外光を照射した際の光電流と比較して要求を十分に満たしている。

2. シート型イメージセンサーの評価

1）指紋の検出

我々の開発したシート型イメージセンサーのユニークな特徴として、レンズなどの光学系は必要なく、皮膚に直接イメージャーを接触させて指紋を撮像することができる。撮像した結果を図2に示す。撮像した画像は、隆線の数や分岐点、端点のみならず、汗腺の位置まで検出できるなど、高い認証を実現するうえで重要な生体情報を撮像できていることがわかる。通常のイメージング素子を用いて指紋を撮像する場合、レンズなどの光学系を用いて撮像する必要がある。しかし、我々の開発したシート型イメージセンサーは、レンズなどの光学系が不要で、非常に明瞭な指紋を撮像することができている。そのため、システム全体をフレキシブルにできる。これは、静電容量方式と光による撮像を組み合わせることで指紋のイメージングを行っているためである。



図 2. シート型イメージセンサーで撮像した指紋の画像
シート型イメージセンサー上に指を直接置くことで撮像した指紋画像。
汗腺などの細かい特徴点まで検知することができた。

2）静脈の検出

さらに、レンズなどの光学系と組みわせることで、静脈の撮像も可能である。図 3 に撮像した指の静脈を示す。指の上部から近赤外光を当て、指を透過した光をレンズで集光しシート型イメージセンサーでイメージングを行った。今回撮像した静脈は、静脈認証を行う上で重要となる静脈分岐点や分岐角度、本数などの特徴的な情報を取得することができている。さらに、CMOS イメージャーで撮像した静脈とシート型イメージセンサーで撮像した画像の比較を行ったところ、信号強度は静脈箇所で共に最小になっており、さらにコントラストは最大でも 5%の違いしかなく、シート型イメージセンサーが従来の CMOS イメージャーと同等の画質を有していることが確認できた。

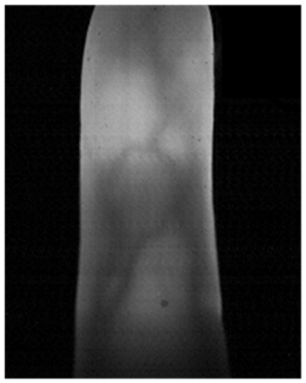


図 3. シート型イメージセンサーで撮像した静脈の画像
シート型イメージセンサーと光学系を組み合わせることで、
静脈の撮像に成功。

3）脈拍の検出

シート型イメージセンサーは、静的なバイオメトリックな情報を撮像できるのみならず、脈拍などの動的な情報を取得することができる。実際に、シート型イメージセンサーを用いて脈拍の測定を行った結果を図 4 に示す。我々のデバイスを用いて測定した結果を市販の脈拍計を用いて測定した結果と比較したところ、どちらのデバイスも、1 分間当たり 77 拍と同じ心拍数を示した。さらに、パルスのピーク位置の平均時間差を計算したところ、従来のデバイスと比較して 30 ミリ秒と非常に小さい値を示しており、市販のデバイスと同等の性能で計測することができることを確認した。

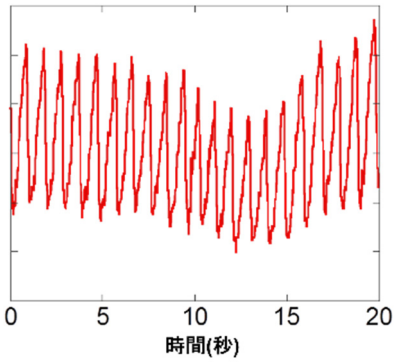


図 4. シート型イメージセンサーで撮像した脈波
開発したシート型イメージセンサーは高速で信号を取得できるため、
脈波などの動的な生体信号の計測にも成功。

共同研究者

本研究の共同研究者は、旭川医科大学先進医工学研究センターの井上雄介講師である。

文　献

1) Park S, Fukuda K, Wang M, Lee C, Yokota T, Jin H, Jinno H, Kimura H, Zalar P, Matsuhisa N, Umezu S, Bazan GC, Someya T. Ultraflexible Near-Infrared Organic Photodetectors for Conformal Photoplethysmogram Sensors. Adv. Mater. 30, 1802359 (2018). DOI: 10.1002/adma.201802359
2) Wu Z, Yao W, London AE, Azoulay JD, Ng TN. Temperature-Dependent Detectivity of Near-Infrared Organic Bulk Heterojunction Photodiodes. ACS Appl. Mater. Interfaces 9, 1654–1660 (2017). DOI: 10.1021/acsami.6b12162
3) Siegmund B, Mischok A, Benduhn J, Zeika O, Ullbrich S, Nehm F, Böhm M, Spoltore D, Fröb H, Körner C, Leo K, Vandewal K. Organic narrowband near-infrared photodetectors based on intermolecular charge-transfer absorption. Nat. Commun. 8, 15421 (2017). DOI: 10.1038/ncomms15421
4) Rauch T, Böberl M, Tedde SF, Fürst J,Kovalenko MV, Hesser G, Lemmer U, Heiss W, Hayden O. Near-infrared imaging with quantum-dotsensitized organic photodiodes. Nat. Phot. 3, 332–336 (2009). DOI: 10.1038/nphoton.2009.72
5) Simone G, Di Carlo Rasi D, de Vries X, Heintges GHL, Meskers SCJ, Janssen RAJ, Gelinck GH. Near Infrared Tandem Organic Photodiodes for Future Application in Artificial Retinal Implants Solar Cells. Adv. Mater. 30, 1802359 (2018). DOI: 10.1002/adma.201804678
6) Kaltenbrunner M, Sekitani T, Reeder J, Yokota T, Kuribara K, Tokuhara T, Drack M, Schwödiauer R, Graz I, Bauer-Gogonea S, Bauer S, Someya T. An ultra-lightweight design for imperceptible plastic electronics. Nature 499, 458–463 (2013). DOI: 10.1038/nature12314
7) Powell M. J., The physics of amorphous-silicon thin-film transistors. IEEE Trans. Electron Devices 36, 2753–2763 (1989). DOI: 10.1109/16.40933
8) Akkerman H, Bart Peeters B, van Breemen A, Shanmugam S, Tordera D, van der Steen J, Kronemeijer AJ, Gelinck G. Printed Organic Photodetector Arrays and their use in Palmprint Scanners. SID Sym. Dig. Tech. Papers. 49, 494–497 (2018). DOI: 10.1002/sdtp.12609

9) Lochner CM, Khan Y, Pierre A, Arias AC. All-organic optoelectronic sensor for pulse oximetry. Nature Commun. 5, 5745 (2014). DOI: 10.1038/ncomms6745
10) Bansal AK, Hou S, Kulyk O, Bowman EM, Samuel ID. Wearable Organic Optoelectronic Sensors for Medicine. Adv. Mater. 27, 7638 (2015). DOI: 10.1002/adma.201403560