ウェアラブル健康管理パッチデバイスの開発に向けて

竹井 邦晴*

Toward Flexible and Wearable Health Monitoring Patch Devices

Kuniharu TAKEI*

* 大阪府立大学 (〒599-8531 大阪府堺市中区学園町1-1)

* Osaka Prefecture University (1-1 Gakuen-cho, Naka-ku, Sakai, Osaka 599-8531)

1. はじめに

本解説の読者の皆様は、現在生活において心配事はありませんか？ 本質問にはさまざまな回答があるかと思います。最新の世論調査では、生活における心配事の1位に「お金」、続いて2位に「自分の健康」、3位に「家族の健康」となっています。またこれは日本のみに限らず世界的な傾向であることがわかっています。しかしながら健康に関する興味が高いのに対し、健康診断や人間ドックの受診率は68%程度といわれている。未受診の理由は、時間がない、費用がかかる、面倒だからといったものである。ここで「健康」について着目した理由は、図1に示すように、「健康」と「幸福」には強い相関関係があることがわかっており、今後さらなる発展に向け「健康」および「幸福度の高い」社会構築が重要課題であるためである。これは、より良い「健康」を維持することで高い「幸福」度を得ることができ、結果として「ストレスの少ない生活」が実現できる。このストレスの少ない生活が「活気あふれる社会」を実現し、さらに高い「幸福」度が得られる。この正のサイクルを維持することで、人々の生活の向上が見込める。これにより幸福度が高く、活気あふれる魅力的な社会構築が可能となり、このような生活・社会の実現が今後のわれわ

れの生活には重要且つ必要不可欠になることは間違いない。

繰り返しになるが、人々の健康を維持することで快適な社会の実現が期待できる。しかし現在、高齢化社会さらには超高齢化社会と言われるほど高寿命化が進んでおり、健康の維持には医療費、病院数、医師・看護師の負担が今後益々増加すると予想されている。またこのような負担の軽減に向け健康診断の受診率を上げることで病気を未然に防ぐ努力も必要である。

そこでこれらの問題を解決する一つの可能性として、われわれのグループでは絆創膏または衣服のようなフレキシブルな基板上に電子デバイスを作製することで実現するウェアラブルデバイスの開発に取り組んでいる^{1),2)}。これは、ウェアラブルデバイスをフレキシブル化することで装着感や違和感無く体から健康状態をリアルタイム計測することを目指している。またデバイスを印刷技術などで知られる大面積且つ低価格化プロセスで作製することで、デバイス単価を下げ、より多くの人に利用してもらえるウェアラブル・フレキシブルデバイス実現を行う。本実現により、現在商品化されているウェアラブルデバイスの高価格による低普及率および硬いデバイスによる装着感・違和感などから困難であったさまざまな条件下（例えば睡眠時など）やさまざまな人からの健康状態のリアルタイム計測を可能にする。これにより得られた結果を蓄積・解析することで将来的には予防医療などの応用へと発展することも期待できる。また健康状態のリアルタイム管理により通院費の削減や医師・看護師の負担軽減、さらには孤独死などの問題解決にも適用が期待できる。本研究では、皮膚に直接触れるデバイスのため衛生面を考慮し、一般的な絆創膏のような使い捨てデバイスを基礎とすることを提案している。特に印刷形成によりセンサの低価格が期待できるため図2に示すように使い捨てセンサシートとする。本ウェアラブル健康管理デバイス実現には、センサのみではなく信号処理回路などプロセスが複雑なデバイスの集積化も必要不可欠である。しかし本デバイスを使い捨てデバイスとすることは価格面で困難である。そこで本研究では複雑なプ

図1. 健康と幸福度および活気あふれる社会構築の相関関係

図2. 本研究が目指すウェアラブル・フレキシブル健康管理デバイス。使い捨てセンサシートと再利用デバイスシートで構築。無線機能なども搭載することで遠隔による医師の診断なども可能にする

ロセスを必要とするデバイスは再利用デバイスシートとし、使い捨てセンサシートと再利用デバイスシートの取り外しを可能にすることで衛生面と可能な限りの低価格化を実現する³⁾。また図2に示すように薬液搬送デバイスや無線デバイスも同時に集積化することで緊急時の自動薬液投与や遠隔からの医師による常時健康状態の管理を可能にする。本解説では、著者がこれまで行ってきた印刷技術により形成した使い捨て可能なフレキシブルセンサについて紹介する。ただし残念ながら図2に示すようなウェアラブルデバイス実現には、さらなる研究開発が必要であり、本解説では本実現へ向けた各センサについてのみ紹介する。

2. 印刷形成による大面積フレキシブルデバイス

2.1 歪み、温度センサ

ウェアラブル健康管理デバイス実現へ向け、さまざまなセンサが必要になる。その中でも、本解説では活動量センサ（加速度センサ）、心拍計測センサ、皮膚表面温度計測に応用可能な歪みセンサおよび温度センサについて紹介する^{2),4)~6)}。上述したように本研究では、使い捨てセンサシートを目指しており、低価格で大面積デバイス形成が可能な印刷技術によるセンサ形成方法の開発に注目する。

まず歪みセンサは、銀 (Ag) ナノ粒子 (NP) インク（韓国 Paru 社製）および単層カーボンナノチューブ (CNT) インク（米国 SWeNT 社製）を混ぜることでスクリーン印刷形成可能な歪みセンサインクを形成する^{4)~6)}。本歪みセンサは、歪みが印加されると AgNP 間の距離が変化する。結果として電気抵抗が変化する、この抵抗変化量から歪みを算出することができる。CNT は、強い引っ張り応力が印可された場合、AgNP 間を電氣的に接続する役割であり、これにより高いダイナミックレンジを実現している。AgNP インクおよび CNT インクの合成比を変えることで歪みセンサの感度を容易に調整することが可能であり、最大感度は AgNP と CNT インクの混合質量比 4:5 で ~59%/Pa（ただし、フィルム長 8 mm、膜厚 0.5 mm のシリコンラバー上での結果）を得ることが可能である。ここでは、AgNP と CNT インクの混合比 3:5 を用いて歪みセンサを作製した。インクのスクリーン印刷後、70℃で約1時間焼成した。さらに必要に応じて Ag 電極を市販されているインク（アサヒ化学研究

図3. 印刷形成した温度センサおよび歪みセンサの (a) 温度変化に対する抵抗変化率、および (b) 曲げもしくは印加圧力に対する抵抗変化の結果。 (c) 指の触覚による温度センサと歪みセンサの応答特性^{4),5)}。

所製）を用いてスクリーン印刷することで歪みセンサを作製した。

温度センサ用インクは、歪みセンサと同様の CNT インクと導電性高分子である poly (3,4-ethylenedioxythiophene) polystyrene sulfonate (PEDOT: PSS)（米国 Sigma Aldrich 社製）を混合質量比 1:10 で混ぜることで形成した^{2),6)}。温度センサの原理は、明確にはわかっていないが CNT と PEDOT:PSS 界面での温度変化における電子のホッピング伝導率率の変化によるものであると考えられる。そのため本温度センサも歪みセンサ同様に抵抗変化型のセンサである。印刷後、70℃で約1時間焼成した。電極は、歪みセンサ同様 Ag 電極を印刷することで形成した。

最初に歪みセンサおよび温度センサの温度および基板の曲げ（歪み）に対する各センサの特性について示す。図3aには両センサの温度に対する抵抗の変化率の結果を示す。本デバイスはウェアラブルデバイスへの応用を目指してい

るため、測定温度は室温から 50°C 程度までとした。結果から温度センサは温度に対して直線的に抵抗が減少するのに対して、歪みセンサは温度に対してほぼ変化しないことが明らかになった。温度センサの温度による抵抗変化率から算出した感度は、約 0.63%/°C であった。それに対して歪みセンサは温度に対して約 0.03%/°C の感度であった。次に歪みに対する両センサの抵抗変化率の結果を図 3b に示す。歪みセンサは印加圧力（基板の曲げ）に応じて抵抗が大きく変化し、その圧力に対する抵抗変化率から算出した感度は、2%/Pa であった。繰り返しになるが図 3a に示す歪みセンサは AgNP と CNT インクの混合比 3:5 を用いているため、上述の最高感度とは異なることを注記しておく。それに対し温度センサは基板の曲げに対し約 0.02%/Pa 程度の変化であった。このように温度センサは温度に対し、歪みセンサは歪み量に対してのみ高い検出感度を有しており、両センサを集積化しても高い選択性を有した信号検出が可能であることが確認できた。最後に歪みセンサおよび温度センサを人の指で触ることによるセンサ出力のリアルタイム計測を行った。図 3c に示すように温度および歪みセンサ共に人の触覚に対して反応しているのを確認した。

2.2 多機能化を目指した絆創膏型デバイス

ウェアラブルデバイスとしての可能性を示すため、最初のプロトタイプとして印刷技術のみによる触覚センサ、温度センサ、無線コイル、そして薬液搬送用フレキシブルポンプをカプトン基板上に集積化した（図 4a-b）²⁾。フレキシブルポンプは、半球状に形成した空洞内に薬液（本実験では赤色に染めた水）を充填し、その部分に圧力を加えることでマイクロ流路を介して、カプトン基板下側（皮膚に触れる側）から薬液が排出される仕組みである。フレキシブルポンプは、ポリマー材料である Polydimethylsiloxane (PDMS) を型形成することで作製しており、ゴムのような柔軟性を有しているためフレキシブルデバイスとしての活用が可能である。図 4c には、薬液排出口にガーゼを配置した場合の薬液排出前後におけるデバイスの写真を示す。写真の色のコントラストからもわかるように、PDMS ポンプに圧力を印加することで薬液を排出することが可能であることが確認できた。次に、無線コイルと容量型の触覚セン

サを直列接続することで無線による触覚の検出および温度検出を行った。実験は人の指で作製したデバイスに触ることによる触覚センサと温度センサの変化をリアルタイム測定した。無線コイルの共振周波数 42 MHz を用いて触覚の検出を行った。図 4d に示すように、指の触覚による温度変化および無線での触覚の検出が可能であることが確認できた。最後に本デバイスを腕に装着し、活動時における皮膚表面温度の変化の計測を行った。本実験では、辛いスープの飲食時および室内での運動時における皮膚表面温度の変化の観測を行った。本デバイスを腕に装着すると、図 5 のように正常時の皮膚表面温度である約 29–31°C に温度は上昇し、さらに辛いスープの飲食時には発汗作用によるものと考えられる原因で皮膚表面温度は 32.5°C 程度まで上昇し、そして正常時皮膚表面温度へと減少する傾向が得られた。それに対して室内における運動中は正常時と比較し温

図 4. 本研究で提案する絆創膏型健康管理デバイスの (a) イメージ図および (b) 作製したデバイス写真。 (c) 薬液搬送前後のデバイス写真。 (d) 指の触覚による温度センサおよび無線検出による触覚センサのリアルタイム計測結果²⁾。

図 5. 印刷形成した温度センサによる、辛いスープの飲食時および軽い運動時の皮膚表面温度の計測結果²⁾。

度変化がほとんど得られなかった。本理由としては室内における軽い運動且つ短い(12分程度)運動であり、運動終了時に直ちにデバイスを外してしまったため発汗作用などの影響が観察できなかったのものであると考えられる。本研究ではウェアラブルデバイスの開発に焦点を当てているため、活動時における皮膚表面温度のさらなる解析などは行っていない。最後に、図4で示したデバイスには歪みセンサの集積は行わなかったが、別で作製した歪みセンサを手首に添付することで、図6のように脈拍を計測することも可能である。

本解説で示した歪みセンサおよび温度センサは一例であり、今後さらなる発展によりさまざまな応用デバイスが期待できる。このように印刷技術で形成したセンサでも、材料の最適化などを行うことでさまざまな応用(本研究では健康状態の検出)に適用可能であることを示し、さらに低価格・大面積フレキシブルセンサの可能性を示唆することができた。

図6. 印刷形成した歪みセンサによる脈拍計測結果

2.3 使い捨て、再利用デバイスシート間電気接続

本研究で提案する使い捨てシートと再利用シートデバイスを実現するには基板のフレキシブル性を維持した状態でシート間の電気接続を行うのが理想である。そこで本研究では、安定且つフレキシブル性を実現する方法として液体金属である共晶ガリウム-インジウム (EGaIn) の利用を提案する³⁾。予備実験として液体金属を用いたEGaInと印刷形成したAg電極間の曲げによる電気抵抗の安定性などの解析を行った。構造は、再利用シート側にEGaInを保持する小さいチャンバーをPDMSで作製し、Ag電極を形成したポリエチレン(PE)基板と一体化させる(図7a)。使い捨てシート(sheet 2)には低価格化を実現するため電極およびセンサのみとする。ただし本実験では電極のみでありセンサは形成していない。実際に作製した再利用シートおよび使い捨てシートを図7bに示す。図7cには、EGaIn-Ag電極接触時の基板の曲げ(曲率半径 ~ 6.3 cm)時の抵抗変化率を示している。また比較のため液体金属を用いない場合のAg-Ag電極接触のサンプルも同様の実験を行った。なお接触抵抗はEGaIn-AgおよびAg-Ag接触共に $1\ \Omega$ 以下であることを確認している。結果から明らかなようにAg-Ag電極接触では曲げ時に10%以上抵抗が変化してしまうのに対して、EGaIn-Ag電極接触では、ほぼ抵抗が変化せず安定した電気接触が実現できているのがわかる。また図7dに示すように、EGaIn-Ag電極接触では曲率半径2 cm程度の曲げであっても抵抗の変化がほぼ無視できるのに対して、Ag-Ag電極接触では曲率半径6 cm以下の曲げで電氣的接触を保持

図7. (a) 液体金属EGaInを用いた再利用デバイスシート(Sheet 1)と使い捨てセンサシート(Sheet 2)間の電気接触のイメージ図。(b) プロトタイプとして作製したデバイス写真。(c) 基板の曲げ(曲率半径6.3 cm)による液体金属EGaInとAg電極の接触抵抗。同時にAg電極とAg電極を用いた際の接触抵抗も示す。(d) 基板の曲げによるEGaIn-Ag電極接触とAg-Ag電極接触の抵抗変化率。Ag-Ag電極は、曲率半径6 cm以下ではオープン回路になり抵抗の測定が不能³⁾。

図 8. 再利用シート（チップ LED の集積）と使い捨てシートのデモンストレーション。(a) EGaIn-Ag 電極接触前 (LED OFF), (b) EGaIn-Ag 電極接触後 (LED ON), (c) 基板の曲げに対しても LED がオンであることを確認。(d) 基板曲げ（曲率半径 7 cm）における電流－電圧特性の結果。(e) 腕に巻き付けた場合のデバイス写真³⁾。

することができないことが実験的に確認できた。また結果は示していないが、1,000 回以上の接触においても安定した低抵抗を維持し、また Ga の酸化による抵抗の上昇などの影響もほぼ無いことを確認している³⁾。

最後に簡単なデモンストレーションとして、チップ LED を再利用フレキシブル基板上に実装し、EGaIn-Ag 電極の接触安定性を示す。図 8 のように使い捨てシートと再利用シート（LED 実装基板）を接触させると LED がオンになり、曲げても LED の特性が安定であることが確認できた。これは上述した図 7 の結果とも良く一致しており、安定したフレキシブルデバイス実現へ向けた一つ可能性を示唆することができた。

3. むすび

本解説では、われわれが現在取り組んでいる印刷技術によるフレキシブルセンサシートについて、ウェアラブル・フレキシブル健康管理デバイスに着目し紹介してきた。ここで紹介した技術に加え、現在われわれはフレキシブル活動量センサ、心電センサなどの開発も同時に行っている。またフレキシブルデバイス実現には、低消費電力のフレキシブル信号処理回路や増幅回路などの集積化技術が必要になってくる。そこで無機ナノ材料を主に用いたフレキシブル CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) 回路の開発も行っている⁷⁾。しかしながら 1 グループが研究開発出来る範囲には限界があり、さまざまな分野の研究者の協力を必要としているのが現状である。現在、このフレキシブル回路やセンサ、さらには実用化へ向けた取り組みが国

内外で盛んに行われている。特に著者が知る限り日本^{8)~10)}だけでなくアメリカ¹¹⁾、韓国¹²⁾、中国¹³⁾が本研究開発を積極に行っている印象がある。このフレキシブルデバイスは、次世代デバイスとしてブレイクスルーを起こす電子デバイスの一つであることが期待できる点などを考慮すると、日本も益々本分野への研究開発を加速させる必要がある。特に有機材料、無機材料の融合による高性能・低消費電力・多機能フレキシブルデバイスが実用化に向けた今後の焦点になると考えられる。またデバイス作製のみではなく、本フレキシブルデバイスの実用化へ向けた実装技術の開発も必要不可欠である。最後に、本フレキシブルデバイス分野で日本が世界をリードできるよう産学官連携による本分野の活性化および研究開発の加速をお願いし本解説の結びとさせていただきます。

謝 辞

本研究は、日本学術振興会 (JSPS) 科学研究費助成事業若手研究 (A) (課題番号 26709026)、挑戦的萌芽研究 (課題番号 26630164)、立石科学技術振興財団研究助成、国際科学技術財団研究助成、マツダ財団研究助成、ATI 研究助成など多くの支援を受けて行われた結果である。本稿の内容は大阪府立大学の秋田成司教授、有江隆之准教授、学生の本田 航氏、原田真吾氏、金尾顕一朗氏、山本祐輝氏との共同研究で行われたものです。この場を借りて御礼申し上げます。

(2015.7.1- 受理)

文 献

- 1) K. Takei, W. Honda, S. Harada, T. Arie, and S. Akita: "Toward Flexible and Wearable Human-Interactive Health-Monitoring Devices," *Adv. Healthcare Mater.*, Vol. **4**, pp. 487–500, 2015
- 2) W. Honda, S. Harada, T. Arie, S. Akita, and K. Takei: "Wearable, Human-Interactive, Health-Monitoring, Wireless Devices Fabricated by Macroscale Printing Techniques," *Adv. Funct. Mater.*, Vol. **24**, pp. 3299–3304, 2014
- 3) S. Harada, T. Arie, S. Akita, and K. Takei: "Highly Stable Liquid-Solid Metal Contact Toward Multilayered Detachable Flexible Devices," *Adv. Electronic Mater.*, Vol. **1**, p. 1500080, 2015
- 4) S. Harada, W. Honda, T. Arie, S. Akita, and K. Takei: "Fully Printed, Highly Sensitive Multifunctional Artificial Electronic Whisker Arrays Integrated with Strain and Temperature Sensors," *ACS Nano*, Vol. **8**, pp. 3921–3927, 2014
- 5) S. Harada, K. Kanao, Y. Yamamoto, T. Arie, S. Akita, and K. Takei: "Fully Printed Flexible Fingerprint-like Three-Axis Tactile and Slip Force and Temperature Sensors for Artificial Skin," *ACS Nano*, Vol. **8**, pp. 12851–12857, 2014
- 6) K. Kanao, S. Harada, Y. Yamamoto, W. Honda, T. Arie, S. Akita, and K. Takei: "Highly Selective Flexible Tactile Strain and Temperature Sensors Against Substrate Bending for an Artificial Skin," *RSC Adv.*, Vol. **5**, pp. 30170–30174, 2015
- 7) W. Honda, S. Harada, S. Ishida, T. Arie, S. Akita, and K. Takei: "High Performance, Mechanically Flexible, and Vertically Integrated Three-Dimensional Carbon Nanotube and InGaZnO Complementary Circuits with a Temperature Sensor," *Adv. Mater.*, in press, 2015, DOI:10.1002/adma.201502116
- 8) M. Kaltenbrunner, T. Sekitani, J. Reeder, T. Yokota, K. Kuribara, T. Tokuhara, M. Drack, R. Schwodiauer, I. Graz, S. Bauer-Gogonea, S. Bauer, and T. Someya: "An Ultra-Lightweight Design for Imperceptible plastic Electronics," *Nature*, Vol. **499**, pp. 458–463, 2013
- 9) D.-M. Sun, M. Y. Timmermans, A. Kaskela, A. G. Nasibulin, S. Kishimoto, T. Mizutani, E. I. Kauppinen, and Y. Ohno: "Mouldable All-Carbon Integrated Circuits," *Nat. Commun.*, Vol. **4**, p. 2302, 2013
- 10) K. Fukuda, Y. Takeda, Y. Yoshimura, R. Shiwaku, L. T. Tran, T. Sekine, M. Mizukami, D. Kumaki, and S. Tokito: "Fully-Printed High-Performance Organic Thin-Film Transistors and Circuitry on One-Micron-Thick Polymer Films," *Nat. Commun.*, Vol. **5**, p. 4147, 2014
- 11) C. Dagdeviren, Y. Shi, P. Joe, R. Ghaffari, G. Balooch, K. Usgaonkar, O. Gur, P. L. Tran, J. R. Crosby, M. Meyer, Y. Su, R. C. Webb, A. S. Tedesco, M. J. Slepian, Y. Huang, and J. A. Rogers: "Conformal Piezoelectric Systems for Clinical and Experimental Characterization of Soft Tissue Biomechanics," *Nat. Mater.*, DOI:10.1038/nmat4289, 2015
- 12) M. Jung, J. Kim, J. Noh, N. Lim, C. Lim, G. Lee, J. Kim, H. Kang, K. Jung, A. D. Leonard, J. M. Tour, and G. Cho: "All-Printed and Roll-to-Roll-Printable 13.56-MHz-Operated 1-bit RF Tag on Plastic Foils," *IEEE Trans. Electron Dev.*, Vol. **57**, pp. 571–580, 2010
- 13) X. Wang, Y. Gu, Z. Xiong, Z. Cui, and T. Zhang: "Silk-Molded Flexible, Ultrasensitive, and Highly Stable Electronic Skin for Monitoring Human Physiological Signals," *Adv. Mater.*, Vol. **26**, pp. 1336–1342, 2014

著者紹介

竹井邦晴 (たけい くにはる)

2009年豊橋技術科学大学大学院工学研究科電子・情報工学専攻博士課程修了、博士(工学)。同年4月よりカリフォルニア大学バークレー校博士研究員(ローレンスバークレー国立研究所博士研究員兼任)を経て、13年より大阪府立大学大学院工学研究科電子・数物系専攻助教。13年にMIT Technology Review 誌の35 Top Innovators under 35に選出。専門は電子デバイス、MEMS、ナノ材料など。