

汗から体調がわかる？

～電気化学センサで見るからだの変化～

東京理科大学 創域理工学部 先端化学科 准教授 し た ん だ い さ お 四反田 功

■ 1. はじめに

暑い日に運動をすると、私たちの体は自然に汗をかきます。この「汗」は、体温を下げるための冷却システムとして知られていますが、実はそれだけではありません。汗の中には、水分だけでなく、体の内側の状態を反映するさまざまな成分が含まれているのです。私たちの体液には、ナトリウムやカリウムなどのイオン、乳酸やグルコースといった代謝産物、さらにはホルモンまで、生命活動に関わる多くの物質が存在しています。これらの一部は汗腺を通じて汗として排出されるため、「汗を見ること」は「体内を覗くこと」とも言えるのです。

このような汗の性質に着目し、近年、医療やスポーツの分野で注目を集めているのが「汗センサ」です。これは、皮膚の表面に出てくる汗をリアルタイムで分析することで、体調や健康状態を把握するためのセンサです。心拍数や体温と違い、汗に含まれる成分は体の代謝やストレス状態など、より多面的な情報を提供してくれる可能性があります。

たとえば、汗の中の乳酸濃度を測定すれば、筋肉がどの程度の負荷を受けているかが分かります。また、ナトリウムやクロールの濃度が高すぎると、脱水症状や熱中症のリスクがあることも示唆されます。これらのデータを現場で素早く把握できれば、選手のトレーニング効率を高めたり、高齢者や建設現場の作業員の健康管理に役立てることができそうです。

特に、運動や暑熱環境下で働く人々にとっては、汗による健康管理は重要なテーマです。熱中症は命にかかわることもあるため、汗センサによって早期に体調の変化を察知できれば、大きな事故を未然に防ぐことができます。

こうした背景のもと、私たちの研究室では、汗中のさまざまな成分を検出するための小型・柔軟・低コストなセンサの開発に取り組んでいます。本稿では、汗に含まれる成分の意味や、センサのしくみ、そしてその応用について、わかりやすくご紹介したいと思います。

汗を語るうえで欠かせないのが、「汗腺」の種類と

構造です。人間の皮膚にはおよそ 200 万から 500 万個の汗腺が分布しており、主に「エクリン腺」と「アポクリン腺」の 2 種類があります。エクリン腺は全身に広く分布しており、特に手のひらや足の裏、額などに多く存在します。この腺は、体温調節を目的とした透明で無臭の汗を分泌します。一方、アポクリン腺は脇の下や耳、陰部など特定の部位に集中しており、タンパク質や脂質を含む汗を分泌します。こちらの汗は、皮膚表面の細菌と反応して体臭の原因にもなります。

汗に含まれる成分と、血液や体液に含まれる成分の間には、興味深い関係があります。汗は血液中の水分が汗腺でろ過されて生成されるため、血液に含まれる成分の一部が反映されます。たとえば、乳酸やナトリウム、カリウム、塩化物イオンなどは、体内の代謝や電解質バランスを示す指標として重要です。ただし、汗中の濃度は血液中のそれと必ずしも一致せず、汗腺を通る過程での再吸収や拡散により変化する点もあります。この点を理解しておくことで、センサで測定された値の解釈がより正確になります。

汗センサの活用は、スポーツや医療にとどまらず、建設現場や災害時の支援活動でも注目されています。たとえば、炎天下での作業中に熱中症の兆候を早期に検出するために、作業着に汗センサを組み込んだ「スマートユニフォーム」の開発が進められています。このシステムでは、リアルタイムに汗のナトリウム濃度や水分量を測定し、熱中症リスクが高まるとスマートフォンに警告を送る仕組みになっています。

また、災害時の避難所などでは、医療機器に限られている中での健康管理が課題となります。そんな場面でも、貼るだけで使える汗センサは、発熱や脱水の兆候を把握するための有力なツールになります。バッテリー不要で数時間使えるセンサや、使い捨て型の印刷センサも開発されており、簡便性と信頼性の両立が図られています。

このように、汗という身近な現象を科学の目でとらえることで、私たちは新たな価値や可能性を見出すことができます。科学の面白さは、日常のあたりまえを問い直すところにもあるのです。

また、汗を使って発電することもできます。高校生が研究室を訪問したときに、私たちはある簡単な実験を体験してもらいました。それは、乳酸を含む模擬汗溶液を垂らすとLEDが点灯するという実験です。これは乳酸を検出する酵素センサとバイオ燃料電池の応用で、微量の乳酸から電気を取り出す仕組みです。この現象を目の当たりにした高校生たちは、「汗で電気が光るなんて！」と驚いていました。

■ 2. 汗の成分

汗にはさまざまな成分が含まれており、それぞれが私たちの体内の状態を反映しています。

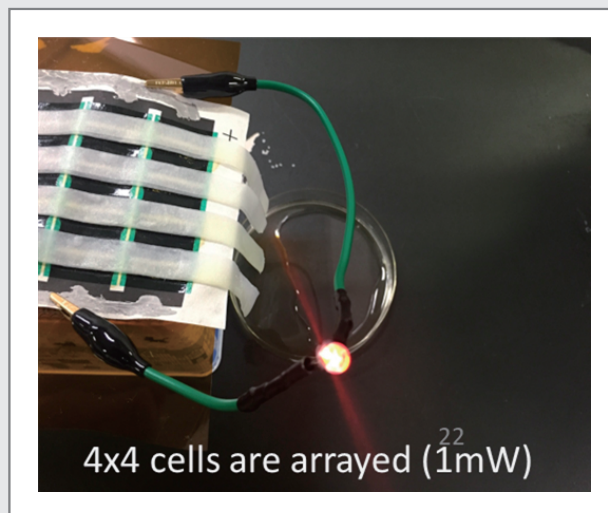
まず、乳酸 (lactate) は、筋肉細胞がエネルギーを生み出す過程、特に酸素が十分に供給されない状況で重要な代謝産物です。グルコース (ブドウ糖) は解糖系と呼ばれる経路で分解され、ATP (アデノシン三リン酸) というエネルギーを産生しますが、酸素が不足しているとピルビン酸が乳酸に変換されます。この乳酸は一部が血液を介して汗腺に取り込まれ、汗として体外に排出されます。したがって、運動強度が高いときや筋肉への負荷が大きいときには、汗中の乳酸濃度が上昇します。

ナトリウム (Na^+) やカリウム (K^+)、カルシウム (Ca^{2+}) といった電解質は、体液の浸透圧や筋肉・神経の興奮伝導に不可欠な成分です。たとえば、ナトリウムは細胞外液に多く含まれ、神経の活動電位の生成や水分の保持に関わります。これらのイオンは発汗とともに体外に排出されるため、大量に汗をかくと電解質バランスが崩れ、脱水や筋けいれんなどの症状が起る可能性があります。

一方、塩化物イオン (Cl^-) もナトリウムと対をなす形で細胞外液中に存在し、浸透圧の調整に寄与します。汗腺は汗を生成する際、血漿からこれらのイオンを吸収・分泌しながら、再吸収の過程を経て最終的な汗の組成を決定します。

また、ホルモンに分類される「コルチゾール」は、ストレスホルモンとして知られ、身体が精神的または肉体的なストレスにさらされたときに分泌されます。このホルモンも血液中から汗腺に取り込まれ、少量ながら汗中に含まれています。これを検出することで、精神的ストレスの評価やうつ病などのメンタルヘルス評価への応用が期待されています。

このように、汗は単なる水分の排出手段ではなく、体内の状態を映し出す「窓」としての役割も担ってい



【図1】印刷型バイオ燃料電池によるLED点灯実験

るのです。

汗に含まれる情報を理解するうえで重要なのは、その生成の仕組みです。汗は主に「エクリン腺」という種類の汗腺から分泌されます。エクリン腺は皮膚の表面に広く分布しており、特に手のひらや額、背中などに多く存在します。この腺は、血液から水分と電解質を取り込み、一次汗と呼ばれる液体を分泌管 (ダクト) へ送り出します。その後、分泌管内でナトリウムや塩化物イオンが再吸収され、最終的に皮膚表面に到達するのが「汗」です。

この再吸収過程は、発汗量や体内の水分状態によって調節されます。たとえば、高温環境での発汗時には再吸収が追いつかず、汗中に多量のナトリウムイオンや塩化物イオン含まれることがあります。逆に、暑さに慣れた人では再吸収が効率的に行われ、汗の塩分濃度が低くなるという報告もあります。これは「暑熱順化^{しよなつじゆんか}」と呼ばれる現象で、熱中症の予防や体調管理に関して重要な視点です。

また、汗に含まれる成分は個人差が大きく、年齢、性別、食事、運動習慣、さらには疾患の有無によっても変化します。例えば、脱水状態にある人では、汗の量が減るだけでなく、電解質濃度が異常に高くなる場合があります。糖尿病患者では汗の量が減少することがあり、交感神経の機能と関連しているとされています。

これらの生理的变化を捉えることができれば、日常生活での健康モニタリングだけでなく、医療分野における補助的診断ツールとしての活用も期待できます。たとえば、スポーツ選手が汗中の乳酸濃度をリアルタイムでモニタリングすることで、過度な疲労の兆候を早期に察知し、トレーニング強度の調整に役立てることが可能です。

このように、汗は「体内からのメッセージ」とも言



【図2】酵素反応の原理

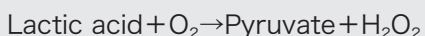
える情報源であり、その正確な理解と解析が、健康管理やパフォーマンス向上に繋がっていくのです。

■ 3. センサの原理

汗に含まれる成分を計測するには、それらを正確に検出する「センサ」が必要です。ここでは、汗センサの基本的なしくみや原理について説明します。

電気化学センサとは、化学反応を電気信号として読み取ることで、物質の濃度を測定するセンサです。特に、酵素を利用した「酵素センサ」は、生体成分の選択的な検出において重要な役割を果たしています【図2】。

たとえば、汗中の乳酸を測定するためには「乳酸オキシダーゼ (LOD)」という酵素を用いた電極がよく使われます。乳酸オキシダーゼは乳酸と反応してピルビン酸と過酸化水素 (H_2O_2) を生成します。この反応は以下のように表されます：



生成された過酸化水素は、白金電極やカーボン電極上で酸化されることで電子を放出します。この電子の流れ（電流）を測定することで、乳酸の濃度を間接的に求めることができます。これは「電流の大きさ $\propto$ 乳酸濃度」という関係に基づいています。

この反応は「アンペロメトリック法 (amperometric method)」と呼ばれ、一定電位をかけた状態で電流を測定する方法です。これに対し、他にも「ポテンシオメトリック法」や「インピーダンス法」などがありますが、汗中成分の定量には感度と応答速度の観点からアンペロメトリック法がよく用いられます。

このような電極は従来、金属やガラス基板の上に加工して作製されていましたが、近年では印刷技術を用いたフレキシブルなセンサが注目されています。たとえば、スクリーン印刷法では、導電性インク（カーボン、銀など）を用いて電極パターンをフィルムや紙に直接印刷することができます。これにより、低コスト

で大量に、しかも柔軟で肌に貼ることができるセンサが製造可能になります。

電極の構造も工夫されています。典型的には、3 電極構成（作動電極、参照電極、対極）を取り、測定の安定性と再現性を確保します。作動電極には反応酵素を固定化し、対極には電流の戻り道を与え、参照電極は一定の電位を保つために重要です。最近では、銀/塩化銀 (Ag/AgCl) を参照電極に用いたスクリーン印刷型センサも一般的に使用されています。

さらに、汗センサには「マイクロ流路構造」を組み込むことで、汗を効率的に集めて測定する工夫もされています。これは「キャピラリー現象（毛細管現象）」を利用して、汗が自然にセンサ部分へ流れるように設計された構造です。これにより、極めて少量の汗でも検出可能となり、より実用的なデバイスとして活用できます。

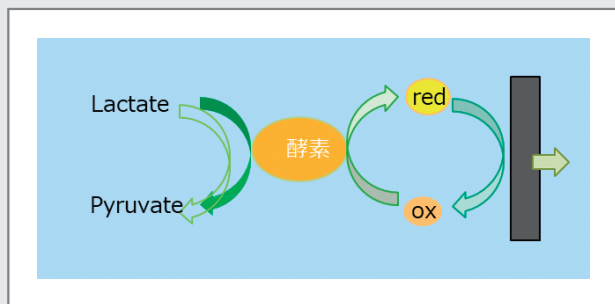
また、電気化学センサが動作するうえで重要なのが、センサが置かれる環境条件です。たとえば、汗は体温の変化や皮膚の pH の影響を受けやすいため、センサ自体がこれらの変動に対して安定して動作しなければなりません。そのため、電極材料や酵素固定化層には、耐熱性や pH 耐性が求められます。最近では、イオン液体やゲル状ポリマーを電解質として用いることで、汗中の変化に強いセンサが開発されています。

電気化学センサの感度や選択性を高めるためには、電極表面の構造やナノ材料の利用も欠かせません。ナノ構造を持つ電極は、反応面積が大きく、電子移動が速いため、より微量な成分を検出することが可能になります。たとえば、グラフェンやカーボンナノチューブを導電材として組み込んだ電極は、従来のカーボン電極に比べて感度が数倍になることが報告されています。

また、センサの応答速度も実用上非常に重要です。汗は刻々と変化する体調を反映しているため、センサがリアルタイムで変化をとらえることが求められます。これに対して、電気化学センサは数秒単位での応答が可能であり、着用者の負担を減らしながら連続的なデータ取得を実現しています。

さらに、センサから得られた電気信号を記録・解析する電子回路も重要な役割を果たします。現在では、センサと小型の無線送信回路が一体化され、スマートフォンやウェアラブルデバイスと連携してデータを記録・表示できるシステムも開発されています。Bluetooth などの通信技術を用いることで、リアルタイムに汗の情報を遠隔で確認することが可能です。

将来的には、複数のセンサを組み合わせ、同時に



【図3】 バイオセンサの測定原理。Red と Ox は電極に電子を運ぶ電子伝達物質の還元体と酸化体。

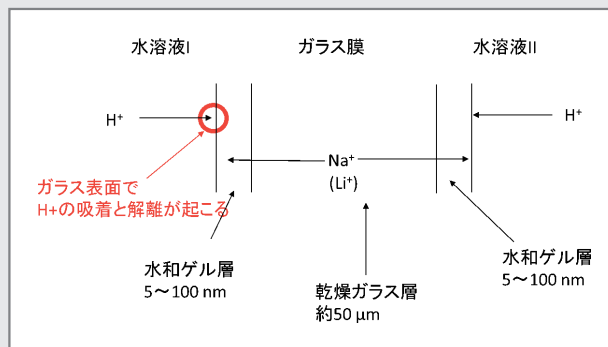
乳酸・ナトリウム・カリウム・コルチゾールなど複数の成分を測定できる「マルチモーダルセンサ」への展開も期待されています。これにより、より包括的に体調を評価することができ、医療やスポーツだけでなく、日常の健康管理にも活用される未来が描かれています。

酵素反応によって発生する電子を電極で捕まえる方法にはいくつか工夫があります。上述のように H_2O_2 を介して検出する場合はプラチナやカーボンなどの電極上で過酸化水素を酸化し、直接電子を取り出します。一方で、酵素から直接電子を受け取るメディエーター（電子媒介物質）を用いる方法もあります。例えばフェロセン誘導体のようなメディエーターは、酵素中の電子を先に受け取り、自身が酸化還元反応することで電極に電子を渡します。こうした工夫により、酵素と電極の間で電子のやりとり（電子移動）をスムーズにし、低い電圧でも目的の反応が起きよう設計できます【図3】。

実際、市販の使い捨て血糖センサ（グルコースセンサ）では、グルコースオキシダーゼという酵素とフェリシアン化カリウムなどのメディエーター、そしてカーボン電極がストリップ上に印刷されており、血液中のブドウ糖を酵素反応で検出しています。酵素とメディエーターを組み合わせた電気化学センサは高い選択性と感度を発揮し、グルコースや乳酸などさまざまな分析物の計測に広く応用されています。

一方、汗中のイオン（ Na^+ 、 K^+ など）を測定するには、イオン選択膜を用いたセンサが活躍します。これは膜が特定のイオンと選択的に結合・透過する性質を利用し、イオン濃度に応じた電位差を生じさせる仕組みです。身近な例では、ガラス電極を用いた pH センサがあります。ガラスの膜を H^+ イオンが出入りすることで生じる電圧を測定し、溶液の pH（ H^+ 濃度）を知ることができます【図4】。

このようなイオンセンサでは電流ではなく電圧（電位）を計測する場合が多く、酵素センサとは動作原理が異なりますが、いずれも化学エネルギーを電気信号に変換している点では共通しています。電気化学セン



【図4】 pH センサの原理

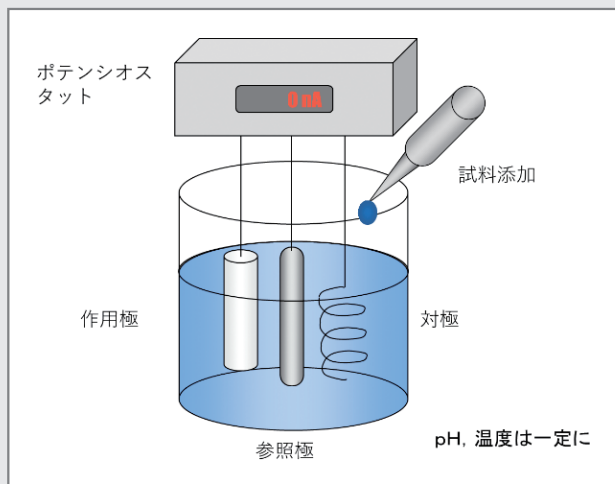
サでは、溶液中に複数の電極を配置して計測を行います。典型的には三電極法と呼ばれる方式で、作用電極（ワーキング電極）、対極（カウンター電極）、参照電極という3本を使います。作用電極が実際に反応（酸化還元）が起こるセンサの検出部です【図5】。

対極は作用電極とのあいだで電流を流すための電極で、回路を完結させる役割を担います。そして参照電極は、電位を一定に保つ特殊な電極で、作用電極の電位を正確に制御・測定する基準として機能します。高校の化学などでは二電極の電池や電気分解について学びますが、二電極だけでは「どちらの電極にどれだけの電圧がかかっているか」を厳密に知ることが難しい場合があります。そこで、安定な電位を持つ参照電極を加えた三電極系とすることで、作用電極の電位を基準電極に対して精密に制御できるのです。この三電極方式はセンサの直線性（濃度と信号の比例関係）や安定性を向上させるため、実験室から実用センサまで広く採用されています。最近では、銀／塩化銀（ Ag/AgCl ）を参照電極に用いたスクリーン印刷型センサ（詳細は後述）も一般的に使用されています。

■ 4. 印刷技術によるセンサ製造

汗センサをはじめとする電気化学センサを実現するうえで、印刷技術は重要な役割を果たしています。特に厚膜印刷の一種であるスクリーン印刷は、Tシャツのプリントでも使われるように、版に穴の開いたパターン（スクリーン版）の上からインクを刷り込んで、基材上に所望の回線や電極パターンを形成する技術です。センサ用のスクリーン印刷では、銀やカーボンなどの導電性ペースト（導電微粒子を含むインク）を用いて電極や配線部分を作製します【図6】。

例えば、ある使い捨てセンサではプラスチックフィルム基板上にスクリーン印刷で銀ペーストの配線パターンを刷り、その銀電極表面を塩化して塩化銀参照電極としています。同じ基板上にはカーボンペーストで



【図5】三電極測定によるバイオセンサ・イオンセンサの測定原理

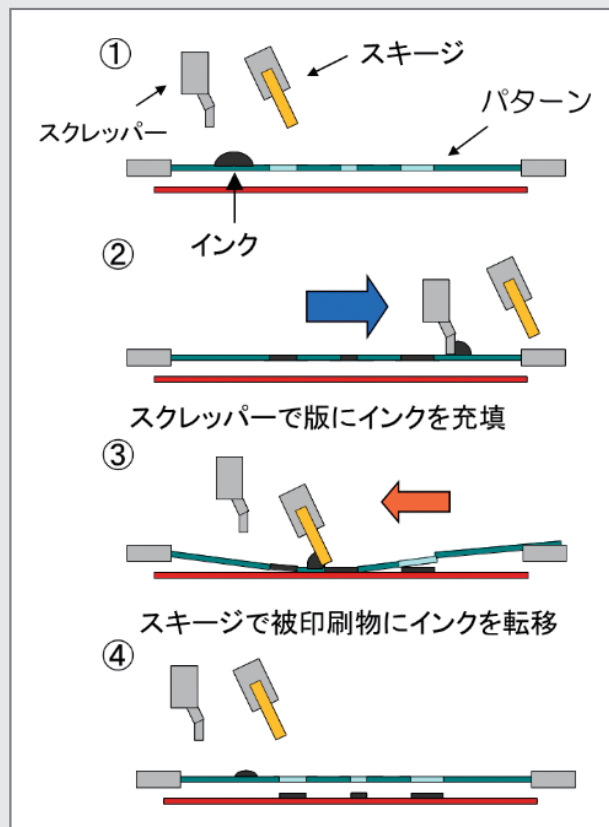
作った作用電極を配置し、酵素膜を塗布することで試料中の目的物質に応答する電極が完成します。必要に応じて絶縁インクで保護膜や液体試料の流路を形成することもできます。このように印刷法を組み合わせれば、多層構造のセンサデバイスを1枚の薄いシート上に作り込むことが可能です。

印刷技術の利点は、大量生産性と低コスト、そして柔軟な基材への対応力です。スクリーン印刷は一度に多数のデバイスを刷ることができるため、同じものを何千枚も作るのに適しています。またポリエチレンテレフタレート（PET）フィルムや紙など、安価で柔軟な材料を基板として利用できるので、センサ部分を安く大量に作って使い捨てにすることも容易です。実際、市販のグルコースセンサ試験紙（血糖値センサ）は印刷技術で製造されており、1回使い切りの電極チップを極めて低コストで大量生産しています。基板がフィルムや紙であれば、できあがったセンサは薄く柔軟なため、身体に貼り付けたり衣服に組み込んだりしやすいという利点もあります。先端研究では、和紙を基材に用いて吸水性や通気性を活かした汗センサデバイスも報告されています。

印刷技術によって、センサが安価に大量生産できる電子部品となり、今後の普及に弾みをつけると期待されています。

■ 5. 研究開発の最前線と実用化に向けた課題

汗を利用した電気化学センサは、現在世界中の大学や企業で活発に研究開発が行われています。運動時の生体モニタリング用途としては、前述の乳酸センサのほかにも、汗中の電解質（ Na^+ や K^+ ）と水分量を組み合わせ脱水や熱中症の兆候を検知するセンサが検討されています【図7】。



【図6】スクリーン印刷の原理

特に、汗中の乳酸値上昇と塩分損失を同時に捉えることで、熱中症に至る手前の危険状態をいち早く警告するようなウェアラブルデバイスの開発が期待されています。

さらには、コルチゾールなどストレス指標の連続測定により、運動選手のメンタルコンディションや一般の方のストレスマネジメントに役立てる研究も進められています。一方で、汗センサを実用化する上で解決すべき技術的課題も明らかになってきました。まず酵素センサの安定性です。酵素は生体由来のタンパク質であり、時間経過や高温・極端なpHで変性して活性を失ってしまいます。そのため、酵素を電極に固定化する方法を改良し、長期間安定して働くよう工夫する研究が行われています。具体的には、酵素を樹脂やゲル状のマトリックスに閉じ込めて乾燥から守ったり、ナノ材料を用いて酵素を電極表面に強く結合させたりするアプローチがあります。また、酵素自体を改良し、耐熱性の高い酵素や代替の人工触媒を用いる試みもなされています。次に汗の量や条件の変動への対応です。汗は人や状況によって出る量が大きく異なり、安静時にはほとんど出ない人もいます。十分な汗試料が得られないとセンサが働かないため、センサ部位を加温したり薬剤で発汗を促したり、あるいは微量の汗でも蓄積して反応できるようなマイクロ流体デバイスを組み合わせる工夫が研究されています。

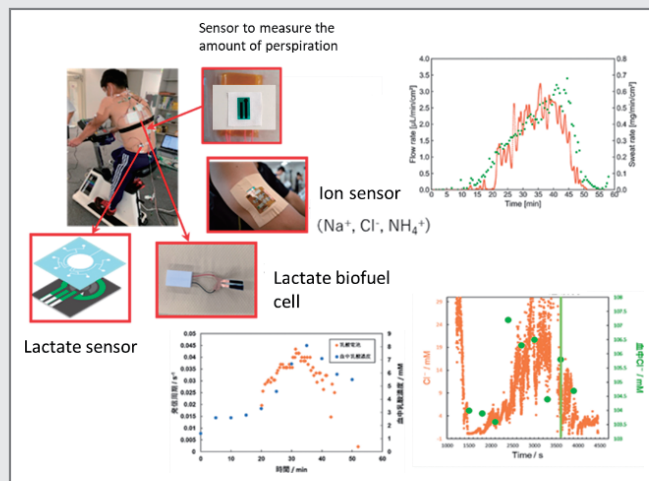
逆に大量の汗が出る場面では、古い汗がセンサ上に留まると鮮度の落ちた情報しか得られません。これを防ぐため、微小な流路を使って古い汗を排出し、新鮮な汗を連続的に供給する仕組みも考案されています。さらに、温度や湿度など環境要因の影響も無視できません。汗センサは屋外や運動中など様々な環境で使われるため、温度変化によってセンサの感度がかわらないよう補正する回路やアルゴリズムが必要です。また、汗に含まれる他の化学物質がセンサ反応を妨げないように、選択膜やフィルターで干渉物質を除去する工夫も求められます。センサで得られたデータを正しく解釈するために、汗中濃度と血中濃度との相関関係を把握しておくことも重要です。例えば汗中乳酸濃度が一定の閾値を超えたら血中ではどの程度か、といったデータを蓄積することで、汗センサの数値からより正確に生体状態を評価できるようになります。加えて、実際に身につけるデバイスとしての小型・軽量化や無線通信機能、電源供給の問題もあります。現在の研究では、センサ自体を発電デバイスとして機能させ（例えば酵素燃料電池にして汗から電力を得るなど）、バッテリー不要の自己駆動型を目指す挑戦もなされています。このように多方面の技術を統合しながら、汗センサはより実用段階に近づくよう開発が進められています。

■ 6. おわりに

汗に含まれる成分を電気化学センサで測定する技術について、概要を紹介しました。汗センサは、化学（酸化還元反応やイオンの性質）、生物（酵素反応、生理学）、工学（材料、デバイス設計）といった幅広い分野の知識が結集した最先端の研究分野です。高校で学ぶ基本原理が、このように実社会で役立つデバイス開発に応用されていると感じていただけたでしょうか。非侵襲でリアルタイムに体の状態をモニタリングできる汗センサは、将来、スポーツ科学や医療の現場、さらには日常の健康管理ツールとして大きな役割を果たす可能性があります。皆さんもぜひ、科学の授業で習う内容がどのように応用されているかに目を向けてみてください。そして、いつか「汗から体調をチェックする」センサが実際に市販され、私たちの健康増進に役立つ日が来ることを楽しみにしています。

参考文献

- 1) Shitanda I, Kato S, Tsujimura S, Hoshi Y, Itagaki M, Screen-printed, Paper-based, Array-type, Origami Biofuel Cell. Chem Lett, 46: 726.



【図 7】ウェアラブルバイオセンサの実装試験

- 2) Shitanda I, Fujimura Y, Nohara S, Hoshi Y, Itagaki M, Tsujimura S, Paper-Based Disk-Type Self-Powered Glucose Biosensor. J Electrochem Soc, 166: B1063.
- 3) Shitanda I, Takamatsu K, Niiyama A, Mikawa T, Hoshi Y, Itagaki M, Tsujimura S, High-power lactate/O₂ enzymatic biofuel cell. J Power Sources, 436: 226844.
- 4) Shitanda I, Kato S, Hoshi Y, Itagaki M, Tsujimura S, Flexible and high-performance paper-based biofuel cells. Chem Commun, 49: 11110.
- 5) Shitanda I, Fujimura Y, Takarada T, Suzuki R, Aikawa T, Itagaki M, Tsujimura S, Self-Powered Diaper Sensor with Wireless Transmitter. ACS Sens, 6: 3409.
- 6) Shitanda I, Kato T, Suzuki R, Aikawa T, Hoshi Y, Itagaki M, Tsujimura S, Stable Immobilization of Enzyme on Pendant Glycidyl Group. Bull Chem Soc Jpn, 93: 32.
- 7) Suzuki R, Shitanda I, Aikawa T, Tojo T, Kondo T, Tsujimura S, Itagaki M, Yuasa M, Wearable glucose/oxygen biofuel cell. J Power Sources, 479: 228807.
- 8) Shitanda I, Mitsumoto M, Loew N, Yoshihara Y, Watanabe H, Mikawa T, Tsujimura S, Itagaki M, Motosuke M, Continuous sweat lactate monitoring system. Electrochim Acta, 368: 137620.
- 9) Shitanda I, Ozone Y, Morishita Y, et al, Air-bubble insensitive microfluidic lactate biosensor. ACS Sensors, 8 (6): 2368–2374.
- 10) Shitanda I, Muramatsu N, Kimura R, et al, Wearable Ion Sensors for Sweat Ions Detection. ACS Sensors, 8 (7): 2889–2895.
- 11) Shitanda I, Ishigoori K, Loew N, Watanabe H, Itagaki M, Electrochemical Impedance Evaluation of Paper-based Glucose Biofuel Cell. Sensors and Materials, 35 (10): 4707–4720.
- 12) Shitanda I, Oshimoto T, Loew N, et al, Biosensor development for acetaldehyde gas detection. Biosens Bioelectron, 238: 115555.
- 13) Shitanda I, Sugaya K, Baba C, et al, Rheo-impedance measurements for electrode slurries. ACS Appl Electron Mater, 5 (8): 4394–4440.