体温，発汗を計測可能な機能性繊維の研究

東京大学大学院　　竹　井　裕　介

A Study of Body Temperature and Sweat Measureable Functional Fiber

by

Yusuke Takei
Department of Mechano-Informatics,
Graduate School of Information Science and Technology,
The University of Tokyo,

ABSTRACT

We fabricated wearable flexible humidity sensor that can measure human sweat. Our sensor is based on Ionic-liquid-Gel-coated Fabrics and Cloths（IG-Fabric/Cloth）. We use $EMIMBF_4$ as ionic liquid, which has a characteristic that it absorbs H_2O and changes its impedance. For the humidity sensor substrate, we use “Bemcot TR-7F”（Asahi Kasei corp., Japan）and “Kimtowels”（NIPPON PAPER CRECIA Co., LTD, Japan）as fabric and Cotton and Polyester as cloth. Fabrication steps of ionic-liquid-gel-coated fabric and cloth are as follows. First, we prepare the mixture of ionic liquid and PolyVinylidene DiFluoride（PVDF）and Dimethylacetamide（DMAc）as ionic liquid gel solution. Then we dip the fabric and cloth into the ionic liquid gel solution for 5 minutes. After picking up, we baked the fabric on the 80°C hotplate for 30 minutes. To evaluate IG-Fabric/Cloth humidity sensor, examined the

relation between relative humidity and IG-fabric impedance change. There is linearity in humidity and resistance change. From the measurement data of sensor response speed test, the response speed τ_{63} estimated as around 0.7 seconds. This is 10 times faster than commercial CMOS humidity sensor. This is because IG-fabric has a large surface area and high gas permeability, compare to silicon wafers. We also evaluated the flexibility of our humidity sensor and showed high flexibility of our sensor. As a demonstration, we fabricated IG-Cloth based humidity sensor on the surface of polyester T-shirt and measured sweating of the human doing exercise and cooling down. From the experiment, we observed the impedance change of IG-Cloth according to the examinee's activity. This sensor has many applications such as flu-mask-type human breath sensor that can monitor human breath, and wearable humidity sensor that can measure human sweat to decrease the risk of heat stroke.

要　旨

本研究では，人間の発汗を計測可能なフレキシブルな湿度センサを製作した．本センサは，感湿体として水を吸着しやすい性質をもつ $EMIMBF_4$ というイオン液体をゲル化したものを不織布および布の繊維表面にコーティングして用いる．本研究では，被コーティング素材として，ベンコットTR-7F（旭化成），キムタオル（日本製紙クレシア），コットン，ポリエステルを使用した．コーティング前後に SEM 観察を行ったところ，イオン液体ゲルが繊維の表面および間隙に固定されていることを確認した．イオン液体ゲルをコーティングした不織布および布のインピーダンスを計測したところ，湿度変化に対して線形に変化することが分かった．また，湿度変化に対する応答速度を評価したところ，市販の電気式湿度センサに比べて 10 倍速く応答することが分かった．これは，本センサのベースが不織布や布など表面積が大きい構造をしていることに起因していると考えられる．また，本センサの柔軟性を確認するため，曲げに対してインピーダンスがどのように変化するかを検証したところ，インピーダンス値はほぼ一定であった．これは，本センサを曲げた際に曲げによる伸びは生じず，繊維が絡まりあう構造に吸収されてしまうためだと考えられる．製作したセンサが人間の発汗を計測できるかを確認するために，ポリエステル製の T シャツの胸部にイオン液体ゲルをコーティングし，被験者が運動時の発汗の計測を行った．その結果，運動に伴う発汗による T シャツの湿度の上昇，安静にすることにより発汗が止まり，ポリエステル素材の持つ速乾性の特徴による T シャツの湿度の低下が計測された．本センサは，人間の呼吸の計測のためのマスク型呼気センサや，熱中症のリスク低減のためのウェアラブル発汗センサなどへの応用が期待される．

緒　言

近年，熱中症のリスクが高まっている．厚生労働省の統計によると熱中症による死亡者数は，1993 年以前は年平均 100 人を超えることはほとんどなかったが，記録的な猛暑だった 1994 年に 579 人，その後も全体的に増加傾向にあり，2010 年には 1731 人もの方が熱中症で亡くなった[1]．これらの要因として，気温の上昇や，都市化によ

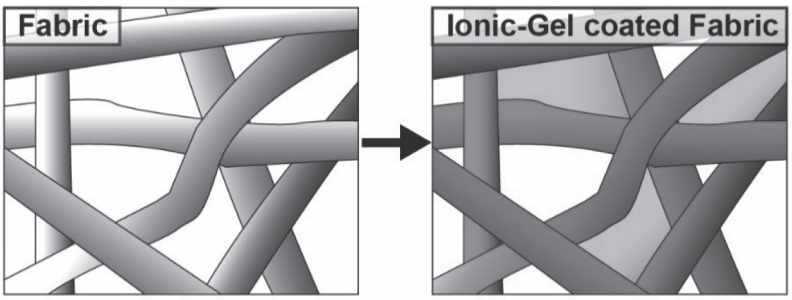

図1　イオン液体ゲルコーティング概念図

る地面や建物からの輻射熱，自動車の廃棄やエアコンの室外機からの熱などが指摘されている．

熱中症の原因の一つとして自律神経の失調がある．人は暑さにより体温が一定以上に上がった場合，自律神経のはたらきで，発汗により体温を一定に保とうとしている．しかし，自律神経の失調の場合，汗が出にくくなり熱が体内にたまってしまうことや，汗のかきすぎによる体内の水分と塩分のアンバランスなどが熱中症の様々な症状へとつながってしまう．そのため，発汗を日常的にモニタリングすることが熱中症予防の観点から重要であると考えられる．発汗を日常的にモニタリングすることを考えた場合，布のような形状で柔軟性を有するウェアラブルな湿度センサが望ましい．近年, 多くの湿度センサが開発されているが, 日常的に装着可能で，装着者の行動を制限しないウェアラブルな湿度センサは，まだ実現していない．そこで本研究では，湿度の変化によって電気抵抗が変わるという性質をもつイオン液体を用いた，発汗を計測可能なフレキシブルな機能性繊維の実現を目的とする．

1．方　法

1．1　イオン液体を用いた湿度センサ

一般的な電気式湿度センサは，感湿体として多孔質のセラミックスや吸湿性の高分子膜を用いて，空気中の水分を吸収したときの電気容量，電気抵抗の変化から湿度を計測する[2, 3]．本研究では，この感湿体としてイオン液体をコーティングした不織布や布を用いることで，柔軟な感湿体を持つ湿度センサを実現する（**図 1**）．

本研究で感湿体として用いるイオン液体は，一般的に，イオン（カチオン，アニオン）のみで存在し，導電性が高く，温湿度・電気的・化学的安定性が高く，高い融点･沸点，粘性が比較的低い，難揮発性である（常温常圧下で真空にしても揮発しない），という特性を持つことが知られている．さらに，近年着目されている特性として，分子構造に応じて様々な気体や水蒸気を選択吸着し電気抵抗が変化するという性質を持つ．こうした性質を利用して，近年イオン液体をガス吸湿体として用いるガスセンサの研究が進んでいる[4-16]．

本研究では発汗の計測のために，水分の吸着性に優れる $EMIMBF_4$ というイオン液体を用いる．このイオン液体を不織布や布にコーティングすることでフレキシブルな湿度センサを実現する．しかし，イオン液体を繊維表面にコーティングしただけでは，例えば衣服などを想定した場合，イオン液体が皮膚に付着することが考えられる．これは，イオン液体が繊維表面から失われることによるセンサの性能の劣化や，イオン液体が皮膚に付着することによるヒトへの害などから望ましくない．そこで本研究では，イオン液体をゲル化し繊維表面に固定する．従来研究で，イオン液体と PVDF を混合，加熱することで，イオン液体がゲル化することが知られているが[17, 18]，この方法

を応用し，イオン液体とPVDFを混合したものを繊維に染み込ませた後，全体を加熱することで繊維のフレキシブル性を損なうことなくイオン液体を繊維表面にてゲル化する．

1．2　製作方法

本節ではイオン液体を用いた湿度センサの製作工程について述べる．図２に工程の概要を示す．まず，イオン液体ゲルのもととなる溶液の調合を行う．イオン液体（$EMIMBF_4$）とポリマー剤であるPVDF（ポリフッ化ビニリデン）および溶媒として DMAc（ジメチルアセトアミド）を混合比，イオン液体（$EMIMBF_4$）: PVDF : DMAc = 1 : 1 : 20 で，ボールミルを用いて１時間撹拌する．その後，混ぜ合わせたイオン液体ゲル溶液をシャーレに注ぎ，不織布および布を５分間浸す．その後，溶液から引き上げた不織布および布を80℃のホットプレートで30分間ベークし，イオン液体ゲル溶液をゲル化させる．これにより，不織布および布の繊維の表面にゲル化したイオン液体が固定される．図３にイオン液体ゲルコーティング前とコーティング後の不織布のSEM観察画像を示す．SEM画像を見ると，繊維の一本一本の表面にイオン液体ゲルがコーティングされていることが分かる．また，小さい間隙にはイオン液体ゲルの膜が形成されていることも分かった．しかし全体としては，繊維の織られている構造や，絡まっている構造はコーティング後も保持されており，また，通気性の良さは維持されていることが分かった．

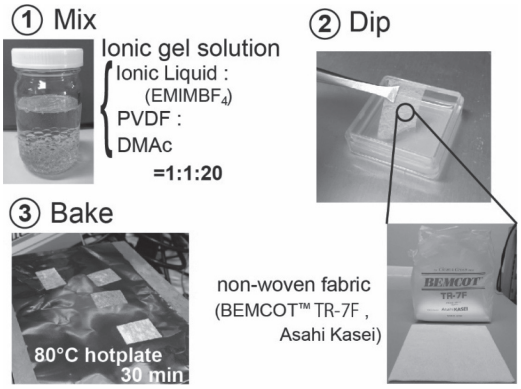

図２　イオン液体ゲルコーティング工程

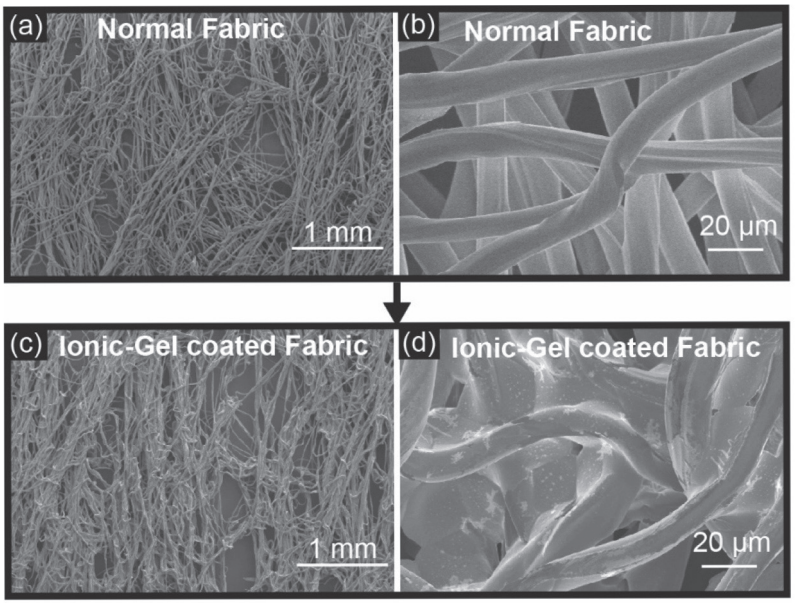

図３　イオン液体ゲルコーティング前とコーティング後の不織布のSEM観察画像

2. 実験および考察

2. 1　実験概要

本研究で製作したイオン液体ゲルでコーティングした不織布，布（Ionic Liquid Gel Coated Fabric/Cloth，以下 IG-Fabric/Cloth）の特性を評価するために，(1) 湿度に対するインピーダンス変化，(2) 温度に対するインピーダンス変化，(3) 湿度への応答速度に関する実験，(4) 曲げに対する応答に関する実験を行った．また，その後，製作した不織布，布の有効性を示すために，マスク型呼気検出センサ，T シャツ型発汗センサを試作し，実験を行った．

2. 2　IG-Fabric/Cloth の特性評価実験

本研究では，感湿体であるイオン液体ゲルが水を吸着した際のインピーダンスをモニタリングし，そのインピーダンス値から環境場の湿度を推定する．インピーダンスの計測条件は，周波数 1kHz，1Vp-p である．イオン液体ゲルをコーティングした不織布に，導電性ペーストを用いてアルミワイヤを電極として 1cm の間隔で取り付け，2 電極間のインピーダンスを計測する．

まず，IG-Fabric/Cloth のインピーダンスが，周囲の湿度，温度でどのように変化するかを調べるために，小型環境試験機（SH-222，エスペック）を用いて温度を一定に保ちながら湿度を変化させた時と，湿度を一定に保ちながら温度を変えた時のインピーダンスを計測した．**図 4** は，温度が 20，25，30，35，40℃のときの湿度を 30 から 80% RH まで変えた時のベンコット TR-7F（旭化成）使用して製作した IG-Fabric のインピーダンスの変化率をプロットしたものである．湿度が大きくなるにつれて線形にインピーダンスが小さくなることが分かった．また，インピーダンスの湿度に対する変化率は温度にほぼ温度によらないことが計測により分かった．**図 5** は，湿度が 30，

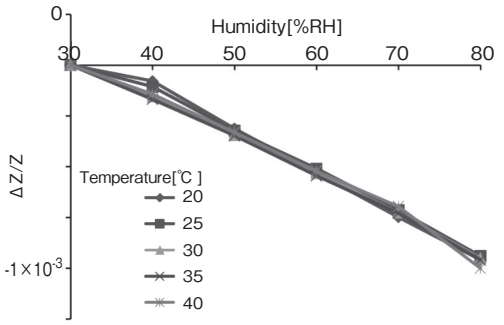

図 4　IG-FabriC（ベンコット）の湿度に対する応答

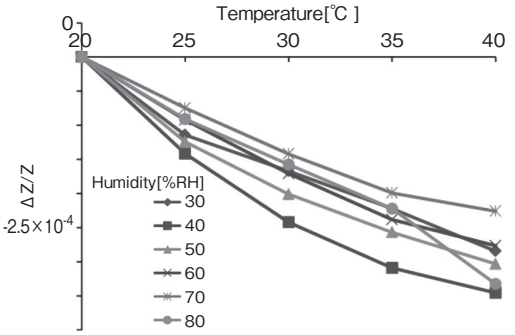

図 5　IG-FabriC（ベンコット）の温度に対する応答

40，50，60，70，80%RH のときの，温度が 20 から 40℃まで変化したときのインピーダンスの変化率をプロットしたものである．温度が上がるにつれてインピーダンスが線形に低下していくことが分かった．得られた結果より 1℃あたりのインピーダンス変化率を計算すると，約 -2.5×10^{-5} となり，1%RH あたりのインピーダンス変化率は約 -2×10^{-5} となることが計測により分かった．本研究では，人間の体温や呼吸の湿度に近い環境での計測を考えているため，温度 30~40 ℃，湿度 30~80%RH に注目して先ほどの計測結果を見ると，**図 5** では温度 30℃から 40 ℃でのインピーダンス変化率は 0.01 であるのに対し，**図 4** では相対湿度 40%RH から 80%RH でのインピーダンス変化率は 0.1 である．これは，本研究のターゲットとする人間の体温や呼吸の湿度環境では，湿度に対するインピーダンス変化率は，温度に対するインピーダンス変化率よりも 10 倍大きいということであり，温度補償を行うことで十分補正でき

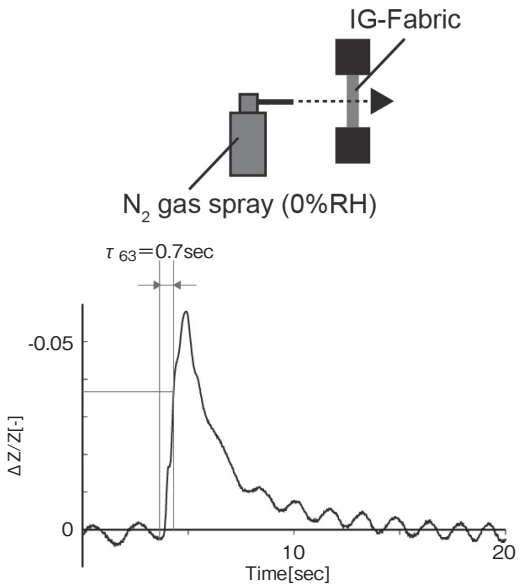

図6　IG-Fabric（ベンコット）の湿度変化に対する応答速度

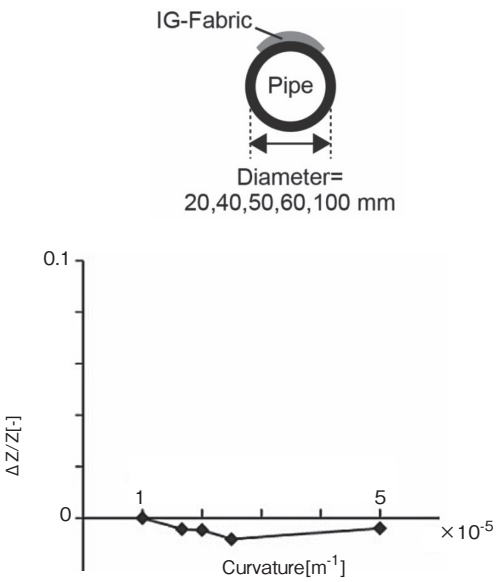

図7　IG-Fabric（ベンコット）の曲げに対する応答速度

ると考えられる．

次に応答速度に関する実験について述べる．図6上に示すようにIG-Fabric（ベンコット）の上下を治具で固定し窒素ガスを噴射した．この時の実験環境は湿度40%RH，窒素ガスの湿度は0%RH，ガスの噴射時間は0.1秒である．図6下にガス噴射時のインピーダンス変化を示す．この時の応答速度の指標である63%応答（τ_{63}）は，約0.7秒であった．これは市販のCMOS湿度センサの応答速度の約10倍速い値である[19]．これは，IG-Fabricが不織布の特徴である繊維が複雑に絡み合う構造を有するため，一般的な平面型のセンサに比べて表面積が大きく，また，隙間が多い構造であるためガス透過性が高いことが要因であると考えられる．

次にIG-Fabric（ベンコット）の柔軟性の評価を行った．図7上に示すようにIG-Fabricを円柱に固定し，曲率による曲げを与えた際のインピーダンスの変化率を計測した．実験に使用した円柱の直径は，20，40，50，60，100mmである．図7下に計測結果を示す．結果として，インピーダンス値は曲率によらずほぼ一定であることが分かった．これは，IG-Fabricを曲げても不織布の繊維が折り重なった構造が伸びを吸収してしまい，繊維自体が伸びないことが要因であると考えられる．

2．3　IG-Fabricを用いたマスク型呼気検出センサによる呼気検出実験

IG-Fabricを用いたアプリケーションのデモンストレーションとして，市販のマスクとの組み合わせによる呼気検出を行った．市販のマスクの外側の表面にイオン液体ゲルをコーティングした不織布を貼付した（図8）．これは，安全を考慮し

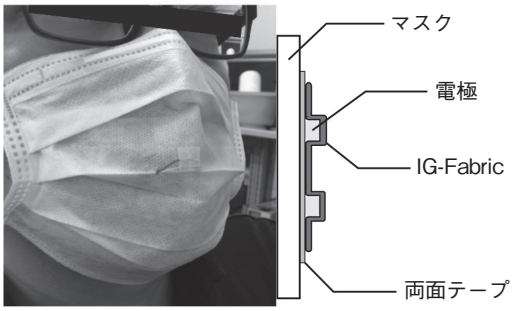

図8　マスク表面にIG-Fabricを固定した呼気検出デバイスを被験者が装着した様子

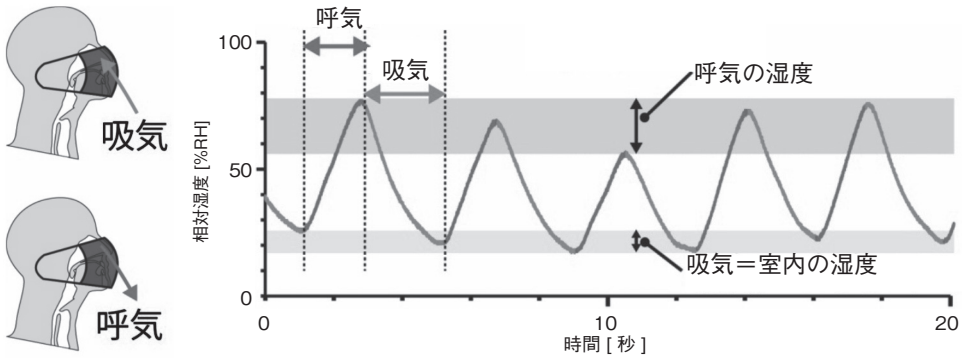

図９　IG-Fabric を用いた人間の呼気検出結果

イオン液体ゲルが直接被験者に触れないようにするためである．マスクを装着した被験者に呼吸をしてもらった際の計測結果を図９に示す．一般的に，湿度 40%RH 未満の乾燥した環境では，口腔や鼻孔の粘膜が乾燥し，インフルエンザウイルスの生存率が高くなるため，外気湿度の低い冬の時期には，加湿器やマスクを装着することで口腔内の湿度を 40%RH 以上に保つことが推奨されている．今回の実験でも，マスクを装着した被験者の呼吸による口腔内湿度の変動が 40%RH 以上に保たれていることが確認された．また，IG-Fabric のインピーダンスをモニタリングすることで，呼吸のリズムが検出可能であることから，睡眠時無呼吸症候群患者の呼吸モニタリングなどへの応用が期待される．

2．4　IG-Cloth を用いた T シャツ型発汗センサによる発汗検出実験

最後に，布の表面に形成したイオン液体ゲル湿度センサ（IG-Cloth）が，人間の発汗を検出できるかを確認するために，ポリエステル製の T シャツの胸部にイオン液体ゲル湿度センサを形成し，エクササイズ時の発汗およびクールダウンによる汗の乾燥を計測した．図 10 に湿度センサを製作した T シャツを被験者が身に着けている様子と，センサ部の拡大写真，図 11 にセンサ部の断面の概要図を示す．被験者には，最初，椅子に座って安静にしてもらい，その後，5 分間軽い強度の運動（スクワット）をしてもらい，その後再び椅子に座って安静にしてもらった．図 12 にポリエス

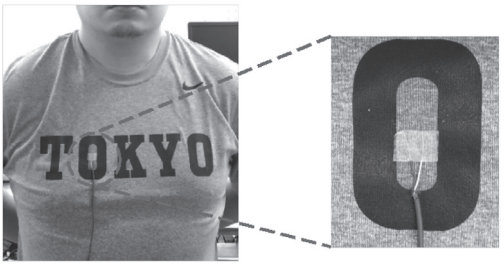

図10　ポリエステル製Tシャツ胸部に形成したIG-Cloth湿度センサ

図11　IG-Cloth湿度センサの断面図

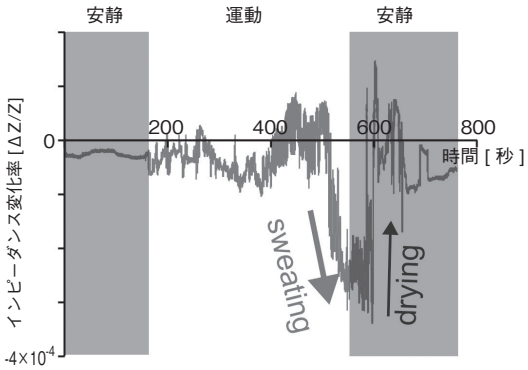

図12　IG-Cloth湿度センサを用いた発汗検出実験

テルTシャツ胸部に形成したイオン液体ゲル湿度センサの出力を示す．グラフから，運動開始後，すぐには汗は出ず，運動開始200秒後から汗が出てきていることが分かる．また，運動をやめた後も1分程度は汗が出続け，その後，汗が乾燥していくことが分かった．以上より，運動に伴う発汗によるTシャツの湿度の上昇，安静にすることにより発汗が止まり，ポリエステル素材の持つ速乾性の特徴によるTシャツの湿度の低下が計測により確認された．

3. 結　論

本研究では，不織布にイオン液体ゲルをコーティングすることで，フレキシブルな湿度センサを製作した．不織布にコーティングしたイオン液体ゲルのインピーダンスは，相対湿度40%から80%までの間で，線形に変化することを確認した．また，アプリケーションのひとつとして，ポリエステル製のTシャツの表面に湿度センサを形成し，運動時の発汗の様子のモニタリングを行った．本研究の，繊維にイオン液体ゲルをコーティングする技術を用いた湿度センサの作成方法により，衣服などの繊維の表面に湿度センサの形成が可能となり，発汗を計測可能な衣類の製作が可能であると考える．具体例として，スポーツウェアに使用することで競技者の体温や発汗から，パフォーマンスに関わる重要な情報が取得可能である．また，マスクに本研究の機能性繊維を用いることで，口腔内の温度，湿度が計測可能であり，インフルエンザウイルスの繁殖を防ぐための指標として活用することができる．このように，ウェアラブルなセンサであるという特徴を活かし，体温や発汗の計測を通じた人間の健康管理の分野への応用が期待される．

謝　辞

本研究を遂行するにあたり，研究助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます．

文　献

1）総務省消防庁 , http://www.fdma.go.jp/
2）H. Farahani, R. Wagiran, M. N. Hamidon, “Humidity Sensors Principle, Mechanism, and Fabrication Technologies: A Comprehensive Review”, *Sensors*, **14**, 7881-7939（2014）
3）Z. M. Rittersma, “Recent achievements in miniaturized humidity sensors —a review of transduction techniques,” *Sensors and Actuators A*, **96**, 196-210（2002）
4）D. S. Silvester, “Recent advances in the use of ionic liquids for electrochemical sensing”, *Analyst*, **136**, 4871-4882（2011）
5）T. Welton, “Room-temperature ionic liquids. Solvents for synthesis and catalysis”, *Chemical Reviews*, **99**, 2071-2084（1999）
6）Z. Lei, C. Dai, B. Chen, “Gas solubility in ionic liquids”, *Chemical reviews*, **114**, 1289-1326（2014）
7）A. Finotello, J. E. Bara, D. Camper, R. D. Noble, “Room-temperature ionic liquids: temperature dependence of gas solubility selectivity”, *Industrial and Engineering Chemistry Research*, **47**, 3453-3459（2007）
8）M. G. Freire, L. M. N. B. F. Santos, A. M. Fernandes, J. A. P. Coutinho, I. M. Marrucho, “An overview of the mutual solubilities of water-imidazolium-based ionic liquids systems”, *Fluid Phase Equilibria*, **261**, 449-454（2007）
9）G. Li, Q. Zhou, X. Zhang, L. Wang, S. Zhang, J. Li, “Solubilities of ammonia in basic imidazolium ionic liquids”, *Fluid Phase Equilibria*, **297**, 34-39（2010）
10）A. Yokozeki, M. B. Shiflett, “Vapor-liquid equilibria of ammonia + ionic liquid mixtures”, *Applied Energy*, **84**, 1258-1273（2007）
11）A. Yokozeki, M. B. Shiflett, “Ammonia solubilities in room-temperature ionic liquids”, *Industrial and Engineering Chemistry Research*, **46**, 1605-1610（2007）
12）A. N. Soriano, B. T. Doma, M. H. Li, “Solubility of carbon dioxide in 1-ethyl-3-methylimidazolium tetrafluoroborate”, *Journal of Chemical and Engineering Data*, **53**, 2550-2555（2008）
13）Y. S. Kim, W. Y. Choi, J. H. Jang, K. P. Yoo, C.

S. Lee, “Solubility measurement and prediction of carbon dioxide in ionic liquids”, *Fluid Phase Equilibria*, 228-229, 439-445 (2005)

14) Akira Inaba, Yusuke Takei, et. al., “Ammonia Gas Sensing Using a Graphene Field-Effect Transistor Gated by Ionic Liquid”, *Sensors and Actuators B: Chemical*, 195, 15-21 (2013)

15) Akira Inaba, Yusuke Takei et. al., “Ionic liquid-gated graphene FET array with enhanced selectivity for electronic nose”, The 27th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS2014), San Francisco, USA, 326-329, 26-30 January (2014)

16) Yusuke Takei et. al., “Ionic Liquid based CO_2 Gas Sensor,” IUMRS-International Conference on Electronic Materials (IUMRS-ICEM 2012), C-4-I26-007, Yokohama, Japan, 23-28 September (2012)

17) M. Kawasaki, Y. Iwasa, “Electronics: 'cut and stick' ion gels”, *Nature*, 489, 510-511 (2012)

18) K. H. Lee, M. S. Kang, S. Zhang, Y. Gu, T. P. Lodge, C. D. Frisbie, “"Cut and stick" rubbery ion gels as high capacitance gate dielectrics”, *Advanced Materials*, 24, 4457-4462 (2012)

19) Sensirion SHT series, http://www.sensirion.com